



**FOTOBİYOMODÜLASYON UYGULAMASININ KANİN DİSTALİZASYON
HIZINA VE MİKTARINA OLAN ETKİLERİNİN KLİNİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yaman GÜRAY

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2022

Yaman GÜRAY tarafından hazırlanan “Fotobiyomodülasyon Uygulamasının Kanin Distalizasyon Hızına ve Miktarına Olan Etkilerinin Klinik Olarak Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. A. Sema YÜKSEL

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Başkan :

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Üye : Prof. Dr. Sevil AKKAYA

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Üye : Prof. Dr. Metin ORHAN

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Üye :

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

Tez Savunma Tarihi:

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

Prof. Dr. Adviye Gülçin SAĞDIÇOĞLU CELEP

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

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

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

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

Yaman GÜRAY

.....

FOTOBİYOMODÜLASYON UYGULAMASININ KANİN DİSTALİZASYON
MİKTARINA VE HIZINA OLAN ETKİLERİNİN KLİNİK OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Yaman GÜRAY

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Aralık 2022

ÖZET

Çalışmanın amacı, fotobiyomodülasyon uygulamasının çekimli tedavilerdeki kanin distalizasyon miktarı ve hızına olan etkisini, kontrol grubuyla karşılaştırmalı olarak incelemektir. Çalışmaya, dentoalveolar protrüzyon veya çapraşıklık nedeniyle birinci premolar çekiminini takiben maksiller kanin diş retraksiyonu gereken Angle Sınıf I veya Sınıf II malokluzyonlu 30 birey (ort.yaş., 15,3 yıl, Kontrol: 9 kız, 6 erkek; LPT: 7 kız, 8 erkek; toplam 60 çekim boşluğu) dahil edilmiştir. Diş çekimlerinden bir hafta önce 0.018 slot braketler ile bantlama ve braketleme işlemleri gerçekleştirilmiş, Goshgorian tipi TPA lar ankraj için uygulanmıştır. Diş çekimlerinden 1 hafta sonra tek bir araştırmacı tarafından 016 x 0.022 inc Beta- Titanium (TMA) telden bükülmüş olan PG Poul Gjessing retraksiyon arkları kullanılarak kanin dişlere 150 gram kuvvet verecek şekilde distalizasyonlara başlanmıştır. Biolux OrthoPulse™ ağız içi cihazı ile 850 nm dalga boyunda ve 63 mW/cm² (+/-13 mW/cm²) enerji yoğunluğundaki LED ışık kaynağı ile deney grubundaki bireylere günde 5 dakika olmak üzere toplam 84 gün boyunca, fotobiyomodülasyon uygulanmıştır. Bireylerden kanin retraksiyonu başlangıcı ve kanin retraksiyonun 21., 42., 63. ve 84. günlerinde (T0, T1, T2, T3, T4 sırasıyla) alınan alçı modeller üzerinde kanin ve molar dişlerin hareketleri 3Shape Orthoanalyzer programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Kontrol ve deney grupları arasında ortalamalar arasındaki farkın önemliliği “Student’s t” testiyle, normalden uzak dağılıma sahip olan sürekli sayısal değişkenler arasındaki farkın önemliliği ise “Mann Whitney U” testiyle incelenmiştir. Kategorik değişkenler ise süreklilik düzeltmeli “Ki-Kare” veya Fisher’in kesin sonuçlu olasılık testleriyle değerlendirilmiştir. Kanin distalizasyon hızı 84 günlük süre sonunda kontrol grubunda 1,02 mm/21 gün, fotobiyomodülasyon grubunda ise 1,36 mm/21 gün olduğu görülmüş (p<0.001), istatistiksel olarak anlamlı şekilde fotobiyomodülasyon grubunda %33 daha fazla diş hareketi görülmüştür. Ankraj kaybı, kanin ve molar dişin devrilme miktarları, kanin ve molar diş rotasyonları, kanin dişin vertikal hareketi ve interkanin- intermolar genişlikler açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Bilim Kodu :

Anahtar Kelimeler : Fotobiyomodülasyon, hızlandırılmış diş hareketi, kanin retraksiyonu, Orthopulse

Sayfa Adedi :

Danışman : Prof. Dr. A. Sema YÜKSEL

CLINICAL EVALUATION OF PHOTOBIOMODULATION EFFECT ON THE RATE AND AMOUNT OF CANINE DISTALIZATION TREATMENT

(Ph. D. Thesis)

Yaman GÜRAY

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES
2022

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of Light Emitting Photobiomodulation Therapy (LPT) using the OrthoPulse™ device to evaluate the rate of canine distalization between the photobiomodulation and the control group, after extraction of upper first premolars. This randomized clinical trial study was consisted of 30 patients (mean age, 15,3 years, control: 9 girls, 6 boys; LPT: 7 girls, 8 boys; totally 60 extraction spaces) with Angle class I or II malocclusions with dentoalveolar protrusion or crowding requiring the therapeutic extraction of the upper first premolars, followed by distalization of the upper canines. Canine distalization was initiated 1 week after the extraction of the upper first premolars by using the PG segmented canine retraction springs with the force of 150 gr on 0.016x0.022-inc Beta- Titanium (TMA) wire by using Goshgarian Transpalatal Arch as anchorage. LPT was applied by the Biolux OrthoPulse™ intra-oral device with 850 nm wavelength LED light and energy density of 63 mW/cm² (+/-13 mW/cm²) over a period of 84 successive days (5 minutes per day) over the movement of canine teeth on the LPT group. For each patient, the diagnosis was based on a standard orthodontic documentation with photographs, digital model cast, cephalometric and panoramic radiographies. The main outcome of this study was to assess the effects of LPT on the rate of orthodontic tooth movement. The secondary outcomes were measuring anchorage loss, canine rotation, molar rotation, canine vertical movement, canine inclination, molar inclination and intercanine- intermolar distances were evaluated on plaster models obtained at 0., 21., 42., 63. and 84. days (T0, T1, T2, T3, T4 respectively) using 3Shape Orthoanalyzer programme. Measurements were made by the same researcher and a blinded clinician. For statistical comparison, paired samples t-test and one-way analysis of variance (ANOVA) were used at P<0.05 level. Mean canine distalization rate was 1,02 and 1,36 mm/21 days at control and LPT group respectively and statistically significantly increase (%33) was observed (p<0.001) and had no adverse effect on anchorage loss. The amount of canine rotation, molar rotation, canine vertical movement, canine inclination, molar inclination and intercanine- intermolar distances were not statistically significantly different between control and LPT groups at any of the time points.

Science Code :

Key Words : Photobiomodulation, canine retraction, canine distalization, orthopulse

Page Number :

Supervisor : Prof. Dr. A. Sema YÜKSEL



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca engin bilgileriyle ve tecrübesiyle bana ışık tutup her konuda yanımda olan; çalışmalarımdayla ilgisini, desteğini ve sabrını esirgemeyen; güler yüzlülüğü ve şefkatinden bir an bile ödün vermeden meslek hayatıma ve geleceğime yön vermemde büyük katkısı olan sevgili hocam ve değerli danışmanım sayın Prof. Dr. A. Sema Yüksel'e,

Bilgi birikimi, tecrübesi, titizliği ve verdiği tüm emekleriyle eğitim hayatıma ve geleceğime yön veren değerli hocam Prof. Dr. Metin Orhan'a,

Doktora eğitim hayatım boyunca, engin bilgi ve tecrübelerini bana aktaran Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki çok değerli hocalarım Prof. Dr. Sevil Akkaya, Prof. Dr. Neslihan Üçüncü, , Prof. Dr. Emel Yücel, Prof. Dr. Tuba Tortop, Prof. Dr. Nilüfer Darendeliler, Prof. Dr. Lale Taner, Prof. Dr. Cumhur Tuncer, Prof. Dr. Burcu Baloş Tuncer, Prof. Dr. Selin Kale Varlık, Prof. Dr. M. Çağrı Ulusoy, Prof. Dr. Çağrı Türköz, Prof. Dr. Belma Işık Prof. Dr. Fatma Deniz Uzuner, Doç. Dr. Nehir Canıgür Bavbek, Dr. Öğr. Gamze Metin Gürsoy ve ayrıca Prof. Dr. Ali İhya Karaman'a,

İçten desteği, samimi dostluğu, insani değerleri, değerli yönlendirmeleri ve bilgi aktarımı ile mesleki hayatıma yapmış olduğı katkıları için Prof. Dr. Emine Uluğ Kaygısız, Doç. Dr. Erdal Bozkaya, Dr. Dt. Mümin Kırçalı, Uzm. Dt. Derviş Emre Ercan'a,

Bana verdikleri büyük destek ve güzel dostluklarının yanı sıra iyi günümde kötü günümde zihnimdeki tüm keyifli hatıralara katkıyla her zaman yanımda olan değerli kardeşim Dt. Hacı Fatih Ünver'e, kıdemlim ve iş arkadaşım Dr. Dt. Eren Korunmuş, eş kıdemlim Dt. Amir Mamusha, dönem arkadaşlarım, Dt. Nihan Toğral, Dt. Ulaş Öncel, Uzm. Dt. Burhan Barın, Dt. Zeynep Atmaca, Dt. Mehmet Salih Özaydın, Uzm. Dt. Begüm Ulaşan, , Uzm. Dt. Ecem Yazıcı, Dt. Türker Akdemir, Dr. Dt. Berk Köni, Dr. Dt. Altuğ Yeniay, Dr. Orkhan Sadigov, , Dr. Dt. Füsün Türkyılmaz, Dr. Dt. Ebru Küçükkaraca, Dr. Ozan Akıncı, Dt. Özge Demirdizen, doktora eğitim hayatımız boyunca her konuda her zaman yanımızda olan Jale Demirbaş'a,

Eş kıdemlilerim Uzm. Dt. Nazenin Danışman, Uzm. Dt. Derin Demircioğlu, Uzm. Dt. Yağmur Çaylak, Uzm. Dt. Fatma Tekin, Uzm. Dt. Eda Özeşer ve diğer tüm bölüm

arkadaşlarım, bölüm sekreterlerimize, hemşirelere, Ortodonti Anabilim Dalı yardımcı personeline,

Çalışmamızda kullandığımız Orthopulse cihazlarını cömertçe bağışlayan Biolux Research Ltd. firmasına,

Desteğini, sevgisini ve varlığını her zaman yanımda hissettiğim, her konuda beni teşvik ve takdir eden, biricik eşim Beril Güray’a,

Hayatım boyunca desteğini ve sevgisi yanımda hissettiğim, her konuda beni teşvik ve takdir eden, bu mesleği seçmemde en büyük sebebim olan ve her konuda örnek almış olduğum, varlığını her an kalbimde hissettiğim canım biricik merhum ağabeyim, meslektaşım Efe Güray’ a, varlıkları ve dostlukları ile bana güç veren ve bana bu satırları yazma mutluluğunu yaşatan meslektaşlarım, canım annem Dt. Nil Ayata ve canım babam Doç. Dr. Enis Güray’ a sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Ortodontik Diş Hareketi	5
2.1.1. Ortodontik diş hareket teorileri	5
2.1.2. Diş hareketinin safhaları.....	8
2.1.3. Periodontal doku reaksiyonları.....	9
2.1.4. Kemik remodellingini etkileyen faktörler	19
2.2. Diş Hareketini Hızlandırmak İçin Ortodontik Kuvvetle Birlikte Uygulanan Yöntemler.....	26
2.2.1. Dentoalveolar cerrahi uygulamalar	27
2.2.2. Farmakolojik uygulamalar	27
2.2.3. Cihaz destekli terapötik uygulamalar	27
2.3. Fotobiyomodülasyon.....	36
2.3.1. Fotobiyomodülasyonun nedir?	36
2.3.2 Fotobiyomodülasyonun tarihçesi.....	37
2.3.3. Işığın tanımı	39

	Sayfa
2.3.4. Fotobiyomodülasyon için uygun dozun belirlenmesi	40
2.3.5. Fotobiyomodülasyonun etki mekanizması ve fizyolojisi	45
2.3.6. Kemik metabolizmasıyla ilgili in-vitro çalışmalar	49
2.3.7. Klinik uygulamalar	50
2.4. Kanin Distalizasyonunun Mekanik Özellikleri	60
2.4.1. Kanin hareketi ve kuvvet sistemleri.....	60
2.4.2. Kanin distalizasyonu için optimal kuvvet.....	62
2.4.3. Çekim boşluğunun kapatılması.....	64
2.4.4. Ortodontik ankraj kavramı.....	71
2.4.5. Kanin dişin distal hareket miktarını ölçüm yöntemleri	71
2.4.6. Kanin dişin devrilme miktarının ölçülme yöntemleri.....	72
2.4.7. Kanin dişin rotasyon miktarının ölçüm yöntemleri	73
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	75
3.1. Bireyler.....	75
3.2. Yöntem	76
3.2.1. Orthopulse cihazının tanıtımı, kullanımı ve hasta takibi	81
3.3. Model Analizi.....	84
3.3.1. Model analizindeki tanımlayıcı noktalar.....	84
3.3.2. Modellerin karşılaştırılması	84
3.3.3. Kanin distalizasyon miktarının ve hızının ölçülmesi.....	86
3.3.4. Kanin rotasyon miktarının ölçülmesi.....	88
3.3.5. Kanin vertikal hareketinin ölçülmesi	90
3.3.6. Ankraj kaybının ölçülmesi	91
3.3.7. Molar rotasyon miktarının ölçülmesi.....	92

	Sayfa
3.3.8. İnterkanin ve intermolar genişliklerin ölçülmesi	94
3.4. Sefalometrik Ölçümler	94
3.4.1. Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan noktalar	94
3.4.2. Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan düzlemler	95
3.4.3. Sefalometrik radyografide kullanılan ölçümler	95
3.5. İstatistiksel Analiz	100
4. BULGULAR	103
4.1. Metot Hatasının Değerlendirilmesi	103
4.2. Tamamlayıcı Bulgular	104
4.3. Model Analizi Bulguları	104
4.3.1. Kanin distalizasyon miktarı ölçümüne ait bulgular	105
4.3.2. Kanin distalizasyon hızına ait bulgular	106
4.3.3. Kanin rotasyon miktarına ait bulgular.....	106
4.3.4. Kanin vertikal hareketine ait bulgular.....	109
4.3.5. Molar rotasyonuna ait bulgular	110
4.3.6. Ankraj kaybına ait bulgular.....	112
4.3.7. Kanin dişlerin birim distalizasyonunda kanin dişlerde meydana gelen rotasyon, eğilme ve molar dişlerde meydana gelen ankraj kaybına ait bulgular	114
4.3.8. İnterkanin ve intermolar göneşliklerine ait bulgular.....	115
4.4. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Açısal Ölçümlerin Bulguları	117
4.4.1. İskeletsel yapıda ve keser dişlerde izlenen değişimler.....	118
4.4.2. Kanin ve molar dişlerde meydana gelen devrilme miktarlarına ait bulgular	120
4.5. PG retraksiyon Zembereklerine Ait Bulgular	120
4.6. POST-HOC (Ardıl) POWER (Güç) Analizine Ait Bulgular	121

	Sayfa
5. TARTIŞMA	123
5.1. Çalışmanın Amacı	123
5.2. Bireyler ve Yöntem	123
5.2.1. Birey seçim kriterleri	123
5.2.2. Yöntem.....	125
5.3. Bulgular	132
5.3.1. Model Analizi Bulguları.....	132
5.3.2 Sefalometrik ölçümler ile elde edilen sonuçlar.....	146
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	155
KAYNAKLAR.....	157
EKLER.....	189
EK-1. Kocaeli Üniversitesi Klinik Araştırma Etik Kurul Değerlendirme Formu.....	190
EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (BGOF)	192
EK-3. Onam Formu.....	193
ÖZGEÇMİŞ	194

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Her bir izlem zamanı içerisinde dış hareketlerine ilişkin gözlemciler arası uyum sonuçları	103
Çizelge 4.2. Gruplara göre olguların demografik ve klinik özellikleri.....	104
Çizelge 4.3. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarının uygulama başı ve sonu model analizi değerleri arasındaki farkların grup içi ve gruplar arasında karşılaştırılmasına ilişkin bulgular	104
Çizelge 4.4. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin distalizasyon ve kanin rotasyon düzeyleri	108
Çizelge 4.5. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında kanin distalizasyon ve kanin rotasyon ölçümlerinde meydana gelen değişimler	109
Çizelge 4.6. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin vertikal hareket ve molar rotasyon düzeyleri	111
Çizelge 4.7. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında molar rotasyon ölçümlerinde meydana gelen değişimler	112
Çizelge 4.8. Olgular içerisinde gruplara ve izlem zamanlarına göre ankraj kayıpları....	114
Çizelge 4.9. Gruplara göre her 1 mm'lik kanin distalizasyonunda meydana gelen kanin devrilme, kanin rotasyon açısındaki ve ankraj kaybındaki milimetrik değişimler	114
Çizelge 4.10. Gruplara ve izlem zamanlarına göre interkanin ve intermolar genişlik düzeyleri	116
Çizelge 4.11. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında interkanin ve intermolar genişlik ölçümlerinde meydana gelen değişimler	117
Çizelge 4.12. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarının uygulama başı ve sonu lateral sefalometrik film analizinde kullanılan açısal ölçümlerin değerleri arasındaki farkların grup içi ve gruplar arasında karşılaştırılmasına ilişkin bulgular.....	117
Çizelge 4.13. Gruplara ve izlem zamanlarına göre olguların sefalometrik ölçümleri...	118
Çizelge 4.14. Gruplara ve izlem zamanlarına göre olguların sefalometrik ölçümleri - devamı	119
Çizelge 4.15. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin ve molar devrilme açıları	120
Çizelge 4.16. 20 örnek üzerinden değerlendirilen PG sonuçları	121

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Cerrahi lazer ve later kaynaklı oluşan ısıya aralığına bağlı görülen biyolojik reaksiyonlar	38
Şekil 2.2. 1665 yılında Isaac Newton tarafından yapılan deney, prizmanın görünür bölgedeki ışığı farklı dalga boyutlarına göre farklı açılarda kırıldığını göstermiştir	39
Şekil 2.3. Baxter'in belirttiği 'terapötik pencere'	42
Şekil 2.4. Düşük doz lazerin kalp krizi riskini azaltması.....	43
Şekil 2.5. 3 boyutlu Arndt Schulz modeli.....	45
Şekil 2.6. OrthoPulse™ light accelerated orthodontics, clinical and scientific dossier, bölüm 3, çalışma mekanizması.....	46
Şekil 2.7. Orthopulse™ light accelerated orthodontics, clinical and scientific dossier, bölüm 3, çalışma mekanizması şeması.....	47
Şekil 2.8. Fotobiyomodülasyona bağlı olarak CCO moleküllerine absorbe edilen fotoların şeması.....	48
Şekil 2.9. Ga-As (808 nm) lazer uygulamasının insan nöronal hücre kültüründe ATP üretimini artırması	49
Şekil 2.10. Space closure and anchorage control.....	61
Şekil 2.11. Üstteki şekilde, sağ üst PG zembereğinin okluzal görüntüsü, alttaki şekilde ise palatal görüntüsü görülmektedir	68

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Referans tellerinin milimetrik kağıttaki görüntüsü	78
Resim 3.2. Kanin retraksiyonu başı ve sonu lateral sefalometrik radyografların görüntüsü.....	78
Resim 3.3. Kanin retraksiyonu başı ve sonu panoramik radyografların görüntüsü	78
Resim 3.4. PG retraksiyon zembereğinin milimetrik kağıttaki hazırlama şekli.....	79
Resim 3.5. PG retraksiyon zembereğinin aktivasyon öncesi oluşturduğu kuvvetin ölçülme şekli	79
Resim 3.6. PG retraksiyon zembereğini aktivasyon sonrası oluşturduğu kuvvetin ölçülme şekli	80
Resim 3.7. Distalizasyon başı ağız içi cephe görüntüsü	80
Resim 3.8. Distalizasyon sonu ağız içi cephe görüntüsü	80
Resim 3.9. Distalizasyon başı ağız içi sağ sol görüntüleri.....	81
Resim 3.10. Distalizasyon sonu ağız içi sağ sol görüntüleri	81
Resim 3.11. Distalizasyon başı ve sonu okluzal görüntüleri	81
Resim 3.12. Orthopulse cihazının görüntüsü.....	82
Resim 3.13. Orthopulse cihazının Türkçe kullanım kılavuzu.....	82
Resim 3.14. Orthopulse cihazını kullanan gruptaki bireylerin, cihazları kullanım yüzdelerinin görüldüğü programdan alınan ekran görüntüsü.....	83
Resim 3.15. Orthopulse cihazının akıllı telefon ile bağlantı şeklinin ve ağız içerisindeki kullanımının görüntüleri	84
Resim 3.16. Çakıştırma öncesi modeller	85
Resim 3.17. Çakıştırılacak noktaların belirlenmesi	85
Resim 3.18. Modellerde çakıştırılacak yüzeylerin belirlenmesi.....	86
Resim 3.19. Çakıştırılmış modeller	86
Resim 3.20. Çakıştırılan modellerde kanin kasp tepelerinin işaretlenmesi ve birbirlere arasındaki mesafenin ölçülmesi.....	87

Resim	Sayfa
Resim 3.21. Çakıştırılan modellerde kanin kasp tepelerinin işaretlenmesi ve birbirleri arasındaki mesafenin ölçölme görüntüsünün daha yakından yapılan ekran kaydı	88
Resim 3.22. T0 modelinde kanin rotasyonu değeriinin ölçölmesi.....	89
Resim 3.23. T1 modelinde kanin rotasyonu değeriinin ölçölmesi	89
Resim 3.24. Horizontal düzlemin oluşturulması	90
Resim 3.25. Oluşturulan horizontal düzlemin sagittal görüntüsü	91
Resim 3.26. akıştırılmış modeller üzerinde kanin tüberkül tepesinin horizontal düzleme olan mesafesinin ölçölmesi.....	91
Resim 3.27. akıştırılmış modeller üzerinde ankraj kaybının değeriendirilmesi	92
Resim 3.28. T0 modelinde molar rotasyon değeriinin ölçölmesi.....	93
Resim 3.29. T1 modelinde molar rotasyon değeriinin ölçölmesi.....	93
Resim 3.30. Çakıştırılan modellerde interakinin ve intermolar mesafelerin ölçölümü.....	94
Resim 3.31. Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan noktalar	97
Resim 3.32. Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan düzlemler	98
Resim 3.33. Dişsel açısal ölçölmler	99
Resim 3.34. İskeletsel açısal ölçölmler	100

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
α	Alfa
β	Beta
ATP	Adenozin trifosfat
BMP	Bone morphogenetic proteinler
D₃	Vitamin D3
ECM	Hücre dışı matris
FGF	Fibroblast büyüme faktörü
HBGF	Heparin binding factor
IGF-I	İnsülin benzeri büyüme faktörü I
IGF-II	İnsülin benzeri büyüme faktörü II
M-CSF	Koloni stimüle edici faktör
MMPs	Matrix metalloproteinase
NO	Nitrik oksit
OPG	Osteoprotegerin
OPN	Osteoblastlar tarafından üretilen osteopontin
PDL	Periodontal ligament
PGE₂	Prostaglandin E ₂
TGFβ	Transforming growth β
TNF	Tumor nekrozis factor

1. GİRİŞ

Günümüzde hastaların, diş ve yüz estetiği nedeniyle ortodontik tedaviye olan ilgileri oldukça artmıştır. Sağlık alanında gerçekleşen teknolojik gelişmeler doğrultusunda tedavilerde kullanılan aparey çeşitleri ve braket tipleri de gelişmekte ve dolayısıyla hastaların daha hızlı ve estetik tedavilere olan ilgileri de artmaktadır. Şeffaf braketler, şeffaf plaklar, sürtünmesi azaltılmış sistemler ve daha hafif kuvvetlerin uygulanması gibi özel yaklaşımlarla birlikte, tedavi süresini kısaltıcı yeniliklere de ihtiyaç duyulmuştur. Erişkinler ve ergenlik dönemindeki bireylere uygulanacak ortodontik tedavi yöntemleri, psikolojik, biyolojik ve klinik açıdan farklılık göstermektedir [1]. Erişkinlerde, hücre hareketi ve kollajen liflerinin değişimi gençlere göre daha yavaş, hyalinizasyon oluşum olasılığı daha yüksek ve periodontal komplikasyonlara eğilim daha fazladır [2].

Günümüzde kullanılan konvansiyonel tedavi yöntemleriyle yapılan aktif ortodontik tedavi ve bunu takip eden pekiştirme dönemi ile ortodontik tedavinin süresi tahmin edilebilmekte [3], [4]. Ortodontik tedavi süresinin artışı, kök rezorpsiyonu, gingival inflamasyon, çürük riski arttırmakta, bu durum da hastaların tedaviye karşı olan motivasyonlarını azaltmaktadır. Çekimli ve çekimsiz ortodontik tedavi süreleri karşılaştırıldığında özellikle kanin distalizasyon aşamasının uzun zaman aldığı belirtilmektedir [4]–[6]. Ortodontistlerin sıkça karşılaştığı, “tedavinin ne zaman biteceği” sorusu, ortodontistleri her zaman daha hızlı ve daha etkili tedavi yöntemleri arayışına yöneltmektedir.

Büyük olasılıkla gelecek kuşaklar 21. yüzyılın ilk çeyreğini “Hızlanma Döneminin Başlangıcı” olarak anacaklardır. İletişimin bu derece hızlanmış olması, internet ve sosyal medya sayesinde bilginin yağmur gibi üstümüze yağması, insanoğlunu sabırsız, kolay elde etmeye alışmış ve kolay tüketen bireyler haline getirdi. Hiçbir konuda sabrımız kalmadığı gibi, aceleci bir karakter yapısı da bizleri ele geçirdi.

Doğal olarak bu hızlanmanın diş hekimliğinin tüm dallarına önemli etkileri olmuştur. Teşhis araçları gelişip hızlanırken, tedavi teknoloji ve yöntemleri de yenilenmiş, hızlı ve etkili sonuçlar elde etmemizi sağlamıştır. Bu durum, hasta konforunu olumlu olarak etkilemiş daha önce defalarca gelip giderek tedavi olan hastalarımız birçok branşta çok kısa sürede sonuç almaya alışmışlardır.

Son yıllardaki bu “hızlı” hız artışı doğal olarak hastalarımızın ortodontik tedaviden beklentilerini de değiştirmiştir. Birkaç yıllık ortodontik tedavi süreci, bu sabırsız ve aceleci nesil için katlanılamaz bir süreç olarak değerlendirildiğinden, ortodontik düzensizliğin hızlı sonuca yönelik estetik uygulamalar ve estetik protetik restorasyonlar ile giderilmesi, bireylerin daha sağlıklı olan tedavi yöntemlerinden uzaklaşmalarına da neden olmuştur.

Tedavi süresini kısaltma ve daha konforlu tedavilerin gerçekleşebilmesi amaçlarıyla, self-ligating braket sistemleri ve robot yardımı ile şekillendirilen ark telleri (Robot Preformed Archwires) gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir [5], [6]. Böylece, sürtünme kuvveti azaltılmış ve hekimlerin hasta başında geçirdikleri süre de en aza indirilmiştir.

Sürtünme kuvvetinin, tek başına ortodontik diş hareketlerinde kritik bir faktör olmadığı ve ark teli ile braket arasındaki bağlanmanın, diş hareketlerinde daha önemli bir role sahip olduğu belirtilmiştir [5]–[8]. Hangi tip braket sisteminin kullanıldığından veya sürtünme kuvvetinden bağımsız olarak, diş hareketi baskı oluşan bölgede rezorpsiyonun, gerilim bölgesinde ise kemik formasyonunun olduğu metabolik bir olay olarak gerçekleşmektedir [9]. Ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla farmakolojik ajanlar, dentoalveolar cerrahi yöntemler, ışık, elektrik akımı ve vibrasyon uygulamaları kullanılmıştır [10]–[12], [12]–[16].

Cerrahi destekli hızlandırılmış ortodontide klinisyenler, dentoalveoler yapının çevresinde, cerrahi flap kaldırıp, rotary ve el aletleriyle ya da piezoelektrik yöntemini kullanarak bukkal ve lingual alveoler kemikte dekortikasyon alanları yaratarak diş hareketlerini hızlandırmışlardır [12], [14], [17]–[19]. Cerrahi destekli girişimler sonucunda birbirinden farklı sonuçlara ulaşılmış [20]–[23] ve hızlandırılmış ortodonti adına önemli adımlar atılmıştır; ancak kortikotomi yapılan taraftaki yara bölgesinin iyileşmesiyle, hızlanan diş hareket miktarının, tekrar kontrol taraftaki hareket hızına düştüğü belirtilmiştir. Cerrahi yöntemler ile her ne kadar etkili ve tahmin edilebilir sonuçlara ulaşılsa da, invaziv bir işlem olması sebebiyle potansiyel enfeksiyon riskini arttırdığı belirtilmektedir [24]–[26].

Diş hareketlerini hızlandırmaya yönelik daha az invaziv olan yöntemlere yönelik literatür incelemesi yapıldığında lokal kimyasal yöntemlerin araştırıldığı; endotelial büyüme faktörleri [27], osteokalsin ve prostoglandin gibi osteoklast prekürsörleri[28], kemik rezorpsiyon faktörleri olan RANKL faktörleri [29] , lökotrienler ve makrofaj koloni stimüle edici faktörleri denendiği [30] görülmektedir.

Ortodontik diş hareketlerini hızlandırmak amacıyla cihaz destekli teröpatik uygulamalar kullanılmaya başlanmış ve bu amaçla:

- Elektrik akımları [31],
- Elektro manyetik alan [32],
- Düşük seviyeli ultrason terapisi [33],
- Döngüsel kuvvetlerle titreşim [34],
- Rezonans titreşimi [35] ve
- Fotobiyomodölasyon [36] uygulamaları denenmiştir.

Çalışmamızın amacı, fotobiyomodölasyon uygulamasının Angle Sınıf 1 veya Sınıf II malokluzyona sahip bireylerde üst 1. premolar diş çekimli ortodontik tedavinin PG kanin distalizasyon zembereği ile kanin distalizasyonu aşamasında distalizasyon hızı, miktarı, hareket tipi ve ankraj kaybına olan etkilerinin 3 boyutlu olarak kontrol grubuyla karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Çalışmamızda hipotez, “Fotobiyomodölasyon uygulamasının, kanin dişlerinin distalizasyon miktarı ve dolayısıyla distalizasyon hızını arttıracaktır,” şeklinde oluşturulmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

2.1.1. Ortodontik diş hareket teorileri

Ortodontik diş hareketleri, mekanik ve biyolojik olaylardan oluşmaktadır [37]. Ortodontik diş hareketlerinin temel biyolojik mekanizmasını, eksternal olarak uygulanan bir kuvvetten sonra dentofasiyal yapılarda fizyolojik dengeyi kurmak amacıyla oluşan biyolojik olaylar zinciri oluşturmaktadır [38]–[40]. Ortodontik tedavi, dişlerde ve dişlerle ilişkili yapılarda (hatta suturalar ve temporomandibular eklemden) çeşitli değişiklikler oluşturan kuvvetlerin kullanımını ve kontrolünü kapsamaktadır. Ortodontik kuvvetler, diş hareketleri sırasında hastanın yaşının yanı sıra uygulanan kuvvetin büyüklüğü, yönü, süresi ile de ilişkili olarak periodonsiyumda (gingiva, periodontal ligament, kök sementi, alveolar kemik) çeşitli değişiklikler oluşturmaktadır [2].

Ortodontik kuvvetin, diş hareketi ile sonuçlanma süresince alveoler kemikte meydana gelen apozisyon ve depozisyon olaylarına remodelling denmektedir [42]. Uygulanan kuvvetin, biyolojik aktiviteye dönüşme mekanizması henüz tam olarak anlaşılamamış olsa da muhtemel 3 ortodontik diş hareket teorisi olduğu düşünülmektedir [41]. Bunlar:

1. Kemik- bükülme teorisi,
2. Biyoelektrik teori,
3. Basınç- gerilim teorisidir.

Kemik- bükülme teorisi

Farrar [43], dişe uygulanan ortodontik kuvvetin, dişe komşu olan tüm dokulara iletildiğini ve bu kuvvetlerin, kemiği, dişi ve periodontal dokuların katı yapılarını büküğünü savunmuştur. Kemiğin, diğer dokulara göre daha elastik olması sebebiyle rahatlıkla bükülebilmesi, diş hareketinin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Çekim tarafında diş hareketinin daha hızlı gerçekleşmesi ve genç bireylerde kemik kalsifikasyonunun az

olmasına bağılı olarak erişkinlere göre daha hızlı diş hareketinin görülmesi örneklerinin bu teoriyi desteklediğı düşünölmektedir [39], [44].

Biyoelektrik teori

ilk kez Basset ve Becker [45] adlı araştırmacılar tarafından ileri sürölen biyoelektrik teorisi, kemik esnediğinde ya da büköldüğünde ortaya çıkan elektrik sinyaller tarafından kontrol edilen kemik metabolizmasında bazı değışimlerin oluşmasıdır. Basınç etkisiyle kristallerde meydana gelen yer değıştirme sonucu oluşın elektrik akımına, “piezoelektrik” denilmiştir. Bu sinyallerin iki temel karakteristiğı vardır:

- 1) Piezoelektrik sinyalleri, kuvvet uygulandığında oluşmakta; ardından ani bir düşüş göstermekte, hatta kuvvet devam etmesine rağmen yok olmaktadır.
- 2) Kuvvet kaldırıldığında, zıt yönde eşit sinyal oluşturmaktadır.

Kuvvetin etkisiyle kemik bükölüp kristal yapı deforme olduğunda, elektronlar yer değıştirirler, iyonlar birbirleriyle etkileşime geçip elektrik alanı oluşturmakta ve ısı değışimleri meydana gelmektedir. Canlı kemik içindeki sıvıda bulunan iyonlar, kemik büköldüğünde ortaya çıkan elektrik alanlarından etkilenirler ve elektrik sinyallerinin yanı sıra ısı değışimlerine de sebep olmaktadırlar. Sonuç olarak hücre dışı sıvıda ısı yayılımı ve elektrik iletimi gözlenmektedir. Bu küçük voltajlar, “akım potansiyeli” (steaming potential) olarak adlandırılmaktadır. Bu sinyallerin olmaması, kemik mineral dokusunun azalmasına ve genel iskeletsel atrofinin görülmesine sebep olduğü düşünölmektedir. Bu durum astronotlar üzerinde ispat edilmiş, ağırlıksız ortamda normal yerçekiminde olduğü gibi kemiğe gelen kuvvetler doğrultusunda kemiğin esnememesi sebebiyle iskeletsel atrofiler meydana gelmiştir. Baskı sonucu oluşın sinyaller iskelet sisteminin korunmasında oldukça önemli rol oynamaktadır. Aynı şekilde normal çığneme fonksiyonu sırasında alveol kemiğin bükölmesiyle ortaya çıkan sinyaller, diş çevreleyen kemiğin korunması ve kuvvet iletimi açısından oldukça önemli bir rol oynamaktadır [38]. Bu sinyaller, piezoelektrik sinyallerinden farklı olarak eksternal elektrik alanı tarafından da oluşturulabilmekte ve hücresel aktiviteyi değıştirebilmektedir. Kuvvet etkisiyle kemikte oluşın bu elektrik kutuplaşmasının kemik rezorpsiyon ve apozisyonunu başlatan stimulus olduğü söylenmektedir [38], [46]. Kemikte mevcut olan ve gerilim altında bulunmayan diğör bir sinyal ise “biyoelektrik potansiyeli” olarak adlandırılmaktadır. Metabolik olarak aktif olan

kemik, aktivitesiyle doğru olantılı olarak elektronegatif değişiklikler göstermektedir [47]. Kuvvetin etkisiyle kemikte meydana gelen bükülme, periodontal ligamentte de değişikliğe sebep olmaktadır [41], [48]. Periodontal lifler, ortodontik kuvvet ve dentoalveolar yapı arasındaki elektro- kimyasal ilişki doğrultusunda, kemikte stres oluşturmaktadır. Elektronegatif elektrik yükünün olduğu yüzeyde osteoblastik aktivite artışı, elektropozitif yükün olduğu yüzeyde ise osteoklastik aktivite artışı olduğu bildirilmiştir [49]. Davidovitch ve arkadaşları [50], [51], ortodontik kuvvet ile birlikte uygulanan dış kaynaklı elektrik akımlarının, hücresel cevabı ve dolayısıyla diş hareket hızını arttırdığını bildirmişlerdir. Kemğin bükülmesinden kaynaklanan piezoelektrik cevabın, “ilk hücresel cevap” olarak fonksiyon gösterdiğini ileri sürmüşlerdir.

Basınç- gerilim teorisi

Elektrik sinyallerinden çok kimyasal sinyallere dayanmaktadır. Bu teoride, basınç sonucunda dişin ligament içindeki pozisyonu değişmekte ve periodontal ligamentteki kan akımında da değişiklik oluşmaktadır. Periodontal ligamentin sıkıştığı bölgelerde kan damarları daralarak akım azalırken, gerilim altındaki tarafta kan damarları genişleyerek akım sabit kalır veya artar [52]–[55]. Kan akımındaki değişiklikler hızlı olarak kimyasal çevrede değişiklik yaratır. Basınç bölgesinde PDL’de vasküler daralma nedeniyle hücrelere giden oksijen seviyesi azalmakta ve dolayısıyla adenosine triphosphate (ATP) azalmaktadır. Bu değişiklikler ise direkt veya indirekt olarak hücre yenilenmesinde azalmaya sebep olmaktadır. Gerilim bölgesinde PDL liflerinin uzamasıyla oluşan stimülasyon neticesinde hücre üretimi artmaktadır. Proliferatif aktivite lif üretimini de artırır [38].

1932’de Schwartz [52], kapiller kan basıncıyla, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne karşı oluşan doku cevabının ilişkili olduğunu söylemiş ve ortodontik tedavi boyunca uygulanan kuvvetin kapiller basıncını (20-25g/cm² kök yüzeyi) geçmemesi gerektiğini söylemiştir. Eğer bu basınç kuvveti, kan basıncından büyük olursa doku nekrozunun görüleceğini, az olursa dişte herhangi bir reaksiyon görülmeceğini bildirmiştir.

Ortodontik kuvvetlerin dentoalveolar dokular üzerindeki etkilerini histolojik olarak ilk defa 1904 yılında, köpeklerin kanin dişlerinde inceleyen Carl Sandstedt [56]’in çalışmasını, Bister ve arkadaşları [53], tekrar değerlendirerek, gerilim bölgesinde alveolar kemğin

dişin kök yüzeyine bakan yüzünde yeni kemik yığılımı olduğunu, basınç bölgesinde ise kemik rezorbsiyonu olduğunu bildirmişlerdir. Basıncın fazla olduğu durumlarda, PDL'nin nekrotik hale geldiği ve alveolar kemik rezorpsiyonunun zamanla nekrotik dokuya doğru ilerlediğini gözlemlemiş, bu olaya da “undermining rezorbsiyon” demiştir.

2.1.2. Diş hareketinin safhaları

1962’de Burstone [57] diş hareketinin hızını, başlangıç (initial) safhası, duraklama (lag) safhası ve son (postlag) safha olarak tanımlamıştır.

Başlangıç safhası, diş kuvvet uygulandıktan hemen sonra oluşan hızlı bir hareketle karakterizedir. Bu hareket, periodontal ligament boşluğunda dişin yer değiştirmesini sağlayacak miktarda ve periodontal dokuların viskoelastik deformasyonlarıyla ilişkilidir. Hareketin süreci 24 saat ile 2 gün arasında değişmektedir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak periodontal ligamentte basınç ve gerilim bölgeleri oluşmakta, dolayısıyla damarların ekstrasvazasyonu ile birlikte inflamatuvar hücreler ve osteoblast- osteoklast progenitörleri hareket bölgesine gelmektedir.

2. safhada (duraklama, lag), nispeten daha düşük hızda yer değiştirme hareketi olur ya da hiç hareket olmaz. Bu safha viskoelastik deformasyondan kemik remodellingine geçiş periyodudur. Bu safhada basınç bölgesindeki periodontal ligamentte hyalinizasyon görülmekte ve bu nekrotik doku, hücreler tarafından ortadan kaldırılana kadar hareket duraklamaktadır [39]. 20 ile 30 gün aralığında olan bu safha boyunca alveol kemiğin periodontal aralığa yakın olan bölgesinde indirekt rezorpsiyon meydana gelmektedir. Basınç uygulanan kemik ve periodontal ligamentte oluşan nekrotik doku, osteoklastlar ve makrofajlar tarafınan yıkıma uğramaktadır [45], [47].

3. Safhada ise diş hareket hızında, ilave bir kuvvet olmaksızın hücresel resorpsiyona ve apozisyona bağlı olarak kademeli veya ani olarak artış görülmektedir. Genellikle başlangıç kuvvetinin verilmesinden 40 gün sonra gerçekleşir [11]. Hatta Melsen[59]’e göre dişin hareketi boyunca, nekrotik dokudaki yapım ve yıkım olayları sürekli olarak devam etmektedir.

2.1.3. Periodontal doku reaksiyonları

Henneman [60], mekanik olarak uygulanan ve bir dişi paralel olarak hareket ettirebilecek miktardaki kuvvetin, doku ve hücrelerde oluşturduğu cevabı 4 aşamada tanımlamıştır:

1. PDL matrix gerilimi ve sıvı akışı,
2. Hücre gerilimi,
3. Hücre aktivasyonu ve farklılaşması,
4. Remodelling

Matrix gerilimi ve kan akışı

Dişe kuvvet uygulandıktan hemen sonra diş, soketi içerisinde belirli bir miktar hareket edip, alveol kemik duvarına yaslanır ve uygulanan kuvvet miktarı ve süresine göre periodonsiyumda bazı histolojik değişimler meydana gelir. Kuvvet yönünde yani dişin hareket ettirilmesi istenen tarafta bir *baskı bölgesi veya sıkışma bölgesi* oluşur. PDL ve kemik matrixdeki gerilim sonucu her iki PDL ve kemik dokuya sıvı akışı başlar [60]. Alveol kemiğinde bu gerilime karşı oluşan reaksiyonlar, sıvı akışı, bir teori ile açıklanmaktadır. Bu teoriye göre, sıvı akışını kemik lakünaları içerisindeki osteositler oluşturmaktadır. Bu hücreler “canaliculi” denilen ince kemik kanallarından geçen sitoplazmik çıkıntılarla birbirlerine bağlıdırlar. Kemikte oluşan bu gerilim, osteositlerde baskı oluşturmakta ve bu baskıyı kesmek amacıyla kanallarda sıvı akışı başlamaktadır. Kanallardaki kan akışının azaldığı ya da baskılandığı bölgelerde osteositlerde apoptozis meydana gelmekte ve daha sonra osteoklastlar bu alana doğru çekilmektedirler [61].

Sıvı akışını sağlayan faktörlerden birincisi, external kuvvetler tarafından kemik hücrelerinde direkt mekanik bir etkinin oluşturulması [62], diğeri ise; kemikte oluşan mikro hasarların hücresel cevabı oluşturabileceği görüşüdür. Bu görüşe göre, materyal yorgunluğu nedeniyle kemikte oluşan mikro kırıkların etrafındaki osteositlerin apoptozisine ve osteoklastların bölgeye gelmesine neden olur [63]. Hayvan deneylerinde kemiğe mekanik bir kuvvet uygulandıktan sonra (12 saat), apoptotik osteositlerin sayısının artmasıyla osteoklast hücrelerinin sayısının artması arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu görülmüştür [64].

Bütün diş hareketlerinde, periodonsiyumda görülen histolojik değişiklikler birbirine benzemektedir. Ortodontik kuvvetin şiddeti fazla olduğunda başlangıçta görülen histolojik olaylar farklı olmasına rağmen, daha sonra görülen histolojik olaylar aynıdır. Ayrıca ortodontik hareketin cinsine göre, oluşan histolojik reaksiyonların görüldüğü yerler de değişiklik göstermektedir. Bir dişe kuvvet uygulandığında periodontal aralık daralmakta, liflerin gerildiği tarafta ise periodontal aralık genişlemektedir. Periodontal liflerin sıkıştığı tarafta alveol kemiğinde rezorpsiyon, gerildiği tarafta ise apozisyon oluşmaktadır [65], [66].

Hafif veya orta şiddette uygulanan kuvvetin etkisiyle, basınç bölgesindeki periodonsiyumda hücre sayısı artmakta ve periodontal hücrelerin, olgunlaşmamış mezenkimal hücrelerin ve perivasküler ana hücrelerin proliferasyonu görülmektedir. Kuvvet uygulanmaya başladıktan 2-3 gün sonra osteoklastların bölgede görülmesini takiben kemik doku basınç tarafında eritmeye başlanır. Periodonsiyumun gerilme tarafında ise fibroblastların hızlı şekilde proliferasyonu izlenmektedir [67].

Basınç bölgesinde, uygulanan yüksek kuvvetler neticesinde kan akışının baskılanması (staz) sonucu damar duvarları parçalanır, kan elamanları bozulur. Bu olaylar fizyolojik bozulma sonucu gözlenen olaylardan daha farklı mekanizmalarla gerçekleşmektedir. Hücrelerdeki değişim mitokondri ve endoplazmik retikulumun şişmesiyle başlar ve sitoplazmik membran parçalanır. Baskınlanmış fibröz elementler arasında izole olmuş çekirdek de çözülür. Buna “*piknozis*” denir (hyalinizasyonun ilk göstergesidir). Diş kökü ve alveol kemiği arasına sıkışmış ve 1-2 mm çapında olan bu hücresiz ve nekrotik alan, camsal bir görünüm gösterir ki buna da “*hyalinizasyon dokusu*” denmektedir. Aşırı kuvvet sonucu oluşan hyalinizasyon bölgesinde hücresel faaliyet durmuş olduğundan, kuvvet yönünde ama daha gerilerdeki alveol kemik iliği boşluğunda oluşan osteoklastlar buradan periodonsiyum bölgesine doğru kemik rezorpsiyonu başlatırlar. Bu tür rezorpsiyona *indirekt (undermining) kemik rezorpsiyonu* adı verilir. Bu bölgede hyalinize yapı makrofajların fagositik aktiviteleriyle ortadan kalkıncaya kadar diş hareketi durur. Bu yüzden bu tür rezorpsiyonda diş hareketi direkt kemik rezorpsiyonuna göre daha geç gerçekleşir. Diş hareketinin başlamasından 20-30 saat sonra ilik bölgelerinde osteoklastlar oluşur. İndirekt kemik rezorpsiyonu ile bu bölgede basınç azaltıldıkça osteoklastlar etrafındaki bağ dokusu hücrelerinde artış gözlenir. Hyalinizasyon ve indirekt kemik rezorpsiyonu, diş hareketinin başlangıç safhasında görülür. Bundan sonra kemik yıkımı

direkt kemik rezorbsiyonu şeklinde devam eder. Kuvvetin şiddeti yeniden arttırılırsa, yeniden hyalinizasyon dokusu meydana gelir. Kısacası “hyalinizasyon”, diş hareketinin gecikmesine neden olmaktadır [66] [67].

Hücre gerilimi

Kemikteki; mekanik uyarılara karşı duyarlı olan hücrelerin, osteoblastlar, osteositler ya da her ikisi olduğu düşünülmektedir. Bu hücrelerin akım potansiyeli, gerilime duyarlı iyon kanalları ve hücre iskeletinin reorganizasyonu ile mekanik uyarıları algılayabildiği düşünülür [68].

Gerilimle akım potansiyeli oluşması

Kemik her zaman uygulanan kuvvete cevap verir. Gerilim (ϵ), uzunluktaki değişimdir ($1\mu\epsilon = 1\mu m$). Hücre aktivasyonlarıyla ilgili olarak insan hücrelerindeki normal gerilim $400\mu\epsilon$ - $3000\mu\epsilon$ dir. Gerilim $7000\mu\epsilon$ ulaştığında kemikte bozulmalar başlar. Uzun kemiklere küçük bükücü kuvvetlerin uygulanması, bir tarafta basınç diğer tarafta gerilim bölgesi oluşturur. Bunun sonucunda kanallardan interstitial sıvı akışı gerçekleşir. Kemiğe baskı uygulanması, hareketli iyonların yer değiştirmesiyle akım potansiyelini oluşturur. Hücre yüzeyi üzerindeki akıcı hareket, direkt olarak kemik hücrelerini stimüle edebilmektedir [68].

İyon kanallarının aktivasyonu

Uyarı mekanizması, plazma membrandaki kanallardan kurulu reseptörlerden geçerek oluşur. Bir stimulus oluştuğunda reseptörler aktive olur. Elektrik ptoransiyelinde değişim olan hücrenin içine ya da dışına doğru iyon hareketi (Ca^{2+} , Mg^{2+} , K^+) oluşur. Osteoblastlara mekanik bir gerilim uygulanması, kalsiyum kanallarını aktive eder. Böylece intraselüler kalsiyum miktarında artış gözlenir [11].

Ekstraselüler matriks ve hücre iskeleti

Ekstraselüler matriks molekülleri, kollajen, proteoglikanlar, laminin ve fibronektinden oluşur. Hücre iskeletinin 3 ana komponenti; mikrofilamentler, mikrotübüller ve

intermediate filamentlerdir. Mikrofilamentler; aktin, myozin, tropomyozin, vinculin, talin gibi proteinlerden oluşurlar.

Uyarı mekanizması, hücre membranındaki iyon hareketinden sonra hücre içi ve hücre dışı matris (ECM) arasındaki bağlantılarla (integrin) devam eder. *İntegrinler*, hücre- hücre ya da hücre- extraselüler matrix bağlantısına aracılık eden hücre yüzey reseptörlerdir (fibronektin, laminin, kollajen). ECM 'i sitoplazma ve çekirdeğe bağlarlar. Ekstrasellüler olarak fibronektine, intraselüler olarak taline bağlanır ve uyarı mekanizmasını sağlarlar. Osteoklastların yüzeyindeki, transmembran hücre- yüzey glikoproteinleri (integrinler; vitronectin $\alpha_v\beta_3$), osteoklastların kemik yüzeyine bağlanmasında önemli rol oynar [68].

İntegrinler osteoklast hücrelerinin mineralize dokuya adezyonunu sağlayan α ve β iki alt grubun birleşmesiyle oluşan transmembran hücre yüzey glikoproteinlerdir. Bu integrinlerden özellikle vitronectin $\alpha_v\beta_3$ kemik rezorbsiyonunda önemli rol oynar. Kök rezorbsiyonundan sorumlu olan odontoklastlarda da $\alpha_v\beta_3$ varlığı tespit edilmiştir. Gelecekte bu hücre yüzey reseptörlerini hedef alan ilaçlar geliştirildiğinde kök rezorbsiyonu engellenebilecek ya da ortodontik diş hareketleri boyunca ankrajın artırılması sağlanabilecektir [69].

PDL hücrelerinin direkt deformasyonu hücre-matrix ataşmanlarından gerilimin geçişi ile ve indirekt deformasyon ise sıvı akışı ile gerçekleşir. Hücre-matrix ataşmanları extrasellüler kısımlarının bağlanması ile oluşur. İntegrinler extra ve intrasellüler alanda konumlanmış transmembran proteinleridir. Hücrelerin iç kısmında integrinlerin sitoplazmik alanları multiprotein kompleksleri aracılığıyla hücre iskeletine (cytoskeleton) bağlıdır. Bu bağlantı matrix gerilimini hücre iskeletine iletmekle kalmaz aynı zamanda intrasellüler olayların başlangıcındaki protein kinase'ların aktivasyonunu sağlar [70].

Doğru mekanizma ne olursa olsun PDL hücreleri mekanik uyarılara karşı oldukça duyarlıdır. Bu olay invitro çalışmalarda da gösterilmiştir ki PDL fibroblastları ve osteoblastları sitokinlerin, kollagenin bozunmasına neden olan matrix metalloproteinase (MMPs) ve diğer mediatörlerin üretilmesiyle direkt deformasyona tepki göstermişlerdir[71], [72]. Ortodontik kuvvetler tarafından oluşturulan mekanik uyarılar PDL' deki interleukin gibi mediatörlerin seviyelerini artırır. Osteoblastlar, direkt ya da indirekt deformasyondan sonra prostaglandin gibi uyarı moleküllerinin salgılanmasıyla

aktifleşmektedir [73], [74]. Sonuç olarak kuvvet uygulandıktan sonra PDL ve kemikteki matrix gerilimi ve sıvı akışı, hücrelerin deformasyonuna neden olmakta ve bunun sonucunda çeşitli uyarı molekülleri ve mediatörler salgılanmakta, bu da hücrelerin aktivasyonunu sağlamaktadır [60].

Hücre aktivasyonu ve farklılaşması

Kemik, organik ve inorganik (mineral) kısımlardan oluşan ve metabolik olarak aktif bir organdır. Vücudun tüm yükünü taşıyan oldukça önemli bir göreve sahiptir. İskeletin 2/3'ü mineral kısımdan, 1/3' ü ise organik (organik matrix komponentleri; kolajen, proteoglikan, lipid, osteopontin, osteonektin, osteokalsin) kısımdan oluşur. Kompakt (kortikal) ve kanselloz (trabeküler) kemik olmak üzere 2 çeşit kemik vardır. Vücuttaki kemiklerin %80' ini kortikal, %22'sini trabeküler kemikten oluşmaktadır. Trabeküler kemik metabolik olarak daha aktiftir. Kompakt ise kemik genellikle uzun kemiklerde, trabeküler kemik ise vertebral kemikte ve pelviste bulunur. Mandibulada daha fazla kortikal kemik bulunmakla birlikte her iki kemik tipi de maksilla ve mandibula'da bulunur. Alveolü örten kompakt kemiğe *lamina dura* denmektedir [75].

Polarize ışık altında yapılan çalışmalarda her iki kortikal ve trabeküler kemik yüzeyinde lameller yapı gözlenmektedir. Kortikal kemik, merkezinde kan damarları bulunan Havers kanallar sisteminden oluşur, dışında periosteum, iç tarafında ise endosteum ile sınırlandırılmıştır. İç kortikal kemik; yani endosteal yüzey osteoklastik ve osteoblastik aktivitenin gözlemlendiği kısımdır. Periosteum ise büyüme sürecinde, kırık iyileşmesinde ve implantların etrafındaki iyileşmede önemlidir. Büyüme boyunca kemiğin yeniden şekillenmesinde periosteumun rolü oldukça fazladır. Genellikle periosteal yüzeyde kemik formasyonu, kemik rezorpsiyonundan daha fazladır. Bunun nedeni, yaşla birlikte kemiğin dış çapının artmasıdır. Endosteumda ise rezorpsiyon daha fazla görülür. Bunun nedeni ise yaşla kemik iliği kapasitesinin genişlemesiyle ilgilidir. Trabeküler kemik kalınlığı 50-400 µm arasında değişen trabekulalardan oluşmaktadır. Bu trabekulalar, bal peteği yapısına benzer şekilde birbirleriyle bağlantılıdır ve kemiğin mekanik direncini artırırlar [75].

Kemik, dört hücre tipinden oluşmaktadır. Bunlar: osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve kemik astar hücreleri (bone-lining)'dir. Osteoblastlar, bone-lining hücreler ve osteositler, mezenşimal kök hücrelerinden köken almaktadır. Osteoblastlar, organelden zengin

sitoplazmalı, yuvarlak hücrelerdir. Fonksiyonları; öncelikle osteoid dokuyu sonra mineralize kemik dokusunu oluşturmak ve organik maktrijs komponentlerinin sentezini yapmaktır [68].

Trabeküler kemik yüzeylerini, kortikal kemiğin endosteal ve periosteal yüzeylerini kesintisiz bir tabaka halinde kaplayan osteoblastlar, kemik dokusunun yapımından, birikmesinden ve mineralizasyonundan sorumlu mezenşimal kökenli özel hücrelerdir. Osteoblastlar, genel olarak kemik formasyonundan sorumlu olan hücrelerdir. Kemik formasyonunun yanı sıra kemik rezorpsiyonunu da etkileyen parakrin ve otokrin faktörlerin de (sitokinler ve büyüme faktörleri) üretiminde rol oynarlar. Ayrıca osteoblastlar, matriks bozunmasında ve maturasyonunda rol oynayan proteazların üretiminden de sorumludurlar. Osteoblastlar bazı hücre bağlantılarıyla (gap junction) komşu osteoblasta ve bone- lining hücrelere bağlanırlar ve ayrıca kemik içindeki osteositlerle kanaliküler bağlantılar sayesinde iletişim halindedirler [75]. Kemik astar hücreleri (bone-lining hücreler) ise kemik yüzeyini örtmekte ve kemik rezorpsiyonu ve formasyonunda görev almaktadırlar [68].

Osteoblastlar mezenşimal kök hücrelerinden farklılaşmakta, osteoklastlar ise hematopoetik sistemden köken almaktadırlar [38].

Osteoblastların farklılaşması

Mekanik uyarılar sonucunda PDL ve kemik hücreleri tarafından bazı mediatörler salgılanarak osteoklast ve osteblast gibi hücrelerin aktivasyonu sağlanır. PDL'deki öncül hücreler, aktive olan osteositler tarafından üretilen faktörler (kemik morfogenetik protein 2, 6, 9 platellet-derived growth faktör) vasıtasıyla osteoblastlara farklılaşır [76].

Osteoblastlar farklılaşmanın değişik safhalarında kemikteki konumlarına ve diğer lokal etkilerine göre farklı özelliklere sahip olabilmektedirler. Matür osteoblastı çeşitli alt popülasyonlara ayırmak mümkündür. Bunlar; kemik matrixi sentezleyenler, trabeküla ve endosteal yüzeylerde bulunanlar, diğer osteositlerle iletişim içinde olan ve kemik lakünaları arasında saklanmış olan osteositler ve kemik yüzeyinde bulunanlardır [75].

Cbfa1 (Runx-2), osteoblast hücre fonksiyonlarında önemli rol oynar ve osteoblast farklılaşması için gerekli bir transkripsiyon faktörüdür. Cleidocranial dysplasia Cbfa-1 gen mutasyonları sonucu ortaya çıkmıştır [77]. Farelerde yapılan çalışmalarda Cbfa-1 gen eksikliğinde osteoblastların da eksik olduğu, dolayısıyla kemik formasyonunda da bazı eksiklikler olduğu görülmüştür [68].

Osteoblastlar oldukça aktif hücrelerdir. Protein sentezi kapasitesine bağlı olarak oldukça büyük golgi aygıtına ve endoplazmik retikulumla sahiptirler. Osteonektin, osteopontin, osteokalsin ve çeşitli proteoglikanlar gibi nonkollajenöz proteinlerin yanı sıra tip I kolajenden oluşan kemik matriks proteini üretir. Kemiğin organik matriksinin yaklaşık %90' ı kolajenden oluşmakta ve bunların çoğu tip I kolajenden oluşmaktadır. Normal kemik formasyonu için osteoblastlar tarafından tip I kolajenin doğru transkripsiyonu ve translasyonu gerekmektedir. Osteoblastlar tarafından üretilen matriks, hücrelerin polarizasyonu, desteği ve uyumunu sağlamakla birlikte, aktif sitokinlerin ve büyüme faktörlerinin bağlanması ve mineralizasyonunda önemli bir rol oynamaktadır [75].

Osteositler, osteoblastların, kemik oluşumu sırasında kemik matriksi içine gömülen diferansiye olmuş son formlarıdır [68]. Osteoblastlar, dönemsel olarak kemik hemostazının korunmasını sağlayan osteositlere dönüşürler. Osteositlerin mekanik, elektriksel ve kimyasal stimuluslara karşı duyarlı olduğuna inanılmaktadır [75]. Bunun yanı sıra, rezorpsiyon ve remodelling dengesini koruyan kemiğin sinir hücresi olarak kabul edilmektedir. Bu hücreler, mekanik uyarılara karşı hassasdır ve biyokimyasal sinyaller üretmektedirler [78]. Ayrıca, M-CSF (colony-stimulating factor), RANKL (receptor activator of nuclear factor kappa β ligand), OPG (osteoprotegerin) üzerinden osteoklastların oluşumunu ve fonksiyonlarını düzenlerler. Bu faktörlerin osteositlerdeki ekspresyonu kemikte meydana gelecek mikro hasara ve ortodontik diş hareketi sırasında uygulanan mekanik kuvvete bağlıdır. Kemik dokusunda meydana gelen mikro hasarlar, osteositlerin apoptozuna neden olur ve bu da bölgede RANKL ve M-CSF yoğunluğunun artması ile sonuçlanır [79]. Bu hücreler, prostoglandin E_2 (PGE_2) ve nitrik oksit benzeri faktörler salgılayarak, kanallar sistemi vasıtasıyla yandaki kemik hücrelerine bu sinyalleri iletirler [75].

Kökteki apozisyon bölgesindeki kemik oluşumu extrasellüler matrix sentezi ve mineralizasyonu ile gerçekleşir [60]. İnvitro çalışmalar, herhangi bir kuvvet uygulandığında PDL'de alkaline phosphatase, osteocalcin ve diğer non-collagenous matrix

proteinlerinin üretiminin arttığını göstermişlerdir [80]. Bu faktörler PDL'deki öncül hareketlerin osteobastlara dönüşmesini stimüle edebilmektedir. İnvitro mekanik uyarılardan sonra osteoblastlar tarafından NO üretilir [73].

Gingko biloba ekstratının, invitro deneylerde şiddetli kemik kayıplarının tamiri dışında osteoblastlarda alkalen fosfataz aktivitesini arttırarak farklılaşmayı da stimüle ettiği, antiosteoklastik aktiviteye sahip olduğu bulunmuştur. Bu yüzden osteoporoza karşı koruyucu olabileceğinden bahsedilmektedir [81].

Osteoklastların farklılaşması

Çok çekirdekli büyük hücreler olan osteoklastlar ise kemiğin organik ve inorganik (mineral) kısmının rezorpsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir. Hemopoetik hücrelerden köken almakta ve kendilerine özgü lizozomal bir enzim olan tartrate dirençli asit fosfataz (TRAP), MMPs, kollajenaz ve jelatinaz gibi enzimler salgılamaktadırlar [68].

Osteoklastların, rezorbsiyon bölgesinde colony-stimulating factor, receptor activator of nuclear factor kappa β ligand (RANKL), osteoprotegerin (OPG) ve kemik morfogenetik proteinlerinin (BMP) farklılaşmasını sağladığı görülmüştür [82]. Bu faktörler alveolar kemikte osteositler tarafından ve PDL'de osteoblast ve fibroblastlar tarafından üretilmektedir. Colony stimulating factor, farklılaşmanın ilk safhası boyunca oldukça önemlidir. RANKL ve onun reseptörü RANK osteoklastların daha sonraki farklılaşmaları boyunca rol oynar.

Ortodontik kuvvet uygulandıktan 3 ve 24 saat sonra oluşan histolojik değişimleri incelemek için yapılan bir çalışmada, kuvvet uygulandıktan 3 saat sonra basınç bölgesinde RANKL'de ve proliferasyon markerı olan KI-67'de artış gözlenmiştir. 24 saat sonrasında ise osteoblast öncül markerı olan Runx2, gerilim bölgesinde görülmeye başlanmış, RANKL azalmıştır. Ayrıca ortodontik kuvvet sonucu PDL'deki kuvvet dağılımının periodontal hücrelerdeki KI-67 miktarına bakılarak belirlenebileceği gösterilmiştir [83].

Osteoprotegrin (OPG), osteoblastlar tarafından salınır ve RANKL'nin RANK'a bağlanmasını engelleyerek kemik rezorpsiyonunu engelleyen bir reseptör görevi yapmaktadır [82]. Farelerde yapılan araştırmalarda artmış OPG varlığında osteoklastların

farklılaşmadığı ve osteopetrozis geliştiği, tam tersi durumda ise yani OPG gen eksiliğinde osteoklast sayısında artma ile birlikte ciddi osteoporoz olduğu gözlenmiştir [82], [84].

Kemik rezorbsiyonu başlamadan hemen önce kemik üzerindeki non-mineralize osteoid tabaka bozunur ve farklılaşmış olan osteoklastlar kemik yüzeyine spesifik integrinler aracılığıyla bağlanırlar. İnegrinler osteosit ve osteoblastlar tarafından üretilen osteopontin (OPN) tarafından stimüle olurlar. Rezorbsiyon bölgesinde ortodontik diş hareketleri süresince OPN seviyelerinin arttığı gözlenmiştir [85].

Remodelling

Fizyolojik kuvvetler altında, periodontal yapıların sentezi ve bozulması doku hemostazını korumak amacıyla düşük seviyelerdedir. Ancak eksternal bir kuvvet uygulandıktan sonra bu denge bozulur ve diş hareketini sağlayan PDL ve kemiğin remodellingi başlar. Rezorbsiyon bölgesinde, PDL ve alveolar kemik dişin hareketini sağlayacak boşluğu oluşturmak için rezorbe olurken apozisyon bölgesinde diş-kemik ataşmanını korumak için yeni PDL dokusu oluşur [60].

Basınç altındaki PDL'de; ödem, kan damarlarının baskılanması, ven duvarlarının bozulması, ekstrasellüler boşluğa kan ürünlerinin sızması, bu alandaki fibroblastlarda endoplazmik retikulumun şişmesi, vakuollerin oluşması, sitoplazmanın parçalanması ve kaybı gibi doku değişimleri gözlenebilir. Bu dejeneratif yapı, basınç devam ettiği sürece korunur. Buradaki nektrotik doku, zarar görmemiş periferik ligament ve kemik iliği boşluklarından fagositik hücrelerin invazyonuyla ortadan kaldırılır. Bu olay 3-5 hafta arasında tamamlanır [11].

Rezorbsiyon bölgesindeki osteoklast öncülleri osteoklastlara farklılaşır ve daha sonra aktive olan osteoklastlar spesifik integrinler vasıtasıyla kemiğe yapışır. Yapışan osteoklastlar morfolojik değişimlere uğrar ve spesifik fonksiyonel özellikler kazanırlar. Osteoklastlar geniş bir lizozomal sisteme sahiplerdir. Osteoklastın girintili çıkıntılı olan yüzeyi asıl rezorbsiyon alanıdır [60].

Kemik rezorbsiyonunun biyokimyası henüz tam aydınlatılmamakla birlikte, kemiğin demineralize olması ve organik matriksin sindirilmesi olarak 2 safhada gerçekleştiği

düşünülmektedir. Rezorbsiyon bölgelerinde görülen osteoklastların içinde, glikozun oksidasyonu ile daha fazla laktik asit olmak üzere, laktik ve sitrik asit meydana gelmekte ve hücrenin kemik sınırı boyunca bir asidik ortam oluşmaktadır. Artmış asidik ortamdaki kalsiyuma karşı kuvvetli bir bileşik yapma ilgisi olan sitrik asitin kalsiyumla raksiyonu kemikteki kalsiyumlu kristallerin çözülmesi ve kana karışmasını sağlar. Ancak bu mekanizma ispat edilememiştir [66].

Kemiğin demineralizasyonu ile açığa çıkan organik matriks osteoklastların girintili çıkıntılı bölgelerinde eritmeye başlanır. Lizozomal enzimler, asidik ortamda etkili oldukları için, organik matriksi parçaladıktan sonra küçük parçalar hücre içine alınır ve son bileşenlerine ayrılması hücre içinde gerçekleşir [66].

