

**T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**MEKANİK TİTREŞİMİN ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ  
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Dt. Seval KARABULUT**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ**

**Bu Tez TÜBİTAK tarafından 3001 – Başlangıç Ar-Ge Projeleri Destekleme  
Programı kapsamında 114S940 proje numarası ile desteklenmiştir**

**Tez No: 131**

**ISPARTA-2015**

## KABUL ve ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Ortodonti Anabilim Dalı Doktora Programı** Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 22/12/2015

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD



Üye : Prof. Dr. Hakan TÜRKKAHRAMAN

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD



Üye : Prof. Dr. Aslıhan Mediha ERDİNÇ

Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD



Üye : Yrd. Doç. Dr. Neslihan Ebru ŞENİŞİK

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD



Üye : Yrd. Doç. Dr. Özlem GÖRMEZ

Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD



ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Mustafa Kayan  
Enstitü Müdürü

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

### BEYAN

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 çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Çalışmamız esnasında kullanılan malzemeleri sağlayan ve/veya üreten herhangi bir firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

“Mekanik Titreşimin Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkisinin İncelenmesi” adlı Doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

**Dt. Seval KARABULUT**

İmza

Danışman

**Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ**

İmza

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bu süreci bana kolaylaştıran, anlayışlılığı ve sabrıyla bana örnek olan ve her konuda desteğini esirgemeyen değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Alkış'a,

Eğitimim süresince bilgilerinden ve tecrübelerinden istifade ettiğim Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Hakan Türkkahraman, Doç. Dr. Alev Aksoy, Doç. Dr. Elçin Esenlik ve Yrd. Doç. Dr. Neslihan Şenışık'a,

İstatistik değerlendirmedeki katkılarından dolayı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı başkanı Doç. Dr. Hikmet Orhan'a,

Tez projeme 3001-Başlangıç Ar-Ge Projeleri Destekleme Programı kapsamında maddi destek sağlayan (Proje No: 114S940) Tübitak Araştırma Destek Programları Başkanlığına,

Doktora eğitimim süresince yurt içi burs olanağı veren Tübitak Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Doktora eğitimime katkılarından dolayı Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne,

Doktora eğitimim süresince yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen değerli asistan arkadaşlarım Yasemin Alpağan, Seylin Mutlu ve Burcu Polat başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve anabilim dalı çalışanlarına,

Hayatıma girdiğinden beri beni benden daha çok düşünen bir eş olarak yardımını ve desteğini hiç bir zaman esirgememiş eşim Gökhan Karabulut'a,

Tez çalışmam sırasında beni hiç üzmeyen 4 ay sonra aramıza katılacak kızıma,

Hayatımın her döneminde önemli kararlarımda yol gösterici olan, beni her konuda destekleyen, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan ve varlıkları ile bana güç veren çok sevdiğim babam Fatih Yenigün, annem Sülhiye Yenigün ve kardeşlerim Güner ve Dilara Yenigün'e,

İçtenlikle minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

**Seval KARABULUT**

*Kızıma ithaf ediyorum...*

*Saygılarımla...*

*Isparta, 2015*

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL ve ONAY SAYFASI</b> .....	<b>ii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Ortodontik Diş Hareketi.....	3
2.1.1. Ortodontik Diş Hareketinin Kuramsal Mekanizmaları .....	5
2.1.1.1. Basınç-Gerilim Kuramı .....	5
2.1.1.2. Kemik-Eğilme Teorisi.....	5
2.1.1.3. Piezoelektrik Teori .....	6
2.2. Ortodontik Diş Hareketini Hızlandırma Yöntemleri.....	6
2.2.1. Cerrahi Yöntemler.....	7
2.2.1.1. Kortikotomi ve Osteotomi .....	8
2.2.1.2. Dental Distraksiyon Tekniği .....	9
2.2.1.3. Perisegmental Kortikotomi .....	10
2.2.1.4. Piezoinsizyon .....	10
2.2.1.5. Mikroosteoperforasyon (Alveosentez).....	10
2.2.2. Kimyasal Yöntemler .....	11
2.2.3. Fiziksel Yöntemler .....	11
2.2.3.1. Elektromanyetik Alan .....	12
2.2.3.2. Elektriksel Akım .....	12
2.2.3.3. Fotobiyomodülasyon.....	13
2.2.3.4. Titreşimsel Stimulasyon.....	14
2.3. Mekanik Titreşim .....	15
2.3.1. Mekanik Titreşimin Ortodontik Diş Hareket Hızı Üzerine Etkisi .....	16
2.3.2. Mekanik Titreşimin Ortodontik Tedaviye Bağlı Ağrı Üzerine Etkisi .....	17
2.3.3. Mekanik Titreşimin Kök Rezorpsiyonu Üzerine Etkileri .....	18

2.4. Ortodontide Üç Boyutlu Dijital Modelleme .....	19
2.4.1. Üç Boyutlu Dijital Modellemenin Kullanım Alanları .....	20
2.4.2. Dijital Model Oluşturma Yöntemleri .....	20
2.4.2.1. Alçı Modellerin Dijitalize Edilmesi .....	20
2.4.2.2. Ölçü Kayıtlarının Taranması .....	21
2.4.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Rekonstrüksiyon .....	22
2.4.2.4. Ağız İçi Tarama .....	22
2.4.3. Dijital Modellerin Güvenilirliği ve Doğruluğu .....	23
2.4.4. Dijital Modellerde Çakıştırma .....	23
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>26</b>
3.1. Bireylerin Seçimi .....	26
3.2. Çalışmada Kullanılan Mekanik Titreşim Aygıtı .....	28
3.3. Çalışmada Kullanılan Tedavi Protokolü .....	34
3.3.1. Diş Hareket Miktarının Üç Boyutlu Olarak Ölçülmesi .....	37
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>45</b>
4.1. Metot Hatasının Belirlenmesi .....	45
4.2. Ortodontik Diş Hareketi Ölçüm Bulguları .....	45
4.2.1. Yaş ile Diş Hareket Miktarı Arasındaki Korelasyona ait Bulgular .....	48
4.3. AcceleDent Kullanım Uyumuna ait Bulgular .....	49
4.3.1. Aygıt Kullanım Yüzdesi ile Diş Hareket Miktarı Arasındaki Korelasyona ait Bulgular .....	52
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>54</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER .....</b>	<b>73</b>
<b>ÖZET .....</b>	<b>74</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>75</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>76</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>99</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>100</b>
Ek 1. Etik Kurul Onayı .....	100
Ek 2. Bilgilendirilmiş Onam Formu .....	103
Ek 3. AcceleDent Kullanım Klavuzu .....	107

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>PDL</b>	: Periodontal Ligament
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>HOO</b>	: Hızlandırılmış Osteojenik Ortodonti
<b>PHOO</b>	: Periodontal Olarak Hızlandırılmış Osteojenik Ortodonti
<b>RANK</b>	: Receptor Activator Of Nuclear Factor-Kappa B
<b>RANKL</b>	: Receptor Activator Of Nuclear Factor-Kappa B Ligand
<b>MAPK</b>	: Mitojen Aktive Protein Kinaz
<b>IHO</b>	: Işıkla Hızlandırılmış Ortodonti
<b>DSIT</b>	: Düşük Seviye Işık Terapi
<b>ATP</b>	: Adenozin Trifosfat
<b>LED</b>	: Light-Emitting Diodes
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>dk</b>	: Dakika
<b>g</b>	: Gram
<b>%</b>	: Yüzde
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>Ni-Ti</b>	: Nikel Titanyum
<b>ÜBDM</b>	: Üç Boyutlu Dijital Modelleme
<b>3B</b>	: Üç Boyutlu
<b>2B</b>	: İki Boyutlu
<b>KIBT</b>	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
$\bar{X}$	: Ortalama
<b>SS</b>	: Standart Sapma
<b>p</b>	: İstatistiksel Olarak Anlamlılık Değeri
<b>r</b>	: Tekrarlama Katsayısı
<b>T0</b>	: Kanin distalizasyonundan hemen önce alınan materyal kaydı
<b>T1</b>	: 1. ay kontrol materyal kaydı
<b>T2</b>	: 2. ay kontrol materyal kaydı
<b>T3</b>	: 3. ay kontrol materyal kaydı
<b>SS</b>	: Paslanmaz çelik
<b>g/F</b>	: Gram/Kuvvet
<b>IL-1<math>\beta</math></b>	: Interlökin 1-beta



## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Kız ve erkek hastaların yaş ortalaması ve standart sapma değerleri.....	27
<b>Tablo 2.</b> Çalışmada kullanılan ölçümlere ilişkin tekrarlanma katsayıları .....	45
<b>Tablo 3.</b> Her hasta için aylık ve toplam sürede meydana gelen diş hareket miktarlarının ölçüm değerleri.....	46
<b>Tablo 4.</b> Aylık ve toplam sürede kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri .....	47
<b>Tablo 5.</b> Yaş ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 ve T0-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri .....	49
<b>Tablo 6.</b> AcceleDent aygıtının aylık kullanım yüzdeleri.....	50
<b>Tablo 7.</b> Hastaların AcceleDent aygıtını kullanım yüzdelerinin aylara göre (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ortalaması ve standart sapma değerleri.....	51
<b>Tablo 8.</b> Kullanım yüzdelerinin aylar arasındaki farkını gösteren ortalama ve standart sapma değerleri.....	52
<b>Tablo 9.</b> Kullanım yüzdesi ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri .....	52

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Aktivatör.....	29
<b>Resim 2.</b> Ağız içi parça.....	29
<b>Resim 3.</b> AcceleDent Aura .....	30
<b>Resim 4.</b> Şarj adaptörü.....	30
<b>Resim 5.</b> Seyahat çantası .....	31
<b>Resim 6.</b> Kullanılan Ni-Ti kapalı sarmal yayın mini vida başına yerleşimi.....	35
<b>Resim 7.</b> Ortodontik kuvvet ölçer ile 150 g. kuvvet elde edilmesi.....	35
<b>Resim 8.</b> Ağız içi parçanın ikiye bölünerek split-mouth yönteme uygun hale getirilmesi.....	36
<b>Resim 9.</b> Acceledent aygıtının hasta tarafından kullanımı .....	36
<b>Resim 10.</b> Referans modelde (a) insiziv papilla üzerinde işaretleme yapılarak aks belirlenmesi .....	38
<b>Resim 11.</b> Referans (a) ve karşılaştırma (b) modellerinin seçilmesi ve palatal ruga üzerinde medialde 3 nokta işaretlenmesi .....	39
<b>Resim 12.</b> Palatal ruga üzerinde medialde 3 nokta işaretlenmesinin hemen ardından palatal yüzeyin seçilmesi.....	39
<b>Resim 13.</b> Yazılım programı ile iki yüzey arasındaki en kısa mesafenin matematiksel algoritmalarla en aza indirilerek <i>best-fit</i> metotla modellerin eşleştirilmesi-çift görüntü.....	40
<b>Resim 14.</b> Modellerin seçilmiş noktalar ve yüzey üzerinde çakıştırılması-tek görüntü .....	40
<b>Resim 15.</b> Çakıştırılmış modeller üzerinde kanin dişlerin tüberkül tepelerinin işaretlenmesi ve iki nokta arası mesafenin ölçülmesi-oklüzal görüntü.....	41
<b>Resim 16.</b> Çakıştırılmış modeller üzerinde kanin dişlerin tüberkül tepelerinin işaretlenmesi ve iki nokta arası mesafenin ölçülmesi- lateral görüntü .....	41
<b>Resim 17.</b> Sol tarafta aygıt kullanan bir hastadan çalışma boyunca alınmış ağız içi fotoğraflar.....	42
<b>Resim 18.</b> Sağ tarafta aygıt kullanan bir hastadan çalışma boyunca alınmış ağız içi fotoğraflar.....	43

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> AcceleDent aygıtının hasta tarafından kullanım yüzdesinin bilgisayarda gözlenmesi.....	33
<b>Şekil 2.</b> Aylık ve toplam sürede kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalamalarının karşılaştırılması .....	48
<b>Şekil 3.</b> Hastaların AcceleDent aygıtını kullanım yüzdelerinin aylara göre (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ortalaması.....	51

## 1. GİRİŞ

Ortodonti; dişlerin, çenelerin ve orofasiyal yumuşak dokuların gelişimsel, konumsal ve patolojik anomalileri ile ilgilenen bir bilim dalıdır. Ortodontik tedavi ile diş ve çevre dokularda herhangi bir patolojik olay oluşmadan diş hareketini sağlayacak optimum kuvvetle kontrollü diş hareketinin gerçekleşmesi hedeflenmektedir (1-3). Ortodontik tedavi ortalama 2-3 yıl sürmektedir (4-6). Bu süreçte hastalardan gelen en büyük şikayet bu uzun tedavi süresi olmaktadır (7, 8). Uzun süren ortodontik tedavi; dişlere uygulanan ortodontik ataçmanların uzun süreli ağızda kalması ile ağız hijyeninin bozulmasına, periodontal sorunlara, kök rezorpsiyonu ve çürük gibi istenmeyen yan etkilere yol açabilmektedir (9, 10). Toplumun ortodontik tedavi konusunda bilinçlenmesine bağlı olarak tedavi gereksinimi duyan hasta sayısı giderek artmış ve günümüzde zaman kavramı gerek hekim gerekse hasta açısından önem kazanmıştır (11). Bu gibi sebepler, araştırmacıların dikkatini tedavi süresini azaltacak, yani diş hareketini hızlandıracak yöntemler konusunda araştırma yapmaya yöneltmiştir. Bu yöntemler literatürde genel olarak cerrahi, kimyasal ve fiziksel yöntemler olmak üzere üç ana başlık altında değerlendirilmiştir (12).

Cerrahi tekniklerin invaziv bir işlem gerektirmesi ve kimyasal yöntemlerin ise lokal etkili kalamayarak sistemik yan etki göstermeleri hasta ve hekim açısından fiziksel yöntemleri öncelikli kılmıştır (13-15). Fiziksel yöntemler genel olarak aygıt destekli tedavi metotlarını içermektedir (16). Elektromanyetik alan, elektriksel akım, fotobiyomodülasyon ve titreşimsel stimülasyon uygulamaları fiziksel yöntemler olarak sıralanabilir (6, 12, 17, 18). Bu konuda yapılan çalışmalar titreşimsel stimülasyon uygulamasının kemiğin yeniden şekillenmesine etkisi olduğu konusunda hem fikir olmakla beraber (18-24); ortodontik diş hareketi üzerine etkisi konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır (17-19, 21-23). Çalışmamız, mekanik titreşim uygulamasını klinik olarak split-mouth yöntemle inceleyen tek çalışma olması ve diş hareket miktarının güncel ve yeni bir teknik olan 3B dijital ortodontik modellerin bilgisayar ortamında çakıştırılmasıyla değerlendirilmesi sebebiyle özgün değer taşımaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı, non-invaziv bir fiziksel yöntem olan mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesidir. Başlangıç hipotezi 'mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareket hızı üzerine etkisi bulunmamaktadır' şeklinde oluşturulmuştur.

## 2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavi süresi ile ilgili yapılan çalışmalarda tedavi süresi, çekimsiz tedaviler için ortalama 21-27 ay; çekimli tedaviler için ise ortalama 25-35 ay olarak belirtilmektedir (4-6). Uzun süren ortodontik tedavilerde, ağız hijyeninin bozulmasına bağlı diş çürüğü sorunlarının yanında, periodontal hastalıklar, kooperasyon problemleri ve kök rezorbsiyonları gelişebilmektedir (9, 10). Diş hareketinin hızlandırılması ve dolayısıyla tedavi süresinin kısaltılması ise bu komplikasyonları önleyecektir. Aynı zamanda tedavinin uzun sürmesi maddi olarak hem hasta hem de ortodontistler için dezavantajlı olmaktadır. Günümüzde sosyal şartlarından dolayı tedavinin mümkün olduğunca kısa sürede bitmesini isteyen erişkin hastalar bile dişlerindeki çapraşıklık şikayetlerini protetik olarak tedavi ettirmek yerine, ortodontik tedavi arayışına girmiştir (25). Tüm bu sebepler daha hızlı diş hareketi ile tedavi süresinin kısalmasını sağlayacak uygulamalar konusunda araştırmalar yapılmasına neden olmuştur (16, 17, 26-28).

### 2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi, uygulanan mekanik kuvvetlerin periodonsiyumda bir takım biyolojik olaylara sebep olması sonucu dişlerin alveol kemiği içinde bir yerden başka bir yere hareket ettirilmesiyle gerçekleşmektedir (29).

Dişe hafif ama devamlı bir kuvvet uygulandığında, ilk birkaç saniye içinde kısmen sıkışmış periodontal ligament (PDL)'de kan akımı yavaşlar. En fazla birkaç saat içinde, değişen kimyasal ortama bağlı olarak hücrel aktivite paterni değişir. Kuvvet uygulanmasının yaklaşık 4. saatinde hücrelerde farklılaşma başlar. Diş hareketinin oluşmasında kritik olan bu süreçten daha kısa süre uygulanan kuvvetler diş hareketini sağlayamazlar. Bu sürece biyokimyasal olarak bakıldığında, kuvvet uygulandıktan kısa bir süre sonra PDL'deki prostaglandin ve interlökin-1 beta (IL-1 $\beta$ ) seviyelerinin yükseldiği görülür (30). Bu esnada hücrelerde meydana gelen şekil değişikliği ve hücre zarındaki fosfolipidlerin mobilizasyonunun prostaglandin salınımını arttırdığı düşünülmektedir (31). Prostaglandinler, osteoklastların sayısını artırarak kemik rezorpsiyonunu stimüle eden enflamatuvar mediyatörlerdir (32, 33).

Sitokinlerden nitrik oksit ve hücrel aktivitede rol alan diğer kimyasallar da bu süreçte önemli roller üstlenirler. Kuvvet uygulamasıyla tetiklenen bu kimyasal süreç, yaklaşık 4. saatte hücrel farklılaşmanın başlaması ve PDL'nin sıkıştığı bölgede rezorptif, gerildiği bölgede ise apozisyonel faaliyetle diş hareketinin gerçekleşmesini sağlar. Bu tür kemik rezorpsiyonuna direkt kemik rezorpsiyonu veya frontal rezorpsiyon da denilir (30). Diş, PDL'deki kan akımını tamamen durduracak kadar yüksek bir kuvvet uygulandığında ise steril bir nekroz alanı oluşur. Hücrelerin sitoplazma ve çekirdeklerinde çözünme meydana gelir ve hücrel faaliyet durur. Histolojik olarak camsal bir görünüm olan bu duruma hyalinizasyon denir. Artık bu alanda hücrel farklılaşmanın gerçekleşeceği hücre kalmadığından, nekrozdan etkilenmemiş sağlıklı hücrelerin hyalinizasyon alanına göç etmeleri gerekmektedir. Belli bir gecikme süresinden sonra, komşu kemik iliği boşluklarında farklılaşan osteoklastlar hyalinize alanı arkadan rezorbe etmeye başlar. Bu tür rezorpsiyona indirekt kemik rezorpsiyonu denir (30). Kuvvet uygulandıktan sonra kısmen anatomik kısmen de mekanik faktörler nedeniyle hyalinizasyon gelişebileceği bilinmektedir (34). Hyalinizasyon periyodu yaklaşık 2 veya 3 hafta sürmektedir. Diş hareketi ise 1-1.5 mm oranında en az 4-5 hafta devam etmektedir (1, 3, 34, 35).

Genel olarak ortodontik diş hareketi üç faza ayrılarak incelenmiştir (36-39). Bu fazlar:

1. *Başlangıç Fazı*: Kuvvet uygulanmasından sonra hızlı bir hareketin olduğu fazdır. Bu hareket dişin periodontal ligament boşluğu kadar yer değiştirmesiyle meydana gelir (5 saniyeden daha kısa sürer).

2. *Gecikme Fazı*: Bu fazda çok az miktarda diş hareketi olur veya hiç olmaz. Bu duraksamaya sıkışma tarafında periodontal ligamentin hyalinizasyonunun sebep olduğu belirtilmiştir (36, 39). Alandaki nekrotik dokular ortadan kaldırılmadan 7-14 gün boyunca diş hareketinin gerçekleşmeyeceği düşünülmektedir (38).

3. *Gecikme Sonrası Faz*: Bu fazda ise diş hareketi giderek veya aniden hızlanır. İkinci fazdan sonra diş hareketi başladığında kemiğin yeniden şekillenmesi belirgin bir hızda ve kuvvetten bağımsız olarak devam etmektedir (40-43). İkinci fazdan yani PDL'de hyalinizasyon oluşmasından kaçınılırsa veya bu oluşum

minimalize edilebilirse diş hareketinin daha hızlı ve kolay olabileceği belirtilmiştir (26).

### **2.1.1. Ortodontik Diş Hareketinin Kuramsal Mekanizmaları**

Ortodontik diş hareketinin biyolojik temelleri 19. yüzyılda yaygın oranda araştırılmaya başlanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda diş hareketinin temel mekanizmalarını açıklayan çeşitli kuramlar geliştirilmiştir (44-46).

#### **2.1.1.1. Basınç-Gerilim Kuramı**

Diş hareketi sırasında hareket yönünde basınç, aksi yönde ise gerilim bölgeleri olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (47). Bu hipoteze göre basınç tarafında PDL’de düzensizlik ortaya çıkmakta, vasküler daralmaya bağlı olarak hücre replikasyonu ve fibril üretimi azalmaktadır. Gerilim tarafındaysa PDL fibril demetlerinin gerilmesiyle oluşan stimülasyona bağlı olarak hücre replikasyonu artmakta ve bu durum proliferatif aktif fibril üretiminde artışa yol açmaktadır (45).

#### **2.1.1.2. Kemik-Eğilme Teorisi**

Alveoler kemiğin ortodontik diş hareketinde önemli rol oynadığını belirten ilk araştırmacı Farrar (48)’dir. Bu hipotez daha sonra Baumrind (45) ve Grimm (49)’in çalışmalarıyla da desteklenmiştir. Bu araştırmacılara göre dişe uygulanan kuvvet komşu bölgelere yayılmakta; kemikte, dişte ve PDL’nin katı kısımlarında bükülme yaratmaktadır. Kemik dokusunun diğer dokulara oranla daha elastik olduğu ve bu nedenle daha kısa sürede eğildiği belirtilmiştir. Kemik eğilmesini takiben kemikte ‘*turn-over*’ ile hücrel ve inorganik yapılar yenilenmektedir. Kemik deforme halde durmaya devam ettikçe ise bu süreçler hızlanmaktadır. Araştırmacılar, reorganizasyonun sadece PDL’de değil, kemik korpusundaki tüm trabeküllerin yüzeyinde olduğunu belirtmişlerdir. Dişe gelen kuvvet, stres çizgilerinin oluşmasıyla dağıtılmaktadır. Hücrelerin değişen aktivitesi ise kemiğin internal organizasyonunu ve şeklini modifiye etmektedir. Bir dişin ortodontik olarak devrilmesinin alveoler kemiği bükerek, kemikte konkav ve konveks yüzeyler yarattığı bildirilmiştir (44, 50,



51). Buna göre, PDL'nin gerildiği bölgeye komşu kemik konkavlaşmakta; PDL'nin sıkıştığı bölgeye komşu kemik ise konveksleşmektedir. Ardından konveks yüzeyde rezorbsiyon, konkav yüzeyde ise depozisyon görülmektedir.

### **2.1.1.3. Piezoelektrik Teori**

Piezoelektrik teori, ortodontik kuvvetin alveoler kemikte yarattığı eğilme etkisinin bir elektrik akımı oluşturduğu ve bunun da osteojenik bir cevap başlattığı şeklinde açıklanmaktadır (49). Bu teori, osteoblastların ve osteoklastların sırasıyla elektronegatif ve elektropozitif özelliklerini göstermiş olan Zengo ve ark. (46) tarafından da desteklenmiştir. Zengo ve ark. mekanik olarak yüklenmiş alveoler kemiğin konkav yüzünün elektronegatif yüklü ve osteoblastik açıdan aktif olduğunu; konveks yüzünün ise elektropozitif veya elektriksel nötralite ile artmış osteoklastik aktivite gösterdiğini belirtmişlerdir. Piezoelektrisite hipotezine göre, kemiğin yapısındaki hidroksiapatit ve kollajen kristal yapıların deformasyonu, elektron akışını başlatarak lokal elektrik alanı oluşturabilmektedir. Dişe uygulanan mekanik kuvvet, komşu alveol kemiğine iletildiğinde kemikte hafif bir bükülme ve kemiğin kollajen yapılarında distorsiyon meydana gelmektedir. Bu durum yüzeysel elektrik yükünün değiştirilmesi ile sonuçlanmaktadır (33, 52).

Diş hareketinde fizyolojik ve biyolojik birçok faktörün rol oynadığını gösteren 20. ve 21. yüzyılda yapılan histolojik, histokimyasal ve immunohistokimyasal birçok çalışma olmakla birlikte; günümüzde diş hareketinin biyolojik mekanizmasının işleyişi konusundaki tartışmalar hala devam ettiğinden konuyla ilgili hipotezlerin hiçbirinin son noktayı koyamadığı açıktır (37, 44, 45, 49, 51).

## **2.2. Ortodontik Diş Hareketini Hızlandırma Yöntemleri**

Günümüze kadar ortodontik tedavide diş hareketini hızlandıracak çeşitli yaklaşımlar uygulanmıştır. Bunlardan biri mekanik yaklaşım ile ortodontik tellerin ve braket sistemlerinin geliştirilmesidir (20, 53). Bu amaçla, braketlerin sürtünme etkisi azaltılmış ve sabit kuvvet sistemleri oluşturulmuştur. Ancak bu konuda

gelişmelerin gelebileceği son yerde olduğu ve bu konuda yapılacak daha fazla ilerlemenin ortodontik tedavi süresi üzerinde artık minimal bir etki yaratacağı belirtilmiştir (17). Diğer bir yaklaşım ise, biyolojik temelli tekniklerle ortodontik diş hareket hızını artırmaktır (54, 55). Diş hareketini hızlandıran bu biyolojik yöntemler literatürde genel olarak cerrahi, kimyasal ve fiziksel yöntemler olmak üzere üç ana başlıkta değerlendirilmiştir (12). Cerrahi yöntemler; kortikotomi ve osteotomi teknikleri, dental distraksiyon tekniği, perisegmental kortikotomi, piezoinsizyon ve mikroosteoperforasyon şeklinde sıralanabilir (56-58). Kimyasal yöntemler, genel olarak mediyatörlerin ve ilaçların enjeksiyonu olarak özetlenebilir (13-15). Fiziksel yöntemler ise; elektromanyetik alan, elektriksel akım, fotobiyomodülasyon ve titreşimsel stimülasyon olarak alt başlıklara ayrılabilir (6, 12, 17, 18).

### **2.2.1. Cerrahi Yöntemler**

Cerrahi yöntemlerle diş hareketinin hızlandırılması, kemiğin cerrahi olarak irrite edilmesiyle başlayan kademeli enflamasyonun ardından osteoklastogeneziste artış meydana gelmesi prensibine dayanmaktadır (59). Tüm cerrahi işlemlerde olduğu gibi bu yöntemin de invazivlik, hasta tarafından düşük kabul edilebilirlik ve her vakada uygulanamama gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca; kemik kaybı ve diş eti çekilmesi, ağrı ve şişlik görülmesi, enfeksiyon gibi riskler rapor edilmiştir (57, 58). Cerrahi yaklaşımlar, diş hareketini hızlandıran teknikler içinde klinik olarak en çok kullanılan, hakkında en çok çalışma içeren ve dolayısıyla en fazla tahmin edilebilir ve stabil sonuçları olan bir yöntem olmakla beraber; invaziv, agresif ve maliyetli bir yöntem olarak görülebilmektedir. Ayrıca, hastaların iyi bir oklüzyon için tek seçenek cerrahi olmadığı sürece cerrahi işlemlere genellikle açık olmadığı da belirtilmiştir (16). Cerrahi yöntemler genel olarak; kortikotomi ve osteotomi teknikleri, dental distraksiyon tekniği, perisegmental kortikotomi tekniği, piezoinsizyon tekniği ve mikroosteoperforasyon tekniği olarak alt başlıklar altında incelenebilmektedir (56-58).

### 2.2.1.1. Kortikotomi ve Osteotomi

Kortikotomi ve osteotomi yöntemleri yıllardır klinik olarak kullanılan tekniklerdir. Osteotomi, kemiğin bir segmentinin medullar kemiği de içerecek şekilde kesilerek ayrılması ve sonra da bir parça halinde hareket ettirilmesidir (60, 61). Kortikotomi ise sadece kortikal kemikte yapılan ve medullar kemiği içermeyen bir kesiden oluşan yöntemdir. Amaç, kortikal kemik direncinin azaltılarak diş hareketinin hızlandırılmasıdır. Ortodontide ilk defa Köle (62) tarafından denenmiştir. Wilcko (63) 2001 yılında, diş hareketinin hızlandırılmasının Köle'nin önerdiği gibi blok kemik hareketi sayesinde olmadığını, daha çok cerrahi alandaki kemiğin yeniden şekillenme süreci sayesinde olduğunu belirtmiştir. Bu olaya bölgesel hızlanma fenomeni (Regional Acceleratory Phenomenon-RAP) adı verilmiştir. Wilcko ve Wilcko, daha önceden kullanılmakta olan kortikotomi destekli ortodonti veya diğer adıyla hızlandırılmış osteojenik ortodonti (HOO) tekniğini alveoler ogmentasyonla birleştirerek periodontal olarak hızlandırılmış osteojenik ortodonti (PHOO) tekniğini geliştirmişlerdir. Her iki teknikte de ilk adım ortodontist ve cerrah/periodontolog işbirliğiyle tedavi planının yapılmasıdır (58, 63-66). Bu teknikle dişlerin daha kısa sürede daha uzak mesafelere hareket ettirilebileceği ve geleneksel tedavi yöntemiyle başarılı bir şekilde düzeltilebilecek çapraşıklık miktarı 5 mm iken bu teknikle 10-12 mm çapraşıklığın düzeltilebileceği öne sürülmüştür.

