

T.C.
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BRAKET SİSTEMLERİNDE MEYDANA GELEN
SÜRTÜNME KUVVETLERİNİN DİŞ HAREKETİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

A. Alper ÖZ

Samsun
Eylül-2010

T.C.
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BRAKET SİSTEMLERİNDE MEYDANA GELEN
SÜRTÜNME KUVVETLERİNİN DİŞ HAREKETİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

A.Alper ÖZ

Danışman: Prof. Dr. Selim ARICI

Samsun
Eylül-2010

TC
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından ORTODONTİ programında DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. İlken KOCADERELİ (Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Selim ARICI (Danışman) (OMÜ)



Üye: Prof. Dr. Tamer TÜRK (OMÜ)



Üye: Doç. Dr Mete ÖZER (OMÜ)



Üye: Yrd. Doç. Dr. Selma Elekdağ TÜRK (OMÜ)



Tezin Adı: Farklı Braket Sistemlerinde Meydana Gelen Sürtünme Kuvvetlerinin Dış Hareketine Etkilerinin İncelenmesi

Tezi teslim eden : A.Alper ÖZ

Tez Savunma Sınav Tarihi: 28.09.2010

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Selim ARICI

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Hem doktora hem de tez çalışmam süresince değerli bilgilerini ve zamanını benden esirgemeyen, bana yol gösteren ve her konuda destek olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Selim ARICI' ya,

Her zaman gösterdiği anlayış ve rehberlik için Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Tamer TÜRK' e,

Tecrübesi, bilgisi ve anlayışıyla her zaman bana ve diğerk arkadaşlarıma yardımlarından dolayı Prof. Dr. Peruze ÇELENK'e

Pratik ve teorik eğitimime katkıları ve bölüme ilk adım attığım günden beri bana ve diğerk arkadaşlarıma yaptığı ağabeylik için Sayın Doç. Dr. Mete ÖZER ' e,

Her konuda her ihtiyacım olduğunda yardımlarına başvurduğum Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Yrd. Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK' e, Yrd. Doç. Dr. Kemal Devrim İŞÇİ' ye, Yrd. Doç. Dr. Nursel ARICI' ya ve Dr. Sabahat Yazıcıoğlu'na

Arkadaşlık ve dostlukları için bütün bölüm arkadaşlarıma,

Hayata ilk adım attığım günden itibaren ilk önce çocuklarım diyen ve karşılıksız sevginin en güzel örnekleri olan annem ve babama, desteğini ve varlığını ömrüm boyunca yanımda hissedeceğim ve yanında olacağım canım kardeşime, ve hayat boyu beraber yürüyeceğim insana...

Sonsuz teşekkürler...

Bu çalışma PYO.DIS.1904.09.007 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi Komisyonu tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

FARKLI BRAKET SİSTEMLERİNDE MEYDANA GELEN SÜRTÜNME KUVVETLERİNİN DİŞ HAREKETİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

A.Alper ÖZ, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Ağustos, 2010

Bu çalışmanın amacı kendinden bağlanabilen bir braket (SmartClip) ile modifiye edilmiş dizayna sahip bir braket (Mini Uni-Twin) arasında kayma mekanizması sırasındaki köpek diş hareketini ve oluşan sürtünme özelliklerini karşılaştırmaktır.

19 hastada braketler *split mouth* dizayn kullanılarak yapıştırıldı. Bir taraftaki köpek dişine SC braketler yapıştırılırken diğer tarafta bulunan köpek dişine ise MUT braketler yapıştırıldı. Köpek dişi retraksiyonu 0,019x0,025 inch paslanmaz çelik teller üzerinde nikel titanyum yaylar ile 200 gr kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Alınan yan kafa röntgenlerinde köpek ve büyük azı dişlerinin hareket miktarları referans teller kullanılarak ölçüldü. Ayrıca bir tribometer sürtünme test cihazı kullanılarak her iki braketin in vitro şartlar altında sergilediği sürtünme katsayıları ölçüldü.

Üst çenede köpek dişlerinin hareket ve distal devrilme miktarı SC grubunda 1.83 mm, 5,15°, MUT grubunda ise 1,89 mm, 5,58°, alt çenede ise SC grubunda 1,79 mm, 3°, MUT grubunda ise 1,70 mm, 5,07° olarak bulundu. Sürtünme katsayısı (COF) ortalamaları MUT için 0,21 μ , SC için ise 0,37 μ olarak ölçüldü.

