

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

VİBRASYON UYGULAMALARININ ORTODONTİK
TEDAVİ ETKİNLİĞİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

Barış Can TELATAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŐMAN
Doç. Dr. Ahmet Yalçın GÜNGÖR

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinasyon Birimi
Tarafindan TDH-2015-632 proje numarası ile desteklenmiştir.

2016-ANTALYA

ONAY SAYFASI

(EK 3)

Bariş Can TELATAR tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği oy çokluğu ile Ortodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.
10/11/2016

İmza

Üye : Prof. Dr. Sibel BİREN
Marmara Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Zafer SARI
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Ahmet Yalçın GÜNGÖR
Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, 23/11/2016 tarih ve 38/148 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Karsat ER

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

(EK 4)

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aday

Barış Can TELATAR

İmza

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Ahmet Yalçın GÜNGÖR

İmza

TEŐEKKÜR SAYFASI

Uzmanlık tezimin hazırlanması esnasında çalıőmalarıma bilgi ve deneyimleriyle yön veren tez hocam Doç Dr. Ahmet Yalçın GÜNGÖR'e, tezim için gerekli olan ilave ve düzeltmeler hususunda fikirlerini benimle paylaşan jüri üyeleri Prof. Dr Sibel Biren ve Prof. Dr. Zafer SARI' ya, birlikteyken sayısını hatırlayamayacağım kadar keyifli zamanlar geçirdiğim çok değerli asistan arkadaşlarıma, benden uzaktayken bile desteğini hep yanıbaşımnda hissettiğim sevgili Gül' e ve üzerimde sonsuz emeği bulunan aileme Őükranlarımı sunarım.



ÖZET

Vibrasyon Uygulamalarının Ortodontik Tedavi Etkinliği Üzerindeki Etkilerinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı; non-invaziv fiziksel bir yöntem olan vibrasyon uygulamasının ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesidir.

Yöntem: Klinik olarak mekanik vibrasyon uygulamak amacıyla FDA onaylı sınıf 2 medikal aygıt olan Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) kullanılmıştır. Çalışmamızda sınıf 2 bölüm 1 malokluzyona sahip veya şiddetli çapraşıklığı bulunan ortodontik tedavi planlaması gereği birinci premolar dişlerin çekimi gereken 10 erkek, 10 kız olmak üzere 20 hasta dahil edilmiştir. Hastalar çalışma ve kontrol grubu olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Kanin distalizasyonundan hemen önce ve boşluk kapatıldıktan sonra 3Shape TRIOS R700 (3Shape Inc., Copenhagen, Denmark) cihazı ile 3 boyutlu dijital modeller elde edilmiştir. Başlangıç ve bitim aşamasında kanin ve molar dişler arasındaki mesafeler ölçülmüştür. Elde edilen bulgular SPSS 23.0 program (IBM SPSS Statistic for Windows, NY, USA) kullanılarak değerlendirilmiştir.

Bulgular: Kontrol grubu için alt ve üst kaninlerde aylık diş hareket miktarı 1.06 mm olarak hesaplandı. Çalışma grubunda üst kaninlerin hareket hızı aylık 1.24 mm, alt kaninlerin ise 1.09 mm olarak hesaplandı.

Sonuç: Araştırmamızın sonuçlarına göre Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) uygulanmış grup ile kontrol grubu arasında kanin distalizasyon hızı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Vibrasyon, ortodontik diş hareketi, 3 boyutlu dijital model.

ABSTRACT

Evaluation The Effectiveness Of The Vibrational Applications On Orthodontic Treatment

Objective: The aim of this study is to evaluate the effect of vibrational applications, that is a non-invasive physical method, on the rate of orthodontic tooth movement.

Method: Aceledent (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) is a class 2 medical device with FDA approval was used to apply mechanical vibration clinically. Twenty patients (10 boys and 10 girls) who had class 2 division 1 malocclusion or severe crowding and need first premolar extractions as a treatment modality were included to the study. The patients were divided into two groups as control and study. The 3-dimensional digital models were taken just before canine distalization and after space closure by 3Shape TRIOS R700 (3Shape Inc., Copenhagen, Denmark) device. The dimensional measurements between molars and canines were evaluated. The results were assessed with SPSS 23.0 programme (IBM SPSS Statistics for Windows, NY, USA).

Results: Toot movement speed was 1.06 mm/month for mandibular and maxillary canine teeth in control group. In study group movement speed for maxillary canines were 1.24 mm/month and for mandibular canines were 1.09 mm/month.

Conclusion: According to our results, there were no differences between Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) applied group and control group in the rate of canine distalization.

Key words: Mechanical vibration, orthodontic tooth movement, 3 dimensional digital model

İÇİNDEKİLER

	Sayfa no
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar DİZİNİ	vi
SEMBOL LİSTESİ	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Ortodontik Diş Hareketi.....	3
2.2. Diş Hareketinde Periodontal Ligament.....	4
2.3. Ortodontik Diş Hareketinde Osteoklastogenezis	5
2.4 Ortodontik Diş Hareketinde Osteogenezis.....	6
2.5. Mekanotransduksiyon	6
2.6. Ortodontik Diş Hareketinin Kuramsal Mekanizmaları	7
2.6.1 Pizeoelektrik Teori	7
2.6.2. Basınç Gerilim Teorisi	8
2.6.3.Sıvıların Akışkanlığı Teorisi	8
2.7. Ortodontik Diş Hareketini Hızlandırma Teknikleri	9
2.7.1. Kimyasallar	9
2.7.1.1. Prostaglandinler	9
2.7.1.2. Kortikosteroidler	10
2.7.1.3. Paratiroid Hormonu	10
2.7.1.4. 1,25 Dihidroksikolekalsiferol (1.25 DHCC)	10
2.7.1.5. Lökotrienler	11
2.7.1.6. Osteokalsin.....	11
2.7.1.7. Nitrik Oksit.....	11
2.7.2. Cerrahi Yöntemler	12
2.7.2.1. Kortikotomi	12
2.7.2.2. Piezoinsizyon	13
2.7.2.3. Periodontal Ligament Distraksiyonu	14

2.7.2.4. Mikro-Osteoperforasyon (MOP))	14
2.7.2.5. Perisegmental Kortikotomi	15
2.7.3. Fiziksel Yöntemler	15
2.7.3.1. Fotobiyomodulasyon	15
2.7.3.2. Elektrik Akımı Uygulaması	16
2.7.3.3. Elektromanyetik Alan Uygulamaları	16
2.7.3.4.Vibrasyonel Uygulamalar	17
2.8. Vibrasyonel Kuvvetlerin Diş Hareket Miktarıyla İlişkisi	19
2.9. Vibrasyonel Kuvvetlerin Ağrı İle İlişkisi	20
2.10.Vibrasyonel Kuvvetler İle Kök Rezorpsiyonu İlişkisi	20
2.11.Ortodontide Üç Boyutlu Dijital Modelleme.....	22
2.11.1. Ortodontik Modellerin Taranması	23
2.11.2. Ağız İçi Tarama.....	23
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	25
3.1.Hasta Seçimi.....	25
3.2.Vibrasyon Uygulayıcı Cihazın Özellikleri	26
3.3.Tedavi Protokolü	33
3.4.Distalizasyon Sonrası Bulguların Toplanması	35
3.5.İstatistiksel Analiz	38
4. BULGULAR	39
4.1. Metot Hatasının Belirlenmesi	39
4.2.Ortodontik Diş Hareket Hızı Ölçüm Bulguları	39
4.3. Kanin Dişlerin Devrilme Miktarı Bulguları	41
4.4. Aceledent Kullanım Uyumuna Ait Bulgular	41
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	56
7.KAYNAKLAR.....	57
8. ÖZGEÇMİŞ.....	Ek 8

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa no
Şekil 3.1. Seyahat Çantası.....	27
Şekil 3.2. Şarj Adaptörü.....	27
Şekil 3.3. Ağız içi parçası	28
Şekil 3.4. Vibrasyon üreten aygıtın aktivatör parçasının görünümü.....	29
Şekil 3.5. Aktivatör kısmında bulunan USB girişi bilgisayara bağlanarak veriler elde edilmektedir.....	29
Şekil 3.6. Bir hastaya ait Aceledent Aura'nın kullanım oranını gösteren şema.....	30
Şekil 3.7. Mikroişlemci yardımıyla elde edilmiş olan bir hastaya ait kullanım süresi ve oranlarını gösteren ekran görüntüsü (örnek olarak ilk 20 günlük).....	31
Şekil 3.8. Aceledent Aura'nın yandan görüntüsü, ağız içi parçayla aktivatör kısmı anahtar kilit uyumuna benzer mekanizmayla birleştirilmiş.....	31
Şekil 3.9. Aceledent Aura cihazının önden görünüşü.....	32
Şekil 3.10. Aceledent Aura cihazının üstten görünüşü.....	32
Şekil 3.11. a) Sağ alt kanin diş için distalize edici kuvvet uygulanmış. b) Sol üst ve sol alt kanin dişler için distalize edici kuvvetler uygulanmış. c) Sağ alt bölgedeki çekim boşluğu kapanmış. d) Sol üst ve sol alt bölgelerde çekim boşlukları kapanmış.....	34
Şekil 3.12. Aceledent Aura aygıtının hasta tarafından kullanımı a) önden görünümü, b) yandan görünümü.....	35
Şekil 3.13. Kanin distalizasyonu tamamlanmış bir hastanın 3B dijital modellerinin okluzal görüntüsü (a-c) Seviyeleme sonrası distalizasyonun hemen öncesi, (b-d) Kanin distalizasyonu sonrası.....	36
Şekil 3.14. Panoramik radyografilerde kanin dişlerin devrilme açılarının gösterilmesi. A) Başlangıç açıları, B) Kanin distalizasyonu sonrası açıları.....	36
Şekil 3.15. Distalizasyon öncesi seviyelemeden hemen sonra kanin braketinin distal kenarı ile molar bandının mezyal kenarı arasındaki mesafenin 3B olarak ölçülmesi.....	37
Şekil 3.16. Kanin distalizasyonu tamamlandıktan sonra kanin braketinin mezyal kenarı ile molar bandının mezyal kenarı arasındaki mesafenin 3B olarak ölçülmesi.....	37
Şekil 4.1. Toplam sürede alt ve üst kanin dişleri için çalışma ve kontrol grubundaki diş hareket hızının ortalamalarının karşılaştırılması.....	40
Şekil 4.2. Yaş ile kullanım oranı arasındaki ilişki.....	43
Şekil 4.3. Cinsiyet ile kullanım oranı arasındaki ilişki.....	43

TABLULAR DİZİNİ

	Sayfa no
Tablo 3.1. Çalışma ve kontrol grubundaki hastaların yaş ortalaması ve standart sapma değerleri.....	26
Tablo 3.2. Çalışma ve kontrol gruplarındaki hastaların cinsiyete göre dağılımları	26
Tablo 4.1. Kontrol ve çalışma grubunda test tekrar test yöntemi ile ölçülen hızlar için sınıf-içi korelasyon katsayıları	39
Tablo 4.2 Toplam sürede alt ve üst çene için çalışma ve kontrol grubunda meydana gelen diş hareket hızının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.....	40
Tablo 4.3. Toplam sürede alt ve üst çene için çalışma ve kontrol grubunda meydana gelen devrilme miktarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.....	41
Tablo 4.4. Aceledent in kullanım yüzdeleri	42

SEMBOL LİSTESİ

N	Newton
CGRP	Kalsitonin gen ilişkili peptid
IL	İnterlökin
TNF	Tümör nekroz faktör
RANKL	Reseptör aktivator nükleer kappa B ligand
dk	Dakika
COX	Siklooksijenaz
MMPS	Matrix metalloproteinaz
TIMPS	Metallo proteinazların doku inhibitörleri
CS	Kondroidin sülfat
HS	Heparin sülfat
HA	Hyaluronik asit
VEGF	Vazoendotelial büyüme faktörü
TGF	Tümör büyüme faktörü
BMP	Kemik morfogenetik protein
EGF	Epidermal büyüme faktörü
DHCC	Di hidroksi kolekalsiferol
PAOO	Periodontal olarak hızlandırılmış osteojenik ortodonti
RAP	Bölgesel hızlandırıcı fenomen
MOP	Mikro- osteo perforasyon
ATP	Adenozin trifosfat
nm	Nanometre
mW	Miliwatt
Sm₂Co₁₇	Samaryum kobalt
Hz	Hertz
NSAI	Non steroid anti enflamatuar
KIBT	Konik ışınli bilgisayarlı tomografi
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
CT	Bilgisayarlı tomografi
Nİ-Tİ	Nikel- titanyum
SS	Çelik tel



1. GİRİŞ

Başarılı ortodontik diş hareketi, eksternal kuvvetlerin bir sonucu olarak periodonsiyumla birlikte çevresel dokuların uygun bir şekilde yeniden yapılanmasına dayanmaktadır.(1) Her ne kadar hücresele düzeydeki doku cevabı hızlı olsa da ortodontik diş hareketi yavaş gelişir ve sabit apareylerle yapılacak bir ortodontik tedavi için ortalama 2 yıl gereklidir.(2, 3) Tedavi süresinin uzamasıyla birlikte kök rezorpsiyonu,(4) mine demineralizasyon riski(5) ve ağız hijyeninin kötüye gitmesine bağlı olarak periodontal problemlerin ortaya çıkma ihtimali(6) artmaktadır. Uzun süreli sabit tedaviye bağlı olumsuz sonuçlardan dolayı, ortodontistler uzun olan tedavi süresini azaltmak için ilave girişimlere yönelmişlerdir. Diş hareketini hızlandırma teknikleri üç ana başlık altında değerlendirilmiştir. Bunlar; cerrahi, kimyasal ve fiziksel yöntemlerdir.(7)

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak için önerilmiş olan fiziksel yöntemlerden biri de aralıklı vibrasyonel kuvvetlerin kullanılmasıdır.(8, 9, 10) Yüz yılı aşkın bir süredir vibrasyon gibi çevresel fiziksel faktörlerin kemiğin densitesini etkilediği bilinmektedir.(11)

Çevresel faktörlerin değiştirilmesi amacıyla başvurulmuş olunan yüksek frekans ve düşük magnitütlü mekanik stimülasyon uygulamalarının kemik ve kas kütlelerini arttırmada etkili olduğu ileri sürülmektedir.(12) Vibrasyonel kuvvetlerin tıptaki başlıca kullanım alanlarından biri de postmenapozal kadınlarda kemik kayıplarının önüne geçmektir.(13) Benzer olarak sutural büyüme ve kemik remodelingini arttırmak amacıyla kraniyo-fasiyal bölgeye de uygulanmış,(14, 15)ratlar üzerinde vibrasyonel kuvvetlere bağlı olarak ekspansiyon ve boşluk kapatma hızında belirgin artış gözlenmiştir.(8, 9)

Bununla birlikte vibrasyonel kuvvetlere bağlı olarak ark teli ile braket arasında sürtünmenin azalacağı ve bu sayede diş hareket hızının arttırılabileceği ileri sürülmüştür.(16, 17) Bu bulgular, araştırmacıları periodontal remodeling hızını ve ortodontik diş hareket hızını arttırmak amacıyla, vibrasyonel kuvvetleri insanlar üzerinde kullanmaya teşvik etmiştir.

Günümüzde dişlere vibrasyonel kuvvet iletmek üzere tasarlanmış birkaç farklı aygıt bulunmaktadır. Accedent Aura (OrtoAccel Technologies Inc, Texas, USA) aygıtı da

bunlardan biridir. Acceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) 30 Hz frekansta, 0.2 N'luk vibrasyonel kuvvet üreten, aktivatör ve uzaklaştırılabilir ağız içi parçadan oluşan hands-free bir ağıttır. Kullanımı esnasında hastanın ağız içi parçayı maksiller ve mandibular dişlerle temasta olacak şekilde hafifçe ısırması gerekir ve üretici fitma tarafından günde 20 dakika kullanılması tavsiye edilmiştir.

Bu tez çalışmasının amacı, non-invaziv bir yöntem olan vibrasyon uygulamasının ortodontik diş hareketi hızı üzerine olan etkilerinin incelenmesidir. Başlangıç hipotezi "Vibrasyon uygulamasının ortodontik diş hareket hızını arttırıcı veya azaltıcı etki göstermeyeceği" şeklinde olmuştur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi eksternal kuvvetlere bağlı olarak gelişen patolojik ve fizyolojik cevapların bir kombinasyonudur(18) ve dişleri çevreleyen dokularda meydana gelen minör, geri dönüşümlü zedelenmeler eşliğinde gerçekleşir.(19)

Klinik olarak ortodontik diş hareketi üç aşamada meydana gelmektedir;

- Başlangıç ani diş hareketi,
- Görünür herhangi bir hareketin olmadığı gecikme aşaması,
- Lineer diş hareketinin olduğu aşama.

Bir diş hareket ettirmek için bir kuvvet uygulandığında, diş çevreleyen dokularda kabaca basınç ve gerilim olarak adlandırılabilir kuvvet bölgeleri oluşur.(18) Periodontal ligamentin sıkıştırılmasına bağlı olarak gelişmiş olan başlangıç enflamatuvar olay sonucunda hiyalinizasyon olarak adlandırılan odaksal nekroz alanları ve komşu periodontal ligamentte hiperemi gözlenir.(20) Bu nekrotik alanlarca salgılanan çeşitli kemoatraktanlarla(21) dev, fagositik, çok hücreli asit fosfataz pozitif hücreler nekrotik periodontal ligament etrafına çağrılır(22) ve bu hücrelerce nekrotik periodontal ligament ile birlikte kemik ve sement dokusunda rezorpsiyon gerçekleşir. Osteoklastlar komşu kemik iliği boşluklarından toplanmaktadır.(23) Osteoklastlar toplanmaya ve nekrotik doku ortamdan uzaklaştırılmaya kadar diş hareketi duraksar ve bu da klinik olarak ortodontik diş hareketinin ikinci aşamasını oluşturur.

Enflamatuvar reaksiyon gelişimi boyunca nörovasküler mekanizmaların diş hareketi üzerinde önemli bir rolü olduğuna dair birçok kanıt mevcuttur.(18) Ortodontik diş hareketi boyunca kalsitonin gen ilişkili peptid (CGRP) ve Substance P' nin periodontal ligamentte uzun süre kaldığı bildirilmiştir.(24) Dahası buna bağlı olarak endotelial hücreler ve fibroblast proliferasyonunun da eşlik ettiği(25) vasodilatasyon ve damar geçirgenliğinde artış görülür.

Basınç bölgesindeki doku rezorpsiyonunu sağlayan pro-enflamatuvar sitokin ve lizozomal enzimlerin rolü iyi anlaşılmıştır.(18) Prostaglandinler, IL-1, IL-6, TNF alfa ve RANKL miktarının diş hareketi esnasında periodontal ligamentte yükseldiği görülmüştür.(26) Ortodontik diş hareketi esnasında yumuşak ve sert dokuların

ayrıştırılmasında makrofajlarla birlikte pivot role sahip olduğunu kanıtlayacak şekilde lizozomal enzimler, asit fosfataz(21, 27) ve katepsin B(26) nin basınç bölgelerinde arttığı bildirilmiştir.

Gerilim bölgeleri, belirgin enflamatuar komponenti olmayan primer osteojenik alanlar olarak karakterize edilmiştir.(18) Buna zıt olarak yüksek gerilim kuvvetleri pro-enflamatuar etki göstererek, enflamatuar sitokinlerin artışına yol açar.(28) Bu bulgular diş hareket modelleri üzerinde uygulanmış, düşük gerilim kuvvetlerinin olduğu olgularda IL-1 alfa ve COX-2 olmaması ve yüksek gerilim kuvvetlerinin olduğu modellerde IL-1 alfa ve COX-2 düzeyinde artışın saptanmasıyla doğrulanmıştır.(29)

Ortodontik diş hareketi esnasında basıncın olduğu alanda kemik rezorbsiyonunun ve gerilimin olduğu tarafta kemik apozisyonunun görülmesi başlangıçta paradoks olarak düşünülebilir. Çünkü güncel literatürde basınç, kemik apozisyonu ve basıncın olmadığı bölgeler de kemik rezorbsiyonuyla ilişkilidir.(30) Bu farklılık şu sebeplere dayandırılmaktadır; birincisi, basıncın arttığı bölgelerde doku zedelenmesi meydana gelir ve bunun üzerine, önceden sentezlenmiş enflamatuar ürünlerin fizyolojik transduksiyonu eklenerek kemik rezorbsiyonu gerçekleşir. İkinci neden de kuvvet altındaki dişte normal fonksiyon esnasında periodontal ligamentte meydana gelen stimulusların azalması ve kuvvetin uygulandığı yönün aksi tarafında periodontal ligament fibrillerinin gerilmesine bağlı gerilim kuvvetlerinin oluşmasıdır.(31)

2.2. Diş Hareketinde Periodontal Ligament

Ankiloze dişler ve implantlarda diş hareketinin görülmeşi periodontal ligamentin diş hareketi üzerindeki önemine dikkat çekmektedir.(18) Periodontal ligament, kuvvete karşı viskoelastik ve lineer olmayan bir davranış sergiler.(32) Bu cevap başlangıç kuvvete karşı ani yer değiştirme ve bunu takip eden daha yavaş ve kademeli yer değiştirmeyle karakterizedir.(33)

Periodontal ligament hücreleri kuvvet karşısında proliferasyon ve apoptoza uğrayarak cevap verirler. Birbirine zıt bu iki yanıt şekli periodontal ligament içindeki çeşitli hücre popülasyonunun kontrolünü sağlar ve böylece biyomekanik sonuçlar ortaya çıkar.(34)

Kuvvet uygulanmasını takiben periodontal ligamentin majör fibröz komponenti olan ekstracelluler matrix (kollagen, tropoelastin, fibronektin) ekspresyonu artar.(35) Matrix metalloproteinaz (MMPS) ve özel inhibitörleri, metallo proteinazların doku

inhibitörleri (TIMPS) kollagen remodelingini düzenlemede koordineli olarak hareket eder. Ortodontik diş hareketi esnasında MMP-2,8,9,13 ve TIMPS 1-3 periodontal ligamentte artmaktadır. Kollagen remodelinginin mekaniklere bağlı olarak gerçekleştiğini kanıtlayacak şekilde bu genlerin ekspresyonu sıkışma ve gerilim bölgelerinde farklı olmaktadır.(36) Gerilimin MMP-1 i inhibe ederek matriksin bozulmasını engellerken(37) gerilimin ortadan kalkmasıyla ekstracellular matriksin rezorbsiyonunu arttırması bu görüşü desteklemektedir.(38)

Ortodontik diş hareketi esnasında matriks proteoglikanları da değişime uğramaktadır. Periodontal ligamentteki kondroidin sülfat (CS), ve heparin sülfat (HS) ortodontik diş hareketi esnasında artarken, hipofonksiyon esnasında azalmaktadır.(39) Periodontal ligamente bulunan hyaluronik asit (HA), versican ile birleşerek, geniş hidrate çökeltiler oluşturmak üzere basınç bölgelerindeki proteini bağlar. Bu sayede basınç bölgesindeki aşırı kuvvet birikimi dağıtılarak doku hasarı sınırlandırılır veya uygun alan sağlanarak resoptive hücrelerin bu boşluklara migrasyonunu kolaylaştırır.(40)

2.3. Ortodontik Diş Hareketinde Osteoklastogenezis

Ortodontik diş hareketinde osteoklastogenezis periodontal ligamentteki enflamatuar olayların başlatıldığı doku hasarı ve alveolar yapıdaki deformasyona bağlı olarak iki sebeple başlatılır.(18) Osteoklast indüksiyonu ilk etapta vasküler kemik iliği boşluklarında oluşan ve sonrasında periodontal ligament aralığında sayısı artan mononükleer pre-osteoklastlarca gerçekleşir.(41) Sayıları, basınç alanında gerilim alanına kıyasla daha fazla olarak bildirilmiştir.(42) Sitokinlerin de (IL-1,6,8 ve TNF alfa) bu dağılımla korelasyon göstermesi bunların osteoklastogenezisin başlatılmasında önemli rolleri olduğu fikrini desteklemektedir.(18) Yapılan çalışmalar prostoglandin biyosentezinde ve dolayısıyla kemik rezorbsiyonunun gerçekleşmesi için söz konusu sitokinlerin bradikinin ve trombin ile sinerjik olarak etkileşim içinde olduklarını göstermiştir.(43) Rh VEGF' nin lokal olarak uygulanmasına bağlı olarak basınç bölgesinde osteoklast sayısının önemli derecede arttığı(44) ve anti-VEGF antikorunun uygulandığı tedavilerde osteoklast sayısı ve diş hareket miktarının azaldığı görülmüştür.(45)