Bu tekniğin postoperatif stabiliteyi pozitif yönde etkilediği belirtilmiş olmakla beraber (67), hala bu konuda yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu cerrahi tekniklerin dezavantajları invaziv olmaları ve diş hareketini sadece ilk 3-4 ay boyunca hızlandırmaları ve daha sonra benzer kontrol seviyelerine geri dönmeleridir (68, 69). Bu alanda en aydınlatıcı histolojik çalışma Sebaoun (70) tarafından yapılmıştır. Araştırmacıya göre, 3 hafta içinde kortikotomi yapılan bölgelerde anabolik ve katabolik aktivite normalin 3 katına çıkmakta, medullar kemik 2 kat hızlı dekalsifiye olmakta ve PDL alanı 2 katına çıkmaktadır. Sonuçta kortikotomi yapılan bölgede 3. haftada doku turn-over hızında ve diş hareketinde dramatik bir artış meydana gelmekte ve bu durum 11. hafta civarında normal hızına dönmektedir. Bu çalışmanın sonuçları, daha önceleri "kemik bloklarının" hareketi olarak tanımlanan sürecin aslında demineralizasyon-remineralizasyondan ibaret olduğunu ve dişlerin

bloklar halinde değil, demineralize medullar kemik içinde bireysel olarak hareket ettiğini kanıtlamıştır. Geçici bir osteopeni (kemik mineral yoğunluğunda düşüş) olarak tanımlanan bu durum, ortodontik diş hareketi tamamlandıktan sonra yerini remineralizasyona bırakmakta ve böylece normal medullar kemik yeniden oluşmaktadır (71).

### **2.2.1.2. Dental Distraksiyon Tekniği**

Liou ve Huang (72) tarafından geliştirilen bu tekniğin hedefi, çekimli sabit tedavi uygulanan vakalarda kanin dişleri çekim boşluğuna kısa sürede retrakte ederek posterior dişlerde ankraj kaybı ve kanin dişlerde rezorpsiyon oluşturmadan maloklüzyonu düzeltebilmektir. Yöntem, 'periodontal ligament distraksiyonu' olarak da bilinmektedir. Bu amaçla yapılan cerrahi işlem, distraksiyon osteogenezinde olduğu gibi kemik direncinin azaltılması ve iyileşen kemik dokusunun gerilimine bağlı olarak yeni kemik oluşturulmasına dayanmaktadır. Geleneksel yöntemlerle kanin diş ayda ortalama 1 mm retrakte edilerek çekim boşluğu ortalama 6-7 ayda kapatılırken; bu yöntemle hareket miktarının haftada 1-2 mm'ye çıktığı ve retraksiyon süresinin 3 haftaya indirildiği belirtilmiştir (73).

Tekniğin en önemli avantajlarından biri posterior dişlerde ankraj kaybına neden olmamasıdır. Liou ve Huang (72) bu durumu kanin retraksiyonunun, kuvvet uygulanan dişlerde 2-3 hafta devam eden ve herhangi bir diş hareketinin görülmediği duraklama periyodunda tamamlanmasına bağlamıştır. Buna karşın retraksiyon süresinin 3 haftayı geçtiği durumlarda molarlarda ankraj kaybı olduğunu belirtmişlerdir. Tekniğin diğer önemli avantajı, kök rezorpsiyonu görülmemesi veya minimal düzeyde görülmesidir. Bunun nedeni ise kök rezorpsiyonunun kuvvet uygulamasını takip eden 2. veya 3. haftada başlaması ve retraksiyonun bu esnada tamamlanmış olmasıdır. Kök rezorpsiyonu konusunda yapılan araştırmalar kuvvet uygulama süresinin, uygulanan kuvvet miktarına göre daha kritik bir faktör olduğunu göstermiştir (74-77). Buna karşın kemik kaybı veya devitalizasyon gibi bazı komplikasyonları da mevcuttur (72, 78-80).

### **2.2.1.3. Perisegmental Kortikotomi**

Chung ve ark. (81) tarafından geliştirilen bu yöntem, kortikotomi ve ortopedik kuvvet uygulanarak dentoalveoler segmentlerin seri hareketini esas alır. Yöntemin felsefesi hızlandırılmış osteojenik ortodonti tekniğiyle oldukça benzerdir. Farklı olarak burada dişler değil, dentoalveoler segmentler hareket ettirilir ve kortekste yapılan kesilerin yanısıra palatal bölgede kortikal kemiğin bir kısmı çıkarılır.

### **2.2.1.4. Piezoinsizyon**

Diş hareketini hızlandırmada en son cerrahi tekniklerden biri de piezoinsizyon tekniğidir. Bu teknikle piezoelektrik cihazının avantajlarından yararlanılarak kortikotominin istenmeyen yan etkilerinin elimine edilebileceği gösterilmiştir (82). Cihazın sadece kemik dokuyu kesme özelliği sayesinde anatomik ve nörovasküler yapılara zarar verme riskinin ortadan kalktığı, iyi kontrol edilebilir olması sayesinde hassas kesilerin elde edilebildiği ve döner aletlerin travmatik etkisi ortadan kaldırılarak iyileşme sürecinin hızlanmasına katkı sağladığı belirtilmiştir (82, 83). Piezoinsizyon, kortikotomi tekniğinin dezavantajlarını ortadan kaldıran minimal invaziv, flep kaldırılmadan seçici tünel işlemi ile piezocerrahi kortikal mikroinsizyonları kombine eden, yumuşak dokunun ve kemiğin greftlenmesine izin veren bir tekniktir (28). Bu tekniğin herhangi bir periodontal hasara yol açmadığı belirtilmiştir (84, 85). Bu teknikte tüm insizyonlar bukkal bölgeden uygulanmakta, konvansiyonel kortikotomiden farklı olarak lingual veya palatal yaklaşım içermemektedir (86). Bu yöntemle diş hareket hızında artış olduğu gösterilmiştir (84).

### **2.2.1.5. Mikroosteoperforasyon (Alveosentez)**

Ortodontik kuvvete cevap olarak kemokin ve sitokin gibi enflamatuar mediyatörlerin aktivitesinde artış olmaktadır (32, 87). Diş hareket hızının bu faktörler tarafından kontrol edilmesinin önemini gösteren birçok çalışmada ilaç veya genetik manüplasyon sonucu bu faktörlerin salınımının durdurulmasıyla diş

hareketinin ciddi oranda azaldığı görülmüştür (88-90). Bu bilgilerin desteğinde bu faktörlerin salınımının artırılmasıyla da diş hareket hızında artış sağlanacağı fikri akla yatkın gelmiştir (56, 91). Ortodontik diş hareketi boyunca alveoler kemik üzerinde oluşturulan mikroosteoperforasyonların bu enflamatuvar mediyatörlerin salınımını stimüle ederek osteoklast aktivitesinde artış sağladığı ve böylece diş hareketini güvenilir ve etkili bir şekilde hızlandırdığı gösterilmiştir (56, 91).

### **2.2.2. Kimyasal Yöntemler**

Kimyasal yöntemlerde, diş hareketi sırasında uygulanan kuvvete karşı dokularda oluşan direnci azaltmak ve çevresel faktörleri değiştirmek suretiyle, mekanik kuvvetleri hücresel cevaba dönüştüren çeşitli fizyolojik araçlar kullanılmaktadır. Bu fizyolojik araçlar; osteokalsin, prostaglandin, kortikosteroid, sitokin, nöropeptit, lökotrien, vitamin D3, vazoaaktif ilaçlar, diazepam, nitrik oksit, nikotin gibi kimyasal maddeler olarak sayılabilmektedir (13, 15). Bahsi geçen bu kimyasalların kullanımının ortak bir yan etkisi, nonspesifik olmaları yani uygulanan bölgede sınırlı kalamayarak sistemik etki göstermeleri ve vücuttaki diğer hedef hücreleri de etkilemeleridir (13-15).

### **2.2.3. Fiziksel Yöntemler**

Fiziksel yöntemler genel olarak aygıt destekli tedavi metotlarını içermektedir (16). Bu teknik; elektromanyetik alan (atımlı veya manyetik statik), direkt elektriksel akım, fotobiyomodülasyon ve titreşimsel stimülasyon uygulamalarını içerir (6, 12, 17, 18). Lazer ve titreşim uygulamalarının RANK (Receptor Activator Of Nuclear Factor-Kappa B) / RANKL (Receptor Activator Of Nuclear Factor-Kappa B Ligand) oranını arttırarak ve MAPK (mitojen aktive protein kinaz), c-fos ve nitrik oksit gibi uyarı moleküllerini indükleyerek osteoklastogenezisi artırdığı gösterilmiştir (16, 21).

Fiziksel yöntemler, ortodontik kuvvetin kemikte eğilmeye neden olması ve biyoelektrik potansiyel oluşturması düşüncesine dayanılarak ortaya çıkarılmıştır. Zengo tarafından belirtildiği üzere konkav taraf negatif değişerek osteoblastları çekerken, konveks taraf ise pozitif değişerek osteoklastları çekecektir (46).

Biyoelektrik potansiyelin devamlı olmayan kuvvetler uygulandığı zaman oluştuğu düşüncesi ise periyodik kuvvetlerin ve titreşimsel stimülasyonun denenmesi fikrine yol açmıştır (18, 21).

### **2.2.3.1. Elektromanyetik Alan**

Elektromanyetik alanın dış hareketini nasıl hızlandırdığı biyokimya çerçevesinden açıklanmıştır. Bu amaçla yapılan çalışmalarda, elektromanyetik alanın, hücre membranındaki sodyum-kalsiyum değişim hızını değiştirerek, intraselüler metabolizmanın düzenlenmesinden sorumlu bir grup enzimin düzeyini etkilediği ve bu şekilde hücrel proliferasyonu artırdığı belirtilmiştir (92). Periodontal aralıkta artan hücrel faaliyetin osteoklastik ve osteoblastik aktiviteyi hızlandırdığı, böylece kuvvet uygulanan dişlerde istenen hareketin daha kısa sürede gerçekleştiği açıklanmıştır. Artan kemik yapımı sayesinde rezorpsiyon hızının dengelenerek, dişlerdeki mobilitenin azaltıldığı ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dişlerde ağrı görülmediği gösterilmiştir (92, 93).

Günümüze kadar yapılan çalışmalar içinde sadece Darendeliler ve ark. (94) tekniğin yan etkilerine değinmiştir. Bu yan etkiler, serum kalsiyumunda düşüşle birlikte kan kimyasında minör değişimler meydana gelmesi şeklindedir. Elektromanyetik alanın santral sinir sistemi üzerindeki muhtemel yan etkileri de tartışılmaktadır (92). Literatürde atımlı elektromanyetik alanın ortodontik dış hareketini hızlandırabileceği gösterilmiş olmakla beraber (95) çalışmalar eksik ve yetersizdir (6).

### **2.2.3.2. Elektriksel Akım**

Elektriksel akım alanında yapılan hayvan çalışmaları, 15-20 mikroamper düzeyinde uygulanan doğru akımın biyoelektrik potansiyeli değiştirerek dış hareketini hızlandırdığını göstermiştir (96-98). Dış hareketini hızlandırıcı ilaç ve hormon uygulamalarının aksine, lokal uygulanan elektrik akımının sistemik etki göstermemesi ve uygulanan bölgede sınırlı kalması avantajı olarak gösterilmiştir (98). Bu uygulamadaki temel problem ise elektrik kaynağının ağız içi yerleşimindeki

ve hastaların minyatür civa bataryalarını kabullenmelerindeki güçlüktür. Ayrıca elektriksel akımın dokularda hasara neden olan iyonik reaksiyonlara yol açması ve kemik dokunun bağ dokuyla yer değiştirmesine neden olması gibi bazı komplikasyonlarının olabileceği rapor edilmiştir (99). Literatürde elektriksel akımın ortodontik diş hareketini hızlandırabileceği gösterilmiş olmakla beraber (100), çalışmalar yetersiz ve eksiktir (6).

### **2.2.3.3. Fotobiyomodülasyon**

Fotobiyomodülasyon terimi, ışıkla hızlandırılmış ortodonti (IHO) veya düşük seviye ışık terapi (DSIT) gibi farklı terimlerle ortodonti literatüründe yer almıştır (17). Fotobiyomodülasyon ve IHO terimi spesifik dalga boyu oranı, yoğunluk ve ışık penetrasyonunu belirlemek için değiştirilerek kullanılabilir.

Lazer ışığının; osteoklast, osteoblast ve fibroblastların proliferasyonunu stimule ettiği ve böylece kemiğin yeniden şekillenmesini etkileyerek diş hareketini hızlandırdığı belirtilmiştir (16, 101). IHO, mitokondriyal hücreler tarafından ATP (Adenozin trifosfat) üretimi üzerinde potansiyel bir etkide bulunarak dentoalveoler kompleksin non-invaziv stimülasyonunu sağlayan umut verici bir yöntem olarak görülmektedir (17). IHO'nun, lokalize bir alandaki ATP artışı ve artmış metabolik aktivite ile yeniden şekillenme sürecine girecek hücreleri artıracığı varsayılmaktadır. Sitokromoksidaz c, ATP üretimine aracılık eder. Infrared ışık tarafından reseptör hücre sayısı iki kat artırılır (102). Diş hareketi fazı boyunca daha yüksek ATP kullanılabilirliği, hücrelerin turn-over sürecine daha etkili yardımcı olur ve bu da artmış yeniden şekillenme süreciyle beraber diş hareketini hızlandırır. IHO artmış vasküler aktivitede de fonksiyon görebilir (103). Bu durum, kemik turn-over hızını arttırmaya katkı sağlayabilir (104).

Fotobiyomodülasyon LED (light-emitting diodes) şeklinde de terapotik olarak uygulanabilmektedir (17, 27). Hem lazer hem de LED belli enerji seviyesindeki belli dalga boyunu dağıtabilme yeteneğine sahip olmasına rağmen çeşitli yönlerden farklılık gösterirler. LED ışını lazer ışınına göre uzaysal değil de doğada serbest olarak bulunabildiği için üretimi daha ucuzdur ve klinik olmayan ortamlarda dahi güvenilir olarak uygulama yapılmasını sağlar (27). Bu kapsamda



sürekli 850 nm dalga boyunda infrared ışık üreten (Extraoral Orthopulse LED, Biolux Research, Vancouver, Canada) bir aygıt da bulunmaktadır. Bu aygıtın ortodontik tedavinin sıralama fazı boyunca diş hareket hızında klinik olarak anlamlı değişimler sağladığı belirtilmiştir (17). Düşük seviye lazer ile ilgili bazı çalışmalar osteoklastik aktivitede ve ortodontik diş hareketinde artış olduğunu gösterirken (105-109), anlamlı fark yaratmadığını (110, 111) ve hatta diş hareket hızının azaldığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (112). Yapılan radyografik ve klinik değerlendirmeler, fotobiyomodülasyon uygulamalarının periodonsiyumda ve dişlerde zararlı etkiler yaratmadığının söylenebileceğini ve buna ek olarak ortodontik diş hareketi boyunca ağrıyı azaltmak gibi avantajının olduğunu da göstermiştir (105, 109, 113, 114). Fotobiyomodülasyon terapisi ile belirgin etkinin ortodontik diş hareketinin başlangıcında olduğu ve daha sonra giderek azaldığı gözlenmiştir (27). Bu nedenle en yüksek başarı oranı için gerekli en iyi enerji ve süre konusunda daha fazla araştırma yapılması gerektiği belirtilmiştir (17).

#### **2.2.3.4. Titreşimsel Stimulasyon**

Titreşim salınımlı hareketle bilinen bir mekanik uyarıdır (115). Titreşimi oluşturan anahtar tanımlar şunlardır:

1. Frekans: Hertz (Hz) ile ölçülür. Hertz sayısı saniyede tamamlanan aşağı-yukarı yönlü hareket döngüsünün sayısını gösterir.
2. Amplitüd: Milimetre (mm) ile ölçülür. Salınım hareketinin yüksekliğini belirtir.
3. Yön: Titreşim kuvvetinin yönünü belirtir.

Titreşimsel stimulasyon yöntemi, diş hareketini hızlandırmaya yönelik fiziksel yöntemlerden biridir. Literatürde daha çok ultrasonik ve mekanik titreşim yöntemlerinden bahsedilmiştir. Ultrasonik titreşim her ne kadar mekanik titreşimle aynı mekanizmada diş hareketini hızlandırırsa da (116), oluşturduğu ısının pulpada hasara neden olabildiği bilinmektedir (21, 117).

### 2.3. Mekanik Titreşim

Mekanik titreşim bilimi uzay araştırmalarına dayanmaktadır. Bilim adamları astronotların kemik yoğunluğunun dünyaya döndükleri zaman azaldığını keşfetmişlerdir. Neden olarak ise yer çekimi olmayan ortamda uzun süreli kalmaları gösterilmiştir. Kemikte normal koşullarda rezorpsiyon ve apozisyon olayları denge halindedir. Yer çekimi olmayan ortamda ise bu denge rezorpsiyon daha fazla olacak şekilde bozulur ki bu süreç 'kullanılmama atrofisi' olarak bilinir (118). Bu bilgiler desteğinde tüm vücut titreşim uygulamasını içeren çalışmalar hem hayvanlarda hem de insanlarda yapılmıştır. Bu tip titreşim stimülasyonunun etkisinin fareler üzerinde incelendiği bir çalışmada, toplam 5 haftalık süreçte 45 Hz frekansta ve değişik kuvvet değerlerinde günde 15 dk. olacak şekilde titreşim uygulaması yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda orbiküler kemik hacminde doza bağlı olmaksızın artış olduğu saptanmıştır (119).

Titreşim protokolü oldukça önemlidir. Yüksek frekans ve düşük amplitüd değerlerindeki (30 Hz, 200 microstrain) stimülasyon kortikal kemik hacminde başarılı bir artış sağlarken; düşük frekans ve yüksek amplitüd değerlerinde (1Hz, 3000 microstrain) anabolik etkinin olmadığı gösterilmiştir (120). Yüksek frekans ve düşük kuvvet değerinde titreşimin (30 Hz, 0.3 g-yer çekimi kuvvetine eş değer) günlük 20 dk. uygulanması ile kemik yoğunluğunda %43 artış olduğu belirtilmiştir (121). Tıp literatürü düşük seviyede titreşim kuvvetlerini kemiğe uygulamanın, kemik siklus sürecini dengeleyecek şekilde onardığını göstermiştir (122, 123). Dengelenmemiş kemik siklusu aynı zamanda osteoporoz için de bir faktördür. Menopoz sonrası dönemde bulunan 70 kadın hastadan oluşan ve 1 yıllık süreci içeren bir prospektif çalışmada 30 Hz frekansta ve 0.2 g değerinde tüm vücut titreşimi günde 20 dk. uygulanacak şekilde kullanılmıştır. Sonuç olarak kemik kütlesi daha düşük olan bireylerde daha anlamlı olmak üzere, hem omurga hem de femurda kemik kaybında inhibisyon olduğu saptanmıştır. Böylece sadece kemik yoğunluğunun azalmasının durdurulmadığı aynı zamanda tersine döndürüldüğü belirtilmiştir (124).

Gelişmekte olan tavşanlarda titreşimsel stimülasyonun kraniofasial kemiklere uygulanmasının sutural gelişimi ve yeniden şekillenmeyi artırdığı

bulunmuştur (125). Bu bulgu postnatal ratlar üzerinde, kraniofasiyal kemiklere periyodik kuvvetlerin yüklenmesini içeren sutural çalışmaların devam edilmesi ve genişletilmesi ile desteklenmiştir (126, 127). Titreşimsel stimülasyonun iskeletsel etkisini hem hayvanlarda hem insanlarda inceleyen bir derlemede ise her ne kadar araştırmaların gelişerek devam ettiği görülmüş olsa da mevcut literatürlerin optimal titreşim protokolünü belirlemede yeterli olmadığı belirtilmiştir (128).

Kesin mekanizması tam olarak anlaşılmamış olsa da yüksek frekans ve düşük değerde titreşimin kemik üzerinde anabolik etkiye sahip olduğu yani trabeküler kemikte artış sağladığı hayvan ve insan çalışmalarında gösterilmiştir (120, 121, 124, 129, 130). Mekanik titreşimin osteoporoz ve kemik kırıkları için bir tedavi seçeneği olarak kullanılması üzerine çalışmalar hala devam etmektedir.

### **2.3.1. Mekanik Titreşimin Ortodontik Diş Hareket Hızı Üzerine Etkisi**

Yapılan çalışmalar göreceli kısa zaman dilimlerinde, yüksek frekansta ve düşük değerde titreşim uygulamasının kemik üzerinde anabolik bir etkisi olduğunu göstermiştir (119, 122-124). Yani, trabeküllerin sayısı ve genişliğinde artış olmakla beraber süngerimsi kemiğin dayanıklılığı ve sertliği de artmaktadır. Bahsedilen kemiğin yeniden şekillenme mekanizması, diş hareketi için gerekli mekanizma ile benzer olduğundan, titreşimsel stimülasyonun uygun frekans ve kuvvet değerlerinde ve yeterli sürede kullanımıyla diş hareket hızının artırılabilceği düşüncesi akla uygun gelmiştir. Nitekim, diş hareketi boyunca alveoler kemiğin anlamlı miktarda osteopeni ile sonuçlanan hızlı yeniden şekillenmeye maruz kaldığını gösteren çalışmalar vardır (131, 132). Piezoelektrik teorisine dayanarak dışarıdan elektrik akımı uygulayarak diş hareketinin hızlandırılabilceği belirtilmiştir (96, 97). Bu elektrik potansiyeli alveoler kemikte eğilme yaratan bir kuvvet uygulanıp piezoelektrik değişimlerin yaratılması ile basitçe oluşturulabilir. Piezoelektriğin sadece baskı uygulanıp bırakıldığında oluştuğunu ve bu nedenle kuvvetlerin sürekli olmaması gerektiği belirtilmiştir (133). Bu nedenle titreşim uygulayan aygıtlar, hızlı bir oranda aralıklı kuvvetler uygulayarak baskı ile oluşan değişimleri başlatmakta etkili olabilir.

Titreşimsel stimulasyonla ilgili araştırmalar değişik hayvan modelleri üzerinde yapılan çalışmalarla başlamıştır ve günümüzde de hala devam etmektedir (19, 21-24, 128, 134-139). Titreşim kuvvetleri 1-8 Hz aralığında ve 0.3-0.5 g arasındaki değerlerde uygulandığında kemiğin yeniden şekillenmesinin yaklaşık 2.5 kat kadar arttığı gösterilmiştir (128, 136, 138). Titreşimsel stimulasyonun diş hareketini hızlandırdığını gösteren pek çok hayvan çalışması yapılmıştır (19, 21, 23, 134, 136, 137). Bununla beraber diş hareket hızı üzerinde etkisi olmadığını (22, 24) ve hatta titreşim uygulamasıyla diş hareketinde inhibisyon olabileceğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (135, 139). Titreşimsel stimulasyonla ilgili yapılan bu hayvan deneyleri göz önünde tutularak bir ağız içi mekanik titreşim aygıtı üretilmiştir. AcceleDent (OrthoAccel technologies Inc, Texas, USA) olarak adlandırılan bu aygıt mekanik titreşimsel stimulasyon uygulayarak kemiğin yeniden şekillenmesinin arttırılmasıyla diş hareket hızını arttırdığı iddia edilen bir üründür (18, 20, 137).

Titreşim kuvvetlerinin ortodontik sabit tedavi sırasında braket ve ark teli arasındaki sürtünme kuvvetine etkisini araştırarak, mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareket hızı üzerine biyomekanik etkisini inceleyen çalışmalar da yapılmıştır (140, 141). Titreşimin kayma-yuvarlanma sürtünmesini (Stick-slip friction) etkileyerek sürtünme kuvvetini azalttığı belirten çalışmalar olmakla beraber (140, 142); sürtünme kuvvetini ve kayma-yuvarlanma sürtünmesini azaltmadığını gösteren çalışma da mevcuttur (141). Titreşim uygulamasının sürtünme kuvveti üzerine etkisi ile ilgili günümüzde çok az çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle yakın zamanda araştırılmaya başlanmış bu konuda, daha fazla in-vivo ve in-vitro çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

### **2.3.2. Mekanik Titreşimin Ortodontik Tedaviye Bağlı Ağrı zerine Etkisi**

Titreşimsel stimulasyonla kan desteğinin yeniden sağlandığı, iskemik cevabın önlendiği ve ortodontik tedavi sonrası oluşabilecek ağrıların azaltılabileceği belirtilmiştir (143). alışmalara bakıldığında, dokusal titreşim ile hastaların kas-iskelet ağrısında %40 kadar azalma olduğu gözlenirken (144), titreşimsel

stimulasyon kullanılarak hastaların %69'unda ağrıda azalma olduğu gösterilmiştir (145). Yapılan bir araştırmada, 100 Hz frekansta titreşimin kafatası ve yüz bölgesinde belirli noktalara uygulanması ile çeşitli tiplerde dental ağrıdan yakınan 33 hastanın 30'unda ağrının azaltıldığı bulunmuştur. Titreşimsel stimulasyon kullanıldığında titreşimin ağrı yolunu engellediği ve özellikle geniş fibriller ve küçük ağrı taşıyıcı fibriller arasındaki iletişimi bozduğu belirtilmiştir (146).

Marie ve ark. (143) yaptığı çalışmada titreşim uygulaması ile daha düşük ağrı düzeyi oluştuğunu belirtmiştir. Ancak çalışmalarında hastaların çoğu ağrı oluşuktan sonra titreşim uygulamasını tolere edememişlerdir. Bu nedenle titreşim uygulamasının ağrı başlamadan önce uygulanması önerilmiştir. Lobre ve ark. (147) AcceleDent kullanarak ortodontik tedavide titreşimin ağrı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, titreşimin hissedilen ağrı seviyesinde anlamlı bir azalma yarattığını rapor etmişlerdir. Yapılan prospektif ve randomize bir klinik çalışmada 'Diş Masajı-Tooth Masseur' adı verilen ve 111 Hz frekansta 0.06 N (~6.1 g) kuvvet uygulayan bir titreşim aygıtı kullanılmıştır. Araştırmanın sonucunda, bu aygıtın en azından bu frekans değerlerinde ağrı üzerinde etkisiz olduğu ve klinik olarak bir avantaj içermediği belirtilmiştir (148).

### **2.3.3. Mekanik Titreşimin Kök Rezorpsiyonu Üzerine Etkileri**

Literatürde mekanik titreşim uygulamasının kök rezorpsiyonu üzerine etkisinin araştırıldığı çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (21, 149, 150). Mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi boyunca uygulandığı bir çalışmada, titreşimin ortodontik kuvvet uygulanması ile oluşabilecek kan akımındaki duraklamayı ve PDL'nin sıkışma tarafında hyalinizasyonu engellediği belirtilmiştir. Araştırmacılar osteoklastlar ile odontoklastlar arasında çeşitli benzerlikler yayınlanmış olsa bile (151), farklılaşma ve rezorptif aktiviteleri arasındaki farkların net olmadığını belirterek bu düşüncelerini savunmuşlardır. Titreşimin osteoklastları etkilediğini ancak odontoklastları etkilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmalarının sonucu olarak, titreşim uygulamasının kök rezorpsiyonu gibi periodontal dokuya ek hasar vermediğini göstermişlerdir (21).

Kau (149), AcceleDent aygıtının ortodontik tedaviyle beraber kullanılmasının kök rezorpsiyonu üzerine etkisini konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile 3B görüntüler elde ederek değerlendirmiştir. KIBT görüntüleri tedavinin başında ve sonunda alınmış ve ölçümler 'mm' olarak lineer uzunluklar şeklinde değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, ön ve arka dişler arasında fark olmaksızın, kök uzunluk değişiminde anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.

Ortodonti hastalarında ortodontik kuvvete ek olarak mekanik titreşim uygulamasının kök rezorpsiyonu üzerine etkilerinin incelendiği bir başka çalışmada split-mouth dizayna uyacak şekilde AcceleDent'in ağız içi parçası yarı kesilerek modifiye edilmiş ve 1. premolar diş çekimi gerektiren hastalara uyumlanmıştır. Bölümlü arklar kullanılarak 1. premolar dişlere, çekimlerinden önce 4 hafta boyunca bukkal yönde 150 gram kuvvet uygulanmıştır. Diş çekimleri 4 hafta sonra yapılmış ve çekilen dişler mikro-bilgisayarlı tomografi ile incelenmiştir. Sonuç olarak, kök rezorpsiyonunu tanımlayan kraterlerin miktar ve dağılımının bireysel farklılık gösterdiği, bununla beraber AcceleDent aygıtı ile mekanik titreşim alan ve almayan dişler arasında kök rezorpsiyonu açısından farklılık olmadığı saptanmıştır. Hatta mekanik titreşimin hyalinizasyonu önleme etkisinin kök rezorpsiyon riski taşıyan hastalarda olumlu yönde kullanılabileceği belirtilmiştir (150).

#### **2.4. Ortodontide Üç Boyutlu Dijital Modelleme**

Maloklüzyonların teşhisinde ve ortodontik tedavi planının yapılmasında alçı modeller, fotoğraflar, radyografiler ve klinik muayene gerekli bilgiyi sağlamaktadır. Alçı modeller, ortodontik tedavilerin öncesinde ve sonrasında hastalardan alınan kayıtlardır ve oklüzyonun üç boyutlu görüntüsünü sağlarken, klinisyene maloklüzyonu daha detaylı inceleme olanağı sunar. Alçı modeller; teşhis, tedavi planlaması, vaka sunumları, interdisipliner iletişim gerektiren vakalar ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi amacıyla kullanılan ortodontik kayıtların en önemli parçalarından biridir (152-154).

Bilgisayar teknolojilerindeki hızlı ve sürekli gelişmeler sayesinde hayatın her alanında olduğu gibi diş hekimliğinde de bir çok yeni teknoloji kullanıma sunulmuştur. Üç boyutlu dijital model oluşturma, ortodonti alanında ve diğer diş

hekimliği alanlarında son yıllarda iyice yaygınlaşmaya başlayan bir teknolojidir (155). Bu teknoloji alçı modellerin dijital olarak üç boyutlu alınmasını sağlayarak ortodontik tedavi sırasında alçı model gereksinimini ortadan kaldırabilmektedir. Her ne kadar alçı çalışma modelleri ortodontik tanı ve tedavi planlaması için hala standart bir kayıt olarak alınmaya devam etse de, üç boyutlu dijital modeller avantajları sayesinde giderek popülerlik kazanmaya başlamıştır (152-154, 156-158). Bu avantajlar; arşivleme kolaylığı, tekrarlanabilirlik, konsültasyonu ve bilgi paylaşımını hızlı bir şekilde sağlaması, hasta kayıt bilgilerinin hızlı bir şekilde elde edilmesi, kalıcılığının yüksek olması, dijital ölçümlerin kolaylığı sayesinde zaman kazandırması, dijital set-up yapmayı sağlaması, diagnostik açıdan çok yönlü bilgi vermesi, dijital transferinin yapılabilmesi, sanal yolla değiştirilebilir olması, hassas kesitsel görüntüler elde edilebilmesi ve büyütülebilmesi olarak sayılabilmektedir (159). Bununla beraber; dokusal bilgi verememesi, artikülatöre alınamaması, ek ekipman ve ekipmandan anlayan ek personel gerektirmesi, maliyetli olması gibi çeşitli dezavantajları olduğu da belirtilmiştir (160-162).