In vitro çalışmada her iki braketin COF değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edilmiş olmasına rağmen, klinik veriler değerlendirildiğinde köpek diş hareket miktarı ve açılanmasında SC ve MUT braketleri arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($P>0.05$).

SUMMARY

AN INVESTIGATION ON THE EFFECTS OF FRICTION RESISTANCE OF DIFFERENT BRACKET SYSTEMS ON THE TOOTH MOVEMENT

A.Alper ÖZ, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University, Samsun, August, 2010

The aim of this study was to compare the frictional properties and the rate of canine movement with sliding mechanics between a self-ligating brackets (SmartClip) and a modified twin design bracket (Mini Uni-Twin).

A *split mouth* design was used for bonding the brackets of the nineteen patients. 0,022 inch slot canine SC brackets were bonded on one side and on the contralateral side 0,022 inch slot MUT brackets were used. Canine retraction was achieved on 0,019x0,025 inch stainless steel arch wires with nickel-titanium coil springs with a force level of 200 g. Lateral cephalometric radiographs with reference wires were taken and the measurements were analyzed on these records. A tribometer testing device was also used to measure the coefficient of friction of these two brackets in vitro conditions.

In the maxilla, the canine moved and tipped distally 1.83 mm, 5,15° in the SC and 1,89 mm, 5,58° MUT. In the mandible the canine moved and tipped distally 1,79 mm, 3° in the SC, 1,70 mm, 5,07° in the MUT. The mean coefficient of friction (COF) was 0,21 μ for MUT and 0,37 μ for SC brackets.

Although the COF values of two brackets were significantly different in vitro, there was no significant difference in the rate of canine movement and angulations amounts between SC and MUT ($P>0.05$) brackets in clinical study.

KISALTMALAR

(N): Nasion	(MnP): Mandibular düzlem
(S): Sella	(Y1): Posterior referans düzlemi
(A): A Noktası	(Y2): Anterior referans düzlemi
(B): B Noktası	(OL): Okluzal Düzlem
(ANS): Spina Nazalis AnteriorÜst	(Mx1): Üst kesici eğimi
(PNS): Spina Nazalis Posterior	(Mn1): Alt kesici eğimi
(Go): Gonion	(Mx3): Üst köpek dişin eğimi
(Me): Menton	(Mn3): Alt köpek dişin eğimi
(Pog): Pogonion	(Mx6): Üst birinci büyü azı eğimi
(SN): Ön kafa kaidesi düzlemi	(Mn6): Alt birinci büyük azı eğimi
(Mx): Maksilla	(SC): SmartClip Braket
(Mn): Mandibula	(MUT): Mini Uni-Twin Braket
(MxP): Maksiller düzlem	

Açısal ölçümler, belirtilen 3 nokta arasında, boyutsal ölçümler, 2 nokta arasında yapılmıştır, ayrıca ölçümlerde düzlemlerden de faydalanılmıştır ve bu noktaların ve düzlemlerin kısaltmaları gösterilmiştir.

İÇİNDEKİLER

İç Kapak	i
Kabul ve Onay	ii
Teşekkür	iii
Türkçe Özet	iv
İngilizce Özet	v
İçindekiler	vi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ortodontide Diş Hareketi	4
2.2. Diş Hareketini Etkileyen Faktörler	6
2.2.1. Uygulanan Kuvvet	6
2.3. Diş Hareket Hızı	10
2.4. Diş Hareketinin Yan Etkileri	13
2.5. Orotodontide Sürtünme	15
2.2.1. Sürtünmeyi Etkileyen Faktörler	18
3. BİREY VE YÖNTEM, MATERYAL VE METHOD	33
3.1. Klinik Çalışma	33
3.1.1. Birey	33
3.1.2. Araştırma Grupları	35
3.1.3. Klinik Uygulama	35
3.1.4. Kuvvet Sistemi	38
3.1.5. Kayıtların Alınması	43
3.1.6. Sefalometrik Ölçümler	44
3.2. In vitro Çalışma	53
3.2.1. Materyal	53
3.2.2. Sürtünme Testleri	54
3.3. İstatistik Analizler	56
4. BULGULAR	57
4.1. Klinik Çalışma	57
4.1.1. Grup İçi Değişimler	57
4.1.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	61
4.2. In vitro Çalışma	66
4.2.1. Sürtünme Testleri	66
5. TARTIŞMA	68
5.1. Klinik Çalışma	68
5.1.1. Grup İçi Değişimler	75
5.1.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	78
5.2. In vitro Çalışma	81
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	84
7. KAYNAKLAR	86
ÖZGEÇMİŞ	