Ortodontik tedavi esnasında dişi çevreleyen dokulardaki RANK, RANKL ve osteoprotegerin miktarının değiştiği gösterilmiş, osteoklastogenezis esnasında RANKL stimülasyonu ve osteoprotegerin inhibisyonu görülmüştür.(46) Kompresif

kuvvetler, RANKL üzerinde arttırıcı etki yaparak PGE 2 metabolik yolu vasıtasıyla osteoklastogenezise katkı sağlarken,(47) dişi çevreleyen dokulara lokal osteoprotegerin gen transferi RANKL ile yönlendirilmiş osteoklastogenezisi inhibe ederek diş hareketini de olumsuz olarak etkiler.(48) Ayrıca RANKL artışı ve osteoprotegerin azalması kök rezorpsiyonuyla da bağlantılı bulunmuştur.(49)

Ratlarda yapılan bir çalışmada kompresyon alanlarındaki osteoklastların uzaklaştırılmasının apareyin aktivasyonundan 5-7 gün sonra gerçekleştiği bildirilmiştir.(50) Bu, osteoklast apoptozu ile başlar ve bunu sekonder nekroz takip eder.(51) Fiziksel kuvvetler sinyalleri büyütürken caspazları aktive eden protein kinaz metabolik yolunu aktive ederek osteoklast apoptozunu başlatırlar. Osteoklastlarla birlikte kompresyon alanlarında osteositlerin de apoptoza uğradığı gösterilmiştir.(52)

2.4. Ortodontik Diş Hareketinde Osteogenezis

Statik kuvvetler osteogeneziste önemli bir role sahip değildir. Bunun yerine belli bir eşik değer üstünde, nöbetler halinde uygulanan kuvvetler tercih edilir ve bu kuvvetlerin en önemli karakteristik özelliklerini gerilim miktarı, amplitüt ve uygulama süresi belirler.(53) Çoğu ortodontik apareylerin uyguladığı kuvvetin statik ve zamanla dağılan özellikte olması dolayısıyla diş hareketine bağlı osteogenezis olağan dışı görülebilir. Ancak çiğneme, yutkunma, konuşma gibi fonksiyonlar esnasında oluşturulan nöbetleşe kuvvetler sebebiyle dişlere uygulanan ortodontik kuvvetler nadiren statik özellikte olur.(18)

Osteogenezis, bir dizi osteoindüktive molekülle bağlantılı olarak gerçekleşir. Genel olarak bu moleküllerin büyük çoğunluğu gerilim kuvvetlerine bağlı olarak düzenlenir ve periodontal ligamentteki osteoblast progenitor hücrelerini harekete geçirerek kemik formasyonuna katkı sağlarken, kemik rezorpsiyonunu inhibe eder. Bu moleküller; TGFbeta,(54) BMP,(55) bone sialoprotein,(56) ve epidermal growth faktördür (EGF). (57)

2.5. Mekanotransduksiyon

Mekanotransdüksiyon, fiziksel uyarıların kimyasal aktivitelere dönüşmesi anlamına gelmektedir. Mekanik sinyallerin bu dönüşümünde dört basamak vardır. Bunlar; Mekanik sinyallerin hücreleri uarması, mekanik uyarıların biyokimyasal araçları

aktifleştirmesi, biyokimyasal ajanların ilgili hücreleri uyarması ve uyarılan hücrenin cevabıdır.(18)

Osteositler kemik dokusu boyunca yerleşmişlerdir ve ana yapıdaki deformasyonu algılayacak hücresel elemanlara sahiplerdir. Osteositlere ait hücresel çıkıntılar perikanalikuler sıvı içerisine uzanırlar ve mekanik sarsıntılara bağlı olarak sıvı akışındaki değişimleri algırlar. Ayrıca algıladıkları bu uyarıları birbirlerine iletmek üzere hücreler arası gap junction adı verilen bağlantılar vardır ve bu sayede kemik dokusu boyunca uyarıların iletimi sağlarlar.(58)

Kemik kanaliküllerindeki sıvı akışı bölgeye özgüdür ve uygulanan kuvvetlerden etkilenir.(59) Belli bir eşiğin üzerindeki rutin aktiviteler, kanaliküllerdeki sıvı akışını değiştirerek lakunar-kanalikuler sistemdeki hücrelerin cevabını artırır ve kalsiyum iyon mobilizasyonu ile osteopontin sekresyonunda artış olur. Bu da kemik hücrelerinin mekanik uyarımında sıvı akışının önemini desteklemektedir.(60)

Stres altındaki kemikte kemik doku deformasyonu ve sıvı akışı aynı anda görülmesine rağmen, bu uyarılar farklı metabolik yolları aktive etmektedir. Örneğin, kanalikuler sıvı akışındaki artış nitrik oksit ve PGE2 de artışa neden olurken, siklik gerilimler sadece nitrik oksit seviyesinde artışa neden olur. Dahası gerilimlere bağlı olarak kemik matriks sentezi artarken, sıvı akışını arttığı durumda kemik matriksinde kollagen sentezinde azalma görülür.(61)

Tekrar eden basınç uygulamaları karşısında mekanik stimuluslara duyarlı reseptörlerde uyarana karşı hassasiyet zamanla azalmaktadır.(62) Son zamanlardaki dinlenme peryotlarının da dahil edildiği protokollerde bahsedilen desensitizasyonun azaltıldığı ve dolayısıyla mekanik uyarıların anabolik etkisinin artırıldığı görülmüştür.(63) Ortodontide de buna benzer çalışmalar yapılmış ve dinlenme peryotlarının ilavesiyle diş hareketi aksatılmaksızın doku hasarının azaltıldığı bildirilmiştir.(64, 65)

2.6. Ortodontik Diş Hareketinin Kuramsal Mekanizmaları

2.6.1. Pizeoelektrik Teori

Pizeoelektriklenme birçok kristalimsı materyalde gözlenen, kristal yapıdaki deformasyona bağlı kristal kafesin bir tarafından diğer tarafına doğru elektron

akımıyla karakterize fenomen olarak tanımlanır.(66) Organik kristal yapılarda da piezoelektriklenme görülebilir ve periodontal ligamentteki kollagen buna örnek olarak gösterilebilir.(66) Bu teoriye göre uygulanan ortodontik kuvvet sonucunda meydana gelen elektrik akımının osteojenik bir cevabı başlattığı düşünülür.(66)

Piezoelektrik sinyaller iki sıradışı karaktere sahiptir. Birincisi hızlı bir şekilde kaybolmalarıdır. Kuvvet uygulandıktan sonra oluşan piezoelektrik akım, kuvvetin uygulanmaya devam etmesine rağmen hızlı bir şekilde sıfırlanır. İkincisi, uygulanan kuvvet uzaklaştırıldığında zıt yönde ve eşit şiddette akım oluşturmalarıdır.(66)

Buna göre ritmik aktiviteye bağlı olarak bir taraftan diğer tarafa doğru elektrik akımı oluşturulabilirken sadece ara ara uygulanan ve serbestleştirilen kuvvetler sonucunda bu tür sinyaller üretilebilir.(66)

2.6.2. Basınç Gerilim Teorisi

Hücre farklılaşması ve diş hareketinin altında elektriksel stimulus yerine kimyasal mekanizmaların yattığını savunan klasik diş hareket teorisidir.(67) Kimyasal mesajcılar alveolar kemik remodelingi ve diş hareketi için gerekli olan ardışık olayların gerçekleşmesinde önemli role sahiptir. Periodontal ligamentin mekanik kuvvetlerle sıkıştırılması sonucunda sitokin, prostoglandin ve diğer kimyasal mediatörler salınır ve ilave olarak sıkışma tarafında kan akımı azalırken gerilim tarafındaysa aynı kalır ya da artar. Basınç tarafında oksijen seviyesi azalırken karbondioksit seviyesi artmaktadır. Aksi tarafta ise tam tersi durum görülür. Bu kimyasal değişiklikler biyolojik ajanların salınımına ve dolayısıyla hücrelerin uyarılmasına sebep olur. Sonuç olarak basınç bölgesinde hücre ve fibril üretimi azalırken, gerilim tarafında hücre ve fibril üretimi artmaktadır.(67)

2.6.3. Sıvıların Akışkanlığı Teorisi

Bu teori diş hareketinin dört basamakta meydana geldiğini anlatmaktadır. Birinci basamakta eksternal kuvvetlerin uygulanmasına bağlı olarak periodontal ligament ve alveol kemik içinde, meydana gelmiş olan matriks gerilimine bağlı olarak sıvı akışı meydana gelmektedir. İkinci aşama, hücrelerin gerilimi aşamasıdır. Matriks gerilimi ve sıvı akışına bağlı olarak hücrelerin deformasyona uğradığı aşamayı ifade etmektedir. Üçüncü aşama, hücre aktivasyonu ve diferansiyasyonu aşamasıdır. Bu

aşamada meydana gelmiş olan deformasyona bağlı olarak periodontal ligament içindeki fibroblast ve osteoblastlar ve kemik içindeki osteositler aktive olmaktadır. Dördüncü ve son aşama remodeling aşamasıdır. Dördüncü aşamada periodontal ligament remodelingi ile kombine olarak alveolar kemikte lokalize apozisyon ve depozisyon olaylarına bağlı olarak diş hareketi meydana gelmektedir.(68)

2.7. Ortodontik Diş Hareketini Hızlandırma Teknikleri

Diş hareketini hızlandırma teknikleri genel olarak şu şekilde gruplara ayrılabilir (69).

- Kimyasallar
- Fiziksel mekanik uyarılar
- Cerrahi uygulamalar

2.7.1. Kimyasallar

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla çeşitli kimyasallar kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir.(70, 71) Bunların başlıcaları şunlardır.

2.7.1.1 Prostaglandinler

Prostaglandinler, lipid kökenli otakoidler arasında olup "eikozanoidler" olarak isimlendirilmektedir. Vücutta "lokal hormon" olarak etki gösteren bu yağ asidi türevlerinin biyosentezi, araşidonik asidin hücre membranındaki fosfolipidlerden fosfolipaz A2 gibi eikozanoid sentez enzimleri aracılığı ile mobilize edilmesine veya salınımına bağlıdır.(72)

Seifi ve ark,(73) 26 rat üzerinde yapılmış oldukları bir çalışmada submukozal prostoglandin E2 (PGE2) ve intraperitoneal kalsiyum glukonatı birlikte uygulamışlardır. Bu kombinasyonun ortodontik diş hareketi ve kök rezorpsiyonu üzerine etkilerini inceledikleri araştırmanın sonucunda PGE2+kalsiyum glukonat uygulamasının ortodontik diş hareketini artırırken kök rezorpsiyonunu durdurduğunu bulmuşlardır .

2.7.1.2. Kortikosteroidler

Kortikosteroidler, romatizmal hastalıkların ve romatizma dışı pek çok hastalığın tedavisinde çok geniş kullanıma sahip olan, güçlü antiinflamatuvar ve immünmodülatör etki gösteren ajanlardır.(74)

Prednisol ile ilgili farklı doz kullanılan iki çalışma yapılmıştır.(75, 76) Ong ve ark nın,(75) oral prednisol uygulamasının ratlarda diş hareketine etkisini inceledikleri çalışmalarında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır. Bu çalışmaya benzer olarak başka bir çalışmada oral metilprednisol 8 mg/kg dozunda uygulanmış ve sonuçta diş hareketi hızında artış gözlenmiştir.(76)

2.7.1.3. Paratiroid Hormonu

Vücutta kalsiyum metabolizmasını ayarlayan en önemli hormondur. Bu hormon dokularda kendi reseptörüne bağlanarak işlev göstermekte, kan kalsiyum seviyesinin yükselmesine ve kan fosfor düzeyinin düşmesine neden olmaktadır.(77)

Godie ve ark,(78) sıçanlarda kalsiyum eksikliğinin ortodontik diş hareket hızına, kemik kaybına ve kök rezorpsiyonuna olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kalsiyumdan eksik diyetle beslenen grupta, paratiroid hormon salgılanmasının arttığını, kemik yoğunluğunda bir azalma meydana geldiğini ve bunun sonucunda da diş hareket miktarının daha fazla, kök rezorpsiyonunun ise daha az olduğunu bildirmişlerdir.

2.7.1.4. 1,25 Dihidroksikolekalsiferol (1.25 DHCC)

D vitaminleri, kalsiferoller olarak da adlandırılırlar. D2 ve D3 vitaminleri aynı yolla metabolize edilirler ve öncelikle karaciğerde 25-(OH) D3'e çevrilir, ardından böbreğe taşınarak D vitaminin aktif formu olan 1,25-dihidroksikolekalsiferole dönüştürülürler. D vitamini, metabolizmada başta kemik ve iskelet sistemi olmak üzere birçok önemli fonksiyona sahiptir. Kalsiyum ve fosfor metabolizmasında rol alarak, kalsiyum ve fosforun bağırsaklardan emilimini sağlar.(79)

Kale ve ark,(80) lokal olarak uygulanan 1,25-DHCC ve PGE2'nin ortodontik diş hareketi üzerindeki etkileri, histolojik parametreler kullanılarak değerlendirdikleri çalışmalarında, 1,25-DHCC ve PGE2 uygulanan gruplarda ortodontik diş hareket miktarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığını göstermişlerdir. Ayrıca iki

farmakolojik ajanın lokal enjeksiyonlarının ortodontik diş hareketi miktarı üzerindeki etkilerinin benzer olduğunu bildirmişlerdir.

2.7.1.5. Lökotrienler

Lökotrienler bir araşidonik asit metabolitidir ve araşidonik asidin lipooksijenaz enzimi ile metabolize edilmesiyle oluşmaktadır.(7) Lökotrienler, ortodontik diş hareketi medyatörleridir ve kemik rezorpsiyonunu stimüle etmektedirler.(7)

Ratlar üzerinde yapılmış bir hayvan çalışmasında, lökotrien uygulanmış grupta diş hareket miktarının uygulanmamış gruba kıyasla belirgin oranda fazla olduğu bildirilmiştir.(81)

2.7.1.6. Osteokalsin

Serum osteokalsin düzeyi kemik yapımı ile ilişkilidir, bu nedenle osteokalsin düzeyinin yükselmesi osteoblastik aktivitenin arttığını gösterir.(82) Hoshimoto ve ark,(83) fare maksiller birinci molarına sarmal yayla mezial yönde hareket uygularken, lokal osteokalsin enjekte etmişler ve 10 günlük bir süre boyunca diş hareketini histolojik olarak değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, osteokalsininin lokal uygulanmasının, diş hareketini hızlandığı tespit edilmiştir.

2.7.1.7. Nitrik Oksit

Nitrik oksit (NO), zehirli serbest radikal bir gazdır. Organizmanın birçok işlevinde ve birçok hastalık durumunda rol alır. Hemen hemen her hücre tarafından üretilir ve her hücre üzerine etkinlik gösterir. Bu nedenle, NO genel aracı bir moleküldür. Diğer serbest oksijen radikalleri her konsantrasyonda zararlı iken, NO düşük konsantrasyonlarda kan basıncı ve sindirim sisteminin düzenlenmesinden konak savunması ve özgül olmayan immüniteye kadar birçok önemli fizyolojik olayların düzenlenmesinde rol oynar.(84)

Akın ve ark,(85) deney farelerine nitrik oksit enjeksiyonu ile multinükleer osteoklastlarda, howship lakünalarında, kapiller vaskularizasyonunda ve ortodontik diş hareketinde belirgin artış olduğunu bildirilmiştir.

2.7.2. Cerrahi Yöntemler

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla çeşitli cerrahi yöntemler uygulanmıştır. Uygulanmış olan cerrahi yöntemlerin başlıcaları şunlardır.

2.7.2.1.Kortikotomi

İlk defa protruze maksiller keser dişlerin hızlı bir şekilde retraksiyonu amacıyla köklerin hareket yönündeki kemik volumünün azaltılması amacıyla uygulanmıştır.(69) Sonrasına Kole,(86) 1959' da cross bite düzeltim ve boşluk kapatma gibi amaçlarla bunun uygulama alanını geliştirmiştir ve kortikotomi sonrasında oluşturulan kemik bloklarıyla ortodontik diş hareketinin daha hızlı olacağını ileri sürmüştür. Bu konsept 2001 yılında Wilco' nun kortikotomi alanlarında hızlı demineralizasyon-remineralizasyon olaylarını göstermesine kadar geçerliliğini korumuştur.(87) Wilco ve ark,(87) buna periodontal olarak hızlandırılmış osteojenik ortodonti (PAOO) adını vermişler ve öncesinde 1983 te Frost tarafından bölgesel hızlandırıcı fenomen (RAP) olarak adlandırılmıştır.(88) Basitçe ifade edilecek olursa, cerrahi uygulama sonucu yara oluşturur ve buna bağlı salgılanan enflamatuar medyatörler osteoklast migrasyonunu sağlayarak kemik rezorpsiyonu gerçekleştirir. Bölgesel hızlandırıcı fenomen, zararlı bir stimulus karşısında organizmanın gösterdiği hızlı iyileşmedir. İyileşme hızı normal fizyolojik iyileşmeden 2-10 kat daha fazladır.(88) Bu etki geçicidir ve diş hareket ihtiyacı devam ediyorsa 4 ayda bir tekrarlanmalıdır.(89)

Konvansiyonel kortikotomi uygulaması için başta bukkal ve lingualden tam kalınlıklı flap kaldırılır ve mikromotor veya piezo cerrahi enstrümanları kullanılarak irrigasyon eşliğinde kortikotomi kesileri gerçekleştirilir. Ardından kemiğin incelendiği bölgeler greft uygulamalarıyla desteklenir.(69)

Yapılmış olan bir hayvan çalışmasında kortikotomi uygulamalarıyla en az iki hafta içinde diş hareketinin arttırılabileceği gösterilmiş ve bu durumun yapılan cerrahi işlemin alveol kemikte reaksiyonu arttırıcı etkisiyle daha az hiyalinize doku oluşmasına bağlı olduğu bildirilmiştir.(90)

Bu tekniğin avantajları; birçok araştırmacı tarafından diş hareketini hızlandırdığının kanıtlanmış olması ve alveolar kemiğin incelendiği bölgelerde periodontal defektleri

önlemek için kemik ogmentasyonları yapılabilmesidir.(69) Dezavantajları ise post-operatif rahatsızlık oluşturmaları, şişilik, ağrı, enfeksiyon ve avasküler nekroze sebep olabilmesi, invaziv bir prosedür olması, komşu vital dokulara zarar verme ihtimali, hasta tarafından arzu edilmeyen bir uygulama olmasından ileri gelmektedir.(91)

Kortizyon tekniği ilk defa 2006 da tanıtılmıştır.(92) Bu teknikte flep kaldırmaksızın güçlendirilmiş bistüri ve çekiç yardımıyla gingiva üzerinden kortikal kemik üzerinde kesiler yapılır. Gerekli bölgelerde greft uygulanamaması ve çekiçle oluşturulan darbelere bağlı rahatsızlık yöntemin dezavantajlarıdır.(92)

2.7.2.2.Piezoinisizyon

Dibart ve ark,(91) tarafından, konvansiyonel kortikotomiye bağlı gelişen morbiditeyi azaltmak amacıyla flep kaldırmaksızın piezocerrahi kullanılarak kortikotomi metodunu tanıtılmıştır.

Ortodontik braketler uygulandıktan bir hafta sonra lokal anestezi altında cerrahi uygulanır. Sadece bukkalden interdental papil altından başlanarak yapışık dişeti boyunca bisturi kullanılarak gingival vertikal insizyonlar yapılır. Ardından piezotom kullanılarak önceden yapılmış kesiler boyunca 3 mm derinliğinde kortikotomi yapılır. Greft gerekli olan bölgelere önceden yapılmış kesi alanlarından greft materyalleri uygulanabilir ve greftin stabilizasyonu dışında kesilere sutur atmaya gerek yoktur. İşlem sonrasında hastaya antibiyotik ve gargara önerilir.

Bu işlemin avantajları; Hasta açısından kabul edilmesinin kolay olması ve minimal invaziv bir yöntem olmasıdır. Dezavantajı ise kortikotomiler yapılırken çalışılan alanın görülememesine bağlı olarak olması muhtemel kök hasarıdır. Bu dezavantajın önüne geçebilmek için kortikotomi öncesinde ana ark teline dik olacak şekilde teller yerleştirip röntgen alınması önerilmiştir.(69)

Dibart ve ark,(91) kortikal kemiği geçerek medullar kemiğe ulaşmış olan piezoinisizyon uygulamalarının RAP etkisi göstermesi açısından olumlu sonuçları olduğunu bildirmektedirler.

Vercelloti ve ark,(93) karbid, elmas ve piezo uçlarla yapmış oldukları ostektomi ve osteoplasti uygulamalarını kıyasladıkları çalışmalarında piezo uçlarla yapılan işlemler sonucunda yara iyileşmesinin daha hızlı gerçekleştiğini bildirmişleridir. Ayrıca diğer

uygulamalarda iyileşme esnasında kemik rezorpsiyonu görülürken, piezo cerrahi uygulamalarına bağlı olarak kemik apozisyonu gerçekleştiğini bildirmişleridir.

2.7.2.3.Periodontal Ligament Distraksiyonu

Bu teknik ilk defa Liou ve Huang,(94) tarafından 1998 yılında tanıtılmıştır. Posterior dişlerin ankrajını korumak için diş hareketindeki duraksama döneminden yararlanılır. Yöntemin felesefesi, ortodontik kuvvetlerin etkisiyle arzu edilmeyen kök rezorpsiyonu ortaya çıkmadan posterior dişlerden destek alınarak çekim soketi boyunca rapid kanin distraksiyonu olarak özetlenebilir.(95) Teknik öncelikli olarak maksimum ankraj ihtiyacı olan yetişkinlerde endikedir.

Bu yöntemde birinci premolarları çektikten sonra interseptal kemik kalınlığı karbid frezler kullanılarak azaltılır ve molar dişler ile kanin dişler arasına günde 0.70 mm aktive edilecek şekilde distraktörler yerleştirilir. Liu ve Huang,(94) üç hafta içinde üst çenede 6.5 mm alt çenede ise 6.6 mm distalizasyon elde ettiklerini bildirmişleridir.

Yöntemin avantajları; kanin distalizasyon süresini azaltması, ilave ankraj gereksinimi olmayışı ve kanin dişlerin hızlı distalizasyonu sonrasında henüz organize olmamış kemik üzerinde keser konsolidasyonunun da hızlı bir şekilde gerçekleştirilebilmesidir. (95)

2.7.2.4.Mikro-Osteoperforasyon (MOP)

Ortodontik kuvvete cevap olarak enflamatuar medyatörlerin aktivitesinde artış olmaktadır.(96) Diş hareket hızının bu medyatörler tarafından kontrol edildiğininin gösterildiği birçok çalışmada bu faktörlerin salınımının durdurulmasıyla diş hareketinin önemli oranda azaldığı görülmüştür.(97, 98) Bu bilgilerin ışığında bu faktörlerin salınımının artmasıyla diş hareket hızında da artış olabileceği düşünülmüştür.(99) Yapılmış olan hayvan çalışmalarında diş hareketi sırasında alveol kemik üzerinde yapılan mikroosteoperforasyon (MOP) uygulamalarına bağlı olarak enflamatuar mediatörlerin uyarıldığı, buna bağlı olarak osteoklast ve diş hareket miktarının da arttığı bildirilmiştir.(69)

Cerrahi uygulamaların kemik üzerindeki invaziv etkilerini azaltmak amacıyla Propel (Propel Orthodontics, NY, USA) adı verilen bir cihaz geliştirilmiştir.(69) Bu cihaz kullanıma hazır steril olarak temin edilir, ve tek kullanımlıktır. Cihazın üzerinde

uyumlanabilir derinlik belirleyici kadranı vardır. Derinlik uygulama yapılacak bölgeye göre 0, 3, 5, 7 mm olarak ayarlanabilir.(69)

2.7.2.5.Perisegmental Kortikotomi

Chung ve ark,(100) tarafından anterior protruzyonu olan yetişkin hastalarda kullanılmak üzere tanımlanmış, kortikotomi destekli ortodontik tedavi tekniğidir. Bu yöntemle hızlandırılmış ortodontik tedavi, kemik segmentlerinin kortikotomisi ve geçici ankraj üniteleriyle birlikte uygulanan ortopedik kuvvetler kullanılarak hareket ettirilmesiyle gerçekleştirilir.