#### **2.4.1. Üç Boyutlu Dijital Modellemenin Kullanım Alanları**

Üç boyutlu dijital modelleme'nin (ÜBDM), model analizi ve diağnoz (163-168), tedavi planlaması (169, 170), ortodontik apareylerin dizaynı ve üretimi (171) ve diş hareketinin değerlendirilmesi (172-175) gibi çeşitli amaçlarla kullanıldığı alanlar bulunmaktadır. Sanal çalışma modeli sistemlerindeki gelişmeler dijital modellerin kullanımını da son derece genişletmiştir ve artık günümüzde dijital modeller sanal tedavi simülasyonlarının yanı sıra ortodontik apareylerin üretiminde ve bilgisayar destekli braket yerleştirmede kullanılabilir (176).

#### **2.4.2. Dijital Model Oluşturma Yöntemleri**

##### **2.4.2.1. Alçı Modellerin Dijitalize Edilmesi**

Hastalardan elde edilen alçı modeller, KIBT veya lazer tarama ile taranarak 3 boyutlu dijital görüntüler elde edilir. Bu yöntemde model elde etme zorunluluğu vardır. Artefakt izleri azaltılarak dijital modelin görüntü kalitesi artırılabilir. Bu

yöntemin dezavantajı, veri elde etmenin çok zaman almasıdır. Çünkü tek bir modelin dijitalize edilmesi yaklaşık olarak 20-25 dakika sürmektedir (177). Görüntüleme sadece görünen yüzeylerle sınırlı olmasına rağmen kolay kullanımı, kendini kalibre edebilmesi ve bozulmaları otomatik düzeltebilmesi gibi avantajlara da sahiptir (178). İşlem uzun sürmesine rağmen, diğer tarama metotlarına göre birçok üstünlüğü vardır. Bu görüntüleme yönteminde pozlanma süresinin de bir önemi yoktur. Çalışma modelinin morfolojisinin elde edilmesinde, under-cut alanlarının varlığı problem oluştursa da, farklı açılardan yapılan taramalarla bu sorun kolaylıkla çözümlenebilmektedir (177). KIBT ile tarama diğer bir seçenektir. Fakat günlük klinik uygulamalarda kullanılmayacak kadar pahalıdır. Ayrıca dental alçı modellerin kemik yapısından daha fazla radyodens olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır (177, 179).

#### **2.4.2.2. Ölçü Kayıtlarının Taranması**

Hastalardan elde edilen ölçü kayıtlarının, KIBT veya lazer ile taranarak dijital görüntü elde etme yöntemidir. Elde edilen kayıtlar, tersine mühendislik programlarıyla model görüntülerine dönüştürülür. Ortodontistler aldıkları ölçü kayıtlarını bazı firmalara göndererek de 3 boyutlu dijital modelleme hizmetinden faydalanmaktadırlar (180). Dijital 3B görüntülerin, aljinat ölçülerin KIBT taramasından elde edilmesinde, aljinat ölçüyü dijitalize etmek için yüksek çözünürlükte KIBT (960×768 pixels) kullanan cihazlar vardır. Bu yöntemde tarama direkt olarak ölçü üzerinden yapılır ve alçı modele ihtiyaç duyulmaz. Ancak aljinat ölçü alındığında aljinatın boyutsal deformasyona uğrama riski vardır. Ölçü materyalinde derin under-cut'lar olduğunda kalıcı deformasyon oluşabilmektedir ki bu durum dişlerde braket varken alınan ölçülerde sıklıkla görülen bir durumdur. Bu dezavantajların üstesinden gelmek ve aljinat ölçülerin veya alçı modellerin dijitalleştirilme aşamasını elimine etmek için dişlerin ağız içi tarayıcılarla direkt dijital taranması tercih edilebilmektedir (181).



### **2.4.2.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Rekonstrüksiyon**

Hastadan alınan KIBT görüntüleri ile çenelerin sert dokularına ait modeller oluşturulabilmektedir. Alınan görüntülerde; diş kökleri, gömülü dişler, temporomandibuler eklem yapıları ve kemik seviyelerinin detaylı olarak değerlendirilebilmesi en önemli avantajlarındanıdır. Ancak bu yaklaşımda yumuşak dokular izlenememektedir (182). Bu yöntem, radyasyon içermesi ve pahalı olmasından dolayı rutinde pek kullanılamaz. Ayrıca braketler ve radyoopak restorasyonların artefakt oluşturması ve sınırlı tarama çözünürlüğü gibi nedenlerden dolayı, KIBT ile oluşturulan modellerde doğru oklüzal ilişki ve detaylı dental yüzey morfolojisi elde edilemez (183). Ancak overjet, overbite, çapraşıklık ölçümü gibi lineer değerlerde dijital modeller kadar kesin olduğu da belirtilmiştir (177).

### **2.4.2.4. Ağız İçi Tarama**

Ağız içi tarama yöntemi dentisyonun çeşitli ağız içi tarayıcılarla direkt olarak taranması sonucu dijital üç boyutlu model elde etme yöntemidir (153, 159, 162). Alçı modele veya ölçü almaya gerek kalmaz. Bu yöntem bulantı refleksine sahip veya ölçü alımı sırasında aspirasyon riski olan dudak damak yarıklı hastalarda avantajlı olmaktadır (159). Temelde beyaz ışık projeksiyon tipi ve lazer tipi olmak üzere iki tip 3B optik tarayıcı bulunmaktadır.

Ağız içi lazer taraması ile 3B dijital modellerin oluşturulması, dokular üzerine gönderilen lazer ışını yansımalarının dijital kameralar ile kaydedilmesine dayanır. Işığa ve metal objelere karşı hassastır. İşlem esnasında hastanın hareket etmesi olasılığına bağlı olarak uygulaması zor olabilir. Ayrıca gözler için zararlı olduğundan dikkatli kullanılmalıdır (184). Beyaz ışık tip optik tarayıcılar, değişken boyutlardaki objeleri tarayan bir sistemdir (173). Yapısında beyaz ışık olan optik tarayıcılar hem in vivo hem de in vitro olarak kullanılabilir (185). Bazı tarama aygıtları ağız içi yüzeylerin kurulanmasını ve pudralanmasını gerektirir. Pudra uygulaması ise hem pratik değildir hem de görüntünün netliğini etkileyerek değerlendirme hatalarına yol açabilir (186). Bahsedilen tüm aygıtlarla dijital görüntü gingival dokulara temas olmadan elde edilir.

### **2.4.3. Dijital Modellerin Güvenilirliği ve Doğruluğu**

Üç boyutlu dijital tarama ve modelleme ile ilgili cevaplanması gereken önemli sorulardan biri, elde edilen dijital modellerin ne ölçüde gerçeği yansıttığıdır. Yapılan bir çok araştırmada dijital 3B modeller ve bunlara eş alçı modellerinden elde edilen overjet, overbite, lineer inter-ark ve ark uzunluk ölçümlerinin karşılaştırılmalı değerlendirilmesinde aralarında anlamlı farklılık saptanmamıştır (162, 167, 168, 187-190). Ayrıca bazı araştırmacılar, evrensel olarak güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği kanıtlanmış bir indeks olan 'Kıyaslayarak Sınıflandırma İndeks' (Peer Assessment Rating-PAR) skorunun ve 'Amerikan Ortodonti Derneği' (American Board of Orthodontics) skorunun değerlendirilmesinde dijital 3B modellerin uygun olabileceğini belirtmiştir (160, 161, 165, 191). Bunun yanında tanı ve tedavi kararında dijital veya alçı model kullanımının fark yaratmadığı belirtilmiştir (188, 191). Dijital modelleri alçı modeller ile karşılaştıran birçok araştırmacı dijital modellerin, alçı modeller kadar güvenilir olduğunu belirtmiştir (153, 155, 168, 192, 193). Ortodontide ağız içi taramanın doğruluğunu incelemiş çalışmalar da bulunmaktadır. Bu çalışmaların sonucunda ağız içi taramayla elde edilen dijital modellerin dental ölçümler açısından geçerli ve tekrarlanabilir olduğu gösterilmiştir (181, 194, 195).

### **2.4.4. Dijital Modellerde Çakıştırma**

Ortodontik tedaviyi takiben diş konumlarında meydana gelen değişimleri geleneksel değerlendirme yöntemi, seri olarak alınan sefalometrik radyografilerin çakıştırılması olmuştur. Ancak bu yöntemin bazı eksiklikleri bulunmaktadır. Diş hareketlerinin üç boyutlu değerlendirilmesinde ve ana noktaların belirlenmesinde yaşanan problemler (196), çizim hataları ve radyasyon maruziyeti (197) bu eksikliklerden sayılmaktadır. Üç boyutlu tersine mühendislik teknolojisinin ortodontik model analizine uyarlanması konusunda yapılan araştırmalar ortodontik diş hareketinin daha güvenilir ve kesin ölçümlerinin elde edilmesinde bu yeni teknolojinin (3B dijital modelleme ve çakıştırma) konvansiyonel sefalometrik yöntemle alternatif olabileceğini göstermiştir (198). Ayrıca bu yöntemin; üç boyutlu bilginin korunması, istenilen sıklıkta alınabilmesi, transversal değerlendirme

yapılabilmesi ve radyasyondan korunma gibi çeşitli avantajları da bulunmaktadır (172).

Dişlerin 3B hareketini değerlendirmek amaçlı tedavi öncesi ve sonrası alınan seri dijital modellerin karşılaştırılması yöntemi yeni bir araştırma konusu olarak günümüzde hala araştırılmaya devam etmektedir (199). Diş hareketini dijital modeller üzerinde analiz etmek için ise seri dijital modellerin stabil ve belirlenebilir bir yapı üzerinde doğru ve güvenilir bir şekilde karşılaştırılması önem taşımaktadır. Palatal rukanın prenatal dönemin 12. ve 14. haftalarında şekillenerek oluştuğu ve insan hayatı boyunca da oldukça stabil kaldığı belirtilmekle birlikte (200), literatürde palatal rukanın gelişimin etkisiyle veya ortodontik tedavi ile birlikte stabil kalıp kalmadığı üzerine görüş birliği bulunmamaktadır. Bazı araştırmacılar uzun dönemde palatal rukanın stabil kalmadığını ve diş hareketlerini değerlendirmede stabil bir referans olamayacağını belirtirken (201, 202); bazı araştırmacılar ise alçı modeller üzerinde tedavi öncesi ve tedavi sonrası değişimlerin incelenmesinde palatal rukanın stabil bir referans yapı olarak kullanılabileceğini belirtmiştir (203-207).

Seri alınan 3B dijital modellerin palatinal yüzey üzerinde karşılaştırılarak diş hareketinin ölçüldüğü ve bu karşılaştırma yönteminin güvenilirliğini 2B sefalometrik ölçümlerle gösteren çalışmalar yapılmıştır. Sonuç olarak iki ölçüm yöntemi arasında anlamlı farklılık olmadığı belirtilmiştir (173, 208). Ankraj amaçlı kullanılan mini vidalar da dijital modellerin karşılaştırılmasında stabil referans yapı olarak kullanılabilse de sınırlı endikasyon taşımaktadır (173). Bu nedenle palatal rukanın başka referans yapılar kullanılarak stabilitesinin araştırılmaya devam edilmesi gerektiği belirtilmektedir (173, 174, 209). Bununla beraber literatürde 3B dijital modellerin palatal ruka bölgesinde karşılaştırılarak diş hareket ölçümünün yapıldığı birçok çalışma vardır (84, 164, 173, 174, 199, 208-211).

Jang ve ark. (174), dental modellerin karşılaştırılmasında referans yapı olarak palatal rukanın hem stabilitesini ölçmek hem de ortodontik diş hareketlerini değerlendirmek amaçlı maksiller dijital dental modellerin 3B karşılaştırma yöntemini oluşturmak için bir çalışma yapmıştır. İki şekilde karşılaştırma yaparak diş hareketini inceledikleri bu çalışmalarında, karşılaştırma yöntemlerinden biri ankraj amaçlı kullandıkları stabil palatal mini vidalar üzerinde karşılaştırma iken, diğeri palatal ruka

üzerinde çakıştırma olmuştur. Sonuç olarak, iki yöntem arasında fark bulunamamış ve maksiller 3B dijital modellerin referans yapı olarak 3. palatal ruganın medial noktaları ve palatal kubbe kullanılarak güvenli bir şekilde akıştırılabileceği ve böylece ortodontik diş hareketinin ölçülebileceği belirtilmiştir.

Chen ve ark. (199), erişkin çekimli vakalarda seri maksiller dental modellerin çakıştırılmasında stabil ve tekrarlanabilir bir referans alan saptayabilmek amaçlı bir çalışma yapmıştır. Çalışma sonucunda ise erişkin hastalarda ortodontik diş hareketinin değerlendirilmesinde nc ruganın 2/3 medial kısmının ve bölgesel palatal kubbe sırtının 3B dijital modellerin çakıştırılmasında stabil referans yapılar olarak kullanılabileceğini belirtmiştir.

Yeni bir teknolojik yaklaşım olarak seri 3B dijital modellerin '*best-fit*' denilen ve yüzeylerin birebir akıştırılmasını içeren yüzey tabanlı çakıştırma yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemde maksillada referans olarak sadece birkaç ruga noktası değil, rugaları da içeren tüm damak kubbesi kullanılmaktadır. Bu yöntemle maksiller modellerin eş damak kubbeleri üzerinde best-fit matematiksel yöntemle akıştırılmasının oldukça kesin sonuçlar verdiği ve diş hareketinin üç boyutlu değerlendirilmesine olanak sağladığı gösterilmiştir (209, 210). Bu yöntemdeki yüzey tabanlı kayıтта yüzey meşleri kullanılmaktadır. İki yüzey arasındaki mesafe matematiksel algoritmalarla en aza indirilerek denkleştirilmektedir. Tedavi başlangıç ve bitim modellerinde stabil alanlar seçildikten sonra çeşitli bilgisayar programlarıyla yüzey eşleştirmeleri yapılmaktadır. Yüzey-yüzey eşleştirme algoritmasının, tedavi sonuçlarını değerlendirirken meydana gelen ortodontik diş hareketi miktarını yeterli doğrulukta belirleyebileceği gösterilmiştir (212). Best-fit yöntem kullanarak yapılan 3B dijital model akıştırmasının, ortodontik diş hareket miktarının değerlendirilmesinde, sefalometrik çakıştırma kadar güvenilir olduğu da gösterilmiştir (173). Li ve ark. (211), maksiller kanin retraksiyonu yaptıkları split-mouth çalışmalarında diş hareketini değerlendirirken 3B dijital model akıştırması yapmışlardır. Araştırmacılar akıştırmayı best-fit yöntem kullanarak palatal ruga bölgesinde tedaviyle en az değiştiği belirlenen yüzeyler üzerinde yapmıştır. alışmalarının sonucunda kanin dişin hareketinin belirlenmesinde kullandıkları bu yöntemin, 3B diş hareketlerinin ölçümünde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Bireylerin Seçimi

Bu çalışma, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı kliniğine tedavi olmak amacıyla başvuran, daimi dentisyon döneminde olan Sınıf 2 Bölüm 1 maloklüzyona sahip 20 gönüllü birey üzerinde yürütülmüştür.

Bu tez çalışması için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 04/06/2014 tarih ve 94 sayılı karar ile izin alınmıştır (Karar No: 94) (Ek-1). Tüm hastalar araştırmaya gönüllü olarak katılmıştır. Hastalara yapılacak işlemler konusunda ayrıntılı bilgi verilmiş ve hepsinden aydınlatılmış onam alınmıştır (Ek-2).

Araştırmaya Sınıf 2 Bölüm 1 maloklüzyona sahip ve tedavi amacıyla üst çene sağ ve sol tarafta 1. premolar dişlerin çekimi gereken 12 kız, 8 erkek olmak üzere toplam 20 hasta dahil edilmiştir. Çalışmamızda kullanılacak örnek sayısını belirlemek amacıyla yapılan istatistiksel güç analizi (G\* Power, version 3.0.10, Kiel, Almanya) hesaplamasına göre, minimum 5 mm kanin distalizasyonu gereken vakalarda, %5 yanılma düzeyinde %90'nın üzerinde güç değerinin sağlanabilmesi için 20 bireyin yeterli olacağı belirlenmiştir.

Split-mouth olarak yürütülen çalışmamızda AcceleDent uygulanacak taraflar ile uygulanmayacak taraflar sağ veya sol olmak üzere çalışmamızın başında randomize olarak seçilmiştir. Randomizasyon hastaların kliniğe tedavi olmak için başvuru sırasına göre yapılmıştır.

Hastaların çalışmaya dahil edilme ve edilmeme kriterleri şu şekildedir:

#### **Dahil edilme kriterleri:**

- Erkek veya kadın olması
- 14-19 yaş aralığında olması
- Daimi maksiller kaninleri tamamen sürmüş olması

- Minimum 5 mm kanin distalizasyonuna ihtiyaç göstermesi
- Mevcut Sınıf 2 Bölüm 1 maloklüzyona sahip olması
- Sistemik hastalığa sahip olmaması
- Uzun süreli ilaç kullanmaması
- Periodontal tedavi hikayesinin ve/veya mevcut aktif periodontal hastalığının olmaması
- Sigara kullanmaması

**Dahil edilmeme kriterleri:**

- Antibiyotik, fenitoin, siklosporin, antienflamatuar ilaçlar, sistemik kortikosteroid ve kalsiyum kanal blokerlerinin uzun süreli kullanımı
- Ön ve/veya arka dişlerin bir/birkaçında çapraz kapanış olması
- İki seans boyunca düzelmeyen kötü ağız hijyeni

**Tablo 1.** Kız ve erkek hastaların yaş ortalaması ve standart sapma değerleri

Kız	Erkek	Ortalama Yaş (Yıl) ± SS	Minimum	Maksimum	Dağılım Aralığı
8	12	16,05 ± 1,73	14.00	19.00	5

SS: Standart sapma

Hastaların tedavi başlangıcındaki ortalama yaşları 16,05±1,73'tür. (Tablo 1). Bağımsız örnekler t testi ile yapılan istatistiksel değerlendirmede kızlar ve erkekler arasında yaş bakımından bir farklılık bulunmadığı görülmüştür.

Tedavi başlangıcında tüm bireylerin standart koşullarda lateral sefalogramları, panoramik filmleri alınmış, dijital ortodontik modelleri ağız içi taramayla elde edilmiş, ağız içi ve ağız dışı fotoğrafları çekilmiş, sefalometrik film analizleri ve model analizleri yapılmıştır.

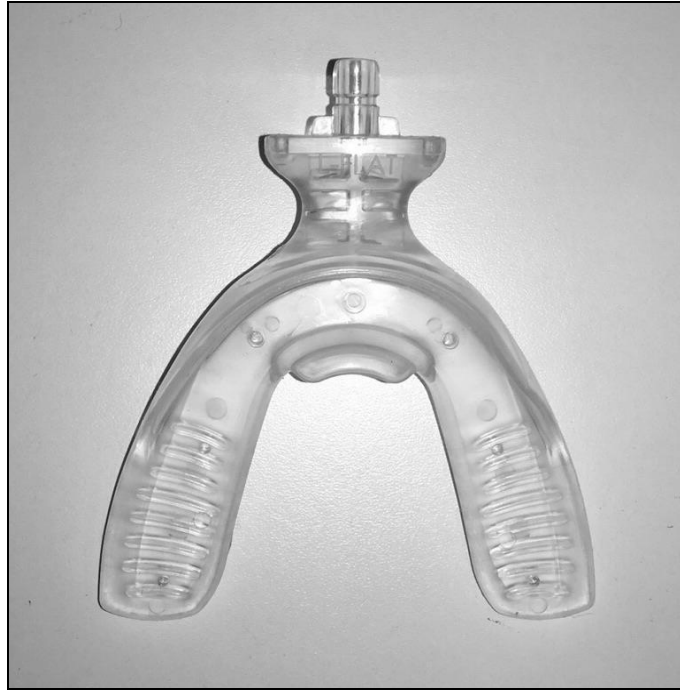
Çalışmamızın materyalini; hastaların kanin distalizasyonundan hemen önce alınan 3B dijital modelleri (T0) ile 1. ay kontrolünde (T1), 2. ay kontrolünde (T2) ve 3. ay kontrolünde (T3) alınan 3B dijital modelleri oluşturmuştur. Hastaların aylık kullanım yüzdeleri aygıtın kullanım bilgisini gösteren USB bağlantısıyla bilgisayara kaydedilmiştir. Hastalardan aygıtı %50'nin altında kullananların çalışmadan çıkarılması planlanmış ve sadece bir hasta %50'nin altında kaldığı için çalışmadan çıkarılarak yerine başka bir hasta alınmış ve toplam hasta sayısı yine 20 olarak çalışma yürütülmeye devam etmiştir.

### **3.2. Çalışmada Kullanılan Mekanik Titreşim Aygıtı**

Çalışmamızda kullandığımız AcceleDent aygıtı (OrthoAccel Technologies Inc, Texas, USA), FDA (Food and Drug Administration) onaylı bir sınıf 2 medikal aygıttır. AcceleDent'in sınıf 2 medikal aygıt olması güvenli bir aygıt olduğu anlamına gelmektedir. AcceleDent, 30 Hz frekansta 20 g. kuvvet sağlayan bir mekanik titreşim üretmektedir. Çalışmamızda mekanik titreşim aygıtı olarak seçtiğimiz AcceleDent'in geliştirilmiş Aura versiyonu kullanılmıştır. AcceleDent Aura hasta kiti 3 parçadan oluşmaktadır. Ana parçalar aktivatör ve ağız içi parçadır (Resim 1, 2 ve 3). Ayrıca USB girişi bulunan şarj adaptörü bulunmaktadır (Resim 4). Kiti oluşturan her parçanın yerinin bulunduğu bir seyahat çantası içinde taşınabilirliği kolaylaştırılmıştır (Resim 5).



**Resim 1.** Aktivatör



**Resim 2.** Ağız içi parça





**Resim 3.** AcceleDent Aura



**Resim 4.** Şarj adaptörü



**Resim 5.** Seyahat çantası

Aygıtın aktivatör kısmı aktif olan yapısıdır (Resim 1). Yani titreşim uyarılarını dağıtan kısımdır. Bu parça mekanik kuvvetleri aktive eden mekanik, elektriksel ve enerji komponentlerini taşır. Dış yapısı sert bir plastik kapaktan oluşur. İçinde barındırdığı komponentlerden olan mikroişlemci, aygıtı her kullanımında gün, saat ve kullanım uzunluğu gibi süreyle ilgili bilgileri depolayan bir işlemcidir. Aktivatör lityum iyon batarya içerir ve dolayısıyla diğer elektronik aygıtlarda olduğu gibi şarj edilebilir bir aygıttır. Taşınabilir ve hafiftir.

Ağız içi parça, dişlere temas ederek titreşimi ileten kısımdır (Resim 2). Metal bir taban üzerine poliüretan ile kaplanmıştır. Maloklüzyon tiplerine göre çeşitli boyutları bulunmaktadır. Derin, düz ve açık olarak adlandırılan, derin veya açık kapanışı olan veya olmayan (düz) hastalara özgü 3 ana boyut vardır. Bunların da hastanın ark boyutlarına göre küçük veya büyük olarak seçilebilecek iki alt seçeneği bulunmaktadır.

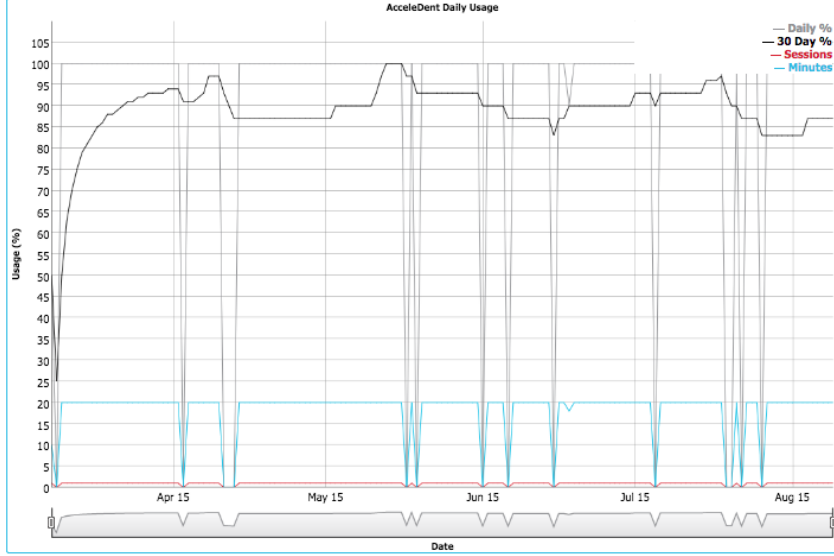
AccelDent'in etkili olması için tedavi boyunca hastanın günde bir kez 20 dk. kullanımı yeterlidir. Kullanım sırasında hastanın günlük işlerini kısıtlamaz. Elde tutmaya gerek yoktur. Aygıtın taşınması için hastanın ağız içi parçayı ısırması yeterlidir. AccelDent Aura aygıtı her türlü braket sistemiyle kullanılabilir bir aygıt

olarak tasarlanmıştır. Ancak çalışmamızda değişkenlik yaratmaması için her hastada tek tip marka braket kullanılmıştır (Mini-Master Series-American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA).

Aygıtın kullanım süresinin bilgisayarda izleneceği hastalara önceden söylenmiştir. Aygıtın kullanım şekli ve aygıtı kullanım sırasında dikkat edilmesi gerekenler sözlü olarak anlatılmış ve yazılı olarak da hastalara verilmiştir (Ek-3).

Aygıtın aktivatör kısmında bulunan USB girişı bilgisayara veri aktarımı sağlamaktadır (Resim 4). Böylece aygıt bilgisayara bağlandığında hastanın aygıtı kullanma uyumu gözlenebilmektedir (Şekil 1).

AcceleDent Usage Summary	
Days In Treatment: 0155	Serial Number: 1121838
Total Minutes Used: 02788	
Average Use (Minutes/Day): 17.98	
Overall Usage: 090%	
Device Time: 2015-AUG-10 05:00:43	
Battery Depletion Count: 00	



Date	Daily %	30 Day %	# Sessions	Duration (minutes)*
2015-AUG-09	100	087	1	20
2015-AUG-08	100	087	1	20
2015-AUG-07	100	087	1	20
2015-AUG-06	100	087	1	20
2015-AUG-05	100	087	1	20
2015-AUG-04	100	087	1	20
2015-AUG-03	100	083	1	20
2015-AUG-02	100	083	1	20
2015-AUG-01	100	083	1	20
2015-JUL-31	100	083	1	20
2015-JUL-30	100	083	1	20
2015-JUL-29	100	083	1	20
2015-JUL-28	100	083	1	20
2015-JUL-27	100	083	1	20
2015-JUL-26	000	083	0	00
2015-JUL-25	100	087	1	20
2015-JUL-24	100	087	1	20
2015-JUL-23	100	087	1	20
2015-JUL-22	000	087	0	00
2015-JUL-21	100	090	1	20
2015-JUL-20	000	090	0	00
2015-JUL-19	000	093	0	00
2015-JUL-18	100	097	1	20
2015-JUL-17	100	096	1	20
2015-JUL-16	100	096	1	20
2015-JUL-15	100	096	1	20
2015-JUL-14	100	093	1	20
2015-JUL-13	100	093	1	20
2015-JUL-12	100	093	1	20
2015-JUL-11	100	093	1	20
2015-JUL-10	100	093	1	20
2015-JUL-09	100	093	1	20
2015-JUL-08	100	093	1	20
2015-JUL-07	100	093	1	20
2015-JUL-06	100	093	1	20
2015-JUL-05	000	090	0	00
2015-JUL-04	100	093	1	20
2015-JUL-03	100	093	1	20
2015-JUL-02	100	093	1	20
2015-JUL-01	100	093	1	20
2015-JUN-30	100	090	1	20
2015-JUN-29	100	090	1	20
2015-JUN-28	100	090	1	20
2015-JUN-27	100	090	1	20
2015-JUN-26	100	090	1	20
2015-JUN-25	100	090	1	20
2015-JUN-24	100	090	1	20
2015-JUN-23	100	090	1	20
2015-JUN-22	100	090	1	20
2015-JUN-21	100	090	1	20
2015-JUN-20	100	090	1	20
2015-JUN-19	100	090	1	20
2015-JUN-18	090	090	1	18
2015-JUN-17	100	087	1	20

Şekil 1. AcceleDent aygıtının hasta tarafından kullanım yüzdesinin bilgisayarda gözlenmesi

### 3.3. Çalışmada Kullanılan Tedavi Protokolü

Tedaviye üst çene dişlerinin braketlenmesi ile başlanmıştır (Mini-Master Series-American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA). Aynı seans 1. premolar dişlerin çekimleri de gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda elde edilecek değerleri etkilememesi için diş çekimleri tedavinin başında, yani üst kanin distalizasyonuna başlamadan en az 6 ay önce yapılmıştır. Kanin distalizasyonuna kadar geçen sürede sıralama ve seviyeleme yapılmıştır. Kanin diş sıralama ve seviyeleme aşamasında arka dahil edilmiştir. Diş çekimleri değişkenliği azaltmak için aynı hekim tarafından gerçekleştirilmiştir.

Çalışma, sıralama-seviyeleme sonrası üst kanin distalizasyonuna başlanılan seanstan itibaren 3 ay (T1, T2, T3) sürmüştür. Başlangıç sıralama-seviyelemeden sonra final ark teli olarak 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel (SS) kullanılmış ve bir seans boyunca (28 gün boyunca) herhangi bir kuvvet uygulanmadan pasif olarak bırakılmıştır.

Geçici ankraj aygıtı olarak mini vida kullanılmıştır (Aarhus Screw, Medicon, Tuttlingen, Germany) (Resim 6). Mini vidalar lokal anestezi ile (Ultracain DS forte ampul 2 ml) üst sağ ve sol tarafta 2. premolar ve 1. molar dişlerin kökleri arasına bukkal tarafta olacak şekilde yerleştirilmiştir.