Kemik apozisyon biyokimyası da kemik rezorbsiyon biyokimyası gibi tam aydınlatılamamıştır. Kemik apozisyonunda önce organik matriks şekillenir, sonra bu organik matriks mineralize olur. Organik matriks kollajenden oluşmuş olup, kemik yüzeyine dik olarak kutuplaşmış osteoblastlar tarafından yapılır. Osteoblast hücresinin organik matriks yaptığı tarafta granüle endoplazmik retikulum toplanmıştır. Bu şekildeki kutuplaşma, yeni organik matriks yapımını kolaylaştırır [66].

Ekstra selüler matriks (ECM)'in bozunmasından sonra dişin etrafındaki periodontal yapıların remodellingi boyunca yeni ECM sentezlenir. Ortodontik kuvvet uygulandıktan sonra apozisyon ve rezorbsiyon bölgelerinde kollajen sentezi seviyelerinin arttığı gözlenmiştir. PDL ve kemik hücreleri tarafından aktive edilen ve ECM 'nin bozunmasını engelleyen ve yeniden sentezini stimüle eden çok fazla sayıda mediatör üretilir (Transforming growth factor- β , TGF- β , ailesinin üyeleri). Ortodontik kuvvet uygulandıktan sonra apozisyon bölgesindeki gingival sulkusta TGF- β , cathepsin B ve L, interleukin-1 β , IL-2, IL-6, IL-8 seviyelerinin arttığı gözlenmiştir [86]. Apozisyon bölgesinde ise, fibriller gerilir ve PDL remodellingi başlar. Yeni ECM den ilk üretilen aktif osteoblastlar tarafından yeni kemik (osteoid doku) oluşumu gözlenir. Osteoblastlar 3 dönemde kemik mineralizasyonunu kontrol ederler;

- 1) Başlangıç safhasında, ilk kalsifikasyonda önemli rol oynayan extrasellular organellerin üretimi (0-15 gün),
- 2) 16-20 günlük dönemde,

3) 20-25 günlük, matriksde mineral depozisyonu için mevcut iyonların sayısının düzenlendiği dönemde [75], [87].

Yeni osteoid tabakanın oluşumu lif demetlerinin kalınlığı ve formuyla alakalıdır. Demetler kalın olursa yeni oluşan kemik sıkı lif demetleri arasında birikir ve kemik lamellerinin oluşumuyla sonuçlanır. PDL genişliği normal limitlerine dönene kadar yeni kemik oluşumu devam eder. Daha sonraki safhalarda yeni kemik tabakaları kalınlaştıkça bazı osteoblastlar kemik içinde kalır ve osteositlere dönüşürler. PDL lifleri de yeni oluşan kemikte Sharpey lifleri olarak kalırlar. Alveol kemik ise diş ataşmanını ve PDL genişliğini korumak için yeni PDL matrixi oluşur. PDL'deki diş kemiğe bağlayan temel lifler genel olarak tip 1 kollajenden oluşur. Rezorbsiyon ve apozisyon bölgesindeki kollajen tipi ise bundan farklıdır. Ratlarda ortodontik kuvvet uygulandıktan sonra apozisyon bölgesinde rezorbsiyon bölgesinden daha yüksek oranda tip 1 kollajen bulunmuştur [87].

Gerilim bölgesinde, periodontal yüzeylerde kemik apozisyonu ile birlikte destek kemik dokusunun boyutlarını korumak amacıyla alveolar kemiğin spongios kısımlarında rezorbsiyon olur. Basınç alanında ise alveolar kemiğin rezorbsiyonu süresince alveolar laminanın kalınlığının korunması spongios yüzeylerdeki apozisyonla gerçekleşir. Bu olay iç kemik yüzeylerini örten endosteum hücrelerinin aracılığıyla gerçekleşir [87].

Kemik rezorbsiyonu, apozisyondan daha hızlı gerçekleşir. 2-3 haftada rezorbe olan kemiğin tekrar oluşması 3 ayı alır. Osteoklast farklılaşmasının moleküler genetiği ve fonksiyonu osteoblastlardan daha basittir [88]. Bu ikili mekanizma ile organizmanın yaşam boyunca iskeletsel yapısının korunması ve remodellingi sağlanır [75].

2.1.4. Kemik remodellingini etkileyen faktörler

Hormonlar

Poliipeptitler, Paratiroid hormon, Kalsitonin, İnsülin, Büyüme hormonu, Steroidler, 1,25-dihidroksi vitamin D₃, Glukokortikoidler, Östrojen, Testesteron, Tiroid hormonu

Paratiroid hormon, kalsitonin ve 1,25 dihidrosikolekalsiferol hormonları birlikte vücuttaki kalsiyum dengesini düzenlemektedirler. Paratiroid hormon serum kalsiyum miktarını

yükseltip, fosfat miktarını düşürürken, Kalsitonin serum kalsiyum ve fosfat miktarını düşürmekte, D vitamini metabolitleri ise hem kalsiyum hem fosfat miktarını arttırmaktadır. Birbirlerinin etkilerini tamamlayarak entegre bir biçimde çalışmaktadırlar [89].

1,25- Dihidroksikolekalsiferol ve Parathormonun'un oldukça düşük sistemik dozlarda kullanımının, osteoklastik aktiviteyi arttırdığının belirlenmesinden itibaren, lokal kullanımının ortodontik diş hareketi miktarı ve hızına etkilerini araştıran çalışmalar yoğunluk kazanmış ve etkilerinin diş hareket miktarını arttırdığı yönünde olmuştur [90], [91].

Kale ve arkadaşları [92], lokal olarak uygulanan 1,25- Dihidroksikolekalsiferol ve PGE₂'nin ortodontik diş hareketi üzerindeki etkilerini değerlendirdiği çalışmada 1,25- Dihidroksikolekalsiferol ve PGE₂ dozları; enjeksiyon aralıkları ile diş hareket miktarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığını ve her iki farmakolojik ajanın lokal enjeksiyonlarının diş hareketi miktarı açısından benzer etkileri olduğu bildirmişlerdir.

Takano ve arkadaşları [93], 1,25- Dihidroksikolekalsiferol'ün ratlardaki diş hareket miktarına etkisini inceledikleri çalışmada, enjeksiyonunun diş hareketini hızlandırdığı ve diş hareketi duraklama evresinin, deney grubunda görülmediğini bildirmişlerdir.

Kortikosteroidler

Organlarda değişen miktarlarda yaygın etkileri olan kolestrol türevleridir. Sentetik olan kortikosteroidler, genellikle anti-inflamatuar ve anti-allerjik özellikleri sebebiyle romatoid artrit, nefrotik sendrom, ülseratif kolit ve malign hastalıklar, adrenal yetersizlik ve astım gibi çeşitli medikal durumlarda kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde, oral ülserasyonlar ve mukoza lezyonlarında topikal olarak kullanılmaktadır.

Kortikosteroid verilerek osteoporozis oluşturulmuş tavşanlarda, diş hareket hızı ve stabilitenin değerlendirildiği çalışmada osteoklastik aktivitenin artması sonucu diş hareketinin arttığı gözlemlenmiş; ancak kemik depozisyonunun baskılandığı bildirilmiştir [94].

Tavşanlarda yapılmış olan diğer bir çalışmada, kortizon asetat uygulamasının diş hareketi üzerine etkisi değerlendirilmiş, deney grubunda, kontrol grubuna göre diş hareket miktarının 4 kat arttırdığı; ancak histolojik kesit incelemesinde, deney grubunda daha fazla rezorpsiyon alanlarının olduğu ve kemik yapımını gösteren depozisyon alanlarının daha az olduğu görülmüştür [95].

Kortikosteroidler, ortodontik diş hareket miktarını arttırmakta; ancak etkisi iskeletsel kemik yoğunluğunda azalma ile sonuçlanmaktadır [94], [95].

Genler

BMP, P2X/R, alkalın fosfataz, osteokalsin, osteonektin, osteopontin, kemik sialoprotein, Cbfa1/Runx2, Msx2, osterix

BMP (Bone morphogenetic protein, kemik morfogenezik protein): Büyük bir multigen ailesi olan Transforming growth factor β (TGF β)'ün bir üyesidir [76].

P2X7R, ortodontik diş hareketlerinin başlangıç safhasında rol oynayan bir hücre yüzey reseptör genidir. Bu reseptör, nekrotik doku metabolizmasında önemli bir role sahiptir. Mekanik stres altındaki hücrelerden salınan ve tehlike sinyali olan ekstraselüler ATP makrofaj ve diğer hücre tiplerindeki P2X7 reseptörüne bağlanarak aktivasyonu sağlar ve iyon kanalları açılır. Kanalların açılmasıyla intraselüler Ca girişi ve kemik fizyolojisinin kontrolünde temel olan bazı inflamatuvar mediatörler (PGE₂, IL-1 α , IL-1 β) salınır. Serbest kalan IL 1 sitokinleri, kemik iliği kaynaklı olmayan hücreleri etkiler ve nötrofil ve lenfositler için kemoatraktan proteinlerinin serbest kalmasına neden olur. Nötrofiller hızlı bir şekilde apoptotik hücreleri elimine ederek nekrozun ilerlemesini önler. Bu olaylar, akut inflamatuvar cevabı oluşturmaktadır [96].

Osteokalsin

Osteoblastlar tarafından sentezlenen ve hidroksi apatit kristallerine bağlı şekilde kemik matriksinde bulunan osteokalsin, matriks yapısında en fazla bulunan ve kemik hücreleri tarafından üretilen tek proteindir. Normal kemik mineralizasyonunun sağlanmasında gerekli olan ve kalsiyum metabolizmasını düzenleyen hormonlar (kalsitonin, PTH, vitamin

D) tarafından direkt olarak etkilenmektedir. Kemiğin mineral dokusunun olgunlaşmasında görev alır. Osteokalsinin, osteoklast öncü hücreleri üzerinde kemotaktik etkisi olduğu rapor edilen in-vitro çalışmaların [97], [98] sonuçlarını takiben Hashimoto ve Kobayashi [99], sıçanlarda osteokalsinin lokal uygulamasının erken dönemde basınç tarafında osteoklast oluşumunu artırarak diş hareketini hızlandırdığını bildirmişlerdir.

Büyüme faktörleri

İnsülin- like growth factor I ve II (IGF-I ve IGF-II), Transforming growth β (TGF β), Fibroblast growth factor (FGF), Platelet derived growth factor (PDGF), Connective tissue growth factor, Heparin binding factor (HBGF)

Sitokinler

İnterleukin-1, 4, 6, 11, 13, 18 (1, 6, 11 kemik yıkımı, 4, 13, 18 kemik üretimi), Tumor nekrozis factor (TNF), interferon- γ , Osteoprotegerin (OPG)

Sitokinler ekstraselüler uyarı proteinleri olarak bilinmektedir. IL- 1, osteoklastlardan salınmakta ve osteoklastların fonksiyonlarını stimüle etmektedirler. Çeşitli stimuluslarla (Nörotransmitterler, bakteriyel ürünler, diğer sitokinler ve mekanik kuvvetler) salınmakta ve kemik rezorpsiyonunu stimule etmekte, formasyonunu ise inhibe etmektedirler [11].

TNF- α , akut ve kronik enflamasyonda görülmekte ve kemik rezorpsiyonunu stimüle etmektedir. IL-1 ve TNF- α , diğer sitokinlerin Nitrik Oksit (NO) sentezini sağlamaktadır [11]. IFN γ , inflamasyonun erken işaretlerinden biridir ve ortodontik diş hareketi boyunca osteoklast farklılaşmasını engelleyerek kemik rezorpsiyonunu önlemektedir. Klinik olarak, ankrajın korunmasında faydalı olabileceği düşünülmektedir [100].

Ortodontik diş hareketinin hızını belirleyen faktör, dişin hareket yönündeki kemik bölgesinde meydana gelen rezorpsiyon hızıdır. Histolojik çalışmalar, ortodontik diş hareketi sırasında basınç bölgesinde osteoklast oluşumunun indüklendiğini göstermiştir [40], [101]. Osteoklastların oluşumu stromal veya osteblastik hücre kökenli faktörlerin osteoklast prekürsörleri üzerindeki etkilerine bağlıdır. Bu faktörlerden biri osteoblastlar ve apoptotik osteositler tarafından açığa çıkarılan bir sitokin olan Nükleer Faktör Kappa B

Ligand Reseptör Aktivatörü (RANKL)'dür. RANKL, osteoklast öncü hücrelerindeki ve osteoklastlardaki reseptörüne (RANK) bağlanır. Osteoblastlarda da bir RANKL reseptörü olan osteoprotegrin (OPG) bulunmaktadır. RANKL'ın OPG'ye bağlanması ile RANK/RANKL interaksyonu bozulmakta osteoklast oluşumu inhibe olmakta ve osteoklast apoptozu hızlanmaktadır [11], [102]. OPG, RANKL' ın homoloğu olup birbirlerini inhibe etmektedirler. Diğer bir anlamda, RANKL ve OPG arasındaki dengeyi kemik rezorpsiyonu düzenlemektedir [103]. RANK/RANKL bağlantısı osteoklastların diferansiasyonu, işlevselliği ve yaşamı için bir zorunluluktur. Fonksiyonel osteoklastların oluşması ve kemik remodelinginin ilk aşamasının aktivasyonu esas olarak osteoblastik hücrelerdeki RANKL/OPG oranı ve osteoklast öncü hücrelerindeki RANK ekspresyonu tarafından belirlenir. Makrofaj Koloni Stimüle Edici Faktör (M-CSF), osteoklast öncü hücrelerindeki ve osteoklastlardaki RANK ve M-CSF yüzey reseptörlerine bağlanarak osteoklastların toplanmasında, diferansiasyonunda, aktivasyonunda ve hayatta kalmasında önemli rol oynayan bir başka proinflamatuvar sitokindir.

Oshiro ve arkadaşları [104], ortodontik diş hareketi sırasında, periodontal dokuların spesifik bölgelerinde RANK- RANKL regülasyon sistemi gözlemlemişlerdir.

Kanzaki ve arkadaşları [29], diş hareketi sırasında lokal olarak RANKL geni transferi yapmışlardır. Bu uygulamayla sistemik bir yan etki olmaksızın RANKL'ın sağladığı osteoklastogenezis sayesinde hem ankiloza uğramış diş hareket ettirmede hem de ortodontik tedavi süresini kısaltmada önemli etkiler sağladıklarını bildirmişlerdir.

TNF ile ilişkili RANKL ve onun iki reseptörü RANK ve OPG, kemik remodellinginde rol alan sitokinlerdir. OPG, osteoblastlarda üretilmekte ve osteoklast farklılaşmasını engelleyip apoptozisi stimüle etmektedir. Kanzaki ve arkadaşları [84], periodontal dokulara yapılan OPG gen transferinin, beklenildiği üzere RANKL'ın ilişkili olduğu osteoklastogenezisi inhibe ettiğini ve ratlarda yapılan deneysel diş hareketini engellediğini bildirmişlerdir.

Colony- stimulating factors: M-CSF, G-CSF, GM-CSF

Ortodontik diş hareketinin erken evrelerinde PDL'deki ve alveol kemiğindeki osteoblastlarda ve fibroblastlarda M-CSF varlığı belirlenmiştir. Ortodontik diş hareketi sırasında kemik rezorpsiyonunda, akut ve kronik inflamasyonda görev alan proinflamatuvar

sitokinlerden bir diğeri aktif monositler, makrofajlar, osteoblastlar, epitel hücreleri ve endotel hücreleri tarafından üretilen TNF- α 'dır. TNF- α 'nın osteoklast prekürsörlerindeki reseptörlere bağlanarak ve RANKL, M-CSF ekspresyonlarını yükselterek osteoklastogenezisi artırdığı gösterilmiştir. TNF- α aynı zamanda osteositler için apoptotik bir faktördür ki bu, osteoklastların kemik rezorpsiyonu için bölgede toplanması için bir işaret olarak kabul edilebilir. IL-1 β 'da ortodontik diş hareketinin erken evresinde PDL'nin basınç bölgelerinde ve alveol kemiği yakınlarında yüksek olarak aktivite gösteren bir proinflamatuvar sitokindir. Osteoklast aktivitesini, kemik iliği hücrelerinin ve osteoblastların RANKL üretimini artırma etkisi vardır. Ayrıca IL-1, TNF- α tarafından stimüle edilmiş osteoklast prekürsörlerinin osteoklasta dönüşmesini de stimüle eder. IL-6, IL-8 ve IL-11'in de TNF- α ve IL-1 ile sinerjistik çalışarak kemik rezorpsiyonunu ve inflamatuvar cevabı stimüle ettiği bilinmektedir. IL-18 ve IL-10 ise ortodontik diş hareketi sırasında osteoklast oluşumunu ve kemik yıkımını inhibe etmektedirler [105], [106].

Prostaglandinler

Vücudun hemen hemen tüm dokularında fiziksel, kimyasal, mekanik stres, immünolojik veya nöro hormonal bir uyarının etkisiyle sentezlenmektedirler. Sistemik dolaşıma geçmeyen ve sentezlendikleri bölgede lokal olarak etki gösteren prostaglandinler, E ve F şeklinde bulunmaktadır. PGE₁ ve PGE₂, osteoblastik hücre farklılaşmasından, rezorpsiyon ve yeni kemik formasyonundan sorumludurlar ve kemik rezorpsiyonunu lokal olarak indüklemektedirler [11]. PGE₂ ise kemik rezorpsiyonunda en etkili olan mediatör olduğu bilinmektedir [107], [108].

Enflamasyon ve lezyon sahalarında prostaglandinlerin üretimi, interlökin-1 gibi sitokinlerin artışına sebep olmakta; ancak kemik rezorpsiyon mekanizmasında nasıl bir stimülatif etki gösterdiği henüz tam olarak bilinmemektedir. Mekanik uyarılar, erken kemik rezorpsiyonunu ve apozisyonunu aktive etmektedirler [108]. Kemirgenlerin paradental dokularına lokal olarak enjekte edilen prostaglandinlerin, osteoklast sayılarında artışa sebep olduğu bildirilmiştir [109].

Tsukii ve arkadaşları [110], 1,25 Dihidroksikolekalsiferol, Vitamin D₃, Paratiroid hormonu ve PGE₂ tarafından indüklenen lokal kemik rezorpsiyonu için esas sinyalin ODF (Osteoklastik Differansiyon Faktörü) olduğunu bildirmişlerdir.

Yamasaki ve arkadaşları [109], PGE₁'in kanin distalizasyon hızına etkisini inceledikleri çalışmalarında, kaninin distaline submukozal olarak enjekte edilen PGE₁'in kanin dişinin, kontrol grubuna göre 2 kat daha hızlı hareket ettiğini bildirmişlerdir.

Kanzaki ve arkadaşları [111], mekanik baskı altındaki periodontal ligament hücrelerinde, kontrol grubuna göre anlamlı miktarda daha çok PGE₂ sentezi gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Ayrıca PGE₂ uygulamasının PDL hücrelerinde RANKL ve mRNA salınımını arttırdığını saptamışlardır. Bu sebeple, mekanik baskı altındaki PDL hücrelerindeki yeniden şekillenmenin PGE₂'ye bağımlı olarak meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Nörotransmitterler

Substance P maddesi, Vazoaktivite intestinal polypeptide, Calsitonin gene- related peptide (CGRP) [11].

Nitrik oksit

RANK transkripsiyon faktörünün nükleer translokasyonunu artırarak osteoklast öncü hücrelerinin osteoklastlara dönüşmesinde rol almaktadır [112]. Ratların molar dişlerinde Ni-ti coil springlerle mezializasyon hareketi yaptırılarak, alveolar kemiğin ortodontik kuvvetlere cevap olarak salgıladığı osteositlerdeki ENOS (endotelial nitric oxide synthase), iNOS (inducible nitric oxide synthase) seviyelerinin araştırıldığı çalışmanın sonucunda basınç bölgesinde İNOS pozitif osteositler, gerilim bölgesinde ENOS pozitif osteositler gözlenmiştir. Böylece gerilim bölgesinde eNOS, kemik formasyonu sağlarken, iNOS ise enflamasyonla kemik rezorpsiyonunu sağlamaktadır. eNOS ve iNOS'un ortodontik diş hareketleri süresince kemik remodellinginin önemli regülatörlerinden oldukları gösterilmiştir [113].

Nitrik oksit (NO)'in ortodontik diş hareketi üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışmalarda, NO prekürsörü olan L-arginin uygulanan deney farelerinde osteoklast hücreleri ve howship lakünalarının sayısında, kapiller vaskülarizasyonda ve ortodontik diş hareket miktarlarında artış gözlemlendiği bildirilmiştir [114], [115].

Araşidonik asit metabolitleri

Hücre membran fosfolipitlerinin ana komponentidir ve fosfolipaz enzimlerinin aktivasyonu ile serbest kalmaktadırlar [11]. Serbest kalan asit, 2 yolla metabolize edilir:

1. Cyclooxygenase yolu (prostaglandinler, tromboxanlar)
2. Lipoxygenase yolu (lökotrienler, hydroxyeicosatetraenoic asit)

Tromboksan A₂ (TXA₂) stabil olmayan bir araşidonik asit metaboliti, Tromboksan B₂ (TXB₂) ise TXA₂'nin platelet agregasyonunu, aterogenezi, yeni damar oluşumunu vazokonstriksiyonu stimüle eden inaktif ürünüdür. TXA₂ alerjik ve immün reaksiyonlarla ilişkili iken TXB₂ oral ortamda deneysel inflamatuvar durumlarda görülür. Prostacyclin ve TXA₂'nin ratlarda osteoklastik aktivite ve ortodontik diş hareketindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada osteoklastların sayısının ve osteoklastik kemik aktivitesinin arttığı ve ortodontik diş hareketinin hızlandığı gösterilmiştir [116].

Lökotrienler de bir araşidonik asit metabolitidir ve araşidonik asidin lipo-oksiyjenaz enzimi ile metabolize edilmesiyle oluşmaktadırlar. Ortodontik diş hareketleri sırasında kemik rezorpsiyonunu stimüle eden bir mediatör olarak görev yapmaktadırlar. Dolayısıyla lökotrienlerin ortodontik tedaviyi hızlandırdığı öne sürülmekte, lökotrien inhibitörü ilaçların ise yavaşlattığı öne sürülmektedir [117].

2.2. Diş Hareketini Hızlandırmak İçin Ortodontik Kuvvetle Birlikte Uygulanan Yöntemler

Günümüze kadar, ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacı ile ortodontik kuvvetle birlikte uygulanan birçok yöntem denenmiştir. Bu yöntemler,

- Dentoalveolar cerrahi uygulamaları,
- Farmakolojik uygulamalar,
- Cihaz destekli terapötik uygulamalardır (Statik elektrik akımı ve atımlı (pulsed) elektromanyetik alan, titreşim ve fotobiyomodülasyon).

2.2.1. Dentoalveolar cerrahi uygulamalar

Cerrahi destekli hızlandırılmış ortodonti, diş hareketlerinin hızlandırılmasında kullanılan etkili biyolojik bir yöntemdir. Klinisyenler, dentoalveoler yapının çevresinde, cerrahi flap kaldırıp, rotary veya el aletleriyle ya da piezoelektrik yöntemini kullanarak bukkal ve lingual alveoler kemikte dekortikasyon alanları yaratarak diş hareketlerini hızlandırmışlardır [12], [14], [17], [18], [19], [119], [120]. Ancak yapılan farklı çalışmalarda kortikotomi yapılan taraftaki yara bölgesinin iyileşmesi sonucu, hızlanan diş hareket miktarının, tekrar kortikotomi yapılmayan taraftaki hareket hızına düşmüş olduğu bildirilmiştir [24]–[26].

Cerrahi yöntemler ile her ne kadar etkili ve tahmin edilebilir sonuçlara ulaşılsa da, invaziv uygulamalar olmaları sebebiyle potansiyel enfeksiyon riski oluşturmaktadırlar.

2.2.2. Farmakolojik uygulamalar

Ortodontik diş hareketi hızını belirleyen esas faktörün kemik rezorpsiyonu hızı olduğu görüşüne dayanılarak, yüksek derecede invaziv yöntemlerin aksine daha az invaziv olan ve kemik yapım-yıkım döngüsünü hızlandıran farmakolojik yöntemler denenmiş ve kemik remodellingini etkileyen mediatörler, sistemik veya lokal olarak uygulanmıştır.

Vasküler endotelial büyüme faktörleri (VEGF) [27], osteokalsin [28] ve prostoglandin [109] gibi osteoklast prekürsörleri, kemik rezorpsiyon faktörleri olan RANKL faktörleri [29], lökotrienler [30] ve makrofaj koloni stimüle edici faktörler [105], [106], PTH [90], [91], vitamin D₃ [92], [93], kortikosteroidler [94], [95], tiroksin, osteokalsin [99], Nitrik Oksit(NO) [28], tromboksan [28], diş hareketini hızlandırmak amacı ile araştırılmıştır.

2.2.3. Cihaz destekli terapötik uygulamalar

Statik elektrik akımı

Fukada ve Yasuda [120], kuru kemiğin piezoelektrik özelliğini yani mekanik kuvvetin kemikte elektrik polarizasyonuna sebep olduğunu, Bassett ve Becker [45] ise 1960'ların başında mekanik kuvvetlerin etkisi ile deforme olan kemikte, kemiğin kristalin yapısına

bağlı olarak meydana gelen elektrik potansiyellerinin kemik yapımını stimüle ettiğini bildirmişlerdir.

Dişe uygulanan mekanik kuvvet alveol kemiğine etki ettiğinde, kemik bir miktar eğilir. Bu eğilme ile kemik yüzeyindeki elektrik yükünde değişiklik meydana gelir. Dişin hareket ettiği osteoklastik bölgede elektropozitivite, osteoblastik gerilim bölgesinde ise elektronegativite oluştuğunun bildirilmesini takiben, mekanik deformasyon sonucu oluşan piezoelektrisitenin osteoklastik ve osteoblastik aktiviteyi başlatan esas etken olduğu görüşü ileri sürülmüştür [121]–[123].

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla, direkt elektrik akımının kullanımı ilk kez Beeson ve arkadaşları [124], daha sonra da Davidovitch ve arkadaşları [50], [51] tarafından yapılan hayvan çalışmaları ile gerçekleştirilmiştir.

Beeson ve arkadaşları [124], elektrotları, hareket ettirilen dişlerden oldukça uzakta konumlandırarak ortodontik diş hareketini hızlandırmakta başarısız olmuşlardır. Buna karşılık, Davidovitch ve arkadaşları [50], [51], elektrotları, hareket ettirilen dişin gingival bölgesine olabildiğince yaklaştırdıklarında 7 volt ve 15 mikroamper ile direkt elektrik akımının ortodontik diş hareketini hızlandırdığı sonuçlarına ulaşmışlar. Anot, hareket eden dişin basınç oluşan bölgesine; katot ise gerilim oluşan bölgeye yerleştirilmiştir. Gerilim bölgesindeki kemik rezorpsiyonu ve basınç bölgesindeki kemik formasyonunun, kontrol grubundan daha fazla olduğu görülmüştür. Ayrıca, histomorfometrik incelemeleri sonucunda, daha fazla oranda osteoblast, periodontal ligament hücresi ve osteoklast bulduklarını belirtmişlerdir. Direkt elektrik akımının alveolar kemik döngüsünü arttırmış olduğunu bildirmişlerdir.

Kim ve arkadaşları [125], 7 bireyde 20 miliamperlik akım üreten cihaz ile kanin dişinin hareket hızını değerlendirdikleri günde 5 saatlik elektrik uygulamasının, diş hareket miktarını kontrol tarafına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığını bildirmişlerdir.

Tengku ve arkadaşlarının çalışmasında [126] ise mekanik kuvvetle birlikte uygulanan statik manyetik stimülasyonun diş hareketi miktarında herhangi bir fark yaratmadığı, ancak kök rezorpsiyonunu önemli derecede artırdığı bildirilmiştir.

2007 yılında Kakehi ve arkadaşları [127], enzimleri katalizör olarak kullanıp karbonhidratlardan elektrik üretebilen biyolojik bir pil geliştirdiklerini açıklamışlardır. 2009 yılında ise glukozu yakıt olarak kullanan ve yine enzimler ya da mikroorganizmalar ile katalize olan diğer bir enzimatik mikro pil üretilmiştir [128]. Bu pillerin, alveoler kemiğin yakınındaki gingivaya yerleştirilip ortodontik diş hareketinin hızlandırılması için kullanılmasını amaçlamışlardır. Pillerin boyutlarının çok küçük olmasından dolayı insan vücuduna yerleştirilmesinin oldukça noninvaziv bir işlem olacağı ve doku yaralanmasının minimale indirileceği düşünülmüştür; ancak kısa ömürleri ve düşük enerji yoğunlukları, enzim pillerinin ortodontik diş hareketini hızlandırmada kullanılmasının önündeki önemli engelleri olduğu görülmüştür [127], [128].

Direkt elektrik akımı kullanımının ise santral sinir sistemi üzerindeki muhtemel yan etkilerinin bilinmemesi sebebiyle rutin kullanımına geçilememiştir[129].

Atımlı (pulsed) elektromanyetik alan

Manyetik alan, ortodonti pratiğinde molar distalizasyonu, kanin, premolar ve molar dişlerinin erüpsiyonunda, molar ve premolar dişlerinin intrüzyonunda, fonksiyonel apareylerle alt çene protraksiyonu, maksiller ekspansiyon, tork uygulaması, çekim boşluklarının ve diastemaların kapatılması gibi birçok alanda kullanılmıştır[32, 131-139]. Ortodontik tedavi esnasında hastaların sıklıkla şikâyet ettiği ağrı ve rahatsızlık hissi, rezorpsiyon hızının, apozisyon hızından fazla olması nedeniyle mobil hale gelen dişin, özellikle çiğneme esnasında maruz kaldığı kuvvetlerden kaynaklandığı belirtilmiştir. Hızlı bir şekilde hareketi tamamlanan dişte rezorpsiyon hızı ile apozisyon hızı dengelenirse bu şikâyetlerin engellenebileceği düşüncesiyle ilk kez 1978 yılında Blechman [130], tarafından mıknatısların kullanımı gündeme getirilmiştir. Yine Blechman [131], 1985 yılında “manyetik molar distalize edici sistem” ile yapılan molar distalizasyonunun, head-gear, coil-spring ve diğer geleneksel yöntemlerin başarısız olduğu durumlarda bile etkili olduğunu bildirmiştir. Elektromanyetik alan sayesinde kök rezorpsiyonu, ağrı, mobilite ve diğer yan etkilerin de görülmediğini ileri sürmüştür [132].

1987 yılında Kawata ve arkadaşları [133], manyetik braketler kullanarak diş hareketi elde etmeyi amaçladıkları çalışmalarında, manyetik kuvvetin, ortodontik apareylerin neden olduğu ağrıyı bir düzeye kadar azaltabildiğini, oluşan elektrik akımının alveoler kemiğin

yeniden şekillenmesini sağlarken periodontal hastalık, kök rezorpsiyonu ve çürük oluşumunu azalttığını ve ağrı- rahatsızlık hissine neden olmadığını söylemişlerdir. Yine 1987 yılında Stark ve Sinclair [134], hayvan çalışmasında elektromanyetik alan etkisi ile diş hareketinin hızlandırılabilceğini göstermişlerdir. Elektromanyetik alanın etkisiyle, deney grubundaki diş hareket hızının ve miktarının, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gösterdiğini ve histomorfometrik incelemelerde ise yeni kemik metabolizasında artış olduğunu belirtmişlerdir. Ancak hastanın başını uzun süre immobilize etmek gerektiğinden rutin klinik uygulamaya geçiremediklerini bildirmişlerdir. Bunu takiben 1989 yılında Graber [135], palatinalde gömülü bulunan kanin dişlerinin, manyetik kuvvetler kullanıldığında daha hızlı, kontrollü ve daha az mobiliteyle sürdürülürken, daha iyi bir gingival marjin elde edilebileceğini ve enfeksiyon riskinin daha az olacağını belirtmiştir.

Itoh ve arkadaşları [136], ise 1991 yılında yaptıkları çalışmada; molar distalizasyonu için kullanılan mıknatısların ağrıya neden olmadıklarını bildirmişlerdir. Elektromanyetik alanın, eritrositlerde inceltme ve uzamaya neden olarak, periodontal membrandaki kapillerlerde sıkışma olsa bile, bu inceleme ve uzamayla kan akışının sorunsuz bir şekilde devam etmesini sağladığını öne sürmüşlerdir.

1995 yılında Darendeliler ve arkadaşları [32] ise, statik manyetik alanın, diş hareketinin görülmediği duraklama periyodunu kısaltarak diş hareketini hızlandırdığını öne sürmüşlerdir.

Showkatbakhsh ve arkadaşlarının [137], 2010 yılında yaptıkları insan çalışmasında, elektromanyetik alanın diş hareketi üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. 10 bireyi dâhil ettikleri çalışmada, 1. premolar dişlerinin çekim boşluğuna, kanin dişlerini hareket ettirmişler ve hastaların tek tarafına elektromanyetik alan uygulaması yapmışlardır. Sonuçta, elektromanyetik alan uygulanan taraftaki diş hareket miktarının, kontrol grubundan 1.57 ± 0.83 mm daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Spadari ve arkadaşlarının [138] 2017 yılında yayınlanan deneysel çalışmalarında ratlara günde 5 dakika 10 mikroamper düzeyinde elektrik akımı uygulanarak doku yanıtının artırıldığını ve bu uygulama ile hızlı ve güvenilir bir şekilde diş hareketinin elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Elektromanyetik alanın diş hareketini nasıl hızlandırdığı, ağrı ve rahatsızlık hissini nasıl ortadan kaldırdığı ise biyokimya çerçevesinden açıklanmaya çalışılmıştır. Elektromanyetik alanın, hücre membranındaki sodyum-kalsiyum değişim hızını değiştirerek intraselüler metabolizmanın düzenlenmesinden sorumlu bir grup enzimin düzeyini, bu şekilde de hücresel proliferasyonu arttırdığını belirtmişlerdir. Periodontal aralıkta artan hücresel faaliyet hem osteoklastik hem de osteoblastik aktiviteyi hızlandırmakta, böylece istenen diş hareketi daha kısa sürede gerçekleştirilirken, artan kemik yapımı sayesinde rezorpsiyon hızı dengelenerek dişlerdeki mobilite azaltılmakta ve ağrı görülmemektedir [32], [139].

Günümüze kadar yapılan çalışmalar içinde sadece Darendeliler ve arkadaşları [32], elektromanyetik alanın yan etkilerine değinmişlerdir. Bu yan etkiler, serum kalsiyum oranında düşüşle birlikte kan kimyasında minör değişimlerin meydana gelmesinden ibarettir.

Titreşim

Diş hareketlerini hızlandırmak için kullanılan cihaz destekli terapötik uygulamalardan olan titreşim uygulamalarının, farmakolojik ve dentoalveolar cerrahi uygulamalara göre en az yan etkiye sahip olan yöntemlerden biri olduğu belirtilmiştir [140].

Titreşim uygulamaları ile ilgili literatürlerde birkaç çeşit titreşim tipi olduğu görülmektedir. Bunlar:

- Tüm vücut titreşimi,
- Elektromanyetik alan titreşimi,
- Rezonans titreşimi,
- Ultrasonik titreşim,
- Mekanik titreşimdir.

Titreşimin terapötik etkileri, '*Wolff kuralı*'na; yani trabeküler kemiğin, mekanik uyarılara ve bu uyarıların oluşturduğu kuvvetlere adapte olmasına dayanmaktadır. Aynı zamanda, aşırı küçük miktarlardaki mekanik gerilimlerin, kemik morfolojisini etkileyen güçlü bir faktör olduğu düşünülmektedir [141].

Rubin ve arkadaşları, 2001 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında [140], titreşim uygulamasının, uzun süre hareketsiz kalan ratlardaki kemik hücresi yapımındaki düşüş üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Histomorfometrik inceleme sonucu, aşırı düşük titreşim genliğinde ve yüksek frekanstaki mekanik titreşimin, yeni kemik hücresi yapımının arttığını belirtmişlerdir. Bautmans ve arkadaşları [142], yaptıkları randomize kontrollü klinik çalışmada, titreşim terapisinin, uzun süre hareketsiz kalan hastalardaki kemik ve kas fonksiyonlarının düzenlenmesi veya artırılmasında faydalı olduğunu bildirmişlerdir. Gilsanz ve Gusi [143], [144] ise, düşük titreşim genliğinde ve yüksek frekanstaki mekanik titreşimin, düşük kemik mineral yoğunluğuna sahip olan genç kızlarda, kas-iskelet gelişimini arttırdığını ve yürüme egzersizleriyle karşılaştırdıklarında, kemik kırığı riskini, daha da azalttığını bildirmişlerdir.

Araştırmacılar [140] tüm vücuda uygulanan titreşim terapisinin, uzun dönem yolculuğa çıkan astronotlarda ve uzun süre hareketsiz olarak istirahat eden veya felçli hastalarda, kemik yoğunluğunun azalmasını engelleyen etkili bir yöntem olduğunu belirtmektedirler. Ayrıca, titreşim terapisinin, non- invaziv bir işlem olması, ilaç kullanılmaması ve düşük kuvvet uygulaması sayesinde yaşlı ve hasta bireylerde herhangi bir yan etkiye neden olmaması, yöntemin avantajları olarak karşımıza çıkmaktadır.

Meikle ve arkadaşları [145], tavşanlar üzerinde yaptıkları invitro çalışmada, 30 gramlık mekanik streslerin, kraniyal sutural büyümede görev alan kollajen sentezinde artış olduğunu gözlemlemişlerdir.

Kopher ve arkadaşları [146], döngüsel ve statik titreşim kuvvetlerinin, büyümekte olan tavşanların Premaksiller ve Nazofrontal süturunda kemik artışını sağladığını bildirmişlerdir.

Peptan ve arkadaşları [147], döngüsel titreşim kuvvetlerinin, tavşanların kraniyofasiyal sutural büyümelerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, 12 gün boyunca günlük 20 dakika, 1 Newton ve 8 Hz frekansındaki titreşimi, tavşanların maksillalarına uygulamışlardır. Çalışma sonunda, PMS (premaksiller sütur) ve NFS (nazofrontal sütur)' de yapılan histomorfometrik incelemeler sonucunda deney grubundaki yeni oluşan osteoblast miktarında kontrol grubuna oranla, istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlemişlerdir.

Titreşim stimulusu kullanılarak diş hareketini hızlandırma çabaları ilk kez Krishtab ve arkadaşları [148] tarafından gösterilmiştir. Bunu takiben, 2001 yılında Ohmae ve arkadaşları [149], ultrasonic vibrasyonun diş hareketlerine olan etkisini araştırdıkları hayvan çalışmalarında, 5 erkek yetişkin Beagle köpeğinin bilateral olarak maksiller 1. Premolar dişlerini çekimi takiben boşluklarına 80 gram uygulayan segmental ark teli mekaniği ile kanin dişini hareket ettirmiştir. Diş hareketi periyodu boyunca, köpeklerin tek tarafına, haftada 2 kez, 2'şer dakika olmak üzere toplamda 8-10 hafta ultrasonic titreşim uygulamışlardır. Çalışma sonuçlarına göre, ultrasonik titreşime maruz kalan taraftaki diş hareket miktarının, kontrol tarafına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Xue ve arkadaşları [33] ise, ratlarda ultrason titreşiminin ortodontik diş hareketi ve alveoler kemik remodelasyonu üzerine etkileri incelenmişlerdir. Ratların keser ve molar dişlerine günlük 20 dakika olacak şekilde ultrason terapisi uygulamışlar ve diş hareket miktarının, 5. günden başlayarak istatistiksel olarak önemli derecede arttığını belirtmişlerdir. Çalışma sonucuna göre ultrason terapisinin, alveolar kemik remodelinginin, HGF (Hepatocyte growth factor) /Runx2/BMP-2 sinyal yolağını aktiveleştirip, RANKL salgısını arttırarak diş hareket miktarında artışa neden olduğunu belirtmişlerdir.

Tarek ve arkadaşları [150] ise 2004 yılında, ultrasonik titreşimin kök rezorpsiyonuna etkisini değerlendirmişlerdir. Üst premolar diş çekimli tedavi endikasyonu konmuş 12 hastanın 1. Premolar dişlerine 1 ay boyunca bukkal yönde 50 gram kuvvet uygulanmıştır. Hastaların bir tarafına ultrasonik titreşim uygulamışlar ve 1 aylık kuvvet periyodundan sonra dişleri çekerek, hem histolojik olarak hem de sem elektron mikroskopunda incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, ultrasonik titreşim uygulanan taraftaki kök rezorpsiyon miktarında anlamlı derecede düşüş olduğunu bildirmişlerdir. Histolojik incelemede ise, ultrasonik titreşim uygulanan taraftaki rezorpsiyon bölgelerinde hipersementoz dokusuyla karakterize iyileşme olduğunu bildirmişlerdir.

Nishimura ve arkadaşları [35] ise döngüsel titreşim kuvvetlerinin (Rezonans vibrasyonu) diş hareketi hızına olan etkisini değerlendirmişlerdir. 42 wistar ratıyla yaptıkları bu çalışmada, ratlara 21 gün boyunca, 60 ± 8 Hzlik frekanstaki ve 1 m/s^2 lik ivmeyle günlük 8 dakika uygulama yapmışlardır. Sonuçta, deney grubundaki diş hareket miktarlarının, kontrol grubuna göre %15 daha fazla olduğunu, kontrol grubuna göre 1.7 kat daha fazla

osteoklast ve fibroblast saptadıklarını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, rezonans titreşimi uygulaması ile diş hareketlerinde etkili olan RANK- RANKL sinyal yolağının aktivasyonunun da artmış olduğunu bildirmişlerdir.

Benzer olarak Shimizu ve arkadaşları [151] , *Macaca fuscata* maymunlarına 3 hafta boyunca, günde 1.5 saat olmak üzere döngüsel titreşim kuvveti (rezonans titreşimi) uygulamışlar ve deney grubunda 1.3-1.4 kat daha fazla (%25-%30 daha hızlı) ortodontik diş hareketi elde etmiş olduklarını bildirmişlerdir.

Chung H Kau [152] adlı araştırmacının titreşim kullanarak yaptığı ilk klinik insan çalışmasında, hastalara 30 Hz frekansta ve 0.2 gram (2 Newton) kuvvet veren vibrasyon cihazını günde 2 sefer, toplamda 20 dakika olmak üzere kullandırmış ve bu cihaz ile diş hareketinin hızlandırılabilceğini ileri sürmüştür. Aynı araştırmacı tarafından yapılan diğer bir çalışmada ise her arkta bir ayda yaklaşık 2-3 mm lik hareket elde edilmiş olduğu bildirilmiştir [153].

Andrew Rummel [154], 2010 yılında farelerde yaptığı doktora tez çalışmasında, mekanik titreşimin diş hareketine olan etkisini değerlendirmiştir. Çalışmasında hareket miktarları mikro CT görüntülerinde değerlendirilmiştir. Araştırmacı, farelerin maksiller 1. Molar dişi ile santral dişleri arasına 20 gram kuvvet uygulayan bir yay koymuş ve çalışma gruplarını 4 gruba ayırmıştır. 1. Gruba kuvvet ile birlikte titreşim, ikinci gruba sadece titreşim, 3. gruba sadece kuvvet vermişken, 4. Gruba ise ne kuvvet ne de titreşim vermiştir. Farelere uygulanan titreşim, 4Hz frekansında ve 20 mikron genliğinde olup, haftanın 3 günü günde 5 dakikalık uygulamalarla toplamda 3 hafta boyunca uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, titreşim ve kuvvetin birlikte uygulandığı gruptaki diş hareket hızı, sadece kuvvet uygulanan gruptan daha fazla olmuş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Kalajzic ve arkadaşları [155], 2014 yılında ise döngüsel titreşim uygulamasının diş hareketi ve periodontal ligament üzerine etkilerini değerlendirilmişlerdir. 26 ratın dâhil edildiği çalışmada, ratların molar dişlerine keser dişlerden destek alarak 25 gram mesial yönde kuvvet uygulaması yapılmış ve ratlar 4 ayrı grupta incelenmiştir. 1. grup kontrol grubu olurken, 2. gruba sadece titreşim verilmiş, 3. gruba sadece ortodontik kuvvet verilmiş ve 4. gruba ise ortodontik kuvvet ve titreşim birlikte verilmiştir. Verilen ortodontik

kuvvetin miktarı 25 gram olurken, döngüsel titreşim uygulaması ise 30 Hz frekansta 0,4 Newton kuvvette yapılmıştır. Titreşim uygulaması, haftada iki kez 10'ar dakika olarak 2 hafta boyunca yapılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, titreşim uygulaması, diş hareket miktarını istatistiksel olarak anlamlı derecede azaltmış (%50) ve histomorfometrik inceleme sonuçlarına göre periodontal ligament bölgesindeki kollajen lif yapılarında belirgin bir disorganizasyon görülürken, diş hareketindeki sıkışma bölgesindeki osteoklast miktarlarında ise anlamlı bir artış gözlemlenmiş olduklarını belirtmişlerdir.

Al- Sayagh ve arkadaşlarının [156], 2014 yılında 14 albino tavşan üzerinde yaptıkları çalışmada, mekanik vibrasyonun diş hareket hızına etkisini araştırmışlardır. Tavşanların alt kesici dişlerinin arasına koyulan yaylar ile dişlere 60 gramlık resiprokal yönde kuvvet uygulanmıştır. Tavşanlar, titreşim ve kontrol grupları olarak iki ayrı gruba ayrılmış ve titreşim grubunda, titreşim uygulaması, sadece sağ alt insizal dişe distal yönde 113 Hz frekansında çalışan bir cihaz ile yapılmıştır. Titreşim periyodları, günde 10 dakika olmak üzere 22 günde toplam 9 gün boyunca gün aşırı yapılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, diş hareket hızında titreşim grubunda, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görülürken, titreşim grubundaki sağ ve sol insizal dişlerden, titreşim uygulanan dişte, anlamlı derecede fark olduğu gözlenmiştir.

Woodhouse ve arkadaşlarının [157], randomize klinik çalışmasında, intraoral vibrasyon cihazı ile günde 20 dakika uygulanan yüksek frekanslı düşük seviyeli mekanik uyarının diş hareketi hızını artırdığına veya seviyeleme için gerekli zamanı kısalttığına dair bir kanıt bulunamadığı rapor edilmiştir.

Jing D. ve arkadaşlarının [158] 2017 yılında, vibrasyonel stimulusların ortodontik diş hareketine etkisini değerlendirdikleri sistematik incemede, vibrasyonun kanin retraksiyon hızına arttırdığı yönünde çok az kanıt olduğunu, ancak dişlerin seviyelenme hızına olumlu etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

2.3. Fotobiyomodülasyon

2.3.1. Fotobiyomodülasyon nedir?

‘Fotobiyomodülasyon’, tıp, diş hekimliği ve veterinerlik alanlarında, hücre fonksiyonlarını değiştirmek ve terapötik etki elde etmek amacıyla belirli dalga boylarında ışığın kullanılması anlamına gelmektedir. Literatürde, Fotobiyomodülasyon veya Işıkla Hızlandırılmış Ortodonti (Light Accelerated Orthodontics) (LAO), Low Level Laser Therapy (LLLT), Low Power Laser Therapy (LPLT), Low İntensity Laser Therapy (LILT), Light Emitting Diode (LED), Low Reactive Level Laser (LRL), Cold Lazer, Therapeutic Laser olarak da adlandırılmaktadır. Bu kadar çok çeşit tanımı olmasına rağmen aslında bunların hepsi, belirli dalga boyu aralığında, gücünde ve penetrasyonunda kullanılan ışığın biyolojik olayları hızlandırması temeline dayanır. Fotobiyomodülasyon, farklı araştırmacılar tarafından farklı isimlerle adlandırılmıştır [159].

Düşük doz lazer terapisi veya fotobiyomodülasyon etkisi için koherent olan lazer ışığının kullanılması gerektiğine inanılmış, ancak daha sonra L.E.D ışığının lazere göre daha ucuz bir alternatif kaynak olduğu görülmüş ve iki ana ışık kaynağının etkileri birçok araştırmacı tarafından günümüze kadar araştırılmıştır.

Ortodontik diş hareketlerini hızlandırmak için yapılan cihaz destekli terapötik uygulamalardan olan düşük yoğunlukta lazer terapisi (LLLT) hücre fonksiyonlarını değiştirmek amacıyla düşük yoğunlukta lazer veya LED ışığı kullanılarak yapılan bir uygulamadır.

Işıkla Hızlandırılmış Ortodonti tekniğinde (LAO), dentoalveoler bölgenin kızılötesi ışık ile non- invaziv stimülasyonu, mitokondri hücrelerindeki sitokrom oksidaz C’nin uyarılması sonucu ATP artışı ile sağlanmaktadır. Diş hareket fazı süresince yüksek ATP kullanılabilirliğinin artması, vasküler aktivitede artış sağlamak ve hücre döngüsünü artırarak "remodeling" sürecini ve dişin hareket hızını arttırdığı düşünülmektedir [160]–[163].

2.3.2. Fotobiyomodülasyonun tarihçesi

Tarihte 3000 yıl önce bile dişlerdeki çapraşıklığın düzeltilmesine yönelik girişimler yapıldığı görülmüştür. Kazı çalışmalarında çıkartılan mumyaların bazılarında metallerle ve tellerle çevrili dişlere rastlanmıştır, eski Yunan ve Etrüsk medeniyetlerinde ilkel yöntemlerle yapılmış olsa bile, iyi tasarlanmış ortodontik apareyler ve düzgün hizalanmış dişlere rastlanmıştır [164].

Modern ortodontinin temelleri 1900'lerde atılmış, dişlerin her birine özel olarak hazırlanmış metal bantlara ve braketlere ulaşılmış, sonrasında şeffaf braketler, mini implantlar, mini plaklar, self ligating braketler, dijital modeller, şeffaf plaklar ve lazerler kullanılarak, ortodontik tedavilerde büyük bir gelişme sağlanmıştır. Materyaller ve tedavi yöntemlerindeki ilerlemeler, araştırmacıları daha hızlı ve ağrısız tedavi yolları aramaya yönlendirmiştir.

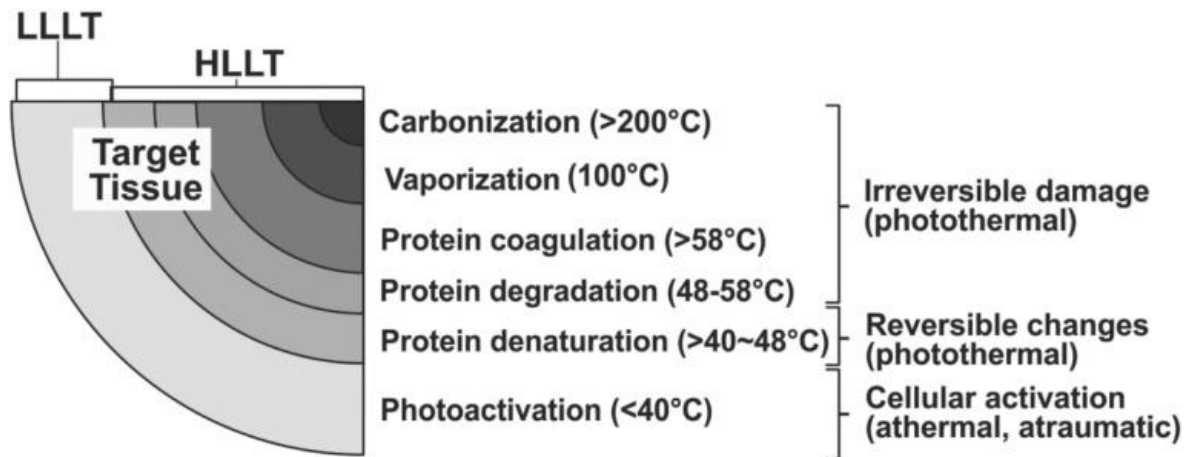
Işığın, sağlık alanında kullanılma fikri yeni olmamakta birlikte tüm tarih boyunca potansiyel bir iyileşme kaynağı olarak görülmüştür. Örneğin, eski Mısırlılar ve Yunanlar, güneş ışığının vücudu güçlendirip iyileştirdiğine inanmışlardır [165], [166].

Orta çağlarda ise güneş ışığının, veba hastalığı ile olan savaşta müttefik olduğu düşünülmüştür [166]. 1960'lı yıllara kadar ışığın yararlarını ve gücünü anlama yolundaki çalışmalar, Dr. Mainman tarafından lazer ışığının bulunmasıyla yeni bir döneme girmiştir [167]. O zamandan bu yana lazerler, ışığın kontrol edilip modifiye edilerek optimum terapötik etkiyi yaratabilmesi doğrultusunda geliştirilmiş, tıp ve cerrahi alanlarda hızla kullanıma girmiştir. 1960'lı ve 1970'li yıllarda lazerler, tahrip edici ışık kaynakları olarak tanımlanmış, fototermal ve buharlaştırıcı özelliklere sahip olduklarından, lazer cerrahisi adı altında dokuları kesme ve parçalama işlemlerinde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra, nispeten daha düşük yoğunluktaki atermik lazerlerin terapötik özellikleri, Budapeşte'de bir cerrahi profesörü olan Dr. Endre Mester tarafından keşfedilmiş ve lazer terapisi adı altında tıpta kullanılmaya başlanmıştır. Dr. Mester [168], 1968 yılında yaptığı bu çalışmada sırtı traş edilmiş farelerde fotobiyomodülasyonun etkisini değerlendirmiş, deney grubundaki farelerin sırtındaki tüylerin, kontrol grubuna göre daha hızlı uzadığını gözlemlemiştir. Dr. Mester [169] çalışmasında Helyum Neon lazerin biyostimülatif etkisini değerlendirmiş ve farelerde yara iyileşmesini hızlandırdığını gösteren bu olumlu

bulguların verdiği cesaretle insan üzerinde çalışmaya karar vermiş ve düşük doz lazerin iyileşmeyen deri ülserleri üzerinde etkili olduğunu göstermiştir [170], [171]. Dr. Mester'ın bu çalışmaları, Macaristan ve Rusya'da o dönemde yürütülmüş birçok araştırma için öncü olmuştur [172], [173]. Düşük doz lazer terapisi, 3 ana amaçla kullanılan bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. Bunlar: inflamasyon, ödem ve kronik eklem bozukluklarını azaltmak [174]–[176], yara, sinir ve derin dokuların iyileşmesini hızlandırmak [177], [178] ve nörolojik hasar ve ağrıların giderilmesi olarak sayılabilir [179].

Lazer, uyarılmış radyasyon salınımlarıyla ışığın kuvvetlendirilmesi anlamına gelen Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation cümlesindeki kelimelerin baş harflerinden oluşturulmuş bir kısaltmadır. Lazer ışığı, aktive olmuş doğal gazların, elementlerin, moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta, paralel hareket eden, aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır [180].

İlk lazerler Helyum Neon (HeNe) ve Argon gibi soy gazlar temelinde üretilmiş, ancak Maiman [167], orijinal lazer prototipinde, ışık saçıcı olarak yakut kristalini kullanmıştır. Daha sonra Galyum Arsenid (GaAs) ve Galyum Alüminyum Arsenid (GaAlAs) gibi yarı iletken diyod lazerler tanıtılmıştır [173]. Günümüzde Helyum Neon (HeNe) lazerler hala kullanılmakta, ancak ışın büyük bir kısmı, dalga boyları 820 ile 904 nm (nanometre) arasında değişen Galyum Arsenid (GaAs) ve Galyum Alüminyum Arsenid (GaAlAs) lazerlerinin kullanımıyla olmaktadır. Kullanım dozu ise başından beri 1-4 j/cm²dir.



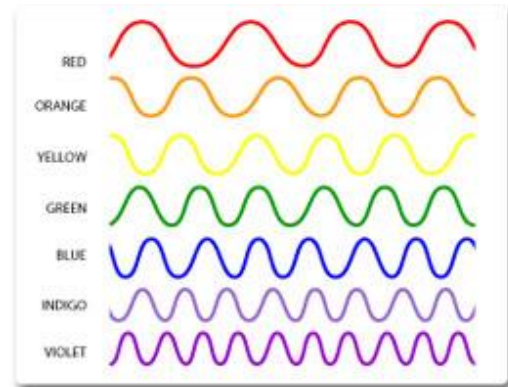
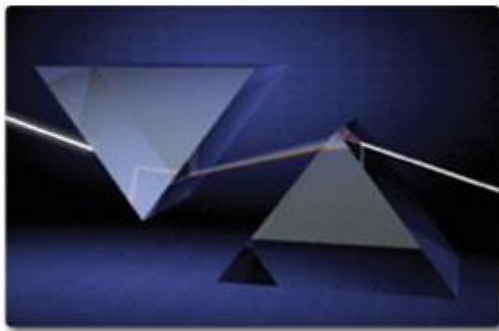
Şekil 2.1. Cerrahi lazer ve lazer kaynaklı oluşan ısıya aralığına bağlı görülen biyolojik reaksiyonlar. (Calderhead RG: Light/tissue interaction in photosurgery and phototherapy. In Calderhead RG. Photobiological Basics of Photosurgery and Phototherapy, 2011, Hanmi Medical Publishers, Seoul. pp 47–89)

2.3.3. Işığın tanımı

Işık, bir ışmanın ışık kaynağından çıktıktan sonra cisimlere çarparak veya direkt olarak yansması sonucu canlıların görmesini sağlayan olgudur. C harfi ile gösterilmekte, Yunanca'da Celeritas, yani hız anlamına gelmektedir. Einstein'ın $E=mc^2$ kütle- enerji eşdeğerliğindeki “c” harfi, ışık hızını ifade eder. Görünür ışık (yaygın kullanımı ışık), insan gözü tarafından algılanabilen ve görülen elektromanyetik dalgadır. Işık, Sinus dalga'sı ve parçacık (foton) şeklinde hareket eder.

Tayf, renklerin, seslerin, elektromanyetik dalgaların ya da diğer fiziksel gerçeklerin, belli bir değer kümesi ile sınırlanmadan birbiri ardına süreklilik içinde sonsuz değişmesi durumudur. Elektromanyetik dalgalar birbirine dik olarak salınan elektrik alan ve manyetik alanlardan oluşur. Yani çeşitli dalga boylarındaki sinyallerin ve bunların kuvvetlerinin tanımlanmasıdır. EM dalgalar frekanslarına göre çeşitli isimler alırlar. Örneğin, ses dalgaları için, ses tayfı terimi kullanılırken, seste oluşan yüksek ve alçak tonları içermektedir. Görünür ışık ise, gamma ışımasından radyo dalgalarına kadar uzanan elektromanyetik ışıma tayfinin küçük bir bölümünü oluşturmaktadır.

Görünür ışık, elektromanyetik tayfin insan gözü tarafından saptanabilen aralığıdır. Bu dalga boyu aralığına kısaca “görünür ışık” veya sadece “ışık” da denmektedir. Görünür ışığın dalga aralığı tam olarak belirlenmemiş olmakla birlikte, insan gözü, ortalama 400 ile 700 nm arasındaki dalga boylarını saptayabilir. Görünür ışığın dalga aralığı elektromanyetik tayfta, kızılötesi ile morötesi ışık arasına denk gelmektedir; yani ışığın dalga boyu kızılötesinden kısa, morötesinden uzundur [181].



Şekil 2.2. 1665 yılında Isaac Newton tarafından yapılan deney, prizmanın görünür bölgedeki ışığı farklı dalga boylarına göre farklı açılarda kırıldığını göstermiştir.

Güneş ışığı ise, tüm renklerin birleşiminden oluşur. Bu ışık, bir prizmadan geçirildiğinde her rengin farklı miktarlarda kırılması sonucu ortaya gökkuşağı gibi bir tayf çıkmaktadır. Bu olayı ilk kez Isaac Newton, “Opticks” isimli kitabında açıklamıştır [182]. Bu deneyin ardından, tayftaki tek bir rengi tekrar prizmadan geçiren Newton, tek rengin herhangi bir değişikliğe uğramadan kırıldığını gözlemlemiş ve renklerin prizma tarafından üretilmediğini anlamış, güneş ışığının tüm renkleri içinde barındırdığı sonucuna ulaşmıştır. Doğrudan alınan güneş ışığı %47 kızılötesi, %46 görünür ışık ve %7 morötesi ışıınımdan oluştuğunu kanıtlamıştır. Kızılötesi (Kızılaltı, IR veya Infrared) ışıını, dalgaboyu görünür ışıktan uzun fakat terahertz ışıınımdan ve mikrodalgalardan daha kısa olan elektromanyetik ışıınıdır. Teknolojide kabul edilen ismi olan infrared Latince’de aşağı anlamına gelen infra ve İngilizce kırmızı anlamına gelen red kelimelerinden oluşmaktadır ve “kırmızı altı” anlamına gelir. Kırmızı görünür ışığın en uzun dalgaboyuna sahip rengidir. Kızılötesi ışıının dalgaboyu 750 nanometre ile 1 mikrometre arasındadır. Normal sıcaklığındaki insan vücudu 10 mikrometre civarında ışııma yapar [183].

2.3.4. Fotobiyomodülasyon etkisi için uygun dozun belirlenmesi

Arı renk (saf renk), ideal olarak tek bir dalgaboyuna sahip olan renk anlamına gelmektedir. Doğada böyle bir renk bulunmaz, ancak doymuş renkler (saturated) olarak adlandırılan bu özel renkleri üretmek için yapılmış lazer ve led gibi özel ışık kaynakları ile arı renk ışık üretilmektedir.

Lazerler, çok dar aralıkta dalga boyuna sahiptirler. Işığı oluşturan fotonları aynı fazdadır ve salınan ışık dalgası organize biçimde hareket etmektedir. Yani "koherent"tir (eş fazlı) ve doğrusal (paralel) ışık yaymaktadırlar. Kullanılan ışığın monokromatik olması (tek renkli veya çok dar aralıktaki dalga boyu) nedeniyle, fotobiyomodülasyon için uygun olduğu düşünülmüş, ancak geniş spektrumlu ışık kaynaklarının kullanıma girmesi ile L.E.D. ışıklarının da biyostimülatif etkileri araştırılmaya başlanmıştır [166].

L.E.D. ışıkları, ilk kez NASA (National Aeronautics and Space Administration) tarafından, uzayda bitki büyütmek amacıyla geliştirilmiş, daha sonra terapötik etkileri anlaşılmış, uzun dönem göreve çıkan astronotların kaslarının atrofiye olmasını önlemek amacıyla kullanımına başlanmıştır [184]–[186]. Günümüzde hesap makineleri, cep telefonları, dijital saatler gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

1967’de lazerlerin biyostimülatif etkilerinin bulunduğu dönemlerde, insan vücudunda sadece retinanın ışığa duyarlı olduğuna inanılmış ancak, sonrasında insan vücudunda 50’den fazla ışığa duyarlı molekül olduğu belirlenmiştir [166], [167], [173].

Her ne kadar lazer ve led ışınları kadar etkili olmasa da, kızılötesinden ultraviyole ışınları kadar tüm enerji düzeylerindeki fotonları içeren güneşin de sağlıklı bir yaşam için vazgeçilemez bir enerji kaynağı olduğu bilinmektedir.

Işıklı Hızlandırılmış Ortodonti (LAO) uygulamalarındaki en önemli iki değişken, uygun dozun ve sürenin belirlenmesidir.

Doz, dokulara iletilen enerji miktarı anlamına gelmekte ve santimetre kareye düşen enerji miktarı olarak ölçülmektedir. Doz birimi J/cm^2 olarak gösterilmektedir. Işığın yara iyileşmesinin ve diş hareketlerinin hızlandırılması, ağrının giderilmesi veya kasların rahatlatılması gibi klinik etkilerinin altında farklı dozlardaki çeşitli uygulamalar yer almaktadır [187]. Örneğin, fibroblastların hücre aktivitelerinin stimülasyonu için $5 \text{ J}/\text{cm}^2$ lik enerji dozu yeterli olurken, daha yüksek dozlardaki uygulamalar sonucunda hücrelerin yaşama yeteneğinde ve proliferatif özelliklerinde azalma olduğu görülmüştür [188]. Yara iyileşmesini hızlandırıcı etki elde edebilmek için ise, $5 \text{ J}/\text{cm}^2$ ’den daha düşük enerji dozundaki uygulamaların daha uygun olduğu belirlenmiştir [189].

Düşük Doz Işık Terapisinde (LLLT) çok geniş bir terapötik yelpaze olmasına karşın, önemli olan kabul edilebilir bir doz uygulamaktır.

Verilen enerji $\text{mW} \times \text{saniye}$ dir. örn. $100\text{mW} \times 10 \text{ saniye} = 1000 \text{ mJ} = 1 \text{ J}$.

Doz, enerji / ışınlanan alan olarak hesaplanır. örn. $1\text{J}/0.25\text{cm}^2 = 4\text{J}/\text{cm}^2$

Belirli bir biyolojik etki elde etmek için güç densitesinin doğru hesaplanması gerekir. Ayrıca, tedavi edilecek bölgenin doku derinliğinin de değerlendirilmesi gerekir.

Uygulama süresinin belirlenmesinde, kullanılan lazerin özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Lazer dokuya girdikten sonra ya yansıtılmaktadır, ya absorbe edilmektedir, ya dokudan direkt geçmektedir ya da dokuya doğru saçılmaktadır. Bu durumda, doku ile lazer probu arasındaki mesafe, hedef doku ve bu dokunun özellikleri doğru değerlendirilmelidir. Örneğin; lazer enerjisi kas dokusuna oranla mukoza ve yağdan daha

kolay geçmektedir. Hemoglobin ve diğer pigmentler lazer ışığını güçlü abzorbe etmektedirler ve bu nedenle daha fazla doza gereksinim olmaktadır. Penetrasyon basınçla ya da lazeri hedefe yaklaştırmakla artırılabilir.

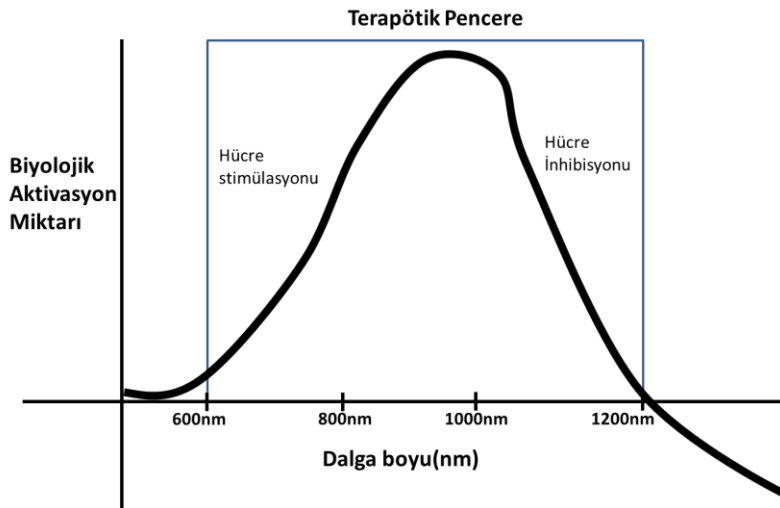
Melanin'in de güçlü bir absorban olması sebebiyle, doz belirlenirken cilt renginin de değerlendirilmesi gerekir [190].