Planlama yapıldıktan sonra birinci premolar dişler çekilir ve lokal anestezi altında anterior dişlerin etrafında kortikotomiler gerçekleştirilir. Aynı işlem hasta konforunu düşürmemek için 2 hafta beklenerek lingual yüzeyde de gerçekleştirilir. Kortikotomiler uygulandıktan sonra anterior dişler tek bir ünite haline getirilerek lingual retraktör yardımıyla her bir tarafta 500-900 g kuvvet uygulanacak şekilde distalize edilir.

2.7.3. Fiziksel Yöntemler

Cerrahi yöntemler kullanılan teknik ne olursa olsun halen invazivdir ve uygulanan işleme bağlı olarak çeşitli komplikasyonlara sebebiyet verir. Bu durum invaziv olmayan fiziksel yöntemlerin ön plana çıkmasına sebep olmuştur.

2.7.3.1. Fotobiyomodulasyon

Fotobiyomodulasyon günümüzde en fazla ümit veren girişimlerden biridir.(101) Rapid palatal ekspansiyon esnasında midpalatal suturada da saptandığı üzere lazer uygulamaları kemik rejenerasyonu üzerinde biyostimulatif etkiye sahiptir.(102) Ayrıca çekim bölgeleri ve fraktürlerin iyileşmesinde de kemik rejenerasyonunu artırıcı etkileri bildirilmiştir.(103, 104) Lazer uygulamalarının osteoblast, osteoklast ve fibroblastlar üzerinde uyarıcı etkileri olduğu dolayısıyla kemik remodelingi ve diş hareket hızını arttırdığı gözlenmiştir. Diş hareketinin hızlandırılması ATP üretimi ve sitokrom C aktivasyonu ile alakalıdır, düşük yoğunluklu lazer uygulamalarında olduğu

gibi RANK/RANKL, makrofaj stimulating faktör ve onun reseptörü yoluyla diş hareket hızı arttırılır.(105)

Hayvan çalışmalarında düşük yoğunluklu lazer uygulamalarına bağlı diş hareket hızının arttığı izlenmiştir.(105) Düşük yoğunluklu lazer tedavilerinin periodontal ligament üzerinde yan etkiler oluşturmaksızın kemik remodelingini arttırarak diş hareket hızını arttırabileceği bildirilmiştir.(105) 800 nm dalga boyunda ve 0.25 mW atım gücünde lazer uygulamalarının kemik remodelingini stimule ettiği ve ratlarda diş hareket hızını 1.5 katı kadar arttırdığı bildirilmiştir.(106) Yapılmış bir klinik çalışmada 800 nm dalga boyu ve 0.25 mW atım gücünde 10 saniye lazer uygulaması yapılmış çalışma grubunda, kontrol grubuna kıyasla 1.3 kat daha fazla diş hareketi elde edilmiştir.(107)

2.7.3.2. Elektrik Akımı Uygulaması

Bu teknik sadece hayvanlar üzerinde denenmiştir. Davidovitch ve ark,(108) tarafından yapılan çalışmada basınç bölgesine anot, gerilim bölgesine katot ucu bağlanarak 7 V luk elektrik akımı uygulanmış ve elektrik uygulamasının kemik remodeling hızını arttırdığı bildirilmiştir. Elektriksel akım uygulamalarına bağlı olarak, yeni kemik formasyonunun, yara iyileşmesinin ve mekanik dayanıklılığın arttırıldığı bildirilmiştir.(109) Block ve Brister,(110) elektrik akımına bağlı olarak kalsiyum kanallarının genişletildiğini ve hücre içine kalsiyum geçişinin arttırıldığını bildirmişleridir. Cane ve ark,(111) elektriksel alanın enzimatik aktiviteyi arttırarak iyileşmeyi hızlandırdığını bildirmişlerdir. Bu uygulamadaki temel problem ise elektrik kaynağının ağız içi yerleşimindeki ve hastaların minyatür civa bataryalarını kabul etmelerindeki güçlüktür. Ayrıca elektriksel akımın dokularda hasara neden olan iyonik reaksiyonlara yol açması ve kemik dokunun bağ dokusuyla yer değiştirmesine neden olması gibi bazı komplikasyonlarının olabileceği bildirilmiştir.(112)

2.7.3.3. Elektromanyetik Alan Uygulamaları

İnsanların uzun kemiklerindeki fraktürlerin tedavisinde elektromanyetik alanın kullanılması konusunda ilerleme sağlanmıştır.(113, 114) Son zamanlarda elektromanyetik alanın kullanımı elektriksel akımdan daha popüler olmuştur.(115)

Elektromanyetik alanın etkisine bağlı olarak membran geçirgenliği değiştirilir, kalsiyum, sodyum ve potasyum iyonlarının membrandan geçişi arttırılır, böylece intraselüler siklik adenozin monofosfat ve siklik guanozin monofosfat aktivitesi arttırılır.(108, 116) Yapılan bir çalışmada elektromanyetik alan uygulaması sonucunda alkalın fosfataz seviyesinin iki katı arttırıldığı ve miyozinin fosforilasyonunda artış gösterilmiştir.(117)

Atımlı elektromanyetik alan uygulamalarının hayvan çalışmalarında diş hareketini hızlandırdığı gösterilmiştir.(118) Atımlı magnetik alan uygulamalarında ortodontik tedavi başladıktan sonraki gecikme fazı gözlenmemiştir. Bu durum manyetik alan etkisiyle multipotent hücrelerin hızlı bir şekilde osteoklastlara dönüşmesine bağlanmıştır.(88, 119, 120)

Samaryum kobalt (Sm² Co 17) veya neodmiyum-demir-bor alaşımlarından oluşturulan statik magnetik kuvvetlerin her ikisi ortodontide palatal ekspansiyon, molar distalizasyonu, open bite' ın düzeltilmesi, gömülü kaninlerin sürdürülmesi ve fonksiyonel apareylerin aktif komponentleri olarak kullanılmıştır.(121, 122) Aynı ebatlardaki neodmiyum- demir- bor alaşımından elde edilen magnetik kuvvet, samaryum kobalt alaşımlarından elde edilene kıyasla %40 daha fazla gerilim kuvveti uygulamaktadır.(118) Atımlı manyetik alan uygulamalarına kıyasla statik manyetik alan üreten alaşımların kullanılması daha hafif olması ve klinik uygulamalara adapte edilebilirliği daha kolay olması sebebiyle gelecek vadedilmektedir.(118) Ancak atımlı elektromanyetik uygulamalar magnetlere kıyasla değişik hücre tiplerini ve farklı kalsifikasyon aşamalarına etki edebilecek şekilde ayarlanabilmesi açısından üstünlüğe sahiptir.(118)

Her iki elektromanyetik alan uygulamasına bağlı olarak serum kalsiyum seviyesinin azaltıldığı ve böylece osteogenezisin stimule edildiği bildirilmiştir. Diğer bir hematolojik etkisi de samaryum kobalt alaşımlarının sebep olduğu korozyona cevap olarak lökosit sayısının artmasıdır.(118)

2.7.3.4.Vibrasyonel Uygulamalar

Vibrasyon, yüksek frekanslı ve düşük magnitütlü, titreşimsel hareketle karakterize mekanik bir uyarandır.(123)

Vibrasyonu tanımlarken kullanılan parametreler şunlardır.

- Frekans; Niceliği Hz ile ifade edilir, ve saniyedeki titreşim sayısını tanımlar.
- Amplitüt; Titreşimsel hareketin yayılımıyla ilgilidir. Milimetre ile ölçülür.
- Vibrasyonel kuvvetlerin yönü. Titreşimsel uyarıların doğrultusunu (sağa-sola, yukarı-aşağıya) tanımlar.

Titreşimsel stimülasyon yöntemi, diş hareketini hızlandırmaya yönelik fiziksel yöntemlerden biridir. Literatürde ultrasonik ve mekanik titreşim yöntemlerinden bahsedilmektedir. Ultrasonik titreşim mekanik titreşime benzer olarak diş hareket hızını arttırsa da (124) oluşturduğu ısıнын pulpaya zarar verebileceği bildirilmiştir.(9, 125)

Genel olarak iskeletsel rejenerasyon ve onarım için stres üreten sinyallerin önemi hususunda hiçbir kuşku yoktur. Yer çekim kuvvetinin olmadığı çevreye bağlı olarak astronotların kemik mineral yapısında kayıplar ve kemiklerinde atrofi görülmüştür. Dişlerin etrafındaki alveolar kemiğin devamı açısından bu yapıların çiğneme kuvvetlerine karşı göstermiş olduğu bükülmelerin üretmiş olduğu sinyallerin önemli rolü vardır.(66)

Diğer taraftan sürekli ortodontik kuvvetlere bağlı olarak belirgin elektrik sinyalleri oluşturulamaz. Eğer stres karşısında üretilmiş olan elektrik sinyalleri otodontik diş hareketiyle bağlantılı olarak kemik remodelinginde önemliyse vibrasyonel uygulamaların amaca yönelik avantajları olabileceği düşünülmüştür.(66)

Vibrasyon uygulamalarının Wolff kanunua göre terapötik önemi trabeküler kemiğin mekanik çevresel etkenlere bağlı adapte olmasına dayandırılmıştır ve yoğun olarak uygulanmış küçük mekanik kuvvetler, kemik morfolojisi açısından önemli belirleyicidir.(126) Rubin ve ark.(13) düşük magnitütlü, yüksek frekanslı uyarıların kemik formasyonunu arttırdığını bildirmişleridir. Hayvan çalışmalarıyla dinamik kuvvetlerin statik kuvvetlere kıyasla kemik formasyonunu geliştirdiği ve diş hareket hızını arttırdığı ileri sürülmüştür.(9) Azalmış kemik densitesi ve yara iyileşmesinde kemik kütesini arttırmak amacıyla vibrasyon uygulamalarından yararlanılmıştır.(127, 128)

Frekansları birkaç Hz den 50 Hz e kadar ve amplitüdü birkaç mikrometreden milimetrelere uzanan yelpazede titreşim üreten farklı ürünler mevcuttur.(129) Yapılmış bir hayvan

çalışmasında 30 Hz frekansta ve 200 microstrain amplitütlü vibrasyon uygulamasıyla kortikal kemik stimulasyonu arttırılırken, 1 Hz frekansta ve 3000 mikrostrain amplitütlü vibrasyonel uygulamaya bağlı olarak anabolik reaksiyonlarda aksaklıklar görülmüştür.(130) Yapılmış başka bir hayvan çalışmasında günde 20 dakika uygulanan yüksek frekanslı (30 Hz), ve düşük kuvvette (0.3 g) vibrasyonun femur proksimalinde kemik densitesini arttırıcı etki gösterdiği bildirilmiştir.(126)

Prisby ve ark,(131) vibrasyonel kuvvetlerin hayvan ve insanlardaki iskeletsel etkilerini konu ettikleri derleme çalışmalarında, güncel literatürde optimal vibrasyon yönergesinin olmadığını bildirmişleridir.

2.8. Vibrasyonel Kuvvetlerin Diş Hareket Miktarıyla İlişkisi

Diş hareket hızı ortodontik tedavi süresini belirleyen önemli bir faktördür(132) ve literatürde uzamış tedavi süresinin, artmış çürük riski,(133) periodontal problemler (134) ve kök rezorpsiyonuyla ilişkili olduğu bildirilmiştir.(135)

Fizyolojik olarak diş hareket hızı kemik turnover ve remodeling sürecinin yansımasıdır.(132) Düşük şiddetteki mekanik titreşim uygulamalarının osteoporoz tedavilerinde uzun kemiklerdeki remodeling hızını arttırdığı gösterilmiştir.(136) Uzun kemiklerin periosteumu(137) ve kraniyal sutur modellerinin kullanıldığı hayvan çalışmalarında(138, 139) dinamik kuvvetlerin statik kuvvetlere kıyasla kemik formasyonu ve ortodontik diş hareket hızını arttırmada daha etkin olduğu bildirilmiştir. Bu durum, vibrasyonel kuvvetlere bağlı olarak, hücre diferansiyasyonu ve maturasyonunun stimule olduğu ve diş hareketinin gerçekleşmesi için elzem olan kemik remodelinginin hızlı bir şekilde gerçekleştiği şekilde açıklanabilir.(66)

Kortikotomi ve kemik osteoperforasyonuna kıyasla daha az invaziv bir işlemdir ve bunlara benzer olarak kemikte lokal yaralanmalar (alveolar kemikte mikroosteofraktürler) oluşturulur. Genel olarak bütün bu süreci takip eden kemik remodelingi mikrofraktürlerin sürekli devam eden toparlanması olarak kavramsallaştırılabilir.(66) Vibrasyonel uygulamaların çok az ya da herhangi bir avantajı olmadığını ileri süren araştırmalar da mevcuttur.(66)

Vibrasyonel uygulamaların biyolojik etkilerinin yanısıra ark teli ile braket arasında oluşan binding kuvvetlerinin serbestleştirilmesinde etkili olduğu bildirilmiştir.

Böylece kayma mekaniklerine karşı direncin azaltıldığı stick-slip fenomen etkisi gösterdiği iddia edilmiştir.(16)

2.9. Vibrasyonel Kuvvetlerin Ağrı İle İlişkisi

Ağrı, ortodontik uygulamalara bağlı olarak oldukça yaygın olarak görülür ve hasta kooperasyonunu olumsuz etkileyebilir.(140) Bununla beraber ortodontik uygulamalara bağlı gelişen ağrının hastanın plak kontrol düzeyini de olumsuz etkileyeceği ileri sürülmüştür.(141)

Ağrıyla baş etmek için başvurulan genel yöntem ağrı kesicilerin kullanımınıdır. NSAİ ilaçların diş hareket miktarını azalttığı ve ortodontik tedavi süresini arttırdığı, bunu yerine analjezik seçenek olarak parasetamol türevi ilaçların kullanılması durumunda diş hareketinin olumsuz etkilenmeyeceği bildirilmiştir.(71)

Analjeziklere alternatif olarak ortodontik uygulamalar sonrasında sakız çiğnenmesi önerilmiştir.(142) Düşük kuvvet uygulanması sonucunda ağrı azalsa da, Lim ve ark,(143) halen çoğu hastada ağrının görüldüğünü bildirmişlerdir.

Son zamanlarda lazer uygulamaları, transkutanöz elektriksel sinir stimülasyonu ve vibrasyonel uygulamaların ortodontik uygulamalar sonrasında ağrıyı azaltmada etkin oldukları gösterilmiştir.(143)

Mekanik stimülasyonların bilhassa ağrı duyusunu taşıyan fibriller arasındaki etkileşimi modifiye ederek ağrının metabolik yolunu etkilediği düşünülmektedir.(144) Ayrıca kan desteğinin tekrar sağlanması ve iskemik cevabın kesintiye uğramasında etkindir.(145)

Marie ve ark,(145) vibrasyon uygulayan bir motor ve takılıp çıkarılabilen ağız içi parçadan oluşan aparatı kullandıkları bir çalışmada vibrasyon uygulamasının ağrı başlamadan önce yapılması durumunda etkili olacağını, ağrı başladıktan sonra yapılan uygulamaların ağrıyı azaltma konusundaki etkinliğinin az olacağını bildirmişleridir.

2.10. Vibrasyonel Kuvvetler İle Kök Rezorpsiyonu İlişkisi

Kök rezorpsiyonları bütün ortodontik tedaviler için potansiyel bir yan etkidir. Tedavi süresi, uygulanan kuvvetin şiddeti, yönü, şekli (kesikli, sürekli vs.) gibi özellikler kök rezorpsiyonu açısından belirleyici faktörlerin bir kısmını oluşturur.(146)

Vibrasyonel kuvvetlere en yakın olan kuvvet karakteristiği kesikli kuvvetlerdir ve bu tür kuvvetlerin sement dokusundaki reparatif olaylara zaman tanıyarak, olası kök rezorpsiyonlarının oluşmasını engelleyebileceği bildirilmiştir.(64, 147, 148)

Odontoklastlar ve osteoblastların kökeni aynıdır ve benzer mekanizmalarla uyarılırlar. Her ne kadar birçok benzerlikleri olsa da diferansiyasyon ve rezorpsiyon mekanizmalarındaki farklılıklar henüz tam olarak anlaşılamamıştır. Ancak yapılmış bir in vivo çalışmada diş hareketi esnasında uygulanan vibrasyonel kuvvetlerin osteoklastlar üzerinde aktivite artırıcı etkisi olurken, odontoklastlarda böyle bir etki göstermediği ileri sürülmüştür.(9)

Nishimura ve ark.(9) yaptıkları hayvan çalışmasında yüksek frekanslı, düşük magnitütlü vibrasyonel kuvvetlere bağlı olarak periodontal dokularda kollateral bir hasar görülmesinin diş hareketinin hızlandırılabileceğini göstermiştir. Yirmibir günün sonunda vibrasyon uygulanan ve vibrasyon uygulanmayan gruplar arasında kök rezorpsiyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Aynı çalışmada vibrasyon uygulanan grupta, uygulanmayana kıyasla daha az kök rezorpsiyon eğilimi olduğunu gözlemlemişlerdir. Her ne kadar gösterdiği etkinin büyüklüğü dokuya özel ve vibrasyon uygulanan bölgeye göre değişse de vibrasyonel kuvvetler dokuların perfüzyonunu değiştirir. Yazarlar buradan yola çıkarak, mekanik titreşimlerin sıkışma kuvvetlerine bağlı meydana gelen kan akımındaki aksamaları ve hiyalinizasyon gelişimini önleyerek, kök rezorpsiyonuna eğilimi azalttığı hipotezini ileri sürmüşlerdir.(9)

Kau,(149) Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) kullanarak yaptığı bir çalışmada hastalara günde 20 dk olmak üzere 20 g ve 30 Hz de vibrasyonel kuvvetler uygulamış, kök rezorpsiyon miktarını konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanarak belirlemiştir. 14 hasta üzerinde yürüttüğü çalışmasında birinci molar dişlerin mezyo bukkal köklerinde başlangıç ve 6 aylık periyodun sonunda yapmış olduğu ölçümlerde farkın 0.5-1 mm'den fazla olmadığını bildirmiş ve sonucun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ifade etmiştir.(134)

Daniel T ve ark,(150) tarafından yapılan başka bir çalışmada, başlangıçta yüksek kök rezorpsiyon riskine sahip hastaların, kök rezorpsiyonuna eğilim göstermeyen hastalara kıyasla vibrasyonel uygulamalardan daha fazla yarar görebileceği bildirilmiştir.

2.11. Ortodontide Üç Boyutlu Dijital Modelleme

Bilgisayar tabanlı kayıt tutma işlemi birçok ortodonti kliniğinde rutin bir uygulamadır. Dijital kayıtlar, analog sistemlerin yerini almakta ve ortodontik kayıtlarda bir norm haline almaya başlamaktadır.(151)

Alçı modellerin saklanması, zaman ve muhafaza alanı gibi problemleri beraberinde getiren diğer bir durumdur.(152) Bilgisayar vasıtasıyla tutulan bu kayıtlar, kayıt saklamak için gerekli fiziksel alan ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır.(153) ABD de eyaletten eyalete değişmekle birlikte kayıtların saklama süresi 5 ile 15 yıl arasında değişmektedir.(154) Türkiye’ de ise bu süre 5 yıldır.(155) Bu durumda kayıtların saklanması sadece akademik bir ihtiyaç değil yanısıra yasal bir zorunluluktur. Bilgisayar tabanlı bu modeller, fiziksel kayıt türü olan alçı modellerin yerini alma potansiyeline sahiptir.(153)

Alçı modellerin diğer bir dezavantajı da kolayca kırılabilmesidir. Ayrıca model üzerinde yapılan çalışmalar modellerin aşınmasına ve yıpranmasına sebep olmakta, böylece elde edilecek verilerin doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir.(152)Dijital model şeklinde yapılan yedeklemeler sonucunda hiçbir bozulma meydana gelmeksizin kayıtların saklanması mümkün olabilecektir.

Kimi zaman ortodontik modellerin meslektaşlara, hastalara veya sigorta şirketlerine transferi gerekmektedir.(156) Modellerin laboratuvar işlemi ile duplike edilmesi ve uygun muhafaza ile kargoya verilmesi sonucunda kırılması çok olası bir durumdur.(152) Elektronik dosyalar ise anlık olarak internet ile daha güvenli bir şekilde transfer edilebilir. Analiz yapmak, tedavi sonu kazanımlarını incelemek veya tanıya yönelik set-up yapmak için dijital modeller son derece avantajlıdır. Firmaların sağladığı ücretsiz yazılımlar ile tedavi simülasyonları yapılarak kısa sürede sonuçları bilgisayar ortamında gözlemek mümkündür.(152) Bununla birlikte; dokusal bilgi vermemesi, ek ekipman ve ekipmandan anlayan personel gerektirmesi, maliyetli olması gibi dezavantajları mevcuttur.(157)

Han ve arkadaşları,(158) ortodontik tedavi kararlarının tutarlılığını araştırdıkları çalışmalarında değişik tanı araçlarından alınan bilgilerin artmasının tedavi seçimi

üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Yalnız ortodontik modellerden alınan bilgilerle yapılan tedavi planlarının, fotoğraflar ve radyograflar gibi diğer tanı araçlarından gelen bilgilerin eklenmesiyle %55 oranında aynı kaldığı bildirilmektedir.

Ortodontide üç boyutlu dijital modelleme alçı modellerin taranması ve direk ağız içi taramalar olmak üzere başlıca iki şekilde yapılmaktadır.

2.11.1.Ortodontik Modellerin Taranması

Dijital bir model elde etmek için rutin kullanılan aljinat ölçü maddesi ile hastadan ölçü alınmalıdır. Ölçülere alçı döküldükten sonra modeller yüksek hassasiyete sahip üç boyutlu lazer tarama işleminden geçmektedir.(152) Bu işlem esnasında alınmış olan alçı modellerin zarar görmemiş olması gereklidir.