1 GİRİŞ

Sabit ortodontik tedavilerin süresinin kısaltılması ortodontide her zaman istenen bir durum olmuştur. Tedavi süresince meydana gelen diş hareket hızı tedavi süresini etkileyen başlıca faktörlerdendir. Ortodontik tedavilerde dişleri hareket ettirmek üzere uygulanan ideal kuvvet miktarına *optimal = en uygun kuvvet* adı verilir. En uygun kuvvet biyolojik sınırlar içerisinde maksimum hareketi sağlayan en az kuvvet miktarı olarak tanımlanmıştır. Bir başka deyişle, diş hareketi için en uygun kuvvet alveol kemiğin, periodontal ligamentin, diş kökünün devamlılığının korunarak çevre dokularda herhangi bir hasara neden olmadan en hızlı diş hareketinin meydana geleceği kuvvet uygulamasıdır. Fakat bireysel biyolojik farklılıklardan dolayı en uygun kuvvet miktarını her bir hasta için ayrıca hesaplamak mümkün değildir.

Ortodontide diş hareketini hızlandırmak için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar temelde iki konu üzerinde yoğunlaşmıştır. Birincisi, bazı kimyasal ajanlar ya da fiziksel uyaranlar kullanılarak diş hareket miktarının ve hızının artırılması yönündedir. Bu amaçla 1,25-dihydroxycholecalciferol (D vitamini metaboliti), prostaglandin (PGE₁ ve PGE₂), paratiroid hormon ve kortizon gibi biyolojik ve kimyasal ajanlar ile elektrik akımı gibi fiziksel uyaranlarla diş hareketi hızlandırılmaya çalışılmıştır.

Ortodontik tedavilerde diş hareketleri sırasında braket ve tel arasında bir sürtünme direnci oluşmaktadır. Dişlere uygulanan kuvvetler dişte hareket meydana getirebilmek için hem dişin içinde bulunduğu kemik ve yumuşak doku direncini aşmalı hem de braket ve ark teli arasında meydana gelen sürtünme problemini yenmelidir. Bu nedenle daha hızlı ve ideal diş hareketi için sürtünme direncinin azaltılmasının gerektiği düşünülmüş ve bu amaçla pek çok çalışma yapılmıştır. Araştırmacılar ve üretici firmalar oluşan bu sürtünme direncini en aza indirebilmek için değişik braket sistemleri ve değişik ark telleri geliştirmişler ve ortodonti pratiğinde kullanıma sunmuşlardır. Bu amaçla kullanılan malzemelerin yüzeylerini daha pürüzsüz hale getirmeye, en uygun ark teli/braket bileşenini oluşturmaya çalışmışlardır. Ayrıca braket ve ark telleri çeşitli malzemelerle kaplanarak kayma mekanikleri sırasında ark teli ve braket oluğu (slot) arasında meydana gelen sürtünme dirençlerinin azaltılması da hedeflenmiştir.

Braket tasarımı da değişiklikler yapılarak oluşan sürtünme direnci azaltılmaya çalışılmıştır. Örneğin; braket oluşunun taban ve yan duvarlarında yapılan tasarım değişiklikleri ile bu problemin çözülmesi yönünde çalışmalar yapılmıştır.