Önerilen bazı dozlar,

- Gingival dokulara 2-3J/cm², haftada 2-3 kez,
- Kas dokusuna 4-6 J/cm², haftada 2-3 kez,
- TME 6-10 J/cm², haftada 1-2 kez,
- Diş ya da kemiksel oluşumlar 2-4 J/cm², haftada 1-2 kez.

Lazerlerin biyostimülasyon ve inhibisyon etkileri, 1887 yılında Hugo Schultz tarafından belirlenmiştir. Arndt- Schultz Yasasına göre düşük enerjideki ışınlamaların fizyolojik süreçleri hızlandırdığı, yüksek enerjideki ışınlamaların ise fizyolojik aktiviteleri durdurduğu bildirilmiştir [191]. Biyostimülasyon ve biyoinhibisyon, 600 nm ve 1200 nm dalga boyları arasında meydana gelmektedir. Bu aralıktaki dalga boyuna, “Terapötik Pencere” adı verilmiştir [192].

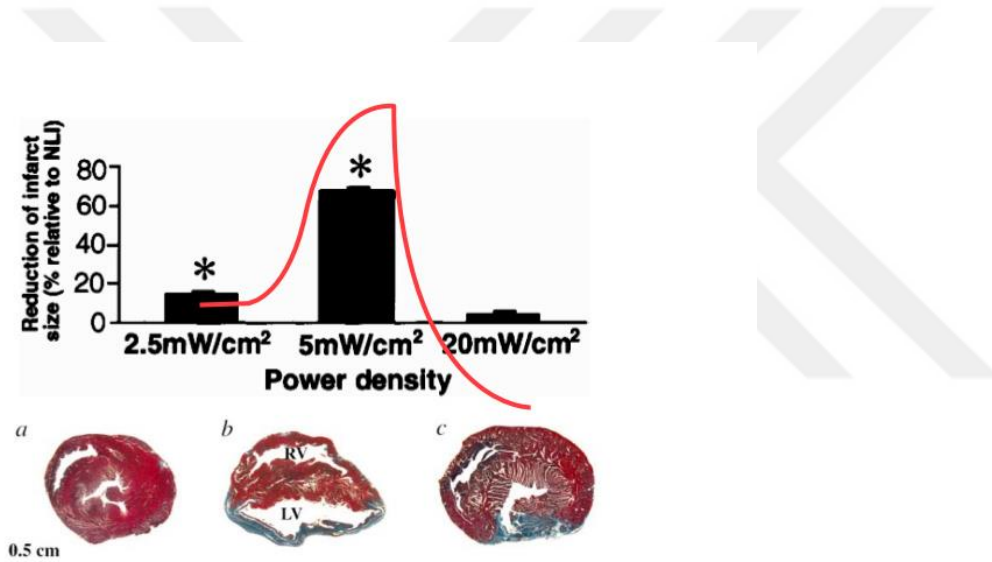
Baxter [193], etkili bir fotobiyomodülasyon uygulaması için uygulanacak dozun doğru bir şekilde hesaplanması gerektiğini vurgulamıştır.



Şekil 2.3. Baxter'in belirttiği 'terapötik pencere'

Yakın Kızılötesi (NIR) olarak adlandırılan, düşük enerjili lazerler veya led ışın kaynaklarından elde edilen bu ışınların birçok yaralanma modelinde faydalı etkileri olduğu saptanmıştır. Baxter [193], 600-1200 nm dalga boyları arasında oluşan terapötik pencerenin, fotonlar için maksimum doku penetrasyonunu sağladığı belirlenmiştir [194].

Oron ve arkadaşları [195], ratlarda ve köpeklerde myocardial infarktüs gelişme riskini değerlendirmiş, farklı çıkış gücüne sahip 803 nm dalga boyunda ışıma yapan Galyum Arsenid (GaAs) lazeri uygulaması sonrasında, 2,5 mW/cm²'lik çıkış gücünden 5 mW/cm² çıkış gücüne kadarki uygulamaların kalp krizi riskinin önemli derecede azalttığı, ancak 5 mW/cm² 'lik çıkış gücünden 20 mW/cm²'lik güce çıkıldığında, biyostimülatif etkilerinin gittikçe azaldığını göstermişlerdir.



Şekil 2.4. Düşük doz lazerin kalp krizi riskinin azaltması

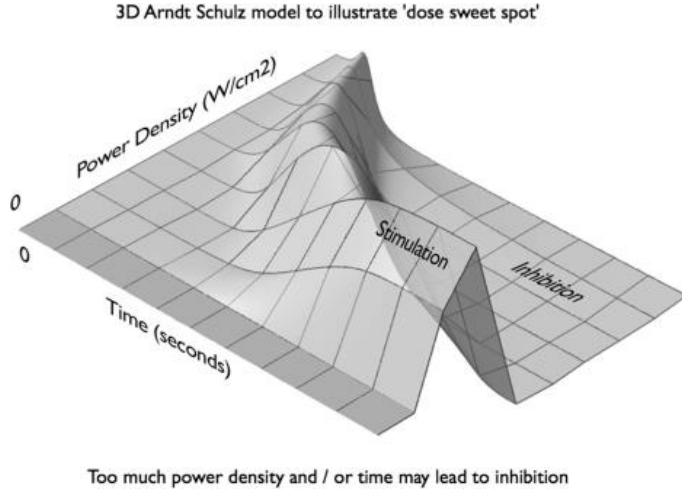
Tatiana ve arkadaşları [196], farelerde yaptıkları çalışmada, koherent ve koherent olmayan, çeşitli dalga boylarında ve çıkış güçlerinde ışıma yapan ışık kaynaklarının eksizyonel yara iyileşmesi üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. 635 nm'lik dalga boyunda ve farklı güç yayılımlarındaki etkileri karşılaştırdıklarında, ışığa maruz kalan farelerde, yara iyileşme hızında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görmüşler ve en etkili sonuca 2 j/cm²'lik güçte ulaşmışlardır. Artan ışık yayılımlarında, Arndt-Schultz yasasında gösterildiği gibi biyostimülatif etkilerinin gittikçe azaldığını göstermişlerdir. 635, 670, 720 ve 820 nm dalga boylarındaki etkileri karşılaştırdıklarında ise en iyi sonuca 820 nm dalga boyunda ulaşmışlar ve aynı dalga boylarında ışıma yapan koherent He/Ne lazer ve koherent olmayan L.E.D. ışık kaynaklarının etkileri arasında bir fark olmadığını saptamışlardır.

Stolik S. ve arkadaşlarının [197], “ex-vivo” insan doku biyopsisi çalışmasında, 632, 675, 780 ve 835 nm dalga boylarındaki Yakın Kızılötesi (NIR) ışınların etkileri karşılaştırılmış, daha büyük dalga boylarındaki ışınların, daha derin doku penetrasyonuna sebep olduğunu bulmuşlardır.

Skopin ve Scott [198], ışıma gücü ve sürelerinin insan fibroblastlarının büyüme hızı üzerine etkisini değerlendirdikleri invitro çalışmada, ışıma gücünü sabit tutup süreyi arttırdıklarında, fibroblastların çoğalma hızlarının doğru orantılı olarak arttığını, ışıma süresini sabit tutup gücü arttırdıklarında ise düşükten orta derecedeki ışıma gücüne kadar yara iyileşmesinde hızlanma, yüksek derecedeki çıkış gücünde ise yara iyileşme hızında düşme olduğunu görmüşlerdir.

Castano ve arkadaşları [199], ratlarda yaptıkları çalışmada 810 nm dalga boyuna sahip diyod lazerin çıkış gücü ve ışıma sürelerinin inflamatif artrit üzerindeki etkilerini değerlendirmiş, ışıma süresindeki artışın, ratların diz eklemlerindeki ödemin çözülme hızıyla doğru orantılı olduğunu, ancak çıkış gücünün ışıma süresi kadar etkili olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Doku kalınlığı ve çeşitliliği, dalgaboyu, ışıma gücü ve ışık kaynaklarının çeşitliliği gibi birçok parametre söz konusu iken, her ne kadar doz ve uygulama süresinin belirlenmesinde net bir cevap olmasa da fotobiyomodülasyon etkisi için bifazik doz cevabının, dikkate alınması gereken en önemli konu olduğu düşünülmektedir. Aşağıda görülen 3 boyutlu Arndt Schulz modeli (Şekil 2.5), yetersiz güç yoğunluğu ve ışıma sürelerinde hiçbir biyostimülatif etki görülmediğini gösterirken, yüksek güç yoğunluğu ve uzun ışıma süresinde de biyolojik olaylarda inhibisyon meydana geldiğini göstermektedir. Fotobiyomodülasyonda faydalı etkiye ulaşabilmek için uygulanacak dozun ancak güç yoğunluğu ve uygulama süresi arasındaki optimal dengenin kurulması ile sağlanabileceği belirtmişlerdir [200] .



Şekil 2.5. 3 boyutlu Arndt Schulz modeli

2.3.5. Fotobiyomodülasyonun etki mekanizması ve fizyolojisi

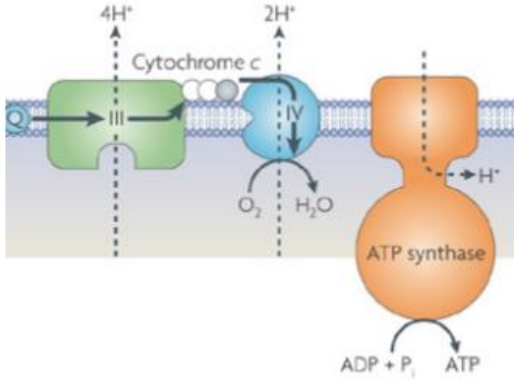
İnsanların ve hayvanların her ökaryotik hücresinde mitokondri adı verilen bir veya birkaç bin hücresel güç kaynağı bulunur. Hücrelerin ihtiyaçları olan ATP'nin büyük bir kısmı mitokondri tarafından üretilmektedir. Hücrelerdeki enerjinin açığa çıkmasından sorumlu olan ATP, yara iyileşmesi ve ağrı giderilmesi gibi birçok hücresel ve fizyolojik mekanizmada görev almaktadır.

Nöbel ödüllü Otto Walburg adlı araştırmacı [201], 1931 yılında, mitokondriyal solunum zincirinin son halkasındaki enzim olan Sitokrom C oksidaz enzimini (CCO) keşfetmiş ve bu zincirin, ışığa duyarlı olduğunu bulmuştur. Ayrıca karbon monoksitin, sitokrom c oksidaz enzimini inhibe ettiğini, ancak düşük güçte lazer uygulamasının bu inhibisyonu engellediğini bulmuştur. Karbon monoksitin yerinin değiştirilmesi, oksijenin tekrar bağlanmasını sağlayıp, CCO fonksiyonunun ve solunum zincirinin devamlılığını sağlamaktadır.

Fotobiyomodülasyon, sitokrom c oksidaz enzimini aktive ederek mitokondriyal elektron transferini, dolaylı olarak da ATP üretiminde artışı sağlamaktadır [202].

Mitokondri, hücrelerin yaralanma veya travma sonucu zarar görmesi durumunda adeta bir kirpi gibi kendini korumaya almakta ve ATP üretimi önemli ölçüde azalmakta, hatta durmakta, dolaylı olarak da iyileşme hızı düşmektedir. Hücrelerin doğru frekanstaki Yakın Kızılötesi Işığa (LLLT) maruz kalması durumunda, mitokondri çok hızlı bir şekilde

harekete geçip yüksek miktarlarda ADP üretmektedir. Açığa çıkan ADP'ler, serbest oksijen singletleriyle bağlanarak ATP üretmektedirler [202]–[204].



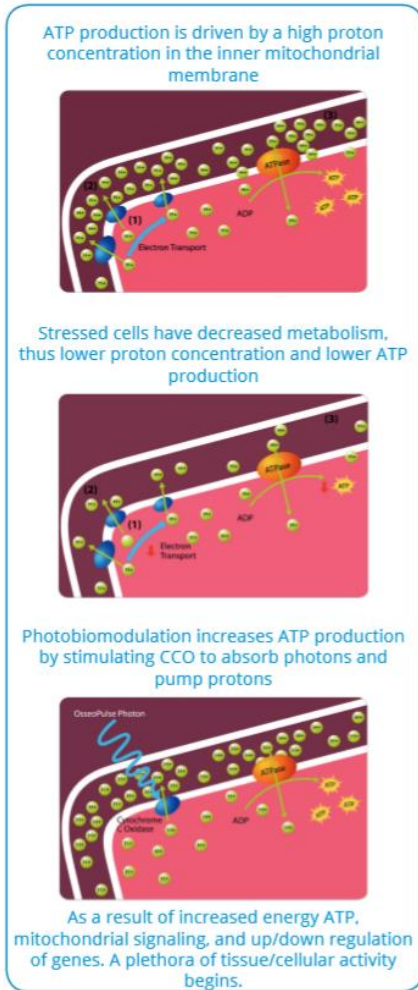
Şekil 2.6. OrthoPulse™ light accelerated orthodontics, clinical and scientific dossier, bölüm 3, çalışma mekanizması

Mochizuki [205], 652 nm ve 830 nm dalga boylarındaki ve 4.8w/cm² 'lik çıkış gücündeki lazerlerle ratların beyin dokusuna uygulama yapmış ve beyindeki ATP miktarlarını incelemiştir; her iki grupta da doku sıcaklığında 4.4- 4.7 derece ısı artışı olmuşken, ısıyı almayan tarafla karşılaştırıldığında sadece 830 nm dalga boyundaki grubun serebral korteksinde %19' luk bir ATP artışı olduğunu belirtmiştir.

Fotobiyomodülasyon sonucu oluşan biyolojik cevabın altında birçok mekanizmanın yer aldığı düşünülmektedir.

- Fotonların, mitokondriyel kromoforlar olan sitokromlar ve porfirinler tarafından soğurulduğu düşünülmektedir [206]. Hücre zarında ve mitokondri zarında soğurulan fotonlar, kromoforlardaki elektronların düşük enerji yörüngesinden, yüksek enerji yörüngesine zıplaması sonucu, proton gradyentlerini oluşmasına sebep olur [207]. Oluşan bu proton gradyentleri, hücre zarı geçirgenliğini, DNA sentezini ve hücredeki ATP miktarını artırarak hücrenin metabolik aktivitelerinde artış sağlamaktadır. Bu metabolik değişimler, nötrofillerin, fibroblastların, makrofajların, endotel hücrelerinin, keratinositlerin hücre çoğalmasını sağlayarak doku onarımının artması gibi birçok fizyolojik değişikliği tetiklerler [208].

- Reaktif oksijen türleri (ROS), arasında olan süperoksit, hidrojen peroksit ve hidroksil radikalleri, hücrelerin normal oksijen metabolizmalarında görev alan radikallerdir. Hücrelere absorbe edilen foton enerjisi sonucu, reaktif oksijen türlerindeki (ROS) ve mitokondriyel sinyalizasyondaki artış, hücrelerin transkripsiyon faktörleri olan DNA/RNA sentezinde de artış sağlamaktadır [209]. Bunlara bağlı olarak da hücrelerin doku iyileşmesinde, tamirinde artış sağlanırken, inflamasyonda da azalma görülmektedir [210].
- Fotonların CCO enzimi ile absorbe edilmesi sonucu Nitrik Oksit Sentaz enzimi tarafından, indüklenebilir Nitrik Oksit üretiminde artış meydana gelmekte [211] ve bu da bölgesel kan akışını hızlandırmaktadır [212], böylece osteoblastik ve osteoklastik aktivitede artış meydana gelmektedir.

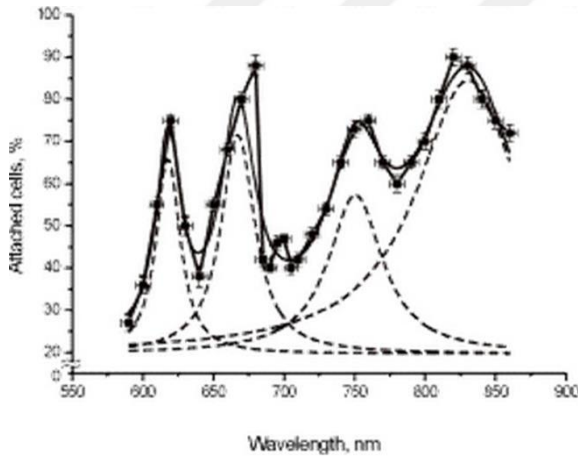


Şekil 2.7. Orthopulse™ light accelerated orthodontics, clinical and scientific dossier, bölüm 3, çalışma mekanizması şeması

Zhang R. ve arkadaşları [213], fotobiyomodülasyon etkisi ile, mitokondriyal metabolizmada artış sonucu, yara iyileşmesini kolaylaştırdığı, ciltte, kemikte, sinir ve kaslardaki anjiogenezi arttırdığını göstermişlerdir.

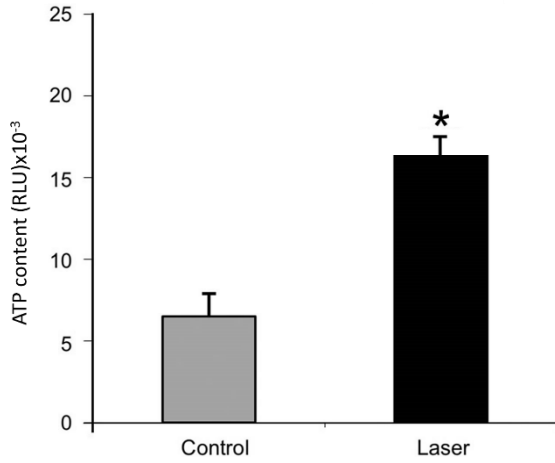
Eells ve arkadaşları [163], fotobiyomodülasyon etkisi ile, mitokondriyal metabolizmada artış sonucu, yara iyileşmesini kolaylaştırdığı, ciltte, kemikte, sinir ve kaslardaki anjiogenezi arttırdığını göstermişlerdir.

Karu ve Kolyakov [214], HeLa hücrelerinde yaptıkları invitro çalışmada, hücreleri 580-860 nm dalga boyundaki monokromatik ışığa maruz bırakmış ve DNA ve RNA sentez miktarı ile sitokrom-c oksidaz (CCO) moleküllerindeki foton absorpsiyon miktarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, aralarında pozitif bir ilişki olduğunu, yani CCO molekülleri tarafından emilen ışık miktarının artması sonucu, DNA ve RNA sentez miktarında da artış olduğunu şematize ederek göstermişlerdir.



Şekil 2.8. Fotobiyomodülasyona bağlı olarak CCO moleküllerine absorbe edilen fotonların şeması, Karu T. I. ve Kolyakov, S. F. (2005). Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy. *Photomedicine and Laser Therapy*, 23(4), 355-361.

Oron ve arkadaşları [161], insan nöronal hücrelerinde yaptıkları invitro çalışmada, hücre kültürüne, 808 nm dalga boyunda, 50 mW/cm² çıkış gücünde ve 0.05 j/cm² enerji miktarında Galyum Arsenid (Ga-As) lazer uygulaması yapmışlardır. Uygulamadan 10 dakika sonra ATP miktarlarının, kontrol grubuna göre 2 katına ulaştığını göstermişlerdir.



Şekil 2.9. Ga-As (808 nm) lazer uygulamasının, insan nöronal hücre kültüründe ATP üretimini arttırması. U. Oron, S. Ilic, L. De Taboada, ve J. Streeter (2007). *Photomed Laser Surg*, 25(3), 180-182.

2.3.6. Kemik metabolizmasıyla ilgili in-vitro çalışmalar

Düşük doz lazer terapisinin (LLLT) lökositlerin hücre içi hareketlerinde önemli rol oynayan mast hücrelerinin degranülasyonlarını tetiklediği görülmüş ve hücrelerden pro-enflamatuar sitokin olan TNF-alpha'nın salınımını sağladığı bildirilmiştir. DDLT uygulaması sonucunda hücrelerdeki lökosit infiltrasyonunda ve hücrelerin savunma mekanizmalarında artış olduğu bildirilmiştir [215], [216].

Hawkins ve arkadaşları [217] normal ve yaralı deri üzerine Helyum Neon(HeNe) lazer uygulamışlar, fibroblast büyüme faktörlerindeki artış sonucu, fibroblastların proliferasyon, maturasyonunda ve hareket kabiliyetinde artış olduğunu bildirmişlerdir.

Ozawa ve arkadaşları [218], ratların kalvaria hücrelerini çeşitli hücre kültürü aşamalarında değerlendirdikleri in vitro çalışmada, 830 nm dalga boyunda ve 50 mW çıkış gücündeki Ga-Al-As lazerin, hücre kültürünün erken safhalarında, geç safhalarına göre hücre proliferasyonunda, alkalin fosfataz aktivitesinde, osteokalsin gen formasyonunda istatistiksel olarak anlamlı artış görmüşlerdir. Kültürün erken safhalarında, geç safhalarına göre kemik nodül oluşum miktarının 1.7 kat, kemik nodüllerinin kapladığı alanın da 3.4 kat artmış olduğunu bildirmişlerdir.

Stein ve arkadaşları [219], insan osteoblast hücrelerine 632 nm dalga boyundaki ve 10 mw çıkış gücündeki HeNe lazer ile uygulama yapmışlar ve deney osteojenik markerlar olan alkalen fosfataz aktivitesinde, osteopontin ve kemik sialoprotein miktarlarında %31-58 oranlarında artış olduğunu bildirmişlerdir.

Barushka ve arkadaşlarının [220], Helyum Neon(HeNe) lazerin, ratların tibia kemiklerindeki kemik tamir mekanizması üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada, alkalen fosfataz aktivitesinin, deney grubunda kontrol grubuna göre 2.2 kat artış olduğunu bildirmişlerdir.

İşcan ve arkadaşlarının [221], DDLT'nin insan gingival fibroblast ve vasküler endotelial hücrelerinin çoğalmalarına olan etkisini inceledikleri in vitro çalışmada, hücrelere, uygulama sürelerine göre 1 dakika ve 10 dakika olacak şekilde 2 grupta 850 nm dalga boyunda ve 60 mW/cm² çıkış gücündeki LED ışık kaynağı ile uygulama yapmışlardır. Sonuçta, 1 dakikalık uygulama grubunda hücre proliferasyonunda artış görülürken, 10 dakikalık grupta azalma olduğunu bildirmişlerdir.

2.3.7. Klinik uygulamalar

Hızlı maksiller genişletme

Hızlı maksiller genişletmede midpalatal suturun açılması erken yaşlarda kolayca gerçekleşirken yaş ilerledikçe bu açılma zorlaşmaktadır. Ayrıca genişletilmiş arkın erken dönem nüksün önlenmesi uzun bir pekiştirme süresini gerektirmektedir. Bu dönemin kısaltılması için kemik yapımının uyarılmasının faydalı olacağı düşünülmektedir [222].

Saito ve arkadaşları [223] ratlarda Ga-Al-As lazer kullanarak (100mW) DDLT'nin midpalatal suturedaki iyileşmeye olan etkisini araştırmıştır. Lazer uygulanan grupta kontrol grubuna göre %20-40 daha fazla kemik oluşumu olduğunu belirtmişlerdir. Suturedaki kemik formasyonu, histomorfometrik metodlarla incelenmiş ve kontrol grubuna göre 1.2 -1.4 kat daha fazla kemik formasyonu olduğunu belirlemişlerdir. Midpalatal suturedaki bu hızlı kemikleşme, osteoid matriks yapımından sorumlu kollajen sentezinin uyarılmasıyla kemik yapımını hızlandırdığı yönünde olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar fotobiyomodülasyon

sonucu midpalatal suturedaki kemik formasyonundaki artışın sadece doza değil, uygulama zamanına ve süresine de bağlı olduğu sonuçlarına ulaşmışlardır.

Cepera ve arkadaşları [224], 8-12 yaş aralığında hızlı maksiller genişletme yapılan çocukların 14'üne diod lazerle (40mW güçte) midpalatal suture çevresinde 10 noktaya uygulama yapmıştır. Alınan okluzal radyografilerdeki kemik dansitesine bakıldığında düşük doz lazer uygulaması yapılan grupta kemik yapımının arttığı ve iyileşmenin hızlandığı bildirilmiştir.

Ekizer A. ve arkadaşları [225], 618 nm dalga boyundaki ve 20 mW/cm² çıkış gücündeki L.E.D ışık kaynağının ratların intermaksiller suturen ekspansiyonu sonrasında, sutureda oluşan kemiği histomorfometrik olarak değerlendirmişlerdir. DDLT grubunda yeni oluşan kemik miktarının kontrol grubuna göre 1.48 kat, osteoblast miktarının 1.59 kat, osteoklast miktarının 1.43 kat ve yeni kılcal damar sayısının 1.67 kat daha fazla olduğu sonuçlarına ulaşmışlardır.

Distraksiyon osteogenezi

Distraksiyon osteogenezi, bilindiği gibi kemik yapımını arttıran ve iyileşmekte olan kemiğe gerilim kuvvetleri uygulayarak yeni kemik yapımının sağlandığı bir yöntemdir. Distraksiyon osteogenezi boyunca kemik maturasyonu ve yeni kemik yapımı için geçen sürenin uzun olması ve yöntemin hasta için konforlu olmaması, araştırmacıları kemik yapımını hızlandırıcı çözümler bulmaya itmiştir.

Miloro ve arkadaşları [226], DDLT' nin mandibular distraksiyon osteogenezi üzerine etkisini incelemişler ve distraksiyonun konsolidasyon fazında kemik yapımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Kreisner ve arkadaşları [227], distraksiyon osteogenezi uygulanan tavşan mandibulasına, konsolidasyon fazındaki kemik bölgesine Ga-Al-As diod lazerle 48 saat arayla (830nm, 40mW) uygulama yapmışlardır. DDLT uygulanan grupta yeni kemik yapımının anlamlı düzeyde daha fazla olduğu bildirilmiştir.

Hübler ve arkadaşları [228] distraksiyon uygulanan alanlara uygulanan DDLT' nin kemikteki kalsiyum/fosfor oranlarını arttırarak yeni kemik yapımına pozitif etki ettiğini bildirmiştir.

Güray ve arkadaşları [229], tavşanlarda yaptıkları çalışmada DDLT'nin distraksiyon osteogenezisine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, tavşanların sol mandibulasına osteotomiyi takiben yerleştirdikleri distraktörü, günde 0.5 mm olmak üzere, 7 gün açmışlardır. Aktivasyon ve konsolidasyon periyodu boyunca 630 nm dalga boyunda ve 20mW/cm² çıkış gücündeki L.E.D cihazı ile günde 20 dakika olmak üzere toplamda 21 gün boyunca uygulama yapmışlardır. 1 aylık konsolidasyon periyodu sonrasında yaptıkları histomorfometrik değerlendirmede, kontrol grubuna göre ışık uygulanan grupta yeni oluşan kemik miktarı ve osteoblast hücre miktarlarının 2 katı olduğunu belirlemişlerdir.

Güray ve arkadaşları [229], aynı şekilde planladıkları diğer bir çalışmada ise distraksiyonun aktif sürecindeki açılma miktarını 4 katına çıkartmışlar ve günde 2 mm'lik aktivasyon yapmışlardır. 1 aylık konsolidasyon periyodu sonrasında yaptıkları histomorfometrik inceleme sonucunda fotobiyomodülasyon uygulanan gruptaki kemik miktarının kontrol grubuyla eşit olduğunu belirtmişlerdir.

Diş hareketlerinin hızlandırılması

Kawasaki ve Shimizu [230], DDLT'nin diş hareketleri üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında ratların molar dişine 10 gr ortodontik kuvvet ve aynı zamanda 12 gün boyunca 3 ayrı bölgeden (bukkal, palatal, mezial) günde toplam 9 dakika olmak üzere 35,3 W/cm² çıkış gücünde galyum-aluminyum-arsenid diod lazer uygulamışlardır. Histomorfometrik incelemeler sonucunda lazer uygulamasıyla kemik yapımının artışı ile birlikte diş hareketinde 1.3 kat hızlanma bildirmişlerdir. Aynı zamanda, gerilim bölgesindeki kemik hücre formasyonunun ve basınç bölgesindeki osteoklast miktarlarının da kontrol grubuna göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Yoshida T. ve arkadaşları [231] , aynı şekilde planladıkları çalışmalarında mikro bilgisayarlı tomografi tekniğini kullanarak kemik mineral yoğunluğunu incelemişler ve deney grubundaki alveolar kemik remodelinginin kontrol grubuna göre daha fazla olduğunu bulmuşlardır.

Fujita ve arkadaşları [232], immünohistokimyasal in vitro bir çalışmada, galyum-aluminyum-arsenid diod lazerin osteoklast yapımını uyaran makrofaj koloni stimülasyon faktörünü (M-CSF) ve RANK gen ekspresyonunu arttırarak diş hareketlerini hızlandırdığını bildirmişlerdir.

Goulard ve arkadaşları [233], köpeklerde premolar dişlerinin hareket hızlarını, 5,25 j/cm² ve 35J/cm² lik çıkış gücündeki Ga-Al-Ar lazer ile iki ayrı grupta incelemişlerdir. Düşük çıkış gücündeki deney grubunda diş hareket hızlarında artış olduğunu, yüksek çıkış gücündeki deney grubunda ise kontrol grubuna göre daha yavaş diş hareket hızı olduğunu saptamışlardır.

Huang TH. ve arkadaşları [234] , 670 nm dalga boyundaki diyod lazerin diş hareketleri sırasında gerilim bölgesindeki periodontal aktivitelere etkisini incelemiş ve ışık uygulanan bölgede periodontal hücre proliferasyonunda ve osteokalsin aktivitesinde artış görülürken, periodontal inflamasyonda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş olduğunu göstermişlerdir.

Cruz ve arkadaşları [235] , DDLT'nin diş hareketi üzerindeki etkisini incelemiş ve yaşları 12-18 arası değişen, premolar çekimli 11 hastada 150 gramlık kuvvetle kanin distalizasyonu sırasında, üst çeneyi 2 segmente ayırarak kontrol ve deney gruplarını oluşturmuşlardır. Kanin dişine yapılan her aktivasyon sonrasında 780 nm dalga boyunda ve 5J/cm² gücünde galyum-aluminyum-arsenid diod lazeri toplam 5 palatal, 5 bukkal olmak üzere 10 ayrı noktaya 10'ar saniye uygulamışlardır. 2 aylık aktivasyon sonrasında lazer uygulanan segmentte %34 oranında daha hızlı kanin distalizasyonu gözlenmiştir. Ayrıca uygulama sırasında ağrıda azalma olduğunu da belirtmişlerdir.

Youssef ve arkadaşları [236], 809 nm dalga boyundaki Ga-Al-As diod lazerin diş hareketi ve ağrı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında yaşları 14 ile 23 arası değişen 15 alt üst premolar çekimli hastalarda her iki çenenin sağ tarafı lazer, sol tarafı kontrol grubu olacak şekilde 2 grup oluşturmuşlardır. Kanin distalizasyonunu, prefabrike Ricketts retraksiyon springleri ile yapmış ve springleri, 21 günde bir aktive etmişlerdir. 0, 3, 7 ve 14. günlerde lazer uygulaması yapılmıştır. Ağrı ise, ağrı skalası yardımıyla değerlendirilmiştir. Sonuç olarak lazer uygulanan bölgede hem diş hareketi hızında artış, hem de ağrıda istatistiksel olarak belirgin bir azalma kaydetmişlerdir.

Kau ve arkadaşları [13], 90 hasta üzerinde yaptıkları çok merkezli klinik çalışmada, tedavinin erken safhası olan seviyelenme aşamasında hastalara DDLT uygulayarak çapraşıklığın düzelme hızını ve dolaylı olarak tedavi süresini kısaltmayı amaçlamışlardır. Çalışmalarında 850 nm dalga boyunda ve 60 mW/cm² çıkış gücündeki LED cihazı ile günlük 20, 30 ve 60 dakikalık uygulamalar yani sırasıyla 72, 108 ve 216 J/cm² enerji yoğunluğunda uygulama yapmışlardır. Sonuç olarak kontrol grubunda çapraşıklığın düzelme hızı haftalık 0.49 mm iken, deney grubunda bu oran iki katına, yani 1.12 mm/hafta hızına ulaşmış olduğunu bildirmişlerdir.

Ekizer ve arkadaşlarının [237] 20 bireyde yaptıkları randomize kontrollü bir çalışmada, fotobiyomodülasyonun kanin dişinin hareket miktarı ile ankraj amacıyla yerleştirilmiş mini vidaların stabilitesi üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 618 nm dalga boyunda ve 20mW/cm² çıkış gücündeki LED ışık kaynağı olan Osseopulse cihazı ile 21 gün boyunca günde 20 dakika olacak şekilde uygulama yapmışlar ve kanin dişine kapalı nikel titanyum yaylar ve Güray Ez- Slider mekaniği ile 150 gram kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda fotobiyomodülasyon grubunda kontrol grubuna göre daha hızlı diş hareketi olduğunu ve kullandıkları mini vidaların da stabilitelerinin artmış olduğunu bildirmişlerdir.

Al Okla ve arkadaşları [238], DDLT'in maksiller dişlerin çapraşıklığının düzelme hızına ve kök rezorpsiyonuna etkisini değerlendirdikleri randomize kontrollü çalışmalarında, 850 nm dalga boyunda ve 0.065 J/cm² enerji yoğunluğundaki OrthoPulse cihazı ile günlük 5 dakika uygulama yapmışlardır. Sonuçta, fotobiyomodülasyon grubunda, kontrol grubuna oranla % 35.2 (P = 0.028) daha fazla diş hareketi, ancak daha kısa kök boyu (19.63 vs. 20.85 mm, P = 0.021) ölçtüklerini bildirmişlerdir.

Shaughnessy ve arkadaşlarının [239], 11 birey deney (toplam 18 ark; 8 alt, 10 üst), 8 birey kontrol (toplam 10 ark; 7 alt, 3 üst) grubu olacak şekilde yaptığı klinik çalışmada DDLT'nin dişlerin seviyelenme hızına ve dolaylı olarak tedavi süresine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 850 nm dalga boyunda ve 42 mW/cm² çıkış gücündeki LED cihazı ile günlük 3.8 dakika toplamda 9.3J/cm² enerji yoğunluğundaki Orthopulse cihazı ile uygulama yapmışlardır. Sonuç olarak deney grubunda çapraşıklığın düzelme hızı haftalık 1.27 mm (SD 0.53, $p=0.0002$) iken, kontrol grubunda 0.44 (SD 0.20, $p=0.0002$) mm olduğunu bildirmişlerdir.

Samara ve arkadaşları [240], DDLT'nin diş hareketi üzerine etkisini inceledikleri tek merkezli randomize kontrollü çalışmalarına 45 bireyi (Fotobiyomodülasyon grubu, n=23; ort. Yaş: 20.7 yıl. Kontrol grubu, n=22; ort. Yaş: 18.3 yıl) dahil etmişler, 123 premolar çekim boşluğunun 150 gr kuvvet ile kapanma hızını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, 850 nm dalga boyunda ve 33mW/cm² e çıkış gücündeki Orthopulse LED cihazı ile günlük 3 dakika toplamda 6J/cm² enerji yoğunluğunda uygulama yapmışlardır. Sonuç olarak deney grubunda kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha hızlı diş hareketi (Fark:0.276 mm/ay, Deney grubu: 1.07 mm/ay; SD 0.49, Kontrol grubu: 0.85 mm/ ay; SD 0.37) olduğunu bildirmişlerdir.

Shaughnessy T. [241] , Dickerson T. [242] ve Ojima K [243]. adlı araştırmacıların invisalign ile tedavi olan hastalara 850 nm dalga boyunda ve 60 mW/cm² e çıkış gücündeki Orthopulse LED cihazı ile günlük 5 dakika yaptıkları uygulama doğrultusunda, diş hareket hızının arttığını ve dişleri düzeltici şeffaf plakların değişim aralığının 3 güne kadar indirilebileceğini bildirmişlerdir.

Torri ve Weber [244], DDLT'nin ortodontik diş hareketlerine etkisi üzerine yaptıkları insan ve hayvan çalışmalarını değerlendirdikleri sistemik derleme çalışmasında, birçok araştırma sonucunun DDLT'nin ortodontik diş hareketlerini hızlandığı yönünde olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada ayrıca ratlarda molar dişleri hareket ettirmek için gereken kuvvetin 10 gram, insanlarda ise kanin dişinin hareketi için gerekli kuvvetin 150 gram olması gerektiğini de bildirmişlerdir.

Ge ve arkadaşları [245] ise, insanlarda DDLT'nin kullanımı üzerine yapılan randomize kontrollü çalışmaların meta analizinde, DDLT'nin ortodontik diş hareketlerini hızlandığı sonucuna ulaşmışlardır. Hatta, göreceli olarak düşük enerji yoğunluğundaki (2.5, 5, and 8 J/cm²) uygulamaların, yüksek enerji yoğunluğundaki (20 J/cm², 25 J/cm² ve üzeri) uygulamalarından daha etkili olduğunu, ancak optimal dozun hala net olarak belirlenemediğini bildirmişlerdir.

Kök rezorpsiyonuna etkisi

Tüm ortodontik tedavilerde, bir miktar kök rezorpsiyonu görülmekte ve bunun ortodontik tedavilerde karşı koyulamaz bir yan etki olduğu bilinmektedir. Kök rezorpsiyon miktarı,

bireysel biyolojik farklılıklar, genetik ve mekanik faktörler gibi çeşitli sebeplerden etkilemekte ve rezorpsiyonun şiddeti tahmin edilememektedir [246].

Ekizer ve arkadaşları [247], ratlarda yaptıkları çalışmada düşük doz lazer terapisinin, kök rezorpsiyonuna ve diş hareket miktarına etkisini değerlendirmişlerdir. Ratların sol maksiller kesici ve molarları arasına koydukları açık yay ile 50 cN kuvvet uygulamışlar ve deney grubuna 618 nm dalga boyunda ve 20 mW/cm² çıkış gücündeki L.E.D ışık kaynağıyla günde 20 dakika olarak toplamda 10 gün olacak şekilde uygulama yapmışlardır. 21 günlük deney süresi sonunda ratlardan elde edilen diş hareket miktarlarını alçı modeller üzerinde, kök rezorpsiyon miktarlarını ise dijital fotomikrografi yöntemi ile histomorfometrik olarak değerlendirmişlerdir. Sonuçta, deney grubundaki diş hareket miktarlarının, kontrol grubundan 0,5 mm daha fazla olduğu ve kök rezorpsiyonunun ise kontrol grubuna göre %60 daha az olduğunu belirlemişlerdir.

Nimeri ve arkadaşları [248] insanlarda, fotobiyomodülasyonun kök rezorpsiyonuna ve çapraşıklığın düzelme hızına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, ortodontik tedavi gören ve fotobiyomodülasyon uygulanan hastaların, tedavi öncesinde ve sonrasında alınan CBCT görüntülerinde, kök morfolojilerinde meydana gelen değişiklikleri de değerlendirmişlerdir. 850 nm dalga boyunda ve 100 mW/cm² sürekli dalga yoğunluğunda ışık üreten L.E.D. cihazıyla uygulama yapmışlardır. Ortodontik tedavilerde görülen kök rezorpsiyonlarının minimum olduğu ve ortalama 0.4- 1.5 mm arasında olduğunu ve fotobiyomodülasyon sonucu rezorpsiyon miktarının artmadığı sonucuna ulaşmışlardır. Bunun yanı sıra, keser dişlerin seviyelenme hızlarının, diğer araştırmacılar tarafından elde edilen seviyelenme miktarından daha hızlı olduğu da saptamışlardır.

Darendeliler ve arkadaşları [249] yaptıkları çift körleme randomize kontrollü çalışmada, DDLT'nin ortodontik olarak indüklenmiş enflamatuvar kök rezorpsiyonu (OIIRR) üzerindeki etkisini incelemek amacıyla 808 nm dalga boyundaki ve 0.18 W çıkış gücündeki AlGaAs diyod lazer ile yaptıkları uygulama sonucunda lazer uygulanan tarafta, plasebo-lazer tarafına göre anlamlı şekilde daha az kök rezorpsiyon krateri olduğunu ve kök rezorpsiyonuna duyarlı hastalarda rezorpsiyonun önlenilebileceğini veya kök onarımının indüklenilebileceğini bildirmişlerdir.

Mini vida stabilitesi

Ekizer ve arkadaşları [250], tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada, farklı şiddetlerde (0, 150, 300 cN) kuvvet uygulanan ortodontik mini vidalara L.E.D. uyguladıktan sonra mini vidaların stabilitesini değerlendirmişler. 618 nm dalga boyunda ve 20 mW/cm² çıkış gücündeki L.E.D. kaynağıyla günde 20 dakika olarak toplamda 10 gün uygulama yaptıkları deney grubunda, her kuvvet şiddetinde de RFA (Rezonans Frekans Analizi) ile elde ettikleri implant stabilite katsayılarında istatistiksel olarak önemli fark bulmuşlardır. Kuvvet uygulanmayan grubun ISQ (İmplant stabilite katsayısı, implant stability quotient) değerleri kontrol grubundan 11,63 daha fazla, 150 cN ve 300 cN uygulanan grubun değerleri kontrol grubundan, sırasıyla 10,5 ve 7 olarak daha fazla olduğu görülmüştür.

Aynı araştırmacılar [251], farklı bir çalışmalarında kuvvet miktarını 500 cN a kadar yükselttiklerinde, ISQ değerlerinde düşüş belirlemişlerdir. L.E.D. uygulamasının, aşırı miktardaki kuvvetlerde mini vidanın stabilitesini arttıramadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Ağrının azaltılması

Ağrı, sabit ortodontik tedavide sıkça karşılaşılan bir durumdur. Ağrı, genellikle ortodontik kuvvet uygulamasından sonra birkaç saat içinde ortaya çıkar, 24 saat içinde artar, 5 gün içinde ise normal düzeye iner. Ağrı korkusu ortodontik tedaviyi reddetme sebeplerinden biri olabilmektedir [252]. Ortodontik kuvvetler doğrultusunda oluşan ağrının periodontal ligamentteki kan dolaşımındaki değişikliklere bağlı oluşan iskemik alanlardan kaynaklandığı bilinmektedir. Bu nedenle ağrıyı azaltmada ortodontistler, hastalarına prostoglandin üretimini inhibe eden non-steroidal antiinflamatuvar ilaçları önermektedirler. Ancak bu ilaçların çeşitli yan etkilerinin yanında, kronik kullanımlarında prostoglandinleri azaltmaları sonucunda diş hareketi üzerinde negatif etkilerinin olduğu da bilinmektedir. Bu nedenle araştırmacılar, ağrıyı azaltmada daha güvenli yöntemler araştırmış ve düşük dozda lazer terpisini (DDLTT) denemişlerdir [253].

Lim ve arkadaşları [254] elastomerik separatör uygulanan hastalarda düşük doz lazer terpisininin (LLLT) ağrıya etkisini incelemişlerdir. Galyum-arsenid-aluminyum diod lazer (830nm, 30mW, 30, 60 sn) ile bukkal diş etinden, direkt kökün orta üçlüsüne uygulama yapmışlar ve kontrol grubuna göre ağrının da az olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir

çalışmada ise 6mW gücünde helyum-neon lazer ile ortodontik apareyin hem bukkalinden hem lingualinden 30 saniye boyunca uygulama yapılmış ve lazer tedavisinin hem ağrıyı azalttığı hem de ağrı başlangıcını geciktirdiği bildirilmiştir [255].

Tortamano ve arkadaşları [256], ark telinin yerleştirilmesi sonrasındaki ağrıyı azalmak için deney grubundaki hastalara 830 nm dalga boyunda galyum-arsenid-aluminyum diod lazer ile her dişin bukkal ve lingual bölgesinden 2,5 J/cm² enerji dozunda uygulama yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda, DDLT (LLLT) uygulanan grupta ağrıda azalma saptanırken, ağrı başlangıcında gecikme belirlenmemiştir.

Carvalho ve arkadaşları [257], TME ağrıları olan 74 bireye başka hiçbir çeşit tedavi uygulamaksızın haftada 3 kere olmak üzere toplamda 12 hafta boyunca 660, 780, 790 ve 830 nm dalga boylarındaki lazerler ile uygulama yapmışlardır. Sonuç olarak, hastaların tedavi başıyla karşılaştırıldığında %64 ünde eklem ağrılarının bittiğini ve farklı dalga boylarındaki uygulamalar arasında eklem ağrısına olan etkisinde istatistiksel olarak bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Büyüme modifikasyonu tedavilerinde

Büyüme atılımını tamamlamamış, mandibular retrüzyonla karakterize Sınıf II bireylerde sıklıkla tercih edilen bir tedavi yöntemi kondil gelişimini uyaran fonksiyonel apareylerle yapılan büyüme modifikasyonudur. DDLT kemik ve kıkırdak yapımını artırıyor bu uygulama ile birlikte fonksiyonel aparey uygulamasının da daha stabil olacağı düşünülmüş ve araştırılmıştır.

Seifi ve arkadaşları [258], düşük doz Ga-Al-As diod lazer tedavisinin kondillerin kondroblastik ve osteoplastik aktivitesi üzerine etkisini ratlarda araştırmış ve lazeri bilateral ya da sadece sağ kondile uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda ratlarda lazer uygulanan bölgede mandibuler uzunlukta anlamlı bir artış olduğunu bildirmişlerdir

Abtahi [259] ve El-Bialy [260] adlı araştırmacılar da benzer sonuçlara ulaşmış ve DDLT'nin kondiler büyümeyi artırıcı etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuçların ışığında DDLT'nin Sınıf II malokluzyonların düzeltiminde etkili olabileceğini bildirmişlerdir.

Stabilite ve relaps

Little [261], 1993 yılında ortodontik tedaviden 10 yıl sonra hastaların sadece %30'unda tatmin edici mandibuler keser diziliminin kaldığını bildirmiştir.

Kim ve arkadaşları [262], ortodontik tedavi sonrası periodontal dokulara uygulanan 780 nm dalga boyunda 70 mW çıkış gücündeki galyum alüminyum arsenid lazerin periodontal remodelasyona etkisini değerlendirmişlerdir. Retansiyon aygıtının ağızda olması ve olmaması durumuna göre farklı sonuçlara ulaşmışlardır. Kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında, retansiyon aygıtı ağızdayken uygulanan DDLT sonucunda dişin yeni konumunun korunması ile periodontal dokularda remodellingin hızlandığını ve retansiyon periyodunun kısaldığını belirlemişlerdir.

Jahanbin ve arkadaşları [263], rotasyonlu dişlerin düzeltilmesinden sonra stabilizasyon amacıyla uygulanan konvansiyonel çevresel suprakrestal fiberotomi tekniğinin etkinliğini, Er: YAG lazer destekli fiberotomi ve Düşük doz lazer terapisinin stabilizasyona etkisiyle karşılaştırmışlardır. DDLT grubunda 810 nm sürekli dalga boyundaki ve maksimum 200 mW çıkış gücündeki galyum alüminyum arsenid lazer dokuya direkt temas ederek uygulanmıştır. Deney gruplarındaki bireylerde, tedavi başında en az 1 maksiller kesici dişin 30-70 derecelik rotasyona sahip olması istenmiştir. Çalışma sonucunda, relaps miktarları yüzde olarak gösterilmiş, en az relaps konvansiyonel fiberotomi uygulamasında %9.7, daha sonra DDLT uygulanmış olan hastalarda %11.7, Er- YAG lazerde %12.7 ve kontrol grubunda ise %27.8 relaps gözlenmiştir. Ancak deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Franzen ve arkadaşlarının [264] ratlarda yaptıkları çalışmada DDLT'sinin relaps üzerine etkisini araştırmışlardır. Ratların maksiller molar dişleri 10 gün boyunca meziyale hareket ettirilmiş ve 10. Günün sonunda kuvvet sonlandırılmış ve 830 nm dalga boyunda ve 75 mW çıkış gücünde, toplamda 23 j/cm² dozunda galyum alüminyum arsenid lazer ile DDLT uygulanmıştır. Dişler 1, 3, 5, 7, 14 ve 21 gün boyunca izlenmiş, histomorfometrik değerleri ve relaps miktarları ölçülmüştür. Osteoklast miktarları her iki grupta da aktif tedavi sonrası maksimum iken, devam eden günlerde eşit seviyeye düşmüştür. Relaps yüzdesi kontrol grubunda %86.11 iken, deney grubunda %72.22 olarak saptanmıştır. Ancak bu fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

2.4. Kanin Distalizasyonunun Mekanik Özellikleri

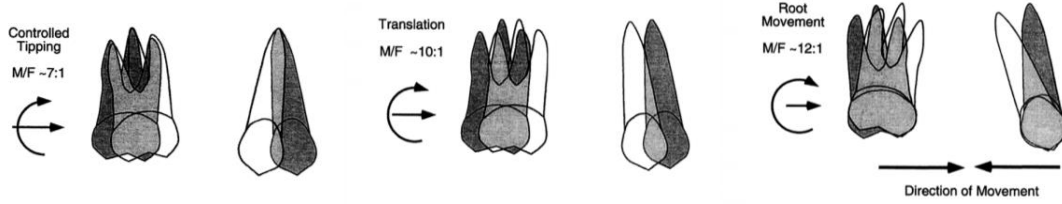
Çekim boşluğunun kapatılması, gerek biyomekanik prensiplerin uygulanması, gerekse dişlerin katettiği mesafeler bakımından, ortodontik tedavinin oldukça ilgi çekici bir safhasıdır. Uygulamaların teknik özellikleri, loop ya da zemberek tasarımları, braket- ark teli ilişkileri ve uygulanan kuvvet tipleri gibi çeşitli başlıkları kapsayan bu konunun biyomekanik temellerinin anlaşılması ile klinisyen, ankraj, tedavi seçenekleri ve prognozlarını ön görebilme, ve başarıyı arttırabilme bilgi ve becerilerini kazanacaktır.

Çekim boşluğu kapatılırken temel olarak iki yöntemden faydalanılır. Bu yöntemlerde, ya tek aşamalı olarak anterior 6 diş topluca (en masse) retrakte edilir. Ya da iki aşamalı olarak önce kanin dişler daha sonra anterior dört diş retrakte edilir [38].

2.4.1. Kanin hareketi ve kuvvet sistemleri

Bir kuvvet sistemi etkisiyle oluşacak diş hareketini öngörebilmek için kuvvet sisteminin dişin direnç merkezi ile olan ilişkisi bilinmelidir. Dişin direnç merkezinden geçen her kuvvet, dişin kuvvet yönünde paralel hareketine sebep olmaktadır. Dişin direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler ise, dişte bir dönme etkisi oluşturmaktadır [265]. Bu dönme etkisi ‘moment’ olarak adlandırılmaktadır. Diş, üzerine etkiyen kuvvetin momenti ile sabit bir nokta etrafında dönme hareketi yapmaktadır. Dönme hareketi esnasında sabit kalan ve dişin etrafında döndüğü bu nokta ‘dönme merkezi’ olarak adlandırılmaktadır. Direnç merkezi sabit ve dişin çevre dokuları ile ilişkisi tarafından belirlenen kuvvetten bağımsız bir nokta iken, dönme merkezi dişin üzerine etkiyen kuvvet sistemine bağlı olarak değişebilmektedir [266]. Klinik olarak bir kuvveti dişin direnç merkezinden geçirmek mümkün olmadığından, eşdeğer kuvvet sistemleri prensibi ile direnç merkezi üzerinden etkiyen kuvvetin eşi yaratılabilmektedir. Momentin dönme etkisi, eşit ancak zıt yönlü bir moment ile dengelenirse sistemde sadece kuvvetin etkisi mevcut kalır ve diş paralel olarak hareket eder. Dişe uygulanan ve paralel hareketi sağlayan dengeleyici momentin kuvvete oranı M/F (Moment/Kuvvet) oranı olarak adlandırılmaktadır. Bu değer 0 iken sistemde dengeleyici moment bulunmamaktadır ve kontrolsüz tipping hareketi oluşmaktadır. Oran arttıkça dişteki hareket miktarı translasyon ve kök hareketi şeklinde değişmektedir. Klinik olarak basitçe ifade etmek gerekirse M/F oranı kuvvetin dişin direnç merkezine uzaklığıdır [267].

Bir dişin hareket şekli, kendisine etki eden kuvvetlerin şiddeti, yönü ve uygulama yerine göre değişmektedir. Kontrollü devrilme hareketinde (tipping) M/F oranı, normal periodontal desteğe sahip dişlerin çoğu için yaklaşık 7/1 olarak bildirilmektedir. M/F oranının, translasyon hareketi için 10/1, kök hareketi ya da kök apeksinin yer değiştirmesi için ise 12/1 civarında gerektiği bildirilmektedir [268].



Şekil 2.10. Space closure and anchorage control. Kuhlberg A, Priebe D. (2001). *Semin Orthod*, 7, 42-49.

Dişleri hareket ettirmek amacıyla bükülen loopların amacı, tellerin yük/esneme oranlarını düşürmek, dolayısıyla elastikiyetlerini artırmak, dişlere fizyolojik sınırlarda ve daha geniş bir çalışma aralığında kuvvet uygulamaktır. Bu yüzden ortodontide kullanılan looplar, boşluk kapatmada sıklıkla kullanılan aktif elemanlardır [268].

Dişlerin kontrollü devrilme hareketi yapabilmesi için gerekli olan M/F oranı 7/1'dir. Vertikal looplarda bu oranı sağlayabilmek için loopun 0.1 mm aktive edilmesi gerekir ki bu, klinikte hataya çok açık bir aktivasyon miktarıdır. Diğer bir yöntemde loopun dişeti tarafına daha fazla miktarda tel eklenmesidir. Looplarda önemli olan looptaki tel miktarı değil, daha çok telin nerede olduğu, loopun şeklinin nasıl olduğudur [268], [269].

Burstone ve Koeing [270], M/F oranının artırılması ile distalizasyon sırasında kanin kontrolünün daha iyi sağlandığını bildirmişlerdir.

Smith ve Burstone [271], translasyon ve devrilme hareketinin dişin direnç merkezine farklı mesafelerden uygulanan ortodontik kuvvetler sonucu oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında, dişin direnç merkezinin, kök uzunluğu ve alveolar kemik yüksekliğinden etkilendiğini, M/F oranı ile direnç merkezi arasındaki oranın rotasyonu belirlediğini belirtmişlerdir. Kuvvet uygulaması sonucunda meydana gelecek olan diş hareketinin

şeklini tahmin edebilmek için direnç merkezinden geçecek şekilde hesaplanan bir kuvvet sisteminin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Tanne ve arkadaşları [272], sonlu elemanlar analiziyle yaptığı çalışmalarında, braket seviyesindeki translasyon hareketi için M/F oranının kısa kök uzunluğunda azaldığını, yüksek alveolar kemik varlığında arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca alveolar kemik kaybı ve kök uzunluğunun azalmasıyla dişin direnç merkezinin apikal bölgeden gingivale doğru kaydığını söylemişlerdir.

Tanne ve arkadaşları [273], sonlu elemanlar analizi ile kronun orta noktası ile diş hareketi ya da rotasyon merkezindeki M/F oranını incelemişler ve direnç merkezinin apikalden gingivale doğru kök uzunluğunun yaklaşık 1/4'de konumlandığını bildirmişlerdir. Dişin orta noktasındaki M/F oranının kök hareketinde 9.53, translasyon hareketinde 8.39, kron devrilme hareketinde ise 6.52 olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgular doğrultusunda M/F oranındaki küçük değişikliklerin diş hareketinde ve rotasyon merkezinde önemli değişikliklere sebep olduğunu göstermişlerdir.

2.4.2. Kanin distalizasyonu için optimal kuvvet

Optimal kuvvet kavramını, Storey ve Smith [274], biyolojik yanıt sınırları içerisinde maksimum diş hareketi oluşturan minimum kuvvet olarak tanımlamışlardır.

Quinn ve Yoshigawa [275], diş hareket miktarının belirli bir sınıra kadar kuvvet artışıyla paralel olarak arttığını ancak bir noktadan sonra kuvvetin artırılmasının diş hareketinde artışa sebep olmadığını belirtmiştir. ‘Maksimum diş hareketinin görüldüğü optimal bir kuvvet aralığı’ kavramını önermişlerdir.

Nikolai [276], optimal kuvveti, en az doku hasarı oluşturarak, en kabul edilebilir biyolojik yanıtı oluşturan ve klinik soruna yol açmadan hızlı diş hareketi oluşturan kuvvet olarak tanımlamıştır.

Kuhlberg [268], optimal kuvvetin değerinin, periodontal ligamentteki (PDL) kan damarlarının akışını engelleyecek şekilde değil, kısmen kapatacak şekilde olması

gerektiğini ve optimal kuvvet doğrultusunda maksimum diş hareketi elde edilebileceğini bildirmiştir.

Ortodonti pratiğinde, hafif ve devamlı kuvvetler kullanılarak, alveol kemiği ile periodontal ligamentte hasar yaratmaksızın mümkün olan en hızlı bir şekilde yüksek oranda diş hareketi elde etmek amaçlanmaktadır [265], [272], [273], [277].

Storey ve Smith [274], optimal kanin hareketi için 150-200 gr'lık kuvvetin yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Hareket sırasında molar ve kanin dişlerinin periodonsiyumdaki streslerinin farklı olduğunu ve bunun da kanin ve molar dişlerin hareketlerinde farklılıklara neden olduğunu belirtmişlerdir.

Nikolai [276], teorik olarak 33 gr/cm² kuvvetin optimal bir kuvvet olduğunu, kanin distalizasyonunda devrilme hareketi için 60 gr, paralel hareket için 210 gr kuvvetin yeterli olduğunu belirtmiştir.

Sleighter [278], 150-200 gr'lık kuvvetlerin, birçok diş hareketi için yeterli olduğunu ve kuvveti artırımının gereksiz olduğunu bildirmiştir.

Ricketts [279], 75 gr, Jarabak ve Fizzell [280], 105-170 gr, Reitan [281] 250 gr, Lee [282] 150-260 gr, Boester ve Johnston [283] 140- 310 gr, Burstone ve Koenig [270] 200 gr, Chung ve arkadaşları [284] 125-310 gr'lık kuvvetlerin maksiler kaninleri distale etmek için ideal kuvvetler olduklarını bildirmişlerdir.

Quinn ve Yoshikawa [275], kapatma zembereklerinin uyguladığı 100-200 gr'lık kuvvetlerin kanin retraksiyonunda optimal olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca kuvvet miktarıyla diş hareket miktarı arasındaki ilişkiyi tespit etmek için altı klinik çalışmayı incelemiş ve “diş hareket miktarının kuvvetin büyüklüğüyle bir noktaya kadar arttığını, daha sonrasında diş hareketinde kayda değer bir artış olmadığı” hipotezini ileri sürmüşlerdir.

Begg [285], [286], ilk defa “Differential Force” kavramını ortaya atmıştır. Buna göre Begg, optimal kuvvet kullanımı ile kanin dişte istenen hareketin oluştuğunu vurgularken, ankraj ünitesi olan arka dişlerde herhangi bir hareket oluşmadığını belirtmiş ve daha ağır kuvvet

kullanımı sonucunda ise kanin dişteki hareketin azaldığı, posterior bölgenin hareket ettiğini savunmuştur. Bununla birlikte kanin diş için optimal kuvvet aralığının 100-150 gram arasında olduğunu bildirmiştir.

Ren ve arkadaşları [277], insan ve hayvanlarda kendi aralarındaki bireysel farklılıklardan dolayı diş hareketlerinde, kuvvet/hız arasındaki ilişkiyi, periodontal ligamentteki stres dağılımını tam olarak hesaplayabilmenin zor olduğunu belirtmişlerdir.

Tanne ve arkadaşları [287], büyüme döneminde ve erişkin dönemde olan 50 bireyde diş hareketlerini inceledikleri araştırmada, gençlerde diş hareket miktarının, yetişkinlerden daha fazla olduğunu bildirmiştir. Yetişkin hastalarda normal ortodontik kuvvette bile, periodontal ligamentte daha geniş bir hyalinizasyon alanı, indirekt rezorpsiyon ve kök rezorpsiyon riskinin olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun, yetişkinlerde ortodontik tedavinin başlangıç safhasında diş hareketinde yavaşlamaya ve ağrıya artışa sebep olduğunu gözlemlemişlerdir.

Roberts ve arkadaşları [288], hareket ettirilen dişin periodontal doku bölgesinde meydana gelen kemik rezorpsiyon ve apozisyon hızının, diş hareket miktarındaki sınırlayıcı bir faktör olduğunu söylemişlerdir. Hızlı büyüyen bir çocuktaki üst molar dişin translasyon miktarı, ayda 2 mm kadar olurken, yetişkin bireyde bu miktarın, yarıya indiğini belirtmişlerdir.

2.4.3. Çekim boşluğunun kapatılması

Çekim boşluğu kapatılması ile ilgili yöntemler şu şekildedir:

- 1) Kaninin ark teli boyunca kaydırıldığı, sürtünmeli mekanikler
- 2) Kaninin ark teli ile birlikte kaydırıldığı, sürtünmesiz mekanikler

Kaninin ark teli boyunca distalizasyonu (sürtünmeli yöntem)

Ark teli rehberliği sayesinde bu mekaniklerle okluzal düzlem eğimini ve ark formunu koruyabilmek, diğer sistemlere göre daha kolay olmaktadır [289]. Ancak braket slotu ile ark teli arasında oluşan sürtünme kuvveti, uygulanan kuvvet miktarının azalmasına sebep olmaktadır. Sürtünmenin etkisi tam olarak kaydedilebilir olmamakla birlikte, diş hareketini

yavaşlattığı ve uygulanan kuvvet miktarını artırdığı bilinmektedir [290]. Raboud [291], braket ile ark teli arasındaki sürtünme miktarının hesaplanabilmesinin, braket ile ark teli arasındaki geometrinin eksiksiz bilinmesine ve destek doku cevabının öngörülebilmesine bağlı olduğunu belirtmiştir.

Bu yöntemde, kanin braketin ark teli üzerinde kayarken ‘stick-slip’ olarak adlandırılan durum meydana gelmekte ve diş hareketi yavaşlamaktadır. ‘Stick-slip’, dişin direnç merkezi haricindeki herhangi bir noktası üzerinden retraksiyon kuvveti uygulandığında, dişin tipping ve rotasyonu ile sonuçlanan bir durumdur [292].

Diş, direnç merkezi haricindeki herhangi bir noktası üzerindeki bir ataşman vasıtasıyla retraksiyon kuvveti uygulanması sonucu distal kron tippingi ve distolingual/distopalatinal rotasyon hareketi oluşmaktadır. Bu hareket sonucu braket slotu ve içerisindeki ark telinin uyumu bozulmakta ve kontakt açısı oluşmaktadır. Kontakt açısının artışıyla paralel olarak da sürtünme kuvveti artmaktadır. Dişin hareket etme sürecinde ark teli, braket kenarları arasında sıkışmakta ‘stick’ (takılma) olayı gerçekleşmektedir. Ark teli ve braket arasındaki sıkışmanın düzelmesi ise ‘slip’ olarak adlandırılmaktadır. Kuvvet etkisi altında tipping hareketi yapan kaninin, braket içerisindeki ark telini defleksiyona uğratması ve defleksiyona uğrayan ark telinin kanini tekrar dikleşmeye zorlaması döngüsü şeklinde gerçekleşmekte ve bu döngünün diş hareketini yavaşlattığı bildirilmektedir [294].

Ark teli boyunca distalizasyon yönteminde kanin dişin hareketi esnasında oluşan ‘stick-slip’ etkisi, periodontal liflerin gerilimlerinin yerini, miktarını ve yönünü etkilemektedir. Kanin üzerine braket vasıtasıyla uygulanan ve kaninin direnç merkezinin aşağısından geçen kuvvet, kanin kronunun distal tippingine neden olmaktadır. Sonrasında, ark telinin defleksiyonu ile anterior dişlerde uzama (ekstrüzyon) hareketi meydana gelir. Bu da kesici dişlerin dikleşmesi ve overbite’ın artmasına sebep olur. Ark telinin defleksiyonu dolayısı ile posterior dişler üzerine intruziv bir kuvvet etkiyecek, kuvvetin momenti dolayısıyla posterior dişlerin kronları mezial tipping hareketi yapacaklardır. Ark telinin defleksiyonu sonucu oluşan bu etkileri bertaraf etmek amacıyla sertliği daha yüksek bir ark teli kullanıldığında ise braket-ark teli arasında oluşan sürtünme artacak, sonuç olarak kanin hareketinin durması ya da posterior bölgede ankraj kaybı meydana gelecektir [293].

Kaninin ark teli ile birlikte distalizasyonu (sürtünmesiz yöntem)

Kuvvet kaynağı olarak, kapatma loopları ya da zemberekleri kullanılmaktadır. İyi tasarlanmış bu zembrekler, ark teli boyunca distalizasyonda karşılaştığımız ‘stick-slip’ sorununu ve sürtünme kuvvetini ortadan kaldırmaktadır. Sürtünmesiz kuvvet uygulamaları sebebiyle kapatma zemberekleri periodonsiyum üzerinde de devamlı ve homojen gerilimler oluşturmaktadırlar [289], [294]. Kesici dişler bölgesinde çapraşıklığın fazla olduğu veya kesici dişlerin protrüze olmasının istenmediği vakalarda kanin dişler tek başına distalize edilmektedir. Böylece kesiciler bölgesindeki çapraşıklığın kendiliğinden açılması sağlanır. Yöntemin temel dezavantajları ise zemberek bükümü sırasında meydana gelen hatalara ve dış faktörlerin etkisine bağlı deforme olmaya açık olması, ayrıca dokuya batma ve gömülme gibi rahatsızlıklara sebebiyet vermesi olarak tanımlanmıştır [295].

Bükümlerin tamamının vertikal yönde olmasından ziyade, bir miktar horizontal yönde büküm yapılması dişin tipping hareketini engelleyecek momentleri oluşturmaktadır. Yumuşak doku irritasyonu oluşturmaması bakımından 7-8 mm yüksekliğinde 10-12 mm tel içeren looplar tercih edilmektedir [38].

Raboud [291], loop tasarımı ve kuvvet sistemlerini incelediği araştırmasında, dişlerin bukkal yüzeylerine uygulanan sistemlerin, dişlerin bukkal düzlemlerindeki (birinci düzen) farklılıklarından ötürü farklı momentler elde edileceğini bildirmiştir. Dolayısıyla uzayın üç düzleminde de diş hareketini kontrol edebilecek ve istenmeyen etkileri engelleyecek bir tasarım yapılması gerektiğini belirtmiştir.

Kanin dişlerinin arkla birlikte distalize edildiği sürtünmesiz yöntem ile daha kontrollü kuvvet uygulanabildiği birçok araştırmacı tarafından bildirilmektedir [66], [296]–[300]. Sürtünmesiz yöntemde, devrilme, rotasyon, ankraj kaybı gibi istenmeyen hareketleri engelleyerek kanin dişlerinin ideal şekilde hareketini gerçekleştirmek için farklı looplar ihtiva eden bölümlü arklar kullanılmaktadır.