2.11.2 Ağız İçi Tarama

Ağız içi tarama yöntemi dentisyonun ağız içi tarayıcılarla direkt olarak taranması sonucu dijital üç boyutlu model elde etme yöntemidir.(159) Alçı model ve konvansiyonel ölçüye gerek kalmaz. Bu yöntemin bulantı refleksine sahip olan ve aspirasyon riskinin yüksek olduğu dudak damak yarıklı bireylerde avantajlı olduğu bildirilmiştir.(160)

Ağız içi lazer taraması ile 3B dijital modellerin oluşturulması, dokular üzerine gönderilen lazer ışınlarının yansımalarının aynı sistem üzerindeki dijital kameralar ile kaydedilmesine dayanmaktadır. Eş odaklı lazer tarayıcı mikroskopi tekniğine uygun olarak işlem görmektedirler. Konvansiyonel mikroskoplarda ışığın izin verdiği ölçüde incelenen örneğin en uzak noktasına kadar görüntü sağlanırken bu sistemde anlık olarak sadece belirli derinlikten görüntü alınmaktadır. Dolayısıyla kontrollü ve yüksek oranda sınırlanmış odak derinliği sunmaktadır.(161)

Ağız içi tarama cihazı ortodontiste elde taşınan bir kamera yardımıyla direkt olarak hastanın dentisyonunu tarama imkanı verir. Literatürde yapılmış olan çalışmalarda ağız içi tarama yöntemleriyle elde edilen ölçülerin geçerli ve tekrar edilebilir olduğu bildirilmiştir.(162, 163) Alçı modellerle, dijital modellerin kıyaslandığı çalışmalarda diş genişlikleri arasında ölçülen farklılıkların 0 ile 0.384 mm arasında değiştiği

bildirilmiştir.(162, 164, 165) Santoro ve arkadaşları,(159) alçı ve dijital modeller üzerinde diş boyu, overjet ve overbite ölçümü yaptıkları çalışmalarında iki modelleme metodu arasında istatistik olarak önemli düzeyde fark saptamamışlardır. Genel olarak dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin alçı modeller üzerinde yapılanlara kıyasla daha fazla olma eğiliminde olduğu bildirilmiştir.(162) Bu farklılığın sebebi olarak model elde edilinceye kadar alınmış olan aljinat ölçüler üzerindeki boyutsal değişimler, alçı modellerde olması muhtemel fiziksel engellemelere bağlı olarak meydana gelmiş olan ölçüm hataları, kontak noktalarının taranmasındaki güçlüğüne bağlı olarak tam olarak taranamamış küçük alanların bilgisayar programındaki algoritmalar ile giderilmesi, ölçüm yapan kişinin deneyimi gibi faktörler gösterilmiştir.(166)



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı kliniğine tedavi olmak üzere başvurmuş, şiddetli çapraşıklığı bulunan veya sınıf 2 divizyon 1 probleme sahip ve tedavisi için birinci premolarların çekilmesi gereken ve maksimum akraj gereksinimi olan 20 gönüllü birey üzerinde yürütülmüştür. Hastalar, çalışma ve kontrol grubu olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Çalışma grubunda 12, kontrol grubunda 8 hasta bulunmaktadır. Ancak çalışma grubundaki hastalardan biri vibrasyonel kuvvetler üreten cihazı kullanım hususunda yeterli kooperasyon göstermediği için sonradan çalışma grubundan çıkarılmıştır.

Bu tez çalışması için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 25.03.2015 tarih ve 709045004/134 sayılı karar ile izin alınmıştır (karar no: 130). Tüm hastalara ve velilerine araştırma hakkında detaylı bilgi verilmiş ve tamamından aydınlatılmış onam alınmıştır.

Çalışma ve kontrol grupları hastalar arasından basit rastgeleleştirme yöntemi ile randomize olarak belirlenmiştir. Tedavi başında hastalardan ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar alınmış lateral sefalometrik ve panoramik filmler çekilip, gerekli model analizleri ve sefalometrik analizler yapılmıştır.

3.1. Hasta Seçimi

Dahil edilme kriterleri;

- Daimi dentisyonda olması ve daimi kaninlerin tamamen sürmüş olması,
- 13-18 yaş aralığında olması,
- Aktif periodontal hastalığının olmayışı,
- Premolar çekimi gerektiren şiddetli çapraşıklığının olması veya üst premolarların çekimin gerektirecek sınıf 2 divizyon 1 vakalar,
- Herhangi bir sistemik hastalığının olmaması,
- Diş hareketini hızı üzerinde etkisi olabilecek herhangi bir ilaç kullanmıyor olması.

Dahil edilmeme kriterleri;

- Aktif periodontal hastalığın olması,
- Çapraz kapanışın olması,

- Aylık kontrollere düzenli olarak gelmekte sıkıntı yaşaması muhtemel şehir dışında olan hastalar,
- Cihazı kullanımı konusunda kooperasyon yetersizliği olan hastalar.

Tablo 3.1. Çalışma ve kontrol grubundaki hastaların yaş ortalaması ve standart sapma değerleri.

Grup	N	Minimum	Maximum	Ortalama	SS
Kontrol Yaş	8	13.00	17.90	15.97	1.94
Çalışma Yaş	12	13.25	17.90	15.83	1.62

Çalışma ve kontrol grubundaki hastaların yaş ortalaması ve standart sapma değerleri tablo 3.1 de verilmiştir. Kontrol grubundaki hastaların tedavi başındaki ortalama yaşları 15.9 ± 1.94 tür, çalışma grubundaki hastaların tedavi başındaki ortalama yaşları 15.83 ± 1.62 dir. İstatistikel değerlendirmede kontrol ve çalışma grupları arasında yaş bakımından anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür. Çalışma ve kontrol grubuna dahil edilen hastaların cinsiyete göre dağılımı tablo 3.2 de verilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışma ve kontrol gruplarındaki hastaların cinsiyete göre dağılımları.

Cinsiyet	Kontrol		Çalışma	
	N	%	n	%
Erkek	5	62.5	5	41.67
Kız	3	37.5	7	58.33

Çalışmamızın materyalini seviyeleme sonrası distalizasyona başlamadan hemen önceki seansta alınan 3B dijital modeller ve distalizasyon tamamlandıktan sonra alınan 3B dijital modeller oluşturmaktadır. Hastaların aygıt kullanım oranı, içindeki mikro işlemci yardımıyla takip edilmiş ve hasta kooperasyonunun dijital olarak takip edilebileceği, öncesinde hastalara bildirilmiştir.

3.2. Vibrasyon Uygulayıcı Cihazın Özellikleri

Çalışmada kullanılmış olan Aceledent Aura aygıtı (OrtoAccel Technologies Inc, Texas, USA) FDA (Food Drug Administration) onaylı sınıf 2 medikal bir aygıttır. Sınıf 2 medikal bir aygıt olması hastalar açısından herhangi bir zararlı etkisi olmayan güvenli bir cihaz olduğu anlamına gelmektedir. Bu sistemde SoftPulse Technology

kullanılmıştır. 30 Hz frekansta ve 20 g kuvvette titreşim üretmektedir. Ürettiği kuvvetin şiddeti elektronik diş fırçalarının ürettiği kuvvetin yaklaşık 8 de 1 i kadardır. Şekil 3.1 de görüldüğü üzere taşıyıcı çantası içinde aktivatör kısmı ve şarj adaptörü, ve harici olarak da ağız içi parçası bulunmaktadır.



Şekil 3.1. Seyahat Çantası



Resim 3.2. Şarj Adaptörü.



Şekil 3.3. Ağız içi parçası.

Şekil 3.4 te görülen aktivator kısmı, küçük, hafif, sert plastikle kaplı, ortasında açma kapama butonu olan ve hafif titreşimler üreten, cihazın kalbi sayılabilecek parçasıdır. Aktivator lityum iyon batarya içerir ve kullanmadan önce aktivatorün yaklaşık iki saat süreyle şarj edilmesi gerekmektedir. Şarj edilirken aktivator üzerindeki uyarıcı ışığın rengi turuncuyken şarj olduktan sonra yeşile dönmektedir. Aktivator parçasının kesinlikle suyla temas etmemesi ve darbelerden korunması gereklidir. Aynı zamanda şekil 3.5 te görüldüğü üzere içindeki mikro işlemci sayesinde istendiği takdirde kullanıldığı gün ve süreyle ilgili bilgiler bilgisayar ortamında kontrol edilebilmektedir.



Şekil 3.4. Vibrasyon üreten aygıtın aktivatör parçasının görünümü.



Şekil 3.5. Aktivatör kısmında bulunan USB girişi bilgisayara bağlanarak veriler elde edilmektedir

AcceleDent Usage Summary

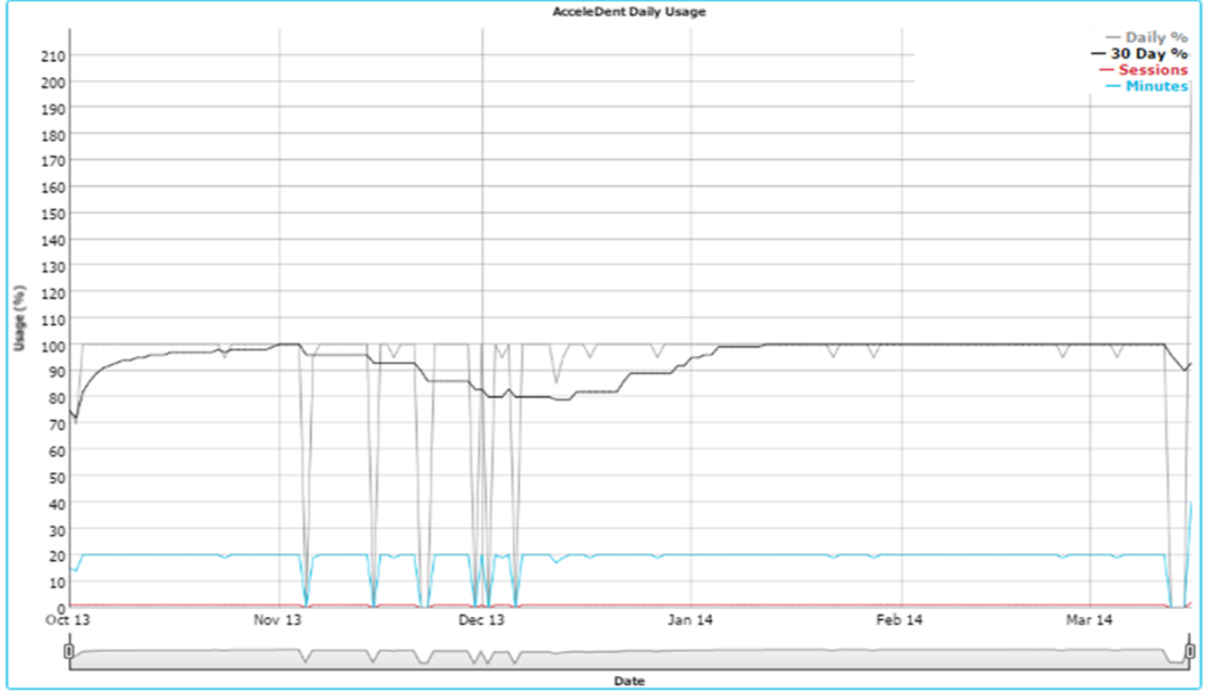
Overall compliance percentage may be inaccurate when battery has been depleted. Please set device time and date.

Days In Treatment: 0167

Serial Number: 1205778

Total Minutes Used: 03135

Average Use (Minutes/Day): 18.77



Şekil 3.6. Bir hastaya ait AcceleDent Aura' nın kullanım oranını gösteren şema.

Date	Daily %	30 Day %	# Sessions	Duration (minutes)*
2014-MAR-16	200	093	2	40
2014-MAR-15	000	090	0	00
2014-MAR-14	000	093	0	00
2014-MAR-13	000	096	0	00
2014-MAR-12	100	100	1	20
2014-MAR-11	100	100	1	20
2014-MAR-10	100	100	1	20
2014-MAR-09	100	100	1	20
2014-MAR-08	100	100	1	20
2014-MAR-07	100	100	1	20
2014-MAR-06	100	100	1	20
2014-MAR-05	025	100	1	15
2014-MAR-04	100	100	1	20
2014-MAR-03	100	100	1	20
2014-MAR-02	100	100	1	20
2014-MAR-01	100	100	1	20
2014-FEB-28	100	100	1	20
2014-FEB-27	100	100	1	20
2014-FEB-26	100	100	1	20
2014-FEB-25	025	100	1	15

Şekil 3.7. Mikroişlemci yardımıyla elde edilmiş olan bir hastaya ait kullanım süresi ve oranlarını gösteren ekran görüntüsü (örnek olarak ilk 20 günlük).

Ağız içi parçası aktivatör kısmıyla anahtar kilit uyumuna benzer bir mekanizmayla birleşmektedir. Kolaylıkla aktivatöre takılıp çıkartılabilir. Ağız içi parçası aktivatörün ürettiği titreşimin dişler üzerine iletilmesini sağlar. Metal bir zemin üzerinde poliüretan ile kaplıdır ve arzu edildiğinde temizlenebilir. Derin kapanış, açık kapanış ve normal ortodontik kapanışa sahip bireyler için 3 farklı tipi bulunmaktadır. Bunun yanısıra çenelerin boyutuna göre de çeşitli ebatlarda seçenekler sunulmuştur.



Şekil 3.8. Accelerent Aura' nın yandan görüntüsü, ağız içi parçayla aktivatör kısmı anahtar kilit uyumuna benzer mekanizmayla birleştirilmiş.



Şekil 3.9. Acceledent Aura cihazının önden görünüşü.



Şekil 3.10. Acceledent Aura cihazının üstten görünüşü.

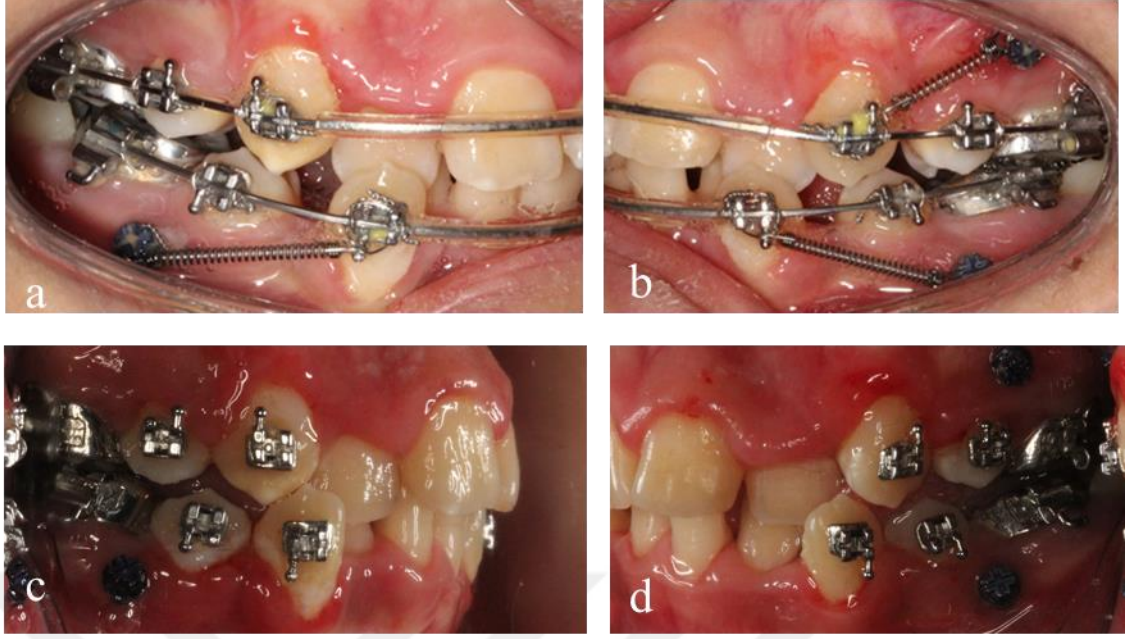
Aktivatörün günlük 20 dakika süreyle kullanılması önerilmektedir. Hasta açısından herhangi bir rahatsızlığa sebep olacak etki oluşturmadığı gibi, sessiz çalışır ve rutin işlerini aksatmayacak şekilde ders çalışmak, televizyon seyretmek gibi aktiviteler esnasında da rahatlıkla kullanılabilir.

3.3. Tedavi Protokolü

Çalışmaya dahil edilen hastalardan gerekli görülen bölgelerde birinci premolar dişler çalışma sonucunda elde edilecek verileri etkilememesi için henüz dişler braketlenmeden çekilmiştir. Standardizasyonun sağlanması için çalışmaya dahil edilen bütün hastalarda aynı braket seti (Mini- Master Series- American Orthodontics, Sheboygan, USA) 0.22 slot, MBT sistem kullanılmış, direkt bonding yöntemi ile uygulanmıştır. Jigling kuvvetlerine bağlı kök rezorbsiyonu olmaması için braketlemenin yapıldığı seansta sadece kanin ve ikinci premolar dişlere braketler uygulanmış, keser dişler arka dahil edilmemiştir. Molar dişlere de tercihe göre molar bandları (American Orthodontics MR1, Sheboygan, USA) veya molar tüpler (Master-Series, non convertible, American Orthodontics, Sheboygan, USA) uygulanmıştır. Keser dişlerin dahil edilmediği ön bölgelerde ark teli koruyucu kullanılmıştır. (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA)

Başlangıçta 0.014 inch Ni- Ti superelastik teller uygulanmıştır. Sonrasında sırasıyla 0.016 inch Ni- Ti, 0,018 inch Ni-Tİ, 16x22 Ni-Ti, 17x25 Ni-Ti ve 19x25 Ni-Ti teller (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) kullanılarak seviyeleme tamamlanmıştır. Bütün teller ligatür teli (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) ile braketlere bağlanmıştır. Seviyeleme sağlandıktan sonra 22 slot braket sistemi üzerinde 19x25 SS (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) tellere geçilmiş ve bir ay süreyle retraksiyon kuvveti uygulanmaksızın çelik teller ağızda tutulmuştur.

Kanin retraksiyonu öncesinde ankrajı sağlamak amacıyla her bir segment için ikinci premolar ve birinci molar dişler arasına 1.6mm çap ve 8 mm uzunlukta, yapışık dişeti sınırları içinde kalacak şekilde interdental alveolar mini vidalar uygulanmıştır. (Aarhus Screw, Medicon, Tuttlingen, Germany)



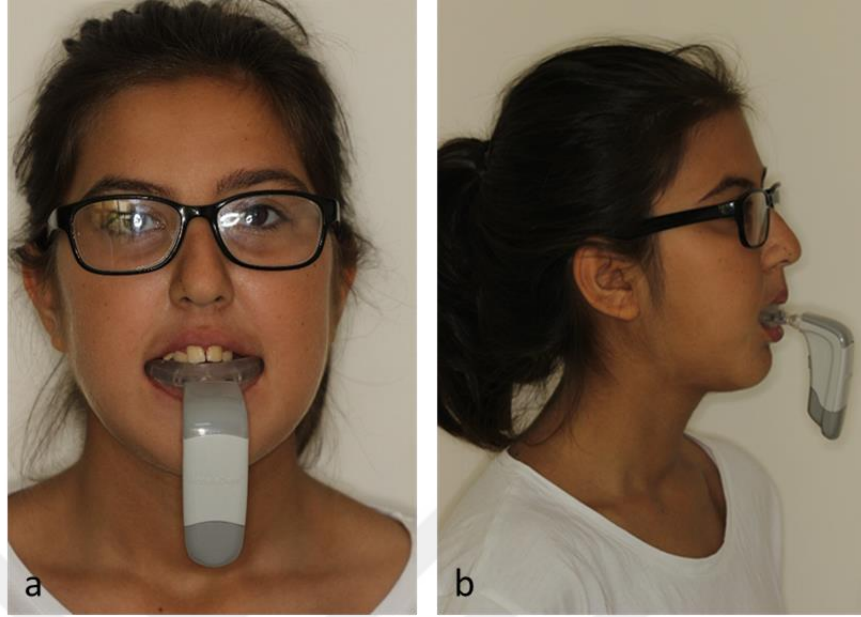
Şekil 3.11. a) Sağ alt kanin diş için distalize edici kuvvet uygulanmış. b) Sol üst ve sol alt kanin dişler için distalize edici kuvvetler uygulanmış. c) Sağ alt bölgedeki çekim boşluğu kapanmış. d) Sol üst ve sol alt bölgelerde çekim boşlukları kapanmış.

Vidanın uygulandığı seans distalizasyona başlanmıştır. Distalize edici kuvvet ağız içi kuvvet ölçer yardımıyla 200 g olacak şekilde ayarlanmış, 9 mm heavy kapalı yay mini vidayla kanin braketleri arasında horizontal düzlemle ortalama 30 derecelik açı yapacak şekilde uygulanmıştır. (G&H Wire, Greenwood, USA) Bu aşamada yayın ağız içi dinamiklere bağlı olarak braketten ayrılmasına engel olmak amacıyla ligatür teli ile braketlere bağlanmıştır. Yayın, seans aralarında çıkması durumunda hastanın hemen kliniğimize başvurması gerektiği söylenmiştir. Hastalar 28 günde bir kliniğe çağrılarak mevcut yayın herhangi bir deformasyona uğrayıp uğramadığı ve aktivasyon miktarı kontrol edilmiş, gerektiği durumda tekrar aktive edilmiştir.

Kanin dişlerin retraksiyonu boyunca okluzal interferenslerin olup olmadığı dikkatli bir şekilde incelenerek, distalizasyona engel olabilecek okluzal temaslar saptandığında gerekli görülen yerlere build-up yapılmış ve okluzyon yükseltilmiştir.

Çalışma grubundaki hastalara kanin distalizasyonuna başlandığı günden itibaren yani diş çekiminden yaklaşık altı ay kadar sonra vibrasyon uygulayıcı AcceleDent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) isimli cihaz teslim edilerek günde 20 dakika olacak şekilde kullanması tavsiye edilmiştir. Hastaların vibrasyon üreten cihazı kullanıp kullanmadığı içindeki mikro işlemci yardımıyla bilgisayar ortamında takip

edilmiş ve motivasyonlarını arttırmak amacıyla kullanım oranlarının takip edileceği hususunda kendilerine bilgi verilmiştir.



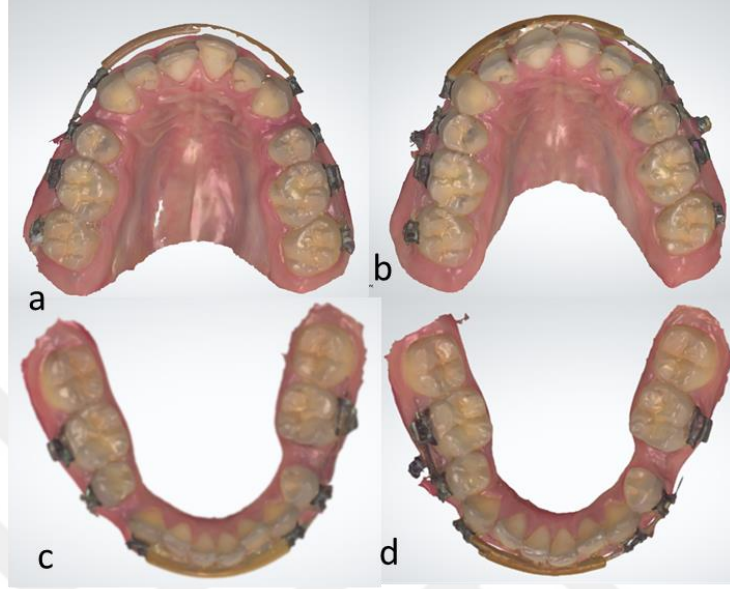
Şekil 3.12. AcceleDent Aura aygıtının hasta tarafından kullanımı **a)** önden görünümü, **b)** yandan görünümü.

3.4. Distalizasyon Sonrası Bulguların Toplanması

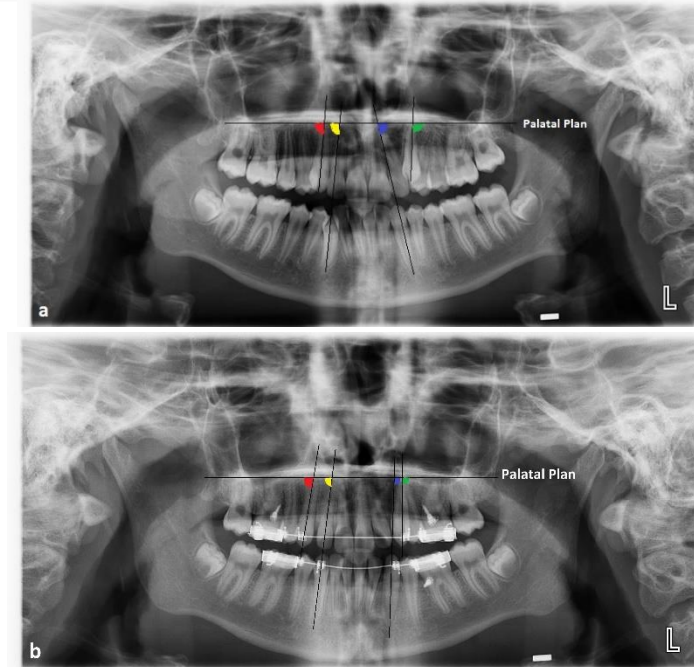
Alt ve üst çenedeki kanin dişlerin distal hareket miktarı ve hızını hesaplamak için 3Shape TRIOS R700 (3Shape Inc, Copenhagen, Denmark) cihazı yardımıyla yapılmış olan ağız içi taramalar kullanılmıştır.