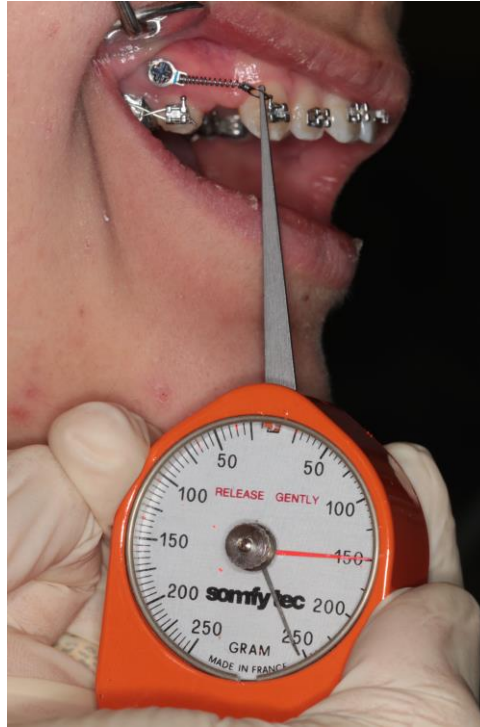
Maksiller kanin dişler sliding mekaniklerle 0.016x0.022 inç SS tel boyunca distalize edilmiştir. Distalizasyon boyunca keser dişler ve posterior dişler sekiz ligatür şekille 0.009 inch paslanmaz çelik telle bir arada tutulmuştur. Hem kontrol hem deney tarafında distalizasyon amaçlı 150 g. sürekli kuvvet uygulanmıştır (Resim 7).

Kuvvet veren aygıt olarak çalışmamızda Ni-Ti kapalı sarmal yay (G&H Wire, Greenwood, USA) kullanılmıştır. Kapalı sarmal yay, mini vida ile kanin diş braketinin hooku arasına uygulanmıştır. Her seans yayın uyguladığı kuvvet ve çiğneme nedeniyle yayda bir deformasyon veya yer değiştirme olup olmadığı kontrol edilmiştir. Yayın iki ucunda bulunan boşluklardan biri daha büyüktür ve mini vida başına uyumlu olan kısımdır. İkinci boşluk ise kanin braketinin hookuna yerleştirilen kısımdır. Kapalı sarmal yay mini vida başına yerleştirildikten sonra ortodontik

kuvvet ölçer (Somfy Tec, Cluses, France) ile 150 g. kuvvet olacak şekilde kanin braketine bağlanmıştır (Resim 7). Çalışmamızda yayın kanin braketinin hookundan çıkmasını engellemek için, yay SS ligatür teliyle braketle bağlanmıştır. Hastaya yayın çıkması veya kırılması durumunda hekimine hemen bilgi vermesi gerektiği söylenmiştir. Ni-Ti sarmal yayın uyguladığı kuvvet her ay ölçülerek kontrol edilmiş ve 150 g.'ın altında kalan kuvvet değerlerinde, yay tekrar 150 g. kuvvet uygulayacak şekilde aktive edilmiştir.



**Resim 6.** Kullanılan Ni-Ti kapalı sarmal yayın mini vida başına yerleşimi



**Resim 7.** Ortodontik kuvvet ölçer ile 150 g. kuvvet elde edilmesi

Yöntemimiz gereği AcceleDent aygıtının dişlere temas eden ağız içi parçası split-mouth dizayna uyacak şekilde ikiye bölünerek modifiye edilmiş ve böylece hastaların tek taraflı olarak kullanmaları sağlanmıştır (Resim 8 ve 9). Böylece tek taraflı habitüel oklüzyona bağlı istenmeyen oklüzal kuvvetler elimine edilmeye çalışılmıştır. AcceleDent'in sağ veya sol tarafa uygulanması ise randomize seçilmiştir. Randomizasyon hastaların kliniğe başvuru sırasına göre yapılmıştır.



**Resim 8.** Ağız içi parçanın ikiye bölünerek split-mouth yönteme uygun hale getirilmesi



**Resim 9.** AcceleDent aygıtının hasta tarafından kullanımı

### 3.3.1. Diş Hareket Miktarının Üç Boyutlu Olarak Ölçülmesi

Kanin dişin distal hareket miktarını hesaplamak için 3Shape TRIOS® R700 (3Shape Inc., Copenhagen, Denmark) cihazı ile yapılan ağız içi taramalar kullanılmıştır. Ağız içi taramalar, kanin distalizasyonuna başlamadan hemen önce (T0) ve kanin distalizasyonu boyunca (T1, T2, T3) her seans başında olmak üzere (28 günde bir) aynı kişi tarafından yapılmıştır.

Literatürde 3B dijital modellerin palatal ruga bölgesinde karşılaştırılarak diş hareket miktarının ölçümünün yapıldığı birçok çalışma vardır (84, 164, 173, 174, 199, 208-211). Bu çalışmalarda palatal ruga bölgesinin ve palatal kubbenin referans yapılar olarak seri dental modellerin karşılaştırılmasında kullanılabileceği belirtilmiştir.

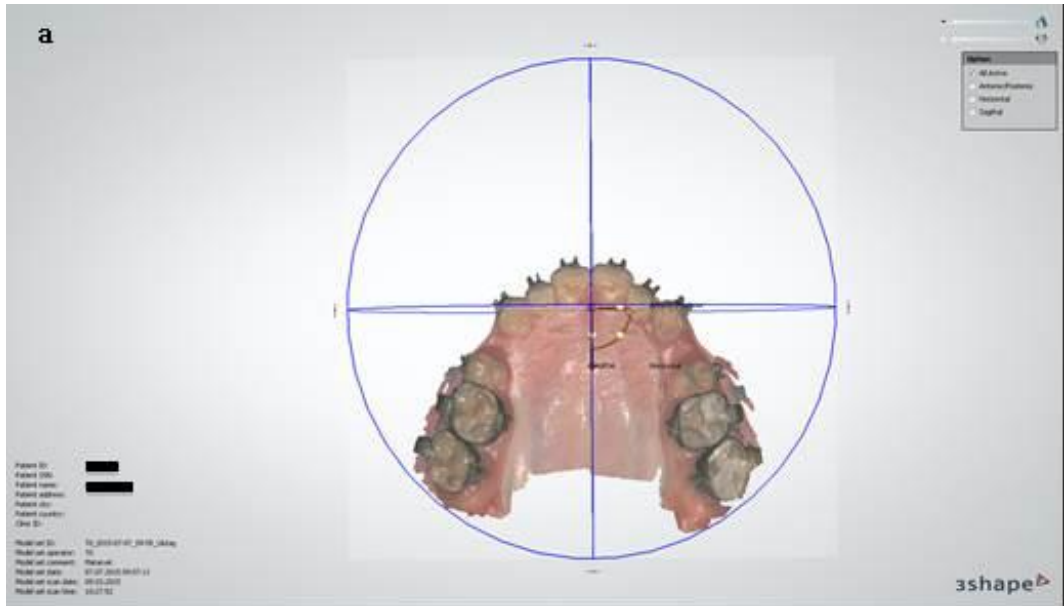
Çalışmamızda diş hareket miktarı kanin dişlerin distalizasyonu boyunca her 28 günde bir alınan seri 3B dijital modellerin bilgisayar ortamında karşılaştırılması ile ölçülmüştür. Çakıştırılacak modellerden ilk seçilen model referans model, diğeri ise karşılaştırılan model olarak adlandırılmıştır. Çakıştırma yapılmadan önce ilk olarak seçilmiş referans model üzerinde aks belirlenmiştir (Resim 10). Bu işlem insiziv papilla üzerinde en belirgin nokta seçilerek yapılmıştır. Aks belirlendikten sonra karşılaştırma yapılacak model seçilmiştir (Resim 11). Çakıştırmayı sağlayan bilgisayar yazılımında (Ortho Analyzer Software-3Shape, Copenhagen, Denmark) palatal yüzey üzerinde üç farklı çakıştırma şekli sunulmaktadır. Bunlar;

- tek nokta seçimi ile çakıştırma
- üç nokta seçimi ile çakıştırma
- üç nokta ve yüzey seçimi ile çakıştırmadır.

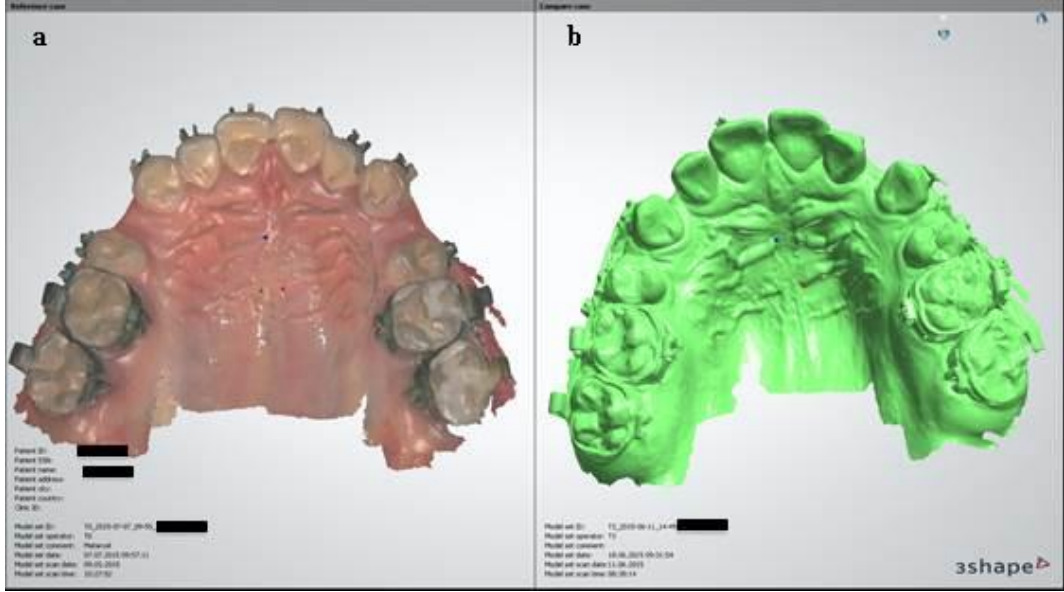
Çalışmamızda diğeri iki seçeneğe kıyasla daha iyi yüzey eşleştirmesine olanak sağlayan üç nokta ve yüzey seçimi ile çakıştırma şekli tercih edilmiştir. Bu yöntemle maksillada referans olarak sadece birkaç ruga noktası değil, rugaları da içeren damak kubbesi kullanılabilmektedir (Resim 11 ve Resim 12). İki yüzey arasındaki en kısa mesafe, bilgisayar yazılım programında (Ortho Analyzer) matematiksel algoritmalarla en aza indirilerek *best-fit* yöntemle denkleştirilmiştir (Resim 13 ve Resim 14).



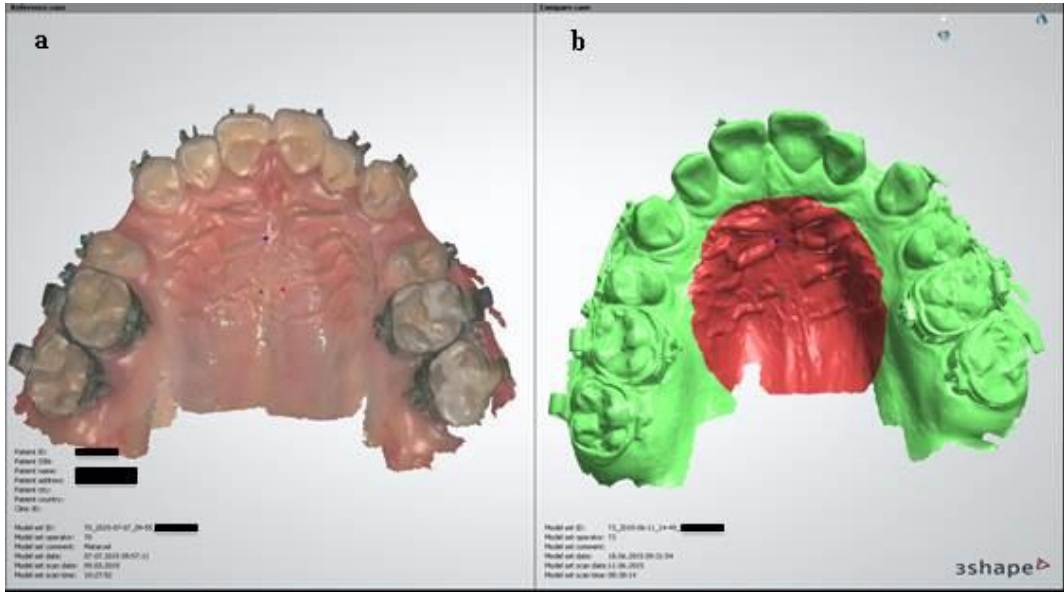
Aynı yazılım programıyla üç nokta ve yüzey seçimi ile çakıştırma şekli tercih edilerek yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (84). Buna göre palatal ruga üzerinde literatürle uyumlu olacak şekilde medialde üç nokta belirlenmiş ve ayrıca posterior dişlerin gingival kenarından en az 5 mm. uzaklıkta olacak şekilde palatal yüzey seçilmiştir. Oluşturulan palatal yüzeyin distal kenarı ise üst 2. molar dişlerin distalinden uzanan hayali sınırı geçmeyecek şekilde oluşturulmuştur (209). Bu prosedür 3B yüzey-yüzey eşleştirmede best-fit metot olarak dizayn edilerek Ortho Analyzer (Version 1.5; 3Shape, Copenhagen, Denmark) bilgisayar yazılımı ile yapılmıştır. Çakıştırılan modellerde literatürle uyumlu olacak şekilde referans olarak kanin dişlerin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe farkı her segment için ölçülerek taraflara göre 3B diş hareket miktarı ölçülmüştür (Resim 15 ve Resim 16). Tüberkül tepesi aşınmış dişlerde insizaldeki en sivri nokta işaretlenmiş ve çakıştırılan her iki modelde de aynı noktanın seçilmesine dikkat edilmiştir (208, 214).



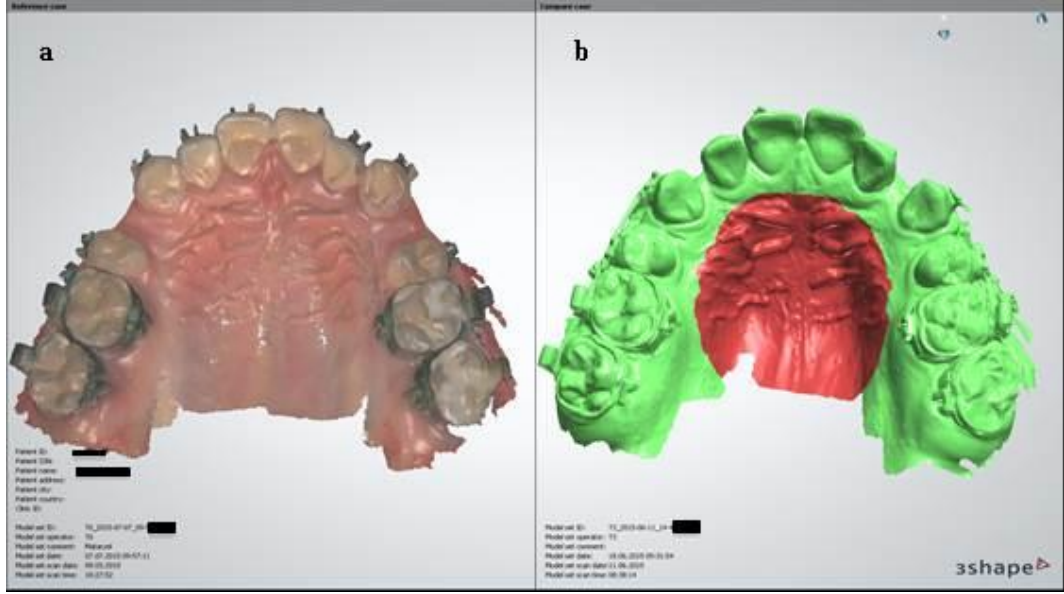
**Resim 10.** Referans modelde (a) insiziv papilla üzerinde işaretleme yapılarak aks belirlenmesi



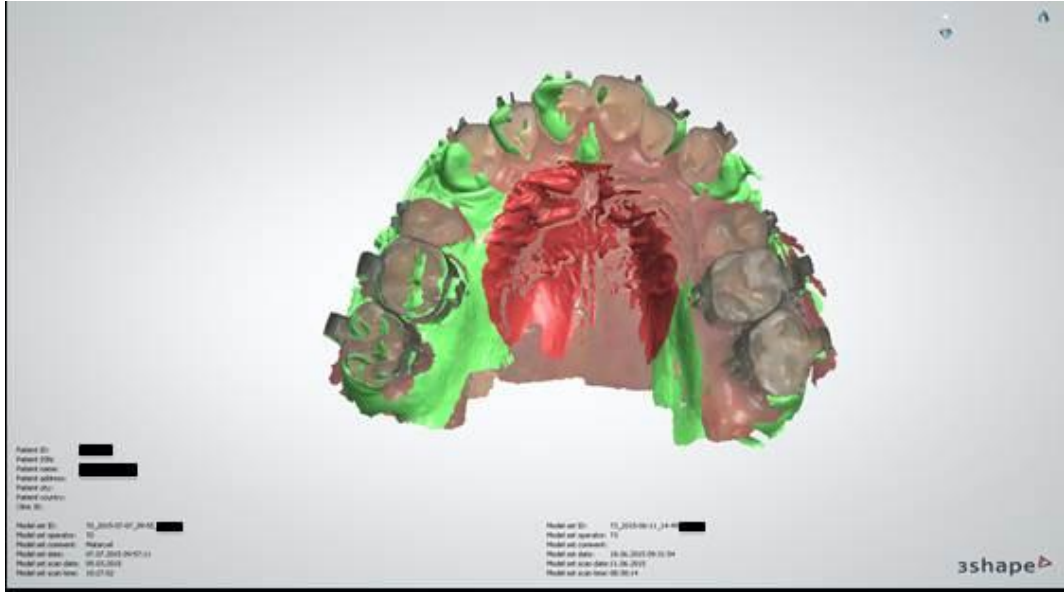
**Resim 11.** Referans (a) ve karşılaştırma (b) modellerinin seçilmesi ve palatal ruga üzerinde medialde 3 nokta işaretlenmesi



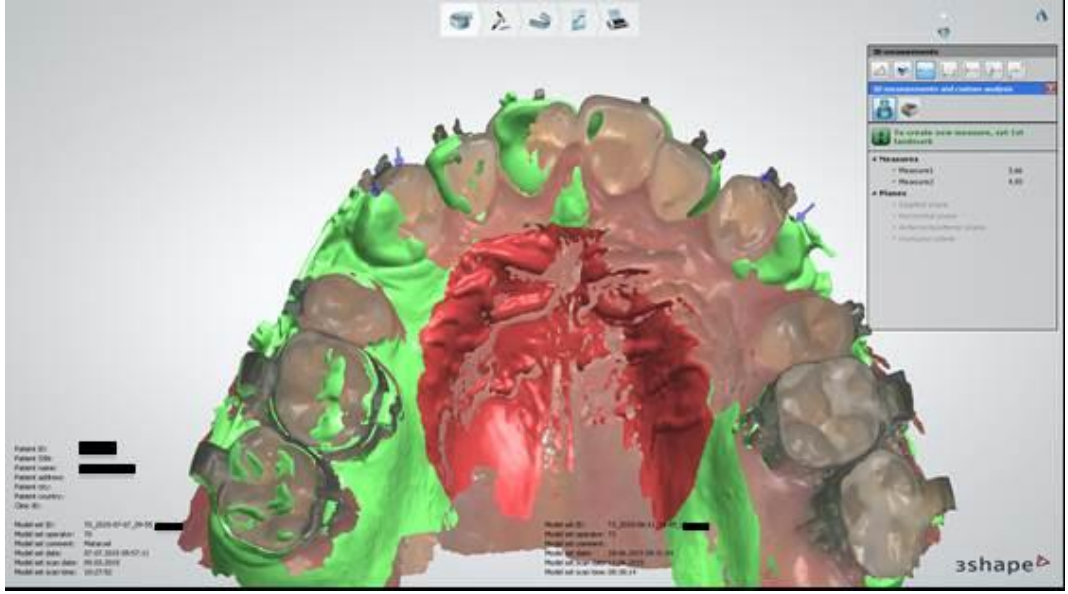
**Resim 12.** Palatal ruga üzerinde medialde 3 nokta işaretlenmesinin hemen ardından palatal yüzeyin seçilmesi



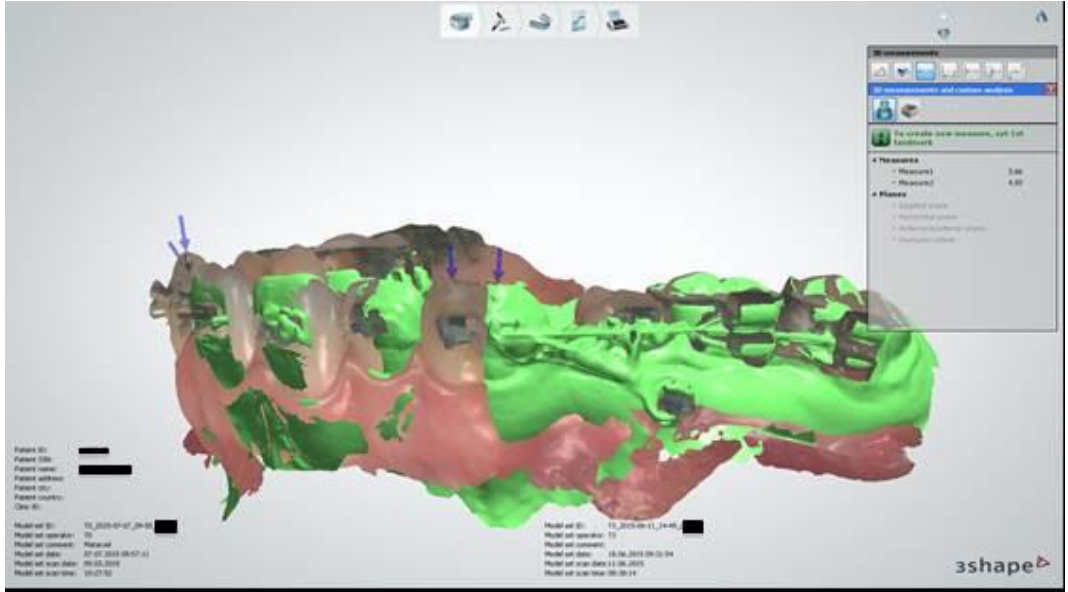
**Resim 13.** Yazılım programı ile iki yüzey arasındaki en kısa mesafenin matematiksel algoritmalarla en aza indirilerek *best-fit* metotla modellerin eşleştirilmesi-çift görüntü



**Resim 14.** Modellerin seçilmiş noktalar ve yüzey üzerinde çakıştırılması-tek görüntü



**Resim 15.** Çakıştırılmış modeller üzerinde kanin dişlerin tüberkül tepelerinin işaretlenmesi ve iki nokta arası mesafenin ölçülmesi-oklüzal görüntü



**Resim 16.** Çakıştırılmış modeller üzerinde kanin dişlerin tüberkül tepelerinin işaretlenmesi ve iki nokta arası mesafenin ölçülmesi- lateral görüntü



T0



T1



T2



T3

**Resim 17.** Sol tarafta aygıt kullanan bir hastadan çalışma boyunca alınmış ağız içi fotoğraflar



T0



T1



T2



T3

**Resim 18.** Sağ tarafta aygıt kullanan bir hastadan çalışma boyunca alınmış ağız içi fotoğraflar

### **İstatistiksel analiz**

İstatistiksel analizler için SPSS 22.0 (Statistical Package for Social Science Inc, III, USA) istatistik paket programından yararlanılmıştır.

Dijital 3B modeller üzerinde yapılan işaretlemelerin ve ölçümlerin tümü, ilk yapılan işaretleme ve ölçümlerden bağımsız olarak 2 hafta sonra tekrarlanmıştır. Elde edilen ölçümlerin tekrarlanabilirliğini gösteren Cronbach Alfa katsayıları Tablo 2’de gösterilmiştir. Tüm zamanlarda tekrarlanabilirlik katsayılarının 1’e yakın olduğu görülmüştür.

İncelenen özellikler, Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş ve normal dağılım gösterdiği tespit edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler, ölçüm değişkenleri ve farkların gösterimi için normal dağılıma bağlı olarak ortalama ve standart sapma kullanılmıştır.

Diş hareket miktarı ile yaş ve aygıt kullanım yüzdesi arasındaki korelasyon pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir.

Hastaların üç ay boyunca aygıt kullanım yüzdesindeki artış cinsiyetten bağımsız olarak eşleştirilmiş örnekler testi (paired samples test) ile değerlendirilmiştir.

İstatistiksel olarak  $p < 0,05$  olduğunda anlamlı farklılık olduğu kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

İncelenen özellikler, Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş ve normal dağılım gösterdiği tespit edilmiştir.

### 4.1. Metot Hatasının Belirlenmesi

Bireysel işaretleme ve ölçüm hata düzeyinin kontrolü amacıyla, araştırma materyalini oluşturan 20 bireyden T0, T1, T2 ve T3 zamanlarında ağız içi tarama yolu ile elde edilen dijital 3B modeller üzerinde yapılan işaretlemelerin ve ölçümlerin tümü, ilk yapılan işaretleme ve ölçümlerden bağımsız olarak 2 hafta sonra tekrarlanmıştır. Elde edilen ölçümlerin tekrarlanabilirliğini gösteren Cronbach Alfa katsayıları Tablo 2’de gösterilmiştir. Tüm zamanlarda tekrarlanabilirlik katsayılarınının 1’e yakın olduğu görülmüştür.

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan ölçümlere ilişkin tekrarlanma katsayıları (r: Cronbach Alfa katsayısı)

Zaman Aralığı	r
T0-T1	0,988
T1-T2	0,976
T2-T3	0,985
T0-T3	0,990

### 4.2. Ortodontik Diş Hareketi Ölçüm Bulguları

Kanin dişin distalizasyonu sırasında 3 ay boyunca her ay (T0-T1, T1-T2 ve T2-T3) ve toplam sürede (T0-T3) meydana gelen diş hareket miktarının taraflar ve zamanlar arasında farklılık gösterip göstermediği bağımsız örnekler testi (independent samples test) kullanılarak incelenmiştir.

Aylık (T0-T1, T1-T2 ve T2-T3) ve toplam sürede (T0-T3) kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının her hasta için ölçülen değerleri Tablo 3’te gösterilmiştir.



**Tablo 3.** Her hasta için aylık ve toplam sürede meydana gelen diş hareket miktarlarının ölçüm değerleri

No	Cinsiyet	Yaş	Uygulama	Taraf	T0-T1	T1-T2	T2-T3	T0-T3
1	K	16	AcceleDent	Sol	2,04	1,40	1,10	4,53
			Kontrol	Sağ	1,48	1,10	1,37	3,74
2	K	16	AcceleDent	Sağ	1,55	0,86	1,63	3,66
			Kontrol	Sol	1,27	1,49	1,65	3,64
3	K	19	AcceleDent	Sol	0,59	0,61	1,23	2,07
			Kontrol	Sağ	1,28	1,28	0,93	2,22
4	K	18	AcceleDent	Sağ	1,24	1,17	1,34	3,56
			Kontrol	Sol	0,63	0,69	0,75	2,31
5	K	17	AcceleDent	Sol	1,14	0,99	0,44	1,63
			Kontrol	Sağ	1,02	0,64	1,70	2,79
6	K	15	AcceleDent	Sol	1,20	0,77	0,86	2,45
			Kontrol	Sağ	0,66	1,10	0,85	2,19
7	K	15	AcceleDent	Sağ	1,21	0,91	0,58	2,99
			Kontrol	Sol	1,09	0,91	0,71	2,46
8	K	16	AcceleDent	Sol	1,17	0,32	0,16	1,72
			Kontrol	Sağ	0,85	1,06	0,74	2,36
9	K	19	AcceleDent	Sağ	0,95	0,25	0,74	1,68
			Kontrol	Sol	1,60	0,87	1,80	3,63
10	K	14	AcceleDent	Sağ	1,27	1,19	1,83	4,17
			Kontrol	Sol	1,39	0,53	1,46	2,66
11	K	14	AcceleDent	Sağ	1,10	1,10	0,73	2,33
			Kontrol	Sol	0,92	0,70	1,04	2,89
12	K	16	AcceleDent	Sol	0,33	1,44	1,09	2,33
			Kontrol	Sağ	1,00	1,06	2,13	3,93
13	E	15	AcceleDent	Sağ	0,50	1,02	1,31	2,19
			Kontrol	Sol	1,26	0,57	0,92	2,38
14	E	14	AcceleDent	Sol	1,90	1,54	1,39	2,88
			Kontrol	Sağ	1,75	1,30	1,58	3,85
15	E	16	AcceleDent	Sağ	1,15	0,39	0,80	2,12
			Kontrol	Sol	0,92	0,98	0,44	2,25
16	E	14	AcceleDent	Sağ	2,73	1,55	1,26	5,03
			Kontrol	Sol	2,81	1,32	1,05	4,95
17	E	19	AcceleDent	Sol	0,35	0,45	0,10	0,85
			Kontrol	Sağ	0,73	0,52	0,20	0,91
18	E	17	AcceleDent	Sağ	0,78	0,76	0,50	2,04
			Kontrol	Sol	0,84	0,62	0,81	2,27
19	E	14	AcceleDent	Sağ	0,75	0,35	1,17	2,43
			Kontrol	Sol	0,96	0,96	0,70	2,30
20	E	17	AcceleDent	Sağ	1,58	1,01	1,07	2,83
			Kontrol	Sol	1,17	1,99	1,25	2,70

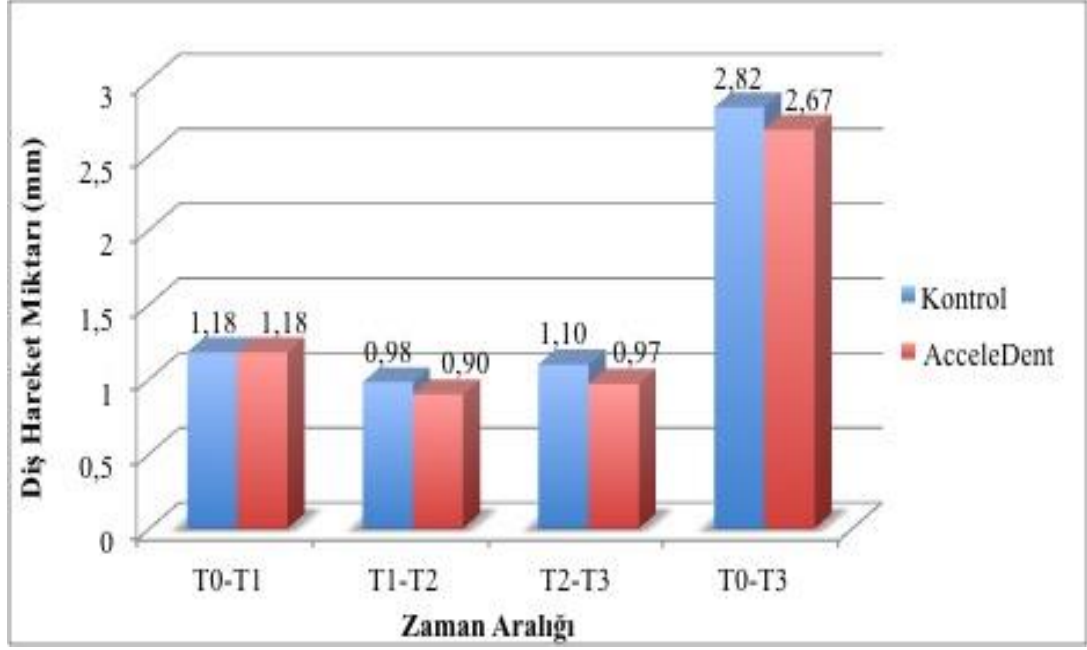
Aylık (T0-T1, T1-T2 ve T2-T3) ve toplam sürede (T0-T3) kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Tablo 4’te gösterilmiştir.