Kapatma loopu tasarımında dikkat edilecek önemli bir özellik de loopun “güvenli” (fail-safe) olmasıdır. ‘Fail safe’ mekanizmalar, loop tasarımı sırasında öngörülen sorunların felaketle sonuçlanmaması için sistemin en az sorun çıkaracak şekilde planlanmasını gerektirir. ‘Fail safe’ mekanizmalar sistemin başarısız olmasını engelleyen değil, başarısız

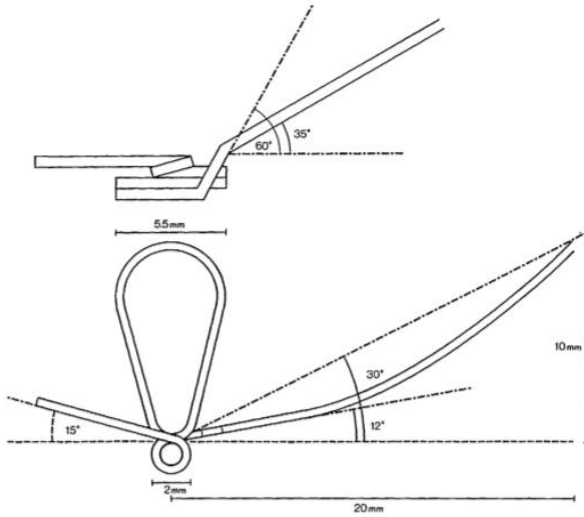
olduğunda kötü sonuçlar oluşturmamasını engelleyen mekanizmalardır. Yani başarılı olduğunda eksiksiz çalışan, başarısız olduğunda ise güvenli olan sistemlerdir. Güvenli yöntem (fail- safe), loopun aktivasyon aralığı ne kadar geniş olursa olsun, öngörülen veya istenen mesafede diş hareketi sağlandıktan sonra hasta randevusuna gelmese dahi istenmeyen diş hareketlerinin oluşmasını engeller.

Hareket mesafesi çok uzun ve esnekliği çok fazla olan bir loop bükümü ile randevusuna gelmeyen ve kapatma loopu deforme olmuş bir hastada oldukça kötü sonuçlar görülebilir. Dolayısıyla ideal loop tasarımı, devamlı ve kontrollü bir kuvvet oluşturacak şekilde düşünülmelidir. Aylık 1 mm diş hareketi oluşturacak ve aktivasyon aralığı 2 mm'den fazla olmayan bir loop, hasta 2 randevusuna gelmese dahi 2 mm' lik diş hareketinden fazla hareket oluşturmamaktadır. Ayrıca hasta açısından rahat tolere edilebilmesi, kısa zamanda, kolay bükülebilmesi ve kırılmaya/bükülmeye karşı dirençli olabilmesi için loopun tasarımı olabildiğince basit olmalıdır.

Bazı loopların mükemmel tasarımlarına ve karmaşıklığına karşın rutin kullanılmamasının en büyük sebebi Proffit [38] tarafından 'Adolesan hastanın bükülme ya da kırılmaya karşı dirençli olmayan herşeyi deforme edebilme yeteneği' şeklinde açıklanmıştır.

Ricketts kanin retraktörü [301], reverse closing loop [302], vertical loop [303], Burstone T loop [304], Ladanyi spring [305], Remaloy spring [306], double kapayıcı helix [301], Drum springi [307] ve PG kanin retraksiyon springi [293], [308], [309] gibi çeşitli loplar, kanin distalizasyonunda kullanılmaktadır.

Paul Gjessing [293] PG retraksiyon zembereğini, 1985 yılında tanıtmıştır. Sagital ve horizontal yönde kaninin ideal bir translasyon hareketi gerçekleştirmesi için M/F oranı 11:1 olan antitip bükümü, M/F oranı 4:1 olan antirotasyon bükümü yapılmasını ve bükümlerin etkilerinin belli bir aktivasyon mesafesince sabit kalması gerektiğini bildirmiştir.



Şekil 2.11. Üstteki şekilde, sağ üst PG zembereğinin okluzal görüntüsü, alttaki şekilde ise palatal görüntüsü görülmektedir. Gjessing, P. (1994). A universal retraction spring. *Journal of Clinical Orthodontics*, 28(4), s. 222–242.

Gjessing [293], düşük yük/defleksiyon oranı ile 50 ile 200 gr arasında retraksiyon kuvveti yaratmasını amaçlamış ve springi 0.016 x 0.022-inç paslanmaz çelik telden üretmiştir. Retraktörün anterior ucu kanin braketine olabildiğince yakın yerleştirilmektedir. Molar tüp içerisine giren distal uç, çekilmek suretiyle aktive edilmektedir ve 1 mm aktivasyon 160 gr kuvvet oluşturmaktadır. Gjessing [309] daha sonraki bir çalışmada, uygulanması gereken kuvvet miktarını 100 gr olarak değiştirmiş, ancak klinik tecrübelerinde, kuvvet miktarının 100 gram seviyesine düşürülmesinin diş hareket miktarı üzerinde belirgin bir etki yapmadığını gözlemlediğini bildirmektedir. Şekilde PG retraksiyon zembereğinin aktivasyon öncesi ve sonrası görüntüsü verilmiştir (Şekil 2.11).

Eden ve Waters [310], PG retraksiyon zembereğinin özelliklerini inceledikleri çalışmalarında; rekraktörün kanin tarafındaki kolunun 45 derece açıldırılmasını önermişlerdir. Bu sayede kaninin distal tippinginin engelleneceğini savunmuşlardır. Bu açıldırmanın oluşturacağı kuvvet ve momentler teorik olarak aşırı görülse de, telin yerleştirilmesi sırasında meydana gelen distorsiyonun büküm açısı azaltarak, ideale yakın değerlerde seyredeceğini bildirmişlerdir. Fazla aktivasyon ile telde aşırı gerilim ve aşırı kuvvetler oluşacağından, araştırmacılar aktivasyon yapılırken Gjessing'in önerdiği şekilde (1 mm) davranılması gerektiğini ve rotasyonu engellemek için lateral yönde oluşturulan kurvatürün (antirotasyon bükümünün) artırılması gerektiğini bildirmişlerdir. 10 mm uzunluğa sahip bu retraktör hacimli bir retraktör olup, bukkal sulkus irritasyonu

yapabilmektedir. İrritasyonu engellemek için retraktörün boyunun kısaltılması, telin esnekliğini ve M/F oranının değiştirilmesi sonucu loopun etkinliğini azaltmaktadır.

Dinçer ve İşcan [302], PG retraksiyon zembereği ile ters kapatma looplu bölümlü arkların kanin retraksiyonu üzerine etkisini maksilla ve mandibulada ayrı ayrı karşılaştırmışlardır. Maksillada aylık hareket miktarları incelendiğinde PG retraksiyon zembereğini (0.85 mm/ay) ters kapatma looplu arka göre (0.59 mm/ay) daha avantajlı bulmuşlardır. Distal tipping yönünden incelediklerinde PG retraksiyon zembereği (3.3 derece) ters kapatma looplu arka göre (5.4 derece) belirgin olarak üstün bulmuşlardır. Mandibulada distal tipping yönünden incelediklerinde iki mekanik arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır, ancak hareket miktarları bakımından PG retraksiyon zembereğinin oldukça belirgin (1.03 mm/ay ile 0.39 mm/ay) bir üstünlüğü olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar özellikle maksillada hızlı retraksiyon, daha az tipping ve daha az ankraj kaybı avantajlarından ötürü PG retraksiyon zembereğini başarılı olarak değerlendirmişlerdir.

Çetinşahin ve Dinçer [311], molar bölgede zigoma ankrajı ile PG retraktörü uyguladıkları çalışmada kaninin distal tippingini 11.93 - 13.03 derece olarak belirlemişlerdir. Ayrıca zigoma ankrajı grubunda moların meziale hareketi 0.63 mm olarak, kontrol grubunda ise 1.50 mm olarak tespit edilmiştir.

Ziegler ve Ingervall [312], ark teli boyunca kanin distalizasyonu ile PG retraktörün distalizasyon etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada, PG retraktörünü daha az tipping yaratması ve daha hızlı kanin hareketi oluşturması nedeniyle üstün bulmuşlardır. Ark teli boyunca distalizasyon yöntemini ise kaninin rotasyonunun kontrolü yönünden daha üstün bulunmuştur. Araştırmacılar rotasyon hareketinin düzeltilmesinin ikinci düzende kök hareketi oluşturmaktan daha kolay olduğunu da sonuçlarına eklemişlerdir.

Hasler ve arkadaşları [313] birinci premolar çekimli vakalarda kanin dişlerinin hareket miktarlarını, çekimden hemen sonra yapıldığı ve çekim sonrası ortalama 86 gün beklendiği iki grupta karşılaştırmışlardır. Molar ve premolarlarda 0.019 x 0.025-inç segmental ark teli, 300-400 gr arasında kuvvet oluşturacak headgear ve moların yardımcı tüpünden kanin braketine 0.018 x 0.025-inç paslanmaz çelik telden bükülmüş PG retraktörü ile kanin distalizasyonu uygulamışlardır. Retraktör her seferinde 100 gr kuvvet oluşturacak şekilde aktive edilmiştir. Araştırmacılar kanin distalizasyonunun 56 ile 266 gün arasında

gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Çekimden hemen sonra uygulama yaptıkları vakalarda, çekimden sonra ortalama 86 gün beklenen diğer gruba göre daha fazla distalizasyon saptamışlardır. Ancak, kaninin distal tippinginin, diğer gruba göre daha fazla olduğu ölçülmüştür.

Ark teli boyunca distalizasyon ile ark teli ile birlikte distalizasyonun karşılaştırıldığı çalışmalar

Kumar ve arkadaşları [314], 4 ayrı kanin distalizasyon yöntemini incelemişler ve hareketlerin, büyüklüğünü ve yönünü karşılaştırmışlardır. Kaninin minimal tippingi ile retraksiyon istendiğinde en uygun seçeneğin T-loop olduğunu; en hızlı hareket istendiğinde en uygun seçeneğin PG retraksiyon zembereği olduğunu belirlemişlerdir. Kapalı yayların ise hem yüksek hareket miktarı hem de belirgin tippingin istendiği durumlarda daha uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Hayashi ve arkadaşları [315], midpalatal implant yerleştirdikleri maksimum ankraj istenen 8 vakada Ricketts zemberekleri ile sürtünmeli mekanikleri karşılaştırmışlardır. 0.022-inç slotlu braketler içerisinde 0.018-inç paslanmaz çelik ark teli üzerinde kaninin mezialindeki bir ataşman ile molar hooku arasına kapalı yaylar asmışlardır ve yaklaşık 150 gr kuvvet uygulayacak şekilde aktive etmişlerdir. Hareket miktarları zemberek grubunda 1.91 mm/ay, sürtünmeli mekaniklerin uygulandığı grupta 1.41 mm/ay olarak saptanmıştır. İki grup arasında kaninin tipping değerlerinde farklılık bulunmazken, sürtünmeli mekaniklerde rotasyon kontrolü, zemberek grubuna oranla çok daha yüksek bulunmuştur.

Rhee ve arkadaşları [295] 0.016 x 0.022-inç paslanmaz çelik ark teli üzerinde kapalı yaylar vasıtasıyla 160 gr kuvvet uyguladıkları sürtünmeli grup ile 160 gr kuvvet oluşturan PG retraksiyon zembereği uyguladıkları sürtünmesiz grubu karşılaştırmışlardır. Kanin distalizasyonu ve ankraj kaybı yönünden iki grup arasında fark bulunmamıştır. Sürtünmesiz yöntem, kanin ve birinci daimi molar tippinginin ve ekstruzyonun az olması nedenleriyle avantajlı bulunmuştur. Sürtünmeli yöntem ise rotasyonel kontrol ve ark perimetresinin daha iyi kontrol edilebilmesi nedeniyle daha avantajlı bulunmuştur.

2.4.4. Ortodontik ankraj kavramı

Ortodontide ankraj, ‘diş hareketine karşı gösterilen direnç’ anlamına gelmektedir. Ortodontik kuvvetin etkisi altında hareketi istenen bölge “çalışma” ya da “hareket bölgesi” olarak adlandırılır. Hareketi istenen diş veya dişler grubunun da harekete karşı bir direnci vardır. Bu direnç dişlerin kök-yüzey alanları ile doğru orantılıdır [268].

Çekim boşlukları, kesici retraksiyonu ve molar -premolar dişlerin hareket miktarlarının ayarlanabilmesi sonucu hastanın ihtiyacına göre kapanır [38].

Çekim boşluğunun %75 veya daha fazlasının ön grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa, bu durum maksimum ankraj olarak adlandırılır. Ön ve arka grup dişlerin eşit miktarda hareketi (%50:50 ya da %60:40) ile kapatılması isteniyorsa moderate ankraj, % 75 veya daha fazlasının arka grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa, bu durum minimum ankraj olarak adlandırılır [38], [66], [289]. Ortodontik tedavide ankraj sistemini sağlamak- sürdürmek, büyük önem taşır. Bu nedenle ağız içi ve ağız dışı ankraj sistemleri gibi birçok ankraj sistemi vardır. Ağız dışı ankraj yöntemi olarak headgearlar ve yüz maskeleri kullanılırken, ağız içi olarak transpalatal ve lingual arklar, Nance apereyi, geçici ankraj aygıtları (TAD), inter ve intra ark elastik kullanımı, ankraj alınan bölgede diş sayısının artırılması, tip back ve tork bükümleri, retraksiyon sisteminde sürtünmenin elimine edilmesi (kapatma looplarının kullanımı), kesicilerin Begg tekniğinde olduğu gibi önce eğilip sonra upright edilmesi, ya da kaninlerin ayrı olarak retrakte edilmesi gibi yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır [316]–[318].

2.4.5. Kanin dişin distal hareket miktarını ölçüm yöntemleri

Kanin dişin retraksiyon sırasındaki distal hareketi ağız içinde, dental modeller, lateral sefalometrik filmler, panoramik filmler veya dijital modeller üzerinde ölçülebilmektedir [118], [119], [311], [312].

Dijital ortodontik modeller hasta kayıtlarının etkili ve kesin olarak saklanabilmesi için konvansiyonel alçı modellere alternatif olarak üretilmiştir. Dijital modeller, dişlerin, ark boyu ve çarpışıklık değerlerinin kolay kaydedilebilmesi, çekimli vakalarda diagnostik setup, tedavi ilerleyişinin kolayca arşivlenebilmesi gibi çeşitli avantajları sayesinde

klisyonlara tanı ve tedavi aşamasında fayda sağlamaktadır. Literatürde 3 boyutlu (3D) dijital modellerin, alçı modellere kıyasla açısal ve boyutsal ölçümler yönünden daha güvenli olduğu gösterilmiştir [323]–[326].

Cha ve arkadaşları [323], çekimli vakalarda keser dişlerin ve maksiller molarların hareket miktarını belirlemek için iki boyutlu (2D) sefalometrik filmler ile 3D dijital modelleri karşılaştırmışlardır. Sefalometrik ve 3D dijital modellerin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamış ve ortodontik diş hareketinde 3D dijital modellerin sefalometrik filmler kadar güvenli olduğunu bildirmişlerdir.

Stevens ve arkadaşları [324], dijital modeller ile alçı modelleri Bolton ve PAR indeks analizi yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında, alçı ve dijital modeller arasında klinik açıdan önemli fark görmemiş ve dijital modellerin çoğu ortodonti kliniğinde alçı modellerin yerini alabileceğini bildirmişlerdir.

Li ve arkadaşları [325], kanin retraksiyonu sırasında kanin dişin 3 boyutlu hareket ettiğini belirterek filmler üzerinde yapılan 2 boyutlu ölçümler yerine dijital modellerin 3 boyutlu ölçümlerinin daha doğru olacağını bildirmişlerdir.

Czarnota ve arkadaşları [326], ise dijital modellerin (D700; 3Shape, Kopenhag, Danimarka), yazılım analizi (Ortho Analyzer; 3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak değerlendirilmesini, alçı modellerin elle yapılan değerlendirilmesi ile karşılaştırmış ve dijital modellerin yazılım analizi ile değerlendirilmesinin güvenilir ve geçerli bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.6. Kanin dişin devrilme miktarının ölçülme yöntemleri

Kanin dişin devrilme miktarının ölçümünde, panoramik filmler [327], lateral sefalometrik filmler [328], cone beam bilgisayarlı tomografi [329], dijital modellerden [118] yararlanılmaktadır. Ölçüm yöntemleri ise alınan referans düzlemlerine bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir. Jesuino ve arkadaşları [330] daimi molarların ve süt kaninlerin interdijitasyonlarının orta noktasını, Cuoghi ve arkadaşları [331] mental foremeni, Hatice Kök [332] ve Bahadır Odabaş [333] adlı araştırmacılar SN düzlemini, Çetinşahin [311],

Özkan [334], Dinçer [335] ve Uzuner [119] ise maksiller düzlemi referans olarak radyograflar üzerinde kanin dişteki devrilme miktarını ölçmüşlerdir.

2.4.7. Kanin dişin rotasyon miktarının ölçüm yöntemleri

Kanin dişin rotasyon miktarı çalışma modelleri veya dijital modeller üzerinde superimpozisyon yapılarak ya da submentoverteks film üzerinde ANS-PNS düzlemi referans alınarak ölçülebilmektedir [119], [312]. Rotasyon miktarını ölçmek için en sık kullanılan yöntem'in Ziegler ve Ingervall'ın [312] çalışma modelleri üzerinde median palatal sutur ile maksiller kanin dişlerin mezial ve distal kontak noktaları arasındaki açının ölçüm değeridir.



3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışma grubuna, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran, daimi dentisyonda, dentoalveolar protrüzyon veya çarpışıklığa bağlı maksiller veya hem maksiller hem mandibular 1. Premolar diş çekimi endikasyonu bulunan 30 birey dahil edilmiştir. Yapılan “power analizi” sonuçlarına göre %95 güvenilirlikte, %80 teorik power ile her grupta en az 15 birey ve 2 diş boşluğu olmak üzere toplam 30 bireyle, 60 diş çekim boşluğunun incelenmesi hedeflenmiştir. Kontrol grubu; 9 Kız, 6 Erkek, deney grubu ise 7 Kız, 8 Erkek bireyden oluşturulmuştur. Kontrol grubu yaş ortalaması $15,6 \pm 1,4$ yıl, deney grubu yaş ortalaması ise $15,1 \pm 1,7$ yıldır.

Bireylerin çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Daha önce ortodontik tedavi görmemiş olmaları
- Daimi dentisyon döneminde olmaları, tüm dişlerinin apekslerinin kapalı olması
- Herhangi bir sistemik hastalık ve kraniyofasiyal deformitenin bulunmaması
- Dental patoloji bulunmaması
- Ortodontik tedavi için yeterli oral hijyene sahip, periodontal olarak sağlıklı bireyler olmaları
- Radyolojik olarak tespit edilebilen kemik kaybı bulunmaması
- Çift taraflı çiğneme paterni bulunması, travma, brüksizm ve parafonksiyonel alışkanlıklarının olmaması
- Orthopulse cihazı kullanımına uyumlu olmaları
- Diş hareket hızını etkileyebilecek sürekli allerjik asetaminofen (Aspirin veya non-steroidal anti enflamatuar ilaçlar) ve bifosfonat (osteoporoz gibi kemik hastalıklarında kullanılır) gibi ilaçlar kullanmaması
- Hamile olmaması
- Maksillada konjenital ya da kazanılmış diş eksikliği olmaması (yirmi yaş dişleri hariç)
- Maksiller sağ ve sol segmentlerde çarpışıklık miktarlarının birbirine yakın olmaları şeklindedir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin, segmental braketleme işlemleri yapıp Goshgarian tip TPA tellerinin takılmasını takiben maksiller sağ ve sol 1. premolar dişlerinin çekimleri gerçekleştirilip, çekimden 1 hafta sonra da segmental kanin distalizasyon zemberekleri (PG retraksiyon zembereği) takılıp aktive edilerek kanin retraksiyonlarına başlanmıştır. Retraksiyon arkı tatbikiyle aynı seans, OrthoPulse cihazları hastalara teslim edilmiş ve kullanımı anlatılmıştır.

Araştırmanın yürütülebilmesi için Kocaeli Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 28.07.2015 tarihli ve 30/14 karar numaralı etik kurulu raporu (Ek 1) alınmıştır. Tüm hastalar araştırmamıza gönüllü olarak katılmıştır. Hastalara ve velilerine araştırmanın amacı ve yürütülecek tedavi yöntemi ile ilgili detaylı bilgi verilmiş olup, hastaların tümünden ve velilerinden bilgilendirilmiş gönüllü olur formu (Ek 2) ve Onam Formu (Ek 3) alınmıştır.

3.2. Yöntem

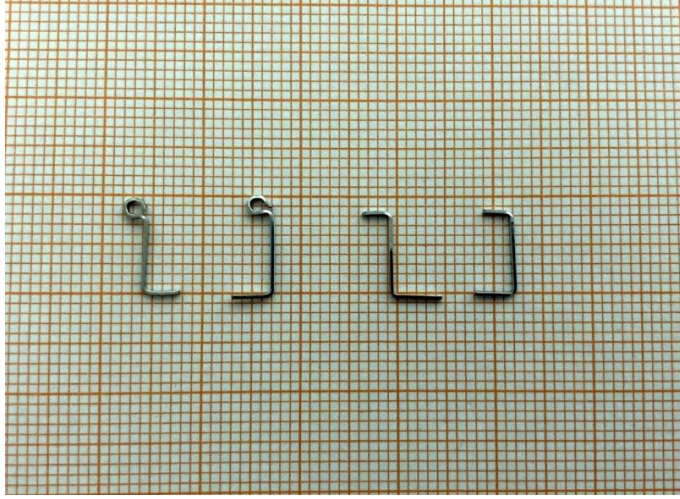
Araştırmaya dahil edilen bireylerden başlangıç kayıtları toplandıktan sonra kanin ve ikinci premolar dişlere 0.018 slot Roth braketler yapıştırılıp ve birinci molar dişlere Leone bantları uygulanıp (Leone, Florence, ITALY), ankrajı korumak ve bireyler arasında standardizasyonu sağlamak amacıyla Goshgarian tipi Trans Palatal Arkları (TPA) takılmıştır. İkinci premolar diş braketini ile molar tüpü vertikal yönde aynı hizada olacak şekilde yerleştirilmiş ve üst kesici dişler veya alt kesici dişlere herhangi bir ortodontik uygulama yapılmamıştır.

Tüm bireylerden kanin distalizasyon başlangıcından, distalizasyon sonuna kadar (Sınıf I kanin ilişkisi) her 21 günde bir model elde edilmiştir. Çalışma gruplarından elde edilen verilerin standardizasyonu için distalizasyon başlangıcı (T_0), kanin distalizasyonunun 21.günü (T_1), 42. Günü (T_2), 63. Günü (T_3) ve 84. Gününde (T_4) alınan alçı modeller tez çalışmasının esas materyalini oluşturmuştur. Tüm bireylerden ayrıca retraksiyon başlangıcında ve sonunda lateral sefalometrik ve panoramik filmler elde edilmiştir (Resim 3.2.2. ve 3.2.3.) Radyografiler elde edilmeden önce 0.017x0.025 köşeli Paslanmaz Çelik (SS) telden sağ ve sol için ayrı ayrı bükülmüş olan rehber teller kanin braketine ve molar tüpüne yerleştirilmiştir. Sağ ve sol taraftaki rehber tellerin birbirinden kolayca ayırt edilebilmesi için sağdaki referans tellerinin gingival ucuna yarım heliks bükümü yapılmış

ve her hastaya ait olan referans telleri saklanarak distalizasyon sonunda aynı referans telleri tekrar kullanılmış ve bu sayede metot hatası minimuma indirilmiştir (Resim 3.2.1.). Sefalometrik filmlerin analizi, Dolphin Imaging Version 11. 95. 08. 50 Premium (Chatsworth, CA 91311 U.S.A) yazılımı kullanılarak yapılmış, çift görüntülerde, görüntü ortalanarak çizim yapılmıştır.

Kayıtların toplanması ve braketlemenin ardından bireyler maksiller 1. premolar dişlerinin çekimi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda aynı hekim tarafından yapılmış, çekimlerden 1 hafta sonra ise kanin distalizasyonu amacıyla 0.016 x 0.022 inch Beta Titanyum TMA telden bükülüp hazırlanan PG kanin retraksiyon zembereği, bireylere uygulanmıştır. PG kanin retraksiyon zemberekleri, tek bir araştırmacı tarafından milimetrik kağıt üzerinde bükülmüştür. Bükümlerin mümkün olduğunca standart olabilmesi için bükümler önceden hazırlanmış ve bir düzenek yardımıyla aktivasyon miktarı ve oluşan kuvvet açısından standardize edilmiştir (Resim 3.2.5. ve 3.2.6.). Zembereklerin aktivasyonu, zembereğin posterior uzantısının molar tüpünün arkasından gingivale doğru bükülmesiyle gerçekleştirilmiştir. Kuvvet miktarı, PG zembereği aktive edildikten sonra ağız içerisinde zembereğin meziyali ile kanin braketi arasında kuvvet ölçer (Orthodontic Tensiometer OF 25 gf- 250 gf, Morelli Ortodontia, Dental Morelli LTDA, Portugal) ile aktive edilerek kontrol edilmiş ve kuvvet 150 gram olacak şekilde uygulanmıştır. Kontrol ve deney gruplarında aktivasyonlar 3'er haftada bir yapılmış ve kontrollerde zemberekler ağız içerisinden çıkarılmış, bireylerden model kaydı alınmış, zembereklerde oluşmuş deformasyonlar var ise düzeltilip veya yenilenip, ağız içine tekrar yerleştirilmiştir.

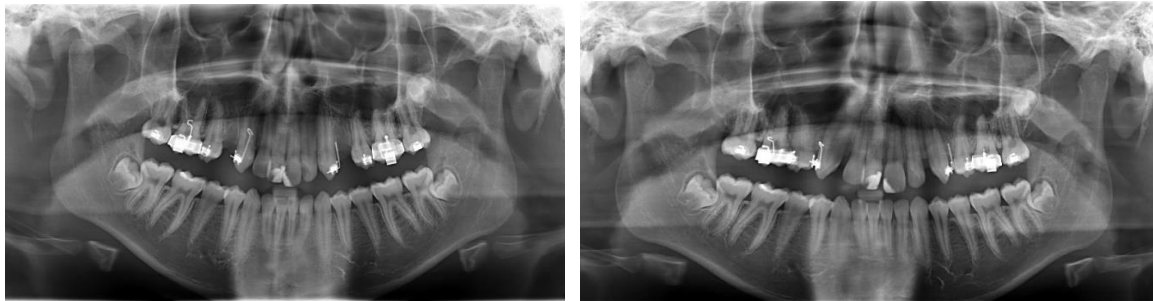
Fotobiyomodülasyon ve kontrol gruplarındaki tüm bireylere aynı mekanik uygulamalar yapılmış ancak fotobiyomodülasyon grubundaki bireylere kontrol grubundan farklı olarak kanin distalizasyonu aşaması boyunca OrthoPulse cihazı ile fotobiyomodülasyon uygulaması yapılmıştır. Her iki grupta da Sınıf I kanin ilişki sağlanana kadar kanin distalizasyon uygulamasına devam edilmiş, distalizasyonlar tamamlandıktan sonra bireylerin tüm dişler braketlenip devamlı arklarla sabit ortodontik tedavilerine devam edilmiştir.



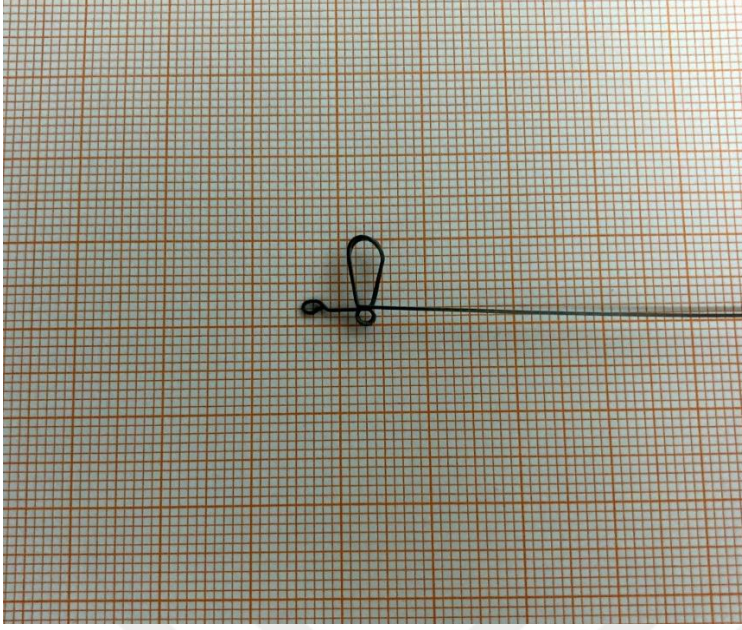
Resim 3.1. Referans tellerinin milimetrik kağıttaki görüntüsü



Resim 3.2. Kanin retraksiyonu başı ve sonu lateral sefalometrik radyografların görüntüsü



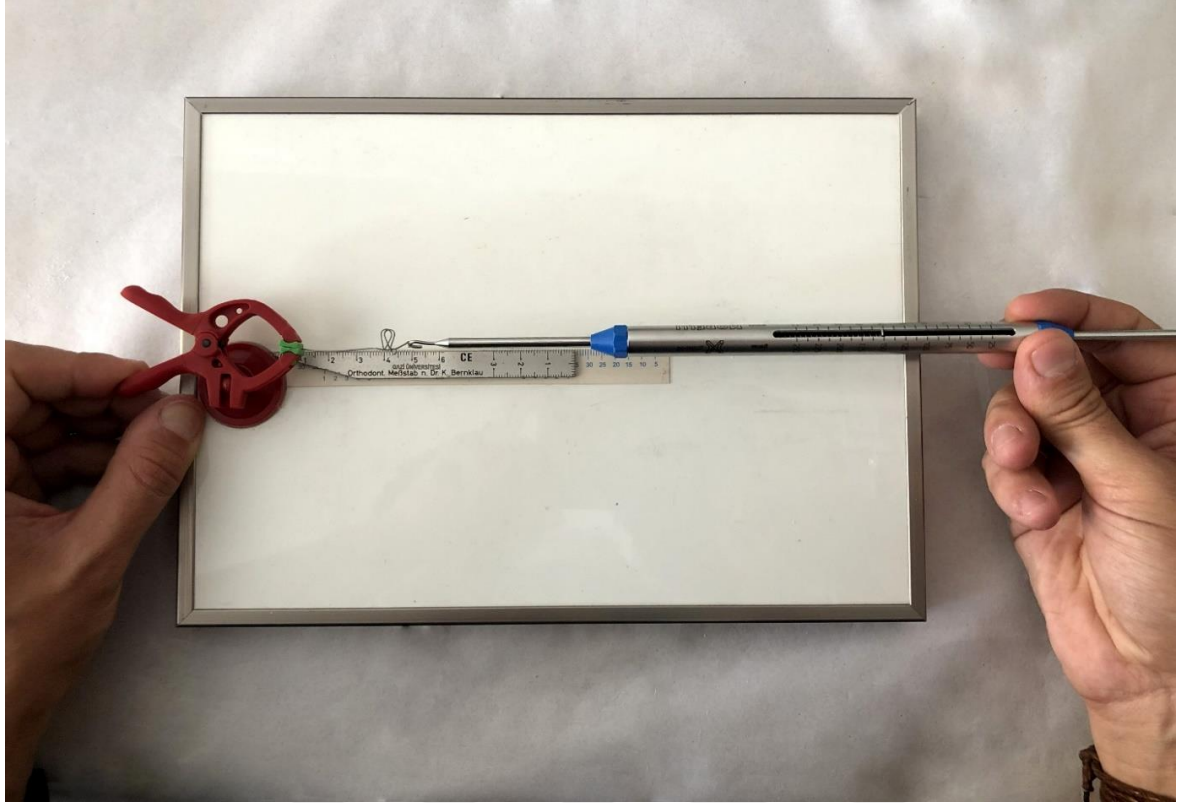
Resim 3.3. Kanin retraksiyonu başı ve sonu panoromik radyografların görüntüsü



Resim 3.4. PG retraksiyon zembereğinin milimetrik kağıttaki hazırlanma şekli



Resim 3.5. PG retraksiyon zembereğinin aktivasyon öncesi oluşturduğu kuvvetin ölçülme şekli



Resim 3.6. PG retraksiyon zembereğinin aktivasyon sonrası oluşturduğu kuvvetin ölçülme şekli



Resim 3.7. Distalizasyon başı ağız içi cephe görüntüsü



Resim 3.8. Distalizasyon sonu ağız içi cephe görüntüsü



Resim 3.9. Distalizasyon başı ağız içi sağ sol görüntüleri



Resim 3.10. Distalizasyon sonu ağız içi sağ sol görüntüleri



Resim 3.11. Distalizasyon başı ve sonu okluzal görüntüleri

3.2.1. Orthopulse cihazının tanıtımı, kullanımı ve hasta takibi

Biolux OrthoPulse™ cihazı ile bukkal dentoalveoler bölgeye üretici firmanın vermiş olduğu talimat doğrultusunda günlük 5 dakika 850 nm dozunda 63 mW/cm² enerji yoğunluğu (+/- 13 mW/cm²) olan L.E.D ışığı ile fotobiyomodülasyon uygulanmıştır. Bu uygulama, deney grubundaki bireylere teslim edilen cihazlar ile kendileri tarafından yapılmış ve uygulama için bireylerin ortodonti kliniğine gelmelerine gerek duyulmamıştır. Ayrıca bireyler, araştırmacı tarafından her gün aranıp, cihaz kullanımları hatırlatılmıştır.



Resim 3.12. Orthopulse cihazının görüntüsü

5 Hastalara OrthoPulse™ başlatmak

1. Uygulamaya Yeni Hasta Ekleyin
Hasta, uygulamayı nasıl indireceğini ve kullanacağını öğreten bir mail alacak.
2. Gerekli tüm hasta bilgilerini doldurun
3. OrthoPulse™'in şarjının tam dolu olduğundan emin olun
OrthoPulse™'i hastaya vermeden ve kullanımdan önce en az 3 saat şarj etmenizi öneririz.
4. Hızlı Başlangıç&Kullanım Kılavuzunu inceleyerek OrthoPulse™'in tanıtımını yapın ve durum ışıklarını hastanıza tanıtın.

5 Hastalara OrthoPulse™ başlatmak

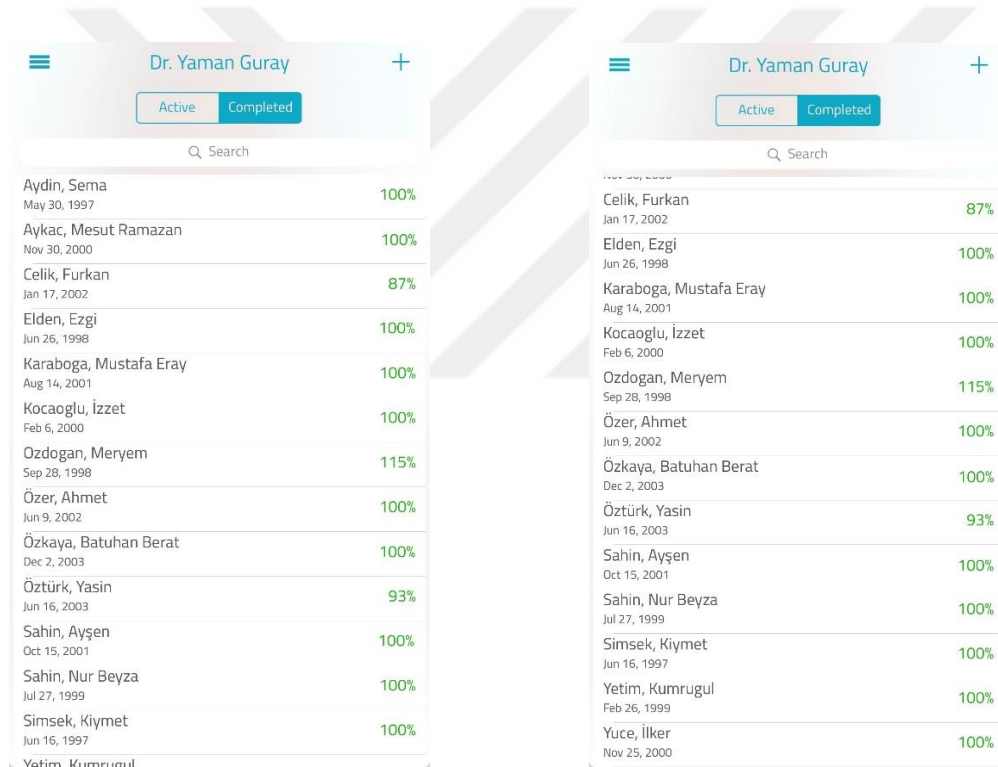
5. Hastaya bir tam tedavi uygulayın
Hasta sandalyedeyken, 5 dakika üstte ve 5 dakika alta
6. Bluetooth'u başlatmak için cihazı şarj kutusuna yerleştirin.
7. Ayarlar'a girin ve Cihazı Eşle'yi seçin.
Mor nabız atımı OrthoPulse™ 'in senkronize olduğunu gösterir
8. Tedavinin girilmiş olduğunu görmek için kontrol edin
Uygulamada tedavi kayıtlarını görmek için ekranı sola çekin

5 Hastalara OrthoPulse™ başlatmak

9. Hastanın OrthoPulse™ Hışgeldin e-posta'sı almış olması gerektiğini bildir.
Hastaya cihazı indirmede ve senkronize etmede yardım etmenizi öneririz.
10. Eğer hastanın iOS7'ye sahip bir cihazı yok ise, onlara her randevuya kendi OrthoPulse™'lerini getirmelerini talimat edin ki böylece senkronize edilebilsin.
Cihazların sınırlı kapasiteleri vardır ve yaklaşık 60 güne kadar veri saklayabilir. Senkronize etmek tam tedavi geçmişini arşivleme ve uyumu takip için çok önemlidir.
11. Hastalara Ana sayfaya girdiklerinde Hızlı Başlangıç & Kullanım Kılavuzuna bağurabileceklerini hatırlatın.
12. OrthoPulse™ ya da uygulama hakkında herhangi bir sorulan ya da endişeleri olursa support@bioluxresearch.com adresinden iletişime geçebileceklerini hastalara hatırlatın. Ayrıca önerileri de memnuniyetle karşılarız. Onların yorumları gözden geçirilir ve oldukça yararlı bulunur.

Resim 3.13. Orthopulse cihazının Türkçe kullanım kılavuzu

Cihaz, 220 volt elektrik çıkışı ve bir mikro usb girişi ile şarj edilmekte ve kablosuz olarak kullanılmaktadır. Kutusundan çıkarıldığı zaman çalışır duruma gelmekte ve ağız içine girdiği andan itibaren L.E.D. ışık kaynakları ışık vermeye başlamaktadır. Cihazın içindeki esnek yapıda olan L.E.D. ışık kaynakları, medical sınıf I silikonla kaplanmış olup, cihaz tarafından üretilen ışık, saydam silikondan geçerek bukkal dentoalveolar kemiğe iletilmektedir. Akıllı telefonlara indirilen “OrthoPulse” uygulaması ile Orthopulse cihazı, bluetooth bağlantısı yardımıyla eşleştirilmekte ve cihazın günlük kullanım süreleri, telefona kaydedilmektedir. Dolayısıyla, araştırmaya katılan deney grubundaki bireylerin randevudan randevuya getirdikleri cihazları kontroller sırasında araştırmacının telefonu ile eşleştirilip hastaların kooperasyonları telefona net olarak kaydedilmiştir.



The image shows two side-by-side screenshots of the OrthoPulse app interface. Both screens display a list of patients under the name 'Dr. Yaman Guray'. The interface includes a search bar, 'Active' and 'Completed' filters, and a list of patients with their names, birth dates, and usage percentages.

Patient Name	Birth Date	Usage Percentage
Aydin, Sema	May 30, 1997	100%
Aykac, Mesut Ramazan	Nov 30, 2000	100%
Celik, Furkan	Jan 17, 2002	87%
Elden, Ezgi	Jun 26, 1998	100%
Karaboga, Mustafa Eray	Aug 14, 2001	100%
Kocaoglu, İzzet	Feb 6, 2000	100%
Özdoğan, Meryem	Sep 28, 1998	115%
Özer, Ahmet	Jun 9, 2002	100%
Özkaya, Batuhan Berat	Dec 2, 2003	100%
Öztürk, Yasin	Jun 16, 2003	93%
Sahin, Ayşen	Oct 15, 2001	100%
Sahin, Nur Beyza	Jul 27, 1999	100%
Simsek, Kıymet	Jun 16, 1997	100%
Yetim, Kumrugul	Feb 26, 1999	100%
Yuce, İlker	Nov 25, 2000	100%

Resim 3.14. Orthopulse cihazını kullanan gruptaki bireylerin, cihazları kullanım yüzdelerinin görüldüğü programdan alınan ekran görüntüsü

OrthoPulse™ cihazı, Kanada’da üretilen ve uluslararası satışı onaylanmış bir cihaz olup, Amerikada Sınıf II medikal cihaz (patent numarası: US 510(k)) kategorisine girmekte ve Avrupa’da CE onaylı Sınıf 2a bir üründür.



Resim 3.15. Orthopulse cihazının akıllı telefon ile bağlantı şeklinin ve ağız içerisindeki kullanımının görüntüleri (Kullanma kılavuzu)

3.3. Model Analizi

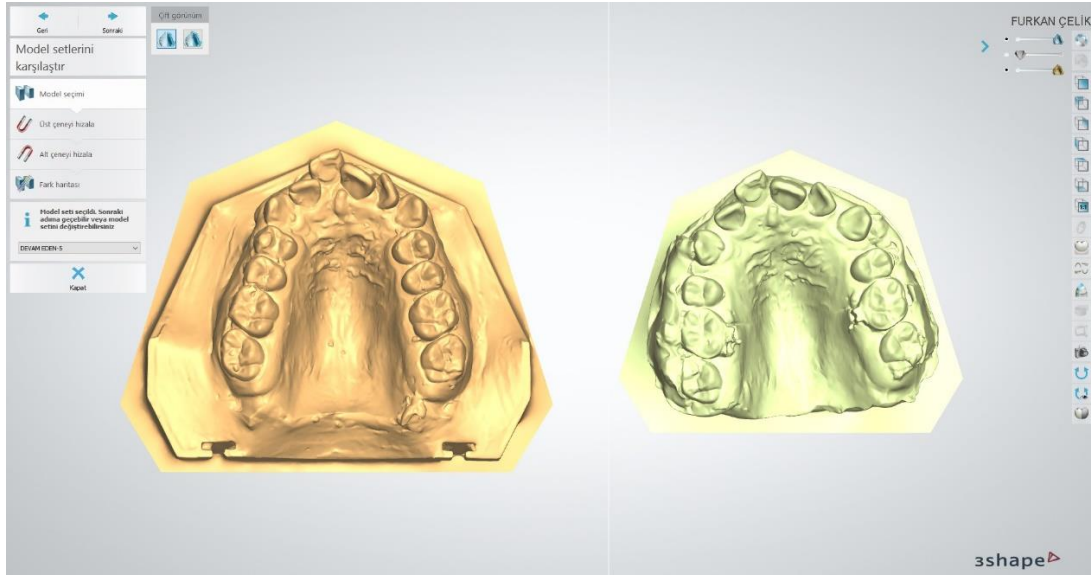
3.3.1. Model analizindeki tanımlayıcı noktalar

1. RCt: Sağ kanin dişin tüberkül tepesi,
2. RCdk: Sağ kanin dişin distal kontak noktası,
3. RCmk: Sağ kanin dişin mezial kontak noktası
4. LCt: Sol kanin dişin tüberkül tepesi,
5. LCdk: Sol kanin dişin distal kontak noktası,
6. LCmk: Sol kanin dişin mezial kontak noktası,
7. RMmbt: Sağ birinci molar dişin meziobukkal tüberkül tepesi,
8. RMmpt: Sağ birinci molar dişin meziopalatinal tüberkül tepesi,
9. LMmbt: Sol birinci molar dişin meziobukkal tüberkül tepesi,
10. LMmpt: Sol birinci molar dişin meziopalatinal tüberkül tepesi,
11. RMm: Sağ birinci molar dişin okluzal yüzeyindeki en mezial nokta,
12. LMm: Sol birinci molar dişin okluzal yüzeyindeki en mezial nokta,
13. RMs: Sağ birinci molar dişin santral oluğundaki en derin nokta,
14. LMs: Sol birinci molar dişin santral oluğundaki en derin nokta.

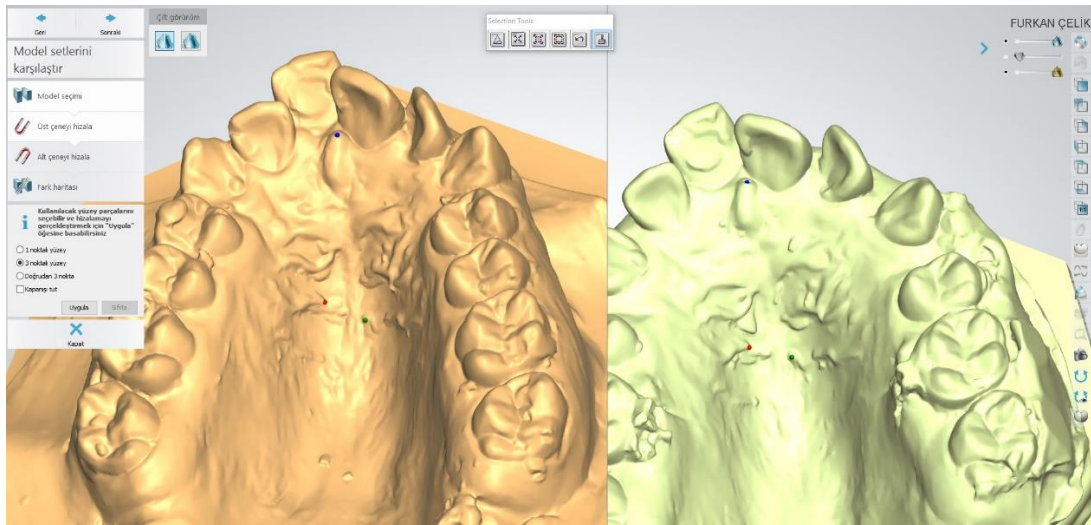
3.3.2. Modellerin karşılaştırılması

Bireylerden kanin distalizasyon başlangıcından, distalizasyon sonuna kadar (Sınıf I kanin ilişkisi) her 21 günde bir model elde edilmiştir. Çalışma gruplarından elde edilen sonuçların

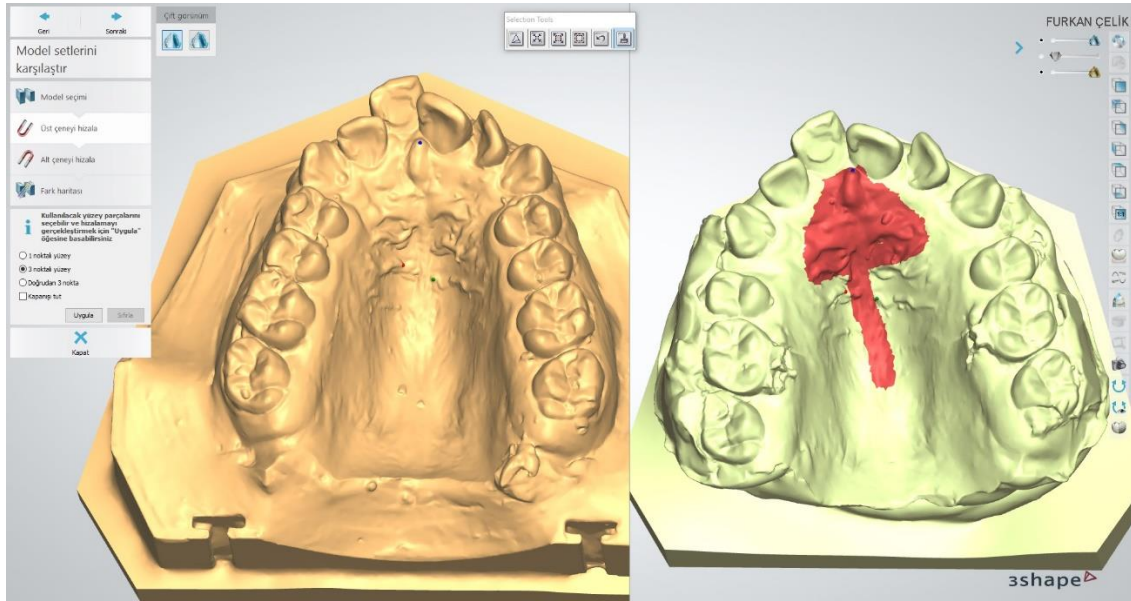
standardizasyonu için distalizasyon başlangıcı (T_0), kanin distalizasyonunun 21.günü (T_1), 42. Günü (T_2), 63. Günü (T_3) ve 84. Günü (T_4) alınan alçı modeller tez çalışmasının esas materyalini oluşturmuştur. Elde edilen modeller, 3Shape (R700, 3Shape, Kopenhag, DANI MARKA) dijital modelleme programı ile taranmıştır. Model ölçümleri hem kontrol hem de deney grupları için ayrı, Orthoanalyzer (3Shape, Kopenhag, Danimarka) programı kullanılarak yapılmıştır. Modeller üçüncü rugaların medial kenarlarında 2 nokta, insisiv papil bölgesindeki 1 noktada ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek şekilde çakıştırılmıştır [336]. Çakıştırılan modellerden T_0 modeli sabit model olarak belirlenmiş ve tüm ölçümler T_0 modeli üzerinde işaretlenen noktalar referans alınarak yapılmıştır.



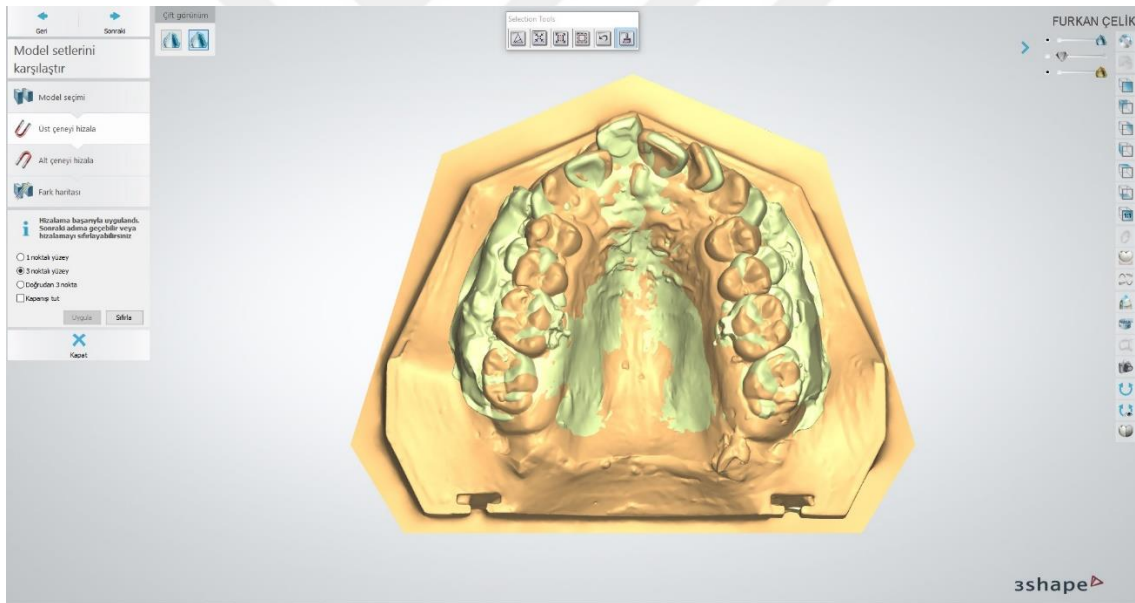
Resim 3.16. Çakıştırma öncesi modeller



Resim 3.17. Çakıştırılacak noktaların belirlenmesi



Resim 3.18. Modellerde akıştırılacak yüzeylerin belirlenmesi



Resim 3.19. akıştırılmış modeller

Tüm model ölçümleri çalışmanın güvenilirliğini değerlendirebilmek için iki hafta sonra başka bir araştırmacı tarafından tekrarlanmıştır.

3.3.3. Kanin distalizasyon miktarının ve hızının ölçülmesi

T0 ve T1 modelleri üçüncü ruganın medial kenarları, insisiv papil ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek (Resim 3.3.1, 3.3.2, 3.3.3, 3.3.4.) şekilde çakıştırılmıştır. Çakıştırılan T0 ve T1

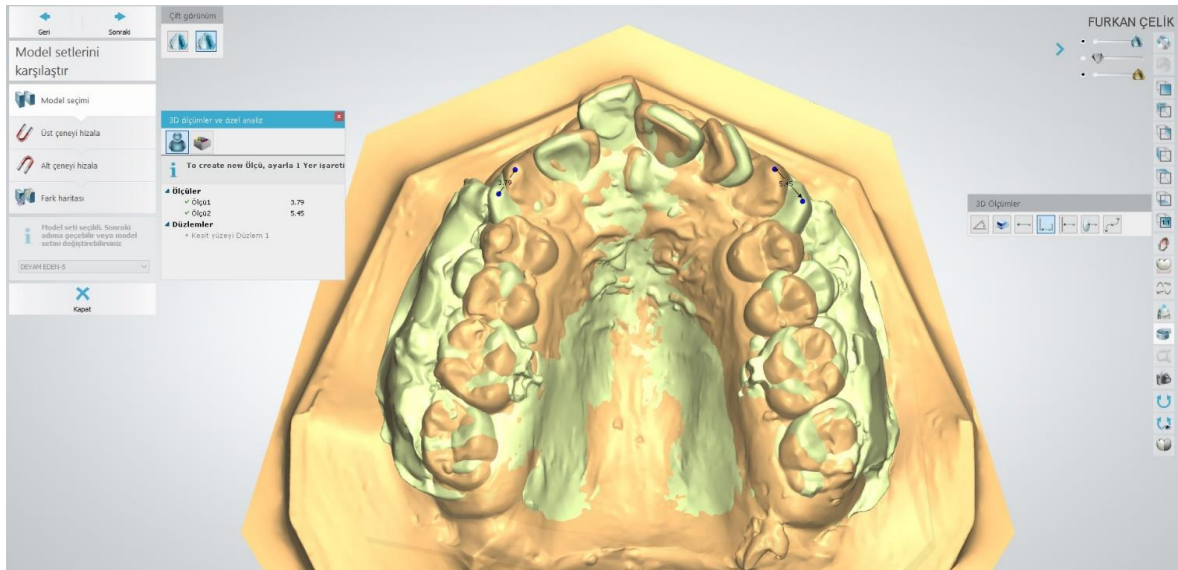
modelleri üzerinde kanin kasp tepeleri (RCt ve LCt noktaları) işaretlenmiştir. Hareket miktarlarını belirlemek için zaman dilimine göre işaretlenen noktalar arasındaki mesafe Orthoanalyzer'in 3 boyutlu kumpası kullanılarak ölçülmüştür (Resim 3.3.5., 3.3.6.). Kanin dişte ilk 21 günde meydana gelen retraksiyon miktarlarını veren bu değer T0-T1 kanin retraksiyon miktarı (T0-T1) olarak kaydedilmiştir.

T0 ve T2 modelleri üzerinde yukarıda anlatılan şekilde ölçüm yapılarak T0-T2 kanin retraksiyon miktarı ölçülmüştür. Ölçülen değer 42. gündeki toplam kanin retraksiyon miktarı olarak kabul edilmiştir.

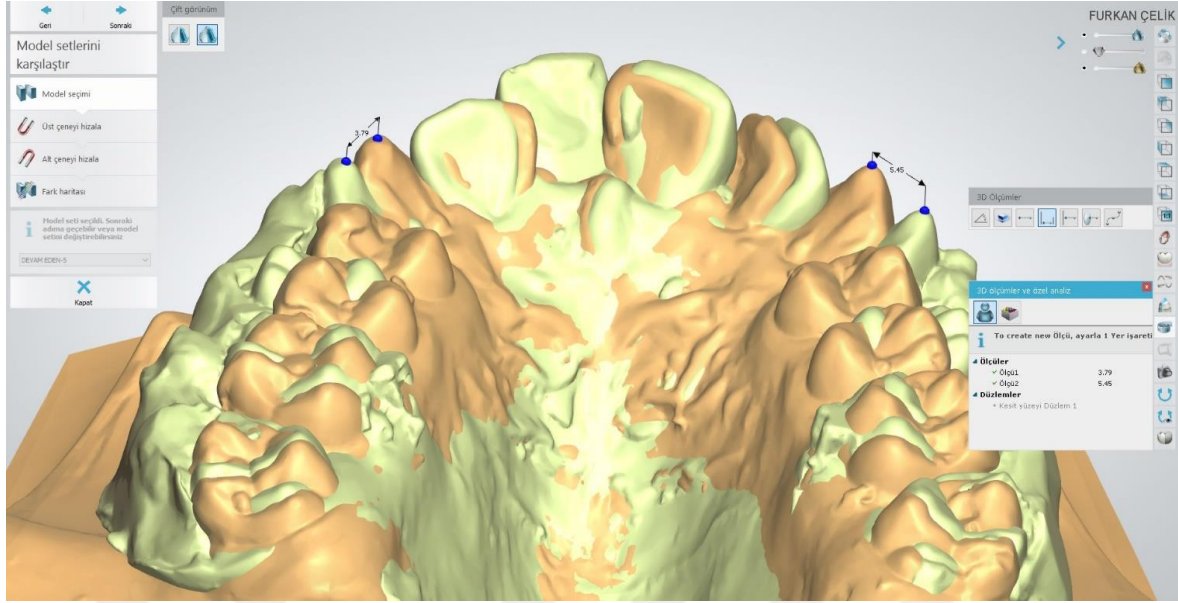
T0 ve T3 modelleri için de aynı ölçüm yapılmıştır. Ölçüm sonucu elde edilen T0-T3 kanin retraksiyon miktarı, 63. gündeki toplam kanin retraksiyon miktarı olarak kabul edilmiştir.

T0 ve T4 modelleri için de aynı ölçüm yapılmıştır. Ölçüm sonucu elde edilen T0-T4 kanin retraksiyon miktarı, 84. gündeki toplam kanin retraksiyon miktarı olarak kabul edilmiştir.

Kanin retraksiyon hızı, kanin retraksiyonunun başlangıcından (T0) retraksiyonun 84. gününe kadar (T4) meydana gelen retraksiyon miktarının retraksiyon süresine bölünmesi ile hesaplanmıştır.



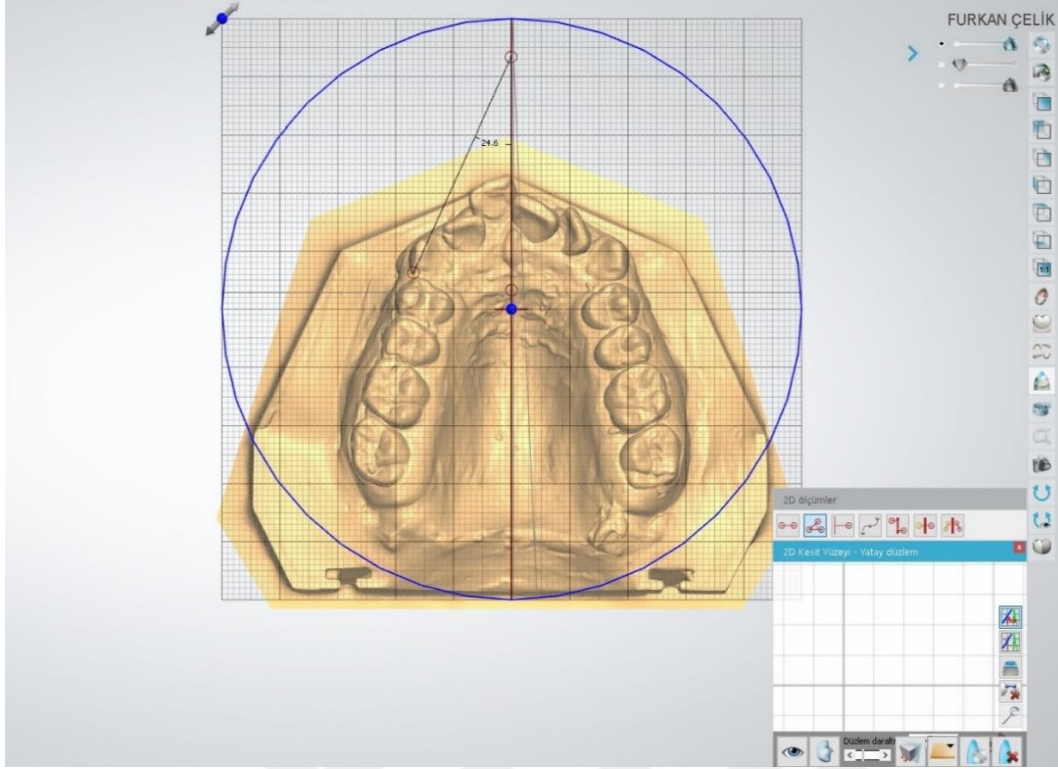
Resim 3.20. Çakıştırılan modellerde kanin kasp tepelerinin işaretlenmesi ve birbirleri arasındaki mesafenin ölçülmesi



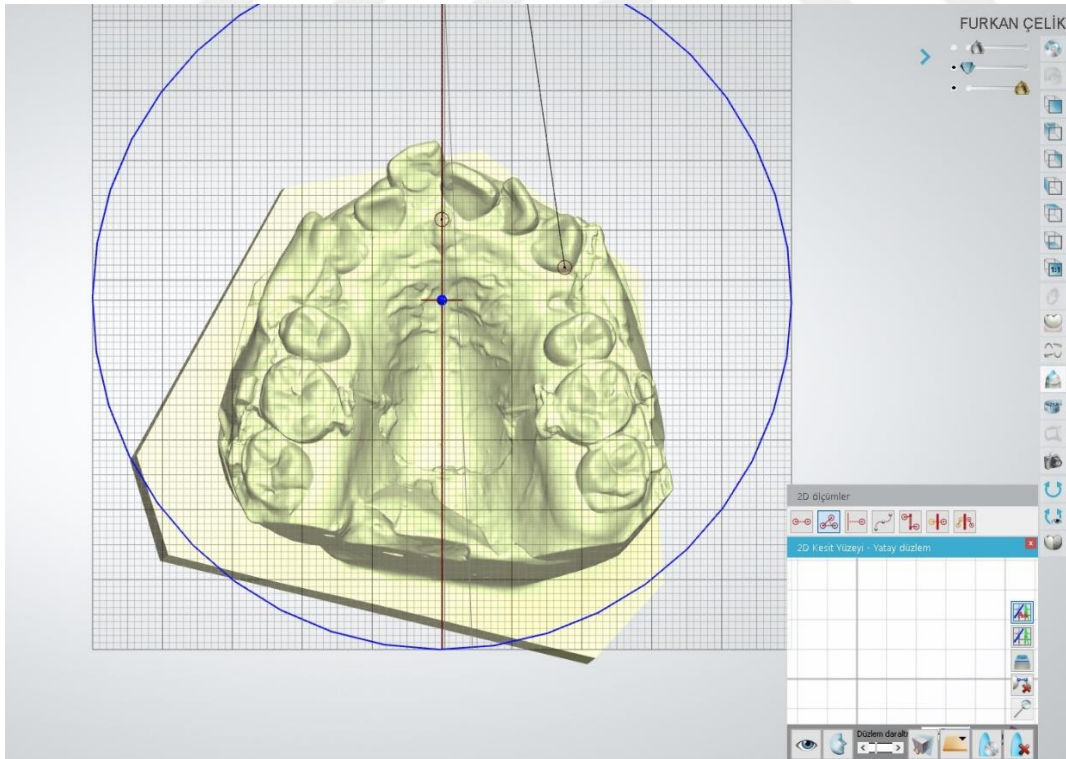
Resim 3.21. Çakıştırılan modellerde kanin kasp tepelerinin işaretlenmesi ve birbirleri arasındaki mesafenin ölçülme görüntüsünün daha yakından yapılan ekran kaydı

3.3.4. Kanin rotasyon miktarının ölçülmesi

Kanin rotasyonu, 2 boyutlu olarak, palatal raphe ile kanin dişin distal (RCdk, LCdk noktaları) ve mezial (RCmk, LCmk noktaları) kenarlarından geçen düzlem arasındaki açının ölçülmesi (Resim 3.3.7, 3.3.8.) ile belirlenmiştir. Üçüncü ruganın medial kenarı ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek şekilde çakıştırılan T0, T1, T2, T3 ve T4 modelleri üzerinde önce T0 modelinin kanin rotasyon miktarı, ardından sırasıyla T1, T2, T3 ve T4 modellerinde meydana gelen toplam rotasyon miktarları kaydedilmiştir.