Kanin dişlerdeki distalizasyon miktarının hesaplanabilmesi için kanin dişi distalize edici kuvvetler henüz uygulanmadan ve kanin distalizasyonu tamamlandığı seans 3B dijital modeller elde edilmiştir. Şekil 3.16 ve şekil 3.17' de gösterildiği üzere, dijital ortamda yapılmış olan ölçümler doğrultusunda başlangıç ve distalizasyon işlemi tamamlandıktan sonraki molar tüplerinin mezyal kenarı ile kanin braketlerinin distal kenarı arasındaki mesafe farkları hesaplanarak diş hareket miktarı ve hızı belirlenmiştir. Molar dişler üzerine mezyalize edici herhangi bir kuvvet uygulanmadığı ve molar dişler için olması muhtemel mezyal tipping miktarının çalışma ve kontrol grupları kıyaslandığında benzer ve önemsiz olacağı düşünüldüğünden molar dişlerin mezyal devrilmesiyle alakalı olarak panoramik filmler üzerinde herhangi bir ölçüm yapılmamıştır.

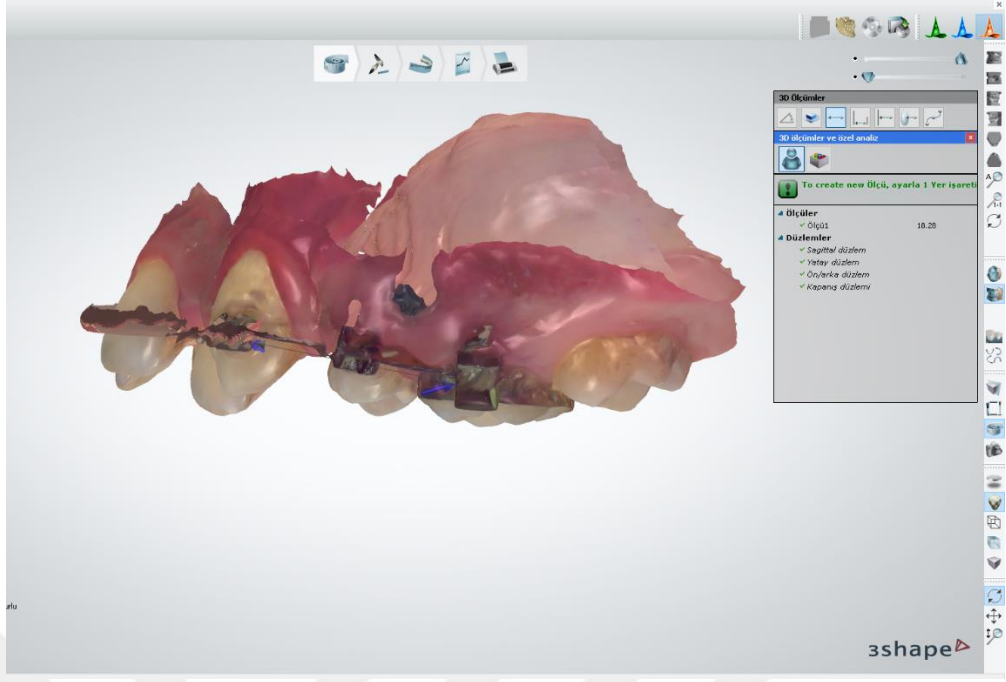
Kanin distalizasyonunun tamamlandığı seans hastadan alınmış olan panoramik filmlerde şekil 3.14 te gösterildiği üzere distalize olan kanin dişlerin palatal düzlem ile yapmış oldukları açılar belirlenmiş ve distalizasyon sırasında devrilme miktarları saptanmıştır.



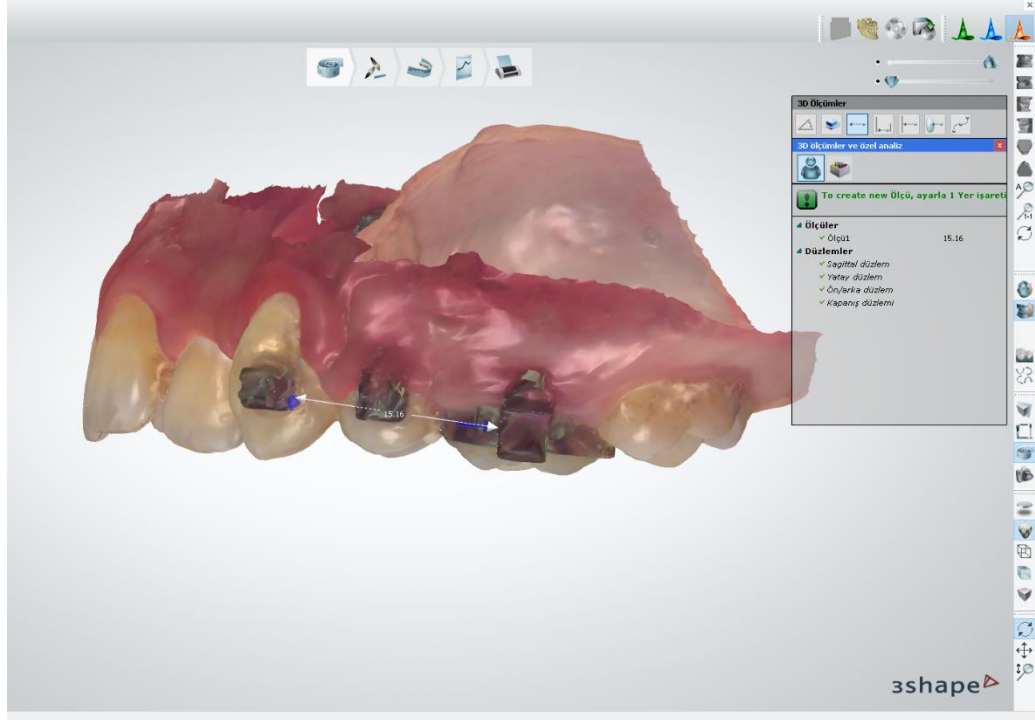
Şekil 3.13 Kanin distalizasyonu tamamlanmış bir hastanın 3B dijital modellerinin okluzal görüntüsü (a-c) Seviyeleme sonrası distalizasyonun hemen öncesi, (b-d) Kanin distalizasyonu sonrası



Şekil 3.14. Panoramik radyografilerde kanin dişlerin devrilme açılarının gösterilmesi. A) Başlangıç açıları, B) Kanin distalizasyonu sonrası açıları



Şekil 3.15. Distalizasyon öncesi seviyelemeden hemen sonra kanin braketinin distal kenarı ile molar bandının mezyal kenarı arasındaki mesafenin 3B olarak ölçülmesi.



Şekil 3.16. Kanin distalizasyonu tamamlandıktan sonra kanin braketinin mezyal kenarı ile molar bandının mezyal kenarı arasındaki mesafenin 3B olarak ölçülmesi.

3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için SPSS 23.0 (IBM SPSS Statistics for Windows , NY, USA) istatistik paket programından yararlanılmıştır.

Kanın dişin distalizasyon hızıyla ilgili ölçümlerin tekrarlanabilirliği ile ilgili güvenilirliğini saptamak amacı ile test-tekrar test yöntemi için güvenilirlik ölçütü olarak Sınıf-içi korelasyon katsayısı (Intraclass Correlation Coefficient - ICC) kullanılmıştır.

Çalışmaya alınan kontrol ve deney gruplarındaki örneklem büyüklüğünün yeterli olmaması nedeniyle veriler parametrik varsayımları sağlamamakta olup, non-parametrik yaklaşımla analiz edilmiştir.

Örnekleme tanımlamak için, ortalama±standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) istatistikleri kullanılmıştır. Çalışma ve kontrol grubu arasındaki devrilme ve diş hareket hızıyla ilgili ölçümlerin karşılaştırmasında Mann-Whitney U testi kullanılırken, ölçümler sonucunda cinsiyet ve yaş ile cihazın kullanım durumu arasındaki ilişki Spearman korelasyon katsayısı ile ifade edilmiştir. Analizlerde farklılıkların belirlenmesi için % 95 anlamlılık düzeyi (ya da $\alpha=0.05$ hata payı) kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Metot Hatasının Belirlenmesi

İşaretleme ve ölçüm hata düzeyinin belirlenmesi amacıyla, araştırma materyalini oluşturan 19 bireyden seviyeleme ve kanin distalizasyonu sonrası ağız içi tarama yoluyla elde edilen 3D dijital modeller üzerinde yapılan işaretleme ve ölçümler, bir hafta sonra aynı kişi tarafından bağımsız olarak tekrar gerçekleştirilmiştir. Kontrol ve çalışma grubunda test tekrar test yöntemi ile ölçülen hızlar için sınıf-içi korelasyon katsayıları Tablo 4.1’de verilmiştir. Buna göre değerlerin 1’e oldukça yakın olduğu gözlenmiş ve ölçümün yüksek oranda tekrarlanabilir olduğu görülmüştür.

Tablo 4.1. Kontrol ve çalışma grubunda test tekrar test yöntemi ile ölçülen hızlar için sınıf-içi korelasyon katsayıları

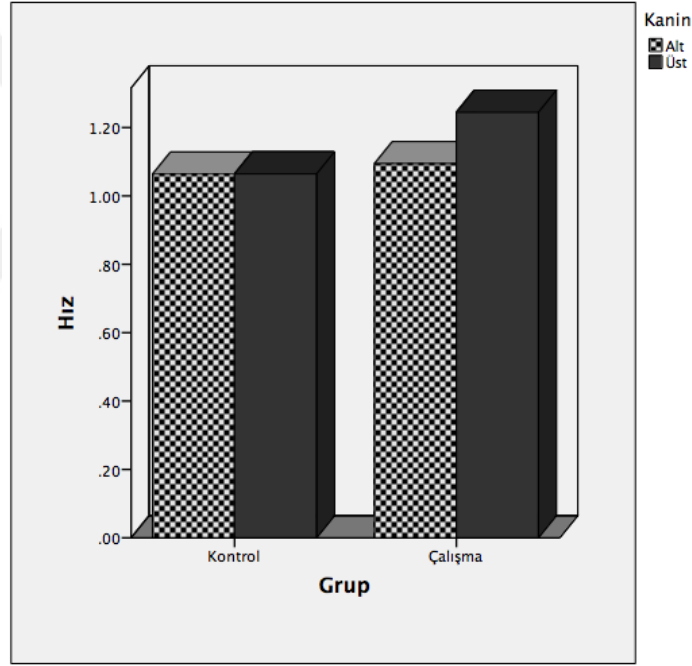
Grup	Sınıf	İç	Sınıf içi Korelasyon Katsayısı	95% Güven Aralığı		F Testi	
				Alt Sınır	Üst Sınır	F değeri	P değeri
Kontrol	Alt	Kanin Ölçümleri	0.980	0.928	0.995	99.516	<0.001
	Üst	Kanin Ölçümleri	0.962	0.887	0.988	52.031	<0.001
Çalışma	Alt	Kanin Ölçümleri	0.994	0.983	0.998	320.882	<0.001
	Üst	Kanin Ölçümleri	0.987	0.965	0.995	150.722	<0.001

4.2. Ortodontik Diş Hareket Hızı Ölçüm Bulguları

Kanin dişin distalizasyonu boyunca çalışma ve kontrol grubu arasında ortodontik diş hareket hızının farklılık gösterip göstermediği Mann- Whitney U testi kullanılarak incelenmiştir. Kanin dişlerin hareket hızıyla ilgili veriler tablo 4.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2 Toplam sürede alt ve üst çene için çalışma ve kontrol grubunda meydana gelen diş hareket hızının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

			Kontrol		Çalışma		P değeri				
			Ortalama	SS	Min	Max		Ortalama	SS	Min	Max
K a n i n	Alt	Hız (mm/ay)	1.06	0.38	0.50	1.70	1.09	0.32	0.7	1.70	0.794
	Üst	Hız (mm/ay)	1.06	0.36	0.50	1.70	1.24	0.41	0.6	1.80	0.208



Şekil 4.1. Toplam sürede alt ve üst kanin dişleri için çalışma ve kontrol grubundaki diş hareket hızının ortalamalarının karşılaştırılması

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda, kanin distalizasyonu boyunca meydana gelen diş hareket hızları açısından hem alt hem de üst çene için çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Ortalama diş hareket hızlarının her iki taraf için benzer olduğu görülmüş, yalnızca üst çene kanin dişleri için istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte diş hareket hızının daha fazla olduğu saptanmıştır.

4.3. Kanin Dişlerin Devrilme Miktarı Bulguları

Kanin dişin distalizasyonu boyunca çalışma ve kontrol grupları arasında dişlerin devrilme miktarındaki farkın önemli olup olmadığı Mann-Whitney U testi kullanılarak incelenmiştir.

Tablo 4.3. Toplam sürede alt ve üst çene için çalışma ve kontrol grubunda meydana gelen devrilme miktarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

			Kontrol		Çalışma				P değeri		
			Ortalama (Derece)	SS	Min	Max	Ortalama (Derece)	SS	Min	Max	
K a n i n	Alt	Devrilme Miktarı	10.45	5.92	0.00	18.00	13.47	9.12	2.0	36.0	0.479
	Üst	Devrilme Miktarı	9.36	5.47	2.00	18.00	8.89	6.29	0.0	20.0	0.864

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda kanin distalizasyonu boyunca meydana gelen dişlerin devrilme miktarı tablo 4.3' te gösterilmiş, devrilme açısından hem alt hem de üst çene için çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

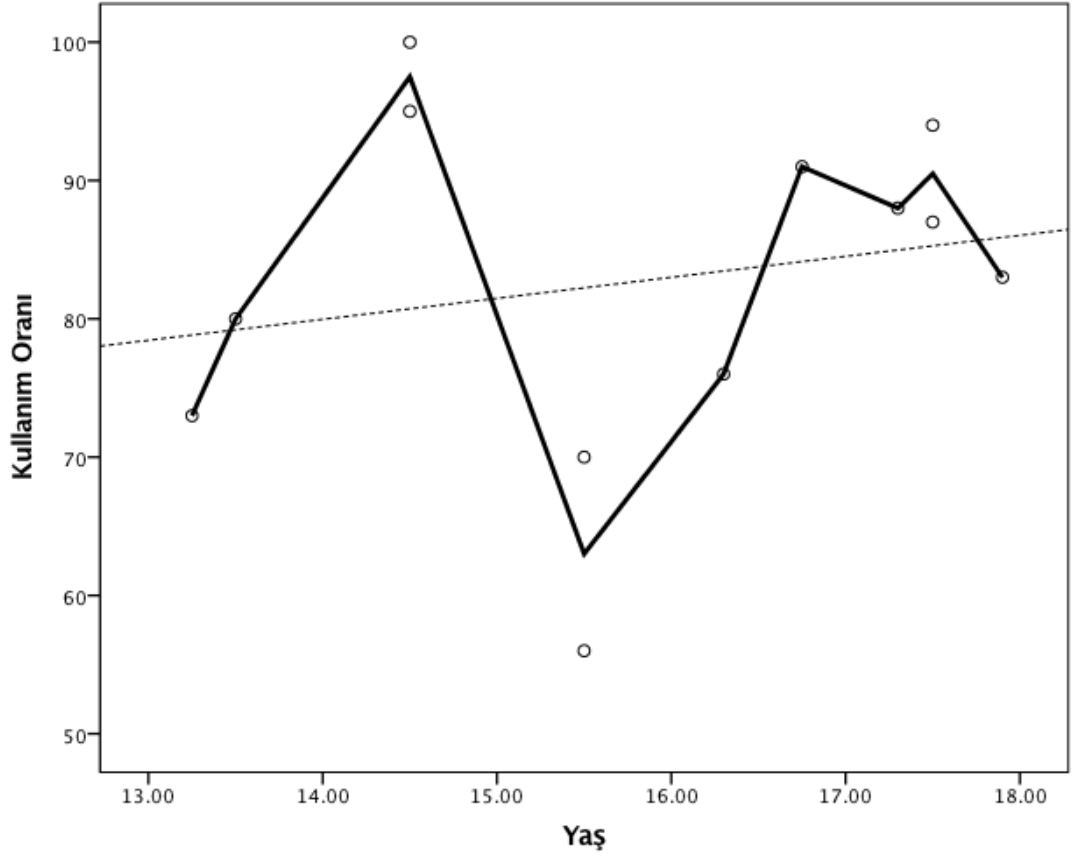
4.4. Aceledent Kullanım Uyumuna Ait Bulgular

Hastaların kanin distalizasyonu boyunca aygıt kullanım yüzdesi tablo 4.4' te gösterilmiştir. Ortalama kullanım oranı %82.75 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.4. Accedent in kullanım yüzdeleri

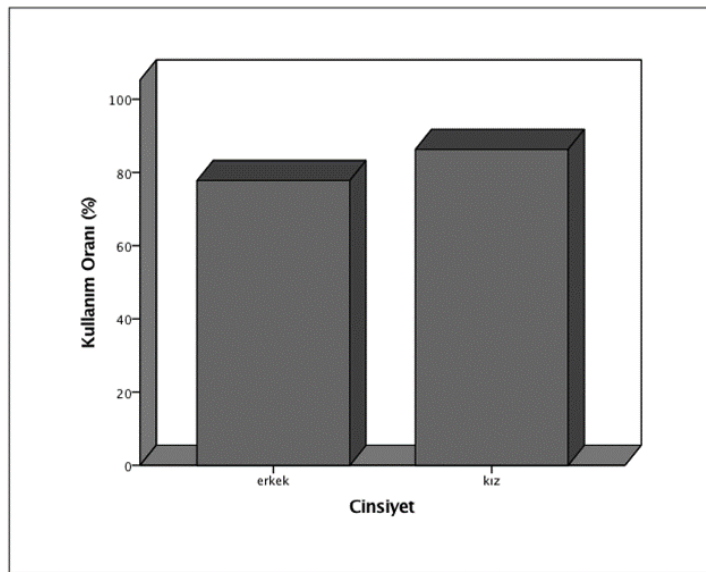
No	Cinsiyet	Yaş (Yıl)	Kullanım Yüzdesi
1	Kız	14,5	100
2	Erkek	15,5	70
3	Kız	17,5	94
4	Kız	13,5	80
5	Erkek	17,5	87
6	Erkek	17,75	83
7	Kız	17,3	88
8	Erkek	16,25	76
9	Kız	16,75	91
10	Erkek	13,25	73
11	Kız	14,5	95
12	Kız	15,5	56

Yaş ile kullanım oranı arasında ise anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ($r=0,221$, $p=0,201$). İstatistiksel olarak anlamsız olmakla birlikte, yaş ile birlikte aygıt kullanım oranı arasında artma eğilimi olduğu görülmüştür.



Şekil 4.2. Yaş ile kullanım oranı arasındaki ilişki

Erkek hastalarda aygıt kullanım oranı %77.8 olarak hesaplanırken, kız hastalarda bu oran %86.29 olarak saptanmıştır. Kadın ve erkek hastalar arasında aygıt kullanımı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p= 0,088$).



Şekil 4.3. Cinsiyet ile kullanım oranı arasındaki ilişki

5. TARTIŞMA

Ortodontik tedavi sırasında bir diş optimum kuvvet uygulandığında kuvvet uygulanan diş bir ayda ortalama 1-1.5 mm hareket eder.(167) Premolar çekimi yapılmış maksimum ankraj gereken vakalarda kanin distalizasyonu için gerekli olan tedavi süresi ortalama 6-9 aydır ve toplam ortodontik tedavi süresi 25-35 ay kadar sürmektedir.(168) Son yıllarda ortodontist ve hastaların diş hareketini hızlandıran ve dolayısıyla tedavi süresini azaltan tekniklere karşı artan bir eğilimi olduğu bildirilmektedir.(169) Uzayan tedavi süresi başta motivasyonu yüksek olan hastalarda bile zamanla sıkıntılı bir sürece dönüşebilmektedir. Uzun süre devam eden ortodontik tedavilere bağlı olarak diş çürükleri, periodontal problemler ve kök rezorpsiyonları ile karşılaşmaktadır. Aynı zamanda tedavi süresinin uzamasına bağlı olarak klinisyenin bireysel kazancı azalmakla birlikte ulusal sağlık sistemi zarara uğramaktadır.(170) Tüm bu sebepler araştırmacıları tedavi süresini azaltacak yöntemler geliştirmeye teşvik etmektedir.

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla birçok araştırmacı invaziv olan cerrahi girişimlerin yanısıra, invaziv olmayan ilave ortodontik yöntemler geliştirmeye çalışmıştır. Cerrahi teknikler alveolar kortikotomi ve distraksiyonun değişik formlarından oluşurken,(171) farmakolojik ajanlar,(172) atımlı elektromanyetik alan,(173) lazer uygulamaları,(174) düşük doz kızıl ötesi ışınlar (Orto pulse), ve vibrasyonel uygulamalar(10) invaziv olmayan diş hareketini hızlandırma tekniklerini oluşturmaktadır. Her ne kadar sabit apareylerin dizaynı ve yapısıyla ilgili çok sayıda yenilik savunulsa da braket formu ve tel kesitinin ortodontik diş hareketini arttırdığına dair az sayıda yüksek kaliteli veri bulunmaktadır.(175)

Cerrahi uygulamaların diş hareket miktarını arttırdığı saptansa da(176, 177) morbiditesi, hasta konforunu azaltması ve hastalar tarafından tercih edilmeyişi olumsuz yönleridir. Kimyasal yöntemlerin lokal kalamayarak sistemik etki göstermesi,(71) elektriksel akımın kemik dokusunun bağ dokusuyla yer değiştirmesi gibi yan etkilere sebep olması,(178) elektromanyetik alanın serum kalsiyumunda düşüşle birlikte kan kimyasında değişikliklere sebep olabilmesi(118) bu yöntemlerin dezavantajlarıdır. Long ve ark' nın,(179) hazırlamış olduğu bir derlemede kortikotominin güvenli bir yöntem olduğu, elektriksel akım ve elektromanyetik dalga uygulamalarının etkinliğinin henüz kanıtlanmadığı, düşük seviyede lazer

uygulamasının etkisiz ancak güvenli olduğu, periodontal distraksiyon uygulamalarının ümit verici olduğu belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada vibrasyonel uygulamalardan bahsedilmemiştir. Cerrahi olmayan uygulamalar arasındaki vibrasyonel uygulamalar, taşınabilir cihazlar vasıtasıyla hastanın kendi evinde istediği zaman uygulayabileceği konforlu bir metottür.(180)

Literatürde vibrasyonel kuvvetlerin etkinliğinin ölçüldüğü çalışmalar sınırlıdır. Mevcut çalışmalarda vibrasyon protokolleri (Frekans, süre, kuvvet) farklılık arz etmektedir.(9, 132, 180) Bizim çalışmamızda belirli bir frekans, kuvvet ve süre içeren vibrasyon uygulamalarının diş hareket hızı üzerindeki etkilerinin klinik olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla standardizasyonu sağlamak için Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) aygıtı kullanılmıştır.