Aylık ve toplam sürede kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalamalarının karşılaştırılması ise Şekil 2’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.** Aylık ve toplam sürede kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri

<b>T0-T1</b>					
	$\bar{X}$	$\pm SS$	<b>Maksimum</b>	<b>Minimum</b>	<b>p</b>
<b>Kontrol</b>	1,18	$\pm 0,49$	2,81	0,63	0,977
<b>AcceleDent</b>	1,18	$\pm 0,59$	2,73	0,33	
<b>T1-T2</b>					
	$\bar{X}$	$\pm SS$	<b>Maksimum</b>	<b>Minimum</b>	<b>p</b>
<b>Kontrol</b>	0,98	$\pm 0,37$	2,00	0,50	0,522
<b>AcceleDent</b>	0,90	$\pm 0,41$	1,60	0,30	
<b>T2-T3</b>					
	$\bar{X}$	$\pm SS$	<b>Maksimum</b>	<b>Minimum</b>	<b>p</b>
<b>Kontrol</b>	1,10	$\pm 0,50$	2,10	0,20	0,371
<b>AcceleDent</b>	0,97	$\pm 0,46$	1,80	0,10	
<b>T0-T3</b>					
	$\bar{X}$	$\pm SS$	<b>Maksimum</b>	<b>Minimum</b>	<b>p</b>
<b>Kontrol</b>	2,82	$\pm 0,89$	4,95	0,91	0,637
<b>AcceleDent</b>	2,67	$\pm 1,05$	5,03	0,85	

$\bar{X}$ : Ortalama, SS: Standart sapma, p: bağımsız örnekler testi anlamlılık değeri



**Şekil 2.** Aylık ve toplam sürede kontrol tarafında ve AcceleDent tarafında meydana gelen diş hareket miktarlarının ortalamalarının karşılaştırılması

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu tüm zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı açısından AcceleDent uygulanan taraf ile uygulanmayan kontrol tarafı arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Ortalama diş hareket miktarının T0-T1 zaman aralığında her iki taraf için benzer olduğu görülmüş; ancak T1-T2, T2-T3 ve T0-T3 zaman aralıklarında AcceleDent uygulanan tarafta kontrol tarafına göre istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha az diş hareketi olduğu saptanmıştır.

#### **4.2.1. Yaş ile Diş Hareket Miktarı Arasındaki Korelasyona ait Bulgular**

Yaş ile diş hareketi miktarı arasındaki korelasyon AcceleDent uygulamasından bağımsız olarak Pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir.

Yaş ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 ve T0-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

**Tablo 5.** Yaş ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 ve T0-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>T0-T1 (Diş Hareketi-Yaş)</b>	<b>-,355*</b>	<b>0,024</b>
<b>T1-T2 (Diş Hareketi-Yaş)</b>	-0,253	0,116
<b>T2-T3 (Diş Hareketi-Yaş)</b>	-0,212	0,189
<b>T0-T3 (Diş Hareketi-Yaş)</b>	<b>-,420**</b>	<b>0,007</b>

r: Pearson korelasyon katsayısı

\*Korelasyon  $p < 0,05$  için anlamlı

\*\*Korelasyon  $p < 0,01$  için anlamlı

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu yaş ile diş hareket miktarı arasında T0-T1 ile T0-T3 zaman aralıklarında anlamlı ölçüde negatif korelasyon saptanmıştır. Buna göre bu zaman aralıklarında yaş ortalaması azaldıkça oluşan ortalama diş hareket miktarı anlamlı miktarda artmıştır. Diğer zaman aralıklarında da negatif korelasyon saptanmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

### **4.3. AcceleDent Kullanım Uyumuna ait Bulgular**

Hastaların AcceleDent aygıtını aylık kullanım yüzdeleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

**Tablo 6.** AcceleDent aygıtının aylık kullanım yüzdeleri

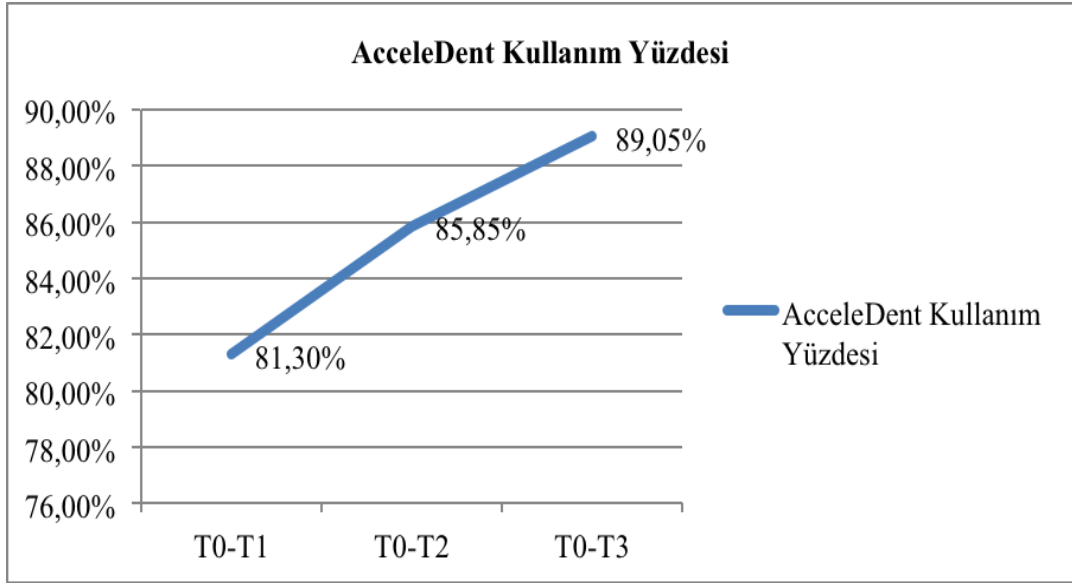
No	Cinsiyet	Yaş	T0-T1	T1-T2	T2-T3
1	K	16	93	92	90
2	K	16	93	96	97
3	K	19	91	92	95
4	K	18	53	74	82
5	K	17	85	86	86
6	K	15	78	82	83
7	K	15	54	73	78
8	K	16	63	70	78
9	K	19	94	94	95
10	K	14	100	100	100
11	K	14	70	85	90
12	K	16	72	75	83
13	E	15	71	80	83
14	E	14	94	97	98
15	E	16	90	92	98
16	E	14	97	97	98
17	E	19	87	89	93
18	E	17	63	63	71
19	E	14	85	86	89
20	E	17	93	94	94

Hastaların üç ay boyunca aygıtı kullanım yüzdesi cinsiyetten bağımsız olarak eşleştirilmiş örnekler testi ile değerlendirilmiştir.

Hastaların AcceleDent aygıtını kullanım yüzdelerinin aylara göre (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 7’de ve Şekil 3’te gösterilmiştir.

**Tablo 7.** Hastaların AcceleDent aygıtını kullanım yüzdelерinin aylara göre (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ortalaması ve standart sapma değeri

	$\bar{X}$	$\pm SS$	N
<b>T0-T1</b>	81,30	$\pm 14,701$	20
<b>T1-T2</b>	85,85	$\pm 10,399$	20
<b>T2-T3</b>	89,05	$\pm 8,192$	20



**Şekil 3.** Hastaların AcceleDent aygıtını kullanım yüzdelерinin aylara göre (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ortalaması

Kullanım yüzdelерinin aylar arasındaki farkını gösteren ortalama ve standart sapma değeri Tablo 8’de gösterilmiştir.

**Tablo 8.** Kullanım yüzdelerinin aylar arasındaki farkını gösteren ortalama ve standart sapma değerleri

	<b>Ortalama fark <math>\pm</math> SS</b>	<b>p</b>
<b>T0-T1/T1-T2</b>	-4,55	<b>0,005</b>
<b>T1-T2/T2-T3</b>	-3,2	<b>0,000</b>
<b>T0-T1/T2-T3</b>	-7,75	<b>0,001</b>

İstatistiksel değerlendirme sonucunda; üç ay boyunca hastaların aygıtı kullanım yüzdesindeki artışın cinsiyetten bağımsız olarak anlamlı miktarda olduğu görülmüştür.

#### **4.3.1. Aygıt Kullanım Yüzdesi ile Diş Hareket Miktarı Arasındaki Korelasyona ait Bulgular**

Hastaların aygıtı kullanım yüzdesi ile diş hareket miktarı arasındaki korelasyon yaş ve cinsiyetten bağımsız olarak pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir.

Kullanım yüzdesi ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri Tablo 9’da gösterilmiştir.

**Tablo 9.** Kullanım yüzdesi ile T0-T1, T1-T2, T2-T3 zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı arasındaki korelasyon katsayısı değerleri

	<b>r</b>	<b>p</b>
<b>T0-T1 (Diş hareketi-Kullanım Yüzdesi)</b>	0,362	0,117
<b>T1-T2 (Diş hareketi-Kullanım Yüzdesi)</b>	0,161	0,497
<b>T2-T3 (Diş hareketi-Kullanım Yüzdesi)</b>	<b>0,490</b>	<b>0,028</b>

r: Pearson korelasyon katsayısı  
Korelasyon  $p < 0,05$  için anlamlı

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu kullanım yüzdesi ile diş hareket miktarı arasında T2-T3 zaman aralığında anlamlı ölçüde pozitif korelasyon saptanmıştır. Buna göre bu zaman aralığında kullanım yüzdesi arttıkça oluşan ortalama diş hareket miktarı da anlamlı miktarda artmıştır. Diğer zaman aralıklarında da pozitif korelasyon saptanmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.



## 5. TARTIŞMA

Ortodontik diş hareketi PDL'nin sıkışma tarafındaki alveoler kemikte kemik rezorpsiyonu ve gerilme tarafında kemik apozisyonundan oluşan bir süreçtir (34, 215). Optimum mekanik kuvvet uygulaması sonucu oluşan biyolojik diş hareket miktarı yaklaşık olarak 4-5 haftada 1-1.5 mm'dir (35). Premolar çekimli ve maksimum ankraj gereksinimi olan bir vakada kanin distalizasyonu sıklıkla 6-9 ay olmakta ve tüm tedavi süresi yaklaşık 25-35 ayı bulmaktadır (4-6).

Ortodontik tedavi süresinin uzamasıyla orantılı olarak diş çürüğü, periodontal problemler ve kök rezorpsiyonu gibi dental problemler artabilmektedir. Tedavi sürecinin giderek uzaması başta tedaviye ılımlı bakan hastalarda bile bir süre sonra sıkıntılı ve sıkıcı bir süreç olabilmektedir. Aynı zamanda elde edilen maliyetin verimli olması modern sağlık sistemlerinde önemli bir konudur ve tedavinin uzaması hem bireysel anlamda klinisyenin kârını azaltmakta hem de ulusal sağlık sistemlerini zarara uğratmaktadır (11). Tüm bu sebepler araştırmacıları ortodontik diş hareketini hızlandırma konusunda araştırmalar yapmaya yöneltmiştir. Literatüre bakıldığında diş hareketini hızlandırma yöntemleri genel olarak cerrahi, kimyasal ve fiziksel yöntemler olmak üzere üç ana başlıkta değerlendirilmiştir (6, 12, 17). Diş hareketini hızlandıracak mekanik yaklaşımlar kapsamında sabit tedavi ataçmanlarının yapısında ve dizaynında yapılan yenilikleri savunan çalışmalara bakıldığında braket dizaynındaki ve ark tellerindeki gelişmelerin diş hareket hızı üzerine anlamlı etkisi olduğunu gösteren çalışmaların az sayıda olduğu görülmektedir (216-218).

Cerrahi destekli yöntemler; kortikotomi ve osteotomi teknikleri, dental distraksiyon tekniği, perisegmental kortikotomi, piezosizyon ve mikroosteoperforasyon olmak üzere alt başlıklarda incelenebilmektedir. Kimyasal yöntemler; mediyatörlerin ve ilaçların enjeksiyonunu içermektedir. Fiziksel yöntemler ise; elektromanyetik alan, elektriksel akım, fotobiyomodülasyon ve titreşimsel stimülasyon olarak alt başlıklara ayrılabilir. Bu yöntemlerin ortak özelliği diş hareketini hızlandırmak olmakla beraber devam eden çalışmalar bu yöntemleri kendi aralarında invazivlik, komplikasyon yaratma, hasta tarafından kabul edilebilirlik gibi konular altında değerlendirmektedir (6).

Cerrahi yöntemlerin; invaziv olması, hasta tarafından kabul edilebilirliğinin düşük olması, kemik kaybı, diş eti çekilmesi, ağrı, şişlik ve enfeksiyon gibi rapor edilen bazı dezavantajları bulunmaktadır (57, 58). Kimyasal yöntemlere bakıldığında hormon ve ilaçların kullanımının ortak yan etkisi olarak nonspesifik kalamayarak sistemik etki göstermeleri ve vücuttaki diğer hedef hücreleri de etkilemeleri gösterilmiştir (13-15). Elektromanyetik alanın ise serum kalsiyumunda düşüşle birlikte kan kimyasında minör değişimler meydana getirebildiği belirtilmiş ve bunun yanı sıra santral sinir sistemi üzerindeki muhtemel yan etkileri tartışılmıştır (92, 94). Elektriksel akımın dokularda hasara neden olan iyonik reaksiyonlara sebep olabileceği ve kemik dokunun bağ dokuyla yer değiştirmesi gibi bazı komplikasyonlarının olabileceği rapor edilmiştir (99). Ortodontik diş hareketini hızlandırma yöntemlerinin incelendiği 2013 yılında yayınlanmış bir derlemede mevcut bilgilerde, kortikotominin etkili ve güvenilir bir yöntem olduğu, elektriksel akımın ve elektromanyetik dalga alanlarının ortodontik diş hareketini hızlandırmada etkili olup olmadığının henüz netlik kazanmadığı, düşük seviyede lazer uygulamasının güvenilir ancak etkisiz bir yöntem olduğu, dentoalveoler veya periodontal distraksiyon yönteminin ise umut verici olmakla beraber bu konuda araştırmalara devam edilmesi gerektiği belirtilmiş ancak titreşimsel stimülasyonla ilgili bilgi verilmemiştir (6).

Titreşimsel stimülasyon yöntemi diş hareketini hızlandırmaya yönelik yapılan fiziksel yöntemlerden biridir. Literatürde titreşimsel stimülasyon yöntemi ultrasonik ve mekanik olarak iki şekilde yapılmaktadır. Ultrasonik titreşim her ne kadar mekanik titreşimle aynı mekanizmada diş hareketini hızlandırır da (116) oluşturduğu ısının pulpada hasara neden olabileceği bilinmektedir (21, 117).

Literatürde mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisini araştıran çalışmalar sınırlıdır (18, 19, 21-24, 134, 135, 213). Mevcut çalışmalarda kullanılan titreşim protokolleri (frekans, süre, şiddet) oldukça fazla çeşitlilik göstermektedir. Bu da en etkili protokol konusunda netlik olmamasına sebep olmaktadır. Çalışmamızda, belli bir frekans, süre ve kuvvet şiddeti içeren bir mekanik titreşim aygıtı kullanılarak mekanik titreşimin diş hareketi üzerine etkisinin klinik olarak prospektif incelenmesi amaçlanmıştır. Standardizasyonu sağlamak

amacıyla AcceleDent (OrthoAccel Technologies Inc, Texas, USA) aygıtı kullanılmıştır. AcceleDent aygıtı mekanik titreşimin spesifik olarak ortodonti kliniğinde kullanılabilmesi amacıyla geliştirilmiş FDA onaylı bir üründür. Hastalar tarafından günlük 20 dk. kullanılmasının yeterli olacağı belirtilen bu aygıt, 30 Hz frekansta ve 20 g/F değerinde mekanik titreşim sağlamaktadır (18, 213). Bu titreşim değerleri tıp alanında kas-iskelet sistemi devamlılığını gerektiren durumlarda güvenle ve etkili bir şekilde kullanılan Juvent 1000 titreşim aygıtı ile benzerlik göstermektedir. Juvent 1000, 32-37 Hz frekans aralığında ve yer çekimi kuvvetine eş değer (0.3 g) kuvvet uygulayarak mekanik titreşim sağlayan bir aygıttır. AcceleDent aygıtı, ortodontik tedavinin sağladığı statik kuvvetlere ek olarak periyodik kuvvet veren, ortodontik tedavide sadece yardımcı bir aygıttır. Ortodontik diş hareketini hızlandırmada etkisi ise bu periyodik kuvvetlerin uygulanmasının alveoler kemiğin yeniden şekillenme sürecini hızlandıracak şekilde indüklemesi ve böylece diş hareketini de hızlandırması olarak açıklanmaktadır (18).

AcceleDent'in prototipinin kullanılarak aygıtın çeşitli yönlerden değerlendirildiği bir çalışmada kullanım zorluğu, programa uyum veya rahatsızlık oluşturma gibi şikayetlerin az olduğu saptanmış ve en temel şikayetin kullanım sırasında tükürük birikmesi ve gürültülü sesi olduğu belirtilmiştir. Çalışmada AcceleDent aygıtının prototipi kullanıldığı için bu şikayetler doğrultusunda aygıt geliştirilmiştir. Aynı çalışmada alınan bilgisayarlı tomografi (BT) incelemesinde ise kök rezorpsiyonunun 0.5 mm.'den daha az olduğu ve herhangi bir yan etki gözlenmediği belirtilerek, AcceleDent aygıtının güvenilir olduğu belirtilmiştir (18, 149). AcceleDent'in geliştirilmiş *Aura* versiyonu kullanılarak yapılan çalışmalar da aygıtın güvenilir ve hasta kullanımı için uygun olduğunu göstermiştir (213). Hastaların ve ailelerinin mekanik titreşim aygıtı gibi invaziv olmayan prosedürlere uyumlarının daha yüksek olduğu gösterilmiştir (25). Mekanik titreşimin klinik olarak incelendiği çalışmalarda mekanik titreşim aygıtı olarak genellikle AcceleDent aygıtı kullanılmış olmakla beraber (18, 213, 219); diş masajı (Tooth Masseur) olarak adlandırılan bir aygıtın (148) veya elektrikli diş fırçasının kullanıldığı (220) çalışmalar da bulunmaktadır.

Diş hareket miktarını etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bunlardan biri yaş faktörüdür. Yaşın ortodontik diş hareket hızı üzerine etkisi, kemik yoğunluğu, osteoklast varlığı veya aktivasyonu ile ilişkilendirilmiştir (2, 221). Erişkin ve adolesanların periodontal yapılarındaki histolojik farklılıklar diş hareketinin öncesinde ve sonrasında olmak üzere karşılaştırılmıştır (222). Adolesanlarda diş destekleyen dokuların proliferasyon halinde olduğu ve ortodontik diş hareketinden önce bile geniş bir kan desteği ve çok sayıda bağ doku hücresi barındırdığı bilinmektedir (97, 222). Oysa erişkinlerde dokular durağan haldedir ve alveoler kemik daha yoğundur. Hücre sayısı ve kanlanma ise azalmıştır (97, 222-224). Diş hareketi başladıktan sonra erişkinlerin, adolesanlardaki mevcut proliferasyon durumuna ulaşabilmesi yaklaşık 2 haftada olmaktadır. Adolesanlara göre erişkinlerde kemik apozisyonu olduğunun kanıtı yaklaşık 4 gün daha geç görülmektedir (222, 224). Bu sebeplerle yaşın ortodontik diş hareketi üzerine etkisini elimine etmek amaçlı çalışmamızda 14-19 yaş aralığında adolesan hastalar seçilmiştir. Cinsiyet açısından bir ayırım yapılmamış, bireyler çalışmaya rastgele alınmıştır. Çalışmada yer alan bireylerin 12'si kız, 8'i erkek olup, tedavi öncesi kronolojik yaş ortalaması  $16,05 \pm 1,73$  olarak saptanmıştır. Kötü ağız hijyeni, periodontal hastalık, alveoler kemik kaybı, sistemik hastalıklar, sigara ve ilaç kullanımı diş hareket miktarını etkileyen diğer faktörlerdendir (13, 90, 225). Bu faktörlerin etkisini elimine etmek için dahil edilme kriterlerine uymayan hastalar çalışmaya alınmamıştır.

Çalışmamızda, mekanik titreşimin diş hareket hızı üzerine etkisi üst çenede 1. premolarların çekim boşluğuna yapılan kanin dişin distalizasyon miktarı ölçülerek incelenmiştir. Diş çekimi enflamatuar belirteç aktivitesini artırarak diş hareket hızını etkileyebilmektedir (56, 226). Bu nedenle diş çekimleri tedavinin başında, kanin distalizasyonundan en az 6 ay önce yapılmıştır. Diş hareketini hızlandıran çeşitli yöntemlerin kullanıldığı ve bu yöntemlerin kanin dişin distalizasyon miktarı ile değerlendirildiği bir çok çalışmada diş çekimlerinin ne zaman yapıldığı veya kanin distalizasyonuna çekimden ne kadar sonra başlanıldığı belirtilmemiştir (84, 113, 213, 220). Alikhani ve ark. (56) mikroosteoperforasyon uygulaması ile diş hareket hızını değerlendirdikleri çalışmalarında diş hareketini etkilememesi için diş çekimlerini kanin distalizasyonundan 6 ay önce yaptıklarını belirtmişlerdir. Aboul ve ark. kortikotomi tekniği kullanarak diş hareket hızını değerlendirdikleri çalışmalarında

diş çekimini kortikotomi ve distalizasyonla aynı seans yapmış ancak sebebini açıklamamışlardır (68).

Oklüzyon kuvvetlerinin diş hareket hızını önemli miktarda etkileyebileceği gösterilmiştir (227, 228). Ortodontik diş hareket hızını çalışmamızda olduğu gibi kanin dişin distalizasyonu ile değerlendiren farklı yöntemlerin kullanıldığı çalışmalar içinde sıklıkla üst çenede çekimli tedavi gerektiren hastaların seçildiği görülmektedir (68, 84, 220). Alikhani ve ark. (56) mikroosteoperforasyon uygulamasının diş hareket hızı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında oklüzyon etkisini düşünerek, çapraz kapanışı ve/veya oklüzal interferensleri bulunan hastaları çalışmalarına dahil etmediklerini belirtmişlerdir. Doshi-mehta ve ark. (113) düşük seviye lazer uygulamasının diş hareket hızı üzerine etkisini incelediği çalışmada unilateral çığneme yapan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan, iskeletsel çapraz kapanışa ve oklüzal interferenslere sahip hastaları çalışmalarına dahil etmediklerini belirtmiştir. Çalışmamızda ortodontik diş hareketi sırasında oluşabilecek istenmeyen oklüzal etkileri elimine etmek için benzer şiddette ve aynı anomaliye sahip (Sınıf 2 Bölüm 1) hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Çapraz kapanışı bulunan veya oklüzal interferensler nedeniyle ağız kapama sırasında deviasyon gösteren hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Sınıf 2 Bölüm 1 ilişkide üst kanin dişlerin oklüzal interferensi bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda hareket oranının değerlendirileceği diş olarak üst kanin dişler seçilmiştir. Kanin distalizasyonu boyunca oklüzal interferensler kontrol edilmiş ve oklüzal düzenleme gerektirecek bir interferens gözlenmemiştir.

Fonksiyonel ve estetik açıdan büyük öneme sahip olan kanin dişlerin distalizasyonu, çekimli ortodontik tedavilerdeki en önemli safhalardan biri olup kullanılan apacey, teknik ve kuvvet gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (229). Bu yüzden sabit apaceyler ile uygulanan kuvvet sisteminin biyomekanik açıdan dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir. Sabit mekanikler ile kanin distalizasyonu sürtünmeli ve sürtünmesiz sistem olmak üzere iki türlü yapılmaktadır. Sürtünmeli sistemde kaninler ark teli üzerinde kaydırılırken, sürtünmesiz sistemde ark teli ile birlikte hareket ettirilir. Kaninlerin ark teli üzerinde kaydırılmasında en büyük dezavantaj sürtünme faktörüdür (230). Sürtünmeli sistemin devrilme, kilitleme,

vertikal kontrolde yetersizlik, ankraj kaybı ve keser ekstrüzyonu gibi dezavantajları olduğu bildirilmiştir (231). Fakat sürtünmeli sistem, uygulama kolaylığı, hasta başında geçirilen zamanın daha az olması ve diş kavsinin bütününün aynı anda tek bir ark teli ile kontrol edilebilmesi gibi avantajları nedeniyle çekim boşluğunun kapatılmasında sürtünmesiz sisteme göre daha çok tercih edilmektedir (232, 233). Çalışmamızda bu bilgiler göz önünde tutularak kanin dişin distalizasyonu ark teli boyunca sürtünmeli sistemle yapılmıştır.

Sürtünmeli sistemde bütün dişleri birleştiren tek bir ark teli mevcuttur ve uygulanan distal yönlü kuvvet sonucu kaninler ark teli üzerinde kaydırılarak hareket ettirilir. Kuvvet uygulaması sonucu distal yönde devrilen kanin dişin braketleri, ark teli üzerine bir kuvvet çifti uygular. Uygulanan kuvvet sürekli ve optimum şiddette ise diş küçük devrilmeler ve dikleşmeler şeklinde hareket eder. Kanin distalizasyonu sırasında uygulanan kuvvetin şiddeti ve telin elastikiyeti dişin devrilme miktarını etkilemektedir (30, 232, 234, 235). Katılığı düşük olan tellerde, birim kuvvette tel daha fazla esneyeceği için dişte devrilme miktarı daha fazla olmaktadır. Bu yüzden kanin distalizasyonu sırasında, paslanmaz çelik ya da kobalt-krom alaşımı katı tellerin kullanılmasının daha iyi sonuç vereceği bildirilmiştir (232). Tel çapı ile braket slot çapı arasındaki boşluğun da dişin devrilme miktarı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Kanin distalizasyonu gibi kontrollü kaydırma mekaniklerinde devrilmenin en az olabilmesi için 0.018x0.025 inç slotlu braketler için 0.016x0.022 inç ya da 0.017x0.025 inç çaplı paslanmaz çelik tellerin kullanılması gerektiği belirtilmiştir (232). Paslanmaz çelik braketlerin seramik braketlere göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduğu ve paslanmaz çelik tellerin Ni-Ti tellere göre daha az sürtünme oluşturdukları belirtilmiştir (236). Metal braketlerin seramik braketlere göre daha pürüzsüz yüzeye sahip oldukları rapor edilmiştir (237). Bu biyomekanik bilgiler göz önüne alınarak çalışmamızda 0.018x0.025 inç slotlu paslanmaz çelik braketler kullanılmış ve kanin distalizasyonu için 0.016x0.022 inç kesitli paslanmaz çelik teller tercih edilmiştir. Bu özellikteki bir telin, ince veya Ni-Ti tellere göre daha sürtünmesiz bir şekilde ve daha paralele yakın diş hareketi sağlayacağı düşünülmüştür.

Optimal ortodontik kuvvet, minimal doku hasarı ile en iyi biyolojik cevabı oluşturur. Sonucunda hyalinize alanların oluşması önlenerek ya da en aza indirilerek en az ağrı ile hızlı diş hareketi oluşturulur (134, 238). Literatürde kanin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvet miktarı ile ilgili farklı görüşler bulunmakla beraber (2), genel olarak 100 g. ile 200 g. arası kuvvet uygulanması tavsiye edilmiştir (239). Ortodontik diş hareketini hızlandırma yöntemlerini klinik olarak araştıran ve kanin dişin distalizasyon miktarını ölçerek diş hareket hızını değerlendiren çalışmalarda genel olarak 150 g. distalizasyon kuvveti uygulandığı görülmektedir (68, 113). Çalışmamızda literatür ile uyumlu olarak distalizasyon kuvveti olarak 150 g. kuvvet uygulanmıştır.

Kuvvet uygulandıktan sonra kısmen anatomik kısmen de mekanik faktörler nedeniyle hyalinizasyon gelişebileceği belirtilmiştir (34). Hyalinizasyon periyodu sıklıkla 2 veya 3 hafta sürmekte ve diş hareketi 1-1.5 mm oranında en az 4-5 hafta devam etmektedir (1, 3, 34, 35). Bu bilgiler göz önüne alınarak hastalar 28 günde bir kontrollere çağırılmış ve diş hareket miktarı 3 ay boyunca 28 günde bir olmak üzere değerlendirilmiştir.