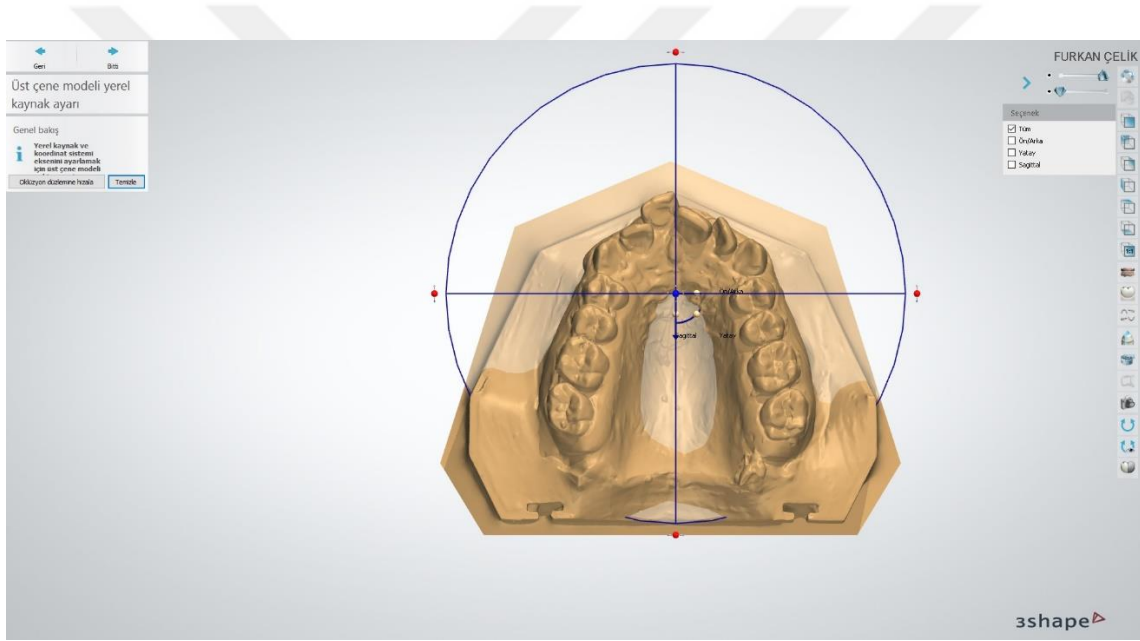
Resim 3.22. TO modelinde kanin rotasyonu değerinin ölçülmesi



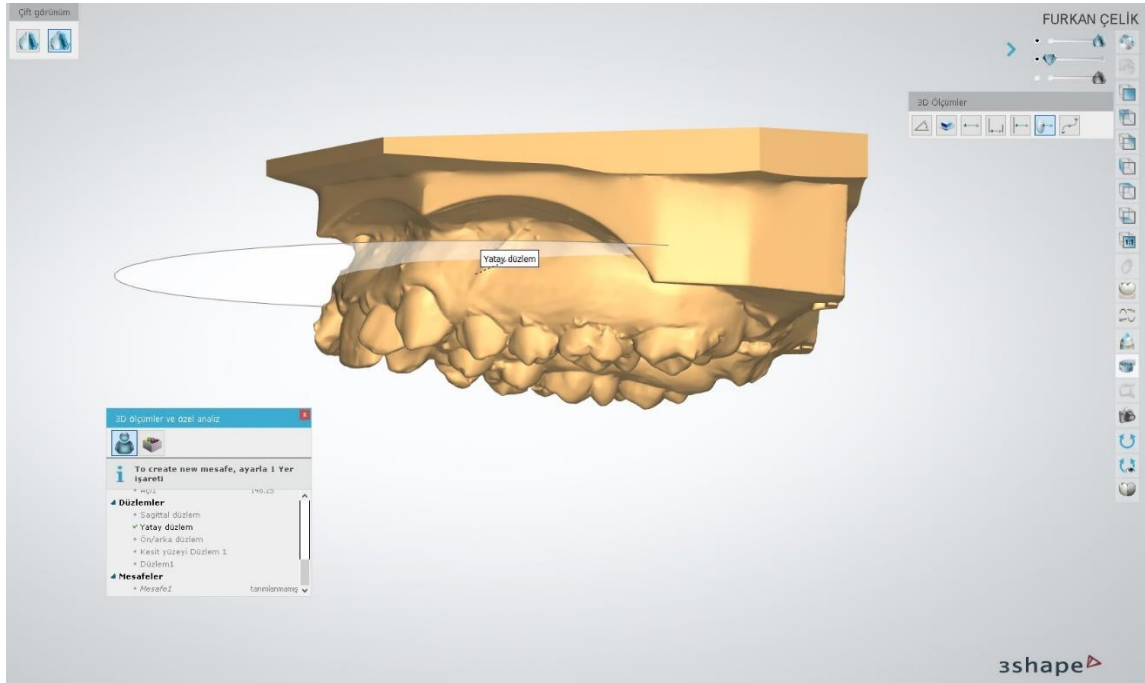
Resim 3.23. T1 modelinde kanin rotasyonu değerinin ölçülmesi

3.3.5. Kanin vertikal hareketinin ölçülmesi

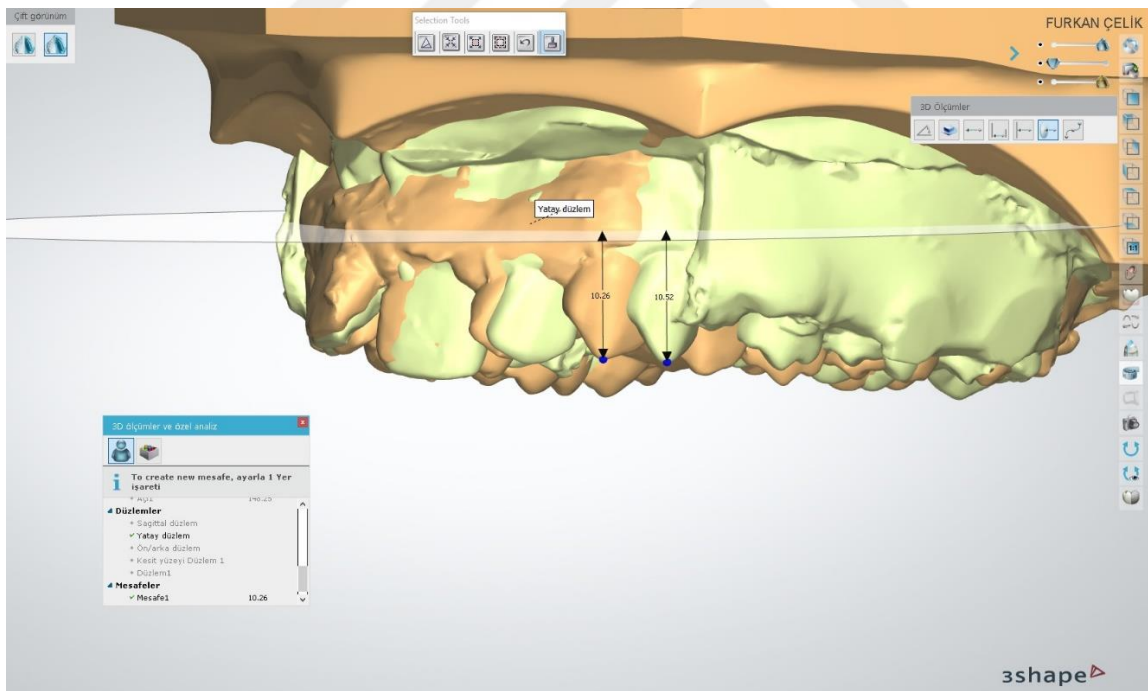
Kanin dişte distalizasyon süresince meydana gelen vertikal hareket miktarı üçüncü ruganın medial kenarı ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek şekilde T0 modeli ile karşılaştırılan T1, T2, T3 ve T4 modelleri üzerinde değerlendirilmiştir. Kanin intrüzyon veya ekstrüzyon miktarını ölçebilmek için T0 modeli üzerinde palatinal ruga bölgesinde kanin dişlerden bağımsız 3 boyutlu sabit horizontal bir düzlem oluşturulmuştur (Resim 3.3.9). T0 modelinde kanin dişlerinin tüberkül tepesinin (RCt, LCt noktaları) bu düzleme olan mesafesi (Resim 3.3.11) sıfır noktası olarak kabul edilmiş, artan değerler ekstrüzyon, azalan değerler ise intrüzyon olarak kaydedilmiştir.



Resim 3.24. Horizontal düzlemin oluşturulması



Resim 3.25. Oluşturulan horizontal düzlemin sagittal görüntüsü

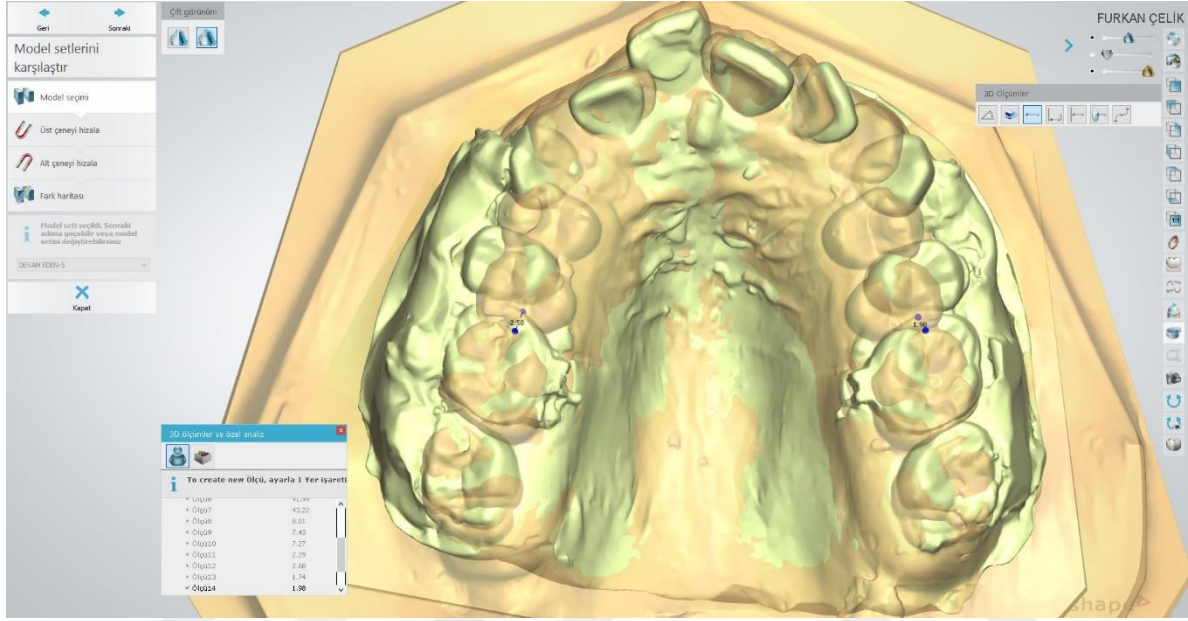


Resim 3.26. Çakıştırılmış modeller üzerinde kanin tüberkül tepesinin horizontal düzleme olan mesafesinin ölçülmesi

3.3.6. Ankraj kaybının ölçülmesi

Molar dişlerde, kanin distalizasyonu boyunca meydana gelen ankraj kaybı, üçüncü ruganın medial kenarı ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek şekilde T0 modeli ile çakıştırılan

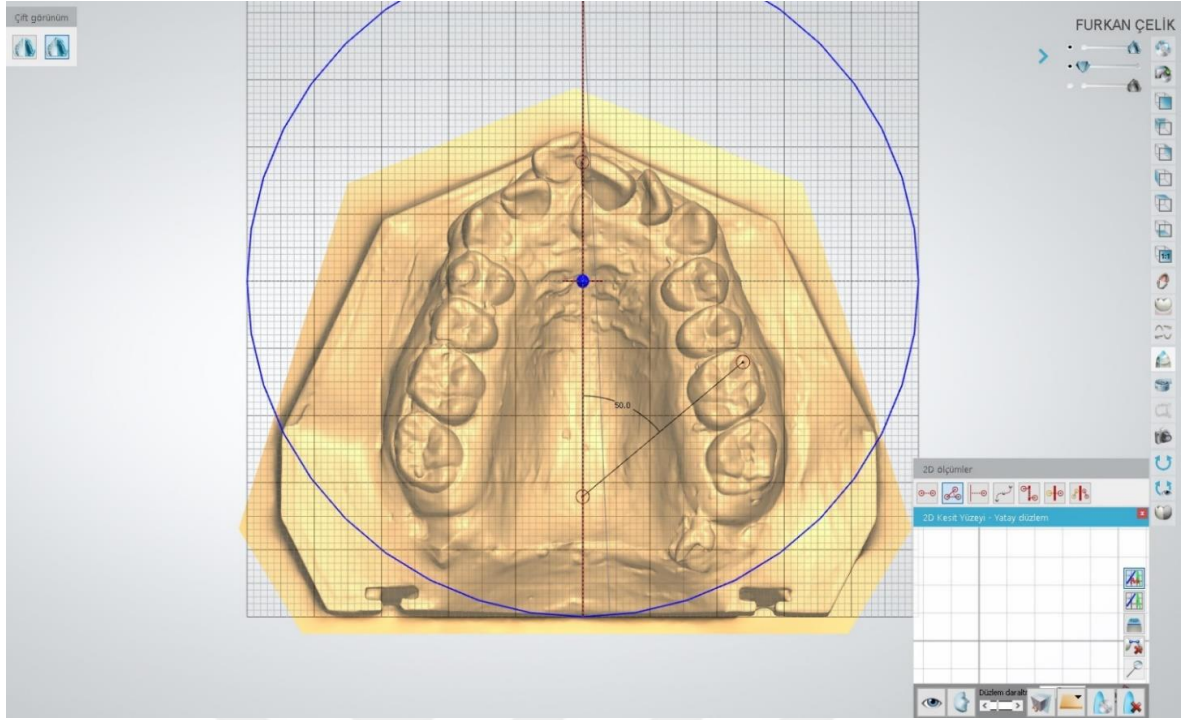
T1, T2, T3 ve T4 modelleri üzerinde değerlendirilmiştir. Molar dişlerde meydana gelen ankraj kaybı, molar dişlerin okluzal yüzeyindeki en mezial kenarlarına yerleştirilen noktalar (RMm, LMm noktaları) arasındaki zaman dilimlerine göre değişen mesafenin ölçülmesi ile hesaplanmıştır (Resim 3.3.11). T0 modeli ile sırasıyla karşılaştırılan T1, T2, T3 ve T4 modellerinde meydana gelen toplam ankraj kayıpları kaydedilmiştir.



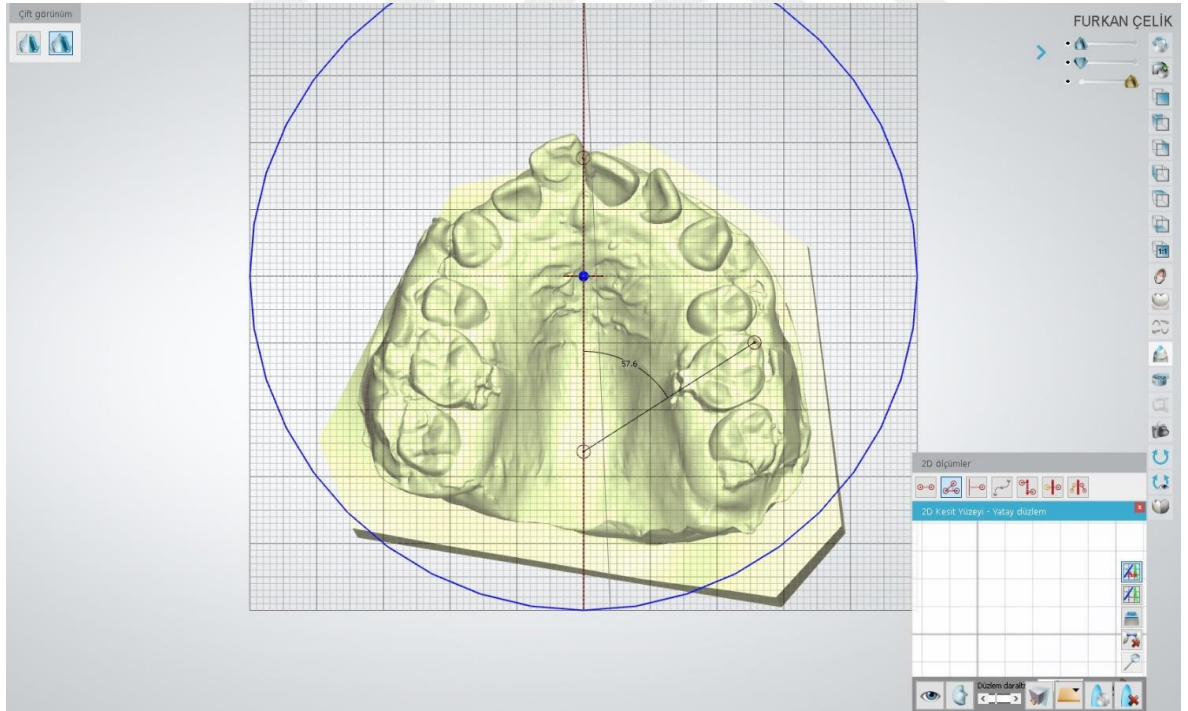
Resim 3.27. Çakıştırılmış modeller üzerinde ankraj kaybının değerlendirilmesi

3.3.7. Molar rotasyon miktarının ölçülmesi

Molar rotasyonu, 2 boyutlu olarak, palatal raphe ile molar meziobukkal (RMmbt, LMmbt noktaları) ve meziopalatinal (RMmpt, LMmpt noktaları) tüberkül tepelerinden geçen düzlem arasındaki açının ölçülmesi (Resim 3.3.12, 3.3.13) ile belirlenmiştir. Üçüncü ruganın medial kenarı ve tüm ruga bölgesini eşleştirecek şekilde çakıştırılan T0, T1, T2, T3 ve T4 modelleri üzerinde önce T0 modelinin molar rotasyon miktarı, ardından sırasıyla T1, T2, T3 ve T4 modellerinde meydana gelen toplam rotasyon miktarları kaydedilmiştir.



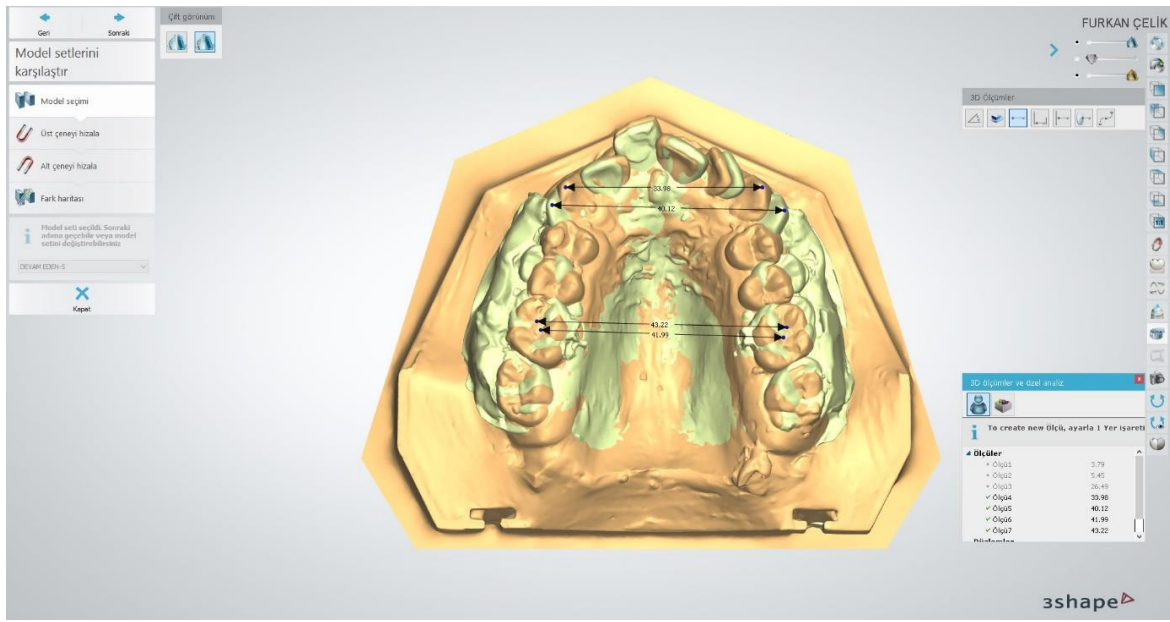
Resim 3.28. T0 modelinde molar rotasyon değerinin ölçülmesi



Resim 3.29. T1 modelinde molar rotasyon değerinin ölçülmesi

3.3.8. İnterkanin ve intermolar genişliklerin ölçülmesi

İnterkanin ve intermolar genişliklerde, kanin distalizasyonu boyunca meydana gelen değişiklikler, T0, T1, T2, T3 ve T4 modelleri üzerinde sırasıyla ölçülmüştür. Modeller üzerinde, kanin kasp tepeleri (RCt ve LCt noktaları) ve 1. Molar santral olukları (RMs ve LMs noktaları) işaretlenmiştir (Resim 3.3.14). Hareket miktarlarını belirlemek için ise işaretlenen noktalar arasındaki mesafe Orthoanalyzer'in 3 boyutlu kumpas ölçümü ile yapılmıştır.



Resim 3.30. Çakıştırılan modellerde interkanin ve intermolar mesafelerin ölçümü

3.4. Lateral Sefalometrik Ölçümler

3.4.1. Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan noktalar

1. Sella(S): Sella Tursika'nın orta noktası,
2. Nasion(N): Nasofrontal suturanın sagittal düzlemle kesiştiği en ileri noktası,
3. A noktası (A): Orta oksal düzlemde spina nasalis anterior'dan üst kesici dişe uzanan kemik konkavitesinin en derin noktası,
4. B noktası (B): Orta oksal düzlemde alt kesici dişten çene ucuna uzanan kemik konkavitesinin en derin noktası,

5. Gonion (Go): Ramus mandibulanın arka, korpus mandibulanın alt kenarına çizilen teğetlerin oluşturduğu açının açısı ortayının alt çene kemiğinin dış sınırını kestiği noktası,
6. Menton (Me): Alt çene simfizinin dış konturu üzerindeki en alt noktası,
7. Gnathion (Gn): Alt çene simfizinin dış konturu üzerindeki en ileri ve en alt noktası,
8. Spina Nasalis Anterior (ANS): Ön nasal çıkıntının en uç noktası,
9. Spina Nasalis Posterior (PNS): Arka nasal çıkıntının en uç noktası,
10. CR: Sağ kanin referans telinin dikey ve yatay komponentinin kesişim noktası,
11. CL: Sol kanin referans telinin dikey ve yatay komponentinin kesişim noktası,
12. MR: Sağ molar referans telinin dikey ve yatay komponentinin kesişim noktası,
13. ML: Sol molar referans telinin dikey ve yatay komponentinin kesişim noktası,

3.4.2. Lateral sefalometrik filmlerin analizinde kullanılan düzlemler

1. SN Düzlemi: Sella ve Nasion noktalarından geçen düzlem (Referans düzlemi),
2. NA Düzlemi: Nasion ve A noktalarından geçen düzlem,
3. NB Düzlemi: Nasion ve B noktalarından geçen düzlem,
4. Palatinal Düzlem (PD): Spina nasalis anterior ve spina nasalis posterior noktalarından geçen düzlem,
5. Oklüzal Düzlem (OD): Alt ve üst birinci molar dişlerin meziobukkal tüberkül tepelerini birleştiren doğrunun orta noktası ile alt ve üst santral dişlerin kesici uç noktalarını birleştiren doğrunun orta noktasından geçen düzlem,
6. Mandibular Düzlem (MD): Gonion ve menton noktalarından geçen düzlem,
7. GoGn Düzlemi: Gonion ve gnathion noktalarından geçen düzlem,
8. CRV: Üst sağ kaninin referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlem,
9. CLV: Üst sol kaninin referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlem,
10. MRV: Üst sağ birinci moların referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlem,
11. MLV: Üst sol birinci moların referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlem.

3.4.3. Sefalometrik radyografide kullanılan ölçümler

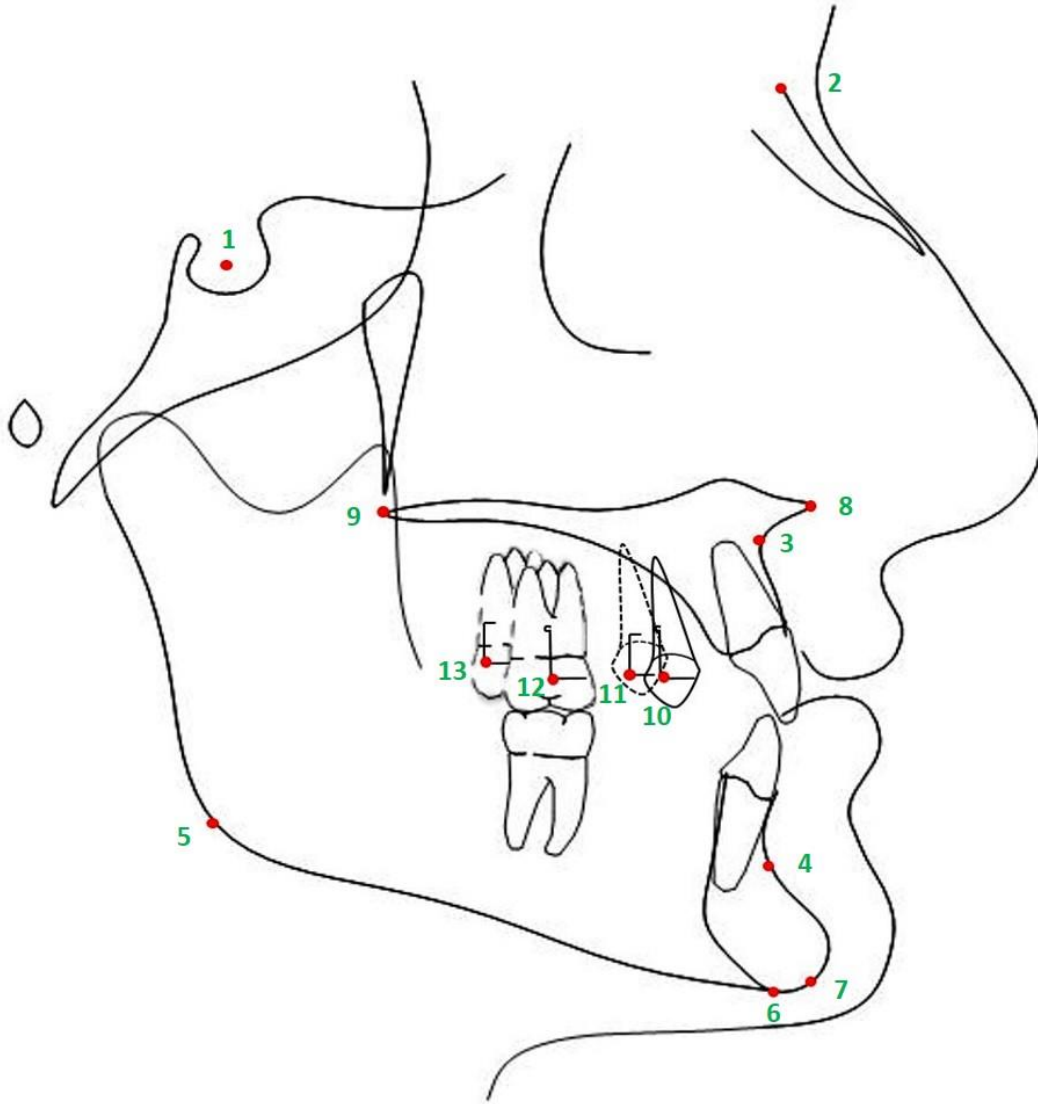
Dişsel açısal ölçümler

1. İnterinsizal açı: Üst ve alt orta kesici dişlerin birbirleri ile yapmış oldukları açı,
2. U1- SN: Üst orta kesici dişlerin SN doğrusuyla yapmış oldukları açı,

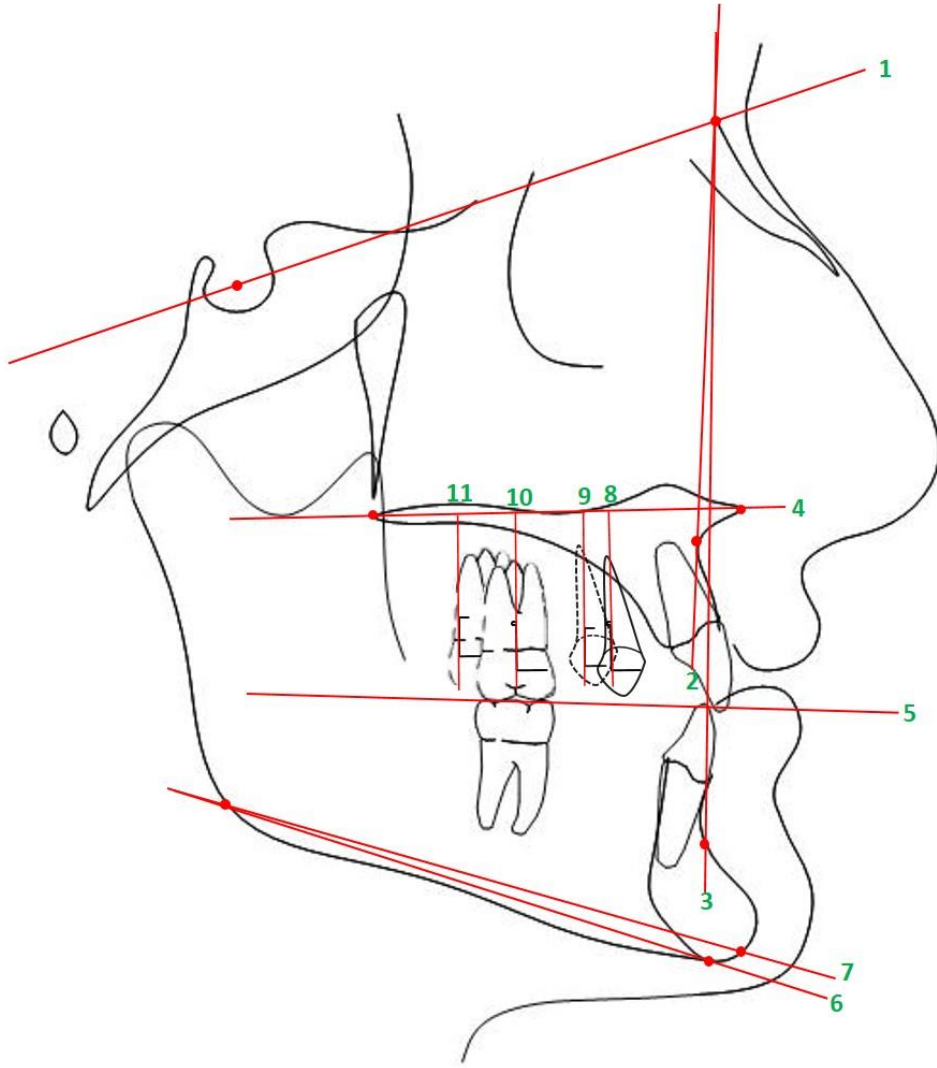
3. U1- NA: Üst orta kesici dişlerin NA doğrusuyla yapmış oldukları açı,
4. IMPA (L1- MP): Alt orta kesici dişlerin uzun ekseninin alt çene doğrusu(Go-Me) ile yapmış olduğu açı,
5. L1- NB: Alt orta kesici dişlerin NB doğrusuyla yapmış oldukları açı,
6. CRV-PD: Üst sağ kanine yerleştirilen referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlemin palatal düzlem ile yapmış olduğu açı,
7. CLV- PD: Üst sol kanine yerleştirilen referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlemin palatal düzlem ile yapmış olduğu açı,
8. MRV- PD: Üst sağ birinci molar yerleştirilen referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlemin palatal düzlem ile yapmış olduğu açı,
9. MLV- PD: Üst sol birinci molar yerleştirilen referans telinin dikey komponenti ile oluşturulan düzlemin palatal düzlem ile yapmış olduğu açı.

İskeletsel ölçümler

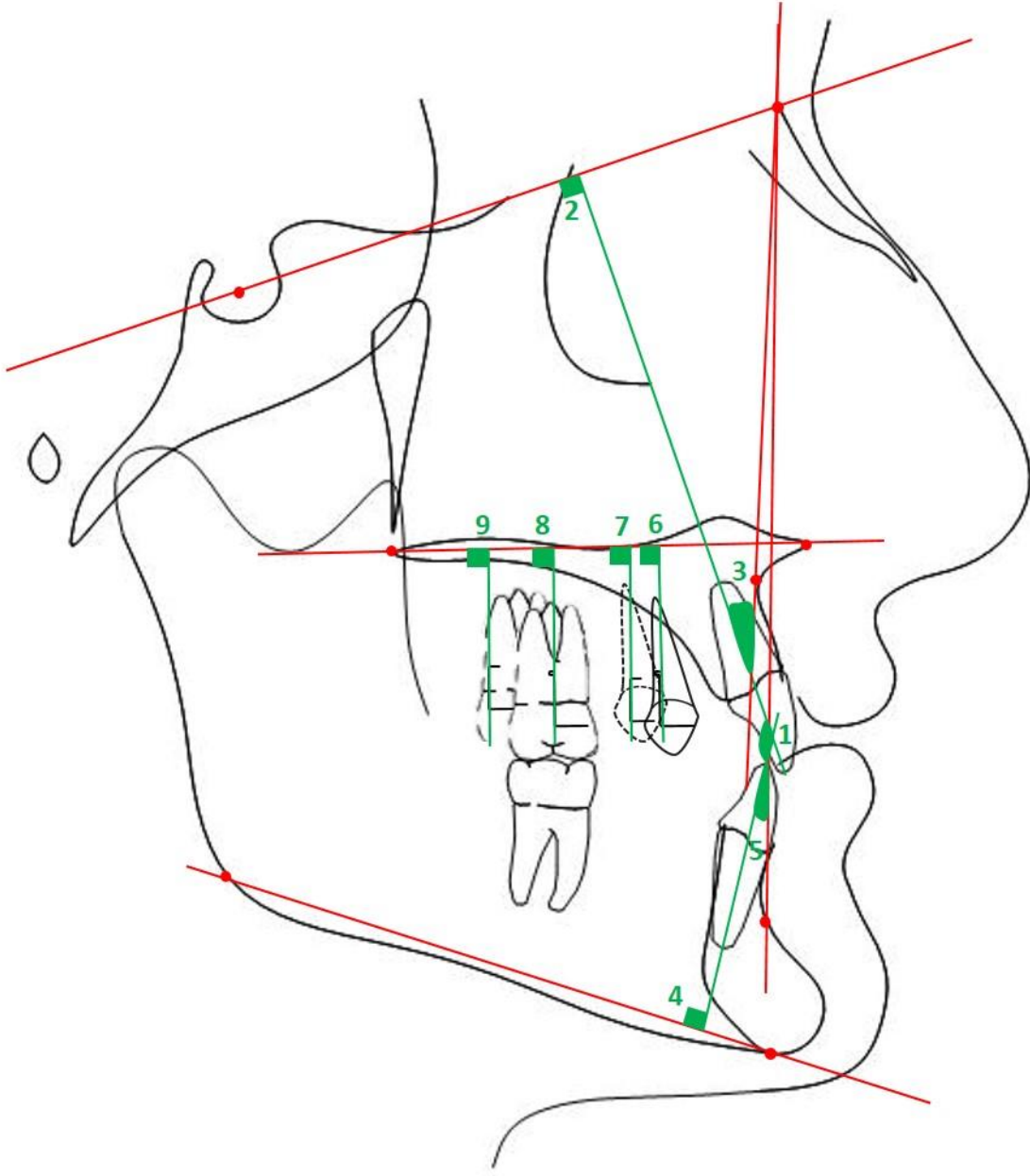
1. SNA: SN düzlemi ile NA düzlemi arasında kalan açı,
2. SNB: SN düzlemi ile NB düzlemi arasında kalan açı,
3. ANB: NA ve NB düzlemleri arasında kalan açı,
4. GoGn-SN: GoGn düzlemi ile SN düzlemi arasında oluşan açı,
5. SN-OD: SN düzlemi ile oklüzal düzlem arasında oluşan açı.



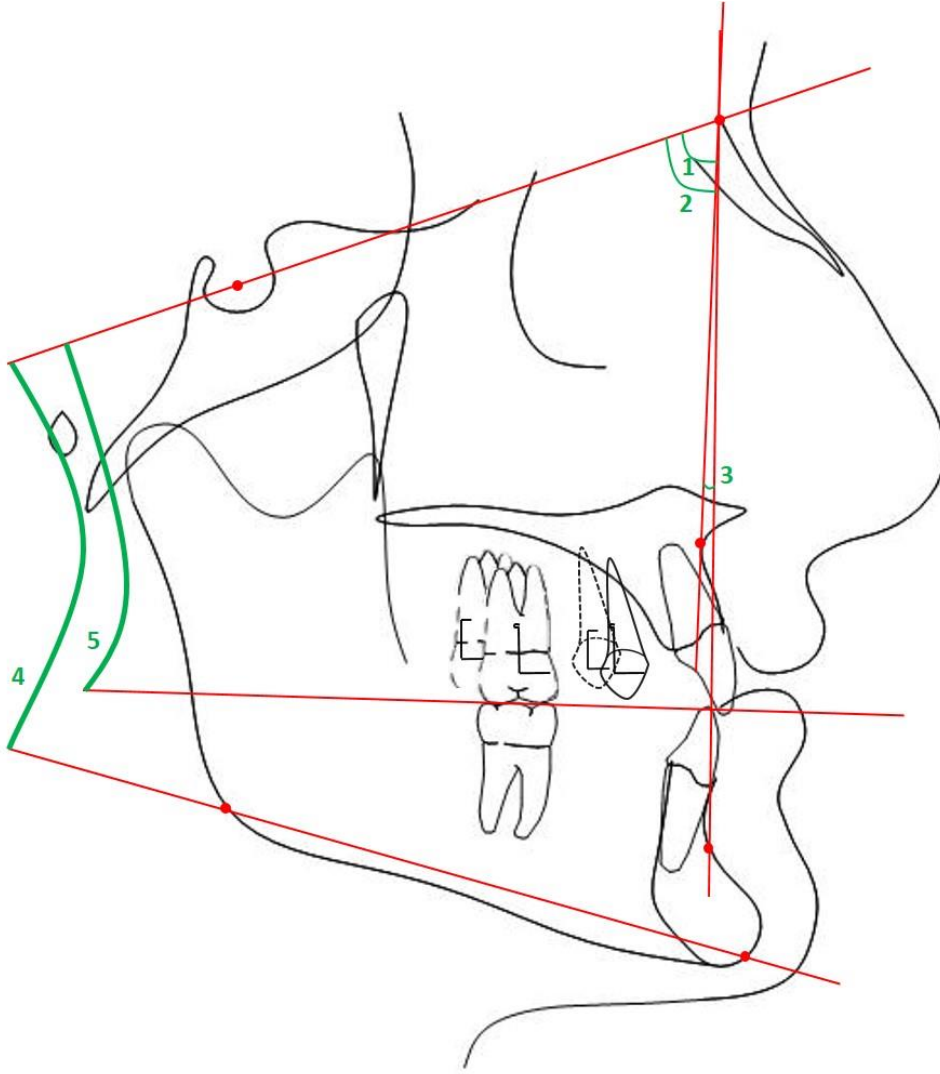
Resim 3.31. Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan noktalar



Resim 3.32. Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan düzlemler



Resim 3.33. Dişsel açısal ölçümler



Resim 3.34. İskeletsel açısal ölçümler

3.5. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA) paket programında yapılmıştır. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro-Wilk testiyle, varyansların homojenliği ise “Levene” testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler, sürekli sayısal değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma ya da medyan (çeyrekler arası genişlik) şeklinde gösterilirken kategorik değişkenler olgu sayısı ve (%) biçiminde ifade edildi.

Deney ve kontrol grupları arasında ortalamalar yönünden farkın önemliliği “Student’s t” testiyle normalden uzak dağılıma sahip olan sürekli sayısal değişkenler yönünden farkın

önemliliği ise “Mann Whitney U testi”yle incelenmiştir. Kategorik değişkenler, süreklilik düzeltmeli “Ki-Kare” veya “Fisher”in kesin sonuçlu olasılık testleriyle değerlendirilmiştir. Gruplar içerisinde tedavi öncesi ve tedavi sonrası yapılan klinik ölçümlere ilişkin ortalama değerler yönünden farkın önemliliği “Bağımlı t testi” ile değerlendirilirken ikiden fazla izlem zamanı arasındaki farkın önemliliği Wilks’in “Lambda testi” kullanılarak araştırılmış, tekrarlayan ölçümler de “varyans analizi” ile araştırılmıştır. “Wilks’in Lambda” test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması durumunda ise farka neden olan izlem zaman(lar)ını tespit etmek amacıyla “Bonferroni Düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi” kullanılmıştır.

Gruplar içerisinde normalden uzak dağılıma sahip değişkenler yönünden tedavi öncesi ve tedavi sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı “Wilcoxon İşaret testi”yle değerlendirilirken ikiden fazla izlem zamanı arasındaki farkın önemliliği ise “Friedman testi”yle incelenmiştir. Friedman test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması durumunda ise “Wilcoxon İşaret testi” kullanılarak farka neden olan izlem zaman(lar)ı tespit edilmiştir.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiş, ancak, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için “Bonferroni Düzeltmesi” yapılmıştır.



4. BULGULAR

4.1. Metot Hatasının Değerlendirilmesi

Her bir izlem zamanı içerisinde diş hareketlerine ait göstergeler yönünden gözlemciler arasında oldukça yüksek uyum saptanmıştır ($p<0,001$). Gözlemciler arası uyum düzeyleri sınıf içi korelasyon katsayıları ve (%95 Güven aralığı) hesaplanarak incelenmiştir. Uyum düzeyi için hesaplanan sınıfiçi korelasyon katsayısının 0.00 – 0.40 arasında olması gözlemciler arasında uyumun olmadığı, 0.40 – 0.60 arasında olması gözlemciler arası uyumun (tutarlılığının) düşük olduğu, 0.60 – 0.80 arasında olması gözlemciler arasında yeterince uyumun olduğu, 0.80 – 1.00 arasında olması ise gözlemcilerin oldukça yakın uyumlu olduklarını göstermektedir.

Çizelge 4.1. Her bir izlem zamanı içerisinde diş hareketlerine ilişkin gözlemciler arası uyum sonuçları

	t ₀	t ₁	t ₂	t ₃	t ₄
Kanin distalizasyonu	HY	0,998 (0,994-0,999)	0,999 (0,998-1,000)	1,000 (0,999-1,000)	0,954 (0,862-0,985)
Kanin rotasyonu	0,999 (0,997-1,000)	0,999 (0,996-1,000)	0,992 (0,976-0,997)	0,999 (0,996-1,000)	0,998 (0,994-0,999)
Kanin tippingi (°)	1,000 (0,999-1,000)	-	-	-	0,936 (0,813-0,979)
Ankraj kaybı	1,000 (1,000 - 1,000)	0,997 (0,990-0,999)	0,998 (0,993-0,999)	0,996 (0,988-0,999)	0,960 (0,880-0,987)
Molar tippingi (°)	1,000 (1,000 - 1,000)	-	-	-	0,997 (0,991-0,999)
Kanin vertikal hareketi	HY	0,998 (0,995-0,999)	1,000 (1,000 - 1,000)	0,998 (0,995-0,999)	1,000 (0,999-1,000)
Molar rotasyonu	0,999 (0,998-1,000)	1,000 (1,000 -1,000)	1,000 (1,000 - 1,000)	1,000 (1,000 -1,000)	1,000 (1,000 - 1,000)
İnterkanin genişlik	1,000 (1,000 - 1,000)	0,993 (0,980-0,998)	1,000 (0,999 - 1,000)	0,999 (0,998-1,000)	1,000 (0,999 - 1,000)
İntermolar genişlik	1,000 (1,000 - 1,000)	0,999 (0,996-1,000)	0,999 (0,998-1,000)	0,994 (0,980-0,998)	0,987 (0,957-0,996)

Sonuçlar; sınıf içi korelasyon katsayısı (%95 güven aralığı) biçiminde gösterildi, HY: Tüm ölçümler sabit olduğundan hesaplama yapılmamıştır.

4.2. Tanımlayıcı Bulgular

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında yaş ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,392$). Gruplar arasında kız ve erkeklerin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,714$). Gruplar arasında sınıf I ve II'lerin dağılımları istatistiksel olarak benzerdir ($p=0,390$). Fotobiyomodülasyon grubunda bireylerin cihaz kullanım yüzdelerindeki medyan uyum oranı %96 olup uyum oranları %91 ile %100 arasında değişmektedir.

Çizelge 4.2. Gruplara göre olguların demografik ve klinik özellikleri

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri
Yaş (yıl)	15,1±1,7	15,6±1,4	0,392†
Cinsiyet			0,714‡
Kız	7 (%46,7)	9 (%60,0)	
Erkek	8 (%53,3)	6 (%40,0)	
Sınıf			0,390¶
I	5 (%33,3)	2 (%13,3)	
II	10 (%66,7)	13 (%86,7)	
Cihaz kullanımındaki uyum (%)	96 (91-100)	-	-

† Student's t testi, ‡ Süreklilik düzeltmeli Ki-Kare testi, ¶ Fisher'in kesin sonuçlu olasılık testi.

4.3. Model Analizi Bulguları

Çizelge 4.3. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarının uygulama başı ve sonu model analizi değerleri arasındaki farkların grup içi ve gruplar arasında karşılaştırılmasına ilişkin bulgular

Parametre		Kontrol Grubu (n=15)			Fotobiyomodülasyon Grubu (n=15)			P- Değeri	
		Ortalama	SD	P	Ortalama	SD	P		
Dişsel (°)	Kanin Rotasyonu	29,38	8,50	<0,001	33,92	6,31	<0,001	0,116	
	Molar Rotasyonu	1,38	3,14	>0,005	0,83	5,26	>0,005	0,077	
Dişsel (mm)	Kanin Distalizasyon Miktarı	4,09	0,74	<0,001	5,44	0,96	<0,001	<0,001	***
	Kanin Distalizasyon Hızı (mm/21 gün)	1,02	0,19	<0,001	1,36	0,24	<0,001	<0,001	***
	Kanin Vertikal	0,63	1,04	<0,001	0,65	0,89	<0,001	1,000	
	Ankraj Kaybı	2,00	0,88	<0,001	1,62	0,58	0,004	0,324	
	İnterkanin	4,66	2,96	<0,001	3,93	1,97	<0,001	0,445	
	İntermolar	1,15	1,72	0,250	0,25	2,23	0,540	0,233	

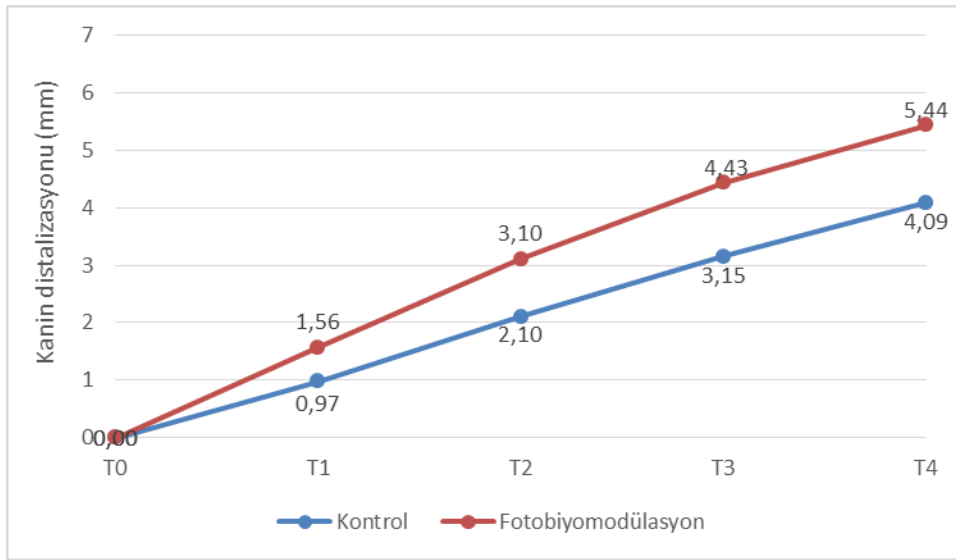
4.3.1. Kanin distalizasyon miktarı ölçümüne ait bulgular

T0'da her iki grupta da kanin distalizasyon miktarı mevcut değilken T1 döneminde fotobiyomodülasyon grubunda ortalama $1,56 \pm 0,43$ mm, kontrol grubunda ise $0,97 \pm 0,38$ mm olup kontrol grubuna göre fotobiyomodülasyon grubunda T1 dönemindeki ortalama kanin distalizasyon miktarı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p < 0,001$). T2 döneminde fotobiyomodülasyon grubundaki ortalama kanin distalizasyon miktarı $3,10 \pm 0,90$ mm iken kontrol grubunda $2,10 \pm 0,82$ mm olmuş, kontrol grubuna göre fotobiyomodülasyon grubunda T2 dönemindeki ortalama kanin distalizasyon miktarı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p = 0,004$). T3 döneminde fotobiyomodülasyon grubundaki ortalama kanin distalizasyon miktarı $4,43 \pm 1,09$ mm iken kontrol grubunda $3,15 \pm 0,97$ mm olmuş, kontrol grubuna göre fotobiyomodülasyon grubunda T3 dönemindeki ortalama kanin distalizasyon miktarı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p = 0,002$). T4 döneminde fotobiyomodülasyon grubundaki ortalama kanin distalizasyon miktarı $5,44 \pm 0,96$ mm iken kontrol grubunda $4,09 \pm 0,74$ mm olmuş, kontrol grubuna göre fotobiyomodülasyon grubunda T4 dönemindeki ortalama kanin distalizasyon miktarı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p < 0,001$).

T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde kanin distalizasyonunda meydana gelen ortalama artış miktarları fotobiyomodülasyon grubunda kontrol grubuna göre Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla olmuştur ($p < 0,005$).

Fotobiyomodülasyon grubunda izlem arasında ortalama kanin distalizasyon miktarları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup ($p < 0,001$), T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında artış görülmüştür ($p < 0,001$). Benzer şekilde T1'e göre sırasıyla; T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında artış görülmüştür ($p < 0,001$). Ayrıca, T2'ye göre sırasıyla; T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında artış görülmüştür ($p < 0,001$). Son olarak T3'e göre T4'te de ortalama kanin distalizasyon miktarları istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p < 0,001$).

Kontrol grubunda izlem arasında ortalama kanin distalizasyon miktarları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup ($p<0,001$), T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında artış görülmüştür ($p<0,001$). Benzer şekilde T1'e göre sırasıyla; T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında artış görülmüş ($p<0,001$), ayrıca, T2'ye göre sırasıyla; T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin distalizasyon miktarlarında da artış görülmüştür ($p<0,001$). Son olarak T3'e göre T4'te de ortalama kanin distalizasyon miktarları istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p<0,001$).



Şekil 4.1. Fotobiyomodülasyon ve kontrol gruplarındaki kanin distalizasyon miktarlarında zamana karşı meydana gelen değişim

4.3.2. Kanin distalizasyon hızına ait bulgular

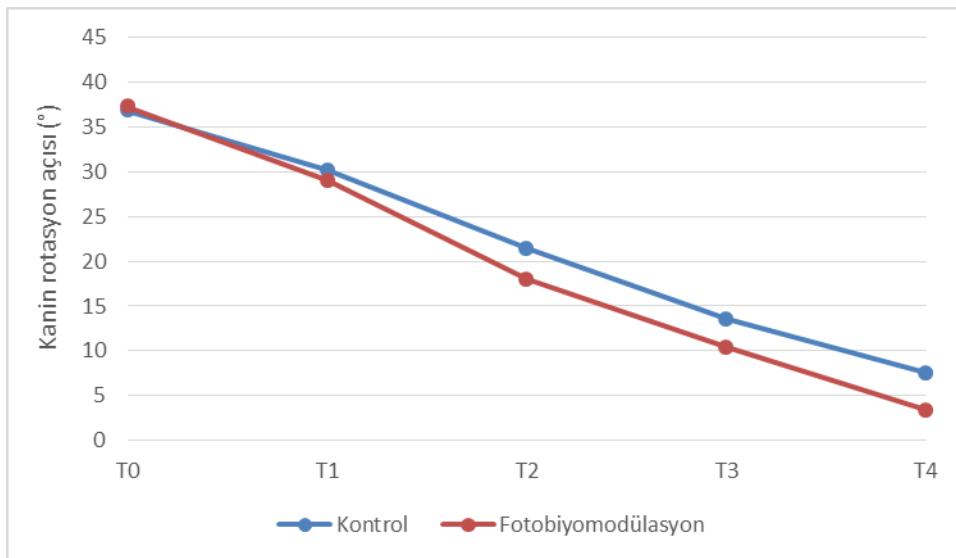
T0 döneminden T4 dönemine kadar meydana gelen distalizasyon miktarlarının karşılaştırılması Çizelge 4.3. ve Çizelge 4.4'te gösterilmiştir. Kanin distalizasyon hızı 84 günlük süre sonunda fotobiyomodülasyon grubunda $1,36 \pm 0,24$ mm/21 gün, kontrol grubunda ise $1,02 \pm 0,19$ mm/21 gün olarak belirlenmiştir ($p<0,001$).

4.3.3. Kanin rotasyon miktarına ait bulgular

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T0, T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon miktarları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,010$).

Fotobiyomodülasyon grubunda izlem arasında ortalama kanin rotasyon miktarları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup ($p<0,001$), T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon miktarlarında azalma görülmüştür ($p<0,001$). Benzer şekilde T1'e göre sırasıyla; T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon miktarlarında azalma görülmüş ($p<0,001$), ayrıca, T2'ye göre sırasıyla; T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon miktarlarında da azalma görülmüştür ($p<0,001$). Son olarak T3'e göre T4'te de ortalama kanin rotasyon miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olmuştur ($p<0,001$).

Kontrol grubunda izlem arasında ortalama kanin rotasyon açıları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup ($p<0,001$), T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon açılarında azalma görülmüştür ($p<0,001$). Benzer şekilde T1'e göre sırasıyla; T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon açılarında azalma görülmüş ($p<0,001$), ayrıca, T2'ye göre sırasıyla; T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama kanin rotasyon miktarlarında da azalma görülmüştür ($p<0,001$). Son olarak T3'e göre T4'de de ortalama kanin rotasyon miktarları istatistiksel anlamlı olarak daha düşük olmuştur ($p<0,001$).



Şekil 4.2. Fotobiyomodülasyon ve kontrol gruplarındaki kanin rotasyon miktarlarında zamana karşı meydana gelen açısal değişim



Çizelge 4.4. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin distalizasyon ve kanin rotasyon düzeyleri

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri †
Kanin distalizasyonu			
T0	0,00±0,00	0,00±0,00	-
T1	1,56±0,43 ^a	0,97±0,38 ^a	<0,001
T2	3,10±0,90 ^{a,b}	2,10±0,82 ^{a,b}	0,004
T3	4,43±1,09 ^{a,b,c}	3,15±0,97 ^{a,b,c}	0,002
T4	5,44±0,96 ^{a,b,c,d}	4,09±0,74 ^{a,b,c,d}	<0,001
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	
Kanin rotasyonu			
T0	37,29±8,97	36,86±9,94	0,904
T1	29,00±10,13 ^a	30,15±11,36 ^a	0,776
T2	17,94±10,51 ^{a,b}	21,41±13,46 ^{a,b}	0,449
T3	10,38±8,48 ^{a,b,c}	13,53±11,01 ^{a,b,c}	0,399
T4	6,37±7,46 ^{a,b,c,d}	7,49±10,24 ^{a,b,c,d}	0,230
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	

† Her bir izlem zamanı içerisinde gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Student's t testi,

Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,010$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi, Wilks'in Lambda testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: T0 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), b: T1 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), c: T2 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), d: T3 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$).

T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde kanin rotasyon açısında meydana gelen ortalama değişim miktarları fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p>0,005$).

Çizelge 4.5. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında kanin distalizasyon ve kanin rotasyon ölçümlerinde meydana gelen değişimler

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri †
Kanin distalizasyonu			
T1 - T0	1,56±0,43	0,97±0,38	<0,001
T2 - T0	3,10±0,90	2,10±0,82	0,004
T3 - T0	4,43±1,09	3,15±0,97	0,002
T4 - T0	5,44±0,96	4,09±0,74	<0,001
Kanin rotasyonu			
T1 - T0	-8,29±5,17	-6,71±4,08	0,372
T2 - T0	-19,35±7,26	-15,46±7,68	0,173
T3 - T0	-26,91±5,76	-23,33±7,63	0,168
T4 - T0	-33,92±6,31	-29,38±8,50	0,116

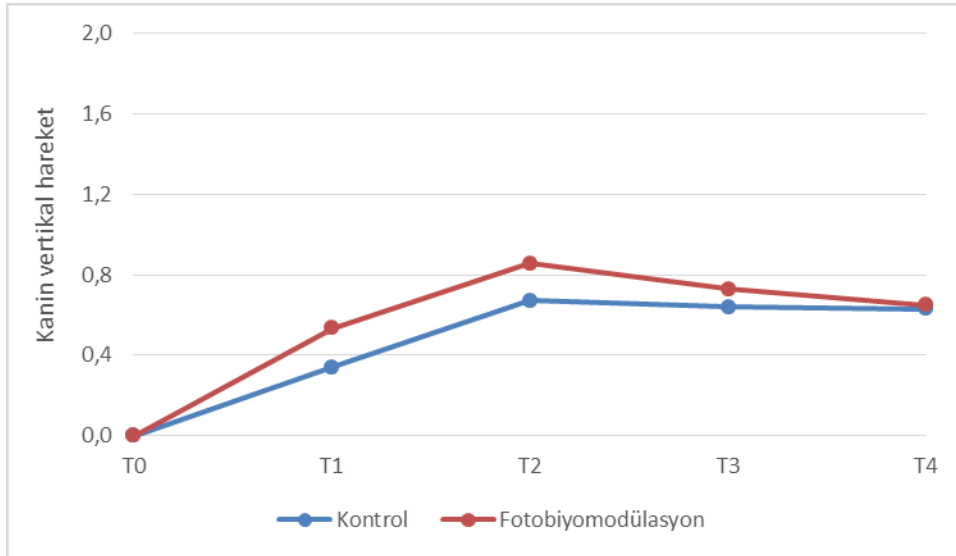
† Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.3.4. Kanin vertikal hareketine ait bulgular

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki medyan kanin vertikal hareket düzeylerinde Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,010$).

Fotobiyomodülasyon grubunda da izlem zamanları arasında medyan kanin vertikal hareket düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüş olup ($p<0,001$) söz konusu farka neden olan durum T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4'teki medyan kanin vertikal hareket düzeylerinin daha yüksek olması olmuştur ($p<0,0025$). Diğer izlem zamanlarının birbirleri arasında medyan kanin vertikal hareket miktarları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,0025$).

Kontrol grubunda izlem zamanları arasında medyan kanin vertikal hareket düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüş olup ($p<0,001$) söz konusu farka neden olan durum T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4'teki medyan kanin vertikal hareket düzeylerinin daha yüksek olması olmuştur ($p<0,0025$). Diğer izlem zamanlarının birbirleri arasında medyan kanin vertikal hareket miktarları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,0025$).



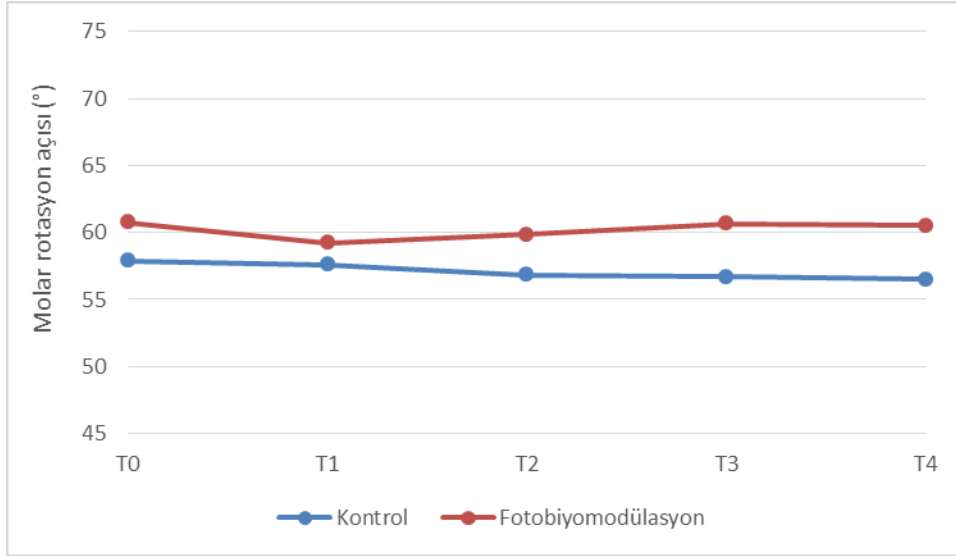
Şekil 4.3. Fotobiyomodülasyon ve kontrol gruplarındaki kanin dişin vertikal hareketinde zamana karşı meydana gelen milimetrik değişim

4.3.5. Molar rotasyonuna ait bulgular

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T0, T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki medyan molar rotasyon açıları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,010$).

Kontrol grubunda izlem zamanları arasında medyan molar rotasyon açıları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmuş ($p<0,001$) söz konusu farka neden olan durum T0, T1, T2 ve T3'e göre T4'teki medyan molar rotasyon açısının daha fazla görülmüş olmasıdır ($p<0,0025$). Ayrıca, T2'ye göre T3'teki medyan molar rotasyon açısı da istatistiksel anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p<0,0025$). Diğer izlem zamanlarının birbirleri arasında medyan molar rotasyon açıları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,0025$).

Fotobiyomodülasyon grubunda ise izlem zamanları arasında medyan molar rotasyon açıları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,512$).



Şekil 4.4. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarındaki molar rotasyonunda zamana karşı meydana gelen açısal değişim

Çizelge 4.6. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin vertikal hareket ve molar rotasyon düzeyleri

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri †
Kanin vertikal hareket			
T0	0,00 (0,00)	0,00 (0,00)	-
T1	0,54 (1,01) ^a	0,34 (0,53) ^a	0,310
T2	0,86 (1,02) ^a	0,67 (0,66) ^a	0,252
T3	0,73 (1,00) ^a	0,64 (1,14) ^a	0,715
T4	0,65 (0,89) ^a	0,63 (1,04) ^a	1,000
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	
Molar rotasyon			
T0	60,75 (5,53)	57,90 (5,46)	0,085
T1	59,25 (6,94)	57,59 (5,69)	0,210
T2	59,88 (7,27)	56,86 (4,70)	0,085
T3	60,65 (8,20)	56,72 (4,82) ^c	0,031
T4	60,53 (9,12)	56,49 (4,57) ^{a,b,c,d}	0,035
p-değeri ‡	0,512	<0,001	

† Her bir izlem zamanı içerisinde gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi,

Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,010$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Friedman testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: T0 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,0025$), b: T1 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,0015$), c: T2 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,0025$), d: T3 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,0015$).

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde kanin vertikal hareket düzeylerinde meydana gelen değişimler açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,005$).

Kontrol ve fotobiyomodülasyon grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde molar rotasyon miktarında meydana gelen değişimler açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,005$).

Çizelge 4.7. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında molar rotasyon ölçümlerinde meydana gelen değişimler

	Kontrol (n=15)	Fotobiyomodülasyon (n=15)	p-değeri †
Molar rotasyon			
T1 - T0	-0,60 (0,72)	-0,33 (2,28)	0,603
T2 - T0	-0,69 (1,86)	-0,44 (4,16)	0,352
T3 - T0	-1,06 (2,44)	-0,35 (4,44)	0,164
T4 - T0	-1,38 (3,14)	-0,83 (5,26)	0,077

† Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.3.6. Ankraj kaybına ait bulgular

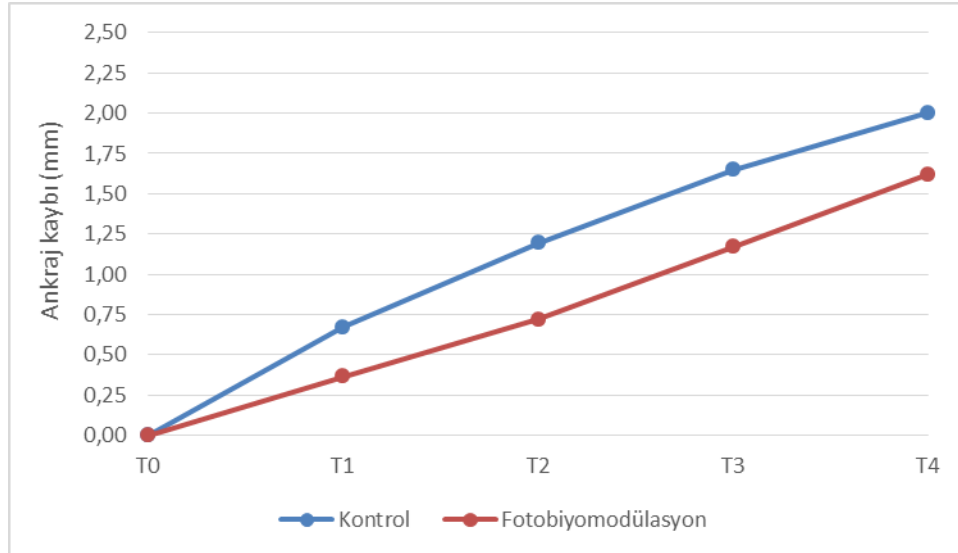
Olgular içerisinde fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama ankraj kayıpları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,010$).

Fotobiyomodülasyon grubunda olgular içerisinde izlem zamanları arasında ortalama ankraj kayıpları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüş ($p=0,004$) T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4'teki ortalama ankraj kaybı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür ($p=0,013$; $p<0,001$; $p=0,007$ ve $p=0,003$). Benzer şekilde T1'e

göre sırasıyla; T2 ve T4'teki ortalama ankraj kaybı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p<0,001$ ve $p=0,014$). Diğer izlem zamanlarının birbirleri arasında ortalama ankraj kayıpları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,025$).

Kontrol grubundaki olgular içerisinde izlem zamanları arasında ortalama ankraj kayıpları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup ($p<0,001$) T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4'teki ortalama ankraj kaybı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p=0,007$; $p=0,002$; $p<0,001$ ve $p<0,001$). Benzer şekilde T1'e göre sırasıyla; T2, T3 ve T4'teki ortalama ankraj kaybı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olmuş ($p=0,008$; $p<0,001$ ve $p<0,001$); ayrıca T2'ye göre sırasıyla; T3 ve T4'teki ortalama ankraj kaybı da istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olmuştur ($p=0,007$ ve $p<0,001$). Son olarak T3'e göre T4'teki ortalama ankraj kaybı istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p=0,003$).

Olgular içerisinde kontrol ve fotobiyomodülasyon grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama ankraj kayıpları açısından Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,005$).



Şekil 4.5. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarındaki ankraj kayıplarında zamana karşı meydana gelen milimetrik değişim

Çizelge 4.8. Olgular içerisinde gruplara ve izlem zamanlarına göre ankraj kayıpları

	Kontrol (n=15)	Fotobiyomodülasyon (n=15)	p-değeri †
T0	0,00±0,00	0,00±0,00	-
T1	0,67±0,46 ^a	0,36±0,17 ^a	0,109
T2	1,19±0,68 ^{a,b}	0,72±0,16 ^{a,b}	0,095
T3	1,65±0,69 ^{a,b,c}	1,17±0,49 ^a	0,134
T4	2,00±0,88 ^{a,b,c,d}	1,62±0,58 ^{a,b}	0,324
p-değeri ‡	<0,001	0,004	

† Her bir izlem zamanı içerisinde gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,010$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi, Wilks'in Lambda testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: T0 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,025$), b: T1 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,025$), c: T2 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,01$), d: T3 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p = 0,003$).

4.3.7. Kanin dişlerin birim distalizasyonunda kanin dişlerde meydana gelen rotasyon, eğilme ve molar dişlerde meydana gelen ankraj kaybında ait bulgular

Çizelge 4.9. Gruplara göre her 1 mm'lik kanin distalizasyonunda meydana gelen kanin devrilme, kanin rotasyon açısındaki ve ankraj kaybındaki milimetrik değişimler

	Fotobiyomodülasyon	Kontrol	p-değeri †
Kanin devrilme (°)			
T4 - T0	0,95±0,72	1,28±0,80	0,254
Kanin rotasyon (mm)			
T1 - T0	5,02±2,51	7,18±4,35	0,116
T2 - T0	6,27±1,37	7,68±2,74	0,092
T3 - T0	6,22±1,04	7,67±2,19	0,034
T4 - T0	6,34±1,26	7,26±2,04	0,157
Ankraj kaybı (mm)			
T1 - T0	0,21±0,11	0,85±0,93	0,092
T2 - T0	0,22±0,08	0,59±0,38	0,009
T3 - T0	0,26±0,17	0,52±0,28	0,039
T4 - T0	0,29±0,16	0,48±0,23	0,079

† Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.3.8. İnterkanin ve intermolar genişliklerine ait bulgular

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T0, T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama interkanin genişlik düzeyleri yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,010$).