Çalışmamızda; frekans, süre ve ürettiği kuvvet bakımından standardizasyonu sağlanmış vibrasyonel kuvvetler üreten aygıtın klinik olarak diş hareket hızı üzerindeki etkisinin prospektif olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda bu amaçla Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) isimli aygıt kullanılmıştır. 30 Hz frekansta 20 g/F değerinde mekanik titreşim üreten cihaz hastalara kullanım kılavuzunda tavsiye edildiği üzere günlük 20 dk kullanılmıştır. Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) aygıtı ortodontik olarak uygulanan statik kuvvetlerin yanı sıra periyodik olarak titreşim uygulayarak kemikteki remodeling olaylarını hızlandırması amacıyla uygulanmaktadır.(181)

Aceledent Aura' nın (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) yapılan çalışmalarla güvenli bir aygıt olduğu,(132) kök rezorbsiyonunun 0.5 mm den daha az olduğu ve herhangi bir yan etki gözlenmediği belirtilmiştir.(149, 181) Mekanik titreşimin etkilerinin ölçüldüğü çalışmalarda genel olarak Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) aygıtı kullanılmış olmakla beraber,(10, 149, 180, 181) diş masajı (Tooth maseuase) olarak adlandırılan bir aygıtın kullanıldığı çalışma da mevcuttur.(182)

Yaş, ilaç kullanımı, diyet, sistemik durumlar, genetik faktörler gibi etkenlerin diş hareket miktarını etkilediği gösterilmiştir.(183, 184) Yetişkinlerde ortodontik tedavilerin genel olarak daha uzun sürmesi dolayısıyla ortodontik kuvvetlerin dokularda oluşturmuş olduğu etkilerin yaşla ilişkisi birçok araştırmacının ilgi odağı olmuştur.(185) Reitan,(186) dişler ve çevre dokularında yapmış olduğu histolojik

kesitlerde yetişkinlerdeki periodontal ligamentin hücresel bileşenlerinin adolesanlara kıyasla daha az olduğunu bildirmiştir. Ren ve arkadaşları,(183) yaş ile ortodontik diş hareketi arasındaki ilişkiyi incelemek için yaptıkları hayvan çalışması sonucunda juvenil ratlardaki mezyodistal diş hareketinin yetişkin olanlara kıyasla daha hızlı olduğunu saptamışlardır. Yine Ren ve arkadaşlarının,(187) başka bir çalışmasında periodontal ligamentin sıkışma alanlarındaki maksimum osteoklast miktarının genç ratlarda 2. haftada, yetişkin ratlarda 4. haftada gözlemlendiği bildirilmiştir. Yazarlar genç deneklerdeki osteoklastların yetişkin olanlardaki osteoklastlara kıyasla daha etkili olduğu ve bu nedenle yetişkin bireylerde daha fazla miktarda osteoklast gereksinimi olduğu sonucuna varmışlardır.(183, 187) Bununla birlikte dişeti oluşu sıvısındaki biyokimyasal analizlerle, genç deneklerdeki medyatörlerin yetişkinlerdekilere kıyasla duyarlılığının daha fazla olduğu ve buna bağlı olarak başlangıç diş hareketinin gençlerde herhangi bir gecikme olmaksızın gerçekleştiği bildirilmiştir.(188) Bu bilgiler ışığında, yaş faktörüne bağlı olarak meydana gelebilecek biyolojik çeşitliliği en aza indirebilmek adına 13-18 yaş arasındaki genç bireyler çalışmamıza dahil edilmiştir.

Non- steroid antiinflamatuvar ilaçlar ortodontik ağrıları gidermek için sıklıkla başvurulan ilaçlardır ve bunların kullanımına bağlı olarak inflamatuvar reaksiyonun inhibe edilmesi sonucunda diş hareketi yavaşlayabilir.(189) Bu sebeple hastalara ağrıları olması durumunda beyin ve spinal kordda bulunan COX-3' ü inhibe ederek etki gösterdiği bilinen parasetamol türevi ağrı kesici ilaçları tercih etmeleri önerilmiştir.(190)

Yapılmış bir klinik çalışmada maksiller dişlerdeki ortodontik diş hareketinin mandibular dişlere kıyasla belirgin ölçüde fazla olduğu gösterilmiştir.(191)Araştırmacılar bu durumu maksillanın daha ince kortikal tabakaya sahip olmasına ve bu nedenle kemik rezorbsiyonunun daha fazla olmasına bağlamışlardır. Bu sebeple bizim çalışmamızda da maksilla ve mandibula arasındaki kemik yoğunluğunun farklı olması dolayısıyla maksiller ve mandibular kanin dişlerin hareket hızı kendi içinde çalışma ve kontrol grubu oluşturularak değerlendirilmiştir.

Okluzal interferanslar gibi okluzyon kuvvetlerine bağlı olarak ortodontik diş hareket hızının belirgin ölçüde etkilenebileceği gösterilmiştir.(192) Bu durum dikkate alınarak kanin distalizasyonu esnasında olması muhtemel okluzal interferanslar kontrol edilmiş

ve gerekli görülen yerlerde okluzal düzenlemeler yapılarak kanin dişlerin distal hareketine engel olabilecek faktörler elimine edilmiştir.

Kemik remodelingi ve diş hareket hızını belirleyen diğer bir faktör ise kadınlardaki östrüs döngüsü boyunca seks hormonu seviyelerindeki artıştır.(193) Östrojen hormonunun artışı kemik rezorpsiyonu üzerinde rolü olan osteoklastların apoptozunu indükleyerek rezorpsiyon faaliyetlerini aksatıcı etki göstermektedir.(194) Çalışmamızın tek bir cinsiyet üzerinde yapılması planlanmış fakat uygun ve gönüllü olacak yeterince genç erkek veya kız birey bulunamadığı için karma olarak dizayn edilmiştir.

Zayıf oral hijyen, periodontal hastalıklar ve alveolar kemik kaybı diş hareket oranlarını belirgin şekilde etkileyebilir.(195) Bütün bu etkenlerin elimine edilebilmesi için hastalarda iyi oral hijyenin sağlanabilmesi amacıyla başlangıçta oral hijyen eğitimi verilmiş ve her kontrolde hijyen konusunda motivasyonları sağlanmıştır.

Ortodontik diş hareketi esnasında salgılanan esas proinflamatuvar sitokinler IL-1 (alfa, beta), TNF-alfa ve IL-6 dır.(96) Diş çekimi enflamatuar marker aktivitelerini arttırarak diş hareket oranlarını değiştirebilir.(196) Bu ihtimali minimize edebilmek amacıyla, çapraşıklığın giderilmesi veya sınıf 2 divizyon 1 hastalarda overjetin azaltılması amacıyla uygulanan çekimler kanin distalizasyonundan 6 ay önce yani tedavinin başında yapılmıştır.

Kanin dişlerin distalizasyonu, çekimli ortodontik tedavilerdeki en önemli aşamalardan biridir ve kullanılan aparey, uygulanan sistem ve kuvvet gibi faktörlerden etkilenir.(197) Sabit mekaniklerle kanin distalizasyonu sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemler olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Sürtünmeli sistemlerde kanin, tel üzerinde hareket ettirilirken, sürtünmesiz sistemlerde ark teli ile birlikte dişler de hareket ettirilir. Sürtünmeli sistemde devrilme, kilitleme, ankraj kaybı, vertikal kontrolde yetersizlik ve keser ekstrüzyonu gibi dezavantajlar bildirilmiştir.(198) Fakat hasta başında geçirilen zamanın kısa oluşu, işlemin kolaylığı, bütün diş kavsinin aynı anda tek bir ark teli ile kontrol edilebilmesi gibi avantajları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir.(199, 200) Sürtünmeli sistemin tercih edilmesindeki diğer bir sebep de tüm gruplarda eşit kuvvetin uygulanmasına olanak tanınmasıdır. Bu sebeplerden ötürü çalışmamızda kanin distalizasyonunun sürtünmeli sistemler üzerinde gerçekleştirilmesi uygun görülmüştür.

Sürtünmeli sistemde uygulanan distal yönlü kuvvetlere bağlı olarak distal yönde devrilen kanin dişin braketini ark teli üzerinde bir kuvvet çifti uygular. Uygulanan kuvvetler sürekli ve optimal şiddette ise küçük devrilme ve dikleşmeler şeklinde distal yönde hareket gerçekleşir.(200) Telin elastikiyeti de devrilme miktarını etkilemektedir; Katılığı düşük olan tellerde daha fazla devrilme görüleceğinden distalizasyon esnasında paslanmaz çelik ya da kobalt krom alaşımların kullanılması tavsiye edilmektedir.(200) Tel çapı ile braket slot genişliği arasındaki boşluğun da dişin devrilme miktarı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir.(200) Bu sebeple çalışmamızda 0,22 slot braket sistemi üzerinde 19x25 çelik teller kullanılarak kanin distalizasyonu gerçekleştirilmiştir. Ortodonti pratiğinde sıklıkla kullanılan paslanmaz çelik, seramik ya da plastik materyaller arasında en az sürtünme paslanmaz çelik braketlerde saptanmıştır.(200) Ayrıca sürtünmenin ön plana çıktığı kanin distalizasyonu gibi kaydırma mekanikleri esnasında elastik ligatür yerine tel ligatürlerin tercih edilmesinin daha yararlı olacağı söylenmektedir.(200) Bizim çalışmamızda da bu bilgilerden yola çıkılarak çelik braketler ve çelik ligatür telleri kullanılmıştır. Literatürde de kanin distalizasyon miktarını ölçen birçok çalışma da bu kombinasyon kullanılarak yapılmıştır.(132, 180, 201) Bu çalışmada kanin dişlerin distalizasyonu esnasında bu dişlerin paralel olarak hareket etmesi hedeflenmiştir. Her ne kadar tam anlamıyla paralel hareket elde edilemese de meydana gelen devrilme, çalışma ve kontrol gruplarında benzer ve önemsiz miktarlarda bulunduğu hesaplanan diş hareket oranları arasında önemli bir etkisinin olmadığı bulunmuştur.(Tablo 4.3)

Literatürde, periodontal ligament içerisinde optimal mekanik şartların sağlanabilmesi amacıyla uygulanması gereken kuvvet miktarı açısından farklı görüşlere rastlanabilmektedir.(183) Periodontal ligament içerisinde uygun biyolojik cevabın oluşturulabilmesi için optimal kuvvet sisteminin uygulanmasının önemli olduğu bildirilmiştir.(202) Schwarzs,(203) kapiller damarlardaki kan basıncına eşdeğer ölçülerde dokulara kuvvet uygulayan sistemlerin kapiller kan akımını kesintiye uğratmaksızın optimal biyolojik etkiler göstereceğini ileri sürmüştür. Aynı çalışmada optimal kuvvetin çok altındaki kuvvetlerin herhangi bir doku değişikliğine neden olmazken, aşırı kuvvetlerin de dokularda nekroz oluşturacağını ve frontal rezorbsiyonun oluşmasına engel olacağı bildirilmiştir. Schwarzs'ın tanımlaması Openheim ve Reitan tarafından modifiye edilerek, "dişi hareket ettirecek mümkün olan

en düşük kuvvetlerin uygulanması gerektiği yönünde" değiştirilmiştir.(183) Günümüzdeki güncel konsept ise uygulanması gereken optimal kuvvet miktarının maksimum seviyede diş hareketi sağlarken, minimum doku hasarı ve hasta rahatsızlığına yol açması gerektiği hipotezi üzerine kurulmuştur. Bununla birlikte herbir birey ve diş için gerekli olan optimal kuvvet miktarı değişkenlik gösterebilmektedir.(66) Literatürde kanin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvet miktarı ile ilgili farklı görüşler bulunmakla beraber, genel olarak 100g ile 200 g arası kuvvet uygulanması tavsiye edilmiştir.(204) Bizim çalışmamızda literatür ile uyumlu olarak 200 g distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.

Günümüzde diş hareketi oluşturabilmek amacıyla en sık kullanılan materyaller, Ni-Ti sarmal yaylar ve elastik materyallerdir.(205, 206) Elastik zincirler üzerinde yapılan çalışmalar, bu materyallerin ilk günün sonunda başlangıç kuvvetinin %50-70 ini kayb ettiklerini göstermektedir.(200) Gittikçe azalan kuvvet kaybı nedeniyle 3 hafta sonunda toplam kuvvetin %30-40 mın kaldığı bildirilmiştir.(200) Ni-Ti sarmal yaylar ile biyolojik olarak uyumlu, düşük şiddetli ve devamlı kuvvetler uygulanmaktadır.(207) Ayrıca Ni-Ti yayların süperelastik özellikleri nedeniyle çok daha sabit bir kuvvet değerine sahip oldukları ve zamanla meydana gelen kuvvet kaybının Ni-Ti yaylarda oldukça az olduğu bildirilmiştir. Literatürde de birçok çalışmada kanin distalizasyonu amacıyla Ni- Ti sarmal yay kullanılmıştır.(132, 180, 208) Bizim çalışmamızda da literatürle uyumlu olarak kanin distalizasyonu için 200 g kalibre edilmiş, 9 mm heavy, Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar (G&H Wire, Greenwood, USA) kullanılmıştır.

Ankraj kontrolü, ortodontik tedavilere yön veren ve tedavi sonuçlarını belirleyen en önemli faktördür.(197) Minividalar günümüzde maksimum ankraj vakalarında kanin distalizasyonu için en sık kullanılan aygıttır. Literatürdeki pek çok çalışmada kanin distalizasyonu esnasında ankraj ünitesi olarak mini vidalar kullanılmıştır.(10, 132, 180) Literatürle uyumlu olarak bizim çalışmamızda da hem yapılacak ölçümlerin güvenilir olabilmesi hem de etkili bir kanin distalizasyonu gerçekleştirilebilmesi adına ankraj ünitesi olarak mini vidalardan yararlanılmıştır.

İliak kemik segmentlerinde yapılan çalışmalar sonucunda implant ebatları ile klinik başarı arasında bir ilişki olduğu doğrulanmıştır.(209) Özellikle mandibula gibi kalın kortikal kemik dokusundaki uygulamalar başta olmak üzere, çapı 1.3 mm den daha az

olan minividaların kullanılmaması önerilmektedir.(210) Ayrıca yapılan başka bir çalışmada 6 mm uzunluğundaki implantların yerine, 8 mm uzunluğundaki implantların kullanımının implantlardaki başarı oranını %72 den, %90 lara çıkardığı bildirilmiştir.(211) İmplant çapı ve uzunluğunun artması aynı zamanda uygulama esnasında köklerin hasar görme riskini de arttırmaktadır.(212) Buna karşın çapı az olan implantların uygulanması kolay olmasına rağmen, işlem esnasındaki torsiyonel kuvvetler neticesinde implantlarda kırılmalar da görülebilir.(213, 214) Bütün bu faktörleri göz önünde bulundurarak kliniğimizde rutin olarak kullandığımız 1,6 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki mivi vidaların kullanımı tercih edilmiştir.

Poggio ve ark,(215) bukkalden uygulanacak mini vidalar, için maksillada birinci molar ve kanin dişler arasındaki interdental alanların, mandibulada ise kanin dişler ve ikinci molar dişler arasındaki interdental alanların güvenli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Biz de çalışmamızda minivida uygulamalarını maksilla ve mandibulada güvenli bölge olarak tanımlanmış sınırlar içinde kalan birinci molar ve ikinci premolar dişler arasındaki interdental bölgede yapışık dişeti sınırları içinde kalacak şekilde ve bütün hastalarda aynı açıda olacak şekilde gerçekleştirdik. Park ve ark,(216) minividaların uzun aksının kortikal kemik yüzeyiyle geniş açı yapacak şekilde yerleştirilmesinin olası kök hasarı riskini azaltmakla beraber, kortikal kemikle temas yüzeyini arttıracak ve dolayısıyla minividanın stabilizasyonunu olumlu yönde etkileyeceğini savunmuşlardır. Bizim de çalışmamızda kullanılan vidalar literatürde belirtildiği gibi açılı olacak şekilde ve bütün hastalarda 30 derecelik açıyla yerleştirilmiştir.(217)

Kemik kalitesinin düşük olduğu yerler başta olmak üzere, immedat yüklemenin minividanın mekanik stabilitesini arttırabileceğini ileri süren araştırmacılar olduğu gibi, bu görüşün tam aksini savunan yazarlar da vardır.(209) Motoyoshi ve ark,(212) adolesanlar üzerinde yapmış oldukları çalışmalarda immedat yüklenmiş minividalardaki başarısızlık oranının, sonradan yüklenmiş olanlara kıyasla belirgin ölçüde fazla olduğu sonucuna varmışlardır . Bununla birlikte literatürde mini vida kullanılarak kanin distalizasyonu yapılmış birçok çalışmada mini vidanın uygulandığı seans distalize edici kuvvet uygulanmıştır.(218, 219, 220) Bizim çalışmamızda da bu çalışmalarla uyumlu olarak minividaların uygulandığı seans kanin dişlerin distalizasyonu amacıyla 200 gram kuvvet uygulanmıştır.

Vibrasyonun etkinliğini ölçmek amacıyla literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde vibrasyonun diş hareket hızına etkisini inceleyen 10 tane çalışma olduğu görülmektedir. Bunlardan 2 tanesi biyolojik farklılığı elimine etmek amacıyla split mouth dizyan kullanırken,(221, 222) diğer 8 tanesi bu yöntemi tercih etmemiştir.(9, 10, 132, 180, 182, 223, 224, 225) Bizim çalışmamızda da uygulanan vibrasyonel kuvvetlerin ark telleri, periodontal dokular, alveol ve çene kemikleri aracılığı ile cihazın uygulanmadığı tarafta da etkisinin olacağını düşündüğümüzden, çalışmamızda çalışma ve kontrol grubu olmak üzere iki farklı hasta grubu kullanılmıştır.

Ortodontik diş hareketini hızlandırma yöntemlerinin kanin dişin distalizasyonu ile değerlendirildiği çalışmalarda hareket miktarının ölçümünde farklı yöntemler kullanıldığı görülmüştür. Yapılmış bir çalışmada kanin dişin orta noktası ile 1. Molar dişin en mesial servikal noktası arası mesafe alçı modeller üzerinde ölçülmüştür.(173) Ancak bu yöntemde minivida gibi kesin ankraj unsuru kullanılmadığı takdirde 1. Molar diş hareketinin olabileceği ve yapılacak ölçümlerin güvenilir olamayacağı bildirilmiştir.(179) Bizim çalışmamızda elde edilecek bulguların güvenilir olabilmesi için ankraj unsuru olarak minivida kullanılmış ve kanin braketinin distali ile molar tüpünün mezyalı arasında kalan mesafenin üç boyutlu dijital dental modeller üzerinde ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmamız boyunca karşılaşılan aksaklıklar ve çözümlerini değerlendirdiğimizde; distalizasyon esnasında ankraj ünitesi olarak kullanılan minividalarda herhangi bir başarısızlıkla karşılaşılmamış ve distalizasyon boyunca stabilitesini korudukları görülmüştür. Bu başarıda, kullanılan minividaların tavsiye edilen çap ve uzunlukta olması, uygun ve en çok uygulama yapılan bölgeye uygulanmış olması, hastaların ağız hijyeni konusunda çok disiplini olmaya teşvik edilmesi gibi faktörler etkili olmuş olabilir. Hastalara vibrasyon uygulayıcı cihaz teslim edilmeden içindeki mikroişlemci vasıtasıyla ne oranda kullanıp kullanmadıklarının anlaşılacağı bildirilmiş ve en başından itibaren buna uyum sağlamayacak hastalara çalışma grubundan çıkarılacakları söylenmiştir. Çalışma grubuna dahil ettiğimiz hastalardan birinin cihazı kullanım yüzdesinin %56 oranında olduğu görüldüğü için çalışma kapsamı dışında bırakılmıştır. Yapılmış olan bir çalışmada, Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies Inc, Texas, USA) kullanımının altı aylık süreçte ortalama %67 olduğu bildirilmiştir.(101) Bizim çalışmamızda toplam kanin distalizasyonu süresince kullanım oranı %82.75 olarak belirlenmiştir. Ayrıca yaşa göre dağılım yaptığımızda

yaşın artmasıyla apareyin kullanım oranı arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da artma eğiliminde olduğu görülmüştür.

Literatürde yapılmış, vibrasyonel kuvvetlerin hayvanlar üzerindeki etkinliğini ölçen birçok çalışma vardır.(8, 9, 226, 227, 228) Mao ve ark,(226, 227) hayvanlar üzerinde günlük 20 dk süreyle uygulanmış, 2 N luk, 1 Hz frekanslı vibrasyonel kuvvetlerin statik kuvvetlerle birlikte diş hareketini arttıracaklarını bildirmişleridir. Ratlar üzerinde yapılmış olan bir çalışmada ortodontik kuvvetlerin uygulanması esnasında elektromanyetik atımla indüklenmiş 30 Hz değerinde vibrasyon uygulamalarının diş hareket hızını arttırabileceği gösterilmiştir.(8) Fareler üzerinde yapılmış olan başka bir çalışmada, günde 1,5 saat olacak şekilde 3 hafta boyunca titreşim kuvvetleri uygulanmıştır. Sonuç olarak, titreşim uygulanmaksızın oluşturulmuş statik kuvvetlere kıyasla titreşim uygulanan grupta 1.3-1.4 katı yani %25-30 oranında daha fazla diş hareketi meydana geldiği gösterilmiştir.(228) Ratlar üzerinde yapılmış diğer bir çalışmada, ratların 1. Molar dişlerine Ni-Ti ekspansiyon springi yerleştirilmiş ve bu dişlere 21 gün boyunca, günde 8 dk olacak şekilde 60 Hz değerinde titreşimsel kuvvetler uygulanmıştır. Sonuç olarak statik kuvvetlerin uygulandığı kontrol grubuna göre çalışma grubunda %15 oranında daha fazla diş hareketi olduğu gösterilmiştir.(9) Yazarlar vibrasyonel kuvvet uygulanan grupta PDL içinde osteoklastların, fibroblastların içinde de RANKL ekspresyonunun arttığını saptamışlardır. RANKL' in ise osteoblast formasyonu, fonksiyonu ve sentezi için gerekli olduğu bilinmektedir.(9) Liu ve ark' nın,(223) fareler üzerinde yapılmış oldukları bir çalışmada, 20 g kuvvet uygulayan omega şekilli Ni-Ti ekspansiyon aygıtı 1. Molar dişler üzerine uygulanmış ve ilave olarak 1. Molarların okluzal yüzeyine dik olacak şekilde günde 20 dk, 4 Hz değerinde mekanik titreşim verilmiştir. Uygulama üç günde bir olacak şekilde 7 kez tekrarlanmıştır. Sakrifiye edilen farelerin çenelerinden alınan mikro- CT sonucunda titreşim uygulanan farelerde diş hareketinin % 40 daha fazla olduğu bildirilmiştir. Tavşan ve ratlar üzerinde yürütülen çalışmalar sonucunda titreşimsel kuvvetlerin kranial büyümeyi indüklediği, kranial suturalardaki separasyonu stimule ettiği ve diş hareketini hızlandırdığı bildirilmiştir.(138, 139) Titreşimsel kuvvetlere bağlı olarak diş hareketinin artırılabilirliğini ileri süren hayvan çalışmaları, çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular ile tutarlılık göstermemektedir. Bu farklılığın sebepleri; titreşimsel kuvvetler üreten sistemlerin frekans, amplitüt ve

kuvvet değerleri arasındaki farklılıklar, uygulama sürelerinin değişkenliği, hayvanlar ve insanlar arasındaki biyolojik farklılığa bağlı olabilir.