Günümüzde diş hareketi oluşturabilmek amacıyla kuvvet uygulayan çeşitli ortodontik ataçmanlar kullanılmaktadır. Bunlardan ortodonti pratiğinde en çok tercih edilenler, Ni-Ti sarmal yaylar ve elastik materyallerdir (68, 113, 240). Literatürde, elastik zincirlerin ya da modüllerin özelliklerinin hem nemden hem de ısıdan etkilendiği ve bu materyallerde zaman içinde kuvvet kaybı meydana geldiği bildirilmiştir (241). Elastik zincirler ile kesikli, yüksek şiddetli kuvvetler uygulanırken; Ni-Ti sarmal yaylar ile biyolojik olarak uyumlu, düşük şiddetli ve devamlı kuvvetler uygulanmaktadır (242). Ayrıca boşlukların kapatılması sırasında, Ni-Ti sarmal yayların devamlı ark teli üzerinde stabil kuvvet oluşturduğu bildirilmiştir (243, 244). Bu literatür bilgileri desteğinde çalışmamızda kanin distalizasyonu sırasında kuvvet elemanı olarak 150 g. kalibre edilmiş Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar kullanılmıştır.

Çekimli sabit ortodontik tedaviler sırasında ankraj kontrolünün tedavi hedeflerinin tam olarak gerçekleştirilmesinde önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (245, 246). Diş hareketini hızlandırma yöntemlerinin incelendiği bir derlemede (6)

kanin distalizasyonu boyunca meydana gelen diş hareket miktarının değerlendirildiği çalışmalar içinde mini vida kullanılarak iskeletsel ankraj desteğiyle yapılan mesafe ölçümlerinin daha güvenilir olduğu belirtilmiştir (68, 100). Ankraj olarak 1. molar dişten destek alan çalışmalarda 1. moların kaçınılmaz mesial hareketinden dolayı ölçümlerin güvenilir olmadığı belirtilmiştir (6). Bu nedenle çalışmamızda hem ölçüm hatasına sebep olmamak hem de ankraj gereksinimi maksimum olduğu için kanin distalizasyonu mini vida (Aarhus Screw, Medicon, Tuttlingen, Germany) destekli yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda çapı 1.5 mm'den daha büyük olan mini vidaların, 1-1.2 mm çaplarındaki vidalara göre daha başarılı olduğu; 8 mm ve daha uzun mini vidaların ise stabilitelerinin kısa mini vidalara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir (247, 248). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kliniğimizde de rutin olarak kullandığımız 1.6 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki mini vidaların kullanımı tercih edilmiştir. Mini vidaların yerleşim yeri Schnelle ve ark.'nın da maksiller arkta güvenli yerleşim için önerdiği şekilde üst çene 1. molar ve 2. premolar dişlerin kökleri arasına bukkal bölgeye uygulanmıştır (249). Mini vidaların uygulanması sırasında komşu dişlerin köklerine temas riskini azaltmak, mini vida yüzeyi ile kortikal kemik arasındaki temas yüzeyini artırarak stabiliteyi arttırmak amacıyla mini vidaların 60° ile 70° arasında bir açıyla yerleştirilmesi önerilmiştir (250). Çalışmamızda mini vidalar literatürde belirtildiği gibi yaklaşık 60° derecelik açıyla yapışık diş eti sınırları içerisinde yerleştirilmiştir.

Mini vidalara kuvvet uygulama zamanı ile ilgili literatürde birçok farklı görüş bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar 50 g. kuvvet uygulamasıyla başlanmasını ve başlangıç iyileşmesinden sonra kuvvetin arttırılmasını önermiştir (251, 252). Ancak son zamanlarda mini vidaya hemen veya erken kuvvet uygulamanın mini vida başarısına etkileri, uygulama kolaylığı sağlaması bakımından birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Bu çalışmalarda mini vidaların primer stabilitesinin yani mekanik retansiyonunun normal ortodontik kuvvetlere yeterli olacağı ve bu nedenle de bekleme süresine gerek olmadığı belirtilmiştir (252-255). Manni ve ark. (255), 150-250 g.'ı aşmayan kuvvet uygulamalarında mini vidaya kuvvet uygulamak için beklemeye gerek olmadığını belirtmiştir. Ayrıca, çalışmalarında hemen kuvvet uygulanmış vakalarda %94.9 başarı, gecikmiş kuvvet uygulanmış vakalarda ise %78 başarı elde edilerek erken kuvvet uygulamanın mini vida başarısına anlamlı miktarda



olumlu katkıda bulunduğunu belirtmişlerdir. Crismani ve ark. (256) da 200 g.'a kadar kuvvet uygulamalarında hemen veya erken kuvvet uygulamalarının mümkün olduğunu ve iyileşme amaçlı daha uzun süre beklemenin stabiliteye ek bir fayda sağlamayacağını belirtmiştir. Bu bilgiler desteğinde çalışmamızda distalizasyon kuvveti mini vida uygulaması ile aynı seansta 150 g.'ı aşmayacak şekilde uygulanmıştır.

Çalışma yöntemi olarak, bireysel biyolojik çeşitliliği önlemek için split-mouth yöntem kullanılmıştır (257). Ortodontik diş hareketini hızlandırma yöntemlerinin kanin distalizasyonu boyunca klinik olarak incelendiği birçok çalışmada da split-mouth yöntemin kullanıldığı görülmüştür (56, 68, 113). Ancak mekanik titreşim uygulamasının diş hareket hızı üzerine etkisini klinik olarak split-mouth yöntemle inceleyen bir çalışmaya henüz rastlanmamıştır.

Ortodontik diş hareketini hızlandırma yöntemlerinin kanin dişin distalizasyonu ile değerlendirildiği çalışmalarda diş hareket miktarının ölçümünde farklı yöntemler kullanıldığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda kanin dişin braketinin distal kenarı ile 1. molar dişin mesial kenarı arası mesafenin azalma miktarı ölçülmüştür (105, 258). Ortodontik kuvvetlerin etkisiyle 1. moların da hareket edeceği göz önünde tutularak bu yöntem güvenilir bulunmamıştır ve bu çalışmalarda buna ek olarak ankraj kaybı miktarının belirtilmemesi eksiklik olarak gösterilmiştir (6). Mini vida gibi kesin ankraj unsuru varlığında ise kanin braketinin mesial kenarı ile mini vidanın distal kenarı arası mesafenin azalma miktarı ölçülerek diş hareket miktarının belirlenmesinin güvenilir olacağı belirtilmiştir (6, 100). Bazı çalışmalarda ise kanin dişin orta noktası ile 1. molar dişin en mesial servikal noktası arası mesafe alçı modeller üzerinde dijital kalibrasyon ile ölçülmüştür (95, 259). Bu yöntemde de kesin ankraj unsuru kullanılmadığı takdirde 1. molar diş hareketinin olabileceği ve bu nedenle bu ölçümün güvenilir olamayacağı belirtilmiştir (6).

Aboul ve ark. (68), çalışmasında üçüncü ruganın medial noktalarını referans noktası olarak kullanmıştır. Kanin dişin hareket miktarı dental modeller üzerinde üçüncü ruga referans alınarak dişin başlangıç ve son konumu ölçülerek hesaplanmıştır. Üçüncü ruga tedavi boyunca stabil kaldığı için bu yöntem güvenilir sayılmıştır (6, 204). Sousa ve ark. (106), çalışmasında referans olarak interinsizal

papillary olarak kanin dişin insizal tepesi ile arasındaki mesafe azalmasını kullanarak diş hareket miktarını ölçmüştür. Bu yöntemde kanin dişin gerçek hareket yolu ile ölçülen mesafe açılı olduğu için güvenilir bulunmamıştır (6).

Seri alınan 3B dijital modellerin palatinal yüzey üzerinde karşılaştırılarak diş hareketinin ölçüldüğü ve bu karşılaştırma yönteminin 2B sefalometrik ölçümler kullanılarak güvenilirliğini gösteren çalışmalar yapılmıştır. Sonuç olarak iki ölçüm yöntemi arasında anlamlı farklılık olmadığı belirtilmiştir (164, 208). Ankraj amaçlı kullanılan mini vidalar da dijital modellerin karşılaştırılmasında stabil referans yapı olarak kullanılabilir de sınırlı endikasyon taşımaktadır (173). Bu nedenle palatal ruganın başka referans yapılar kullanılarak stabilitesinin araştırılmaya devam edilmesi gerektiği belirtilmektedir (173, 174, 209). Bununla beraber literatürde seri 3B dijital modellerin palatal ruga bölgesinde karşılaştırılması tekniği ile diş hareket miktarı ölçümünün yapıldığı birçok çalışma vardır (84, 173, 174, 199, 208-211). Chen ve ark. (199), erişkin çekimli vakalarda seri maksiller dental modellerin karşılaştırılmasında stabil ve tekrarlanabilir bir referans alan saptayabilmek amaçlı bir çalışma yapmıştır. Çalışma sonucunda ise erişkin hastalarda ortodontik diş hareketinin değerlendirilmesinde üçüncü ruganın 2/3 medial kısmının ve bölgesel palatal kubbe sırtının 3B dijital modellerin karşılaştırılmasında stabil referans yapılar olarak kullanılabilirliğini belirtmiştir.

Yeni bir teknolojik yaklaşım olarak maksiller modellerin eş damak kubbeleri üzerinde *best-fit* matematiksel yöntemle karşılaştırılmasının oldukça kesin ve güvenilir sonuçlar verdiği ve diş hareketinin üç boyutlu değerlendirilmesine olanak sağladığı gösterilmiştir (173, 209, 210). Çalışmamıza benzer şekilde Li ve ark. (211), maksiller kanin distalizasyonu yaptıkları split-mouth çalışmalarında diş hareket miktarını değerlendirirken 3B dijital model karşılaştırması yapmışlardır. Araştırmacılar karşılaştırmayı *best-fit* yöntem kullanarak palatal ruga bölgesinde tedaviyle en az değiştiği saptanan yüzeyler üzerinde yapmıştır. Çalışmalarının sonucunda kanin dişin hareketinin belirlenmesinde kullandıkları bu yöntemin, 3B diş hareketlerinin ölçümünde kullanılabilirliğini belirtmişlerdir. Aksakallı ve ark. (84), piezoinfizyon yönteminin diş hareket hızı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında kanin dişin distalizasyon miktarını seri alınan 3B dijital modellerin *best-fit* yöntemle palatal

ruga üzerinde çakıştırılması ile ölçmüşlerdir. Bilgisayar yazılımı olarak bizim de çalışmamızda kullandığımız Ortho Analyzer programını kullanmışlardır.

Çalışmamızda diş hareket miktarı maksiller kanin dişlerin distalizasyonu boyunca her 28 günde bir alınan 3B dijital modellerin bilgisayar ortamında çakıştırılması ile llmüştür. akıştırmayı sağlayan bilgisayar yazılımında hem nokta hem yüzey seçimi yapılabildiği için akıştırmanın güvenilirliği artmıştır. Buna göre palatal ruga üzerinde literatürle uyumlu olacak şekilde 3. ruginin medialinde belirgin üç nokta seçilmiş ve posterior dişlerin gingival kenarından en az 5 mm. uzaklıkta olacak şekilde palatal yüzey seçilmiştir. Oluşturulan palatal yüzeyin distal sınırı ise üst 2. molar dişlerin distalinden uzanan hayali sınırı geçmeyecek şekilde oluşturulmuştur (209). Bu prosedür 3B yüzey-yüzey eşleştirmede *best-fit* metot olarak dizayn edilmiş Ortho Analyzer bilgisayar yazılımı ile yapılmıştır. Çakıştırılan modellerde literatürle uyumlu olacak şekilde referans olarak kanin dişlerin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe farkı her segment için ayrı ayrı olacak şekilde diş hareket miktarı llmüştür. Tüberkül tepesi aşınmış dişlerde insizaldeki en sivri nokta işaretlenmiş ve çakıştırılan her iki modelde de aynı noktanın seçilmesine dikkat edilmiştir (208, 214).

Çalışmamız boyunca karşılaşılan sorunlar ve çözümleri genel olarak değerlendirildiğinde 3 aylık çalışma süresince mini vidalarda stabilite açısından başarısızlıkla karşılaşılmamış ve mini vida kaybı olmamıştır. Mini vidaların uygulandığı yerin güvenilir ve aynı zamanda klinikte en sık uygulama bölgelerinden biri olması sebebiyle en çok tecrübe edilen bölge olması, mini vida çapı ve uzunluğunun yeterli olması, mini vidaların uygun teknikle yerleştirilmesi gibi sebepler başarıda etkili olmuş olabilir. Ayrıca alışma süresinin 3 ay gibi kısa bir süre olması, uygulanan kuvvetin 150 g.'lık düşük bir kuvvet olması ve tedaviye ağız hijyeni iyi olan hastaların dahil edilmiş olması da başarıyı olumlu etkilemiş olabilir. Mini vida stabilitesi yanında AcceleDent aygıtının mikroilemci özelliği kullanılarak hastaların kullanım talimatına uyumları da her ay kontrolünde değerlendirilmiş ve hastaların aygıtta olan uyumlarının oldukça yüksek olduğu gözlenmiştir. Sadece bir hasta aygıtı %30 gibi düşük bir oranda kullanmış ve bu hasta %50'nin altında kullanımla çalışmadan çıkarılmıştır. Başka bir hasta çalışmaya dahil edilerek toplam

hasta sayısı korunmuştur. Kau ve ark. (18), yaptıkları çalışmada hastaların AcceleDent aygıtı ile olan uyumunun 6 aylık süreçte %67 olduğunu göstermiştir. Bizim çalışmamızda 3 aylık süreçte toplam uyumun %89,05 olduğu ve uyumun her ay giderek arttığı görülmüştür. Hastalar aygıt kullanımının hekimleri tarafından bilgisayarda gözleneceğini bildikleri için ve tedavi başında tedaviye uyumlu olacağı düşünülen hastalar çalışmaya dahil edildiği için aygıt kullanım yüzdesinin yüksek çıktığı düşünülmektedir. Çalışmamızda T2-T3 zaman aralığında kullanım yüzdesiyle diş hareket miktarı arasında pozitif korelasyon olduğu görülmüştür. Buna göre hastaların aygıtı %90'nın üzerinde kullanmaları halinde diş hareket hızında artış olabileceği düşünülmüştür.

Mekanik titreşimle ilgili araştırmalar hayvan çalışmaları ile başlamıştır ve günümüzde de hala devam etmektedir. Maymunlarda yapılan bir çalışmada, titreşim kuvvetleri her gün 1.5 saat olacak şekilde 3 hafta uygulanmıştır. Sonuç olarak, statik kuvvet uygulananlara göre 1.3-1.4 kat daha fazla, yani yaklaşık %25-30 daha hızlı diş hareketi saptanmıştır (23). Darendeliler ve ark.'nın (134) ratlar üzerinde yaptığı çalışmada, atımlı elektromanyetik alanla indüklenmiş 30 Hz frekans değerinde mekanik titreşim kullanılmış ve ortodontik kuvvetle beraber titreşim uygulamasının diş hareketini hızlandırabileceği gösterilmiştir. Nishimura ve ark. (21) ortodontik diş hareketi boyunca titreşim uygulayarak PDL'deki hücresel aktivitenin artırılacağı ve böylece diş hareket hızının da artacağı yönünde hipotez kurarak bir çalışma gerçekleştirmiştir. Yaptıkları çalışmada ratların 1. molar dişine Ni-Ti ekspansiyon springi yerleştirilerek, bu dişlere 21 gün boyunca, her gün günde 8 dk., 60 Hz değerinde titreşim uygulanmıştır. Sonuç olarak sadece statik kuvvetlerin uygulandığı kontrol grubuna göre deney grubunda yaklaşık olarak %15 daha fazla diş hareketi olduğu; PDL içinde osteoklastların, fibroblastların içinde RANKL salgısının arttığı gözlenmiştir. RANKL'in ise osteoklast formasyonu, fonksiyonu ve oluşumu için gerekli olduğu bilinmektedir (21). Liu ve ark. (260) farelerde 1. molar dişler üzerine 20 g. kuvvet uygulayan omega şekilli bir Ni-Ti ekspansiyon aygıtı kullanmış ve ek olarak 4 Hz değerinde mekanik titreşimi günde 20 dk. olacak şekilde 1. moların oklüzal yüzeyine dik olarak uygulamıştır. Bu uygulama üç günde bir olmak üzere toplam 7 kere tekrarlanmıştır. Sakrifiye edilen farelerin çenelerinden alınan mikro-BT ile yapılan inceleme sonucu, titreşim alan farelerin diş hareketinin %40 oranında

daha fazla olduğu gözlenmiştir. Tavşanlarda split-mouth dizayn kullanarak, 60 g. ortodontik kuvvete ek olarak 113 Hz frekansta mekanik titreşimin (Hummingbird Oral-B, USA), 22 gün boyunca günde 10 dk. ve haftada 3 kez olmak üzere uygulandığı bir çalışmada mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareketini hızlandırdığı belirtilmiştir (19). Sürekli kuvvetlere ek olarak (sabit ortodontik tedavide olduğu gibi) 20 g. kuvvet ve 0.2-1 Hz frekans değerindeki titreşimin de günlük 20 dk. uygulanmasıyla diş hareketinin hızlandırıldığı gösterilmiştir (136, 137). Çalışmamızda hem kontrol tarafında hem de AcceleDent uygulanan tarafta her üç farklı zaman aralığında (T0-T1, T1-T2, T2-T3) ve toplam 3 aylık sürede (T0-T3) diş hareket hızında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadığı için diş hareket hızının arttığını belirten bu hayvan çalışmalarının sonuçları ile bizim sonuçlarımız tutarlılık göstermemektedir. Bunun nedenleri olarak yapılan bu hayvan çalışmalarında araştırma protokollerindeki çok büyük farklılıklar, kullanılan farklı frekans ve amplitüd değerleri, kullanım sürelerinin farklı olması, uygulanan ortodontik kuvvet değerlerinin farklılık göstermesi ve hatta bazı araştırmalarda bu değerlerden hiç bahsedilmemesi, araştırmalarda değişik hayvan cinslerinin kullanımının yarattığı farklar sayılabilir. Yapılan bu çalışmalarda titreşim stimülasyon uygulamasına ait standart bir protokol uygulaması bulunmamaktadır.

Kalajzic ve ark. (135) mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisini ratlar üzerinde inceledikleri çalışmalarında, mekanik titreşim aygıtı olarak bir elektromekanik uyarıcı aygıt kullanmışlardır. Bu çalışmada iki ayrı frekans değerinde titreşim (30 Hz ve 60 Hz) 25 g. değerinde ortodontik kuvvete ek olarak uygulanmıştır. Titreşim uygulaması 14 günlük çalışma süresi boyunca haftada 2 kez olmak üzere günde 10 dk. uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda önceki araştırma sonuçlarından oldukça farklı bir sonuç çıkmıştır. 30 Hz frekans uygulanan grupta diş hareket hızında artıştan ziyade anlamlı miktarda azalma (%50) gözlenmiş ve bununla beraber anlamlı miktarda apoptotik hücre sayısında artış görülmüştür. Bu çalışma araştırmacı tarafından pilot çalışma olarak düşünülüp çalışma farklı bir şekilde tekrar yürütülmüştür. Yine ratlar üzerinde diğer parametreler aynı kalmak üzere 0.4 g. kuvvetle 30 Hz frekans titreşim uygulanmıştır. Elde edilen bulgular yine doğal süreci inhibe edici yönde olmuştur. Sonuç olarak 30 Hz frekansta mekanik titreşim uygulanmasıyla diş hareket miktarında ciddi bir azalma olduğu gösterilmiştir.

Çalışma sonucu olarak titreşimin diş hareketi üzerine etkisinin hem doza hem de frekansa bağımlı olabileceği belirtilmiştir. Ayrıca hayvan çalışmalarının sonuçları direkt olarak insanlara yansıtılamamakla beraber; yine de titreşim uygulamalarının ortodontide tedbirli kullanılması gerektiği ve bu nedenle mekanik titreşimin diş hareketi üzerine etkisinin değerlendirilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu belirtilmiştir. Araştırmacı tarafından mekanik titreşimin diş hareketini inhibe etmesinin olası nedenleri olarak iki sebep öne sürülmüştür. Bunlardan biri periodontal fibrillerin organizasyonunun titreşimle bozulabileceği varsayımdır. Diğeri ise, 30 Hz frekansta titreşimin normal şartlarda gerçekleşecek kemik formasyonu ve osteoklastogenezisi inhibe etmiş olabileceğidir. Bu çalışmada kullanılan 30 Hz frekans değeri AcceleDent aygıtı ile aynı frekans değeridir. Dolayısıyla bu çalışma aslında AcceleDent ile titreşim uygulamalarının klinikte rutin kullanıma geçilmeden önce tedbirli olunması ve daha fazla araştırma yapılması gerekliliğini öne sürmesi açısından önemlidir. Bizim çalışma sonucumuzda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmamakla beraber, ikinci ve üçüncü ayda diş hareket miktarı AcceleDent tarafında kontrol tarafına göre daha az olmuştur. Bu duruma Kalajzic ve ark.'nın belirttiği gibi periodontal fibrillerin organizasyonunun titreşimsel stimulyasyonla bozulması veya 30 Hz frekansta titreşimin normal şartlarda gerçekleşecek kemik formasyonu ve osteoklastogenezisi inhibe etmesi yol açmış olabilir. Ancak çalışmamızda histolojik veya biyokimyasal verilerin olmaması bu nedenlere sadece varsayımla yaklaşmamıza sebep olmuştur.

Rummel ve ark. (22), mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisini değerlendirmek amaçlı mikro-BT ile fareler üzerinde bir pilot çalışma yapmıştır. 36 fare; spring/titreşim, sadece spring, sadece titreşim ve kontrol grubu olmak üzere 4 gruba ayrılmıştır. Kuvvet aygıtı olarak 20 g. kuvvet veren bir Ni-Ti spring maksiller 1. molar dişler arasına yerleştirilmiştir. Sol maksiller 1. molar dişe, 21 günlük çalışma sürecinde, her 3 günde bir olmak üzere mekanik titreşim (4Hz frekans, 20 mikron yer değişimde, 5 dk) uygulanmıştır. Çalışma sonunda spring ve spring/titreşim gruplarında diğeri iki gruba kıyasla anlamlı miktarda ortodontik diş hareketi olduğu gözlenmiştir. Spring ve spring/titreşim grupları arasındaki farklılıklar ise anlamlı bulunmamıştır. Yadav ve ark. ise (24) mekanik titreşimin farklı frekanslarda kullanımının (5 Hz, 10 Hz, 20 Hz) ortodontik diş hareketi hızı

üzerine etkisini ratlar üzerinde incelediği çalışmasında, Rummel ve ark. (22) ile benzer şekilde düşük frekans mekanik titreşim uygulamasının kontrol grubuyla kıyaslayınca diş hareket hızında anlamlı bir farklılık yaratmadığını göstermiştir. Ayrıca mekanik titreşim uygulaması ile osteoklast sayısında azalma olduğunu belirtmiştir. Araştırmacı Liu ve ark. (260) ile Nishimura ve ark.'nın (21) çalışmalarına zıt bir sonuç elde etmiş olmasının olası sebebini, bu araştırmacıların çalışmalarında farklı diş hareket modeli kullanmış olmalarına bağlamıştır. Nishimura ve ark. ile Liu ve ark. çalışmalarında kuvvet kaynağı olarak transpalatal genişletme springleri kullanırken, Yadav ve ark. (24), Ni-Ti yay springleri kullanarak mesial yönlü kuvvet uygulanmasını sağlamıştır. Yadav ve ark. (24) transpalatal modelde diş hareketindeki artışın hem iskeletsel hem de dişsel olabileceğini belirtmiştir. Bu nedenle araştırmacı çalışmasında alveoler kemik gelişimi tamamlanmış erişkin ratları seçtiklerini ve bu nedenle sadece dental etkileri gözlediklerini belirtmiştir. Ayrıca mekanik titreşim uygulaması ile hem kontrol hem de deney gruplarında kemik yoğunluğunda artış eğilimi olduğunu göstermiştir. Benzer sonuçların Kalajzic ve ark.'nın (135) çalışmasında da gözlemlendiğini belirtmiştir. Araştırmacı, bunun olası sebebini osteoklastogenezisin mekanik titreşimle inhibe edilmesi olarak göstermiştir. Bizim bulgularımız düşük frekans mekanik titreşim uygulamasının diş hareket hızında anlamlı bir farklılık yaratmadığını belirten Rummel ve ark. (22) ile Yadav ve ark.'nın (24) çalışma sonuçları ile tutarlılık göstermektedir.

Vij ve Mao (127), mekanik titreşimin (4 Hz) sutural gelişime sebep olabileceğini belirtmiştir. Alikhani ve ark. (56), yüksek frekansta titreşim uygulamalarıyla hızlandırmanın alveoler kemik oluşumunu anlamlı miktarda artırdığını göstermiştir. Rubin ve ark. (122-124) ile Xie ve ark. (261) tüm vücut titreşim uygulamalarını tibia üzerinde kullandıkları çalışmalarında Yadav ve ark. (24) ile benzer şekilde osteoklast aktivitesinde azalma olduğunu göstermişler ve bunu kemik stromal hücrelerinde RANKL salınımının inhibisyonuna bağlamışlardır. Ratlarda yapılan bir başka çalışmada da yüksek frekansta ve düşük degerde (35 Hz, 0.3 g) titreşimin RANKL-indüklenmiş osteoklast differansiyasyonunu inhibe ettiği bulunmuştur (139). Çalışmamızda biyokimyasal inceleme yapılmadığı için osteoklast aktivitesindeki değişim gözlenememiştir. Ancak bulgularımızın sebebi olarak

arařtırmacıların bahsettiđi řekilde titreřim uygulamasının alveoler kemikteki anabolik etkisi ile osteoklast aktivitesini azaltma etkisi olduđu dűřünűlebilir.

Literatűrde mekanik titreřimin ortodontik diř hareketi űzerine etkisinin klinik olarak incelendiđi çalıřmalar az sayıdadır. Bu klinik çalıřmalarda mekanik titreřimin diř hareket hızı űzerine etkisi ortodontik tedavinin sıralama-seviyeleme fazında veya kanin diřin distalizasyonu gibi bořluk kapatma fazında meydana gelen diř hareket miktarı ۆlűlerek yapılmıřtır (18, 148, 213, 219, 220).

Çalıřmamızda ilk ay (T0-T1) her iki tarafta aynı miktarda diř hareketi olurken, bu miktarın ikinci ayda azaldıđı gűrűlműřtűr. Bu bulgular diř hareket hızını kanin distalizasyonu sırasında elektrikli diř fırçası kullanarak deđerlendiren Leethanakul ve ark. (220), piezoinisizyonla deđerlendiren Aksakallı ve ark. (84), kortikotomi ile deđerlendiren Aboul ve ark. (68), lazer ile deđerlendiren Sousa ve ark.'nın (106) bulguları ile uyumludur. Bu çalıřmalarda ilk ayda elde edilen diř hareket miktarı ikinci ayda azalma gűstermiřtir. Arařtırmacılar bu durumu diř hareketinde meydana gelen duraklama fazına benzer bir durum olarak deđerlendirmiřlerdir.

Kau ve ark. (18), AcceleDent aygıtının kullanıldığı ancak kontrol grubu içermeyen bir klinik çalışma yapmışlardır. alışmalarında, hastalara ortodontik tedavilerine ek olarak 6 ay boyunca gűnde 20 dk. AcceleDent aygıtı kullanırılmıştır. Sonuç olarak, toplam diř hareket miktarının mandibuler arkta ayda 2.1 mm; maksiller arkta ise ayda 3 mm olduğu bulunmuştur. Kontrol grubu bulunmadığı için bulunan bu değerler, diř hareket miktarının ortalama ayda 1 mm olduğu gűz ۆnűne alınarak değerlendirilmiş ve buna gűre diř hareketinin anlamlı miktarda hızlandığı belirtilmiştir. Bu bulgular çalışma sonuçlarımızla uyumlu değerildir. Bu uyumsuzluk bu çalışmanın kontrol grubu içermemesi ve dolayısıyla bireysel farklılıklar gűzetilmeksizin aylık diř hareketinin literatűrde varsayılan ortalama diř hareket miktarına gűre sonuçlandırılması (1mm/ay), 14 hasta gibi az sayıda ۆrnek içermesi, bazı hastalarda seviyelemede bazı hastalarda ise çekim boşluğu kapatılırken oluşan diř hareket miktarının ۆlűlmesi ile standart ۆlűm yۆntemi kullanılmaması, çalışmayı oluşturan hastaların yař aralığının çok geniş olması (en yaşlı 56,6 yıl; en genç 12,1 yıl) gibi sebeplerden kaynaklanmış olabilir.



Pavlin ve ark. (213), prospektif, randomize ve kontrol grubu içeren çalışmada sabit tedavinin başından itibaren ve kanin distalizasyonu boyunca deney grubunda AcceleDent aygıtını kullanmıştır. Kanin distalizasyonu için 180 g. kuvvet uygulanmıştır. Sonuç olarak kontrol grubunda 0.79 mm/ay; deney grubunda ise 1.16 mm/ay diş hareketi olduğu saptanmış ve AcceleDent aygıtıyla diş hareketinin %48.1 arttığını bulmuşlardır. Ayrıca 12-19 ve 20-40 yaş gruplarının randomize dahil edildiği çalışmalarında kontrol ve AcceleDent grupları arasında yaş açısından farklılık görülmediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda T0-T1 ile T0-T3 zaman aralıklarında yaş ile diş hareket miktarı arasında anlamlı ölçüde negatif korelasyon saptanmıştır. Buna göre bu zaman aralıklarında yaş ortalaması azaldıkça oluşan ortalama diş hareket miktarı anlamlı miktarda artmıştır. Diğer zaman aralıklarında da negatif korelasyon saptanmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bunun nedeni çalışmamıza daha düşük yaş ortalaması olan bireylerin dahil edilmiş olması ve split-mouth yöntem kullanılması olabilir. Çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmada AcceleDent aygıtı tedavinin başından itibaren yani sıralama-seviyeleme aşamasında da kullanılmıştır. Ayrıca diş hareket miktarının ölçümü dijital kalibrasyonla mini vida ve kanin diş braketinin hooku arasında oklüzal düzleme paralel olarak dijital kalibrasyonla direkt olarak yapılmıştır. Ayrıca alt grupların bir kısmında 0.018 inç SS telde tek başına kanin distalizasyonu yapılırken bir kısmında ise 0.019×0.025 inç SS ark telinde en mass retraksiyon yapılmıştır. Dolayısıyla kanin distalizasyon tekniğinde bir standardizasyon oluşturulmamıştır. Yukarıda belirtilen teknik ve yöntem farklılıkları ile diş hareket ölçüm tekniğindeki farklılıklar gibi sebeplerle çalışma sonuçlarımız Pavlin ve ark. ile uyumlu çıkmamış olabilir.