Fotobiyomodülasyon grubunda izlem arasında ortalama interkanin genişlik düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmış ($p < 0,001$). Söz konusu farka neden olan durumlar incelendiğinde; T0, T1, T2 ve T3'e göre T4'teki ortalama interkanin genişlik istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuştur ($p < 0,001$; $p < 0,001$; $p < 0,001$ ve $p = 0,014$). Ayrıca, T0, T1 ve T2'ye göre T3'teki ortalama interkanin genişlik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olmuştur ($p < 0,001$; $p < 0,001$ ve $p < 0,001$). Diğer izlem zamanlarının birbirileri arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p > 0,025$).

Kontrol grubunda izlem arasında ortalama interkanin genişlik düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p < 0,001$). Söz konusu farka neden olan durumlar incelendiğinde; T0, T1, T2 ve T3'e göre T4'teki ortalama interkanin genişlik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olmuş ($p < 0,001$; $p < 0,001$; $p < 0,001$ ve $p = 0,004$); ayrıca, T0, T1 ve T2'ye göre T3'teki ortalama interkanin genişlik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olmuştur ($p = 0,003$; $p < 0,001$ ve $p < 0,001$). Son olarak T1'e göre T2'deki ortalama interkanin genişlik istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olmuş ($p = 0,007$) diğer izlem zamanlarının birbirileri arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,025$).

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında sırasıyla; T0, T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama intermolar genişlik düzeyleri yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,010$).

Hem kontrol hem fotobiyomodülasyon grubu içerisinde izlem zamanları arasında ortalama intermolar genişlik düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,250$ ve $p=0,540$).

Çizelge 4.10. Gruplara ve izlem zamanlarına göre interkanin ve intermolar genişlik düzeyleri

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri †
İnterkanin genişlik (mm)			
T0	35,15±2,17	33,08±3,24	0,054
T1	35,21±2,05	33,38±3,40	0,092
T2	36,01±2,55	34,67±3,52 ^b	0,255
T3	37,66±2,73 ^{a,b,c}	36,31±4,24 ^{a,b,c}	0,316
T4	39,08±2,93 ^{a,b,c,d}	37,74±4,29 ^{a,b,c,d}	0,331
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	
İntermolar genişlik (mm)			
T0	44,26±3,54	43,59±3,24	0,601
T1	44,12±3,06	43,37±3,02	0,514
T2	43,96±2,38	42,98±2,73	0,316
T3	44,22±2,54	42,75±2,71	0,146
T4	44,01±2,40	42,44±2,85	0,122
p-değeri †	0,540	0,250	

† Her bir izlem zamanı içerisinde gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,010$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi, Wilks'in Lambda testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: T0 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,01$), b: T1 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,01$), c: T2 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), d: T3 ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,025$).

Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde interkanin genişlik düzeylerinde meydana gelen artış miktarları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,005$).

Kontrol ve fotobiyomodülasyon grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde intermolar genişlik düzeylerinde meydana gelen azalma miktarları yönünden de Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark olmamıştır ($p>0,005$).

Çizelge 4.11. Başlangıca (T0) göre diğer izlem zamanlarında interkanin ve intermolar genişlik ölçümlerinde meydana gelen değişimler

	Fotobiyomodülasyon (n=15)	Kontrol (n=15)	p-değeri †
İnterkanin genişlik (mm)			
T1 - T0	0,06±0,80	0,29±0,96	0,483
T2 - T0	0,85±1,35	1,59±1,73	0,215
T3 - T0	2,50±1,36	3,23±2,62	0,354
T4 - T0	3,93±1,97	4,66±2,96	0,445
İntermolar genişlik (mm)			
T1 - T0	-0,14±0,71	-0,23±0,58	0,739
T2 - T0	-0,30±1,46	-0,61±1,21	0,539
T3 - T0	-0,04±1,86	-0,84±1,35	0,196
T4 - T0	-0,25±2,23	-1,15±1,72	0,233

† Student's t testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.4. Lateral Sefalometrik Film Analizinde Kullanılan Açısal Ölçümlerin Bulguları

Çizelge 4.12. Kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarının uygulama başı ve sonu lateral sefalometrik film analizinde kullanılan açısal ölçümlerin değerleri arasındaki farkların grup içi ve gruplar arasında karşılaştırılmasına ilişkin bulgular

Parametre		Kontrol Grubu(n=15)				Fotobiyomodülasyon Grubu(n=15)				P- Değeri
		T0	T4	Değişim	P	T0	T4	Değişim	P	
İskeletsel (°)	SNA	81,28 ± 4,04	81,19 ± 4,07	-0,09 ± 0,28	0,250	80,79 ± 3,74	80,73 ± 3,79	-0,06 ± 0,14	0,300	0,625
	SNB	76,20 ± 3,64	76,01 ± 3,55	-0,19 ± 0,47	0,150	76,03 ± 3,53	76,03 ± 3,46	0,00 ± 0,16	1,000	0,160
	ANB	5,09 ± 2,06	5,07 ± 2,00	-0,03 ± 0,22	0,649	4,83 ± 1,86	4,81 ± 1,86	-0,02 ± 0,24	0,112	0,355
	SN/GoG n	35,25 ± 4,01	35,04 ± 4,00	-0,21 ± 1,64	0,051	36,41 ± 6,26	36,47 ± 6,49	0,06 ± 1,76	0,897	0,131
	SN/OP	17,01 ± 3,62	17,43 ± 3,94	0,42 ± 2,27	0,486	17,16 ± 6,43	17,40 ± 6,98	0,24 ± 2,22	0,682	0,428
Dışsal (°)	U1/SN	106,8 ± 13,70	103,2 ± 13,20	-3,6 ± 3,80	<0,001	104,9 ± 12,40	100,2 ± 11,60	-4,7 ± 7,20	<0,001	0,935
	U1/NA	27,57 ± 6,90	23,04 ± 7,45	-4,53 ± 2,30	<0,001	23,60 ± 8,52	17,25 ± 5,77	-6,35 ± 4,76	<0,001	0,198
	L1/MP	94,80 ± 7,04	93,67 ± 5,78	-1,13 ± 3,63	0,250	90,68 ± 5,09	90,90 ± 4,74	0,22 ± 2,51	0,740	0,248
	L1/NB	27,74 ± 5,71	27,55 ± 4,52	-0,19 ± 3,28	0,660	25,71 ± 4,53	25,65 ± 3,95	-0,06 ± 1,86	0,800	0,144
	U1/L1	123,69 ± 12,10	127,10 ± 8,34	3,41 ± 6,24	0,002	122,5 ± 7,04	126,73 ± 6,88	4,19 ± 4,34	0,002	0,210
	Kanin Devrilme	86,0 ± 6,20	76,6 ± 5,33	-9,4 ± 3,65	<0,001	84,5 ± 5,10	75,5 ± 4,90	-9,0 ± 2,91	<0,001	0,763
	Molar Devrilme	80,2 ± 5,66	82,3 ± 5,54	2,1 ± 1,63	<0,001	80,4 ± 6,44	82,4 ± 6,07	2,0 ± 1,42	<0,001	0,836

4.4.1. İskeletsel yapıda ve keser dişlerde izlenen değişimler

Kontrol ve fotobiyomodülasyon grubunda distalizasyon başı ile distalizasyon sonu arasında sırasıyla; SNA, SNB, ANB, SN-GoGn ve SN-Occlusal Plane açıları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,025$). Gruplar arasında distalizasyon başına göre sonunda sırasıyla; SNA, SNB, ANB, SN-GoGn ve SN-Occlusal Plane açılarında meydana gelen ortalama değişimler açısından ise istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$).

Çizelge 4.13. Gruplara ve izlem zamanlarına göre olguların sefalometrik ölçümleri

	T0	T4	p-değeri †	Değişim	p-değeri ‡
SNA (°)					0,625
<i>Kontrol</i>	81,28±4,04	81,19±4,07	0,250	-0,09±0,28	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	80,79±3,74	80,73±3,79	0,300	-0,06±0,14	
SNB (°)					0,160
<i>Kontrol</i>	76,20±3,64	76,01±3,55	0,150	-0,19±0,47	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	76,03±3,53	76,03±3,46	1,000	0,00±0,16	
ANB (°)					0,355
<i>Kontrol</i>	5,09±2,06	5,07±2,00	0,649	-0,03±0,22	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	4,83±1,86	4,81±1,86	0,112	-0,02±0,24	
SN- GoGn (°)					0,131
<i>Kontrol</i>	35,25±4,01	35,04±4,00	0,051	-0,21±1,64	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	36,41±6,26	36,47±6,49	0,897	0,06±1,76	
SN-Occlusal Plane (°)					0,428
<i>Kontrol</i>	17,01±3,62	17,43±3,94	0,486	0,42±2,27	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	17,16±6,43	17,40±6,98	0,682	0,24±2,22	

† Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ T0'a göre T4 zamanında sefalometrik ölçümlerde meydana gelen değişim miktarları yönünden gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Student's t testi.

Fotobiyomodülasyon grubunda distalizasyon başına göre distalizasyon sonunda interinsizal açılarda istatistiksel olarak anlamlı artış, U1-SN ve U1-NA açıları ise istatistiksel olarak anlamlı azalma saptanmıştır ($p<0,001$). Buna karşın Fotobiyomodülasyon grubunda distalizasyon başı ile sonu arasında sırasıyla; IMPA (L1-MP) ve L1-NB açıları yönünden

Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,025$).

Kontrol grubunda distalizasyon başına göre distalizasyon sonunda interinsizal açılarda istatistiksel olarak anlamlı artış, U1-SN ve U1-NA açıları ise istatistiksel olarak anlamlı azalma saptanmıştır ($p<0,001$). Buna karşın Kontrol grubunda distalizasyon başı ile sonu arasında sırasıyla; IMPA (L1-MP) ve L1-NB açıları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,025$).

Gruplar arasında distalizasyon başına göre distalizasyon sonu zamanında sırasıyla; interinsizal açı, U1-SN, U1-NA, IMPA (L1-MP) ve L1-NB açıları meydana gelen ortalama değişimler açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$).

Çizelge 4.14. Gruplara ve izlem zamanlarına göre olguların sefalometrik ölçümleri - devamı

	T0	T4	p-değeri †	Değişim	p-değeri ‡
İnterinsizal açı (°)					0,210¶¶
<i>Kontrol</i>	123,69±12,10	127,10±8,34	0,002¶	3,41±6,24	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	122,54±7,04	126,73±6,88	0,002¶	4,19±4,34	
U1- SN (°)					0,935\$\$
<i>Kontrol</i>	106,8 (13,70)	103,2 (13,20)	<0,001\$	-3,6 (3,80)	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	104,9 (12,40)	100,2 (11,60)	<0,001\$	-4,7 (7,20)	
U1- NA (°)					0,198¶¶
<i>Kontrol</i>	27,57±6,90	23,04±7,45	<0,001¶	-4,53±2,30	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	23,60±8,52	17,25±5,77	<0,001¶	-6,35±4,76	
IMPA (L1- MP) (°)					0,248¶¶
<i>Kontrol</i>	94,80±7,04	93,67±5,78	0,250¶	-1,13±3,63	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	90,68±5,09	90,90±4,74	0,740¶	0,22±2,51	
L1- NB (°)					0,144¶¶
<i>Kontrol</i>	27,74±5,71	27,55±4,52	0,660¶	-0,19±3,28	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	25,71±4,53	25,65±3,95	0,800¶	-0,06±1,86	

† Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ T0'a göre T4 zamanında sefalometrik ölçümlerde meydana gelen değişim miktarları yönünden gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, ¶ Bağımlı t-testi, \$ Wilcoxon işaret testi, ¶¶ Student's t testi, \$\$ Mann Whitney U testi.



4.4.2. Kanin ve molar dişlerde meydana gelen devrilme miktarlarına ait değişimler

Hem fotobiyomodülasyon hem de kontrol grubunda kanin distalizasyon başlangıcına göre distalizasyon sonunda ortalama kanin devrilme açıları istatistiksel olarak anlamlı azalma saptanmıştır ($p<0,001$). Buna karşın gruplar arasında kanin distalizasyon başlangıcına göre distalizasyon sonunda ortalama kanin devrilme açıları meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer olmuştur ($p=0,763$).

Hem fotobiyomodülasyon hem de kontrol grubunda kanin distalizasyon başlangıcına göre distalizasyon sonunda ortalama molar devrilme açıları istatistiksel olarak anlamlı artış saptanmıştır ($p<0,001$). Buna karşın gruplar arasında kanin distalizasyon başlangıcına göre distalizasyon sonu döneminde ortalama molar devrilme açıları meydana gelen artış miktarları istatistiksel olarak benzer olmuştur ($p=0,836$).

Çizelge 4.15. Gruplara ve izlem zamanlarına göre kanin ve molar devrilme açıları

	T0	T4	p-değeri †	Değişim	p-değeri ‡
Kanin devrilme açısı (°)					0,763
<i>Kontrol</i>	86,0±6,20	76,6±5,33	<0,001	-9,4±3,65	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	84,5±5,10	75,5±4,90	<0,001	-9,0±2,91	
Molar devrilme açısı (°)					0,836
<i>Kontrol</i>	80,2±5,66	82,3±5,54	<0,001	2,1±1,63	
<i>Fotobiyomodülasyon</i>	80,4±6,44	82,4±6,07	<0,001	2,0±1,42	

† Gruplar içerisinde izlem zamanları arasında yapılan karşılaştırmalar, Bağımlı t-testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ T0'a göre T4 zamanında açısal ölçümlerde meydana gelen değişim miktarları yönünden gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Student's t testi.

4.5. PG Retraksiyon Zembereklerine Ait Bulguları

20 örnek üzerinden yapılan PG değerlendirmesine göre 70-95 gramlık kuvvet aralığına örneklerin 20'sinde (%100) 1 mm değerinde, 145- 160 gramlık kuvvete 2 mm aralığında, 175-185 gramlık kuvvet aralığına 3 mm değerinde ulaşılmıştır. 150 gramlık kuvvete erişimin medyan aralığının 2 mm değerinde olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.16. 20 örnek üzerinden değerlendirilen PG sonuçları

	n	kuvvet
1 mm	20	70- 95 gr
2 mm	20	145- 160 gr
3 mm	20	175-185 gr

4.6. POST-HOC (Ardıl) POWER (Güç) Analizine Ait Bulgular

Kanin distalizasyon hızının, çalışmanın birincil sonuç değişkeni olarak kabul edilmesi durumunda söz konusu değişkene ait bulguların yer aldığı Çizelge 2'deki sonuçlar doğrultusunda, Student's t testine göre 1.571'lik mevcut etki büyüklüğü (Cohen's d) doğrultusunda %5 yanılma düzeyinde çalışmanın gücü %98.6 olarak tespit edilmektedir.

Kanin distalizasyon miktarının çalışmanın birincil sonuç değişkeni olarak kabul edilmesi durumunda ise söz konusu değişkene ait bulguların yer aldığı Çizelge 4'teki sonuçlar doğrultusunda, Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizine (Repeated Measurements of ANOVA) göre 0.277'lik mevcut etki büyüklüğü [Kısmi (Partial) η^2] doğrultusunda %5 yanılma düzeyinde çalışmanın gücü %97.8 olarak tespit edilmektedir.

Benzer şekilde kanin distalizasyon miktarının çalışmanın yine birincil sonuç değişkeni olarak kabul edilmesi durumunda bu kez söz konusu değişkene ait bulguların yer aldığı Çizelge 5'teki sonuçlar doğrultusunda ise Student's t testine göre 1.575'lik mevcut etki büyüklüğü (Cohen's d) doğrultusunda Bonferroni Düzeltmesine göre %5 yanılma düzeyinde çalışmanın gücünü %88,5 olarak göstermiştir.

Sonuç olarak hangi yaklaşıma (test istatistiğine) göre post-hoc (ardıl) güç analizi yapılırsa yapılsın çalışmaya ait mevcut (actual) gücün 0.885 ile 0.986 arasında değiştiği görülmektedir. Ardıl güç analizleri G*Power 3.1.9.6 (Franz Faul, Universität Kiel, Kiel, Germany) paket programında yapılmıştır.



5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacı

Çalışmamızın amacı, maksiller 1. premolar diş çekimli Angle Sınıf I veya Sınıf II malokluzyona sahip bireylerde, fotobiyomodülasyon uygulamasının kanin distalizasyon aşamasında distalizasyon miktarı, hızı, distalize edilen kanin dişte meydana gelen rotasyon, devrilme, vertikal hareket, molar dişte meydana gelen devrilme ve ankraj kayıpları açısından kontrol grubuyla karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Günümüzde, sağlık alanında ilerleyen teknoloji, ortodontik diş hareketini hızlandırmaya yönelik yeni materyallerin ve tekniklerin gelişmesi için olanak sağlasa da, tedavi süresi temel olarak alveol kemiğinin ve periodontal dokuların kuvvete karşı verdiği biyolojik cevap ile meydana gelen diş hareketi hızı tarafından belirlenmektedir. Fotobiyomodülasyon uygulamasında, dentoalveoler bölgenin kızılötesi ışık ile non- invaziv stimülasyonu, mitokondri hücrelerindeki sitokrom oksidaz C molekülünün ışığı absorbe etmesi, ATP üretiminin artışına sebep olmaktadır. Diş hareket fazı süresince ATP kullanılabilirliğinin artması, vasküler aktivitede artış sağlamakta ve hücre döngüsünü artırarak "remodeling" sürecini ve dolayısıyla dişin hareket hızını arttırdığı düşünülmektedir [160]–[163]. Literatür taraması yapıldığında, OrthoPulse™ cihazının segmental kanin distalizasyon mekanikleri ile birlikte kullanımının, diş hareket hızına olan etkisi açısından kontrol grubuyla karşılaştırıldığı klinik bir çalışmaya rastlanmamıştır.

5.2. Bireyler ve Yöntem

5.2.1. Birey seçim kriterleri

Bugüne kadar fotobiyomodülasyonun kanin distalizasyon hızına etkisinin incelendiği çalışmalarda geniş bir yaş dağılımı olduğu (12-23 yıl), farklı sayıda bireylerin (11-40) dahil edildiği ve farklı oranda cinsiyet dağılımlarının olduğu görülmüştür. Genç [337], yaş ortalamaları 17.8 ± 4.2 yıl olan 6 erkek ve 14 kız olacak şekilde toplam 20 bireyi, Doshi-Metha ve arkadaşları [338], yaş aralığı 12- 23 yıl arasında değişen 8 erkek ve 12 kız olacak şekilde toplam 20 bireyi, Herravi ve arkadaşları [339], yaş aralığı 15- 31 yıl arasında olan 3

erkek ve 17 kız olacak şekilde toplam 20 bireyi, Ekizer ve arkadaşları[237], yaş ortlamaları 16.77 ± 1.41 yıl olan 13 kız ve 7 erkek, toplamda 20 bireyi, Chung ve arkadaşları [340], 11 bireyi, Yassaei ve arkadaşları [341], yaşları 14 - 25 yıl (ortal. 19 ± 4.21 yıl) arasında olan 11 kız bireyi, Nahas ve arkadaşları[342] , 21.5 yıl olan 40 bireyi, Al- Sayed ve arkadaşları [16], yaş aralığı 16 -24 yıl arasında değişen 20 kız 6 erkek olmak üzere toplamda 26 bireyi, Cruz [235], yaş aralığı 12- 18 yıl arasında değişen 11 bireyi, Limpanichkul ve arkadaşları [343], yaş ortalaması 20.11 ± 3.4 yıl olan 8 kız, 4 erkek olmak üzere toplamda 12 bireyi, Youssef ve arkadaşları[236] ise yaş aralığı 14- 23 olan 15 bireyi çalışmalarına dahil etmiştir. Erişkinlerde, hücre hareketi ve kollajen liflerinin değişimi gençlere göre daha yavaş, hyalinizasyon oluşum olasılığı daha yüksek ve periodontal komplikasyonlara eğilim daha fazladır. Genç bireylerde kemik kalsifikasyonunun az olmasına bağlı olarak erişkinlere göre daha hızlı diş hareketinin görüldüğü düşünülmektedir [39], [44], [307], ancak artan yaşın tedavi süresini etkileyen bir faktör olmadığı ve çocuklarda tedavi süresinin erişkinlere oranla daha kısa olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur [344], [345]. Ayrıca ortodontik tedavilerin kısa sürmesi diş sağlığının korunabilmesi ve maliyet açısından hem ortodontistler hem de yaş farketmeksizin tüm hastalar tarafından arzu edilmektedir. Bunlara ek olarak, her ne kadar ortodontik tedavi talep eden erişkinlerin sayısında son yıllarda bir artış görülse de günümüzde ortodontik tedaviye başvuran hastaların çoğunluğunu 16 yaşın altındaki bireyler oluşturmaktadır. Tüm bu faktörler göz önünde bulundurularak çalışmamızda, yaşa bağlı oluşabilecek bireysel farklılıkları ortadan kaldırmak için yaş sınırı mümkün olduğu kadar daraltılmaya çalışılmış, gruplar arasında homojeniteyi sağlamak amacıyla çalışmamıza dahil edilen 30 birey, 15 birey Kontrol Grubu (9 Kız, 6 Erkek), 15 birey Fotobiyomodülasyon Grubu (7 Kız, 8 Erkek) olacak şekilde dağıtılmış ve yaş ortalamaları, gruplarda sırasıyla $15.6 \pm 1,4$ ve $15,1 \pm 1,7$ yıl olmuş ve her bireyde 2 diş boşluğu olmak üzere toplam 30 bireyle, 60 diş çekim boşluğunun kanin distalizasyonu aşamasında incelenmesi hedeflenmiştir. Gruplar arasında yaş ortalamaları ($p=0,392$), kız ve erkek dağılımları ($p=0,714$) ve Angle sınıf I ve II maloklüzyonların dağılımları ($p=0,390$) açısından istatistiksel olarak benzer olmuştur.

Bireylerin gruplara dağılımı (randomizasyon) açısından ilk 15 birey kontrol grubuna, sonraki 15 birey ise fotobiyomodülasyon grubuna dahil edilmiştir. Uygulamanın ve sonuçlarının bireysel farklılıklardan etkilenme riskini minimuma indirmek için gruplar arasında olguların demografik ve klinik özelliklerindeki homojeniteye önem verilmiştir. Kontrol ve Fotobiyomodülasyon grupları arasında yaş ortalamaları yönünden istatistiksel

olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p=0,392$). Gruplar arasında kız ve erkeklerin dağılımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,714$). Gruplar arasında Angle Sınıf I ve II 'lerin dağılımları istatistiksel olarak benzer olmuştur ($p=0,390$).

5.2.2. Yöntem

Ortodontik diş hareketlerini hızlandırmak için yapılan cihaz destekli terapötik uygulamalardan olan düşük yoğunlukta lazer terapisi (LLLT) hücre fonksiyonlarını değiştirmek amacıyla düşük yoğunlukta lazer veya LED ışığı kullanılarak yapılan bir uygulamadır. Işıkla hızlandırılmış ortodonti tekniğinde (LAO), dentoalveoler bölgenin kızılötesi ışık ile non- invaziv stimülasyonu, mitokondri hücrelerindeki sitokrom oksidaz C'nin uyarılması sonucu ATP artışı ile sağlanmaktadır. Diş hareket fazı süresince yüksek ATP kullanılabilirliğinin artması, vasküler aktivitede artış sağlamak ve hücre döngüsünü artırarak "remodeling" sürecini ve dişin hareket hızını arttırdığı düşünülmektedir [160]–[163]. Mitokondri, hücrelerin yaralanma veya travma sonucu zarar görmesi durumunda adeta bir kirpi gibi kendini korumaya almakta ve ATP üretimi önemli ölçüde azalmakta, hatta durmakta ve dolaylı olarak da iyileşme hızı düşmektedir. Hücrelerin doğru frekanstaki yakın kızılötesi ışığa (LLLT) maruz kalması durumunda, mitokondri çok hızlı bir şekilde harekete geçip yüksek miktarlarda ADP üretmektedir. Açığa çıkan ADP'ler, serbest oksijen singletleriyle bağlanarak ATP üretmektedirler [202]–[204].

Fotobiyomodülasyona karşı oluşan biyolojik cevabın altında birçok mekanizmanın yer aldığı düşünülmektedir:

- Fotonların, mitokondriyel kromoforlar olan sitokromlar ve porfirinler tarafından soğurulduğu düşünülmektedir [206]. Hücre zarında ve mitokondri zarında soğurulan fotonlar, kromoforlardaki elektronların düşük enerji yörüngesinden, yüksek enerji yörüngesine zıplaması sonucu, proton gradyentlerini oluşmasına sebep olur [207]. Oluşan bu proton gradyentleri, hücre zarı geçirgenliğini, DNA sentezini ve hücredeki ATP miktarını artırarak hücrenin metabolik aktivitelerinde artış sağlamaktadır. Bu metabolik değişimler, nötrofillerin, fibroblastların, makrofajların, endotel hücrelerinin, keratinositlerin hücre çoğalmasını sağlayarak doku onarımının artması gibi birçok fizyolojik değişikliği tetiklerler [208].

- Reaktif oksijen türleri (ROS), arasında olan süperoksit, hidrojen peroksit ve hidroksil radikalleri, hücrelerin normal oksijen metabolizmalarında görev alan radikallerdir. Hücrelere absorbe edilen foton enerjisi sonucu, reaktif oksijen türlerindeki (ROS) ve mitokondriyel sinyalizasyondaki artış, hücrelerin transkripsiyon faktörleri olan DNA/RNA sentezinde de artış sağlamaktadır [209]. Bunlara bağlı olarak da hücrelerin doku iyileşmesinde, tamirinde artış sağlanırken, inflamasyonda da azalma görülmektedir [210].
- Fotonların CCO enzimi ile absorbe edilmesi sonucu Nitrik Oksit Sentaz enzimi tarafından, indüklenbilir Nitrik Oksit üretiminde artış meydana gelmekte[211] ve bu da bölgesel kan akışını hızlandırmaktadır [212], böylece osteoblastik ve osteoklastik aktivitede artış meydana gelmektedir.

Lazer ve L.E.D. ışık kaynaklarıyla yapılan biyostimülatif etkinin ortodontik tedavilerde etkili olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir [13], [160], [235], [237], [239], [243]–[245], [337], [338]. LED ile lazer ışını arasındaki temel fark, LED ışınının, lazer gibi koherent olmaması dolayısıyla daha az yan etkiye sahip olmasıdır [346]. Ayrıca L.E.D. ışık kaynaklarının, tek seferde daha geniş dokulara ışına yapması, kullanım kolaylıkları (taşıma, evde kullanabilme, takılarak veya giyilerek kullanabilme, sabitleme vs.) ve lazer cihazlarına göre daha ucuz olmaları sebepleriyle L.E.D. ışık kaynakları da tercih edilmektedir [243], [347].

Lazerlerin biyostimülatif etkilerinin, L.E.D.' lere göre daha etkili olduğu belirtilen çalışmalar [348]–[351] olmasına rağmen, Lazer ve L.E.D. ışık kaynaklarının etkinlikleri açısından farklarının olmadığı gösteren araştırmalar da mevcuttur [347], [352], [353].

Çalışmamızda, diş hareketlerini hızlandırmak amacıyla Kanada menşeli Biolux firmasının ürettiği OrthoPulse™ intra- oral fotobiyomodülasyon cihazı kullanılmıştır. Cihaz ile bukkal dentoalveoler bölgeye günlük 5 dakika 850 nm dozunda 63 mW/cm² enerji yoğunluğu (+/- 13 mW/cm²) olan L.E.D. ışığı ile fotobiyomodülasyon uygulanmıştır. Bu uygulama, deney grubundaki bireylere teslim edilen cihazlar ile bireyler tarafından yapılmış ve uygulama için bireylerin ortodonti kliniğine gelmelerine gerek duyulmamıştır. Cihazlar, kutularından çıkarıldığı zaman çalışır duruma gelmekte ve ağız içine girdiği andan itibaren L.E.D. ışık kaynakları ışık vermeye başlamaktadır. Akıllı

telefonlara indirilen “OrthoPulse” uygulaması ile Orthopulse cihazı, bluetooth bağlantısı yardımıyla eşleştirilmiş ve cihazın günlük kullanım süreleri, telefona kaydedilmiştir. Dolayısıyla, araştırmaya katılan deney grubundaki bireylerin randevuden randevuye getirdikleri cihazları kontroller sırasında araştıracının telefonu ile bağlantı kurulup hastaların kooperasyonları, izlenmiş ve telefona kaydedilmiştir. Bireylerin cihaz kullanımlarındaki uyum oranları %91 ile %100 arasında değişmekle birlikte, ortalama uyum oranı %96 olarak belirlenmiştir (Çizelge 4.2 ve Resim 3.2.14).

Kanin distalizasyonu yapılacak hastalarda diş çekimleri, inflamasyon mediatörlerinin aktivitelerinde artışa neden olarak diş hareket hızını arttırdığı düşünülmektedir [354], [355]. Diş çekimlerini takiben kuvvet uygulanmasına başlama süresi konusunda farklı görüşler bulunmakta ve en hızlı diş hareketi çekimlerden hemen sonra kuvvet uygulanması doğrultusunda olduğu düşünülmektedir [313]. Bu durum, diş hareketini hızlandırmak için uygulanan yöntemlerin etkinliklerinin çekimden etkilenmemesi amacıyla diş çekimlerinden 1 hafta sonra kanin dişlere kuvvet uygulaması yapılmıştır.

Kanin dişlerin distalizasyonu için kullanılan ark teli boyunca distalizasyon sağlayan sürtünmeli sistem ve dişin ark teli ile birlikte distalize edildiği sürtünmesiz sistem arasındaki farkları araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır [295], [312], [356]. Kanin dişlerinin arkla birlikte distalize edildiği sürtünmesiz yöntem ile daha kontrollü kuvvet uygulanabildiği, birçok araştırmacı tarafından bildirilmektedir [66], [296]–[300]. Sürtünmesiz yöntemde, devrilme, rotasyon, ankraj kaybı gibi istenmeyen hareketleri engelleyerek kanin dişlerinin ideal şekilde hareketini gerçekleştirmek için farklı looplar ihtiva eden bölümlü arklar kullanılmaktadır. Ricketts kanin retraktörü [301], reverse closing loop [302], vertical loop [303], Burstone T loop [304], Ladanyi spring [305], Remaloy spring [306], double kapayıcı helix [301], Drum springi [307] ve PG kanin retraksiyon springi [293], [308], [309] gibi çeşitli looplar, kanin distalizasyonunda kullanılmaktadır. Ziegler ve Ingervall [312], aynı birey üzerinde devamlı ile bölümlü arkları karşılaştırdıkları çalışmalarında PG zembereğiyle kanin dişlerde 0.5 mm daha hızlı hareket sağladıklarını, ancak kanin rotasyon miktarının da daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, devamlı arklar üzerinde elastik zincir kullanıldığında, 380 gram başlangıç kuvvetinin 8 saat sonra 200 grama, 4 haftada ise 140-150 grama düştüğünü, buna karşılık PG zembereği kullanıldığında, 160 gram başlangıç kuvvetinin 1 mm deaktivasyonla 115 gram, 2 mm deaktivasyonla 70 gram düzeyine düştüğünü

bildirmişlerdir. Çalışmamızda nispeten daha sabit kuvvet uygulayabilmesi, kesici dişlerin kanin diş hareketine olası etkisinin kaldırılması ve devamlı arkların oluşturacağı sürtünmeye bağlı olarak diş hareketinde oluşabilecek gecikmenin eliminasyonu için bölümlü arkların kullanıldığı sürtünmesiz sistem tercih edilmiştir. Kanin distalizasyonu için PG kanin retraksiyon zembereğinin tercih edilmiş olmasının sebebi, sahip olduğu bükümler ile daha kontrollü ve hızlı kanin distalizasyonunun yapıldığının bildirilmiş olmasıdır [293], [302], [308], [309], [312], [333].

İdeal kanin distalizasyonu için gerekli olan kuvvete yönelik birçok araştırma yapılmasına rağmen, herkes tarafından kabul edilen bir kuvvet miktarında fikir birliğine varılamamıştır. Literatürde kanin distalizasyonu için farklı tekniklerde farklı kuvvetler önerilmiş ve kullanılmıştır. Ricketts [279] 75-100 gr, Jarabak ve Fizzell [280] 105-170 gr, Reitan [281] 250 gr, Lee [282] 150-260 gr, Boester ve Johnston [283] 140- 310 gr, Burstone ve Koenig [270] 200 gr, Chung ve arkadaşları [284] 125-310 gr'lık kuvvetlerin maksiler kaninleri distale etmek için ideal kuvvetler olduklarını bildirmişlerdir. Torri ve Weber [244], DDLT'nin ortodontik diş hareketlerine etkisi üzerine yaptıkları insan ve hayvan çalışmalarını değerlendirdikleri sistemik derleme çalışmalarında, ratlarda molar dişleri hareket ettirmek için gereken kuvvetin 10 gram, insanlarda ise kanin dişinin hareketi için gereken ideal kuvvetin 150 gram olması gerektiğini bildirmişlerdir. Paul Gjessing PG retraksiyon zembereğini, 1985 yılında tanıtmıştır [293]. Sagital ve horizontal yönde kaninin ideal bir translasyon hareketi gerçekleştirmesi için M/F oranı 11:1 olan antitip bükümü, M/F oranı 4:1 olan antirotasyon bükümü yapılmasını ve bükümlerin etkilerinin belli bir aktivasyon mesafesince sabit kalması gerektiğini bildirmiştir. Düşük yük/defleksiyon oranı ile 50 ile 200 gr arasında retraksiyon kuvveti yaratmasını amaçlamış ve springi 0.016 x 0.022-inç paslanmaz çelik telden üretmiştir. Retraktörün anterior ucu kanin braketine olabildiğince yakın yerleştirilmektedir. Molar tüp içerisine giren distal uç, çekilmek suretiyle aktive edilmektedir ve 1 mm aktivasyon 160 gr kuvvet oluşturmaktadır. Gjessing daha sonraki çalışmasında [309] uygulanması gereken kuvvet miktarını 100 gr olarak değiştirmiş, ancak klinik tecrübeleri sonucunda, kuvvet miktarının 100 gram seviyesine düşürülmesinin diş hareket miktarı üzerinde belirgin bir etki yapmadığını bildirmiştir. Boester ve Johnson [283], Ricketts'in bölümlü arklarını kullanarak 55, 140, 225 ve 310 gramlık başlangıç kuvvetlerinin kanin distalizasyonundaki etkisini değerlendirdiği çalışmalarında, 55 gramlık kuvvetin diğer kuvvet miktarlarından daha az retraksiyon oluştururken 140, 225 ve 310 gramlık kuvvet miktarları arasında ise önemli bir

fark olmadığını bildirmişlerdir. Ancak Nikolai [276], aksine kanin retraksiyonu için uygulanan 60 gram kuvvetin kanin dişte distal eğilmeye sebep verdiğini, 210- 365 gram kuvvetin ise paralel hareketi sağlayabileceğini ileri sürmüştür. Rhee ve arkadaşları [295] 0.016 x 0.022-inç ark teli üzerinde kapalı yaylar vasıtasıyla 160 gr kuvvet uyguladıkları sürtünmeli grup ile 160 gr kuvvet oluşturan PG retraksiyon zembereği uyguladıkları sürtünmesiz grubu karşılaştırmışlardır. Kanin distalizasyonu ve ankraj kaybı yönünden iki grup arasında fark bulmamışlardır. Sürtünmesiz yöntemi, kanin ve birinci daimi molar tippinginin ve ekstruzyonun az olması nedenleriyle avantajlı bulmuşlar, sürtünmeli yöntemi ise rotasyonel kontrol ve ark perimetresinin daha iyi kontrol edilebilmesi nedeniyle daha avantajlı bulmuşlardır. Bu çalışmalar ışığında, araştırmamızda kanin distalizasyonu için 150 gr kuvvet uygulanmıştır.

Beta- titanyum ortodontik teller ilk defa 1979'da Burstone ve Goldberg [357] isimli araştırmacılar tarafından tanıtılmış olan, Ormco Corporation (Glandora, CA, USA) tarafından piyasaya sürülen ve ticari ismi TMA (titanyum molibden alloy) olan ortodontik tellerdir. İçeriklerinde %77,8 Titanyum, % 11,3 Molibden, %6,6 zirkonyum,%4,3 kalay mevcuttur. Mükemmel şekillendirilebilirlik ve ortodontist tarafından ısıl iyileştirme yapılmasına gerek duyulmaması en önemli klinik avantajları olarak görülmektedir [358], [359]. Elastikiyet modülleri paslanmaz çelik ve elgiloy blue'un yaklaşık %40'ı kadardır. Paslanmaz çelik ve Elgiloy tellere kıyasla düşük biyomekanik kuvvet iletimleri göstermektedir. Elastik modüllerinin çok daha düşük olması geri yaylanma potansiyeli (spring back) (YS/E) özelliğini arttırmaktadır [358]. Beta titanyum tellerin geri yaylanma potansiyelindeki artış, ortodontik diş hareketleri için kullanım alanını bir hayli artırmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün diğer ortodontik tellere kıyasla fazla olması sebebiyle, ortodonti pratiğinde segmental mekaniklerde daha sık kullanılmaktadırlar [360], [361].

Bu avantajlar doğrultusunda, elde bükülerek hazırlanmış olan zembereklerde, bükülebilirliği ve kullanım kolaylığı açısından, 0.016 x 0.022 inc Beta- Titanium (TMA) tel tercih edilmiştir. Olası büküm hatalarının zembereğin mekanik özelliklerini değiştirebilmesi ihtimaline karşın PG retraktörleri, tek bir araştırmacı tarafından milimetrik kağıt üzerinde bükülmüştür. Bükümlerin standart olabilmesi için bükümler önceden hazırlanmış ve bir düzenek yardımıyla aktivasyon miktarı ve oluşan kuvvet açısından standardize edilmiştir. 20 örnek üzerinden yapılan PG değerlendirmesine göre 70-95 gramlık kuvvet aralığına örneklerin 20'sinde (%100) 1 mm değerinde, 145- 160 gramlık

kuvvete 2 mm aralığında, 175-185 gramlık kuvvet aralığına 3 mm değerinde ulaşılmıştır. 150 gramlık kuvvete erişimin medyan aralığının 2 mm değerindeki aktivasyonla ulaşılmıştır (Çizelge 4.14).

Araştırma kapsamına alınan hastalara uygulanacak bölümlü arkların, seviyeleme yapılmadan takılacak olmasından dolayı üst çenede posterior bölgede fazla bir seviyeleme gereksinimi olmaması ve çapraz kapanış olmamasına dikkat edilmiştir. Ortodontik kuvvet uygulaması için kanin ve 2. Premolar dişlere 0.018x0.025 inch slotlu Roth braketler ve molar dişlere ise Roth triple convertible tüplerin puntolandığı Leone marka bantlar (Leone, Florence, ITALY) yapıştırılmış ve Goshgarian tipi TPA'lar yerleştirilmiştir. İkinci premolar diş braketleri ile molar tüpü vertikal yönde aynı hizada olacak şekilde yerleştirilmiştir. Her ne kadar Gjessing [293], [309], PG retraksiyon zembereği uygulamasını standart Edgewise braketler ve molar tüp kullanarak yapmışsa da bu çalışmada, gruplar arasında posterior dişlere uygulanacak olan bukkal tork miktarının, kanin diş uygulanan ikinci düzen eğim ve tork miktarının standart olmasının sağlanması amacıyla Roth braket ve tüpler tercih edilmiştir.

PG zembereği uygulanmadan önce ilgili dişlerde seviyeleme yapılması önerilmektedir [293], [309]. Ancak Hasler ve arkadaşları [362], birinci premolar diş çekimini takiben hemen kuvvet uygulanması istendiği için PG zembereğini seviyeleme işlemi yapmadan hemen uygulamışlardır. Seviyeleme yapılmadığı için PG zembereği kanin diş ile birinci molar dişin double tüpünün ikincisine uygunmuş, ikinci premolar braketleri ile ana molar tüpünden ise pasif stabilize edici ark takılmıştır. Gantes ve arkadaşları [363], seviyeleme yapmadan kanin distalizasyonu için ters kapatma zembereği (reverse closing loop) uygulamışlardır. Bu çalışmada da Uzuner ve arkadaşlarının [119] yaptıkları çalışmaya benzer olarak, PG zembereği, ankraj ünitesinin direncinin kırılmaması amacıyla posterior bölgede seviyeleme yapılmadan takılmıştır. Seviyeleme yapılmamasına bağlı oluşabilecek uyumsuzluğu ortadan kaldırabilmek amacıyla ikinci premolar ile birinci molar dişlerin braket ve tüp seviyesi aynı hizada olacak şekilde yerleştirilmiştir. Klinik uygulamada zembereği yerleştirirken oluşacak deformasyona bağlı olarak zembereğin mekanik özelliklerinin değiştiği, moment/ kuvvet (M/F) oranlarının teorikte beklendiği gibi işlemediği ve istenilen sonuca ulaşamayabileceği bilinmektedir [310]. Bu nedenle, bu çalışmada seviyeleme yapılmadan zemberek takıldığı için telde oluşabilecek deformasyonun düzeltilmesi amacıyla her iki grupta da kanin distalizasyonları başladıktan

sonraki 21 günlük kontrol periodlarında, PG zembereği çıkarılıp gereken düzeltmeler yapıp, tekrar yerleştirilmiştir.

Youssef ve arkadaşları [236], 809 nm dalga boyundaki Ga-Al-As diod lazerin diş hareketi ve ağrı üzerine etkisini araştırmış ve kanin distalizasyonunu prefabrike Ricketts retraksiyon zemberekleri ile yapmıştır. Zemberekleri 21 günde bir aktive etmişlerdir. Gjessing [293], [309]' in PG zembereğinin 3 veya 4 haftada bir aktivasyonunun yapılmasına yönelik önerisi dikkate alınarak ve fotobiyomodülasyon grubundaki diş hareketlerinin kontrol grubuna göre daha hızlı olup, zembereklerin deaktive olma ihtimaline karşın standardizasyonu sağlamak amacıyla bu araştırmadaki her iki gruptaki hastaların PG retraksiyon zembereklerinin aktivasyonları 21 günde bir yapılmıştır.

Çekim boşluğunun %75 veya daha fazlasının ön grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa, bu durum maksimum ankraj olarak adlandırılır. Ön ve arka grup dişlerin eşit miktarda hareketi (%50:50 ya da %60:40) ile kapatılması isteniyorsa moderate ankraj, % 75 veya daha fazlasının arka grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa da minimum ankraj olarak adlandırılır [38], [66], [289]. Ortodontik tedavide ankraj sistemini sağlamak-sürdürmek, büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle ağız içi ve ağız dışı ankraj sistemleri gibi birçok ankraj sistemi vardır. Ağız dışı ankraj yöntemi olarak headgearlar ve yüz maskeleri kullanılırken, ağız içi olarak transpalatal ve lingual arklar, Nance apereyi, geçici ankraj aygıtları (TAD), inter ve intra ark elastik kullanımı, ankraj alınan bölgede diş sayısının artırılması, tip back ve tork bükümleri, retraksiyon sisteminde sürtünmenin elimine edilmesi (kapatma looplarının kullanımı), kesicilerin Begg tekniğinde olduğu gibi önce eğilip sonra upright edilmesi ya da kaninlerin ayrı olarak retrakte edilmesi gibi yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır [316]–[318].

Tüm bireylere, uygulamanın standardizasyonunu sağlamak ve molar dişleri sagittal, vertikal ve horizontal yönde daha stabil tutabilmek için TPA (Trans Palatal Ark) uygulanmıştır. TPA'lar molar dişlerin sagittal, vertikal ve horizontal kontrolünün sağlanmasında sıklıkla kullanılmaktadır [333] [364]–[367]. TPA'lar içerisinde Goshgarian tipi, kullanım kolaylığı açısından en sık tercih edilenidir [365], [368]. Bu nedenle araştırmamızdaki tüm bireylere Goshgarian tip TPA uygulanmıştır.

Araştırmamızda kanin distalizasyon öncesi ve sonrasında alınan sefalometrik filmlerde, sağ ile sol tarafın net bir şekilde ayırt edilebilmesi için birçok çalışmada olduğu gibi referans telleri kullanılmıştır [119], [302], [311], [332]–[334], [369].

Çalışmamızda referans düzlemlerinin seçiminde kullanım kolaylığı ve büyüme gelişimden en az etkilendiği bölge olarak görülmesi açısından Sella-nasion (SN) düzlemi tercih edilmiştir[370].

5.3. Bulgular

5.3.1. Model analizi bulguları

Kanin distalizasyon hızı ve miktarına ait bulgular

T0 döneminden T4 dönemine kadar meydana gelen distalizasyon hızlarının karşılaştırılması Çizelge 4.3.'de gösterilmiştir. Çalışmamızdaki kanin distalizasyon hızını genel olarak değerlendirebilmek ve konvansiyonel kanin distalizasyon çalışmalarıyla karşılaştırmak için kanin distalizasyon hızı hesaplanmıştır. 84 günlük çalışma süresi sonunda kanin distalizasyon hızının fotobiyomodülasyon grubunda $1,36 \pm 0.24$ mm/21 gün, kontrol grubunda ise $1,02 \pm 0.19$ mm/21 gün olduğu belirlenmiştir ($p < 0.001$). Her iki gruptaki diş hareket hızları karşılaştırıldığında, fotobiyomodülasyon grubundaki diş hareket hızının, kontrol grubuna göre %33 daha fazla olduğu saptanmıştır. Kau ve arkadaşları [13], fotobiyomodülasyon grubunda seviyeleme hızının kontrol grubuna göre %50 daha fazla olduğunu rapor etmiş; Shaughnessy ve arkadaşları [239] ise kontrol grubuna göre 2.9 kat daha fazla diş hareketi, dolayısıyla seviyeleme süresinde %54 lük bir kısalma gördüklerini bildirmişlerdir. Benzer olarak Nahas ve arkadaşları [342], fotobiyomodülasyon grubundaki tedavi süresinde kontrol grubuna göre %22 oranla anlamlı bir kısalma olduğunu bildirmişlerdir. Okla ve arkadaşları [238], fotobiyomodülasyon grubundaki maksiller anterior dişlerdeki seviyelenme hızının kontrol grubuna göre %35,2 daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Fotobiyomodülasyonun çekim boşluğunun kapanma hızına etkisinin değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, Samara ve arkadaşları [240], en masse boşluk kapama mekaniği kurdıkları çalışmalarında kontrol grubuna göre çocuklarda %30, yetişkinlerde ise %50 daha fazla diş hareketi gördüklerini bildirmişlerdir.

Doshi Mehta ve arkadaşları [338], da fotobiyomodülasyon grubunda %30 daha fazla diş hareketi gördüklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kanin dişlerde meydana gelen distalizasyon miktarları, 21., 42., 63., ve 84. günlerde meydana gelen toplam distalizasyon miktarı olarak incelenmiştir. Ölçülen değerler, fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla 1,56 mm, 3,10 mm, 4,43 mm, 5,44 mm, kontrol grubunda ise sırasıyla 0,97 mm, 2,10 mm, 3,15 mm, 4,09 mm olduğu bulunmuş ve gruplar arasında bu değerler açısından zaman dilimlerinde sırasıyla $p<0,001$, $p=0,004$, $p=0,002$, $p<0,001$ şeklinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür (Şekil 4.1, Çizelge 4.2. ve 4.4). 84 günlük çalışma süresinde fotobiyomodülasyon grubunda toplam $5,44\pm0,96$ mm, kontrol grubunda ise toplam $4,09\pm0,74$ mm, diş hareketi olduğu saptanmıştır ($p<0,001$).

Cruz ve arkadaşları [235], fotobiyomodülasyonun diş hareketi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada, yaşları 12-18 arası değişen, premolar çekimli 11 hastada devamlı arklar üzerinde 150 gramlık kuvvetle kanin distalizasyonu yapmışlar, üst çeneyi sağ ve sol olarak 2 segmente ayırarak kontrol ve deney alanları oluşturmuşlardır. Kanin dişine yapılan her aktivasyon sonrasında 780 nm dalga boyunda ve $5J/cm^2$ gücünde galyum-aluminyum-arsenid diod lazeri toplam 5 palatal, 5 bukkal olmak üzere 10 ayrı noktaya 10 ar saniye uygulamışlardır. Kanin dişin hareket miktarını ise kanin diş braketinin distali ile molar dişin braketinin mezialı arasındaki mesafe değişiminden ölçmüşlerdir. 60 günlük çalışma süresi sonunda fotobiyomodülasyon grubunda $4,39 \pm 0,27$ mm, kontrol grubunda ise $3,30 \pm 0,24$, mm diş hareketi gözlemlediklerini, kanin dişlerde 11^0 ye yakın devrilme ve lazer uygulanan segmentte %34 oranında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha hızlı kanin distalizasyonu gözlediklerini bildirmişlerdir.

Youssef ve arkadaşları [237], 809 nm dalga boyundaki Ga-Al-As diod lazerin diş hareketi üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, kronolojik yaşları 14 ile 23 arası değişen 15 alt üst premolar çekim endikasyonu olan bireyleri her iki çenenin sağ tarafı lazer, sol tarafı kontrol grubu olacak şekilde ikiye ayırmışlardır. Kanin distalizasyonunu 16x16 blue elgiloy telden hazırlanmış prefabrike Ricketts retraksiyon zemberekleri ile 150 gram kuvvet uygulayacak şekilde yapmışlar ve zemberekleri 21 günde bir aktive etmişlerdir. Her aktivasyondan sonraki 0, 3, 7, 14. günlerde lazer uygulaması yapmışlardır. Kanin dişin hareket miktarını ise kanin dişin insizal ucu ile 1. Molar dişin mezial tüberkül tepesi

arasındaki mesafe değişiminden ölçmüşlerdir. Kanin distalizasyonlarını, çekim boşluğu kapanana kadar yapmışlardır. Fotobiyomodülasyon grubundaki kanin hareket hızı 2,027 mm/21 gün olurken, kontrol grubundaki hız 1,019 mm/21 gün olmuş ve sonuçlarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

Samara ve arkadaşları [240], DDLT' nin diş hareketi üzerine etkisini inceledikleri tek merkezli randomize kontrollü çalışmalarına 45 bireyi (Fotobiyomodülasyon grubu, n=23; ort. Yaş: 20.7 yıl. Kontrol grubu, n=22; ort. Yaş: 18.3 yıl) dahil etmişler, 123 premolar çekim boşluğunun 150 gr kuvvet ile kapanma hızını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, 850 nm dalga boyunda ve 33mW/cm² e çıkış gücündeki Orthopulse LED cihazı ile günlük 3 dakika toplamda 6J/cm² enerji yoğunluğunda uygulama yapmışlardır. Diş hareket miktarını ise çekim boşluğunu gingival marjinden ölçerek yapmışlardır. Fotobiyomodülasyon grubundaki diş hareket hızının 1,07 mm/ay, kontrol grubunda ise 0,85 mm/ay olduğunu ve sonuçlarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

Ekizer ve arkadaşlarının [237] 20 bireyde yaptıkları randomize kontrollü bir çalışmada, fotobiyomodülasyonun kanin dişinin hareket miktarı ile ankraj amacıyla yerleştirilmiş mini vidaların stabilitesi üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 618 nm dalga boyunda ve 20mW/cm² çıkış gücündeki L.E.D. kaynağı olan Osseopulse cihazı ile 21 gün boyunca günde 20 dakika olacak şekilde uygulama yapmışlar ve 16x22 çelik ark telleri üzerinde kanin dişine minividadan destek alarak 150 gram kuvvet uygulamışlardır. Kanin dişin hareket miktarını ise dijital ortamda 3 boyutlu modelleri palatinal ruga bölgesinde karşılaştırarak incelemişlerdir. 90 günlük çalışma sonucunda fotobiyomodülasyon grubunda toplam 3,77 mm, kontrol grubunda ise 2,77 mm diş hareketi gördüklerini ve gruplar arasındaki diş hareket farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğunu ve kullanılan mini vidaların stabilitelelerinin artmış olduğunu bildirmişlerdir.

Türker [371], düşük doz lazer tedavisi ve piezosizyon uygulamalarının kanin distalizasyon hızına etkisini incelediği tez çalışmasına dahil ettiği 20 bireyin devamlı ark üzerinde minivida destekli kanin distalizasyonunu yapmış ve 150 gram kuvvet uygulamıştır. Dişleri iki gruba ayrılarak sağ üst kanin dişlerin mezial ve distaline piezosizyon uygulamış, sol üst kanin dişlere ise kanin distalizasyonu sırasında 0., 3., 7., 14., 21. ve 28. günlerde, 940 nm dalga boyunda diyet lazer 0,4 Watt ortalama güç ve 5 J/cm² enerji yoğunluğunda diyet lazer ile fotobiyomodülasyon uygulamıştır. Kanin dişlerin hareket miktarını dijital ortamda

3 boyutlu modeller üzerinde ölçmüşler ve 90 günlük çalışma süresi sonunda piezosizyon grubunda $3,68 \pm 0,42$ mm, fotobiyomodülasyon grubunda $3,89 \pm 0,41$ mm diş hareketi gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Da Silva Sousa ve arkadaşları [372], 10 bireyde mandibular, maksiller veya her ikisi de olacak şekilde fotobiyomodülasyonun kanin dişlerin distalizasyon hızına etkisini incelemişlerdir. Kanin dişleri 0.016 paslanmaz çelik tel üzerinde 150 gram kuvvet (nikel titanyum kapalı yay) ile distalize etmişler ve kanin dişlerin hareket miktarını dijital ortamda 3 boyutlu modeller üzerinde ölçmüşlerdir. Çalışmalarında 780 nm dalga boyunda, 20 mW çıkış gücünde ve 5 J/cm^2 enerji yoğunluğunda diyet lazer ışığını her ayın 0., 3. ve 7. günlerinde toplam 13 alt ve üst kanin dişe 10 saniye uygulayarak 90 günlük süre sonunda fotobiyomodülasyon grubunda $3,09 \pm 1,06$ mm, kontrol grubunda ise $1,60 \pm 0,63$ mm kanin distalizasyonu elde etmiş ve kontrol grubuna kıyasla diş hareketinin anlamlı şekilde fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Doshi-Mehta ve arkadaşlarının [338] 20 bireyde yaptıkları klinik çalışmada kanin distalizasyonunu 150 gram kuvvet ile devamlı arklar üzerinde yapmışlardır. Fotobiyomodülasyon için 810 nm dalga boyundaki 0.25 mW çıkış gücündeki diyet lazer kullanmışlardır. Kanin dişlerin hareket miktarlarını 1. Molar dişlerin mezial tüberkül tepesi ile kanin dişlerin insizal kenarı arasındaki mesafeyi ölçerek hesaplamışlardır. Üst kanin dişlerde, fotobiyomodülasyon grubunda $1,43 \pm 0,15$ mm/ay, kontrol grubunda ise $1,17 \pm 0,22$ mm/ay diş hareket hızı elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Guram ve arkadaşlarının [373] 20 bireyde yaptığı randomize kontrollü çalışmalarında, bireylere 0.022 slot braketler uygulayıp, kanin distalizasyonu için aktive edildiğinde 150 gram kuvvet 16x22 paslanmaz çelik telden bükülmüş ters kapatma kullanmışlardır. Deney grubuna 810 nm dalga boyunda , 5 J/cm^2 gücündeki Ga-Al-As diyet lazer ile fotobiyomodülasyon uygulamışlardır. 90. Gündeki diş hareket miktarları fotobiyomodülasyon grubunda 2,95 mm olurken kontrol grubunda 1,65 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Dakshina ve arkadaşları [374], 24 bireyde fotobiyomodülasyonun kanin dişlerin distalizasyon hızına etkisini incelemişlerdir. 0.022 slot braketle tedavi ettikleri bireylerde

kanin distalizasyonunu $0.019'' \times 0.025$ paslanmaz çelik teller üzerinde 150 gram kuvvet veren kapalı yaylar ile minividalardan destek alarak yapmışlardır. Kanin dişlerin hareket miktarlarını kanin dişlerin distal kontakt noktası ile 2. Premolar dişlerin meziyal kontakt noktaları arasından ölçmüşlerdir. Bireylerin tek tarafına 980 nm dalga boyunda, 15 J/cm² enerji yoğunluğunda ve 2 W/cm² çıkış gücündeki GaAlAs diyot lazer ile uygulama yapmışlar diğer tarafı ise kontrol tarafı olarak seçmişlerdir. 85. Gündeki diş hareket miktarları fotobiyomodülasyon tarafında 3,82 mm olurken, kontrol tarafında 2,26 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda fotobiyomodülasyon uygulanan gruptaki diş hareket miktarının kontrol grubundaki diş hareket miktarından anlamlı düzeyde daha fazla olmuş olması fotobiyomodülasyonun diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılabilecek güvenilir bir yöntem olduğunu göstermiştir. Çalışma sonuçlarımız, çalışma süreleri ile orantılandığında Cruz ve arkadaşlarının [235] sonuçlarıyla uyumlu olduğu görülmektedir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, Youssef ve arkadaşlarının [236] sonuçlarıyla uyumlu olarak görülmektedir (fotobiyomodülasyon: $2,027 \pm 0,114$ mm/21 gün, kontrol: $1,019 \pm 0,110$ mm/21 gün). Ancak çalışmamızdaki distalizasyon miktarı, Youssef ve ark. nın sonuçlarına göre daha az olarak karşımıza çıkmaktadır (fotobiyomodülasyon: $1,36 \pm 0,24$ mm/21 gün, kontrol: $1,02 \pm 0,19$ mm/21 gün). Bunun nedeninin, Youssef ve ark. nın çalışmalarındaki kanin dişlerin devrilme miktarlarından kaynaklandığını düşündürmektedir. Çünkü, çalışmalarında kanin dişlerinin devrilme miktarları konusunda bir veriye ulaşılmamış ve ne derece kütleli hareket elde ettikleri bilinmemektedir. Ayrıca çalışmalarına alt ve üst kanin distalizasyonu verilerini dahil etmiş ve molar mezializasyonunu hesaba katmaksızın kanin diş hareketini güvenilir olmayan referans noktalarından değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda Doshi-Mehta ve arkadaşlarının [338] elde ettiği diş hareket hızı ile benzer sonuçlara ulaşmış olduğumuz görülmektedir. Guram [373] ve Samara [240] adlı araştırmacıların elde ettiği sonuçlarla uyumlu sonuçlara ulaştığımız görülmekte ve çalışmalarında elde ettikleri kanin distalizasyon miktarından daha fazla diş hareketi elde ettiğimiz görülmektedir. Bunun sebebinin, farklı tipte kanin distalizasyon mekaniklerinin tercih edilmiş olmasından ve molar mezializasyonunu hesaba katmaksızın kanin diş hareketini güvenilir olmayan referans noktalarından ölçmelerinden kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Ekizer [237], Türker [371], Da Silva Sousa [372], Dakshina [374] adlı araştırmacıların elde ettikleri aylık ve toplam diş hareket miktarları çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumlu olarak görülmektedir. Ancak araştırmacıların daha düşük diş

hareketi elde etmiş oldukları görülmektedir. Bunun sebebinin devamlı arklar ile kanin distalizasyonu yapmalarından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

LED ve diyot lazerlerin benzer aralıkta dalga boyuna sahip ışık ürettikleri göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızın bulguları hem LED [237], [240] hem de lazer [235], [236], [338], [372]–[375] kullanılarak biyostimülasyon yapılan çalışmalar ile uyumludur. Limpanichkul [343], Dalaie [376], Yassaei [341], Altan [377], Chung [340], Heravi [339] adlı araştırmacılar ise bu çalışmalardan farklı olarak, fotobiyomodülasyonun diş hareket hızı üzerine etkisi olmadığını bildirmiştir. Bu farklılığın sebebinin farklı protokollerde fotobiyomodülasyon uygulamalarının (ışık kaynağı, çıkış gücü, dalga boyu, uygulama süresi, uygulama şekli ve yeri vs.) ve araştırma protokollerinin (birey sayısı, cinsiyet homojenitesi, braket tipi, slot genişliği, ark teli kalınlığı, kuvvet kaynağı, kanin distalizasyon yöntemi vs.) tercih edilmiş olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Üst çenede PG zembereği ile ayda ortalama olarak; Dinçer ve İşcan [378] 0,85 mm, Dinçer ve arkadaşları [379] 0,92 mm, Uzuner [380] 0,92 mm, Cura [381] 1,07 mm, Ziegler ve İngerval [312] 1,91 mm, distalizasyon sağlamışlardır. Bu çalışmada, kontrol grubunda PG zembereğinin 21 günde ortalama olarak distalizasyon miktarı $1,02 \pm 0,19$ mm olmuş ve diğer çalışma sonuçlarıyla uyumlu bulunurken, Ziegler ve İngervale göre daha az olarak ölçülmüştür. Bunun sebebinin farklı kanin distalizasyon ölçüm yöntemleri, yaş aralığının çok geniş olması, homojen olmayan cinsiyet dağılımları ve farklı ankraj sistemleri kullanılmış olmasına bağlanabilmektedir.

Kanin rotasyonuna ait bulgular

Çalışmamızda kanin dişlerde meydana gelen rotasyon miktarları, 21., 42., 63., ve 84. günlerde meydana gelen toplam rotasyon miktarı olarak incelenmiştir. Ölçülen değerler fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla $8,29 \pm 5,17^0$, $19,35 \pm 7,26^0$, $26,91 \pm 5,76^0$, $33,92 \pm 6,31^0$, kontrol grubunda ise sırasıyla $6,71 \pm 4,08^0$, $15,46 \pm 7,68^0$, $23,33 \pm 7,63^0$, $29,38 \pm 8,50^0$ olduğu görülmüştür (Şekil 4.2, Çizelge 4.2. ve 4.4). 84 günlük çalışma süresinde kanin dişte fotobiyomodülasyon grubunda toplam $33,92 \pm 6,31^0$, kontrol grubunda ise toplam $29,38 \pm 8,50^0$ rotasyon olduğu görülmüştür. T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerinde kanin rotasyon açısında meydana gelen ortalama değişim miktarları

fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak benzer bulunmuştur ($p>0,005$).

Çalışmamızdaki rotasyon miktarını genel olarak değerlendirebilmek ve konvansiyonel kanin distalizasyon çalışmalarıyla karşılaştırabilmek için 1 milimetrelilik kanin distalizasyonunda meydana gelen rotasyonlar hesaplanmıştır. Bu değerlerin, fotobiyomodülasyon grubunda $5,96 \pm 1,54^0$, kontrol grubunda ise ortalama $7,44 \pm 2,83^0$ olduğu belirlenmiştir (Çizelge 4.7).

PG zembereği ile kuvvet bölgesinin braket seviyesinden olması ve bu nedenle kuvvetin bukkolingual yönde dişin direnç merkezinin uzağından geçmesi sebebine bağlı olarak hem kanin dişte hem de molar dişlerde transversal düzlemde rotasyon hareketinin oluşması beklenen bir durumdur. Oluşacak olan bu rotasyonun, zemberek tarafından oluşturulacak olan antirotasyon momenti ile karşılanması hedeflenmektedir [293], [309]. Transversal düzlemde braket ile braket ile dişin direnç merkezi arasındaki mesafeden kaynaklı olarak, kanin distalizasyonu sırasında kanin dişlerde disto-palatal yönde rotasyonun meydana geldiği daha önceki çalışmalarda bildirilmiştir [312], [315], [327], [333], [334], [380]. Kanin distalizasyonunun ark teli üzerinde yapılan sürtünmeli sistemde kanin dişlerde meydana gelen disto-palatal rotasyon miktarı, sürtünmesiz sisteme göre daha az olduğu bildirilmektedir [312], [315]. Sürtünmesiz sistemde meydana gelen kanin rotasyonunu önlemek amacıyla distalizasyon zemberekleri üzerinde antirotasyon bükümlerinin yapılmasının gerektiği bilinmektedir [269], [382]. Bu bükümler için gerekli moment/kuvvet oranının teorik olarak 4/1 olması gerektiği kabul edilmiş olsa da Gjessing [293], bu oranın 7/1 olması gerektiğini savunmaktadır. Bu yüksek oran bile rotasyon oluşumunu engelleyememektedir. Ricketts [382], sürtünmesiz sistemle kanin distalizasyonu sırasında, distalizasyonun son üçte birlik safhasına girildiğinde lingual elastik kullanımının yanında 90^0 lik antirotasyon bükümünün yapılmasını tavsiye etmiştir. Ziegler ve İngerval [312], PG retraksiyon zembereği uygulanan kaninlerde 30^0 , sürtünmeli kanin distalizasyonu yaptığı gruptaki kaninlerde ise 24^0 distopalatal rotasyon oluştuğunu bildirmiştir. Cura [381], PG zembereği ile beraber TPA kullandığı çalışmasında sol kanin için $10,02^0$, sağ kanin için ise $14,35^0$ distopalatal rotasyon olduğunu bildirmiştir. Rhee ve arkadaşları [295], sürtünmeli kanin distalizasyonu yaptığı dişlerde $13,20^0$, sürtünmesiz mekaniklerle $20,03^0$ distopalatal rotasyon olduğunu bildirmişlerdir. Hayashi ve arkadaşları [315], sürtünmeli sistem ile distalize ettiği kanin dişlerde $4,07^0$, sürtünmesiz sistem ile

22,06⁰ distopalatinal rotasyon olduğunu bildirmişlerdir. Uzuner [380], PG retraksiyon zembereği ile yapmış olduğu çalışmasında kortikotomi ile hızlandırılmış diş hareketi grubunda kanin dişlerde 26⁰, kontrol grubunda ise 28,12⁰ distopalatinal rotasyon olduğunu bildirmiştir. Odabaş [333], PG retraksiyon zembereği ile kanin dişlerde 18,97⁰ distopalatinal rotasyon olduğunu bildirmiştir. Özkan [334] ise Reverse closing loop (RCL) ile Ladanyi springini (LS) kullandığı çalışmasında, direkt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile kanin dişlerde 33,55⁰, LS ile ise 33,72⁰ lik distopalatinal rotasyon, indirekt iskeletsel ankraj grubunda ise RCL ile 27,66⁰, LS ile 28,19⁰ distopalatinal rotasyon gözlemlemiştir. Genel olarak çalışmaların çoğunda sürtünmeli mekaniklerde, sürtünmesizlere göre daha az rotasyon olduğu rapor edilmiştir. Bu araştırmanın bulguları, Ziegler ve Ingervall [312] ve Uzuner [380] 'in bulgularına yakınlık göstermektedir. Ayrıca Ziegler ve Ingervall [312] bir milimetrelilik kanin distalizasyonunda 5,07⁰ rotasyon gözlemlediğini, Uzuner [380] ise kortikotomi grubunda 5,08⁰, kontrol grubunda 5,64⁰ lik rotasyon gözlemlediğini bildirmiştir. Çalışmamızda ise fotobiyomodülasyon grubundaki 1 milimetrelilik kanin distalizasyonunda meydana gelen rotasyon miktarının 5,96±1,54⁰, kontrol grubundaki rotasyon miktarının ise 7,44±2,83⁰ olduğu ve fotobiyomodülasyon grubunda kanin dişte meydana gelen rotasyon miktarının diğer çalışmalarla [312], [380] uyumlu olduğu görülmektedir. Çalışmamızda kontrol grubundaki 1 milimetrelilik kanin distalizasyonunda meydana gelen rotasyon miktarının, diğer çalışmalara [312], [380] göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Araştırmamızda, kanin dişte meydana gelen rotasyon miktarları her ne kadar Ziegler ve Ingervall [312] ve Uzuner [380] 'in çalışmalarıyla uyumlu olsa da meydana gelen rotasyonların 84 günlük çalışma süresi içinde 21 günde bir yapılan aktivasyonlar ile PG retraksiyon zembereğinin antirotasyon momentinin çalışması için gereken sürenin yetersiz kalmış olduğunu düşündürmektedir. PG zembereği ile yapılan diğer çalışmalarda [312], [333], [380] 16x22 paslanmaz çelik telden üretilmiş olan prefabrike zemberekler kullanılırken, bizim çalışmamızda 16x22 Beta-Titanyum tellerden araştırmacı tarafından milimetrik kağıt üzerinde bükülmüş olan zemberekler kullanılmıştır. Her ne kadar milimetrik kağıt üzerinde bükülmüş olsa da prefabrike 16x22 paslanmaz çelik PG zemberekleri kadar rigid olmamış ve Gjessing [293], [309] tarafından önerilen moment/kuvvet oranını hatasız olarak yansıtılamamış olabileceği ve ayrıca zembereğin ağıza yerleştirilmesi sırasında antirotasyon bükümünde meydana gelen deformasyona da bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Kanin vertikal bulgular

Çalışmamızda T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre kanin dişinde meydana gelen vertikal değişimler fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla 0,54 mm, 0,86 mm, 0,73 mm, 0,65 mm, kontrol grubunda ise 0,34 mm, 0,67 mm, 0,64 mm, 0,63 mm; olup bu değişimler T0 zamanına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,0025$). Fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında tüm zaman dönemlerinde kanin vertikal hareket düzeylerinde meydana gelen değişimler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (Şekil 4.3, Çizelge 4.4.). T0'dan T4 zamanları arasında kanin dişlerde fotobiyomodülasyon grubunda 0.65 mm, kontrol grubunda ise 0.63 mm ekstrüzyon hareketi olduğu görülmüştür.