Vibrasyonel uygulamaların ortodontik diş hareketini hızlandırdığını bildiren hayvan çalışmalarının yanında bu uygulamaların diş hareket hızına olumlu bir etkisinin olmadığını bulan hayvan çalışmaları da vardır.(224,225) Vibrasyonel kuvvetlerin ortodontik diş hareketi üzerinde etkisinin değerlendirildiği başka bir hayvan çalışmasında, spring/titreşim, sadece spring, sadece titreşim ve kontrol grubu olmak üzere dört grup oluşturulmuştur. 20 g kuvvet veren Ni-Ti spring maksiller birinci molar dişler arasına yerleştirilmiş, 21 gün boyunca sol molar dişe 3 günde bir 4 Hz, 20 mikron amplitütlü ve 5 dk süresince mekanik titreşim uygulanmıştır. Sonuç olarak, spring ve spring/titreşim grubunda kontrol ve sadece vibrasyonun uygulandığı gruba oranla anlamlı derecede diş hareketi görülürken spring uygulanan her iki grup arasında herhangi bir fark saptanmamıştır.(224) Farklı frekanslarda üç farklı titreşim protokolünün uygulandığı başka bir çalışmada kontrol grubunu vibrasyon uygulanmayan, 5 Hz, 10 Hz ve 20 Hz vibrasyon uygulanan 4 kategoriye, çalışma grubu ise sadece spring, spring ile birlikte ayrı ayrı 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz vibrasyon uygulanan dört gruba ayırmışlardır. Kemik volümü ve diş hareket hızının değerlendirildiği çalışmada farklı frekanslardaki titreşim uygulamalarına bağlı olarak diş hareket hızında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ayrıca mekanik titreşim uygulaması hem kontrol hem deney grubunda kemik yoğunluğunda artış eğilimi olduğunu göstermiştir.(225) Araştırmacı bunun olası nedeninin vibrasyonel uygulamalar sonucunda osteoklast sayısındaki azalma olduğunu bildirmiştir. Benzer olarak tibia üzerinde yapılmış olan farklı iki çalışmada titreşim uygulamalarına bağlı olarak osteoklast aktivitesinde azalma olduğu görülmüş ve bunun da kemik hücrelerinde RANKL salınımındaki inhibisyona bağlı olduğu bildirilmiştir.(13)

İnsanlar üzerinde vibrasyonel kuvvetlerin ortodontik diş hareket hızına etkilerini inceleyen 6 adet çalışma vardır. Bu çalışmalardan 4 tanesinde vibrasyonel kuvvet uygulamak amacıyla Acceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) cihazı kullanılmışken,(10, 132, 180, 222) diğer ikisinde tooth masseuse ve elektrikli diş fırçası kullanılmıştır.(182, 221)

Kontrol grubu içermeyen split mouth bir klinik çalışmada Acceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) cihazı hastaların rutin ortodontik tedavisine

ek olarak günde 20 dk ve 6 ay boyunca kullanılmıştır. Çalışma sonucunda mandibular arktaki diş hareket miktarı ayda 2.1 mm, maksiller arkta ise 3 mm olarak hesaplanmıştır. Kontrol grubu kullanılmaksızın yapılan bu çalışmada literatürde ayda ortalama 1 mm olan diş hareket hızı esas alınarak titreşim uygulamalarının diş hareket hızını anlamlı miktarda arttırdığı ileri sürülmüştür.(10) Ancak bu çalışmanın bulguları bizim bulgularımızla örtüşmemektedir. Bunun olası sebebi hem seviyeleme, hem de boşluk kapatma esnasına diş hareket hızının ölçülmüş olması ve standart bir ölçüm yöntemi kullanılmamış olması ile çalışma kapsamındaki hasta sayısının yetersiz olması olabilir.

Pavlin ve ark,(132) Aceledent Aura (Orthoaccel Inc, Texas, USA) kullanılarak vibrasyonel kuvvetlerin ortodontik diş hareketi hızına etkilerini ölçtükleri, 23 çalışma 22 kontrol grubu olmak üzere 45 hasta üzerinde yürütmüş oldukları çalışmalarında, maksiller kanin dişlerin retraksiyon hızının çalışma grubunda kontrol grubuna kıyasla %48 oranında fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgu bizim bulgularımızla örtüşmemektedir. Vibrasyon uygulayıcı cihazı sabit tedavinin başladığı seanstan itibaren kullanmış olmaları bu farklılığın olası sebebi olabilir.

15 hasta üzerinde maksiller birinci premolarların çekildiği vibrasyonel kuvvetlerin distalizasyon hızına etkilerini ölçen elektrikli diş fırçasının kullanıldığı split mouth dizaynda planlanmış olan bir çalışmada 60 g distraksiyon kuvvet uygulanmış ve çalışma tarafına ortodontik kuvvete ilave olarak, 125 Hz frekansta, günde 15 dk olacak şekilde vibrasyonel kuvvetler uygulanmıştır. Sonuç olarak vibrasyonel kuvvetlerin uygulandığı tarafta istatistiksel anlamlı düzeyde kanin dişlerin daha fazla hareket ettiği ve diş eti oluşu sıvısında IL-1 beta seviyesinin arttığı belirlenmiştir. Diş hareketindeki artış, IL- 1 beta seviyesindeki artışa bağlı olarak, kemik rezorpsiyonu aktivitesindeki artışa bağlanmıştır.(221) Bu bulgular bizim bulgularımızla tutarlılık göstermemektedir. Bu durumun olası sebebi, titreşim aygıtının farklı frekanslarda titreşim üretmesi, kanin distalizasyonu için çok hafif kuvvetlerin kullanılması ve titreşimsel kuvvetlerin uygulanma süresinin farklı olmasından kaynaklanmış olabilir.

Ülkemizde vibrasyonel kuvvetlerin diş hareket hızı üzerindeki etkileriyle ilgili yapılmış sadece bir çalışma bulunmaktadır (222). Split mouth dizaynda planlanmış Sınıf 2 divizyon 1 probleme sahip 20 gönüllü birey üzerinde yürütülmüş olan klinik çalışmada; vibrasyonel kuvvetler üreten cihaz olarak Aceledent Aura kullanılmıştır.

Ağız içi parçası ortadan ikiye bölünerek tek taraflı olarak uygulanmıştır. Üç aylık takip süresince vibrasyonel kuvvetlerin uygulandığı taraf ile uygulanmayan taraf arasında kanin distalizasyon hızı açısından istatistiksel olarak herhangi bir farklılık gözlenmemiştir (222). Bu bulgular bizim çalışmamızda elde etmiş olduğumuz bulgularla örtüşmektedir.

Woodhouse ve ark,(180) vibrasyonel uygulamaların diş hareket hızı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında üç farklı grup oluşturmuşlardır. 40 erkek ve 41 kadın olmak üzere toplam 81 hasta üzerinde yapılmış olan çalışmada Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) grubu, taklit aygıt kullanılan grup ve sadece ortodontik kuvvetlerin uygulandığı grup olmak üzere üç farklı grup oluşturmuşlardır Mandibuler arkta Little'm(229) düzensizlik indeksini kullanmışlardır. Çalışma sonucunda vibrasyonel uygulamalarının seviyeleme aşamasında istatistiksel olarak anlamlı herhangi bir katkısının olmadığını bildirmişlerdir. Woodhouse, Aceledent Aura (Orthoaccel Technologies, Texas, USA) ile yapılmış ve cihazın işe yararlığını savunan çalışmalar karşısında kendi çalışmasını 'real world' çalışma olarak adlandırmıştır.(180) Bizim çalışmamızda da Woodhouse'un çalışmasına paralel olarak vibrasyonel kuvvetlerin ortodontik diş hareket hızına anlamlı etkisi olmadığı bulunmuştur.

Çalışmamızın histolojik düzeyde bulguları olan bir araştırma olmayışı, proje bütçesinin kısıtlı olması sebebiyle örnek sayısının küçük olduğu bir grup üzerinde yürütülmüş olması, cihazın kullanıldığı sürenin ne kadarının hasta ağzındayken gerçekleştiği hususunda bilgilerimizin hastaların bildirimleri doğrultusunda sınırlı kalması veya hasta ağzında kullanım oranlarını verecek bir sisteme sahip olmaması gibi limitasyonları vardır. Mevcut klinik çalışmaların yeterli sayıda olmaması, yapılmış olan çalışmalarda kullanılmış vibrasyon üreten cihazların farklı frekans, amplitüt ve kuvvet değerinde titreşimler üretmesi, çalışma dizaynı ve bulgularının ölçülmesi esnasında uygulanmış olan yöntemlerin farklı oluşu gibi etkenler dolayısıyla yapılmış diğer çalışmalarla tam anlamıyla sağlıklı bir karşılaştırma yapabilmek mümkün olmamıştır. Mekanik titreşime bağlı olarak gelişmiş olan histolojik ve klinik sonuçları belirleyebilmek ve en uygun biyolojik cevabı oluşturabilecek vibrasyonel kuvvetlerin niteliğini belirleyebilmek için daha fazla örnek üzerinde ve daha uzun takip gerektiren yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Vibrasyonel uygulamaların ortodontik diş hareketi üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir.

1. Başlangıç hipotezimiz doğrulanmıştır. Vibrasyonel uygulamalara bağlı olarak alt ve üst kanin dişlerin distalizasyon hızını çalışma ve kontrol grupları üzerinde karşılaştırdığımız çalışmamızda, vibrasyonel uygulamaların diş hareket hızı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı herhangi bir olumlu ya da olumsuz etki göstermediği görülmüştür.
2. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa bile çalışma grubunda üst kaninlerin distalizasyon hızının kontrol grubuna göre %17 oranında daha fazla olduğu bulunmuştur. Bu bulgu belki klinik açıdan anlamlı olarak değerlendirilebilir.
3. Çalışma ve kontrol grupları arasında kanin dişlerin distalizasyonu esnasında devrilme miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
4. Kanin distalizasyonu boyunca hastaların apareyi kabullenme oranlarının yüksek olduğu, apareyi kullanma sürecinde hasta konforu açısından sorun teşkil edecek herhangi bir durumla karşılaşılmadığı görülmüştür.
5. İstatistiksel anlamlı olmasa bile yaş ile birlikte apareyin kullanım uyumunun artma eğiliminde olduğu gözlenmiştir.
6. Kız ve erkek hastalar arasında aygıt kullanım oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
7. Vibrasyonel uygulamaların rutin klinik prosedürün bir parçası haline gelebilmesi için daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Krishnan V and Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod.* 2006; 129(4):469.e1-32.
2. DiBiase AT, Nasr IH, Scott P, Cobourne MT. Duration of treatment and occlusal outcome using Damon3 self-ligated and conventional orthodontic bracket systems in extraction patients: a prospective randomized clinical trial. *Am J Orthod.* 2011; 139(2): 111-6.
3. Songra G, Clover M, Atack NE, Ewings P, Sherriff M, Sandy JR et al Comparative assessment of alignment efficiency and space closure of active and passive self-ligating vs conventional appliances in adolescents: A single-center randomized controlled trial. *Am J Orthod.* 2014; 145(5): 569-78.
4. Abuabara A. Biomechanical aspects of external root resorption in orthodontic therapy. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal* 2007; 12(8): 610-3.
5. Bishara S, Ostby A. White spot lesions: formation, prevention, and treatment. *Seminars in Orthod.* 2008; 14(3): 174-82.
6. Liu H, Sun J, Dong Y, Lu H, Zhou H, Hansen BF et al. Periodontal health and relative quantity of subgingival *Porphyromonas gingivalis* during orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2011; 81(4): 609-15.
7. Karamehmetoğlu H ve Kurt G. Ortodontide hızlı diş hareketi uygulamaları. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences).* 2013; 22(2): 178-82.
8. Darendeliler M, Zea A, Shen G, Zoellner H. Effects of pulsed electromagnetic field vibration on tooth movement induced by magnetic and mechanical forces: a preliminary study. *Australian Dental Journal* 2007; 52(4): 282-7
9. Nishimura M, Chibab M , Ohashic T, Satod M, Shimizue Y, Igarashif K, Periodontal tissue activation by vibration: intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. *Am J Orthod and Orthop* 2008; 133(4): 572-83.
10. Kau C, Jennifer T, Jeryl D. The clinical evaluation of a novel cyclical force generating device in orthodontics. *Orthodontic Practice US* 2010; 1(1): 10-5.

11. LeBlanc AD, Spector ER, Evans HJ, Sibonga JD. Skeletal responses to space flight and the bed rest analog: a review. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* 2007; 7(1): 33-47
12. Holguin N, Muir MS, Rubin C, Judex S, Short applications of very low-magnitude vibrations attenuate expansion of the intervertebral disc during extended bed rest. *The Spine Journal* 2009; 9(6): 470-7.
13. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of Bone and Mineral Research* 2004; 19(3): 343-51.
14. Mao JJ., Wang X, and Kopher RA. Biomechanics of craniofacial sutures: orthopedic implications. *Angle Orthod.* 2003; 73(2): 128-135.
15. Peptan AI, Lopez A, Kopher RA, Mao JJ. Responses of intramembranous bone and sutures upon in vivo cyclic tensile and compressive loading. *Bone* 2008; 42(2): 432-8.
16. Olsona JE, Liub Y, Nickelc JC, Walkerd M, Iwasakic L. Archwire vibration and stick-slip behavior at the bracket-archwire interface. *Am J Orthod and Orthop.* 2012; 142(3): 314-22.
17. Seo Y, Lim B, Park Y, Yang H, Ahn S, Kim T, Baek S. Effect of tooth displacement and vibration on frictional force and stick-slip phenomenon in conventional brackets: a preliminary in vitro mechanical analysis. *The Eur J Orthod.* 2014; cju027.
18. Wise GE, King GJ. Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2008; 87(5): 414-34.
19. King GJ, Keeling SD, Wronski TJ. Histomorphometric study of alveolar bone turnover in orthodontic tooth movement. *Bone* 1991; 12(6): 401-9.
20. Maltha JC, van Leeuwen EJ. Biological basis of orthodontic tooth movement. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2000;107(4):130-4.
21. Lilja E. Lindskog ST, Hammarström L. Histochemistry of enzymes associated with tissue degradation incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1983; 83(1): 62-75
22. Brudvik P, Rygh P. Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces. *Eur J Orthod.* 1994; 16(4): 265-73.

23. Rody WJ, King GJ, Gu G. Osteoclast recruitment to sites of compression in orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 120(5): 477-89.
24. Norevall L, Forsgren S, Matsson L. Expression of neuropeptides (CGRP, substance P) during and after orthodontic tooth movement in the rat. *Eur J Orthod.* 1995; 17(4): 311-25.
25. Hall M, Masella R, Meister M. PDL neuron-associated neurotransmitters in orthodontic tooth movement: identification and proposed mechanism of action. *Today's FDA: official monthly journal of the Florida Dental Association* 2001; 13(2): 24-5.
26. Yamaguchi M, Kasai K. Inflammation in periodontal tissues in response to mechanical forces. *Archivum Immunologiae et Therapiae Experimentalis-English Edition* 2005; 53(5): 388-98.
27. Keeling SD, King GJ, McCoy EA, Valdez M. Serum and alveolar bone phosphatase changes reflect bone turnover during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993; 103(4): 320-6.
28. Long P, Liu F, Piesco NP, Kapur R, Agarwal S. Signaling by mechanical strain involves transcriptional regulation of proinflammatory genes in human periodontal ligament cells in vitro. *Bone* 2002; 30(4):547-52.
29. Madhavan S. Biomechanical Signals Mediate Cellular Mechano-transduction and Gene Regulation. Diss. The Ohio State University, 2007.
30. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angel Orthod.* 2004; 74(1): 3-15.
31. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Imp Res.* 2001; 12(2): 144-52.
32. Jónsdóttir SH, Giesen EBW, Maltha JC. Biomechanical behaviour of the periodontal ligament of the beagle dog during the first 5 hours of orthodontic force application. *Eur J Orthod.* 2006; 28(6): 547-52.
33. Van Driel WD, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2000; 214(5): 497-504

34. Mabuchi R, Matsuzaka K, Shimono M. Cell proliferation and cell death in periodontal ligaments during orthodontic tooth movement. *J Periodontal Res.* 2002; 37(2): 118-24.
35. Redlich M, Roos HA, Reichenberg E, Zaks B, Mussig D, Baumert U, Golanc I, PalmonbRedlich A. Expression of tropoelastin in human periodontal ligament fibroblasts after simulation of orthodontic force. *Archives of Oral Bio.* 2004; 49(2): 119-24.
36. Takahashi I, Onodera K, Nishimura M, Mitnai H, Sasano Y. Expression of genes for gelatinases and tissue inhibitors of metalloproteinases in periodontal tissues during orthodontic tooth movement. *J Molecular Hist.* 2006; 37(8): 333-42
37. Arnoczky SP, Tian T, Lavagnino M, Gardner K. Ex vivo static tensile loading inhibits MMP-1 expression in rat tail tendon cells through a cytoskeletally based mechanotransduction mechanism. *J Orthop Res.* 2004; 22(2): 328-33.
38. Von den Hoff J. W. Effects of mechanical tension on matrix degradation by human periodontal ligament cells cultured in collagen gels. *J Periodontal Res.* 2003; 38(5): 449-57.
39. Esashika M, Kaneko S, Yanagishita M, Soma K. Influence of orthodontic forces on the distribution of proteoglycans in rat hypofunctional periodontal ligament. *J Med Dent Sciences* 2003; 50(2): 183-94.
40. Sato R, Yamamoto H, Kasai K, Yamauchi M. Distribution pattern of versican, link protein and hyaluronic acid in the rat jreiodontal ligament during exjreimental tooth movement. *J Periodontal Res.* 2002; 37(1): 15-22.
41. Rody W, King GJ, Gu G. Osteoclast recruitment to sites of compression in orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 120(5): 477-89.
42. Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sciences* 2004; 112(2): 140-7.
43. Marklund M, Lerner UH, Persson M, Ransjö M. Bradykinin and thrombin stimulate release of arachidonic acid and formation of prostanoids in human periodontal ligament cells. *Eur J Orthod.* 1994; 16(3): 213-21.

44. Kaku M, Kohno S, Kawata T, Fujita T, Tokimasa C, Tsutsui K, Tanne, K. Effects of vascular endothelial growth factor on osteoclast induction during tooth movement in mice. *J Dent Res.* 2001; 80(10) 1880-3.
45. Kohno S, Kaku M, Kawata T, Fujita T, Tsutsui K, Ohtani J, Kamada H. Neutralizing effects of an anti-vascular endothelial growth factor antibody on tooth movement. *Angle Orthod.* 2005; 75(5): 797-804.
46. Oshiro T, Shiotani A, Shibasaki Y, Sasaki T. Osteoclast induction in periodontal tissue during experimental movement of incisors in osteoprotegerin-deficient mice. *Anatomical Rec.* 2002; 266(4) 218-25.
47. Kanzaki H, Chiba M, Shimizu Y, Mitani H. Dual regulation of osteoclast differentiation by periodontal ligament cells through RANKL stimulation and OPG inhibition. *J Dent Res.* 2001; 80(3): 887-91.
48. Kanzaki H, Chiba M, Shimizu Y, Mitani H. Periodontal Ligament Cells Under Mechanical Stress Induce Osteoclastogenesis by Receptor Activator of Nuclear Factor κ B Ligand Up-Regulation via Prostaglandin E2 Synthesis. *J Bone and Mineral Res.* 2002; 17(2): 210-20.
49. Yamaguchi M, Aihara N, Kojima T, Kasai K. RANKL increase in compressed periodontal ligament cells from root resorption. *J Dent Res.* 2006; 85(8): 751-6
50. King GJ, Keeling SD, McCoy EA, Ward TH. Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various initial forces in adult rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 99(5): 456-65.
51. Noxon SJ, King GJ, Gu G, Huang G. Osteoclast clearance from periodontal tissues during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop.* 2001; 120(5): 466-76.
52. Hamaya M, Mizoguchi I, Sakakura Y, Yajima T, Abiko Y. Cell death of osteocytes occurs in rat alveolar bone during experimental tooth movement. *Calcified Tissue International* 2002; 70(2): 117-26
53. Forwood MR, Turner CH. Skeletal adaptations to mechanical usage: results from tibial loading studies in rats *Bone* 1995; 17(4): 197-205.
54. Brady TA, Piesco NP, Buckley MJ, Langkamp HH, Bowen LL, Agarwal S. Autoregulation of periodontal ligament cell phenotype and functions by transforming growth factor- β 1 *J Dent Res.* 1998; 77(10): 1779-90.

55. Mitsui N, Suzuki N, Maeno M, Yanagisawa M, Koyama Y, Otsuka K, Shimizu N. Optimal compressive force induces bone formation via increasing bone morphogenetic proteins production and decreasing their antagonists production by Saos-2 cells. *Life Sciences* 2006; 78(23): 2697-706.
56. Doman S, Shimokawa H, Yamaguchi S, Soma K. Temporal and spatial mRNA expression of bone sialoprotein and type I collagen during rodent tooth movement. *Eur J Orthod*. 2001; 23(49): 339-48.
57. Guajardo G, Okamoto Y, Gogen H, Shanfeld JL, Dobeck J, Herring AH, Davidovitch ZE. Immunohistochemical localization of epidermal growth factor in cat paradental tissues during tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000; 118(2): 210-9
58. Burger EH, Nulend JK. Mechanotransduction in bone—role of the lacuno-canalicular network. *The FASEB Journal* 1999; 13(9001): 101-12.
59. Tate MK, Steck R, Forwood MR, Niederer P. In vivo demonstration of load-induced fluid flow in the rat tibia and its potential implications for processes associated with functional adaptation. *J Experimental Biology* 2000; 203(18): 2737-45.
60. You J, Yellowley CE, Donahue HJ, Zhang Y, Chen Q, Jacobs CR. Substrate deformation levels associated with routine physical activity are less stimulatory to bone cells relative to loading-induced oscillatory fluid flow. *J Biomechanical Engineering* 2000; 122(4): 387-93.
61. Mullender M, El Haj AJ, Yang Y, Van Duin MA, Burger EH, Klein-Nulend J. Mechanotransduction of bone cells in vitro: mechanobiology of bone tissue. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2004; 42(1): 14-21.
62. Hayashi H, Konoo T, Yamaguchi K. Intermittent 8-hour activation in orthodontic molar movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 125(3): 302-9.
63. Turner CH, Robling AG. Mechanisms by which exercise improves bone strength. *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 2005; 23(1): 16-22.
64. Konoo T, Kim YJ, Gu G, King GJ. Intermittent force in orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. 2001; 80(2): 457-60.

65. Nakao K, Goto T, Gunjigake KK, Konoo T, Kobayashi S, Yamaguchi K. Intermittent force induces high RANKL expression in human periodontal ligament cells. *J Dent Res.* 2007; 86(7): 623-8.
66. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics.* Fifth ed. Canada: Elsevier Health Sciences, 2014.
67. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the “pressure-tension” hypothesis. *Am J Orthod.* 1969; 55(1): 12-22.
68. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. *Eur J Orthod.* 2008;30(3): 299-306.
69. Shenava S. Accelerated Orthodontics—A Review. *International Journal of Scientific Study* 2014: 1.5 35-9.
70. Sekhavat AR, Mousavizadeh K, Pakshir HR, Aslani FS. Effect of misoprostol, a prostaglandin E 1 analog, on orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(5): 542-7.
71. Bartzela T, Türp JC, Motschall E, Maltha JC. Medication effects on the rate of orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(1): 16-26.
72. Göçmen C. Lipid Kökenli Otakoidler: Prostaglandinler ve Lökotrienler. *Türkiye Klinikleri Journal of Internal Medical Sciences,* 2005; 1(1): 1-9.
73. Seifi M, Eslami B, Saffar AS. The effect of prostaglandin E2 and calcium gluconate on orthodontic tooth movement and root resorption in rats. *Eur J Orthod.* 2003;25:199-204.
74. van Vollenhoven RF, Corticosteroids in rheumatic disease Understanding their effects is key to their use. *Postgrad Med,* 1998; 103 (2):137-42
75. Ong CK, Walsh LJ, Harbrow D. Orthodontic tooth movement in the prednisolonetreated rat. *Angle Orthod.* 2000; 70:118-25.
76. Kalia S, Melsen B, Verna C. Tissue reaction to orthodontic tooth movement in acute and chronic corticosteroid treatment. *Orthod Craniofac Res.* 2004;7:26-34
77. Sümer A, Sarsmaz AN ve İşgör A. Sekonder hiperparatiroidizm. *Paratiroid Hastalıkları ve Cerrahisi.* I. Basım Avrupa Tıp Kitapçılık, İstanbul, 2006; 265-288.