Deney tarafında ortodontik kuvvete ek olarak 125 Hz frekansta titreşim sağlayan elektrikli diş fırçası ile yapılan split-mouth bir çalışmada kanin dişin hareketi ölçülerek titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisine bakılmıştır. Aynı zamanda diş eti oluşu sıvısında IL-1 $\beta$  seviyesine de bakılmıştır. Kontralateral kontrol tarafına ise sadece ortodontik kuvvet uygulanmıştır. Deney tarafında elektrikli fırça kullanımı, kanin diş kuvvet uygulanmasından bir ay sonra günde 15 dk. olarak uygulanmıştır. Aylık kanin diş hareketine bakılarak ortaya çıkan sonuçlarda titreşimin uygulanmaya başlanmadığı ilk ay boyunca (T1) her iki tarafta aynı

miktarda diş hareketi gözlenirken, uygulama yapılan 2. (T2) ve 3. ayda (T3) ise toplam diş hareket miktarı deney tarafında (2.85 mm) kontrol tarafına (1.77 mm) göre daha fazla bulunmuştur. T1-T2 arasındaki artışın (titreşimin uygulanmaya başlandığı ay) ise T2-T3'e göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (220). Ayrıca ortodontik tedaviye ek olarak titreşim stimülasyonunun diş eti oluşu sıvısında IL-1 $\beta$  seviyesini arttırdığı görülmüştür. Diş hareketindeki artış IL-1 $\beta$  seviyesindeki artışa bağlı olarak kemik rezorpsiyon aktivitesindeki artışa bağlanmıştır. Bu bulgular ise bizim bulgularımızla tutarlılık göstermemektedir. Bu tutarsızlık kullanılan farklı mekanik titreşim aygıtının farklı frekansta titreşim üretmesi (125 Hz), ortodontik diş hareketi için farklı değerlerde ve çok hafif bir kuvvet uygulanmış olması (60 g), uygulama süresinin farklı olması (günde 15 dk), gözlem süresinin 2 ay olması gibi faktörler nedeniyle olabilir.

Woodhouse ve ark. (219), mekanik titreşimin ortodontik tedavinin seviyeleme aşamasında diş hareket hızı üzerine etkisini incelediği bir prospektif çalışma yapmıştır. Çalışmada titreşim aygıtı olarak AcceleDent kullanılmıştır. Mandibuler arkta Little'in düzensizlik indeksi kullanılarak yapılan çalışmada AcceleDent grubu, taklit aygıt kullanılan grup ve sadece sabit tedavi uygulanan grup olmak üzere 3 grup oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda AcceleDent aygıtının başlangıç seviyeleme oranında artış sağlamadığı ve sabit tedavinin seviyeleme aşamasında süreyi kısaltmada etkisi olmadığı belirtilmiştir (219). Bu bulgular diş hareket hızında farklılık görülmemesi sebebiyle bizim bulgularımız ile tutarlılık göstermektedir. Woodhouse, AcceleDent ile yapılan ve anlamlı miktarda olumlu sonuçlar sunan çalışmalar karşısında, kendi çalışması ile mekanik titreşim uygulamasının klinik olarak gerçekten olumlu sonuçlarının olup olmadığını amaçladığını belirtmiş ve çalışmasını '*real world*' çalışma olarak adlandırmıştır.

AcceleDent aygıtı ile yapılan çalışmalar doğrultusunda başka bir firma AcceleDent aygıtına benzer olacak şekilde başka bir aygıt üretmiştir. Bu aygıt 'Diş Masajı-Tooth Masseur' adıyla çok daha düşük fiyatla piyasaya sürülmüş ve kullanımıyla ortodontik diş hareketiyle ilişkili ağrı düzeyinde azalma olduğu iddia edilmiştir. Bu aygıt 111 Hz frekansta ve 0.06 N (~6.1 g) kuvvetle AcceleDent aygıtından farklılık göstermiştir (148). Bu diş masaj aygıtının ağrıyı hafifletmenin

yanında diş hareket hızına etkisi de merak uyandırmıştır. Miles ve ark. (148) tarafından yapılan prospektif ve randomize bir klinik çalışmada hastalara ortodontik tedaviye ek olarak bu aygıt, AcceleDent aygıtının kullanım talimatında olduğu gibi, günde 20 dk. kullandırılmıştır. Alt keser dişlerde seviyeleme sırasında oluşan diş hareket miktarı Little düzensizlik indeksine göre hesaplanmıştır. Araştırmanın sonucunda, bu aygıtın en azından bu frekans değerlerinde diş hareket hızı üzerinde etkisiz olduğu ve klinik olarak bir avantaj içermediği belirtilmiştir (148). Çalışmada AcceleDent'ten farklı frekansta ve kuvvet değerinde titreşim uygulayan bir aygıt kullanılmış olması (111 Hz, 0.06 N), diş hareket miktarına seviyeleme aşamasında bakılması ve dolayısıyla farklı ölçüm yöntemi kullanılması gibi çalışmamıza kıyasla materyal ve metot farkları olmakla beraber sonuçları bizim bulgularımızla tutarlılık göstermektedir.

Çalışmamızın, histolojik bulgularının olmaması sebebiyle sadece kantitatif bilgiden oluşması ve daha önceden yapılan klinik çalışmalarla arasında direkt bir karşılaştırmanın yapılamaması gibi limitasyonları bulunmaktadır. Mevcut klinik çalışmaların az sayıda olması, bu çalışmalarda kullanılan çeşitli mekanik titreşim aygıtlarına bağlı olarak farklı frekans ve kuvvet değerlerinin olması, çalışma yöntemlerinde ve diş hareket miktarının ölçüm yöntemlerinde görülen farklılıklar gibi çeşitli faktörler nedeniyle direkt karşılaştırmanın yapılması sınırlı olmuştur. Mekanik titreşime cevap olarak gelişen biyolojik olayları anlayabilmek ve uygulanması gereken optimal kuvveti, frekansı ve süreyi belirleyebilmek için daha uzun takip içeren histolojik çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelendiği çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Başlangıç hipotezimiz doğrulanmıştır. Tüm zaman aralıklarında (T0-T1, T1-T2, T2-T3 ve T0-T3) meydana gelen diş hareket miktarı açısından AcceleDent uygulanan taraf ile uygulanmayan kontrol tarafı arasında farklılık saptanmamıştır.
2. Ortalama diş hareket miktarının T0-T1 zaman aralığında her iki taraf için benzer olduğu görülmüş; ancak T1-T2, T2-T3 ve T0-T3 zaman aralıklarında AcceleDent uygulanan tarafta, kontrol tarafına göre istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha az diş hareketi olduğu saptanmıştır.
3. Yaş ortalaması azaldıkça T0-T1 ile T0-T3 zaman aralıklarında oluşan ortalama diş hareket miktarı artış göstermiştir. Diğer zaman aralıklarında da negatif korelasyon saptanmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
4. Üç ay boyunca hastaların aygıtı kullanım yüzdesinde cinsiyetten bağımsız olarak artış olduğu saptanmıştır.
5. Dijital sistemlerin ve yazılım programlarının yaygınlaşması ve maliyetinin düşmesi ile diş hareketlerinin üç boyuttaki değişimlerinin klinik değerlendirilmesinde bu sistemlerin rutin kullanımı önerilebilir.
6. Mekanik titreşim uygulamaları klinik olarak rutin kullanıma geçmeden önce bu fiziksel yöntemin etkileri hakkında daha çok araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.
7. Diş hareketini hızlandırma yöntemlerini uygulamadan önce seçilecek yöntem; güvenilirlik, etkinlik, invazivlik, hasta tarafından kabul edilebilirlik ve maliyet gibi özellikler yönünden değerlendirilmelidir.

## ÖZET

### **Mekanik Titreşimin Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkisinin İncelenmesi**

Bu çalışmanın amacı; non-invaziv fiziksel bir yöntem olan mekanik titreşim uygulamasının ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesidir.

Çalışmamızda mekanik titreşimin klinik olarak uygulanmasını sağlayan aygıt olarak FDA onaylı sınıf 2 medikal aygıt olan AcceleDent kullanılmıştır. Çalışmamıza Sınıf 2 bölüm 1 maloklüzyona sahip ve ortodontik tedavi planlaması gereği üst 1. premolar dişlerinin çekimi gereken 8 erkek, 12 kız olmak üzere 20 ortodonti hastası dahil edilmiştir. Çalışma yöntemi olarak split-mouth yöntem uygulanmıştır. Kanin distalizasyonundan hemen önce (T0), 1. ay kontrolde (T1), 2. ay kontrolde (T2) ve 3. ay (T3) kontrolde alınan 3B dijital modeller çalışma materyalimizi oluşturmuştur. Dijital modeller 3Shape TRIOS® R700 cihazı ile yapılan ağız içi taramalar ile elde edilmiştir. Ortho Analyzer bilgisayar programı kullanılarak bu dijital modeller palatal bölgede karşılaştırılmış ve kanin dişin distal hareket miktarı hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular SPSS 22.0 programı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Araştırmamızın sonuçlarına göre tüm zaman aralıklarında meydana gelen diş hareket miktarı açısından AcceleDent uygulanan taraflar ile uygulanmayan kontrol tarafları arasında farklılık yoktur. Yaş ile diş hareket miktarı arasında T0-T1 ve T0-T3 zamanlarında negatif korelasyon saptanmıştır. Üç ay boyunca hastaların aygıt kullanım yüzdesinde cinsiyetten bağımsız olarak anlamlı miktarda artış olmuştur. Aygıt kullanım yüzdesi ile diş hareket miktarı arasında T2-T3 zaman aralığında pozitif korelasyon saptanmıştır.

**Anahtar sözcükler:** Mekanik titreşim, ortodontik diş hareketi, üç boyutlu dijital model

## ABSTRACT

### **Evaluation The Effect Of Mechanical Vibration On The Rate Of Tooth Movement**

The aim of this study is to evaluate the effect of mechanical vibration, which is a non-invasive physical method, on the rate of orthodontic tooth movement.

In our study, AcceleDent that is a class 2 medical device with FDA approval was used to apply mechanical vibration clinically. Twenty patients (8 boys and 12 girls) who had Class 2 division 1 malocclusion and need upper 1. premolar extractions as a treatment modality were included to the study. Split-mouth design was applied as a study method. 3D digital models that were taken just before canine distalization (T0), at first month control (T1), at second month control (T2) and at third month control (T3) constituted our study materials. Digital models were obtained with intraoral scans that were performed with 3Shape TRIOS<sup>®</sup> R700 device. Canine tooth distal movement rate was measured by superimposing the digital models on palatal area by using Ortho Analyzer software programe. The findings were evaluated with SPSS 22.0 programe.

According to our results, there were no differences between AcceleDent applied sides and control sides in terms of tooth movement rate at all time periods. Negative correlation was determined between age and tooth movement rate at T0-T1 and T0-T3 time periods. The increase of device use percentage was significant, independent from gender during 3 months. Positive correlation was determined between device use percentage and tooth movement rate at T2-T3 time period.

**Key words:** Mechanical vibration, orthodontic tooth movement, three-dimensional digital model

## KAYNAKLAR

1. Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *The Angle Orthodontist*. 1964; 34(4): 244-255.
2. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist* 2003; 73(1): 86-92.
3. Ülgen M. *Ortodontik Tedavi Prensipleri*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003; 161-196.
4. Fink DF, Smith RJ. The duration of orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992; 102(1): 45-51.
5. Fisher MA, Wenger RM, Hans MG. Pretreatment characteristics associated with orthodontic treatment duration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 137(2): 178-186.
6. Long H, Pyakurel U, Wang Y, Liao L, Zhou Y, Lai W. Interventions for accelerating orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle Orthodontist* 2012; 83(1): 164-171.
7. Goulart CS, Nouer PRA, Mouramartins L, Garbin IU, Lizarelli RdFZ. Photoradiation and orthodontic movement: experimental study with canines. *Photomedicine and Laser Therapy* 2006; 24(2): 192-196.
8. Lew KK. Attitudes and perceptions of adults towards orthodontic treatment in an Asian community. *Community dentistry and oral epidemiology* 1993; 21(1): 31-35.
9. Bishara SE, Ostby AW. White spot lesions: formation, prevention, and treatment. In *Seminars in Orthodontics* 2008; 14(3): 174-182.
10. Pandis N, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T. External apical root resorption in patients treated with conventional and self-ligating brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 134(5): 646-651.
11. Turbill EA, Richmond S, Wright JL. The time-factor in orthodontics: What influences the duration of treatments in National Health Service practices? *Community dentistry and oral epidemiology*. 2001; 29(1): 62-72.
12. Shenava S, Nayak USK, Bhaskar V, Nayak A. Accelerated Orthodontics—A Review. *International Journal of Scientific Study* 2014; 1(5): 35-39.

13. Bartzela T, Türp JC, Motschall E, Maltha JC. Medication effects on the rate of orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009; 135(1): 16-26.
14. Collins MK, Sinclair PM. The local use of vitamin D to increase the rate of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1988; 94(4): 278-284.
15. Sekhavat AR, Mousavizadeh K, Pakshir HR, Aslani FS. Effect of misoprostol, a prostaglandin E 1 analog, on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2002; 122(5): 542-547.
16. Nimeri G, Kau CH, Abou-Kheir NS, Corona R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment-a frontier in orthodontics. *Prog Orthod.* 2013; 14: 42.
17. Kau CH, Kantarci A, Shaughnessy T, Vachiramom A, Santiwong P, de la Fuente A, Skrenes D, Ma D, Brawn P. Photobiomodulation accelerates orthodontic alignment in the early phase of treatment. *Prog Orthod.* 2013; 14: 30.
18. Kau CH, Nguyen JT, English JD. The clinical evaluation of a novel cyclical force generating device in orthodontics. *Orthodontic Practice US.* 2010; 1(1): 10-15.
19. Al-Sayagh NM, Salman DKA. The effect of mechanical vibration on the velocity of orthodontic tooth Movement. *International Journal of Enhanced Research in Science Technology & Engineering* 2014; 3(1): 284-291.
20. Kau CH. *Biotechnology in Orthodontics.* *Dentistry* 2012; 2: 108.
21. Nishimura M, Chiba M, Ohashi T, Sato M, Shimizu Y, Igarashi K, Mitani H. Periodontal tissue activation by vibration: intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 133(4): 572-583.
22. Rummel A. *Application of Mechanical Vibration to Modulate Orthodontic Tooth Movement (OTM) in Mice.* Marquette University, Master Thesis, Milwaukee, 2010; 1-78.
23. Shimizu Y. Movement of the lateral incisors in *Macaca fuscata* as loaded by a vibrating force. *Nihon Kyosei Shika Gakkai zasshi=The journal of Japan Orthodontic Society* 1986; 45(1): 56-72.
24. Yadav S, Dobie T, Assefnia A, Gupta H, Kalajzic Z, Nanda R. Effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2015; 148(3): 440-449.



25. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2014; 145(4): 65-73.
26. Bosio JA, Liu D. Moving teeth faster, better and painless: Is it possible? *Dental Press Journal of Orthodontics* 2010; 15(6): 14-17.
27. Chung S, Milligan M, Gong SG. Photobiostimulation as a modality to accelerate orthodontic tooth movement. In *Seminars in Orthodontics*; WB Saunders, 2015: 21(3): 195-202.
28. Dibart S, Surmenian J, David Sebaoun J, Montesani L. Rapid treatment of Class II malocclusion with piezocision: two case reports. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 2010; 30(5): 487.
29. Çağlaroğlu M. Farklı yöntemlerle uygulanan prostaglandin E2'nin diş hareketi ve kemik metabolizması üzerine etkilerinin histopatolojik olarak incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum 2006: 23-25.
30. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. Fifth ed. Canada: Elsevier Health Sciences, 2014.
31. Rodan GA, Yeh YC, Thompson DT. Prostaglandins and bone. In: Norton LA, Burstone C, eds. *The Biology of Orthodontic Tooth Movement*. Boca Raton, Fla: CRC Press. 1989.
32. Garlet TP, Coelho U, Silva JS, Garlet GP. Cytokine expression pattern in compression and tension sides of the periodontal ligament during orthodontic tooth movement in humans. *European journal of oral sciences* 2007; 115(5): 355-362.
33. Kale S. 1,25-Dihidroksikolekalsiferol ve PGE2 'nin Ortodontik Diş Hareketi Üzerindeki Etkilerinin Deneysel Olarak Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara 2002: 21-28.
34. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *American Journal Of Orthodontics* 1967; 53(10): 721-45.
35. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 1996; 110(1): 16-23.

36. Brudvik P, Rygh P. Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces. *European Journal of Orthodontics* 1994; 16(4): 265-274.
37. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In *Vistas in orthodontics*: Lea & Febiger Philadelphia: 1962; 197-213.
38. Nakamura K, Sahara N, Deguchi T. Temporal changes in the distribution and number of macrophage-lineage cells in the periodontal membrane of the rat molar in response to experimental tooth movement. *Archives of Oral Biology* 2001; 46(7): 593-607.
39. Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta Odontologica Scandinavica* 1973; 31(2): 109-122.
40. Maltha JC. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci.* 1999; 107: 468-474.
41. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *The European Journal of Orthodontics* 1996; 18(1): 141-150.
42. Von Böhl M, Maltha J, Von den Hoff H, Kuijpers-Jagtman AM. Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in beagle dogs. *The Angle Orthodontist* 2004; 74(1): 16-25.
43. Von Böhl M, Maltha JC, Von Den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 125(5): 615-623.
44. Bassett CAL, Becker RO. Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. *Science* 1962; 137(35): 1063-1064.
45. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the “pressure-tension” hypothesis. *American Journal Of Orthodontics* 1969; 55(1): 12-22.
46. Zengo AN, Bassett CAL, Pawluk RJ, Prountzos G. In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *American Journal Of Orthodontics.* 1974; 66(2): 130-139.
47. Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography* 1932; 18(4): 331-352.
48. Farrar JN. *A Treatise on the Irregularities of the Teeth and Their Correction: Including, with the Author's Practice, Other Current Methods*: De Vinne Press; 1888.

49. Grimm FM. Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. *American Journal Of Orthodontics* 1972; 62(4): 384-393.
50. Pollack SR, Salzstein R, Pienkowski D. The electric double layer in bone and its influence on stress-generated potentials. *Calcified Tissue International* 1984; 36(1): 77-81.
51. Zengo AN, Pawluk RJ, Bassett CAL. Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *American Journal Of Orthodontics* 1973; 64(1): 17-27.
52. DeAngelis V. Observations on the response of alveolar bone to orthodontic force. *American Journal Of Orthodontics* 1970; 58(3): 284-294.
53. Fleming PS, DiBiase AT, Lee RT. Self-ligating appliances: evolution or revolution. *Aust Orthod J.* 2008; 24: 41-49.
54. Krishnan V, Davidovitch Z. On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research* 2009; 88(7): 597-608.
55. Krishnan V, Davidovitch Ze. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006; 129(4): 469. e1-e32.
56. Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, Corpodian C, Barrera LM, Alansari S, Khoo E. Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2013; 144(5): 639-648.
57. Murphy KG, Wilcko MT, Wilcko WM, Ferguson DJ. Periodontal accelerated osteogenic orthodontics: a description of the surgical technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009; 67(10): 2160-2166.
58. Wilcko WM, Wilcko MT, Bouquot JE, Ferguson DJ. Accelerated orthodontics with alveolar reshaping. *Journal of Orthodontic Practice* 2000; 11: 63-70.
59. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: a review. *Henry Ford Hospital Medical Journal* 1983; 31(1): 3.
60. Lee W, Karapetyan G, Moats R, Yamashita DD, Moon HB, Ferguson DJ, Yen S. Corticotomy-/osteotomy-assisted tooth movement microCTs differ. *Journal Of Dental Research* 2008; 87(9): 861-867.
61. Wang L, Lee W, Lei D-l, Liu Y-p, Yamashita D-D, Yen SLK. Tissue responses in corticotomy-and osteotomy-assisted tooth movements in rats: histology and immunostaining. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009; 136(6): 770. e1-e11.

62. Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1959; 12(5): 515-529.
63. Wilcko WM, Wilcko T, Bouquot JE, Ferguson DJ. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry* 2001; 21: 9-19.
64. Wilcko MT, Wilcko WM, Bissada NF. An evidence-based analysis of periodontally accelerated orthodontic and osteogenic techniques: a synthesis of scientific perspectives. *Seminars in Orthodontics* 2008; 14: 305-316.
65. Wilcko MT, Wilcko WM, Pulver JJ, Bissada NF, Bouquot JE. Accelerated osteogenic orthodontics technique: a 1-stage surgically facilitated rapid orthodontic technique with alveolar augmentation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009; 67(10): 2149-2159.
66. Wilcko WM, Ferguson DJ, Bouquot JE, Wilcko MT. Rapid orthodontic decrowding with alveolar augmentation: case report. *World Journal of Orthodontics* 2003; 4(3): 197-205
67. Nazarov AD, Ferguson DJ, Wilcko WM, Wilcko MT. Improved orthodontic retention following corticotomy using ABO Objective Grading System. *J Dent Res.* 2004; 83: 26-44.
68. Aboul SMBE-D, El-Beialy AR, El-Sayed KMF, Selim EMN, El-Mangoury NH, Mostafa YA. Miniscrew implant-supported maxillary canine retraction with and without corticotomy-facilitated orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2011; 139(2): 252-259.
69. Baloul SS, Gerstenfeld LC, Morgan EF, Carvalho RS, Van Dyke TE, Kantarci A. Mechanism of action and morphologic changes in the alveolar bone in response to selective alveolar decortication–facilitated tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2011; 139(4): 83-101.
70. Sebaoun J-DM, Ferguson DJ, Wilcko MT, Wilcko WM. Corticotomie alvéolaire et traitements orthodontiques rapides. *L'Orthodontie Française.* 2007; 78(3): 217-225.
71. Binderman I, Gadban N, Bahar H, Herman A, Yaffe A. Commentary on: periodontally accelerated osteogenic orthodontics (PAOO)—a clinical dilemma. *International Orthodontics* 2010; 8(3): 268-277.
72. Liou EJW, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 1998; 114(4): 372-382.

73. Liou EJW. Distraction of the periodontal ligament: rapid canine retraction. Craniofacial distraction osteogenesis. Saint Louis: Mosby, 2001.
74. Harry MR, Sims MR. Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electron microscope study. *The Angle Orthodontist* 1982; 52(3): 235-258.
75. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1989; 96(5): 390-396.
76. Stenvik A, Mjo IA. Pulp and dentine reactions to experimental tooth intrusion: a histologic study of the initial changes. *American Journal Of Orthodontics* 1970; 57(4): 370-85.
77. Vardimon AD, Graber TM, Voss LR, Lenke J. Determinants controlling iatrogenic external root resorption and repair during and after palatal expansion. *The Angle Orthodontist* 1991; 61(2): 113-122.
78. Bilodeau JE. Dental distraction for an adult patient. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2003; 123(6): 683-689.
79. Bilodeau JE. Nonsurgical treatment with rapid mandibular canine retraction via periodontal ligament distraction in an adult with a Class III malocclusion. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2005; 128(3): 388-396.
80. Bilodeau JE, Morgan G. Traitement avec distraction dentaire d'un cas de Classe I adulte. *International Orthodontics* 2003; 1(3): 193-205.
81. Chung KR, Kim SH, Kook YA. Speedy surgical orthodontic treatment with skeletal anchorage in adults. Distraction osteogenesis of the facial bones Hamilton, Ontario, Canada: BC Decker, 2006.
82. Vercellotti T. Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva Stomatologica* 2004; 53(5): 207-214.
83. Vercellotti T, Podesta A. Orthodontic microsurgery: a new surgically guided technique for dental movement. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2007; 27(4): 325.
84. Aksakalli S, Calik B, Kara B, Ezirganhi S. Accelerated tooth movement with piezocision and its periodontal-transversal effects in patients with Class II malocclusion. *The Angle Orthodontist* 2015; DOI: 10.2319/012215-49.1
85. Nhane H, Sa IT. The effect of using piezocision technique in orthodontic tooth movement on the periodontal condition. *Egypt Dent J.* 2011; 57: 3047.

86. Sebaoun JD, Surmenian J, Dibart S. Accelerated orthodontic treatment with piezocision: a mini-invasive alternative to conventional corticotomies. *L'Orthodontie Francaise* 2011; 82(4): 311-319.
87. de Albuquerque Taddei SR, Andrade I, Queiroz-Junior CM, Garlet TP, Garlet GP, de Queiroz Cunha F, et al. Role of CCR2 in orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 141(2): 153-160.
88. Chumbley AB, Tuncay OC. The effect of indomethacin (an aspirin-like drug) on the rate of orthodontic tooth movement. *American Journal Of Orthodontics* 1986; 89(4): 312-314.
89. Jager A, Zhang D, Kawarizadeh A, Tolba R, Braumann B, Lossdorfer S, Gotz W. Soluble cytokine receptor treatment in experimental orthodontic tooth movement in the rat. *The European Journal of Orthodontics* 2005; 27(1): 1-11.
90. Knop LAH, Shintcovsk RL, Retamoso LB, Ribeiro JS, Tanaka OM. Non-steroidal and steroidal anti-inflammatory use in the context of orthodontic movement. *The European Journal of Orthodontics* 2012; 34(5): 531-535.
91. Teixeira CC, Khoo E, Tran J, Chartres I, Liu Y, Thant LM, Khabensky I, Gart LP, Cisneros G, Alikhani M. Cytokine expression and accelerated tooth movement. *Journal Of Dental Research* 2010; 89(10): 1135-1141.
92. Graber TM. Magnets and impacted canines. Northcroft Memorial Lecture, British Society for the Study of Orthodontics Manchester, UK. 1989.
93. Stark TM, Sinclair PM. Effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987; 91(2): 91-104.
94. Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP. The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995; 107(6): 578-588.
95. Showkatbakhsh R, Jamilian A, Showkatbakhsh M. The effect of pulsed electromagnetic fields on the acceleration of tooth movement. *World J Orthod.* 2010; 11(4): 52-56.
96. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *American Journal Of Orthodontics* 1980; 77(1): 14-32.

97. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *American Journal Of Orthodontics* 1980; 77(1): 33-47.
98. Kolahi J, Abrishami M, Davidovitch Z. Microfabricated biocatalytic fuel cells: a new approach to accelerating the orthodontic tooth movement. *Medical Hypotheses* 2009; 73(3): 340-341.
99. Bassett CAL. Pulsing electromagnetic fields: a new approach to surgical problems. *Metabolic Surgery* 1978: 255-306.
100. Kim D-H, Park Y-G, Kang S-G. The effects of electrical current from a micro-electrical device on tooth movement. *Korean Journal of Orthodontics* 2008; 38(5): 337-346.
101. Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G, Abiko Y. Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone* 1998; 22(4): 347-354.
102. Oron U, Ilic S, De Taboada L, Streeter J. Ga-As (808 nm) laser irradiation enhances ATP production in human neuronal cells in culture. *Photomedicine and Laser Surgery* 2007; 25(3): 180-182.
103. Tuby H, Maltz L, Oron U. Low-level laser irradiation (LLLI) promotes proliferation of mesenchymal and cardiac stem cells in culture. *Lasers In Surgery And Medicine* 2007; 39(4): 373-378.
104. Eells JT, Henry MM, Summerfelt P, Wong-Riley MTT, Buchmann EV, Kane M, Whelan NT, Whelan HT. Therapeutic photobiomodulation for methanol-induced retinal toxicity. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 2003; 100(6): 3439-3444.
105. 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 Medicine* 2004; 35(2): 117-120.
106. da Silva Sousa MV, Scanavini MA, Sannomiya EK, Velasco LG, Angelieri F. Influence of low-level laser on the speed of orthodontic movement. *Photomedicine and Laser Surgery* 2011; 29(3): 191-196.
107. Kawasaki K, Shimizu N. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in Surgery and Medicine* 2000; 26(3): 282-291.

108. Yoshida T, Yamaguchi M, Utsunomiya T, Kato M, Arai Y, Kaneda T, Yamamoto H, Kasai K. Low-energy laser irradiation accelerates the velocity of tooth movement via stimulation of the alveolar bone remodeling. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2009; 12(4): 289-298.
109. Youssef M, Ashkar S, Hamade E, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. The effect of low-level laser therapy during orthodontic movement: a preliminary study. *Lasers in Medical Science* 2008; 23(1): 27-33.
110. Kim SJ, Moon SU, Kang SG, Park YG. Effects of low-level laser therapy after Corticision on tooth movement and paradental remodeling. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2009; 41(7): 524-533.
111. Limpanichkul W, Godfrey K, Srisuk N, Rattanayatikul C. Effects of low-level laser therapy on the rate of orthodontic tooth movement. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2006; 9(1): 38-43.
112. Seifi M, Shafeei HA, Daneshdoost S, Mir M. Effects of two types of low-level laser wave lengths (850 and 630 nm) on the orthodontic tooth movements in rabbits. *Lasers in Medical Science*. 2007; 22(4): 261-264.
113. Doshi-Mehta G, Bhad-Patil WA. Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 141(3): 289-297.
114. Genç G. Düşük Doz Lazer Uygulamalarının Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2010; 45-56.
115. Dobie TG. The effect of varying frequencies of mechanical vibration on the rate of orthodontic tooth movement in mice. University of Connecticut School of Medicine and Dentistry, Master's Theses, Connecticut, 2013; 522-523.
116. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Qu H, Seki K, Kurabayashi H. 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: 201-212.
117. Trenter SC, Walmsley AD. Ultrasonic dental scaler: associated hazards. *Journal of Clinical Periodontology* 2003; 30(2): 95-101.
118. LeBlanc A, Schneider V, Shackelford L, West S, Oganov V, Bakulin A, Voronin L. Bone mineral and lean tissue loss after long duration space flight. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2000; 1(2): 157-160.



119. Christiansen BA, Silva MJ. The effect of varying magnitudes of whole-body vibration on several skeletal sites in mice. *Annals of Biomedical Engineering*. 2006; 34(7): 1149-1156.
120. Rubin CT, Bain SD, McLeod KJ. Suppression of the osteogenic response in the aging skeleton. *Calcified Tissue International* 1992; 50(4): 306-313.
121. Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature* 2001; 412(6847): 603-604.
122. Rubin C, Judex S, Qin Y-X. Low-level mechanical signals and their potential as a non-pharmacological intervention for osteoporosis. *Age and Ageing* 2006; 35(2): 32-36.
123. Rubin C, Turner AS, Müller R, Mittra 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. *Journal of Bone and Mineral Research* 2002; 17(2): 349-357.
124. 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): 343-351.
125. Kopher RA, Mao JJ. Suture growth modulated by the oscillatory component of micromechanical strain. *Journal of Bone and Mineral Research* 2003; 18(3): 521-528.
126. 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): 432-438.
127. Vij K, Mao JJ. Geometry and cell density of rat craniofacial sutures during early postnatal development and upon in vivo cyclic loading. *Bone* 2006; 38(5): 722-730.
128. Prisby RD, Lafage-Proust M-H, 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): 319-329.
129. Holguin N, Muir J, 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): 470-477.