Segmental arkların kullanıldığı sabit ortodontik tedavi uygulamalarında, dişler sagittal yönde hareket ederken, momentlerin etkisine göre vertikal yönde hareket edebilmektedir [293], [383]. Retraksiyon zembereğinin meziyal uzantısındaki antitip bükümünün oluşturduğu alfa moment, beta momentin etkisi olmadığı takdirde kanin dişlerde ekstrüzyon bir etki oluşabilmektedir. Buna karşılık, retraksiyon zembereğinin posterior kurvatürünün oluşturduğu beta moment, alfa momentin ekstrüzyon etkisini nötralize edebildiği gibi, bir miktar da intrüzyon sağlayabilmektedir [270], [293], [304], [309], [310]. Çalışmamızda, kanin dişlerinde meydana gelen ekstrüzyon hareketi, seviyeleme yapılmadan distalizasyona başlanması ve bazı vakalarda kanin dişlerin vestibüler sulkusta daha yukarıda yer alması ve distalizasyon süresince oklüzale doğru hareket etmeleri ile açıklanabilmektedir. Bunun dışında alfa momentinin etkisi ile kanin dişleri distale hareket ederken ekstrüzyon gösterdiği, buna karşılık beta momentinin bu hareketi karşılamada yetersiz kalmış olması, ekstrüzyonun nedenleri arasında sayılabilir. Ya da kanin distalizasyonu sırasında, meydana gelen kontrollü eğilme hareketinin ekstrüzyona neden olduğu da düşünülebilir [304], [310]. PG zembereği ile üst çenede kanin distalizasyonu yaptıkları çalışmalarında, Dinçer ve İşcan [378] kanin dişlerin kronlarının 0,42 mm intrüzyon, Çetinşahin [311] zigoma ankrajı kullandığı grupta 0,57 mm, kullanmadığı grupta 0,37 mm intrüzyon yaptığını bildirirken, Cura [381] TPA ankrajı kullandığı çalışmasında 0,21 mm ekstrüzyon, Dinçer ve arkadaşları [379] 0,3 mm ekstrüzyon, Uzuner [380] kortikotomi grubunda 0,2 mm, kontrol grubunda 0,3 mm ekstrüzyon oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kanin kronlarının gösterdiği hareketin, diğer araştırmacıların [302], [311], [379]–[381] bulgularından farklı yönde ve/veya miktarda olması, bu araştırmada kanin distalizasyonu öncesinde seviyeleme

yapılmamasına bağlı olduğu düşünülmüş, ancak araştırmamızda gruplar arasında meydana gelen ekstrüzyon miktarının istatistiksel olarak bir anlam taşımaması, klinik bulgularımızı ve çalışma sonuçlarımızı etkileyecek önemde olmadığını göstermektedir.

Molar rotasyonuna ait bulgular

Çalışmamızda T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre molar dişlerde meydana gelen meziyopalatinal rotasyonlar fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla $0,33^{\circ}$, $0,44^{\circ}$, $0,35^{\circ}$, $0,83^{\circ}$, kontrol grubunda ise sırasıyla $0,60^{\circ}$, $0,69^{\circ}$, $1,06^{\circ}$, $1,38^{\circ}$ gerçekleşmiş olduğu görülmüştür. Meydana gelen bu değişimler T4 zamanında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ($p<0,0025$), fotobiyomodülasyon grubunda ise izlem zamanları arasında molar rotasyon açıları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı belirlenmiştir. T0 ile T4 zamanları arasında molar dişlerde fotobiyomodülasyon grubunda $0,83^{\circ}$, kontrol grubunda ise $1,38^{\circ}$ meziyopalatinal rotasyon hareketi olduğu; ancak gruplar arasında tüm zaman dönemlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür (Çizelge 4.5).

Molar rotasyonlarının değerlendirildiği çalışmalar incelendiğinde, Rhee ve arkadaşlarının [295] ankraj ünitesi kullanmadan yaptıkları çalışmalarında sütünmeli sistemde molar dişlerde $8,73^{\circ}$, sürtünmesiz sistemde $13,63^{\circ}$ meziyopalatinal rotasyon miktarlarını rapor etmişlerdir. Uzuner [380], ankraj ünitesi kullanmadan PG retraksiyon zembereği ile kanin distalizasyonu yaptığı çalışmasında molar dişlerde kontrol grubunda $1,46^{\circ}$, kortikotomi grubunda $0,62^{\circ}$ meziyopalatinal rotasyon rapor etmiştir. Özer [384], hibrit retraktör ve nikel titanyum yaylarla yaptığı tez çalışmasında, TPA kullandığı her iki çalışma grubunda $1,8^{\circ}$ meziyopalatinal rotasyon görmüşlerdir. Odabaş [333], PG retraksiyon zembereği ile yaptığı kanin distalizasyonu tez çalışmasında 3 farklı ağız içi ankraj sistemini karşılaştırmış, TPA kullandığı grupta sol üst 1.molar dişlerde $1,13^{\circ}$, sağ üst 1.molar dişlerde $1,20^{\circ}$ meziyobukkal rotasyon gördüklerini bildirmişlerdir.

TPA kullanılan çalışmalarda, TPA'nın molar dişlerin rotasyonunu engellediği ya da azalttığı bildirilmiştir [366], [385]. Bu çalışmaların doğrultusunda, araştırmamızdaki molar rotasyon bulgularının diğer çalışmalarla [333], [380], [384] uyumlu olduğu ve TPA'nın molar rotasyonlarını engellemediği görülmektedir. Çalışmamızda gruplar arasında molar rotasyonları açısından anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte, 1. molar dişlerin kontrol ve

fotobiyomodülasyon gruplarında farklı rotasyon göstermeleri dikkat çekicidir. Bunun sebebinin, bireyler arasındaki cevap farklılığı olduğu düşünülebilir.

Ankraj kaybına ait bulgular

Çalışmamızda T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre 1. Molar dişlerde meydana gelen ankraj kayıpları fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla $0,36\pm0,17$ mm, $0,72\pm0,16$ mm, $1,17\pm0,49$ mm, $1,62\pm0,58$ mm, kontrol grubunda ise $0,67\pm0,46$ mm, $1,19\pm0,68$ mm, $1,65\pm0,69$ mm, $2,00\pm0,88$ mm olmuş olup bu değişimler T0 zamanına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$, $p=0.004$). Ancak fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında T0'a göre sırasıyla; T1, T2, T3 ve T4 dönemlerindeki ortalama ankraj kayıplarında meydana gelen değişimler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmediği görülmüştür (Şekil 4.5, Çizelge 4.6). T0 ile T4 zamanları arasında meydana gelen ankraj kaybının, fotobiyomodülasyon grubunda $1,62\pm0,58$ mm, kontrol grubunda ise $2,00\pm0,88$ mm olduğu görülmüştür.

Çalışmamızdaki ankraj kayıplarını genel olarak değerlendirebilmek ve konvansiyonel kanin distalizasyon çalışmalarıyla karşılaştırabilmek için 1 milimetrelilik kanin distalizasyonunda meydana gelen ankraj kayıpları da incelenmiştir. Bu değerlerin, T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre fotobiyomodülasyon grubunda $0,21\pm0,11$ mm, $0,22\pm0,08$ mm, $0,26\pm0,17$ mm, $0,29\pm0,16$ mm, kontrol grubunda ise sırasıyla $0,85\pm0,93$ mm, $0,59\pm0,38$ mm, $0,52\pm0,28$ mm, $0,48\pm0,23$ mm olarak ölçülmüştür (Çizelge 4.8). Fotobiyomodülasyon grubunda birim distalizasyonda meydana gelen ortalama ankraj kaybı $0,245\pm0,13$ mm, kontrol grubunda ise $0,61\pm0,45$ mm olmuştur.

Ziegler ve Ingerval [312], Gosharian tipi TPA ile beraber headgear kullandıkları hastalarında sürtünmeli sistemle kanin distalizasyonu yaptıkları grupta 0.4 mm, sürtünmesiz sistemde ise 0.6 mm ankraj kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar TPA ile birlikte headgear kullanarak ankrajı güçlendirmelerine rağmen küçük de olsa ankraj kayıplarının görülmesi, hastalarının headgear kooperasyonlarının yetersiz olduğunu göstermektedir. Dinçer ve İşcan [378], ankraj artırma ünitesi kullanmadığı çalışmalarında, PG retraksiyon zembereği ile 1,63 mm, reverse closing loop ile ise 2,46 mm ankraj kaybı bildirmişlerdir. Özer [384], TPA kullandığı çalışmasında kanin distalizasyonu için Nikel Titanyum coil springi kullandığı grupta 1,42 mm, Hybrid rekraktörü kullandığı grupta ise

1,3 mm ankraj kaybı gördüğünü bildirmiştir. Häsler ve arkadaşları [362], PG retraksiyon springi kullandıkları çalışmalarında transpalatal arklarla ankrajı kuvvetlendirmiş ve molar dişlerde sağda 1,48 mm ve solda 1,43 mm ankraj kaybı gördüklerini bildirmişlerdir. Çetinşahin [311], bir grupta zigoma ankrajı kullanırken diğer grupta hiçbir ankraj artırma yöntemini kullanmamıştır. Zigoma ankrajı kullandığı grupta 0,63 mm mezial molar hareketi gözlerken, diğer grupta ise 1,5 mm moların mezial hareket ettiğini bildirmiştir. Cura [381], PG retraksiyon zembereği ile kapalı NiTi yayları karşılaştırdığı çalışmasında, ankraj arttırmak için birinci molarlar ve ikinci premolarları ligatür teli ile birbirine bağlamış ve Goshgarian tip TPA kullanmıştır. Sunuçta PG grubunda 1,73 mm ankraj kaybı olduğunu bildirmiştir. Odabaş [333], PG retraksiyon zembereği ile yaptığı kanin distalizasyonu tez çalışmasında 3 farklı ağız içi ankraj sistemini karşılaştırmış, TPA kullandığı grupta sol üst 1. molar dişlerde 1,42 mm, sağ üst 1. molar dişlerde 1,54 mm mezial hareket saptamışlardır. Uzuner [380], ankraj ünitesi kullanmadan PG retraksiyon zembereği ile kanin distalizasyonu yaptığı çalışmasında hem kortikotomi hem de kontrol grubunda yaklaşık 2 mm molar mezializasyonu bildirmiştir. Özkan [334] ise Reverse closing loop (RCL) ile Ladanyi springini (LS) kullandığı çalışmasında, direkt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile kanin dişlerde 1,21 mm, LS ile ise 0,02 mm, indirekt iskeletsel ankraj grubunda ise RCL ile 1,01 mm, LS ile 0,91 mm ankraj kaybı olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda saptanan ankraj kayıpları, literatürdeki araştırma protokolümüze uygun çalışmalar [311], [333], [334], [362], [378], [380], [381], [384] ile benzer sonuçlar göstermekte, ancak çalışma sürelerindeki farklılıklar sebebiyle her 1 milimetrelilik kanin distalizasyonunda meydana gelen ankraj kayıp miktarlarını karşılaştırmanın daha sağlıklı olduğunu düşünmekteyiz. Gjessing [309] , PG zembereğinin distal kurvatürünün oluşturduğu beta momentin, ankraj dişlerin mezial hareketini engelleyici etkisine karşın ilave bir ankraj desteği yapılmadığında, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin kanin distalizasyon miktarının yarısı kadar mezial hareket etmesinin beklendiğini bildirmiştir. Dinçer ve arkadaşları [379] da Gjessingi destekler şekilde çalışmalarında üst çenede PG zembereği ile bir milimetrelilik kanin distalizasyonunda ortalama 0,43 mm ankraj kaybı gördüklerini bildirmişlerdir. Ziegler ve Ingervall [312], PG zembereği ile ankraj arttırmak için headgear kullandığı çalışmalarında bir milimetrelilik kanin distalizasyonunda 0,09 mm ankraj kaybı gördüklerini bildirmişlerdir. Uzuner [380] ise, ankraj ünitesi kullanmadan PG retraksiyon zembereği ile kanin distalizasyonu yaptığı çalışmasında kortikotomi grubunda 0,42 mm, kontrol grubunda ise 0,52 mm molar mezializasyonu gördüğünü bildirmiştir. Çalışmamızda kontrol grubunda saptanan 0,61 mm’lik birim distalizasyonda meydana

gelen ankraj kaybı miktarı Dinçer [314], ve Ziegler [383]' in bulgularından yüksek olduğu görülürken; fotobiyomodülasyon grubunda ölçülen 0.245 mm'lik ankraj kaybı, Gjessing [309]'in belirttiği miktardan az olduğu; ayrıca Uzuner [374], ve Dinçer [383]'in bulgularından daha az ankraj kaybı olduğu görülmüştür.

Literatürde fotobiyomodülasyon ile yapılmış klinik çalışmalar incelendiğinde, fotobiyomodülasyonun ankraja etkisinin incelendiği yalnızca bir çalışma [338] olduğu görülmüş ve çalışma sonuçlarına göre sadece hareket ettirilmesi planlanan diş bölgesine düşük doz lazer uygulaması sonucu ankraj kontrolünün de daha iyi yapılabileceği bildirilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Biolux OrthoPulse™ L.E.D. ışık kaynaklı fotobiyomodülasyon cihazı, bukkal bölgeye uzanan ve L.E.D. ışık kaynaklarını içeren silikon aparatı ile kanin distalizasyon bölgesine uygulama yapmıştır. Çalışmamızda kontrol ve fotobiyomodülasyon grupları arasında ortalama ankraj kayıplarında meydana gelen değişimler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Bunun sebebinin, OrthoPulse cihazının silikon parçasının, bireysel ark boyu farklılıklarından kaynaklı olarak, molar dişlerin mezialine kadar uzanabilmiş olması ve 1.molar dişlerin, fotobiyomodülasyonun etki alanının dışında kalmış olması ve bu nedenle de ankrajı etkilemediği düşünülmüştür.

İnterkanin ve intermolar genişliklere ait bulgular

Çalışmamızda T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre interkanin genişliklerde meydana gelen değişimler fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla $0,06 \pm 0,80$ mm, $0,85 \pm 1,35$ mm, $2,50 \pm 1,36$ mm, $3,93 \pm 1,97$ mm, kontrol grubunda ise sırasıyla $0,29 \pm 0,96$ mm, $1,59 \pm 1,73$ mm, $3,23 \pm 2,62$ mm, $4,66 \pm 2,96$ mm olduğu görülmüş, meydana gelen değişimlerin T0 zamanına göre istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($p < 0.001$).

Çalışmamızda T1, T2, T3 ve T4 zamanlarında T0 zamanına göre intermolar genişliklerde meydana gelen değişimler fotobiyomodülasyon grubunda sırasıyla $-0,14 \pm 0,71$ mm, $-0,30 \pm 1,46$ mm, $-0,04 \pm 1,86$ mm, $-0,25 \pm 2,23$ mm; kontrol grubunda sırasıyla $-0,23 \pm 0,58$ mm, $-0,61 \pm 1,21$ mm, $-0,84 \pm 1,35$ mm, $-1,15 \pm 1,72$ mm olup bu değişimler T0 zamanına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Ancak fotobiyomodülasyon ve kontrol grupları arasında tüm zaman dönemlerinde interkanin ve intermolar genişlik düzeylerinde meydana gelen değişimler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark

saptanmamıştır. T0 ile T4 zamanları arasında interkanin genişliklerde fotobiyomodülasyon grubunda $3,93 \pm 1,97$ mm, kontrol grubunda $4,66 \pm 2,96$ mm artış, intermolar genişliklerde fotobiyomodülasyon grubunda $0,25 \pm 2,23$ mm, kontrol grubunda ise $1,15 \pm 1,72$ mm, azalma olduğu görülmüştür (Çizelge 4.8. ve 4.9).

Çalışmamızda, kanin dişler arası mesafenin artmasının, kanin dişlerinin distalizasyon sonunda arkın daha geniş bölgesinde yer almalarından, molarlar arası mesafenin ise tedavi ile azaldığını, bunun sebebinin de molar dişlerin mezial yöndeki hareketleriyle tedavi sonunda arkın daha dar bölgesinde yer almalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Uzuner [380], ankraj ünitesi kullanmadan PG retraksiyon zembereği ile kanin distalizasyonu yaptığı çalışmasında interkanin genişliklerinde kontrol ve kortikotomi gruplarında sırasıyla 1,08 mm, 1,46 mm artış, intermolar genişliklerinde sırasıyla, 0,92 mm, 0,96 mm azalma olduğunu bildirmiştir. Odabaş [333], PG retraksiyon zembereği ile yaptığı kanin distalizasyonu tez çalışmasında 3 farklı ağız içi ankraj sistemini karşılaştırmış, TPA kullandığı grupta interkanin genişlikte 3,2 mm artış, intermolar genişlikte ise 0,47 mm azalma gördüklerini bildirmişlerdir. Çetinşahin [311], PG retraktörüyle kanin distalizasyonu yaptığı çalışmasında interkanin mesafede zigoma implantı kullandığı grupta 5,5 mm; kontrol grubunda ise 3,43 mm artış olduğunu bildirmiştir. İntermolar mesafede ise zigoma implant destekli grubunda farklılık bulmamışken diğer grupta molar dişlerin mezial hareketi sonucunda 1,23 mm azalma tespit etmiştir. Bishara ve arkadaşları [386], çekimli tedavilerde tedavi sonrası interkanin mesafede kızlarda 3,1 mm, erkeklerde ise 3,2 mm artış olduğunu bildirmişlerdir. Kim ve Gianelly [387], çekimli tedavilerde interkanin mesafede 0,84 mm artış gördüklerini bildirirken, intermolar mesafede ise 0,53 mm azalma belirlemişlerdir.

Çalışmamızda kontrol ve fotobiyomodülasyon gruplarındaki interkanin genişliklerde meydana gelen değişim Çetinşahin, Odabaş ve Bishara [311], [333], [386]’nın sonuçlarıyla uyumlu, intermolar genişliklerdeki değişim ise Uzuner, Çetinşahin, Odabaş ve Gianelly [311], [333], [380], [387] ‘nin sonuçlarıyla uyumlu bulunmuştur. Tüm bu çalışmalarda, kanin dişler arkın daha geniş bölgesine doğru hareket ettirilirken, çalışmamızda olduğu gibi tüm çalışmalarda da ankraj kaybı olmuştur.

5.3.2. Sefalometrik ölçümler ile elde edilen sonuçlar

İskeletsel Yapıda ve Keser Dişlerde İzlenen Değişimler

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş ortalamalarının birbirlerine çok yakın olması ve toplam tedavi süresinin kısa olması nedeniyle iskeletsel yapıda anlamlı değişiklikler beklenmemektedir. İskeletsel ölçümler, çalışmanın hangi tür iskelet yapının üzerinde gerçekleştirildiğini göstermesi açısından önemlidir. Buna göre çalışmaya dahil edilen bireylerin benzer SNA, SNB, ANB, SN-GoGn ve SN-Okluzal Düzlem açılarına sahip oldukları görülmüş, grup içi ve gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Çizelge 4.11). Araştırmamızın iskeletsel ölçümlerinde değişikliklerin olmaması normaldir; çünkü hastalarımızda sadece dişsel düzeltmeler yapılmıştır. Daha önce kanin distalizasyonu yapılan çalışmalarla uyumlu olarak istatistiksel öneme sahip değişikliklerin olmadığı tespit edilmiş, iskeletsel değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir [311], [332]–[334].

Üst kanin dişlerin distalizasyonu sırasında üst keser dişlerde spontan bir retraksiyon olabilmektedir [388]. Üst keser dişlerde ve interinsizal açılarda meydana gelen bu değişimler, hem kontrol hem de fotobiyomodülasyon grubunda, istatistiksel olarak benzer anlamlılık dereceleri göstermişlerdir ($p < 0,01$). Kontrol grubunda retraksiyon başına göre retraksiyon sonunda üst keser dişlerin SN düzlemiyle yaptığı açı $106,8^{\circ}$ 'den $103,2^{\circ}$ 'ye gelmiştir. Üst keser dişlerin NA düzlemiyle yaptıkları açı ise $27,57^{\circ}$ 'den $23,04^{\circ}$ 'ye gelmiştir. U1-SN ve U1-NA açılarında sırasıyla $3,6^{\circ}$ ve $4,7^{\circ}$ lik azalma olmuştur. İnterinsizal açılarda ise $123,69^{\circ}$ 'den $127,1^{\circ}$ 'ye $3,41^{\circ}$ 'lik bir artış olmuştur. Fotobiyomodülasyon grubunda retraksiyon başına göre retraksiyon sonunda üst keser dişlerin SN düzlemiyle yaptığı açı $104,9^{\circ}$ 'den $100,2^{\circ}$ 'ye gelmiştir. Üst keser dişlerin NA düzlemiyle yaptıkları açı ise $23,60^{\circ}$ 'den $17,25^{\circ}$ 'ye azalmıştır. U1-SN ve U1-NA açılarında sırasıyla $4,7^{\circ}$ ve $6,35^{\circ}$ 'lik azalma olmuştur. İnterinsizal açılarda ise $122,54^{\circ}$ 'den $126,73^{\circ}$ 'ye $4,19^{\circ}$ 'lik bir artış olmuştur. Fotobiyomodülasyon grubunda üst keser dişlerin açılardaki azalma, kontrol grubundakinden daha fazla olmuş, ancak bu fark istatistiksel olarak bir anlam taşımamaktadır (Çizelge 4.12). İnterinsizal açılardaki artış, üst keser dişlerde meydana gelen açısal azalmaya bağlıdır. Sonuç olarak hem kontrol hem de fotobiyomodülasyon gruplarında, kanin distalizasyonu ile birlikte üst keser dişler de bir miktar palatinala hareket etmiştir. Çalışmamızda segmental arklar kullanıldığı için üst

keser dişlere direkt bir etkisi olmamıştır. Üst keser dişlerin palatinal hareket etmesinde kanin distalizasyonu ile keser dişlere yer sağlanmasının ve transseptal liflerin ve kişisel farklılıkların etkisinin olabileceği düşünülmüştür. Benzer şekilde, Darendeliler ve arkadaşlarının [307], Drum Springin kanin distalizasyonuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında üst keser dişlerde ortalama 1°'lik açısal değişim olduğunu bildirmişlerdir. Özkan ve arkadaşlarının [334], 4 aylık sürede kanin distalizasyonu yaptığı tez çalışmasının bulgularında U1-PD açısında direkt iskeletsel ankraj grubunda 2,3°, indirekt iskeletsel ankraj grubunda ise 1,69°'lik bir azalma ile birlikte iki grupta da keser dişlerin bir miktar retrüze olduğunu göstermiştir. Aylıkçı [389] üst keser dişleri arka dahil etmeden kanin distalizasyonu yaptığı çalışmanın bulgularında, kanin distalizasyonu sonunda U1-NA (°) değerinde 2,87°, U1-NA (mm) değerinde 1,76 mm'lik istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu bildirmiştir. Türker[371], düşük doz lazer tedavisi ve piezosizyon uygulamalarının kanin distalizasyon hızına etkisini incelediği 3 ayık çalışmada devamlı arklarla kanin distalizasyonu yapmıştır. 3 aylık süre sonunda U1-SN(°) değeri 104,45°'den 99,91°'ye, U1-NA (°) değeri 24,4°'den 19,81°'ye gelmiş olduğunu bildirmiştir. IMPA (L1-MP) ve L1-NB açıları ise hem kontrol hem de fotobiyomodülasyon grupları arasında kanin distalizasyonu başı ve sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$).

Kanin ve molar dişlerde meydana gelen devrilme miktarlarına ait değişimler

Ziegler ve Ingervall adlı araştırmacıların [312], sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, elastik zincir ile sürtünmeli sistemde üst kanin dişlerde 8.5° distal devrilme, PG retraksiyon springi kullandıkları sürtünmesiz sistemde ise 4.5° distal devrilme oluştuğunu bildirmişlerdir.

Soyak [390], PG kanin retraksiyon spring'i ile kapalı NiTi coil spring'i karşılaştırdığı tez çalışmada PG retraktörü ile kaninlerde meydana gelen distale devrilme miktarının 4.67°, kapalı NiTi coil spring için ise 3.67° olduğunu bildirmiştir.

Çetinşahin ve arkadaşları [311], zigoma plağı ile posterior bölge ankrajının artırıldığı PG retraksiyon springi ile konvansiyonel olarak uygulanan PG retraksiyon springinin kanin retraksiyonuna etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında iki ayrı grup oluşturmuş ve birinci gruba maksimum ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve ankraj gereksinimini zygom

plakları ile sağlamıştır. İkinci gruba ise moderate ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve herhangi bir ankraj arttırıcı yöntem kullanmamıştır. Kanin dişlerdeki devrilme miktarının zygoma plakları ile ankrajı sağladıkları birinci grupta 11.93° , ankrajı arttırmadıkları ikinci grupta ise 13.03° olduğunu belirlemişlerdir.

Dinçer ve İşcan [302], çalışmalarında 20 hastada Reverse Closing Loop ve PG retraksiyon springi kullanarak alt ve üst kanin retraksiyonu gerçekleştirmişlerdir. Üst çenede PG retraksiyon springi ile 3.3° distale devrilme, RCL ile ise 5.4° distal devrilme olduğunu belirlemişlerdir.

Hayashi ve arkadaşları [315], sürtünmeli ve sürtünmesiz kanin distalizasyon mekaniklerini karşılaştırmışlardır. Sürtünmeli mekanikte kuvvet aracı olarak elastik chain, sürtünmesiz mekanikte ise retraksiyon springi olarak Las Vegas spring'ini kullanmışlardır. İki aylık retraksiyon sonrası kanin dişlerde sürtünmeli sistemde 7.94° ve Las Vegas spring grubunda ise 7.89° distal devrilme gözlemişlerdir.

Toroğlu ve arkadaşları [391], Ladanyi spring ve Las Vegas springlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kaninlerde devrilmeyi önlemek için 45° 'lik anti-tip bükümü vermişlerdir. Kanin dişlerde Ladanyi grubunda $12,31^\circ$ ve Las Vegas grubunda ise $12,75^\circ$ 'lik bir devrilme hareketi gözlemişlerdir. Uygulanan kuvvetin kanin dişin direnç merkezinin üstünde olması sebebiyle kaninlerde tipping gözlediklerini, kanin kronlarının köklerinden daha fazla distale hareket ettiğini bildirmişlerdir.

Sueri ve Türk [392], ortalama 80 gün süren çalışmasında kapalı NiTi coil springler ile lace-back ligatürün kanin distalizasyonunda etkinliğini değerlendirmiş ve seviyeleme esnasında kanin distalizasyonu işlemlerini gerçekleştirmişlerdir. Distalizasyonlar 0.016 inch'lik NiTi telleri üzerinde yapılmıştır. Lace-back uygulanan tarafta 4.50° , kapalı NiTi coil spring uygulanan tarafta ise 11.63° kanin dişin distale devrildiğini belirtmişlerdir.

Aslan ve arkadaşları [393], 16 hastada Pg ve Hibrit reraktörlerinin alt ve üst kanin distalizasyonuna etkisini hem açısal hem de lineer ölçümlerle incelemişlerdir. Premolar çekimlerinden sonra sırasıyla 0.016, 0.016×0.016 ve 0.016×0.022 inch nikel titanyum ark telleriyle seviyeledikleri kaninleri reraktörlerle distalize etmişlerdir. PG reraktör grubunda

üst ve alt kaninlerdeki tipping miktarı sırasıyla 8.5° ve 4.88° olurken, Hibrit retraktör grubunda 11.06° ve 5.16° olmuştur.

Kök [332], tez çalışmasında Las Vegas spring ve Ladanyi springi, şablon üzerinde bükümü yapılmış olan Reverse Closing Loop ile kıyaslamış, ankraj dişler ve kaninler üzerinde meydana gelen değişimleri değerlendirmiştir. Oluşturduğu iki gruptan birinci grupta Las Vegas spring için distale devrilme miktarını 7.90° , RCL için, 4.75° olarak bulurken diğer grupta ise Ladanyi spring için devrilme miktarını 7.08° , RCL için 7.95° olarak bulmuştur.

Odabaş [333] yaptığı tez çalışmasında PG retraksiyon zembereği ile yapılan kanin distalizasyonunda 3 farklı ağız içi ankraj sistemini karşılaştırmıştır. PG retraktörü ile distalize edilen kanin dişlerinde 2. Molarların dahil edildiği grupta 4.32° , mini vida grubunda 4.4° , TPA grubunda ise 4.2° distale devrilme gördüklerini bildirmişlerdir.

Özkan [334], yaptığı tez çalışmasında direkt ve indirekt iskeletsel ankraj sistemi ile kombine uygulanan Reverse Closing Loop ve Ladanyi Springinin kanin distalizasyonu üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, direkt iskeletsel ankraj grubunda üst kanin dişlerin devrilme miktarı RCL için ortalama 16.82° ($p=0.000$), LS için ise ortalama 16.24° ($p=0.000$) olduğunu bulmuşlardır. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda ise üst kanin dişlerin devrilme miktarı RCL için ortalama 15.66° ($p=0.000$), LS için ise ortalama 15.90° ($p=0.000$) olduğunu bulmuşlardır.

Yapılmış olan tüm bu çalışmalar neticesinde kanin distalizasyonu esnasında hesaplanmış olan kanin dişin devrilme değerleri sürtünmeli sistem için 4.5° - 8.5° arasındayken sürtünmesiz sistemde 3.30° - 13.03° arasında değişmektedir. Her ne kadar Sueri ve Türk [392], sürtünmeli sistem kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında kanindeki devrilme miktarını 11.63° bulmuş olsalar da bu sonuç rijit bir ark teli kullanmamış olmalarından kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda, kontrol grubunda üst kanin dişlerin devrilme miktarı ortalama $9.4^{\circ} \pm 3.65^{\circ}$ ($p<0,001$), fotobiyomodülasyon grubu için ise ortalama $9.0^{\circ} \pm 2.91^{\circ}$ ($p<0,001$) olarak ölçülmüştür. Buna karşın gruplar arasında ortalama kanin devrilme açılarında meydana gelen azalma miktarları istatistiksel olarak benzer olmuştur ($p=0,763$) (Çizelge 4.5). Çalışmamızdaki kanin devrilme miktarları hem kontrol hem de fotobiyomodülasyon grubunda Aslan [393], Uzuner [380], Toroğlu [391], Özkan [334] ve Çetinşahin [311] adlı araştırmacıların sonuçlarıyla uyumlu bulunurken, Dinçer [302], [379], Ziegler ve Ingervall [312], Kök [332], Hayashi [315], Odabaş [333] ve Soyak [390] adlı

araştırmacılar göre daha fazla devrilme olduğu görülmüştür. Bu durumun, seviyeleme yapılmadan distalize edilen kanin dişlerin başlangıç konumlarının daha meziale eğimli olması ve kuvvet uygulanması ile kanin dişlerin önce bir dikleşme göstermesi, buna bağlı olarak dişin kökünden ziyade, kronunun daha fazla hareket etmesi ile açıklanabilir. Şekillendirilebilirlik ve büküm kolaylığı açısından ve büküm sonrası ortodontist tarafından ısıt iyileştirme yapılmasına gerek duyulmadan uygulanabilen PG zembereği bükümünde 0.016 x 0.022 inç Beta- Titanium (TMA) tel tercih edilmiştir [358], [359], [360], [361]. TMA' nın elastikiyet modülünün paslanmaz çelik ve blue elgiloy tellerinin yaklaşık %40 ı kadar olmasından kaynaklı paslanmaz çelik tellere kıyasla düşük biyomekanik kuvvet iletimleri göstermektedir [358], [394]. Bu nedenle de kaninlerde meydana gelen bir miktar distal devrilmeyi engelleyememiştir.

Sabit tedavi uygulamalarında kuvvet, braket seviyesinden uygulandığından dişin direnç merkezinin uzağından geçmektedir. Buna bağlı olarak dişlerde eğilme ve rotasyon hareketinin görülmesi beklenen bir sonuçtur. Bunun engellenebilmesi amacıyla uygulanan kuvvet miktarı ve zembereklere verilen antitip momentlerinin ne derece yeterli olduğu da tartışmalıdır [66], [269], [270], [273], [309], [332]. Reitan [395], 30 gram gibi düşük kuvvetler uyguladığında bile molar ve kanin dişlerde eğilme hareketinin gözlemlendiğini belirtmiştir. Hixon ve arkadaşları [396], kanin dişte paralel hareketin eğilme hareketine göre yavaş olduğunu ve biyolojik cevabın kişiden kişiye değiştiğini açıklamışlardır. Baeten [397], fotoelastik araştırmasında kanin retraksiyonu için kullanmış olduğu 17 değişik bölümlü arktan hiçbirisi ile kaninlerde paralel hareket elde edilemeyeceğini bildirmiştir. Burstone ve Koenig [270], vertikal loop ile T loop, Eden ve Waters [310], PG zembereği üzerinde yaptıkları deneysel çalışmalarda moment/kuvvet oranları, distale eğici bükümleri (Gable Bend), yüklenme/defleksiyon oranlarını optimal diş hareketleri için ideal düzeylere ulaştırdıklarında dahi ağız içinde zemberek yüksekliği sınırlı kalacağı için paralel hareketin mümkün olamayacağını bildirmişlerdir. Gjessing [293], [309], bunlara karşın PG zembereğini paralel hareket sağlayacak şekilde tasarlamış olduğunu söylemiştir. Her milimetrelik aktivasyonun 0.3 mm'lik deaktivasyonunda M/F oranı 9'dan 10-12 mm'ye yükselmektedir. Böylece başlangıçtaki kontrollü eğilmeyi takiben bir dikleşme olacağını, dolayısıyla son diş hareketinin paralel hareket olacağını bildirmiştir.

Çalışmamızda, PG zembereğinin ön kolundaki antitip bükümüne rağmen oluşan momentin yeterince etkili olamadığı ve bunun sonucu kanin diş kronlarının köklerine göre daha fazla

hareket ettiği ve buna bağlı kontrol grubunda dişlerin devrilme miktarının $9,4\pm3,65^\circ$, fotobiyomodülasyon grubunda ise $9,0\pm2,91^\circ$ olduğu ölçülmüştür. Fotobiyomodülasyon grubundaki devrilme miktarının kontrol grubuna göre daha az olduğu ancak bu farkın istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür (Çizelge 4.13).

Gruplar arasında kanin devrilme açıları arasında önemli bir fark bulunmamış olsa da birim distalizasyondaki devrilme miktarı ölçümleri de önemlidir. Bilindiği gibi, kontrollü eğilme hareketinde rotasyon merkezi kök ucundadır [66], [273], [398]. Bu durumda zemberekler tarafından uygulanan moment/ kuvvet oranının paralel hareket oluşturmada yetersiz kalır. Zemberek aktive edildiğinde başlangıçta uygulanan kuvvet miktarı fazladır ve diş hareketi ile zembereğin deaktivasyonuna bağlı olarak kuvvet azalmakta ve M/F oranı artmaktadır. Zemberek sık aktive edildiğinde ise M/F oranı düşük kalır ve diş yetersiz kuvvet uygulanacağından paralel hareket elde edilemez, arzu edilmeyen devrilme ve rotasyon hareketleri görülür [293], [309], [310], [398]. Çalışmamızda her iki grupta da aktivasyonların 21 günde bir yapılması ile kuvvetin devamlı uygulanması sağlanmıştır. Ancak zembereğin antitip ve anti rotasyon momentlerinin çalışması için gereken süre yeterli olmadığından olmamış olabilir.

Birim distalizasyonda kanin dişteki devrilme, kontrol grubunda $1,28\pm0,80$ derece/mm iken fotobiyomodülasyon grubunda $0,95\pm0,72$ derece/mm olmuştur. Her bir milimetrelik distalizasyonda kontrol grubundaki devrilme miktarı, fotobiyomodülasyon grubundan fazla olsa da kanin dişte oluşan eğilmeler açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0.005$) (Çizelge 4.6.) Üst çenede PG zembereği uygulanması ile kanin dişlerdeki her 1 milimetrelik distalizasyonda oluşan eğilme miktarını ise, Dinçer ve arkadaşları [379] 0.57 derece/mm, Ziegler ve İngervall [312] 0.82 derece/mm, Uzuner [380] ise 1.96 derece/mm olarak ölçmüşlerdir. Bu araştırmadaki birim distalizasyondan meydana gelen distal eğilme miktarları Uzuner'e göre daha az olduğu görülürken, Ziegler ve İngervall ve Dinçer'e göre daha fazla olmuştur. Bunun, kanin distalizasyon ölçüm yöntemleri, çalışmaya dahil edilen bireyler arasındaki yaş aralıkları, cinsiyet dağılımları ve ankraj yöntemleri arasındaki farklılıklar sebebiyle olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, her iki grupta da antitip momentinin yeterince etkili olamaması sebebiyle molar dişlerin kronlarının köklerine göre daha fazla meziyale hareket ettiği ve buna bağlı olarak da hem kontrol hem de fotobiyomodülasyon gruplarında birinci molar dişlerin

sırasıyla $2,1\pm1,63^{\circ}$ ve $2,0\pm1,42^{\circ}$ istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$) ve gruplar arasında benzer ($p=0,836$) olarak devrilme gösterdiği görülmüştür.

Molar dişlerde meydana gelen mezial devrilme miktarları incelendiğinde; Uzuner [380], PG retraksiyon zembereğiyle kanin distalizasyonu yaptığı ve herhangi bir ankraj desteği kullanmadığı tez çalışmasında kortikotomi destekli diş hareketi grubunda $3,81^{\circ}$, kontrol grubunda ise $2,77^{\circ}$ molar dişlerde meziyale devrilme olduğunu bildirmiştir. Odabaş [333], PG retraksiyon zembereği ile yaptığı kanin distalizasyonu yaptığı vakalarında TPA kullandığı grupta $4,22^{\circ}$ molarlarda meziale devrilme olduğunu bildirmiştir. Aylıkçı [389], farklı kuvvet tiplerinin ortodontik diş hareketine etkilerini değerlendirdiği tez çalışmasında ankrajı mini vida desteği ile sağlamış ve kanin distalizasyonu için Hycon ve kapalı yaylar kullanmıştır. Kesikli ve sürekli kuvvet gruplarında yer alan birinci molar dişlerde sırası ile $1,21^{\circ}$ ve $1,79^{\circ}$ devrilme saptamıştır. Memili [399], tez çalışmasında, mini vida ankrajı kullanarak kanin distalizasyonu yaptığı vakalarında sağ molarlarda $2,26^{\circ}$, sol molarlarda ise $3,12^{\circ}$ meziale devrilme bildirmiştir. Dinçyürek [400], transpalatal ark ve lingual ark kullanarak molar dişlerin ankrajını artırdığı kanin distalizasyonu çalışmasında, Hycon aygıtı kullandığı grupta molarlarda $1,86^{\circ}$, laceback kullandığı grupta ise molarlarda $1,53^{\circ}$ mezial devrilme bildirmiştir. Çetinşahin [311], PG retraksiyon zembereği kullandığı tez çalışmasında, zigoma ankrajı kullandığı grupta molar dişlerde 1° mezial devrilme, ankraj ünitesi kullanmadığı grupta ise $0,97^{\circ}$ meziyal devrilme bildirmiştir. Cura [381], TPA ile ankrajı desteklediği çalışmasında üst molar dişlerde $0,97^{\circ}$ meziyale eğilme, Dinçer ve arkadaşlarının [379] herhangi bir ankraj unsuru kullanmadıkları çalışmalarında bu bulguların tersine, üst birinci molar dişlerde distal yönde $0,05^{\circ}$ lik eğilme, Dinçer ve İşcan [302] da distal yönde $0,17^{\circ}$ lik eğilme elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Gerek klinik uygulama sırasında zemberekte meydana gelen deformasyona bağlı olarak ve gerekse diş hareketleri esnasında alfa ve beta momentlerinin oranlarında değişiklik oluşmasıyla ankraj dişlerde farklı hareketler görülebilir. Bu çalışmada meydana gelen molar meziyal devrilme miktarları, Uzuner [380], Odabaş [333], Aylıkçı [389], Memili [399], Dinçyürek [400], Çetinşahin [311], Cura [381] adlı araştırmacıların sonuçlarıyla benzerlik gösterirken, Dinçer [304], ve İşcan [383]'in sonuçlarıyla çelişmektedir. Bunun sebebinin, bu araştırmada seviyeleme yapılmamasına bağlı olarak, PG zembereğinin farklı oranlarda beta moment uygulaması sonucu geliştiği düşünülebilir. Beta momentinin daha ağırlıklı aktif olduğu durumlarda, birinci molar dişlerin kökleri meziyale hareket etmekte

ve distal eğilme veya paralele yakın hareket gözlenebilmektedir. Buna karşılık beta momentinin yetersizliğinde mezial kök hareketi daha az olabilmektedir[293], [309].





6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda, PG retraksiyon zemberekleriyle yapılan segmental kanin distalizasyonunda kontrol grubunda elde edilen diş hareket miktarı bulguları, diş hareketini hızlandırmak için hiçbir müdahalenin yapılmadığı diğer çalışmalarla benzer düzeyde olmuştur.
2. Çalışmamızda fotobiyomodülasyon uygulanan gruptaki diş hareket miktarının kontrol grubundaki diş hareket miktarından anlamlı düzeyde daha fazla olmuş olması fotobiyomodülasyonun diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılabilecek güvenilir bir yöntem olduğunu göstermiştir.
3. Çalışmamızın sonuçları, çalışmanın başında oluşturulan “Fotobiyomodülasyon uygulamasının, kanin dişlerinin distalizasyon miktarı ve dolayısıyla distalizasyon hızını arttıracaktır,” hipotezini doğrulamaktadır.
4. Çalışmamızın bulguları hem L.E.D hem de Düşük doz lazer kullanılarak diş hareketlerinin hızlandırılması amaçlanan çalışmalar ile uyumludur.
5. Her iki gruptaki diş hareket hızları karşılaştırıldığında, fotobiyomodülasyon grubundaki diş hareket hızının, kontrol grubuna göre %33 daha fazla olduğu görülmüş ve bu farkın klinik olarak anlamlı düzeyde olduğu savunulmuştur.
6. Kanin ve molar dişlerde meydana gelen devrilme, kanin rotasyonu, kanin dişte meydana gelen vertikal hareket, ankraj kaybı, molar rotasyonu, interkanin intermolar genişlikler açısından kontrol ve fotobiyomodülasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir.
7. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar ışığında, 16x22 Beta Titanyum telden bükülen PG retraksiyon zembereğinin kanin distalizasyonu için kullanılabilecek etkili ve kullanışlı bir zemberek olduğu görülmüş; ancak zembereğin antitip ve antirotasyon momentlerinin çalışması için daha uzun süre ağıza tutulmasının faydalı olacağı olacağı düşünülmüştür.



KAYNAKLAR

- [1] Keim, R. G., Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., Vogels, D. S. (2003). 2003 JCO orthodontic practice study. part 1. trends. *J Clin Orthod*, 37(10), 545-553.
- [2] Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W. L. and Huang, G. J. (2016). *Orthodontics - E-Book: Current Principles and Techniques*. Elsevier Health Sciences.
- [3] Scholz, R. P. and Sachdeva, R. C. L. (2010). Interview with an innovator: SureSmile Chief Clinical Officer Rohit C. L. Sachdeva. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(2), 231-238. doi: 10.1016/j.ajodo.
- [4] Proffit, W., R. Jr, H. W. F. and Sarver, D. M. (2012). *Contemporary Orthodontics*. (5th Edition), India: Elsevier.
- [5] Chen, S., Greenlee, G. and Huang, G. (2011). Systematic review of self-ligating brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), 146-147.
- [6] Miles, P. G. (2007). Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(2), 223-225.
- [7] Pandis, N. Polychronopoulou, A. and Eliades, T. (2007). Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(2), 208-215.
- [8] Fleming, P. S., DiBiase A. T., and Lee, R. T. (2008). Self-ligating appliances: evolution or revolution? *Australian Orthodontic Journal*, 24(1), 41.
- [9] Storey, E. (1973). The nature of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 63(3), 292-314.
- [10] Krishnan, V. and Davidovitch, Z. (2009). On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 88(7), 597-608.
- [11] Krishnan, V. and Davidovitch, Z. (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 469-e1.
- [12] Iglesias-Linares, A., Yañez-Vico, R. M., Moreno-Fernandez, A. M., Mendoza-Mendoza, A. and Solano-Reina, E. (2012). Corticotomy-assisted orthodontic enhancement by bone morphogenetic protein-2 administration. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(2), e124-e132.
- [13] Kau, C. H. vd. (2013). Photobiomodulation accelerates orthodontic alignment in the early phase of treatment. *Progress in Orthodontics*, 14(1), 30. doi: 10.1186/2196-1042-14-30.

- [14] İşeri, H., Kişnişci, R., Bzizi, N. and Tüz, H. (2005). Rapid canine retraction and orthodontic treatment with dentoalveolar distraction osteogenesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(5), 533-541.
- [15] Almpañi, K. and Kantarci, A. (2016). Nonsurgical methods for the acceleration of the orthodontic tooth movement. In *Tooth movement*, (p. 80-91), Karger Publishers.
- [16] AlSayed Hasan, M. M. A., Sultan, K. and Hamadah, O. (2016). Low-level laser therapy effectiveness in accelerating orthodontic tooth movement: A randomized controlled clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 87(4), 499-504.
- [17] Wilcko, M. T. vd., (2005). Full-thickness flap/subepithelial connective tissue grafting with intramarrow penetrations: three case reports of lingual root coverage. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 25(6),
- [18] Wilcko, W. M., Wilcko, M. T., Bouquot, J. E. and Ferguson, D. J. (2000). Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *Restorative Dentistry*, 21(1), 11.
- [19] Murphy, K. G., Wilcko, M. T., Wilcko, W. M. and Ferguson, D. J. (2009). Periodontal accelerated osteogenic orthodontics: a description of the surgical technique”, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(10), 2160-2166.
- [20] Ren, A., Lv, T., Kang, N., Zhao, B., Chen, Y. and Bai, D. (2007). Rapid orthodontic tooth movement aided by alveolar surgery in beagles. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 160-e1.
- [21] Kang, N., Lü, T., Ren, A. S., Huang, L. and Bai, D. (2006). Effect of alveolar surgery-aided rapid orthodontic tooth movement on bone formation. *Sichuan da xue xue bao. Yi xue ban= Journal of Sichuan University. Medical science edition*, 37(2), 254-257.
- [22] Sebaoun, J.-D., Kantarci, A., Turner, J. W., Carvalho, R. S., Van Dyke, T. E. and Ferguson, D. J. (2008). Modeling of trabecular bone and lamina dura following selective alveolar decortication in rats. *Journal of Periodontology*, 79(9), 1679-1688.
- [23] Lv, T., Kang, N., Wang, C., Han, X., Chen, Y. and Bai, D. (2009). Biologic response of rapid tooth movement with periodontal ligament distraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 401-411.
- [24] Aboul, S. M. B. E.-D., El-Beialy, A. R., El-Sayed, K. M. F., Selim, E. M. N., El-Mangoury, N. H. and Mostafa, Y. A. (2011). Miniscrew implant-supported maxillary canine retraction with and without corticotomy-facilitated orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), 252-259.
- [25] Han, X.-L., Meng, Y., Kang, N., Lv, T. and Bai, D. (2008). Expression of osteocalcin during surgically assisted rapid orthodontic tooth movement in beagle dogs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(12), 2467-2475.

- [26] Baloul, S. S., Gerstenfeld, L. C., Morgan, E. F., Carvalho, R. S., Van Dyke, T. E. and Kantarcı, A. (2011). Mechanism of action and morphologic changes in the alveolar bone in response to selective alveolar decortication-facilitated tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 83-101.
- [27] Alves, J. B. vd. (2009). Local delivery of EGF-liposome mediated bone modeling in orthodontic tooth movement by increasing RANKL expression. *Life Sciences*, 85(19-20), 693-699.
- [28] Leiker, B. J., Nanda, R. S., Currier, G. F., Howes, R. I. and Sinha, P. K. (1995). The effects of exogenous prostaglandins on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(4), 380-388.
- [29] Kanzaki, H. vd. (2006). Local RANKL gene transfer to the periodontal tissue accelerates orthodontic tooth movement. *Gene Therapy*, 13(8), 678, 2006.
- [30] Hou, Y., Liang, T. and Luo, C. (1997). Effects of IL-1 on experimental tooth movement in rabbits. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*, 32(1), 46-48.
- [31] Hashimoto, H. (1990). Effect of micro-pulsed electricity on experimental tooth movement. *Nihon Kyosei Shika Gakkai zasshi= The journal of Japan Orthodontic Society*, 49(4), 352-361.
- [32] Darendeliler, M. A., Sinclair, P. M. and Kusy, R. P. (1995). The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(6), 578-588.
- [33] Xue, H. vd. (2013). Low-intensity pulsed ultrasound accelerates tooth movement via activation of the BMP-2 signaling pathway. *PLOS ONE*, 8(7), e68926. doi: 10.1371/journal.pone.0068926.
- [34] Kau, C. H. (2011). A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics. *Head & Face Medicine*, 7(1), 14. doi: 10.1186/1746-160X-7-14.
- [35] Nishimura, M. vd. (2008). Periodontal tissue activation by vibration: intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 572-583.
- [36] Hamblin, M. R. and Demidova, T. N. (2006). Mechanisms of low level light therapy. In *Mechanisms for Low-Light Therapy*, (6140), 614001.
- [37] Davidovitch, Z. and Krishnan, V. (2009). Role of basic biological sciences in clinical orthodontics: a case series. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(2), 222-231.
- [38] Proffit, W. R., Fields, H. W. and Sarver, D. M. (2007). *Contemporary orthodontics*. (4th ed.), Philadelphia: Mosby.

- [39] Kashyap, S. (2016). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement: a brief overview. (4), 4.
- [40] Alansari, S. vd. (2015). Biological principles behind accelerated tooth movement. *Seminars in Orthodontics*, 21, 151-161.
- [41] Asiry, M. A. (2018). Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature. *Saudi J Biol Sci*, 25(6), 1027-1032. doi: 10.1016/j.sjbs.2018.03.008.
- [42] Krishnan, V. and Davidovitch, Z. (2009). *Biological mechanisms of tooth movement*. John Wiley & Sons.
- [43] Farrar, J. N. (1888). *A treatise on the irregularities of the teeth and their correction; including, with the author's practice, other current methods*. New York: The De Vinne Press, [Çevrimiçi]. Erişim adresi: <http://archive.org/details/treatiseonirregu02farr> Son Erişim Tarihi: 03 Nisan 2019.
- [44] Baumrind, S. (1969). A reconsideration of the propriety of the 'pressure-tension' hypothesis. *American Journal of Orthodontics*, 55(1), 12-22. doi: 10.1016/S0002-9416(69)90170-5.
- [45] Bassett, C. A. and Becker, R. O. (1962). Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. *Science*, 137(3535), 1063-1064.
- [46] *Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature - science direct*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1319562X18300779>. Son Erişim Tarihi: 21 Şubat 2019.
- [47] Sabane, A., Patil, A., Swami, V., and Nagarajan, P. (2016). *Biology of tooth movement*.
- [48] Grimm, F. M. (1972). Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 62(4), 384-393.
- [49] Zengo, A. N., Pawluk, R. J. and Bassett, C. A. (1973). Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex, *Am J Orthod*, 64(1), 17-27.
- [50] Davidovitch, Z., Finkelson, M. D., Steigman, S., Shanfeld, J. L., Montgomery, P. C. and Korostoff, E. (1980). Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *American Journal of Orthodontics*, 77(1), 14-32.
- [51] Davidovitch, Z., Finkelson, M. D., Steigman, S., Shanfeld, J. L., Montgomery, P. C. and Korostoff, E. (1980). Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *American Journal of Orthodontics*, 77(1), 33-47.
- [52] Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352. doi: 10.1016/S0099-6963(32)80074-8.

- [53] Bister, D. and Meikle, M. C. (2013). Re-examination of 'einige beitrage zur theorie der zahnregulierung' (some contributions to the theory of the regulation of teeth). *Eur J Orthod*, 35(2), 160-168. doi: 10.1093/ejo/cjs007.
- [54] Sandstedt, C. (1904). Einige beitrage zur theorie der zahnregulierung. *Nord. Tandilakere Tidsskr*, 1.
- [55] Oppenheim, A. (2007). Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. *Eur J Orthod*, 29(1), 2-15. doi: 10.1093/ejo/cjl105.
- [56] Stuteville, O. H. (1938). A summary review of tissue changes incident to tooth movement. *The Angle Orthodontist*, 8(1), 1-20.
- [57] Burstone, C. J. (1962). The biomechanics of tooth movement. *Vistas in orthodontics*, 197-213.
- [58] Gibson, J. M., King, G. J. and Keeling, S. D. (1992). Long-term orthodontic tooth movement response to short-term force in the rat. *The Angle Orthodontist*, 62(3), 211-215. doi: 10.1043/0003-3219(1992)062<0211:LOTMRT>2.0.CO;2.
- [59] Melsen, B. (1999). Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*, 69(2), 151-158. doi: 10.1043/0003-3219(1999)069 <0151: BROABT>2.3.CO;2.
- [60] Henneman, S., Von den Hoff, J. W. and Maltha J. C. (2008). Mechanobiology of tooth movement. *The European Journal of Orthodontics*, 30(3), 299-306.
- [61] Mak, A. F., Huang, D. T., Zhang, J. D. and Tong, P. (1997). Deformation-induced hierarchical flows and drag forces in bone canaliculi and matrix microporosity. *Journal of Biomechanics*, 30(1), 11-18.
- [62] Mullender, M. G. and Huiskes, R. (1995). Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(4), 503-512.
- [63] Noble, B. (2005). Microdamage and apoptosis. *European Journal of Morphology*, 42(1-2), 91-98.
- [64] Clark, W. D., Smith, E. L., Linn, K. A., Paul-Murphy, J. R., Muir, P. and Cook, M. E. (2005). Osteocyte apoptosis and osteoclast presence in chicken radii 0–4 days following osteotomy. *Calcified Tissue International*, 77(5), 327-336.
- [65] Reitan, K. and Kvam, E. (1971). Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. *The Angle Orthodontist*, 41(1), 1-14.
- [66] Ülgen, M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*.
- [67] R. K. (t.y.). Orthodontic treatment of patients with psychogenic, muscular and articulation disturbances. *PubMed-NCBI*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5290986> Son Erişim Tarihi: 05.03.2019.

- [68] Dolce, C., Malone, J. S. and Wheeler, T. T. (2002). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *Seminars in Orthodontics*, 8, 6-12.
- [69] Talic, N., Evans, C. A., Daniel, J. C., George, A. and Zaki A. M. (2004). Immunohistochemical localization of $\alpha\beta3$ integrin receptor during experimental tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(2), 178-184.
- [70] Goldmann, W. H. (2002). Mechanical aspects of cell shape regulation and signaling. *Cell Biology International*, 26(4), 313-317. doi: 10.1006/cbir.2002.0857.
- [71] Von den Hoff, J. W. (2003). Effects of mechanical tension on matrix degradation by human periodontal ligament cells cultured in collagen gels. *Journal of Periodontal Research*, 38(5), 449-457.
- [72] Cathepsins B and L increased during response of periodontal ligament cells to mechanical stress in vitro. *Connective Tissue Research*: 45(3), <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/03008200490514149>, Son Erişim Tarihi: 05.03. 2019.
- [73] Mullender, M., El Haj, A. J., Yang, Y., Van Duin, M. A., Burger, E. H. and Klein-Nulend, J. (2004). Mechanotransduction of bone cells in vitro: mechanobiology of bone tissue, *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(1), 14-21.
- [74] Tang, L. Lin, Z. and Li, Y. (2006). Effects of different magnitudes of mechanical strain on osteoblasts in vitro. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 344(1), 122-128.
- [75] Wilson Jr, T. G. and Kornman, K. (2003). *Fundamentals of periodontics*. Quintessence Publ.
- [76] Dereka, X. E., Markopoulou, C. E. and Vrotsos, I. A. (2006). Role of growth factors on periodontal repair. *Growth Factors*, 24(4), 260-267.
- [77] Komori, T. (1998). Cbfa1, a transcription factor for osteoblast differentiation and bone formation. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 16(1), 1-4.
- [78] Klein-Nulend, J. vd. (1995). Sensitivity of osteocytes to biomechanical stress in vitro. *The FASEB Journal*, 9(5), 441-445.
- [79] Huang, H., Williams, R. C. and Kyrkanides, S. (2014). Accelerated orthodontic tooth movement: molecular mechanisms. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(5), 620-632.
- [80] Ozaki, S., Kaneko, S., Podyma-Inoue, K. A., Yanagishita, M. and Soma, K. (2005). Modulation of extracellular matrix synthesis and alkaline phosphatase activity of periodontal ligament cells by mechanical stress. *Journal of periodontal research*, 40(2), 110-117.

- [81] Oh, S. M., Kim, H. R. and Chung, K. H. (2008). Effects of Ginkgo biloba on in vitro osteoblast cells and ovariectomized rat osteoclast cells. *Archives of Pharmacal Research*, 31(2), 216-224.
- [82] Yamaguchi, M. (2009). RANK/RANKL/OPG during orthodontic tooth movement. *Orthodontics & craniofacial research*, 12(2), 113-119.
- [83] Brooks, P. J., Nilforoushan, D., Manolson, M. F., Simmons, C. A. and Gong, S. G. (2009). Molecular markers of early orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1108-1113.
- [84] Kanzaki, H., Chiba, M., Takahashi, I., Haruyama, N., Nishimura, M. and Mitani, H. (2004). Local OPG gene transfer to periodontal tissue inhibits orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 83(12), 920-925.
- [85] Davidovitch, Z. (1992). *Biological mechanisms of tooth movement and craniofacial adaptation*. International Conference at the Great Southern Hotel, Ohio State University College of Dentistry, Columbus, Ohio, May 8-11, 1991.
- [86] Başaran, G., Özer, T., Kaya, F. A. and Hamamcı, O. (2006). Interleukins 2, 6, and 8 levels in human gingival sulcus during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 7-e1.
- [87] Thomas, M., Graber, Robert L., Vanarsdall, Jr and Katherine, W., Vig, L. (2005). (PDF) *Orthodontics. Current principles & techniques*. (4th edition), Missouri: Elsevier, St Louis, Missouri, https://www.researchgate.net/publication/30955620_Orthodontics_Current_principles_techniques_4th_edition_2005_Authors_Thomas_M_Graber_Robert_L_Vanarsdall_Jr_and_Katherine_W_L_Vig_Publisher_Elsevier_St_Louis_Missouri_USA_Price_pound11700_ISBN_0-323-02. Son Erişim Tarihi: 04.03.2019.
- [88] Masella, R. S. and Meister, M. (2006). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 458-468.
- [89] Reeve, J. and Zanelli, J. M. (1986). Parathyroid hormone and bone. *Clinical Science*, 71(3), 231-238. doi: 10.1042/cs0710231.
- [90] Gianelly, A. A. (1969). Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics*, 55(1), 5-11. doi: 10.1016/S0002-9416(69)90169-9.
- [91] Goldie, R. S. and King, G. J. (1984). Root resorption and tooth movement in orthodontically treated, calcium-deficient, and lactating rats. *American Journal of Orthodontics*, 85(5), 424-430.
- [92] Kale, S., Kocadereli, İ., Atilla, P. and Aşan, E. (2004). Comparison of the effects of 1, 25 dihydroxycholecalciferol and prostaglandin E2 on orthodontic tooth movement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(5), 607-614.

- [93] Takano-Yamamoto, T., Kawakami, M. and Yamashiro, T. (1992). Effect of age on the rate of tooth movement in combination with local use of 1, 25 (OH) 2D3 and mechanical force in the rat. *Journal of Dental Research*, 71(8), 1487-1492.
- [94] Ong, C. K., Walsh, L. J., Harbrow, D., Taverne, A. A. and Symons, A. L. (2000). "Orthodontic tooth movement in the prednisolone-treated rat. *The Angle Orthodontist*, 70(2), 118-125, 2000.
- [95] Ashcraft, M. B., Southard, K. A. and Tolley, E. A. (1992). The effect of corticosteroid-induced osteoporosis on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(4), 310-319.
- [96] Vieceilli, R. F., Katona, T. R., Chen, J., Hartsfield Jr, J. K. and Roberts, W. E. (2009). "Orthodontic mechanotransduction and the role of the P2X7 receptor. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 694-e1.
- [97] Lucas, P. A. and Caplan, A. I. (1988). Chemotactic response of embryonic limb bud mesenchymal cells and muscle-derived fibroblasts to transforming growth factor- β . *Connective Tissue Research*, 18(1), 1-7.
- [98] Malone, J. D., Teitelbaum, S. L., Griffin, G. L., Senior, R. M. and Kahn, A. J. (1982). Recruitment of osteoclast precursors by purified bone matrix constituents. *The Journal of cell biology*, 92(1), 227-230.
- [99] Hashimoto, F., Kobayashi, Y., Matak, S., Kobayashi, K., Kato, Y. and Sakai, H. (2001). Administration of osteocalcin accelerates orthodontic tooth movement induced by a closed coil spring in rats. *Eur J Orthod*, 23(5), 535-545. doi: 10.1093/ejo/23.5.535.
- [100] Mermut, S. Bengi, A. O. Akin, E. K rk , M. and Kara ay,  . (2007). Effects of interferon-gamma on bone remodeling during experimental tooth movement. *The Angle Orthodontist*, 77(1), 135-141.
- [101] Wang, L., Lee, W., Lei, D., Liu, Y., Yamashita, D. D. and Yen, S. L. K. (2009). Tissue responses in corticotomy-and osteotomy-assisted tooth movements in rats: histology and immunostaining. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(6), 770-e1.
- [102] Andrade, Jr, I., Taddei, S. R. and Souza, P. E. (2012). Inflammation and tooth movement: the role of cytokines, chemokines, and growth factors. *Seminars in Orthodontics*, 18, 257-269.
- [103] Simonet, W. S. vd. (1997). Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density, *Cell*, 89(2), 309-319. doi: 10.1016/S0092-8674(00)80209-3.
- [104] Oshiro, T., Shiotani, A., Shibasaki, Y. and Sasaki, T. (2002). Osteoclast induction in periodontal tissue during experimental movement of incisors in osteoprotegerin-deficient mice, *The Anatomical Record*, 266(4) 218-225.

- [105] Teixeira, C. C. vd. (2010). Cytokine expression and accelerated tooth movement. *Journal of dental research*, 89(10), 1135-1141.
- [106] Horwood, N. J. vd. (1998). Interleukin 18 inhibits osteoclast formation via T cell production of granulocyte macrophage colony-stimulating factor. *The Journal of Clinical Investigation*, 101(3), 595-603.
- [107] Mayes, P. A. (1993). Lipitlerin fizyolojik önemi. *Harper 'in biyokimyası*, R. Murray, (Ed.), PA Mayes, DK Granner, VW Rodwell, Çev.
- [108] Jee, W. S. S. and Ma, Y. F. (1997). The in vivo anabolic actions of prostaglandins in bone. *Bone*, 21(4), 297-304.
- [109] Yamasaki, K. Shibata, Y. Imai, S. Tani, Y. Shibasaki, Y. and Fukuhara, T. (1984). Clinical application of prostaglandin E1 (PGE1) upon orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 85(6), 508-518.
- [110] Tsukii, K. vd. (1998). Osteoclast differentiation factor mediates an essential signal for bone resorption induced by 1 α ,25-dihydroxyvitamin D3, prostaglandin E2, or parathyroid hormone in the microenvironment of bone. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 246(2), 337-341. doi: 10.1006/bbrc.1998.8610.
- [111] Kanzaki, H., Chiba, M., Shimizu, Y. and Mitani, H. (2002). Periodontal ligament cells under mechanical stress induce osteoclastogenesis by receptor activator of nuclear factor κ B ligand up-regulation via prostaglandin E2 synthesis. *Journal of Bone and Mineral Research*, 17(2), 210-220.
- [112] van'T Hof, R. J. and Ralston, S. H. (2001). Nitric oxide and bone. *Immunology*, 103, (3), 255-261. doi: 10.1046/j.1365-2567.2001.01261.
- [113] Tan, S. D. vd. (2009). Orthodontic force stimulates eNOS and iNOS in rat osteocytes. *J Dent Res*, 88(3), 255-260. doi: 10.1177/0022034508330861.
- [114] Akın, E., Gurton, A. U. and Ölmez, H. (2004). Effects of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126(5), 608-614. doi: 10.1016/S0889540604004494.
- [115] Shirazi, M., Nilforoushan, D., Alghasi, H. and Dehpour, A. R. (2002). The role of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Angle Orthod*, 72(3), 211-215. doi: 10.1043/0003-3219(2002)072<0211:TRONOI>2.0.CO;2.
- [116] Umit Gurton, A., Akın, E., Sağdıç, D. and Ölmez, H. (2004). Effects of PGI2 and TxA2Analogues and inhibitors in orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 526-532. doi: 10.1043/0003-3219(2004)074<0526:EOPTAI>2.0.CO;2.
- [117] Tyrovolas, J. B. and Spyropoulos, M. N. (2001). Effects of drugs and systemic factors on orthodontic treatment. *Quintessence Int*, 32(5), 365-371.