78. Goldie RS, Gregory KJ. Root resorption and orthodontic tooth movement in orthodontically treated, calcium-deficient and lactating rats. *Am J Orthod.* 1984;85:424-430
79. Akkoyun H, Bayramoğlu TM ve Çelebi FD Vitamini Ve Metabolizma İçin Önemi. *Atatürk Üniversitesi Veteriner Bilimleri Dergisi.* 2014. 9(3).
80. Kale S, Kocadereli I, Atilla P, Aşan E. Comparison of the effects of 1,25 dihydroxycholecalciferol and prostaglandin E2 on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:607-614.
81. Mohammed AH, Tatakis DN, Dziak R. Leukotrienes in orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 95(3): 231-237.
82. Gürer N, Başak R, Bahadır C, Ko H, Polat Y, Atalay S ve Önder CB. Kemik Mineral Yoğunluğu Kemik Döngüsünün Biyokimyasal Göstergelerinin ilişkişi. *The Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation;* 2005: 51(2).
83. Hashimoto F, Kobayashi Y, Mataka S, et al. Administration of osteocalcin accelerates orthodontic tooth movement induced by a closed coil spring in rats. *Eur J Orthod.* 2001;23:535- 545.
84. Aladağ MA, Türköz Y, ve Özerol İ. Nitrik oksit ve nörofizyopatolojik etkileri. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences.* 2000; 20(2); 107-111.
85. Akin E, Gurton AU, Olmez H. Effects of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:608-14
86. Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1959; 12(5), 515-529.
87. Wilcko WM, Wilcko MT, Bouquot JE, Ferguson DJ. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *Int J Periodontics and Restorative Dent.* 2001; 21(1): 9-20.
88. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: a review. *Henry Ford Hospital Medical Journal* 1983; 31(1): 3-6.
89. Wilcko WM, Wilcko MT. Accelerating tooth movement: the case for corticotomy-induced orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144(1) 8.

90. Iino S, Sakoda S, Ito G, Nishimori T, Ikeda T, Miyawaki S. Acceleration of orthodontic tooth movement by alveolar corticotomy in the dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):448.e1-8.
91. Dibart S, Keser E. Piezocision™: Minimally invasive periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. *Orthodontically Driven Corticotomy: Tissue Engineering to Enhance Orthodontic and Multidisciplinary Treatment* 2014; 119.
92. Clínicas PE. Rapid orthodontics with flapless piezoelectric corticotomies: first clinical experiences. *Int. J. Odontostomat* 2013; 7(1): 79-85.
93. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(6):543-9.
94. Liou EJW, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114(4): 372-82.
95. Sayin S, Bengi AO, Gürton AU, Ortakoğlu K. Rapid canine distalization using distraction of the periodontal ligament: a preliminary clinical validation of the original technique. *Angle Orthod.* 2004; 74(3): 304-15.
96. Garlet TP, Coelho U, Silva JS, Garlet G. Cytokine expression pattern in compression and tension sides of the periodontal ligament during orthodontic tooth movement in humans. *Eur J Oral Sciences* 2007; 115(5): 355-362.
97. Chumbley AB, Tuncay OC. The effect of indomethacin (an aspirin-like drug) on the rate of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1986; 89(4): 312-4.
98. Knop LA, Shintcovsk RL, Retamoso LB, Ribeiro JS, Tanaka OM. Non-steroidal and steroidal anti-inflammatory use in the context of orthodontic movement. *Eur J Orthod.* 2012; 34(5): 531-5.
99. Teixeira CC, Khoo E, Tran J, Chartres I, Liu Y, Thant LM, Alikhani M. Cytokine expression and accelerated tooth movement. *J Dent Res.* 2010; 89(10): 1135-41.
100. Chung KR, Mitsugi M, Lee BS, Kanno T, Lee W, Kim SH. Speedy surgical orthodontic treatment with skeletal anchorage in adults—sagittal

- correction and open bite correction. *J Oral and Maxillofacial Surg.* 2009; 67(10): 2130-48.
101. Kau CH, Kantarci A, Shaughnessy T, Vachiramon A, Santiwong P, de la Fuente A, Brawn P. Photobiomodulation accelerates orthodontic alignment in the early phase of treatment. *Progress in Orthodontics* 2013; 14(1): 1.
102. Saito S, Shimizu N. Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111(5): 525-32.
103. Trelles MA, Mayayo E. Bone fracture consolidates faster with low-power laser. *Lasers in Surgery and Med.* 1987; 7(1): 36-45.
104. Takeda Y. Irradiation effect of low-energy laser on alveolar bone after tooth extraction. Experimental study in rats. *International J Oral and Maxillofacial Surg.* 1988; 17(6): 388-91.
105. Nimeri G, Kau CH, Abou-Kheir NS, Corona R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment-a frontier in orthodontics. *Progress in Orthodontics* 2013; 14(1) 1-3.
106. Kawasaki K, Shimizu N. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in Surgery and Med.* 2000; 26(3): 282-91.
107. Doshi-Mehta G, Bhad-Patil WA. Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141(3):289-97.
108. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery P. C, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *Am J Orthod.* 1980; 77(1): 33-47.
109. El-Hakim IE, Azim AMA, El-Hassan MFA, Maree SM. Preliminary investigation into the effects of electrical stimulation on mandibular distraction osteogenesis in goats. *Int J Oral and Maxillofacial Surg.* 2004; 33(1): 42-7.

110. Block MS, Brister GD. Use of distraction osteogenesis for maxillary advancement: preliminary results. *J Oral and Maxillofacial Surg.* 1994; 52(3): 282-6.
111. Canè V, Zaffe D, Cavani F, Botti P, Soana S. "PEMFs modulate the enzymatic activity during the bone repair process." *Bone* 1996; 19(3): 133.
112. Bassett CAL. Pulsing electromagnetic fields: a new approach to surgical problems. *Metabolic Surgery* 1978; 255-306.
113. FriedenberG ZB, Brighton CT. Bioelectric potentials in bone. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48(5): 915-23.
114. Bassett CAL, Mitchell SN, Gaston – Jama SR. Pulsing electromagnetic field treatment in ununited fractures and failed arthrodeses. *Jama* 1982; 247(5): 623-8.
115. Zengo AN, Bassett CAL, Prountzos G, Pawluk RJ, Pilla A. In vivo effects of direct current in the mandible. *J Dent Res.* 1976; 55(3): 383-90.
116. Rodan GA, Bourret LA, Norton LA. DNA synthesis in cartilage cells is stimulated by oscillating electric fields. *Science* 1978; 199(4329): 690-2.
117. Kawata T, Hirota K, Sumitani K, Umehara K, Yano K, Tzeng HJ. A new orthodontic force system of magnetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92(3): 241-8.
118. Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP. The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107(6): 578-88.
119. Roberts WE, Goodwin WC, Heiner SR. Cellular response to orthodontic force. *Dental Clinics of North America* 1981; 25(1): 3-17.
120. Otero RL, Parodi RJ, Ubios AM, Carranza FA, Cabrini RL. Histologic and histometric study of bone resorption after tooth movement in rats. *J Periodontal Res.* 1973; 8(5): 327-33.
121. Dellinger EL. A clinical assessment of the active vertical corrector—a nonsurgical alternative for skeletal open bite treatment. *Am J Orthod.* 1986; 89(5): 428-36.
122. Darendeliler MA, Joho JP. Magnetic activator device II (MAD II) for correction of Class II, division 1 malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993; 103(3): 223-39

123. Dobie TG. The Effect of Varying Frequencies of Mechanical Vibration on the Rate of Orthodontic Tooth Movement in Mice. 2013.
124. Ohmae M. Biomechanical acceleration of experimental tooth movement by ultrasonic vibration in vivo—part 1. Homo-directional application of ultrasonication to orthodontic force. *Orthod Waves* 2001; (60): 201-12.
125. Trenter SC, Walmsley AD. Ultrasonic dental scaler: associated hazards. *J Clin Periodontology*. 2003; 30(2): 95-101.
126. Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature*. 2001; 412(6847): 603-4.
127. Omar H, Shen G, Jones AS, Zoellner H, Petocz P, Darendeliler MA. Effect of low magnitude and high frequency mechanical stimuli on defects healing in cranial bones. *J Oral and Maxillofacial Surg*. 2008; 66(6): 1104-11.
128. Goodship AE, Lawes TJ, Rubin CT. Low-magnitude high-frequency mechanical signals accelerate and augment endochondral bone repair: Preliminary evidence of efficacy. *J Orthop Res*. 2009; 27(7): 922-30.
129. Rauch F. Vibration therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2009; 51(4): 166-8
130. CT Rubin, SD Bain, KJ McLeod. Suppression of the osteogenic response in the aging skeleton. *Calcified Tissue International* 1992; 50(4): 306-13.
131. Prisby RD, Lafage-Proust MH, Malaval L, Belli A, Vico L. Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. *Ageing Research Reviews*. 2008; 7(4): 319-29.
132. Pavlin D, Anthony R, Raj V, Gakunga PT. Cyclic loading (vibration) accelerates tooth movement in orthodontic patients: a double-blind, randomized controlled trial. *Seminars in Orthod*. 2015;21(3): 187-94
133. Mizrahi E. Enamel demineralization following orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1982; 82(1): 62-7.
134. McComb JL. Orthodontic treatment and isolated gingival recession: a review. *British J Orthod*. 1994; 21(2): 151-9.

135. Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod.* 1983; 5(3) 173-83.
136. Rubin C, Turner AS, Müller R, Mitra E, McLeod K, Lin W, Qin YX. Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention. *J Bone and Mineral Res.* 2002; 17(2): 349-57.
137. Peptan AI, Lopez A, Kopher RA, Mao JJ. Responses of intramembranous bone and sutures upon in vivo cyclic tensile and compressive loading. *Bone.* 2008; 42(2): 432-8.
138. Kopher RA, Mao JJ. Suture growth modulated by the oscillatory component of micromechanical strain. *J Bone and Mineral Res* 2003; 18(3): 521-8.
139. Kopher RA . Exogenous static and cyclic forces induce characteristic bone strain profiles of rabbit facial sutures. *Ann Biomed Eng* 2003; (31): 1125-31.
140. Serogl HG, Klages U, Zentner A. Pain and discomfort during orthodontic treatment: causative factors and effects on compliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114(6): 684-91.
141. Kvam E, Bondevik O, Gjerdet NR. Traumatic ulcers and pain during orthodontic treatment. *Community Dentistry and Oral Epidemiology.* 1987; 15(2): 104-7.
142. Hwang JY. Effectiveness of thera-bite wafers in reducing pain. *J Clin Orthod.* 1994; 28(5): 291-2.
143. Lim HM, Lew KKK, Tay DKL. A clinical investigation of the efficacy of low level laser therapy in reducing orthodontic postadjustment pain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 108(6): 614-22.
144. Ottoson D, Ekblom A, Hansson P. Vibratory stimulation for the relief of pain of dental origin. *Pain* 1981; 10(1): 37-45.
145. Marie SS, Powers M, Sheridan JJ. Vibratory stimulation as a method of reducing pain after orthodontic appliance adjustment. *J Clin Orthod.* 2003; 37(4): 205-8.
146. Pizzo G, Licata ME, Guiglia R, Giuliana G. Root resorption and orthodontic treatment. Review of the literature. *Minerva Stomatologica.* 2006; 56(12): 31-44.

147. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. *Eur J Orthod.* 2001; 23(1): 35-49.
148. Acar A, Canyürek U, Kocaaga M, Erverdi N. Continuous vs. discontinuous force application and root resorption. *Angle Orthod.* 1999; 69(2): 159-63.
149. Kau CH. A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics. *Head & Face Medicine.* 2011; 7(14): DOI: 10.1186/1746-160X
150. Daniel T. The effect of mechanical vibration (AcceleDent 30Hz) applied to the hemimaxilla on root resorption and tooth movement after application of orthodontic force. A micro CT study. PhD Thesis, The University of Sydney, Sydney, 2011.
151. Rheude B, Sadowsky L, Ferriera P, Jacobson A. An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod.* 2005; 75(3): 300-4.
152. Türköz C. Dijital ortodontik modeller. *Acta Odontologica Turcica* 2009; 26(3): 181-7
153. Quimby ML, Vig KWL, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod.* 2004; 74(3): 298-303.
154. Russell M. Destroying patient records. California [Online], Association of Orthodontists Website, 2002 posting date. <http://www.caortho.org>
155. Aşçıoğlu Ç. Tıbbi yardım ve el atmalardan doğan sorumluluklar. *Doktorların Devletin ve Özel Hastanelerin Sorumluluğu (Cezai ve Hukuki).* Ankara, Tekışık Ofset Tesisleri, 1993.
156. Peluso MJ, Josell SD, Levine SW, Lorei BJ. Digital models: an introduction. *Seminars in Orthod.* 2004; 10(3): 226-38.
157. Mayers M, Firestone AR, Rashid R, Vig KW. Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128(4): 431-4.
158. Han KU, Vig KWL, Weintraub JA, Vig PS, Kowalski CJ. Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 212-9

159. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(1): 101-5.
160. Pani SC ve Amitha H. Impressions in cleft lip and palate—A novel two stage technique. *J Clin Pediatric Dent.* 2008; 33(2): 93-6.
161. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 2014; (54): 203-21.
162. Cuperus AMR, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JG, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 142(3): 308-13.
163. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Nolthenius HET, van der Meer WJ, Ren Y. Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143(1): 140-7.
164. Naidu D, Scott J, Ong D, Ho CT. Validity, reliability and reproducibility of three methods used to measure tooth widths for Bolton analyses. *Australian Orthod J* 2009; 25(2): 97.
165. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129(6): 794-803.
166. Naidu D and Freer TJ. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144(2): 304-10
167. Pilon JJ, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;1(10): 16-23.
168. Long H, Li Y, Liu Y, Woods M, Zou J. Accelerated restructuring in rural China fueled by ‘increasing vs. decreasing balance’ land-use policy for dealing with hollowed villages. *Land Use Policy* 2012; 29(1):11-22.

169. Uribe F, Padala S, Allareddy V, Nanda R. Patients', parents', and orthodontists' perceptions of the need for and costs of additional procedures to reduce treatment time. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(4): 65-73.
170. Turbill EA, Richmond S, Wright JL. The time-factor in orthodontics: What influences the duration of treatments in National Health Service practices? *Community Dent and Oral Epidemiology* 2001; 29(1): 62-72.
171. Uzuner FD, Darendeliler N. Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: A literature review. *Eur J Dent.* 2013; 7(2): 257.
172. Yamasaki K, Shibata Y, Imai S, Tani Y, Shibasaki Y, Fukuhara T. Clinical application of prostaglandin E 1 (PGE 1) upon orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1984; 85(6): 508-18.
173. Showkatbakhsh R, Jamilian A, Showkatbakhsh M. The effect of pulsed electromagnetic fields on the acceleration of tooth movement. *World J Orthod.* 2010; 11(4): 52-6.
174. Cruz DR, Kohara EK, Ribeiro MS, Wetter NU. Effects of low-intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: A preliminary study. *Lasers in Surgery and Med.* 2004; 35(2): 117-20.
175. Jian F, Lai W, Furness S, McIntyre GT, Millett DT, Hickman J, Wang Y. Initial arch wires for tooth alignment during orthodontic treatment with fixed appliances. *The Cochrane Library* 2013; DOI: 10.1002/14651858.CD007859.pub3.
176. Gkantidis N, Mistakidis I, Kouskoura T, Pandis N. Effectiveness of non-conventional methods for accelerated orthodontic tooth movement: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2014; 42(10): 1300-19.
177. Hoogeveen EJ, Jansma J, Ren Y. Surgically facilitated orthodontic treatment: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(4): 51-64.
178. Bassett CAL. Pulsing electromagnetic fields: a new approach to surgical problems. *Metabolic surgery*, New York, Grune and Stratton 1978; 255-306.

179. Long H, Pyakurel U, Wang Y, Liao L, Zhou Y, Lai W. Interventions for accelerating orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod.* 2012; 83(1): 164-71.
180. Woodhouse NR, DiBiase AT, Johnson N, Slipper C, Grant J, Alsaleh M ve ark. Supplemental Vibrational Force During Orthodontic Alignment A Randomized Trial. *J Dent Res.* 2015; 94(5): 682-9.
181. Kau CH, Littlefield J, Rainy N, Nguyen JT, Creed B. Evaluation of CBCT digital models and traditional models using the Little's Index. *Angle Orthod.* 2010; 80 (3): 435-39.
182. Miles P, Smith H, Weyant R, Rinchuse DJ. The effects of a vibrational appliance on tooth movement and patient discomfort: a prospective randomised clinical trial. *Australian Orthod J* 2012; 28(2): 213.
183. Ren Y, Maltha JC, and Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* 2003; 73(1): 86-92.
184. Davidovitch Z and Krishnan V. Role of basic biological sciences in clinical orthodontics: a case series. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(2): 222-31
185. Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Factors related to the rate of orthodontically induced tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143(5): 616-21.
186. Reitan K. Behavior of Malassez'epithelial rests during orthodontic tooth movement. *Acta Odontologica Scandinavica* 1961; 19(3-4): 443-68.
187. Ren Y, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Immunohistochemical evaluation of osteoclast recruitment during experimental tooth movement in young and adult rats. *Archives of Oral Biology* 2005; 50(12): 1032-9.
188. Ren Y, Maltha JC, Von den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM, Zhang D. Cytokine levels in crevicular fluid are less responsive to orthodontic force in adults than in juveniles. *J Clin Periodontology* 2002; 29(8): 757-62.
189. Walker JB ve Buring SM. NSAID impairment of orthodontic tooth movement. *Annals of Pharmacotherapy* 2001; 35(1): 113-5.
190. Chandrasekharan NV, Dai H, Roos KL, Evanson NK, Tomsik J, Elton TS, Simmons DL. COX-3, a cyclooxygenase-1 variant inhibited by

- acetaminophen and other analgesic/ antipyretic drugs: cloning, structure, and expression. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2002; 99(21):13926-31.
191. Giannopoulou C, Dudic A, Pandis N, and Kiliaridis S. Slow and fast orthodontic tooth movement: an experimental study on humans. *Eur J Orthod*. 2015; 1–5 doi:10.1093/ejo/cjv070
 192. Usumi-Fujita R, Hosomichi J, Ono N, Shibutani N, Kaneko S, Shimizu Y, Ono T. Occlusal hypofunction causes periodontal atrophy and VEGF/VEGFR inhibition in tooth movement. *Angle Orthod*. 2012; 83 (1): 48-56.
 193. Zittermann A, Scheld K, Sudhop T, Berthold HK, Von Bergmann K and ve ark. Physiologic fluctuations of serum estradiol levels influence biochemical markers of bone resorption in young women. *J Clin Endocrinology & Metabolism* 2000; 85(1): 95-101.
 194. Kameda T, Mano H, Yuasa T, Mori Y, Miyazawa K, Shiokawa M and et al. Estrogen inhibits bone resorption by directly inducing apoptosis of the bone-resorbing osteoclasts. *J Experimental Med*. 1997; 186(4): 489-95.
 195. Wennström, JL, Stokland BL, Nyman S ve Thilander B. (1993). Periodontal tissue response to orthodontic movement of teeth with infrabony pockets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 103(4), 313-319.
 196. Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, et al. Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144(5):639-648.
 197. Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(1): 30-5.
 198. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *Am J Orthod*. 1985; 87(5): 353-62.
 199. Mc laughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized orthodontic treatment mechanics. London: Elsevier Health Sciences, 2001; 215-21.
 200. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi, 1999; 1-82
 201. Hassan SE, Hajeer MY, Alali OH, Kaddah AS. The Effect of Using Self-ligating Brackets on Maxillary Canine Retraction: A Split-mouth

- Design Randomized Controlled Trial. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17, (6):496-503.
202. CJ Burstone. The biophysics of bone remodeling during orthodontics—optimal force considerations. *The biology of tooth movement.* Boca Raton, CRC Press 1989: 321-34.
203. Schwarz HF. The genus *Melipona*: the type genus of the Meliponidae or stingless bees. American Museum of Natural History, 1932.
204. Lotzof LP, Fine HA, Cisneros GJ. Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(2): 191-96.
205. Angolkar PV, Arnold JV, Nand RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992; 10(2): 127-33.
206. Aboul SMBED, El-Beialy AR, El-Sayed KM, Selim EMN, EL-Mangoury NH, Mostafa YA. Miniscrew implant-supported maxillary canine retraction with and without corticotomy-facilitated orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(2): 252-59.
207. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod.* 1993; 63(2): 145-8.
208. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod.* 2006;76(6):1010-4.
209. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* (2009): 135(5): 564-e1.
210. Carano A, Velo S, Leone P ve Siciliani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod.* (2005); 39(1): 9-24.
211. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral and Maxillofacial Surg.* 2006; 35(8): 704-7.
212. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral & Maxillofacial Implants* 2007; 22(5): 779-84.
213. Park HS, Kwon TG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod.* 2004; 74(4): 539-49.

214. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2005; 75(4): 602-9.
215. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. Safe zones: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006; 76(2): 191-7.
216. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(1): 18-25.
217. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):721.7-12.
218. Migliorati M, Drago S, Gallo F, Amorfini L, Dalessandri D, Calzolari C, Benedicenti S, Silvestrini-Biavati A. Immediate versus delayed loading: comparison of primary stability loss after miniscrew placement in orthodontic patients-a single-centre blinded randomized clinical trial. *Eur J Orthod.* 2016 . pii: cjv095. [Epub ahead of print]
219. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G. Resistance to immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2010;80(1):123-9.
220. Luzi C, Verna C, Melsen B. Immediate loading of orthodontic mini-implants: a histomorphometric evaluation of tissue reaction. *Eur J Orthod.* 2009; 31(1):21-9.
221. Leethanakul C, Suamphan S, Jitpukdeebodindra S, Thongudomporn U, Charoemratrote C. Vibratory stimulation increases interleukin-1 beta secretion during orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 2016; 86(1): 74-80.
222. Karabulut S, Mekanik Titreşimin Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkisinin İncelenmesi. Doktora Tezi, SDÜ, Isparta, 2015.
223. Liu D, Genetos DC, Shao Y, Geist DJ, Li J, Ke HZ, Duncan RL. Activation of extracellular-signal regulated kinase (ERK1/2) by fluid shear is Ca²⁺-and ATP-dependent in MC3T3-E1 osteoblasts. *Bone* 2008; 42(4): 644-52.

224. Rummel A. Application of Mechanical Vibration to Modulate Orthodontic Tooth Movement (OTM) in Mice. Master's Theses epublications.marquette.edu 2009-2010.
225. Yadav S, Dobie T, Assefnia A, Gupta H, Kalajzic Z, Nanda R. The effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(3):440-9
226. Mao JJ. Mechanobiology of craniofacial sutures. *J Dent Res.* 2002; 81(12): 810-6.
227. Mao JJ, Giannobile WV, Helms JA, Hollister SJ, Krebsbach PH, Longaker MT and et al. Craniofacial tissue engineering by stem cells. *J Dent Res.* 2006; 85(11): 966-79.
228. Shimizu Y. Movement of the lateral incisors in *Macaca fuscata* as loaded by a vibrating force. *Nihon Kyosei Shika Gakkai zasshi J Japan Orthod Society* 1986; 45(1): 56-72.
229. Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod.* 1975;68: 554–563

ÖZGEÇMİŞ

(EK 8)

Kişisel Bilgiler

Adı	Barış Can	Uyruğu	TC
Soyadı	TELATAR	Tel no	5368247066
Doğum tarihi	21.08.1984	e-posta	bariscant@hotmail.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	75. Yıl İMKB Anadolu Lisesi	2002
Lisans/Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Diş Hekimi Barış Can TELATAR Muayenehanesi	2 YIL

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	ÜDS	82.5

Yayınlar ve Bildiriler:

Telatar BC, Güngör AY. Asimetrik Servikal Headgear İle Tek Taraflı Molar Distalizasyonu: Olgu Sunumu, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, ANTALYA- TÜRKİYE, 1-5 Ekim 2016, Ps 142.

Telatar BC, Güngör AY. Hızlı Üst Çene Genişletmesinin Sınıf 2 Bölüm 1 Malokluzyon Üzerindeki Etkileri: Olgu Sunumu, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, ANTALYA- TÜRKİYE, 1-5 Ekim 2016, Ps 143.

Telatar BC, Güngör AY. Fonksiyonel Olmayan Tek Taraflı Yan Çapraz Kapanışın Tedavisi: Olgu Sunumu, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, ANTALYA- TÜRKİYE, Ps 145.

Telatar BC, Güngör AY. İskeletsel Gelişimini Tamamlamış (Ru) İskeletsel Sınıf 3 Hastanın Yüz Maskesi İle Tedavisi: Olgu Sunumu, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, ANTALYA- TÜRKİYE, Ps 146.