130. Wang H, Wan Y, Tam KF, Ling S, Bai Y, Deng Y, Liu Y, Zhang H, Cheung WH, Qin L. Resistive vibration exercise retards bone loss in weight-bearing skeletons during 60 days bed rest. *Osteoporosis International* 2012; 23(8): 2169-2178.
131. Chang H-W, Huang H-L, Yu J-H, Hsu J-T, Li Y-F, Wu Y-F. Effects of orthodontic tooth movement on alveolar bone density. *Clinical Oral Investigations*. 2012; 16(3): 679-688.
132. Milne TJ, Ichim I, Patel B, McNaughton A, Meikle MC. Induction of osteopenia during experimental tooth movement in the rat: alveolar bone remodelling and the mechanostat theory. *The European Journal of Orthodontics* 2009; 31(3): 221-231.
133. Shapiro E, Roeber FW, Klempner LS. Orthodontic movement using pulsating force-induced piezoelectricity. *American Journal of Orthodontics* 1979; 76(1): 59-66.
134. Darendeliler MA, 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): 282-287.
135. Kalajzic Z, Peluso EB, Utreja A, Dymont N, Nihara J, Xu M, Chen J, Uribe F, Wadhwa S. Effect of cyclical forces on the periodontal ligament and alveolar bone remodeling during orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist* 2013; 84(2): 297-303.
136. Mao JJ. Mechanobiology of craniofacial sutures. *Journal of Dental Research* 2002; 81(12): 810-816.
137. Mao JJ, Nah HD. Growth and development: hereditary and mechanical modulations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 125(6): 676-689.
138. Mikhael M, Orr R, Singh MAF. The effect of whole body vibration exposure on muscle or bone morphology and function in older adults: a systematic review of the literature. *Maturitas* 2010; 66(2): 150-157.
139. Wu SH, Zhong ZM, Chen JT. Low-magnitude high-frequency vibration inhibits RANKL-induced osteoclast differentiation of RAW264. 7 cells. *International Journal of Medical Sciences* 2012; 9(9): 801.
140. Olson JE, Liu Y, Nickel JC, Walker MP, Iwasaki LR. Archwire vibration and stick-slip behavior at the bracket-archwire interface. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 142(3): 314-322.

141. Seo YJ, Lim BS, Park YG, Yang IH, Ahn SJ, Kim TW, Baek SH. Effect of self-ligating bracket type and vibration on frictional force and stick-slip phenomenon in diverse tooth displacement conditions: an in vitro mechanical analysis. *The European Journal of Orthodontics* 2014; doi: 10.1093/ejo/cju060.
142. Liew CF, Brockhurst P, Freer TJ. Frictional resistance to sliding archwires with repeated displacement. *Australian Orthodontic Journal* 2002; 18(2): 71-75.
143. Marie SS, Powers M, Sheridan JJ. Vibratory stimulation as a method of reducing pain after orthodontic appliance adjustment. *Journal of Clinical Orthodontics* 2003; 37(4): 205-208.
144. Staudl R, Robinson ME, Goldman CT, Price DD. Attenuation of experimental pain by vibro-tactile stimulation in patients with chronic local or widespread musculoskeletal pain. *European Journal of Pain* 2011; 15(8): 836-842.
145. Lundeborg T, Nordemar R, Ottoson D. Pain alleviation by vibratory stimulation. *Pain* 1984; 20(1): 25-44.
146. Ottoson D, Ekblom A, Hansson P. Vibratory stimulation for the relief of pain of dental origin. *Pain* 1981; 10(1): 37-45.
147. Lobre WD, Callegari BJ, Gardner G, Marsh CM, Bush AC, Dunn WJ. Pain control in orthodontics using a micropulse vibration device: A randomized clinical trial. *The Angle Orthodontist*. 2015; doi: 10.2319/072115-492.1
148. 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 Orthodontic Journal* 2012; 28(2): 213-218.
149. Kau CH. A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics. *Head Face Med*. 2011; 7: 14.
150. Tan D. 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. University of Sydney, Master Thesis, Sydney, 9-107.
151. Sasaki T. Differentiation and functions of osteoclasts and odontoclasts in mineralized tissue resorption. *Microscopy Research and Technique* 2003; 61(6): 483-495.
152. Favero L, Terrazzani C, Favero V, Stellini E, Cocilovo F. Virtual study models: a comparison of modular application systems. *Progress in Orthodontics* 2008; 10(2): 16-25.

153. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2011; 14(1): 1-16.
154. Matthew J, Peluso SD. Digital Models: An Introduction. *Semin Orthod.* 2004; 10(3): 226-238.
155. Dinçel M, Gümüş HÖ, Büyük SK, Kılınc Hİ, Bilgin MS. 3 boyutlu dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğunun değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2013; 21(3): 366-370.
156. Bell A, Ayoub AF, Siebert P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *Journal of Orthodontics* 2003; 30(3): 219-223.
157. Dalstra M, Melsen B. From alginate impressions to digital virtual models: accuracy and reproducibility. *Journal of Orthodontics* 2009; 36(1): 36-41.
158. Goonewardene RW, Goonewardene MS, Razza JM, Murray K. Accuracy and validity of space analysis and irregularity index measurements using digital models. *Australian Orthodontic Journal* 2008; 24(2): 83-90.
159. Pani SC, Hegde A. Impressions in Cleft Lip and Palate—A Novel Two Stage Technique. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2008; 33(2): 93-96.
160. Mayers M, Firestone AR, Rashid R, Vig KWL. Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005; 128(4): 431-434.
161. Okunami TR, Kusnoto B, BeGole E, Evans CA, Sadowsky C, Fadavi S. Assessing the American Board of Orthodontics objective grading system: digital vs plaster dental casts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007; 131(1): 51-56.
162. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2003; 124(1): 101-105.
163. Asquith J, Gillgrass T, Mossey P. Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *The European Journal of Orthodontics* 2007; 29(5): 517-522.
164. Cha BK, Choi JI, Jost-Brinkmann PG, Jeong YM. Applications of three-dimensionally scanned models in orthodontics. *International Journal Of Computerized Dentistry* 2007; 10(1): 41-52.

165. Costalos PA, Sarraf K, Cangialosi TJ, Efstratiadis S. Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the American Board of Orthodontics objective grading system for dental casts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005; 128(5): 624-629.
166. Gracco A, Buranello M, Cozzani M, Siciliani G. Digital and plaster models: a comparison of measurements and times. *Prog Orthod.* 2007; 8(2): 252-259.
167. Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007; 132(3): 346-352.
168. Quimby ML, Vig KWL, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *The Angle Orthodontist* 2004; 74(3): 298-303.
169. Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V, Norcini A. Three-dimensional digital modeling and setup. *American Journal Of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006; 129(5): 605-610.
170. Motohashi N, Kuroda T. A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *The European Journal of Orthodontics* 1999; 21(3): 263-274.
171. Brandies HF, Orthuber W, Laibe J, Menzel E. Continuous Arch Wire Technique Using the Bending Art System. *Fortschritte der Kieferorthopadie* 1997; 58: 199-206.
172. Ashmore JL, Kurland BF, King GJ, Wheeler TT, Ghafari J, Ramsay DS. A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002; 121(1): 18-29.
173. Cha BK, Lee JY, Jost-Brinkmann P-G, Yoshida N. Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology. *The European Journal of Orthodontics* 2007; 29(4): 325-331.
174. Jang I, Tanaka M, Koga Y, Iijima S, Yozgatian JH, Cha BK, Yoshida N. A novel method for the assessment of three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist* 2009; 79(3): 447-453.
175. Miller RJ, Kuo E, Choi W. Validation of Align Technology's Treat IITM digital model superimposition tool and its case application. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2003; 6(1): 143-149.
176. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of Orthodontics* 2008; 35(3): 191-201.

177. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part II. *Journal of Orthodontics* 2004; (31): 154-162.
178. Foong KW, Sandham A, Ong SH, Wong CW, Wang Y, Kassim A. Surface laser scanning of the cleft palate deformity validation of the method. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore* 1999; 28(5): 642-649.
179. Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Current Products and Practices: Applications of 3D imaging in orthodontics: Part I. *Journal of Orthodontics* 2004; 31(1): 62-70.
180. Türköz Ç. Dijital ortodontik modeller. *GÜ diş Hek Fak Derg.* 2009; 26(3): 181-187.
181. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2013; 143(1): 140-147.
182. Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2004; 126(3): 308-309.
183. Santler G, Kärcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 1998; 26(1): 11-16.
184. Mah J, Bumann A, Technology to create the three-dimensional patient record. *Seminars in Orthodontics* 2001; 7(4): 251-257.
185. Sachdeva RCL, Aranha SLT, Egan ME, Gross HT, Sachdeva NS, Frans Currier G, Kadioğlu O. Treatment time: SureSmile vs conventional. *Orthodontics-the Art and Practice of Dentofacial Enhancement* 2012; 13: 72.
186. Meyer BJ, Mormann MW, Lutz F. Optimization of the powder application in the Cerec method with environment-friendly propellant systems. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100: 1462-1468.
187. Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ. Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009; 136(1): 16.e1-16.e4.

188. 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. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 2006; 129(6): 794-803.
189. Tomassetti JJ, Taloumis LJ, Denny JM, Fischer Jr JR. A comparison of 3 computerized Bolton tooth-size analyses with a commonly used method. *The Angle Orthodontist* 2001; 71(5): 351-357.
190. Zilberman O, Huggare J, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *The Angle Orthodontist* 2003; 73(3): 301-306.
191. Whetten JL, Williamson PC, Heo G, Varnhagen C, Major PW. Variations in orthodontic treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006; 130(4): 485-491.
192. Alcan T, Ceylanoglu C, Baysal B. The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *The Angle Orthodontist* 2009; 79(1): 30-36.
193. Garino F, Garino GB. Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod.* 2002; 3(3): 1-5.
194. Cuperus AMR, Harms MC, Rangel FA, Bronkhorst EM, Schols JGJH, Breuning KH. Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 142(3): 308-313.
195. Naidu D, Freer TJ. Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2013; 144(2): 304-310.
196. Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* 1997; 112(2): 165-70.
197. Ghafari J, Baumrind S, Efstratiadis SS. Misinterpreting growth and treatment outcome from serial cephalographs. *Clinical Orthodontics and Research* 1998; 1(2): 102-106.
198. Cha BK, Lee JY, Bae SH, Park DI. Preliminary study of future orthodontic model analysis: the orthodontic application of 3-dimensional reverse engineering technologies. *J Korean Dent Assoc.* 2002; 40: 107-117.

199. Chen G, Chen S, Zhang XY, Jiang RP, Liu Y, Shi FH, Xu TM. Stable region for maxillary dental cast superimposition in adults, studied with the aid of stable miniscrews. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2011; 14(2): 70-79.
200. Le Bret L. Growth changes of the palate. *J Dent Res.* 1962; 41(6): 1391-1404.
201. Friel S. Migration of teeth. *The Dental record.* 1949; 69(3): 74.
202. Simmons JD, Moore RN, Erickson LC. A longitudinal study of anteroposterior growth changes in the palatine rugae. *Journal of Dental Research.* 1987; 66(9): 1512-1515.
203. Almeida MA, Phillips C, Kula K, Tulloch C. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. *The Angle Orthodontist* 1995; 65(1): 43-48.
204. Bailey LTJ, Esmailnejad A, Almeida MA. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts in extraction and nonextraction cases. *The Angle Orthodontist* 1996; 66(1): 73-78.
205. Hoggan BR, Sadowsky C. The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2001; 119(5): 482-488.
206. Peavy DC, Kendrick GS. The effects of tooth movement on the palatine rugae. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1967; 18(6): 536-542.
207. van der Linden, Frans PGM. Changes in the position of posterior teeth in relation to ruga points. *American Journal of Orthodontics* 1978; 74(2): 142-161.
208. Thiruvengkatachari B, Al-Abdallah M, Akram NC, Sandler J, O'Brien K. Measuring 3-dimensional tooth movement with a 3-dimensional surface laser scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009; 135(4): 480-485.
209. Choi DS, Jeong YM, Jang I, Jost-Brinkmann PG, Cha BK. Accuracy and reliability of palatal superimposition of three-dimensional digital models. *The Angle Orthodontist* 2010; 80(4): 685-691.
210. Cho MY, Choi JH, Lee SP, Baek SH. Three-dimensional analysis of the tooth movement and arch dimension changes in Class I malocclusions treated with first premolar extractions: a guideline for virtual treatment planning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 138(6): 747-757.
211. Li S, Xia Z, Liu SY, Eckert G, Chen J. Three-dimensional canine displacement patterns in response to translation and controlled tipping retraction strategies. *Angle Orthod.* 2015; 85: 18-25.



212. Yamamoto K, Hayashi S, Nishikawa H, Nakamura S, Mikam T. Measurements of dental cast profile and three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.* 1991; 38(4): 360-365.
213. Pavlin D, Anthony R, Raj V, Gakunga PT, editors. Cyclic loading (vibration) accelerates tooth movement in orthodontic patients: A double-blind, randomized controlled trial. *Seminars in Orthodontics* 2015; doi:10.1053/j.sodo.2015.06.005.
214. Sukurica Y, Karaman A, Gürel HG, Dolanmaz D. Rapid canine distalization through segmental alveolar distraction osteogenesis. *The Angle Orthodontist* 2007; 77(2): 226-236.
215. Rygh P. Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement. *European Journal of Oral Sciences* 1974; 82(1): 57-73.
216. 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; (4): 1-52.
217. Papageorgiou SN, Konstantinidis I, Papadopoulou K, Jäger A, Bourauel C. Clinical effects of pre-adjusted edgewise orthodontic brackets: a systematic review and meta-analysis. *The European Journal of Orthodontics* 2014; 36(3): 350-363.
218. Papageorgiou SN, Konstantinidis I, Papadopoulou K, Jäger A, Bourauel C. A systematic review and meta-analysis of experimental clinical evidence on initial aligning archwires and archwire sequences. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2014; 17(4): 197-215.
219. Woodhouse NR, DiBiase AT, Johnson N, Slipper C, Grant J, Alsaleh M, Donaldson ANA, Cobourne MT. Supplemental Vibrational Force During Orthodontic Alignment A Randomized Trial. *Journal of dental research.* 2015; 94(5): 682-689.
220. Leethanakul C, Suamphan S, Jitpukdeebodindra S, Thongudomporn U, Charoemratrote C. Vibratory stimulation increases interleukin-1 beta secretion during orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist* 2015; doi: <http://dx.doi.org/10.2319/111914-830.1>
221. Kyomen S, Tanne K. Influences of aging changes in proliferative rate of PDL cells during experimental tooth movement in rats. *The Angle Orthodontist* 1997; 67(1): 67-72.
222. Reitan K. Tissue reaction as related to the age factor. *Dent Rec.* 1954; 74: 271.

223. Verna C, Dalstra M, Melsen B. The rate and the type of orthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. *The European Journal of Orthodontics* 2000; 22(4): 343-352.
224. Robb SI, Sadowsky C, Schneider BJ, BeGole EA. Effectiveness and duration of orthodontic treatment in adults and adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998; 114(4): 383-386.
225. Sodagar A, Donyavi Z, Arab S, Kharrazifard MJ. Effect of nicotine on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2011; 139(3): 261-265.
226. Hasler R, Schmid G, Ingervall B, Gebauer U. A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites-a pilot study. *European Journal of Orthodontics* 1997; 19(6): 711-720.
227. Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Factors related to the rate of orthodontically induced tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2013; 143(5): 616-621.
228. 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. *The Angle Orthodontist* 2012; 83(1): 48-56.
229. Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 134(1): 30-35.
230. Dinçyürek Ç. Sınıf I Moderate Ankraj Olgularında Kanin Dişlerinin Distalizasyonunda Kullanılan İki Farklı Kuvvet Sisteminin Karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Samsun, 2009.
231. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *American Journal of Orthodontics* 1985; 87(5): 353-362.
232. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi, 1999; 1-82.
233. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized orthodontic treatment mechanics. London: Elsevier Health Sciences, 2001; 215-221.
234. Nanda R, Tosun Y. Biomechanics in Orthodontics-Principle and Practise. China: Quintessence books, 2010.

235. Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 2011; 81: 292–297.
236. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1990; 98(5): 398-403.
237. Smith DV, Rossouw PE, Watson P, editors. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Seminars in Orthodontics* 2003; 9(4): 262-280.
238. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust J Dent.* 1952; 56(1): 11-18.
239. Lotzof LP, Fine HA, Cisneros GJ. Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1996; 110(2): 191-196.
240. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992; 102(2): 127-133.
241. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of elastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *The Angle Orthodontist* 1970; 40(3): 151-158.
242. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist* 1993; 63(2): 145-148.
243. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2008; 11(2): 65-73.
244. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *The Angle Orthodontist* 1993; 63(1): 67-72.
245. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006; 129(4): 551-554.
246. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *The Angle Orthodontist* 2005; 75(3): 378-385.

247. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003; 124(4): 373-378.
248. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004; 126(1): 42-47.
249. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist* 2004; 74(6): 832-837.
250. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist* 2008; 78(6): 1065-1070.
251. Chaddad K, Ferreira AH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle Orthodontist* 2008; 78(1): 107-113.
252. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics* 2005; 11(1): 24-31.
253. Chen Y, Lee JW, Cho WH, Kyung HM. Potential of self-drilling orthodontic microimplants under immediate loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 137(4): 496-502.
254. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007; 131(1): 9-15.
255. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *The European Journal of Orthodontics* 2011; 33(4): 388-395.
256. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 137(1): 108-113.
257. Antczak-Bouckoms AA, Tulloch JF, Berkey CS. Split-mouth and cross-over designs in dental research. *Journal of Clinical Periodontology* 1990; 17(7): 446-453.

258. Gui L, Qu H. Clinical application of low energy laser in acceleration of orthodontic tooth movement. *Journal of Dalian Medical University* 2008; 30: 155-156.
259. Kharkar VR, Kotrashetti SM, Kulkarni P. Comparative evaluation of dento-alveolar distraction and periodontal distraction assisted rapid retraction of the maxillary canine: a pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2010; 39(11): 1074-1079.
260. Liu D, Genetos DC, Shao Y, Geist DJ, Li J, Ke HZ, Turner CH, Duncan RL. Activation of extracellular-signal regulated kinase (ERK1/2) by fluid shear is Ca<sup>2+</sup>-and ATP-dependent in MC3T3-E1 osteoblasts. *Bone* 2008; 42(4): 644-652.
261. Xie L, Jacobson JM, Choi ES, Busa B, Donahue LR, Miller LM, Rubin CT, Judex S. Low-level mechanical vibrations can influence bone resorption and bone formation in the growing skeleton. *Bone* 2006; 39(5): 1059-1066.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı:</b>	Seval	<b>Soyadı:</b>	Karabulut
<b>Doğum Yeri:</b>	Başkale	<b>Doğum Tarihi:</b>	05.05.1985
<b>Uyruğu:</b>	T.C	<b>Tel:</b>	505 3730012
<b>e-mail:</b>	seval_yenigun@hotmail.com		

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora:</b>	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı	2015
<b>Lisans:</b>	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2008
<b>Lise:</b>	Antalya Anadolu Lisesi	2003

### Yabancı Dilleri

<b>İngilizce:</b>	İleri Düzeyde
-------------------	---------------

## EKLER

### Ek 1. Etik Kurul Onayı

T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı


Sayı : 72867572-050- **2032**  
Konu : Etik Kurul Kararı

09 Haziran 2014

Sayın Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ  
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Ortodonti Anabilim Dalı

Sorumlu araştırmacı olduğunuz “Mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi” isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 04.06.2014 tarih ve 94 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

  
Prof. Dr. Mustafa AKÇAM  
Başkan

Ek : Etik Kurulu Kararı ( 2 Sayfa )

S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dekanlığı Doğu Kampusu 32260 - ISPARTA  
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165  
e-posta : [tipetik@sdu.edu.tr](mailto:tipetik@sdu.edu.tr) İnternet Adresi : [www.tip.sdu.edu.tr](http://www.tip.sdu.edu.tr)

Bilgi İçin : İ.Etem YETİŞEN  
Bilgisayar İşletmeni  
Tel : 0 (246) 2113704

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu	Mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi (04.06.2014 tarih ve 94 sayılı karar)
---	---

<b>ETİK KURULU BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı
	AÇIK ADRESİ:	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA
	TELEFON	246.2113704
	FAKS	246.2371165
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Sorumlu : Yrd Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ Yardımcı : Dt. Seval KARABULUT			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>		
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz : Prospektif Çalışma					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	30.05.2014		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>	TÜBİTAK'a müracaat edilecek	
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	ILAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
DİĞER	<input type="checkbox"/>			

Prof. Dr. Mustafa AKÇAM  
Etik Kurul Başkanı



KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı		Mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi							
Araştırmanın Protokol Kodu									
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 94		Tarih: 04.06.2014						
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmancının/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmancının/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.								
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU									
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mustafa AKÇAM							
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Mustafa AKÇAM	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Fatih GÜLTEKİN	Tıbbi Biyokimya	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Serpil DEMİRCİ	Nöroloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Metin TOPÇUOĞLU	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zeynep Dilek AYDIN	İç Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyolojisi	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Yonca SÖNMEZ	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Ahmet Rifki ÇORA	Kalp Damar Cerrahisi	Isparta Kamu Hastaneleri Birliği	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Serpil CANPOLAT	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Isparta Kamu Hastaneleri Birliği.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Bilgi İşlem Daire Başkanı Halil KARAKOÇ	Biyomedikal	SDU Rektörlüğü	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* : Toplantıda Bulunma

## Ek 2. Bilgilendirilmiş Onam Formu

### BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

#### LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ !!!

Bir araştırma çalışmasına katılmanız istenmektedir. Katılmak isteyip istemediğinize karar vermeden önce araştırmanın neden yapıldığını, bilgilerinizin nasıl kullanılacağını, çalışmanın neleri içerdiğini ve olası yararlarını risklerini ve rahatsızlık verebilecek konuları anlamanız önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırınız ve eğer istiyorsanız özel veya aile doktorunuzla konuyu değerlendiriniz. **Eğer bir başka çalışmada da yer alıyorsanız bu çalışmada yer alamazsınız.**

#### ARAŞTIRMANIN ADI:

Mekanik titreşimin ortodontik diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi

#### ÇALIŞMANIN AMACI NEDİR?

Bu çalışmada mekanik titreşim sağlayan bir ağız içi aygıtın (AcceleDent), ortodontik diş hareket hızı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

#### KATILMA KOŞULLARI NEDİR?

1. Erkek veya bayan
2. 14-19 yaş arası
3. Daimi maksiller kaninleri tamamen sürmüş, üst 1. premolar çekimli vakalar (Sınıf 2 Bölüm 1 maloklüzyon varlığı)
4. Minimum 5 mm kanin distalizasyonu
5. Sistemik hastalık yok
6. Uzun süreli ilaç kullanımı yok
7. Periodontal tedavi hikayesi ve/veya mevcut aktif periodontal hastalık yok
8. Sigara kullanımı yok

#### NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

Ortodontik tedavi planlaması gereği üst 1.küçük azı dişi çekimi gereken vakalarda diş hareketini hızlandırmak amaçlı invaziv olmayan bir aygıt kullanılacaktır. Aygıtı kullanacak hastalar gün içinde bir defa olmak üzere 20 dk. boyunca bu aygıtı ağızda ısırarak tutacaktır. Bu aygıtı kullanırken rutin hayatına devam edebilecektir. Diş hareket hızı hastanın 28 günde bir olan kontrollerinde alınan dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerle saptanacaktır.

## GÖNÜLLÜ SORUMLULUKLARI

- 1- Hasta tüm tedavi boyunca ağız hijyenini önerilen doğru fırçalama teknikleri ile korumalıdır.
- 2- Hasta tüm tedavi boyunca beslenme konusunda dikkat etmesi gerekenlere uymalıdır.
- 3- Hasta belirtilen ağız içi aygıtı her gün düzenli olarak ve aksatmadan belirtilen şekilde kullanılmalıdır.
- 4- Hasta tüm tedavi boyunca 28 günde bir olacak kontrollerine aksatmadan gelmelidir.

Bu koşullara uymadığınız takdirde araştırmacı sizi uygulama dışı bırakabilme yetkisine sahiptir.

### KATILIMCI SAYISI NEDİR?

Araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 20 'dir.

### KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre ortodontik tedaviniz tamamlanana kadar (ortalama 2 yıl) dır.

### ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

- 1- Bu ağız içi aygıtın kullanılmasıyla ortodontik tedavi süresinin kısalma olasılığı bulunmaktadır.
- 2- Uzun süren ortodontik tedavinin yan etkilerinden olan dişeti çekilmesi, çürük oluşumu, periodontal sorunlar gibi durumlar azalacak veya önlenebilecektir.

### ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?

Risk yoktur.

### ARAŞTIRMA SÜRECİNDE BİRLİKTE KULLANILMASININ SAKINCA LI OLDUĞU BİLİ NEN İLAÇLAR/BESİNLER NELERDİR?

- 1- Fenitoin
  - 2- Siklosporin
  - 3- Antienflamatuar
  - 4- Sistemik kortikosteroid
  - 5- Kalsiyum kanal blokerleri
  - 6- Antibiyotik
- Bu ilaçların uzun süreli kullanılmaması gerekmektedir.

### HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILABİLİRİM?

Uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz,

Çalışma programını aksatmanız,

Gebe kalmanız

Çalışma ilacı ile ilgili bir yan etkiye maruz kalmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle doktorunuz sizin izniniz olmadan sizi çalışmadan çıkarabilir.

## **ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?**

Uygulama süresi boyunca, zorunlu olarak araştırma dışı ilaç almak durumunda kaldığınızda sorumlu araştırmacıyı önceden bilgilendirmek için, araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için sorumlu araştırmacıya başvurabilirsiniz.

## **İSTEDİĞİM ZAMAN ARAŞTIRMADAN AYRILABİLİR MİYİM?**

Araştırmaya katılımınızın isteğe bağlı olduğu ve istediğiniz zaman, herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın, hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz.

## **KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MİDİR?**

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz (tedavinin gizli olması durumunda, gönüllüye kendine ait tıbbi bilgilere ancak verilerin analizinden sonra ulaşabileceği bildirilmelidir).

## **ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI:**

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi ve kendi isteğime bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimi biliyorum.

Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

Çalışma sırasında elde edilen biyolojik materyaller üzerinde genetik araştırma yapılabilmesi için Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formunda (BGOF):

- “[Çalışmanın Adı] çalışması kapsamında alınan biyolojik örneklerimin (kan, idrar vb.);
- (Gönüllü tarafından uygun olan şık işaretlenmelidir)
- Sadece yukarıda bahsi geçen çalışmada kullanılmasına izin veriyorum.
- İleride yapılması planlanan tüm çalışmalarda kullanılmasına izin veriyorum.
- Hiçbir koşulda kullanılmasına izin vermiyorum

<b>GÖNÜLLÜNÜN</b>		<b>İMZASI</b>
<b>ADI &amp; SOYADI</b>		
<b>ADRESİ</b>		
<b>TEL. &amp; FAKS</b>		
<b>TARİH</b>		

<b>Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin</b>		<b>İMZASI</b>
<b>ADI &amp; SOYADI</b>		
<b>ADRESİ</b>		
<b>TEL. &amp; FAKS</b>		
<b>TARİH</b>		

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACININ</b>		<b>İMZASI</b>
<b>ADI &amp; SOYADI</b>		
<b>TARİH</b>		

<b>RIZA ALMA İŞLEMİNE BAŞINDAN SONUNA KADAR GEREKTİĞİ DURUMLARDA TANIKLIK EDEN KURULUŞ GÖREVLİSİNİN</b>		<b>İMZASI</b>
<b>ADI &amp; SOYADI</b>		
<b>GÖREVİ</b>		
<b>TARİH</b>		

### **Ek 3. Aceledent Kullanım Klavuzu**

- Aygıt ilk kullanımdan önce tüm gece şarj edilmelidir. Yeşil ışık sabit olarak yandığında şarjın dolduğunu anlayabilirsiniz. Sonraki günlerde 2 günde 1 yaklaşık 2 saat şarj etmek yeterli olmaktadır.
- Şarj ışığı turuncu renkte ve hızlı yanıp sönmeye başladığında şarj bitiyor demektir. Bu durumda aygıt hemen şarja konmalı ve en az 2 saat şarjda bırakılmalıdır. Yeşil ışık yandığında şarj olduğunu anlayabilirsiniz.
- Aygıtın tamamen şarjının bitmesi kesinlikle beklenmemelidir. Turuncu ışığın yandığını görür görmez şarja konulmalıdır!
- Aygıt şarj halindeyken kullanılmamalıdır.
- <http://aceledent.com/how-it-works/use-care-videos/> internet adresinden aygıtın kullanım videolarını izleyebilirsiniz.
- Aygıt günde sadece 1 sefer ve 20 dakika aralıksız olarak kullanılmalıdır.
- 20 dakikadan fazla kullanım ek fayda sağlamamaktadır.
- Aygıt çalışırken ağızda tükürük biriktirilmemeli, yutulmalıdır.
- Aygıt ağızda duracak şekilde ısırılmalıdır. Aygıt çalışırken aygıtı ayrıca elle tutmaya gerek yoktur. Isırmak yeterlidir.
- Aygıtı kullandıktan sonra mutlaka kutusu içerisinde saklayınız. Suyla ve ısıyla temasından kaçınınız. Sadece ağız içi parça, şarj edilen kısımdan çıkarılarak yıkanabilmektedir.
- Aygıtı sizden başka biri kesinlikle kullanmamalı veya denememelidir.
- Aygıt uyurken kullanılmamalıdır. Gün içinde size en uygun olduğunu düşündüğünüz bir zamanda kullanabilirsiniz.
- Gün içinde her seferinde belli bir zamanda kullanmanız aygıtı kullanmayı unutmanızı engeller. Örneğin her gün akşam 20:00 da kullanmak gibi...
- Kullanımla ilgili sorularınızı mutlaka doktorunuza sorunuz!