- [118] Türkyılmaz, M. F. (2017). İki farklı selektif alveolar dekortikasyon yönteminin diş hareketi üzerine etkilerinin değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [119] Uzuner, F. D., Yücel, E., Göfteci, B. and Gülşen, A. (2015). The effect of corticotomy on tooth movements during canine retraction. *Journal of Orthodontic Research| Sep-Dec*, 3(3),
- [120] Fukada, E. and Yasuda, I. (1957). On the piezoelectric effect of bone. *Journal of the Physical Society of Japan*, 12(10), 1158-1162.
- [121] Zengo, A. N., Bassett, C. A. L., Pawluk, R. J. and Prountzos, G. (1974). In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 66(2), 130-139.
- [122] Mostafa, Y. A., Weeks-Dybvig, M. and Osdoby, P. (1983). Orchestration of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 83(3), 245-250.
- [123] Shapiro, E., Roeber, F. W. and Klempner, L. S. (1979). Orthodontic movement using pulsating force-induced piezoelectricity. *Am J Orthod*, 76(1), 59-66.
- [124] Beeson, D. C., Johnston, L. E. and Wisotzky, J. (1975). Effect of constant currents on orthodontic tooth movement in the cat. *Journal of dental research*, 54(2), 251-254.
- [125] Kim, D. H. Park, Y. G. and Kang, S. G. (2008). The effects of electrical current from a micro-electrical device on tooth movement. *Korean Journal of Orthodontics*, 38(5), 337-346. doi: 10.4041/kjod.2008.38.5.337.
- [126] Tengku, B. S., Joseph, B. K., Harbrow, D., Taverne, A. A. R. and Symons, A. L. (2000). Effect of a static magnetic field on orthodontic tooth movement in the rat. *The European Journal of Orthodontics*, 22(5), 475-487, 2000.
- [127] Kakehi, N., Yamazaki, T., Tsugawa, W. and Sode, K. (2007). A novel wireless glucose sensor employing direct electron transfer principle based enzyme fuel cell. *Biosensors and Bioelectronics*, 22(9-10), 2250-2255.
- [128] Kolahi, J., Abrishami, M. and Davidovitch, Z. (2009). Microfabricated biocatalytic fuel cells: a new approach to accelerating the orthodontic tooth movement. *Medical hypotheses*, 73(3), 340-341.
- [129] Masureik, C. and Eriksson, C. (1977). Preliminary clinical evaluation of the effect of small electrical currents on the healing of jaw fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (124), 84-91.
- [130] Blechman, A. M. and Smiley, H. (1978). Magnetic force in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 74(4), 435-443.
- [131] Blechman, A. M. (1985). Magnetic force systems in orthodontics: clinical results of a pilot study. *American Journal of Orthodontics*, 87(3), 201-210.

- [132] Blechman, A. M. (1998). Pain-free and mobility-free orthodontics? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(4), 379-383. doi: 10.1016/S0889-5406(98)80007-3.
- [133] Kawata, T. vd. (1987). A new orthodontic force system of magnetic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(3), 241-248.
- [134] Stark, T. M. and Sinclair, P. M. (1987). Effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91(2), 91-104. doi: 10.1016/0889-5406(87)90465-3.
- [135] Vardimon, A. D., Graber, T. M., Voss, L. R. and Verrusio, E. (1987). Magnetic versus mechanical expansion with different force thresholds and points of force application. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 455-466. doi: 10.1016/0889-5406(87)90227-7.
- [136] Itoh, T., Tokuda, T., Kiyosue, S., Hirose, T., Matsumoto, M. and Chaconas, S. J. (1991). Molar distalization with repelling magnets. *J Clin Orthod*, 25(10), 611-617.
- [137] Showkatbakhsh, R., Jamilian, A. and Showkatbakhsh, M. (2010). The effect of pulsed electromagnetic fields on the acceleration of tooth movement. *World J Orthod*, 11(4), e52-56.
- [138] Spadari, G. S. vd. (2017). Electrical stimulation enhances tissue reorganization during orthodontic tooth movement in rats. *Clin Oral Invest*, 21(1), 111-12. doi: 10.1007/s00784-016-1759-6.
- [139] Darendeliler, M. A., Zea, A., Shen, G. and Zoellner, H. (2007). Effects of pulsed electromagnetic field vibration on tooth movement induced by magnetic and mechanical forces: a preliminary study. *Australian Dental Journal*, 52(4), 282-287. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.tb00503.x.
- [140] Rubin, C., Xu, G. and Judex, S. (2001). The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli. *The FASEB Journal*, 15(12), 2225-2229. Eki. 2001, doi: 10.1096/fj.01-0166com.
- [141] Rubin, C., Turner, A. S., Bain, S., Mallinckrodt, C. and McLeod, K. (2001). Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature*, 412(6847), s. 603. doi: 10.1038/35088122.
- [142] Bautmans, I., Van Hees, E., Lemper, J. C. and Mets, T. (2005). The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013], *BMC Geriatr*, 5, 17. doi: 10.1186/1471-2318-5-17.
- [143] Gusi, N., Raimundo, A. and Leal, A. (2006). Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(1), 92. doi: 10.1186/1471-2474-7-92.

- [144] Gilsanz, V., Wren, T. A., Sanchez, M., Dorey, F., Judex, S. and Rubin, C. (2006). Low-level, high-frequency mechanical signals enhance musculoskeletal development of young women with low BMD. *Journal of Bone and Mineral Research*, 21(9), 1464-1474.
- [145] Meikle, M. C., Reynolds, J. J., Sellers, A. and Dingle, J. T. (1979). Rabbit cranial sutures in vitro: a new experimental model for studying the response of fibrous joints to mechanical stress. *Calcif. Tissue Int.*, 28(2), 137-144.
- [146] Kopher, R. A. and Mao, J. J. (2003). Suture growth modulated by the oscillatory component of micromechanical strain. *J. Bone Miner. Res.*, 18(3), 521-528. doi: 10.1359/jbmr.2003.18.3.521.
- [147] Peptan, A. I., Lopez, A., Kopher, R. A. and Mao, J. J. (2008). Responses of intramembranous bone and sutures upon in vivo cyclic tensile and compressive loading. *Bone*, 42(2), 432-438. doi: 10.1016/j.bone.2007.05.014.
- [148] Krishtab, S. I., Doroshenko, S. I. and Liutik, G. I. (1986). Use of vibratory action on the teeth to accelerate orthodontic treatment. *Stomatologiia (Mosk)*, 65(3), 61-63.
- [149] Ohmae, M., Saito, S., Morohashi, T., Qu, H., Seki, K. and Kurabayashi, H. (2001). Biomechanical acceleration of experimental tooth movement by ultrasonic vibration in vivo—part 1: Homo-directional application of ultrasonication to orthodontic force. *Orthod Waves*, 60, 201-212.
- [150] El-Bialy, T., El-Shamy, I. and Graber, T. M. (2004). Repair of orthodontically induced root resorption by ultrasound in humans. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(2), 186-193. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.02.010.
- [151] Shimizu, Y. (1986). Movement of the lateral incisors in *Macaca fuscata* as loaded by a vibrating force. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi*, 45(1), 56-72.
- [152] Kau, C. (2009). A novel device in orthodontics. *Aesthet Dent Today*, 3, 42-43.
- [153] Kau, C., Nguyen, J. T. and English, J. (2010). The clinical evaluation of a novel cyclical force generating device in orthodontics. *Orthod Pract*, 1, 1-4.
- [154] Rummel, A. (2010). *Application of mechanical vibration to modulate orthodontic tooth movement (OTM) in Mice*. Master's Thesis (2009-),
- [155] Kalajzic, Z. vd. (2014). Effect of cyclical forces on the periodontal ligament and alveolar bone remodeling during orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*, 84(2), 297-303. doi: 10.2319/032213-234.1.
- [156] Sayagh, P. N. M. A. and Salman, P. D. K. A. (2014). The effect of mechanical vibration on the velocity of orthodontic tooth movement effect of mechanical vibration on orthodontic tooth movement.

- [157] Woodhouse, N. R. vd. (2015). Supplemental vibrational force during orthodontic alignment: a randomized trial. *J. Dent. Res.*, 94(5), 682-689. doi: 10.1177/0022034515576195.
- [158] Jing, D., Xiao, J., Li, X., Li, Y. and Zhao, Z. (2017). The effectiveness of vibrational stimulus to accelerate orthodontic tooth movement: a systematic review. *BMC Oral Health*, 17. doi: 10.1186/s12903-017-0437-7.
- [159] Enwemeka, C. (2004). *Therapeutic light*. c. 17.
- [160] Kau, C. H. (2012). Biotechnology in orthodontics photo biomodulation. *Dentistry*, 02(05), doi: 10.4172/2161-1122.1000e108.
- [161] Oron, U., Ilic, S., De Taboada, L. and Streeter, J. (2007). Ga-As (808 nm) laser irradiation enhances ATP production in human neuronal cells in culture. *Photomed Laser Surg*, 25(3), 180-182. doi: 10.1089/pho.2007.2064.
- [162] Tuby, H., Maltz, L. and Oron, U. (2007). Low-level laser irradiation (LLLI) promotes proliferation of mesenchymal and cardiac stem cells in culture. *Lasers Surg Med*, 39(4), 373-378. doi: 10.1002/lsm.20492.
- [163] Eells, J. T. vd. (2003). Therapeutic photobiomodulation for methanol-induced retinal toxicity. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, 100(6), 3439-3444. doi: 10.1073/pnas.0534746100.
- [164] Bosio, J. A. and Liu, D. (2010). Moving teeth faster, better and painless: Is it possible? *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15(6), 14-17. doi: 10.1590/S2176-94512010000600002.
- [165] Coulter, A. H. (2003). Let there be light - and healing. *Alternative and Complementary Therapies*, 9(6), 322-326. doi: 10.1089/107628003322658601.
- [166] Basford, J. R. (1995). Low intensity laser therapy: still not an established clinical tool. *Lasers Surg Med*, 16(4), 331-342.
- [167] Maiman, T. H. (1960) Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187(4736), 493. doi: 10.1038/187493a0.
- [168] Mester, E., Szende, B. and Gärtner, P. (1968). The effect of laser beams on the growth of hair in mice. *Radiobiol Radiother (Berl)*, 9(5), 621-626.
- [169] Mester, E., Spiriy, T., Szende, B. and Tota, J. G. (1971). Effect of laser rays on wound healing. *The American Journal of Surgery*, 122(4), 532-535.
- [170] Mester, E., Szende, B., Spiriy, T. and Scher, A. (1972). Stimulation of wound healing by laser rays. *Acta Chir Acad Sci Hung*, 13(3), 315-324.
- [171] Mester, E., Nagylucskay, S., Döklen, A. ve Tisza, S. (1976). Laser stimulation of wound healing. *Acta Chir Acad Sci Hung*, 17(1), 49-55.

- [172] Mester, E. (1981). Biostimulative effect of laser beams. In *1980 European Conf on Optical Systems and Applications*, 0236,196-200. doi: 10.1117/12.959009.
- [173] Mester, E., Mester, A. F. and Mester, A. (1985). The biomedical effects of laser application. *Lasers Surg Med*, 5(1), 31-39.
- [174] Jamtvedt, G. vd. (2008). Physical therapy interventions for patients with osteoarthritis of the knee: an overview of systematic reviews. *Phys Ther*, 88(1), 123-136. doi: 10.2522/ptj.20070043.
- [175] Christie, A., Jamtvedt, G., Dahm, K. T., Moe, R. H., Haavardsholm, E. A. and Hagen, K. B. (2007). Effectiveness of nonpharmacological and nonsurgical interventions for patients with rheumatoid arthritis: an overview of systematic reviews. *Phys Ther*, 87(12), 1697-1715. doi: 10.2522/ptj.20070039.
- [176] Bjordal, J. M., Couppé, C., Chow, R. T., Tunér, J. and Ljunggren, E. A. (2003). A systematic review of low level laser therapy with location-specific doses for pain from chronic joint disorders. *Aust J Physiother*, 49(2), 107-116.
- [177] Posten, W., Wrone, D. A., Dover, J. S., Arndt, K. A., Silapunt, S. and Alam, M. (2005). Low-level laser therapy for wound healing: mechanism and efficacy. *Dermatol Surg*, 31(3), 334-340.
- [178] Gigo-Benato, D., Geuna, S. and Rochkind, S. (2005). Phototherapy for enhancing peripheral nerve repair: a review of the literature. *Muscle Nerve*, 31(6), 694-701. doi: 10.1002/mus.20305.
- [179] Chow, R. T., Johnson, M. I., Lopes-Martins, R. A. B. and Bjordal, J. M. (2009). Efficacy of low-level laser therapy in the management of neck pain: a systematic review and meta-analysis of randomised placebo or active-treatment controlled trials. *Lancet*, 374(9705), 1897-1908. doi: 10.1016/S0140-6736(09)61522-1.
- [180] McGuff, P. E., Bushnell, D., Soroff, H. S. and Deterling Jr, R. A. (1963). Studies of the surgical applications of laser (light amplification by stimulated emission of radiation).
- [181] Ryer, A. and Light, V. (1997). *Light measurement handbook*.
- [182] Newton, I. (2019). *Opticks: or, A treatise of the reflections, refractions, inflexions and colours of light. Also two treatises of the species and magnitude of curvilinear figures*. <http://archive.org/details/opticksortreatis00newt>. Son Erişim Tarihi 01.05.2022.
- [183] Liew, S. C. (2006). *Electromagnetic waves. centre for remote imaging, sensing and processing*. Retrieved,
- [184] Ullrich, D. (2004). Healing with light moves beyond fiction. *Healthlink. Medical College of Wisconsin*, 11.

- [185] Whelan, H. T. vd. (2000). The NASA light-emitting diode medical program-progress in space flight and terrestrial applications. In *AIP Conference Proceedings*, 504, 37-43.
- [186] Whelan, H. T. vd. (2001). Effect of NASA light-emitting diode irradiation on wound healing. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 19(6), 305-314.
- [187] Ross, G. and Ross, A. (t.y.). Photobiomodulation: an invaluable tool for all dental specialties. *VO L*, s. 8.
- [188] Hawkins, D. and Abrahamse, H. (2006). Effect of multiple exposures of low-level laser therapy on the cellular responses of wounded human skin fibroblasts. *Photomed Laser Surg*, 24(6), 705-714. doi: 10.1089/pho.2006.24.705.
- [189] Whinfield, A. L. and Aitkenhead, I. (2009). The light revival: does phototherapy promote wound healing? A review. *Foot (Edinb)*, 19(2), 117-124. doi: 10.1016/j.foot.2009.01.004.
- [190] De, T. N. and Turcotte, J. Y. (1994). Lasers in dentistry and in oral and maxillofacial surgery. *Journal (Canadian Dental Association)*, 60(3), 227-8.
- [191] Webb, C., Dyson, M. and Lewis, W. H. (1998). Stimulatory effect of 660 nm low level laser energy on hypertrophic scar-derived fibroblasts: possible mechanisms for increase in cell counts. *Lasers Surg Med*, 22(5), 294-301.
- [192] Sommer, A. P., Pinheiro, A. L., Mester, A. R., Franke, R. P. and Whelan, H. T. (2001). Biostimulatory windows in low-intensity laser activation: lasers, scanners, and NASA's light-emitting diode array system. *J Clin Laser Med Surg*, 19(1), 29-33. doi: 10.1089/104454701750066910.
- [193] Baxter, C. D. and Waylonis, G. W. (1995). Therapeutic Lasers: Theory and Practice. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 74(4), 327.
- [194] Hamblin, M. and Demidova, T. N. (2006). Mechanisms of low level light therapy. *Proc SPIE*, 6140, 1-12. doi: 10.1117/12.646294.
- [195] Oron, U. vd. (2001). Attenuation of infarct size in rats and dogs after myocardial infarction by low-energy laser irradiation. *Lasers Surg Med*, 28(3), 204-211. doi: 10.1002/lsm.1039.
- [196] Demidova-Rice, T. N., Salomatina, E. V., Yaroslavsky, A. N., Herman, I. M. and Hamblin, M. R. (2007). Low-level light stimulates excisional wound healing in mice. *Lasers Surg Med*, 39(9), 706-715. doi: 10.1002/lsm.20549.
- [197] Stolik, S., Delgado, J. A., Pérez, A. and Anasagasti, L. (2000). Measurement of the penetration depths of red and near infrared light in human 'ex vivo' tissues. *J. Photochem. Photobiol. B, Biol.*, 57(2-3), 90-93.
- [198] Skopin, M. D. and Molitor, S. C. (2009). Effects of near-infrared laser exposure in a cellular model of wound healing. *Photodermatol Photoimmunol Photomed*, 25(2), 75-80, Nis. doi: 10.1111/j.1600-0781.2009.00406.

- [199] Castano, A. P. vd. (2007). Low-level laser therapy for zymosan-induced arthritis in rats: Importance of illumination time. *Lasers Surg Med*, 39(6), 543-550, doi: 10.1002/lsm.20516.
- [200] Huang, Y. Y., Chen, A. C. H., Carroll, J. D. and Hamblin, M. R. (2009). Biphasic dose response in low level light therapy. *Dose Response*, 7(4), 358-383. doi: 10.2203/dose-response.09-027.Hamblin.
- [201] Kadenbach, B. (1983). Structure and evolution of the 'Atmungsferment' cytochrome c oxidase. *Angewandte Chemie International Edition in English*, 22(4), 275-283.
- [202] Hamblin, M. R. (2018). Mechanisms and Mitochondrial Redox Signaling in Photobiomodulation. *Photochem Photobiol*, 94(2), 199-212, doi: 10.1111/php.12864.
- [203] Karu, T. (2010). Mitochondrial mechanisms of photobiomodulation in context of new data about multiple roles of ATP. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28(2), 159-160, doi: 10.1089/pho.2010.2789.
- [204] Poyton, R. O. and Ball, K. A. (2011). Therapeutic Photobiomodulation: Nitric Oxide and a Novel Function of Mitochondrial Cytochrome C Oxidase", *Discovery Medicine*, 11(57), 154-159.
- [205] Mochizuki-Oda, N., Kataoka, Y., Cui, Y. Yamada, H., Heya, M. and Awazu, K. (2002). Effects of near-infra-red laser irradiation on adenosine triphosphate and adenosine diphosphate contents of rat brain tissue. *Neuroscience letters*, 323(3), 207-210.
- [206] Sutherland, J. C. (2002). Biological effects of polychromatic light. *Photochemistry and Photobiology*, 76(2), 164-170. doi: 10.1562/0031-86550760164BEOP L2.0.CO2.
- [207] Karu, T. (1987). Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 23(10), 1703-1717.
- [208] Karu, T. (1999). Primary and secondary mechanisms of action of visible to near-IR radiation on cells. *Journal of Photochemistry and photobiology B: Biology*, 49(1), 1-17.
- [209] Chandel, N. S., Trzyna, W. C., McClintock, D. S. and Schumacker, P. T. (2000). Role of oxidants in NF- κ B activation and TNF- α gene transcription induced by hypoxia and endotoxin. *The Journal of Immunology*, 165(2), 1013-1021.
- [210] Lubart, R., Eichler, M., Lavi, R., Friedman, H. and Shainberg, A. (2005). Low-energy laser irradiation promotes cellular redox activity. *Photomedicine and Laser Therapy*, 23(1), 3-9.

- [211] Ball, K. A., Castello, P. R. and Poyton, R. O. (2011). Low intensity light stimulates nitrite-dependent nitric oxide synthesis but not oxygen consumption by cytochrome c oxidase: Implications for phototherapy. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 102(3), 182-191.
- [212] Lohr, N. L., Keszler, A., Pratt, P., Bienengraber, M., Warltier, D. C. and Hogg, N. (2009). Enhancement of nitric oxide release from nitrosyl hemoglobin and nitrosyl myoglobin by red/near infrared radiation: potential role in cardioprotection", *Journal of molecular and cellular cardiology*, 47(2), 256-263.
- [213] Zhang, R. vd. (2009). Near infrared light protects cardiomyocytes from hypoxia and reoxygenation injury by a nitric oxide dependent mechanism. *Journal of molecular and cellular cardiology*, 46(1), 4-14.
- [214] Karu, T. I. and Kolyakov, S. F. (2005). Exact action spectra for cellular responses relevant to phototherapy. *Photomedicine and Laser Therapy*, 23(4), 355-361.
- [215] El Sayed, S. O. and Dyson, M. (1996). Effect of laser pulse repetition rate and pulse duration on mast cell number and degranulation. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 19(4), 433-437.
- [216] Walsh, L. J., Trinchieri, G., Waldorf, H. A., Whitaker, D. and Murphy, G. F. (1991). Human dermal mast cells contain and release tumor necrosis factor alpha, which induces endothelial leukocyte adhesion molecule 1. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(10), 4220-4224.
- [217] Hawkins, D. and Abrahamse, H. (2005). Biological effects of helium-neon laser irradiation on normal and wounded human skin fibroblasts. *Photomedicine and Laser Therapy*, 23(3), 251-259.
- [218] Ozawa, Y., Shimizu, N., Kariya, G. and Abiko, Y. (1998). Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone*, 22(4), 347-354, doi: 10.1016/S8756-3282(97)00294-9.
- [219] Stein, A., Benayahu, D., Maltz, L. and Oron, U. (2005). Low-level laser irradiation promotes proliferation and differentiation of human osteoblasts in vitro. *Photomedicine and Laser Therapy*, 23(2), 161-166.
- [220] Barushka, O., Yaakobi, T. and Oron, U. (1995). Effect of low-energy laser (he•ne) irradiation on the process of bone repair in the rat tibia. *Bone*, 16(1), 47-55.
- [221] Iscan, D. Photobiostimulation of gingival fibroblast and vascular endothelial cell proliferation.
- [222] Nicholson, P. T. and Plint, D. A. (1989). A long-term study of rapid maxillary expansion and bone grafting in cleft lip and palate patients. *The European Journal of Orthodontics*, c. 11(2), 186-192.

- [223] Saito, S. and Shimizu, N. (1997). Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111(5), 525-532.
- [224] Cepera, F. vd. (2012). Effect of a low-level laser on bone regeneration after rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(4), 444-450. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.10.023.
- [225] Ekizer, A., Uysal, T., Güray, E. and Yüksel, Y. (2013). Light-emitting diode photobiomodulation: effect on bone formation in orthopedically expanded suture in rats--early bone changes. *Lasers Med Sci*, 28(5), 1263-1270. doi: 10.1007/s10103-012-1214-0.
- [226] Miloro, M., Miller, J. J. and Stoner, J. A. (2007) Low-level laser effect on mandibular distraction osteogenesis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(2), 168-176, doi: 10.1016/j.joms.2006.10.002.
- [227] Kreisner, P. E. vd. (2010). Histological evaluation of the effect of low-level laser on distraction osteogenesis in rabbit mandibles. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal. Valencia*, 15(4), e616-e618.
- [228] Hübler, R. vd. (2010). Effects of low-level laser therapy on bone formed after distraction osteogenesis. *Lasers Med Sci*, 25(2), 213-219. doi: 10.1007/s10103-009-0691-2.
- [229] Güray, E. (2011). *Researches on light accelerated photomodulation therapy*. Biolux Meeting, USA: Las Vegas.
- [230] Kawasaki, K. and Shimizu, N. (2000). Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 26(3), 282-291.
- [231] Yoshida, T. vd. (2009). Low-energy laser irradiation accelerates the velocity of tooth movement via stimulation of the alveolar bone remodeling. *Orthodontics & craniofacial research*, 12(4), 289-298.
- [232] Fujita, S., Yamaguchi, M., Utsunomiya, T., Yamamoto, H. and Kasai, K. (2008). Low-energy laser stimulates tooth movement velocity via expression of RANK and RANKL. *Orthodontics & craniofacial research*, 11(3), 143-155.
- [233] Goulart, C. S., Nouer, P. R. A., Mouramartins, L., Garbin, I. U. and Lizarelli, R. D. F. Z. (2006). Photoradiation and orthodontic movement: experimental study with canines. *Photomedicine and Laser Therapy*, 24(2), 192-196.
- [234] Huang, T. H., Liu, S. L., Chen, C. L., Shie, M. Y. and Kao, C. T. (2013). Low-level laser effects on simulated orthodontic tension side periodontal ligament cells. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(2), 72-77.

- [235] Cruz, D. R., Kohara, E. K., Ribeiro, M. S. and Wetter, N. U. (2004). Effects of low-intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: A preliminary study. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 35(2), 117-120.
- [236] Youssef, M., Ashkar, S., Hamade, E., Gutknecht, N., Lampert, F. and Mir, M. (2008). The effect of low-level laser therapy during orthodontic movement: a preliminary study. *Lasers Med Sci*, 23(1), 27-33. doi: 10.1007/s10103-007-0449-7.
- [237] Ekizer, A., Türker, G., Uysal, T., Güray, E. and Taşdemir, Z. (2016). Light emitting diode mediated photobiomodulation therapy improves orthodontic tooth movement and miniscrew stability: A randomized controlled clinical trial. *Lasers Surg Med*, 48(10), 936-943. doi: 10.1002/lsm.22516.
- [238] Al Okla, N., Bader, D. and Makki, L. (2018). Effect of photobiomodulation on maxillary decrowding and root resorption: a randomized clinical trial. *APOS Trends in Orthodontics*, 8(2), 86-86.
- [239] Shaughnessy, T., Kantarcı, A., Kau, C. H., Skrenes, D., Skrenes, S. and Ma, D. (2016). Intraoral photobiomodulation-induced orthodontic tooth alignment: a preliminary study. *BMC Oral Health*, 16(1), 3, doi: 10.1186/s12903-015-0159-7.
- [240] Samara, S. A., Nahas, A. Z. and Rastegar-Lari, T. A. (2018). Velocity of orthodontic active space closure with and without photobiomodulation therapy: a single-center, cluster randomized clinical trial. *Lasers in Dental Science*, ss. 1-10.
- [241] Shaughnessy, T. G. (2015). Long-distance orthodontic treatment with adjunctive light therapy. *J Clin Orthod*, 49(12), 757-769.
- [242] Dickerson, T. E. (2017). Invisalign with photobiomodulation: optimizing tooth movement and treatment efficacy with a novel self-assessment algorithm. *J Clin Orthod*, 51(3), 157-165.
- [243] Ojima, K., Dan, C., Kumagai, Y. and Schupp, W. (2016). Invisalign Treatment Accelerated by Photobiomodulation. *J Clin Orthod*, 50(5), 309-317; quiz 319-320.
- [244] Torri, S. and Weber, J. B. B. (2013). Influence of low-level laser therapy on the rate of orthodontic movement: a literature review. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(9), 411-421,
- [245] Ge, M. K. vd. (2015). Efficacy of low-level laser therapy for accelerating tooth movement during orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Lasers Med Sci*, 30(5), 1609-1618. doi: 10.1007/s10103-014-1538-z.
- [246] Harris, E. F. (2000). Root resorption during orthodontic therapy. *Seminars in Orthodontics*, 6(3), 183-194. doi: 10.1053/sodo.2000.8084.
- [247] Ekizer, A., Uysal, T., Güray, E. and Akkuş, D. (2015). Effect of LED-mediated-photobiomodulation therapy on orthodontic tooth movement and root resorption in rats. *Lasers Med Sci*, 30(2), 779-785. doi: 10.1007/s10103-013-1405-3.

- [248] Nimeri, G., Kau, C., Corona, R. and Shelly, J. (2014). The effect of photobiomodulation on root resorption during orthodontic treatmentb *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 6, 1-8. doi: 10.2147/CCIDE.S49489.
- [249] Ng, D., Chan, A. K., Papadopoulou, A. K., Dalci, O., Petocz, P. and Darendeliler, M. A. (2018). The effect of low-level laser therapy on orthodontically induced root resorption: a pilot double blind randomized controlled trial. *Eur J Orthod*, 40(3), 317-325. doi: 10.1093/ejo/cjx065.
- [250] Uysal, T., Ekizer, A., Akcay, H., Etoz, O. and Guray, E. (2012). Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod*, 34(1), 44-51. doi: 10.1093/ejo/cjq166.
- [251] Güray, E. (2012). *Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy with excessive forces*. Research Meeting, Honolulu, Hawaii.
- [252] Tayer, B. H. and Burek, M. J. (1981). A survey of adults' attitudes toward orthodontic therapy. *American journal of orthodontics*, 79(3), 305-315.
- [253] Chumbley, A. B. and Tuncay, O. C. (1986). The effect of indomethacin (an aspirin-like drug) on the rate of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 89(4), 312-314.
- [254] Lim, H. M., Lew, K. K. and Tay, D. K. (1995). A clinical investigation of the efficacy of low level laser therapy in reducing orthodontic postadjustment pain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(6), 614-622.
- [255] Harazaki, M., Takahashi, H., Ito, A. and Isshiki, Y. Soft laser irradiation induced pain reduction in orthodontic treatment. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 39(2), 95-101.
- [256] Tortamano, A., Lenzi, D. C., Haddad, A. C. S. S., Bottino, M. C., Dominguez, G. C. and Vigorito, J. W. (2009). Low-level laser therapy for pain caused by placement of the first orthodontic archwire: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(5), 662-667, doi: 10.1016/j.ajodo.
- [257] Carvalho, C. M., de Lacerda, J. A., dos Santos Neto, F. P., Cangussu, M. C. T., Marques, A. M. C. and Pinheiro, A. L. B. (2010). Wavelength effect in temporomandibular joint pain: a clinical experience. *Lasers Med Sci*, 25(2), 229-232. doi: 10.1007/s10103-009-0695-y.
- [258] Seifi, M., Maghzi, A., Gutknecht, N., Mir, M. and Asna-Ashari, M. (2010). The effect of 904 nm low level laser on condylar growth in rats. *Lasers Med Sci*, 25(1), 61-65. doi: 10.1007/s10103-009-0651-x.
- [259] Abtahi, M., Poosti, M., Saghravanian, N., Sadeghi, K. and Shafaei, H. (2012). The effect of low level laser on condylar growth during mandibular advancement in rabbits. *Head Face Med*, 8(4). doi: 10.1186/1746-160X-8-4.

- [260] El-Bialy, T., Alhadlaq, A., Felemban, N., Yeung, J., Ebrahim, A. and Hassan, A. H. (2014). The effect of light-emitting diode and laser on mandibular growth in rats. *The Angle Orthodontist*, 85(2), 233-238.
- [261] Little, R. M. (1990). Stability and relapse of dental arch alignment. *British Journal of Orthodontics*, 17(3), 235-241.
- [262] Kim, S. J., Kang, Y. G., Park, J. H., Kim, E. C. and Park, Y. G. (2013). Effects of low-intensity laser therapy on periodontal tissue remodeling during relapse and retention of orthodontically moved teeth. *Lasers Med Sci*, 28(1), 325-333. doi: 10.1007/s10103-012-1146-8.
- [263] Jahanbin, A., Ramazanzadeh, B., Ahrari, F., Forouzanfar, A. and Beidokhti, M. (2014). Effectiveness of Er: YAG laser-aided fiberotomy and low-level laser therapy in alleviating relapse of rotated incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 146(5), 565-572. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.07.006.
- [264] Franzen, T. J., Zahra, S. E., El-Kadi, A. and Vandeyska-Radunovic, V. (2014). The influence of low-level laser on orthodontic relapse in rats. *European journal of orthodontics*, 37(1), 111-117.
- [265] Burstone, C. J. and Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics*, 77(4), 396-409.
- [266] Lindauer, S. J. (2001) The basics of orthodontic mechanics. In *Seminars in Orthodontics*, 7, 2-15.
- [267] Cattaneo, P. M., Dalstra, M. and Melsen, B. (2008). Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(5), 681-689. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.05.038.
- [268] Kuhlberg, A. J. and Priebe, D. N. (2001). Space closure and anchorage control. In *Seminars in Orthodontics*, 7, 42-49.
- [269] Manhartsberger, C., Morton, J. Y. and Burstone, C. J. (1989). Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *The Angle Orthodontist*, 59(3), 205-210.
- [270] Burstone, C. J. and Koenig, H. A. (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, 70(1), 1-19.
- [271] Smith, R. J. and Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*. 85(4), 294-307.
- [272] Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M. and Burstone, C. J. (1991). Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(1), 66-71.

- [273] Tanne, K., Koenig, H. A. and Burstone, C. J. (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(5), 426-431.
- [274] Storey, E. (1952). Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Australian J. Dent.*, 56, 11-18.
- [275] Quinn, R. S. and Yoshikawa, D. K. 1985. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 88(3), 252-260.
- [276] Nikolai, R. J. (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 68(3), 290-302.
- [277] Ren, Y., Maltha, J. C. and Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 86-92.
- [278] Sleichter, C. G. (1971). A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. *Angle Orthod*, 41(1), 66-75. doi: 10.1043/0003-3219(1971)041<0066:ACAOLA>2.0.CO;2.
- [279] Ricketts, R. M. (1979). *Bioprogressive therapy*. Rocky Mountain/Orthodontics.
- [280] Jarabak, J. R. and Fizzell, J. A. (1972). *Technique and treatment with light-wire edgewise appliances*. (2nd ed.), St. Louis, The CV Mosby Company.
- [281] Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 43(1), 32-45.
- [282] Lee, B. W. (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *Journal of dental research*, 44(5), 1053-1053.
- [283] Boester, C. H. and Johnston, L. E. (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *The Angle Orthodontist*, 44(2), 113-119.
- [284] Chung, P. C. K., Wei, S. H. Y. and Reynolds, I. R. (1989). In vitro testing of elastomeric modules. *British Journal of Orthodontics*, 16(4), 265-269.
- [285] Begg, P. R. (1968). The origin and progress of the light wire differential force technique. *Begg J Orthod Theory Treat*, 4(1), 9-34.
- [286] Begg, P. R. and Kesling, P. C. (1977). The differential force method of orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*, 71(1), 1-39.
- [287] Tanne, K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, A., Knox, J. and Jones, M. L. (1998). An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics*, 25(2), 109-115.

- [288] Roberts, W. E., Huja, S. and Roberts, J. A. (2004). Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives. *Seminars in Orthodontics*, 10, 123-161.
- [289] Nanda, R. (2005). *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- [290] Tselepis, M., Brockhurst, P. and West, V. C. (1994). The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(2), 131-138.
- [291] Raboud, D. W., Faulkner, M. G., Lipsett, A. W. and Haberstock, D. L. (1997). Three-dimensional effects in retraction appliance design. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(4), 378-392. doi: 10.1016/S0889-5406(97)70046-5.
- [292] Olson, J. E. (2011). The effect of archwire vibrations on the stick-slip behavior of the bracket-archwire interface utilizing clinically relevant tipping moments. Ph.D Thesis, University of Missouri, Kansas City.
- [293] Gjessing, P. (1985). Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *American Journal of Orthodontics*, 87(5), 353-362.
- [294] Daskalogiannakis, J. and McLachlan, K. R. (1996). Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(5), 489-495.
- [295] Rhee, J. N., Chun, Y. S. and Row, J. (2001). A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(3), 292-299. doi: 10.1067/mod.2001.112452.
- [296] Crismani, A. G., Bernhart, T., Bantleon, H. P. and Cope, J. B. (2005). Palatal implants: the straumann orthosystem. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 16-23. doi: 10.1053/j.sodo.2004.11.004.
- [297] Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H. M. and Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9-15. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.02.032.
- [298] Hart, A., Taft, L. and Greenberg, S. N. (1992). The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(5), 434-442.
- [299] Perez, C. A., de Alba, J. A., Caputo, A. A. and Chaconas, S. J. (1980). Canine retraction with J hook headgear. *American Journal of Orthodontics*, 78(5), 538-547.
- [300] McLaughlin, R. P. and Bennett, J. C. (1991). Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, 25(11), 687-696.
- [301] Shaw, M. M. and Waters, N. E. (1992). The characteristics of the Ricketts maxillary canine retractor. *The European Journal of Orthodontics*, 14(1), 37-46.

- [302] Dinçer, M. and Işcan, H. N (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction. *The European Journal of Orthodontics*, 16(4), 317-323.
- [303] Faulkner, M. G., Lipsett, A. W., El-Rayes, K. and Haberstock, D. L. (1991). On the use of vertical loops in retraction systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(4), 328-336.
- [304] Burstone, C. J. (1982). The segmented arch approach to space closure. *American journal of orthodontics*, 82(5), 361-378.
- [305] Ozkan, S. and Bayram, M. (2016). Comparison of direct and indirect skeletal anchorage systems combined with 2 canine retraction techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 150(5), 763-770.
- [306] Elrifai, R. E., Abdelnaby, Y. L., and Montasse, M. A. evaluation of maxillary canine retraction with remaloy cuspid retraction spring.
- [307] Darendeliler, M. A., Darendeliler, H. and Üner, O. (1997). The drum spring (DS) retractor: a constant and continuous force for canine retraction. *European Journal of Orthodontics*, 19(2), 115-130.
- [308] Gjessing, P. (1992). Controlled retraction of maxillary incisors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(2), 120-131.
- [309] Gjessing, P. (1994). A universal retraction spring. *Journal of Clinical Orthodontics*, 28(4), 222-242.
- [310] Eden, J. D. and Waters, N. E. (1994). An investigation into the characteristics of the PG canine retraction spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 105(1), 49-60.
- [311] Çetinşahin, A., Dinçer, M., Arman-Özçırpıcı, A. and Uçkan, S. (2010). Effects of the zygoma anchorage system on canine retraction. *Eur J Orthod*, 32(5), 505-513. doi: 10.1093/ejo/cjp167.
- [312] Ziegler, P. and Ingervall, B. (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(2), 99-106. doi: 10.1016/0889-5406(89)90388-0.
- [313] Häsler, R., Schmid, G., Ingervall, B. and Gebauer, U. (1997). A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites - a pilot study. *European journal of orthodontics*, 19(6), 711-719.
- [314] Kumar, Y. M., Ravindran, N. S. and Balasubramaniam, M. R. (2009). Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs”, *The Angle Orthodontist*, 79(2), 368-372.

- [315] Hayashi, K., Uechi, J., Murata, M. and Mizoguchi, I. (2004). Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 585-589.
- [316] Geron, S., Shpack, N., Kandos, S., Davidovitch, M. and Vardimon, A. D. (2003). Anchorage loss - a multifactorial response. *The Angle Orthodontist*, 73(6), 730-737.
- [317] Crismani, A. G., Bernhart, T., Baier, C., Bantleon, H. P. ve Kucher, G. (2002). Chair-side procedure for connecting transpalatal arches with palatal implants. *The European Journal of Orthodontics*, 24(4), 337-342.
- [318] Chen, F., Terada, K., and Handa, K. (2005). Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 75(3), 378-385.
- [319] Chen, H., Lowe, A. A., de Almeida, F. R., Wong, M., Fleetham, J. A. and Wang, B. (2008). Three-dimensional computer-assisted study model analysis of long-term oral-appliance wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(3), 393-407.
- [320] Zilberman, O., Huggare, J. and Parikakis, K. A. (2003). Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *The Angle Orthodontist*, 73(3), 301-306.
- [321] De Luca Canto, G., Pachêco-Pereira, C., Lagravere, M. O., Flores-Mir, C. and Major, P. W. (2015). Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*, 18(2), 65-76.
- [322] Taneva, E. D., Johnson, A., Viana, G. and Evans, C. A. (2015). 3D evaluation of palatal rugae for human identification using digital study models. *J Forensic Dent Sci*, 7(3), 244-252. doi: 10.4103/0975-1475.172451.
- [323] Cha, B. K., Lee, J. Y., Jost-Brinkmann, P. G. and Yoshida, N. (2007). Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology. *The European Journal of Orthodontics*, 29(4), 325-331.
- [324] Stevens, D. R., Flores-Mir, C., Nebbe, B., Raboud, D. W., Heo, G. and Major, P. W. (2006). Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 129(6), 794-803.
- [325] Li, S., Xia, Z., Liu, S. S. Y., Eckert, G. and Chen, J. (2014). Three-dimensional canine displacement patterns in response to translation and controlled tipping retraction strategies. *The Angle Orthodontist*, 85(1), 18-25.
- [326] Czarnota, J., Hey, J. and Fuhrmann, R. (2016). Measurements using orthodontic analysis software on digital models obtained by 3D scans of plaster casts. *J Orofac Orthop*, 77(1), 22-30. doi: 10.1007/s00056-015-0004-2.

- [327] Shpack, N., Davidovitch, M., Sarne, O., Panayi, N. and Vardimon, A. D. (2008). Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 95-100.
- [328] Oz, A. A., Arici, N. and Arici, S. (2011). The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. *The Angle Orthodontist*, 82(2), 326-332.
- [329] Abbas, N. H., Sabet, N. E. and Hassan, I. T. (2016). Evaluation of corticotomy-facilitated orthodontics and piezocision in rapid canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(4), 473-480.
- [330] Jesuino, F. A. S., Costa, L. R. and Valladares-Neto, J. (2010). Mesiodistal root angulation of permanent teeth in children with mixed dentition and normal occlusion. *Journal of Applied Oral Science*, 18(6), 625-629, doi: 10.1590/S1678-77572010000600015.
- [331] Cuoghi, O. A., Sella, R. C. and De Mendonça, M. R. (2010). Mesiodistal angulations of the mandibular canines, premolars and molars with or without the presence of third molars. *The European Journal of Orthodontics*, 32(4), 472-476.
- [332] Kök, H. (2009). *Segmental kanin retraksiyonunda prefabrike springler ile reverse closing loop'un karşılaştırılması*. Ph.D Thesis, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [333] Odabaş, B. (2011). *PG retraksiyon springi ile yapılan kanin distalizasyonunda kullanılan 3 farklı ağız içi ankraj sisteminin karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.
- [334] Özkan, S. (2012). *Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj kullanılarak yapılan iki farklı kanin distalizasyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması*. Doktora Tez, Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.
- [335] Dinç, M., Gülsen, A. and Türk, T. (2000). The retraction of upper incisors with the PG retraction system. *The European Journal of Orthodontics*, 22(1), 33-41.
- [336] Hoggan, B. R. and Sadowsky, C. (2001). The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(5), 482-488.
- [337] Genc, G., Kocadereli, I., Tasar, F., Kilinc, K., El, S. and Sarkarati, B. (2013). Effect of low-level laser therapy (LLLT) on orthodontic tooth movement. *Lasers in medical science*, 28(1), 41-47.
- [338] Doshi-Mehta, G. and Bhad-Patil, W. A. (2012). Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 289-297.
- [339] Heravi, F., Moradi, A. and Ahrari, F. (2014). The effect of low level laser therapy on the rate of tooth movement and pain perception during canine retraction. *Oral Health Dent Manag*, 13(2), 183-188.

- [340] Chung, S. E. V., Tompson, B. and Gong, S. G. (2015). The effect of light emitting diode phototherapy on rate of orthodontic tooth movement: a split mouth, controlled clinical trial. *J Orthod*, 42(4), 274-283, doi: 10.1179/1465313315Y.000000 0013.
- [341] Yassaei, S., Aghili, H., Afshari, J. T., Bagherpour, A. and Eslami, F. (2016). Effects of diode laser (980 nm) on orthodontic tooth movement and interleukin 6 levels in gingival crevicular fluid in female subjects. *Lasers Med Sci*, 31(9), 1751-1759. doi: 10.1007/s10103-016-2045-1.
- [342] Nahas, A. Z., Samara, S. A. and Rastegar-Lari, T. A. (2017). Decrowding of lower anterior segment with and without photobiomodulation: a single center, randomized clinical trial. *Lasers Med Sci*, 32(1), 129-135. doi: 10.1007/s10103-016-2094-5.
- [343] Limpanichkul, W., Godfrey, K., Srisuk, N. and Rattanayatikul, C. (2006). Effects of low-level laser therapy on the rate of orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res*, 9(1), 38-43. doi: 10.1111/j.1601-6343.2006.00338.x.
- [344] Bagga, D. (2010). Adult orthodontics versus adolescent orthodontics: an overview. *J Oral Health Comm Dent*, 4, 42-47. doi: 10.5005/johcd-4-2-42.
- [345] Mavreas, D. and Athanasiou, A. E. (2008). Factors affecting the duration of orthodontic treatment: a systematic review. *Eur J Orthod*, 30(4), 386-395. doi: 10.1093/ejo/cjn018.
- [346] Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W. and Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(5), 286-295.
- [347] Heiskanen, V. and Hamblin, M. R. (2018). Photobiomodulation: lasers vs. light emitting diodes? *Photochem. Photobiol. Sci.*, 17(8), 1003-1017. doi: 10.1039/c8pp90049c.
- [348] Haina, D., Brunner, R., Landthaler, M., Braun-Falco, O. and Waidelich, W. (1982). Animal experiments on light-induced woundhealing. In *Optoelectronics in Medicine*, Springer, ss. 164-169.
- [349] Bihari, I. and Mester, A. (1989). The biostimulative effect of low level laser therapy of long-standing crural ulcers using helium neon laser, helium neon plus infrared lasers, and noncoherent light: Preliminary report of a randomized double blind comparative study. *Laser therapy*, 1(2), 97-98.
- [350] de A. Chaves, M. E., de Araújo, A. R., Piancastelli, A. C. C. and Pinotti, M. (2014). Effects of low-power light therapy on wound healing: LASER x LED. *An Bras Dermatol*, 89(4), 616-623. doi: 10.1590/abd1806-4841.20142519.
- [351] Onac, I., Pop, L. and Onac, I. (1999). Implications of low power he-ne laser and monochromatic red light biostimulation in protein and glycoside metabolism. *Laser Therapy*, 11(3), 130-137. doi: 10.5978/islsm.11.130.

- [352] Chiari, S. (2016). Photobiomodulation and lasers. In *Tooth Movement* (ss. 118-123), Karger Publishers.
- [353] Langella, L. G. vd. (2018). Photobiomodulation versus light-emitting diode (LED) therapy in the treatment of temporomandibular disorder: study protocol for a randomized, controlled clinical trial. *Trials*, 19(1), 71. doi: 10.1186/s13063-018-2444-7.
- [354] Alikhani, M. vd. (2013). Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(5), 639-648. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.06.017.
- [355] Verna, C. (2015). Regional acceleratory phenomenon. In A. Kantarci, L. Will and S. Yen, S. Karger AG, (Ed.), *Frontiers of oral biology*, ss. 28-35. doi: 10.1159/000351897.
- [356] Kulshreshta, R., Tandon, R. and Chandra, P. (2015). *Canine retraction: A systematic review of different methods used*. doi: 10.4103/2278-0203.149608.
- [357] Burstone, C. J. and Goldberg, A. J. (1980). Beta titanium: a new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*, 77(2), 121-132.
- [358] Brantley, W. A. and Eliades, T. (2001). *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Thieme Stuttgart.
- [359] Kusy, R. P. (1997). A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *The Angle Orthodontist*, 67(3), 197-207.
- [360] Kusy, R. P. and Whitley, J. Q. (1997). Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Seminars in Orthodontics*, 3(3), 166-177. doi: 10.1016/S1073-8746(97)80067-9.
- [361] Verstrynge, A. Van Humbeeck, J. and Willems, G. (2006). In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(4), 460-470. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.12.030.
- [362] Hasler, R., Schmid, G., Ingervall, B. and Gebauer, U. (1997). A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites-a pilot study. *The European Journal of Orthodontics*, 19(6), 711-719. doi: 10.1093/ejo/19.6.711.
- [363] Gantes, B., Rathbun, E. and Anholm, M. (1990). Effects on the periodontium following corticotomy-facilitated orthodontics. Case reports. *Journal of periodontology*, 61(4), 234-238,
- [364] Zablocki, H. L., McNamara Jr, J. A., Franchi, L. and Baccetti, T. (2008). Effect of the transpalatal arch during extraction treatment", *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 133, (6), 852-860.

- [365] Stivaros, N., Lowe, C., Dandy, N., Doherty, B. and Mandall, N. A. (2010). A randomized clinical trial to compare the Goshgarian and Nance palatal arch. *The European Journal of Orthodontics*, 32(2), 171-176.
- [366] Wallis, C., Vasir, N. S. and Waters, N. E. (1998). A simplified method of attachment for the quadhelix and transpalatal arch. *British Journal of Orthodontics*, 25(4), 263-267.
- [367] Haas, S. E. and Cisneros, G. J. (2000). The goshgarian transpalatal bar: A clinical and an experimental investigation. *Seminars in Orthodontics*, 6(2), 98-105. doi: 10.1053/od.2000.5899.
- [368] Haas, S. E. and Cisneros, G. J. (2000). The goshgarian transpalatal bar: A clinical and an experimental investigation. *Seminars in Orthodontics*, 6, 98-105.
- [369] Kırçalı, M. and Yüksel, A. S. (2018). Evaluation of Dentoalveolar and Dentofacial Effects of a Mini-Screw-Anchored Pendulum Appliance in Maxillary Molar Distalization. *Turk J Orthod*, 31(4), 103-109, doi: 10.5152/TurkJOrthod.2018.18004.
- [370] Ghafari, J., Engel, F. E. and Laster, L. L. (1987). Cephalometric superimposition on the cranial base: a review and a comparison of four methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91(5), 403-413.
- [371] Türker, G. (2016). Düşük doz lazer tedavisi ve piezosizyon uygulamalarının kanin distalizasyonu sırasında ortodontik diş hareket hızı üzerine etkilerinin incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kayseri.
- [372] da Silva Sousa, M. V., Sousa, S., Scanavini, M. A., Sannomiya, E. K., Velasco, L. G. and Angelieri, F. (2011). Influence of low-level laser on the speed of orthodontic movement. *Photomed Laser Surg*, 29(3) 191-196. doi: 10.1089/pho.2009.2652.
- [373] Guram, G., Reddy, R. K., Dharamsi, A. M., Syed Ismail, P. M., Mishra, S. and Prakashkumar, M. D. (2018). Evaluation of low-level laser therapy on orthodontic tooth movement: a randomized control study. *Contemp Clin Dent*, 9(1), 105-109. doi: 10.4103/ccd.ccd_864_17.
- [374] Dakshina, C. K., Hanumanthaiah, S., Ramaiah, P. T., Thomas, T., Sabu, J. K. and Subramonia, S. (2019). Efficacy of low-level laser therapy in increasing the rate of orthodontic tooth movement: a randomized control clinical trial. *World*, 10(3), 178.
- [375] Türker, G. (2016). Düşük doz lazer tedavisi ve piezosizyon uygulamalarının kanin distalizasyonu sırasında ortodontik diş hareket hızı üzerine etkilerinin incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kayseri.
- [376] Dalaie, K., Hamed, R., Kharazifard, M. J., Mahdian, M. and Bayat, M. (2015). Effect of low-level laser therapy on orthodontic tooth movement: a clinical investigation. *J Dent (Tehran)*, 12(4), 249-256.
- [377] Altan, B. A., Sokucu, O., Toker, H. and Sumer, Z. (2014). The effects of low-level laser therapy on orthodontic tooth movement: Metrical and immunological investigation. *JSM Dent*, 2(4), 1040.

- [378] Dinçer, M. and Işcan, H. N. (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction. *Eur J Orthod*, 16(4), 317-323. doi: 10.1093/ejo/16.4.317.
- [379] Dinçer, M., Yücel-Eroğlu, E. and Uzuner, F. D. (2001). Are there any differences between the reactions to Gjessing's PG canine retraction spring in the two jaws?. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(2), 197.
- [380] Uzuner, D. (2000). *Sabit ortodontik tedavide kanin retraksiyonu safhasında kanin diş uygulanan kortikotomi'nin diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [381] Cura, B. (1995). *Kanin distalizasyonunda bölümlü ve devamlı arkların etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir.
- [382] Ricketts, R. M. (1979). Bioprogressive therapy. *USA Rocky ountain*,
- [383] Wilson, A. N., Middleton, J., McGuinness, N. and Jones, M. (1991). A finite element study of canine retraction with a palatal spring. *British Journal of Orthodontics*, 18(3), 211-218.
- [384] Özer, T. (2004). *Ortodontik vakalarda farklı yöntemlerle kanin distalizasyonunun etkilerinin incelenmesi*. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.
- [385] Keles, A. and Impram, S. (2003). An effective and precise method for rapid molar derotation: keles TPA. *World Journal of Orthodontics*, 4(3),
- [386] Bishara, S. E., Cummins, D. M. and Zaher, A. R. (1997). Treatment and post-treatment changes in patients with Class II, Division 1 malocclusion after extraction and nonextraction treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 111(1), 18-27.
- [387] Kim, E. and Gianelly, A. A. (2003). Extraction vs nonextraction: arch widths and smile esthetics. *The Angle Orthodontist*, 73(4), 354-358.
- [388] Davis, H. D. and Usiskin, L. A. (1981). Retraction of canines with axial control using extra-oral traction. *British journal of orthodontics*, 8(1), 23-30.
- [389] Aylıkçı, Ö. (2013). *Farklı kuvvet tiplerinin ortodontik diş hareketine etkilerinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.
- [390] Soyak, C. B. (1995). *Kanin distalizasyonunda bölümlü ve devamlı arkların etkilerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi*. Ege Üniversitesi, İzmir.
- [391] Toroğlu, M. S., Uzel, İ. ve Uzel, E. (2001). Farklı iki kanin retraksiyon zembereğinin klinik etkilerinin karşılaştırılması, 25(3-4), 36-47.
- [392] Sueri, M. Y. and Turk, T. (2006). Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *The Angle Orthodontist*, 76(6), 1010-1014. doi: 10.2319/100605-351.

- [393] Işık Aslan, B., Baloş Tuncer, B. and Dinçer, M. (2013). Are there differences on tooth movement between different sectional canine retractors? *J Orofac Orthop*, 74(3), 226-235. doi: 10.1007/s00056-013-0142-3.
- [394] Krishnan, V. and Kumar, K. J. (2004). Weld characteristics of orthodontic archwire materials. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 533-538.
- [395] Reitan, K. (1985). Biomechanical principles and reactions. T.M. Graber, B. F. Swain (Edi.), *Orthodontics: current principles and techniques*. (pp. 101-92). St Louis Mosby; Ren Y, Maltha J, Kuijpers-Jagtman AM (2003) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review”, *Angle Orthod*, c. 73, ss. 86-92,
- [396] Hixon, E. H., Atikian, H., Callow, G. E., McDonald, H. W. and Tacy, R. J. (1969). Optimal force, differential force, and anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 55(5), 437-457.
- [397] Baeten, L. R. (1975). Canine retraction: a photoelastic study. *American Journal of Orthodontics*, 67(1), 11-23.
- [398] Burstone, C. J., Van Steenberg, E., Hanley, K. J., Van Steenberg, E. and Steenberg, E. (1995). *Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique*. <https://www.scienceopen.com/document?vid=52bfa2f6-4b84-45d6-9d44-d0c9ab7b228d>. Son Erişim Tarihi: 13.02.2020.
- [399] Memili, B. (2009). *Çekimli vakalarda mini vida yöntemi ile üst kanin distalizasyonunun ankraj yönünden değerlendirilmesi*. PhD Thesis, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [400] Dinçyürek, Ç. (2009). *Sınıf I moderate ankraj olgularında kanin dişlerinin distalizasyonunda kullanılan iki farklı kuvvet sisteminin karşılaştırılması*. Yüksek Lisans Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.





EKLER


KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMA ETİK KURUL DEĞERLENDİRME FORMU

ETİK KURULUN ADI	KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Birimi Umuttepe Yerleşkesi /KOCAELİ
TELEFON	0262 303 71 64 – 74 50
FAKS	0262 303 74 63
E-POSTA	etikkurul@kocaeli.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Fotobiyomodülasyon Uygulamasının Kanın Distalizasyon Hızına, Miktarına ve Ağrıya Olan Etkilerinin Klinik Olarak Değerlendirilmesi			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜNÜN KODU	KOÜ KAEK 2015/258			
	EUDRACT NUMARASI				
	KOORDİNATÖRÜN ÜNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Alime Sema Yüksel			
	KOORDİNATÖRÜN UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI	Dt. Yaman Güray			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	ARAŞTIRMA MERKEZİ	Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	İLAÇ DIŞI ARAŞTIRMA			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	28/07/2015		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	28/07/2015		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	☐
	SIGORTA	☐
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒ Biolux Research Ltd. Vancouver, B C KANADA
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐
	ILAN	☐
	YILLIK BİLDİRİM	☐
	SONUÇ RAPORU	☐
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐
	DİĞER	☐

EK-1. (devam) Kocaeli Üniversitesi Klinik Araştırma Etik Kurul Değerlendirme Formu

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 30/14	Proje No: KOU KAEK 2015 /258	Tarih : 28/07/2015
	Prof. Dr. Alime Sema Yüksel sorumluluğunda yapılan ve yukarıda bilgileri verilen Klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.		

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Hasta Hakları Yönetmeliği (01.08.1998/23420), Hasta Hakları Yönetmeliği Değişiklik Yapılmasına Dair Yönetmelik (8 Mayıs 2014/ 28994), Helsinki Bildirgesi (2008), İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu (Nisan 2013),ICH/GCP-Guideline for Good Clinical Practice (10 Haziran 1996)İnsan Denekleri İçeren Biyomedikal Araştırmaların Uluslar arası Rehber Kuralları (CIOMS, 2002), Biyotıp Araştırmalarına İlişkin İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesine Ek Protokolün Onaylanmasının Uygun Bulunduğuna Dair Kanun (10 Mart 2011/6212), Biyoloji ve Tıbbın Uygulanması Bakımından İnsan Hakları ve İnsan Haysiyetinin Korunması Sözleşmesi: İnsan Hakları ve Biyotıp Sözleşmesi (4 Nisan 1997), Ek Madde - 10 (6 Nisan 2011, 6225)) Resmi Gazetede 13.04.2013 tarih ve 28617 sayı ile yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik (25 Haziran 2014/29041)
----------------------	--

ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI: PROF. DR. NERMIN ERSOY
ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Nermin ERSOY Başkan	Tıp Tarihi ve Etik	KOU Tıp Fak. Tıp Tarihi ve Etik AD	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	N. Ersoy
Prof. Dr. Dilek URAL Başkan Yrd.	Kardiyoloji	KOU Tıp Fak. Kardiyoloji AD	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	U. Ural
Prof. Dr. B. Faruk ERDEN Üye	Farmakoloji	KOU Tıp Fak. Farmakoloji AD	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	B. Faruk Erden
Prof. Dr. Gülcan TÜRKER Üye	Pediyatri	KOU Tıp Fak. Çocuk Sağ. ve Hst.AD	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	G. Türker
Prof. Dr. Yavuz GÜRKAN Üye	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	KOU TF Anesteziyoloji ve Reanimasyon	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	Y. Gürkan
Prof. Dr. Hale M. KIR Üye	Biokimya	KOU Tıp Fak. Biokimya AD	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	H. M. Kir
Doç. Dr. Ayşe KARSON Raportör	Fizyoloji	KOU Tıp Fak. Fizyoloji AD	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	A. Karson
Uzm. Dr. Murat GÜVEN Üye	Genel Cerrahi	Kocaeli Derince Eđt. ve Arş. Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	M. Güven
Uzm. Dr. Berna A. ŞERİFİ Üye	Halk Sağlığı	İzmit 1 Nolu AÇSAP	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	B. A. Şerifi
Ersayın IŞIK Üye	Avukat	Kocaeli Barosu	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E. Işık
Yasemin ÜLSOY Üye	Hasta Hakları Temsilcisi	Ev Hanımı	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	Y. Ülsöy
Yrd. Doç. Dr. Önjen TAK	Danışman Dış Hekimi	KOU Dış Hekimliği Fak.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	O. Tak

* :Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Değerlendirme Formu
28 Nisan 2009 Versiyon No 1

EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu (BGOF)**BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU
(BGOF)**

Bu katıldığınız çalışma, bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı **“Fotobiyomodülasyon Uygulamasının Kanin Distalizasyon Hızına ve Tedavi Süresine Etkisinin Klinik Olarak Değerlendirilmesi”**dir.

Bu araştırmanın amacı “Düşük doz led ışığı uygulamasının diş hareketi miktarına, süresine ve ağrıya etkilerinin değerlendirilmesi” dir. Bu çalışmada, size ortodontik tedavi, dört premolar diş çekimi veya sadece üst 2 premolar diş çekimi ile uygulanacaktır. Bu çalışmada yer almanız öngörülen süre 6 ay olup, çalışmada yer alacak gönüllülerin sayısı 30’dur.

Bu araştırma ile ilgili olarak; randevularınıza düzenli ve zamanında gelmek, uygulanan tedavi şemasına özen göstermek, araştırıcının önerilerine uymak ve ağız hijyeninize özen göstermek sizin sorumluluklarınızdır.

Bu çalışmada sizin için normal ortodontik tedavide karşılaşılan riskler ve rahatsızlıklar dışında herhangi bir risk ve rahatsızlık söz konusu değildir; ancak sizin için beklenen yararlar diş hareketi miktarının hızlanması, ortodontik tedavi sürenizin kısalması ve iyileşme periyodunuzun hızlanması’dır.

Bu çalışmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Çalışmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada çalışmaktan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır.

Araştırmacı, bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini arttırmak vb. nedenlerle sizi çalışmaktan çıkarabilir.

Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Bu araştırma hakkında veya çalışmayla ilgili herhangi bir advers olay hakkında daha fazla bilgi temin edebilmek için Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’ndan Dt. Yaman GÜRAY ile doğrudan veya 05322509900 nolu telefonla günün 24 saatinde temasa geçebilirsiniz.

EK-3. Onam Formu**ONAM FORMU**

Araştırmanın Adı: Fotobiyomodülasyon Uygulamasının Kanin Distalizasyon Hızına, Tedavi Süresine ve Ağrıya Etkisinin Klinik Olarak Değerlendirilmesi

	Evet	Hayır
Hasta Bilgilendirme Formunu okudunuz mu?	☐	☐
Araştırma projesi size sözlü olarak da anlatıldı mı?	☐	☐
Size araştırmayla ilgili soru sorma, tartışma fırsatı tanındı mı?	☐	☐
Sorduğunuz tüm sorulara tatmin edici yanıtlar alabildiniz mi?	☐	☐
Araştırma hakkında yeterli bilgi aldınız mı?	☐	☐
Herhangi bir zamanda herhangi bir nedenle ya da neden göstermeksizin araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğunuzu anladınız mı?	☐	☐
Araştırma sonuçlarının uygun bir yolla yayınlanacağına katılıyor musunuz?	☐	☐
Yukarıdaki soruların yanıtları size kim tarafından açıklandı? <i>Lütfen ismini yazınız....</i>		

Gönüllünün:**Velayet veya Vesayet Altında Bulunanlar İçin Veli veya Vasinin:**

Adı-Soyadı :

Adı-Soyadı :

Adresi :

Adresi :

Tel :

Tel :

Tarih :

Tarih :

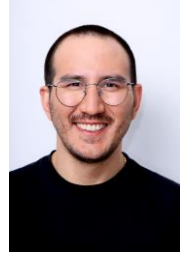
İmza :

İmza :

Açıklamaları Yapan Araştırmacının:

Adı-Soyadı:

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÜRAY, Yaman

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 1990 - Ankara

Medeni hali : Evli

e-mail : yamanguray@gmail.com

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı	Devam ediyor.
Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	TED Ankara Koleji	2007

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2022-	Global Ankara Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi
2020-	ClearCorrect Şeffaf Plak Sistemi- Straumann Group	Klinik Danışman
2017-2022	Bolu Klinik 14 Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Katıldığı Kongreler, Kurslar ve Fuarlar

2006 - American Association of Orthodontists, Las Vegas, Nevada, USA.

2014 - American Association of Orthodontists, New Orleans, USA.

2014 - Benedict Wilmes Palatinal Ankraj.

2015 - World Federation of Orthodontists, London, UK.

2015 - IDS- International Dental Schau, Koln, Germany.

2018 - Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İzmir.

2019 - Türk Ortodonti Derneği Kongresi, Ankara.

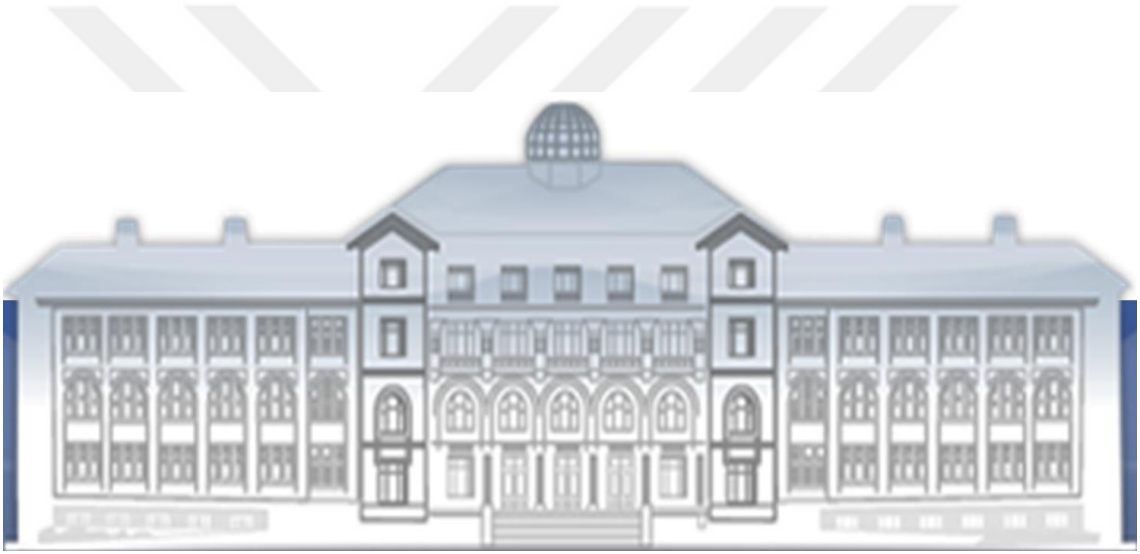
2019 - İnvialign Sertifikasyon Kursu.

Poster Sunumu

1. Güray, Y. (2015). *Evaluation of mandibular arch posterior space in different antero-posterior skeletal patterns by gender*. WFO, London.
2. Güray, Y., (2018). *Sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde mandibular posterior boşluğun değerlendirilmesi*. TOD, Ankara.

Yayınlar

1. Güray, Y. (2012). Temporary bite opening with guray bite raiser. *Florida: Ortho Technology*, 1-8.
2. Bozkaya, E., Kaygısız, E., Tortop, T., Güray, Y., and Yüksel, S. (2020). Mandibular posterior space in class II division 1 and 2 malocclusion in various age groups. *Journal of Orofacial Orthopedics= Fortschritte der Kieferorthopadie: Organ/official Journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopadie*.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