Ark teli ile braket oluşu arasındaki bağlantıyı sağlayan bağlama (ligation) teknikleri de sürtünme direncini etkileyebilmektedir. Elastomerikler, tel ligatürler ve pinler ortodonti pratiğinde ark telinin braket oluşu içine yerleşmesi ve bu konumunun korunması için kullanılmaktadır. Ayrıca sürgü, kapak, kısıkaç ve klips gibi çeşitli parçaları bulunan kendinden bağlanabilen (Self-ligating) braketlerde piyasaya sunulmuştur. Bu braketlerin ilk örnekleri 1930'lu yıllarda yapılmış ancak gelişen teknoloji ile birlikte üretimleri ve kullanımları daha çok son yıllarda yaygınlaşmıştır. Bazı çalışmalarda bu braketlerin ark teline dokunmayan kapak veya benzeri parçaları sayesinde diğer bağlama yöntemlerindeki gibi ark teline sıkıştırıcı kuvvet uygulamadıkları ayrıca ark telinin braket oluşu içerisinde rahatça hareket ettiği ve böylece oluşan sürtünme kuvvetinin azaldığı söylenmektedir. Ancak yapılan bazı çalışmalarda ise bu çeşit braketlerin daha az sürtünme kuvveti gösterdiği koşulların ağız ortamını tam olarak yansıtmadığı ifade edilmektedir. Kendinden bağlanabilen braketlerin ağız ortamına dış hareket miktarına ya da hızına yönelik çalışmalar literatürde azdır.

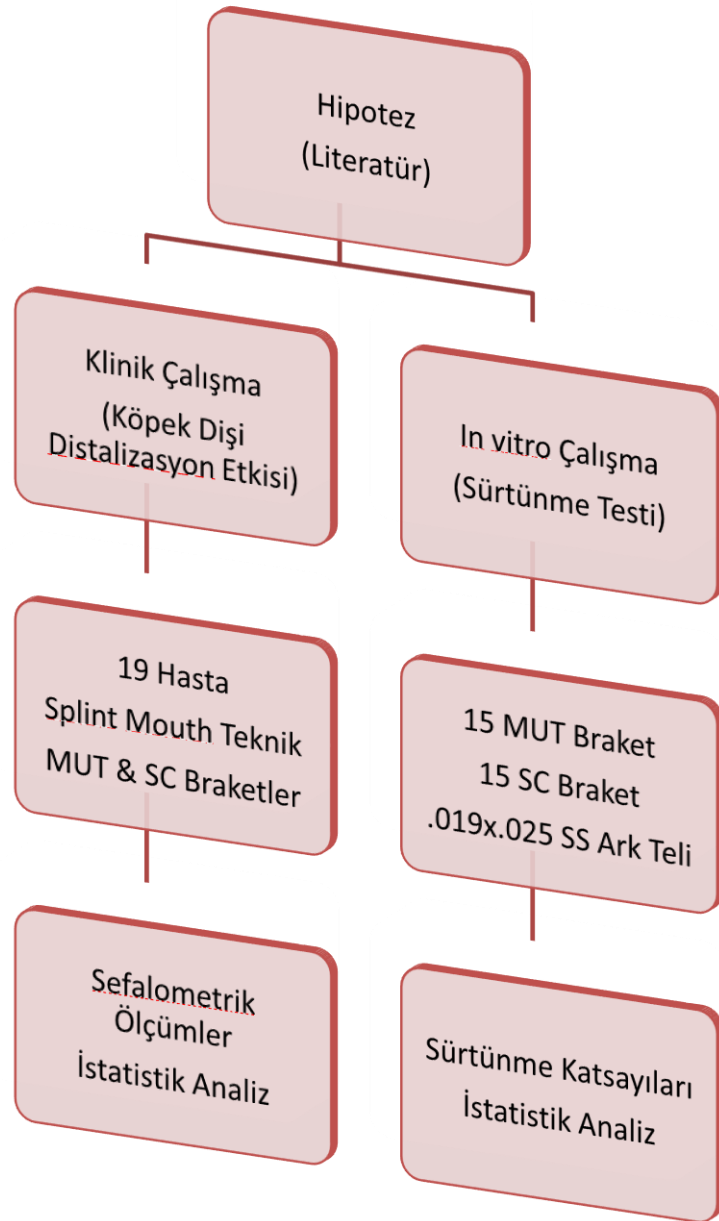
Bu çalışmada amaç, ortodontik tedavilerde kullanılan kendinden bağlanabilen bir braket ve oluk yapısında modifikasyon yapılan ancak konvansiyonel teknikle ark teli bağlanan bir braket kullanıldığında ark teli ile aralarında oluşan sürtünme dirençleri ve dış hareket miktarlarının in vitro ve in vivo ortamlarda karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Bu çalışma için ileri sürülen *Null Hipotezi* şu şekilde ifade edilebilir: *“Kendinden bağlanan braketlerle konvansiyonel braketler arasında dış hareketi açısından in vivo ve in vitro şartların her ikisinde de istatistiksel olarak anlamlı farklar mevcuttur”*. Bu hipotezin test edilmesi için yapılması planlanan işlemler ise şöyle sıralanabilir:

1. Kendinden bağlanabilen bir braket (SmartClip, 3M Unitek, Monrovia, Calif.) ile oluk yapısında modifikasyon yapılmış olan diğer bir braket (Mini Uni-Twin, 3M Unitek, Monrovia, Calif.) sistemlerinin klinik uygulamada (ağız

ortamında) aynı koşullar altında kullanarak diş hareket miktarı ve hızı için oluşan etkinliklerini değerlendirmek;

2. Bu her iki braket sistemlerini sürtünme kuvvetleri açısından in vitro olarak test etmek ve in vitro uygulamanın ne kadar klinik uygulamaya uyumlu olduğunu araştırmaktır.

Bu çalışmanın akış grafiği aşağıdadır:



Şekil 1.1 Bu çalışmanın akış grafiği.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Ortodontide Diş Hareketi

Ortodontik tedavi, diş üzerine uzun süreli kuvvet uygulayarak dişin etrafındaki kemiğin yeniden şekillenmesiyle diş hareketinin gerçekleşmesi esasına dayanır (Proffit ve Fields, 2000). Bir dişin, alveol kemiği içerisinde hareket etmesinin temelinde dişin kökünü çevreleyen alveoler kemikteki yeniden yapılanma ve periodontal ligamentteki bir takım hücresel değişimler yatmaktadır (Van de Velde ve ark., 1988). Bütün diş hareketlerinde, periyodonsiyumda görülen histolojik değişiklikler birbirine benzerdir (Ülgen, 2003).

Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesinde başlıca sorumlu mekanizma, dişin kökünü çevreleyen periodontal ligament (PDL) ve alveol kemiğinde meydana gelen yeniden şekillenme olayıdır. Bu olayda sorumlu başlıca hücreler, periodontal ligament ve kemik dokusu içerisinde bulunan fibroblastlar, osteoblastlar ve osteoklastlardır (Mostafa ve ark., 1983).

Periodontal ligament diş kökünün etrafını saran ve dişi kemiğe bağlayan fibröz, yoğun bir bağ dokusudur (Newman ve ark; 2002). Periodontal ligamentin çoğunu kollajen lifler oluştursa da ortodontik diş hareketini mümkün kılan kısımları hücresel elemanları ve doku sıvılarıdır (Proffit ve Fields, 2000; Ataoğlu ve Gürsel, 1999).

Normal çiğneme fonksiyonu sırasında dişe ilk basınç uygulandığında PDL' den çok az miktarda sıvı çıkışı olur. Dişe yönelik basınç uygulamasına devam edilirse sıvı kaçışı hızla gerçekleşir ve diş yer değiştirip periodontal ligamenti komşu kemiğe doğru sıkıştırır. Bu durum sonucunda ağrı meydana gelir. Ağrı normalde ağır kuvvetler karşısında 3-5 saniye içinde algılanır; bu bulgu da sıvı kaçışının ve PDL'e yönelik baskı kuvvetleri etkisinde sıkışmanın, bu süre zarfında gerçekleştiğini gösterir (Proffit ve Fields, 2000).

Ortodontik diş hareketinde iki temel teori öne sürülmüştür. Biyoelektrik teorisi, kuvvet uygulandığında alveol kemiğinde meydana gelen esneme ve bükülmeler sonucu

oluşan elektrik sinyallerinin kemik metabolizmasındaki değişiklikleri kontrol etmesiyle diş hareketi meydana geldiğini savunmaktadır. Basınç gerilim teorisi ise diş hareketini elektrik sinyallerinden ziyade kimyasal uyarılara bağlamaktadır. Buna göre uygulanan kuvvet neticesinde diş periodontal ligament aralığında yer değiştirir ve bir tarafta ligamentler sıkışırken diğer tarafta gerilme meydana gelir. Sıkışmanın olduğu yöne komşu alveol duvarında osteoklastların, gerilim bölgesine komşu alveol kemiği duvarında ise osteoblastların aktive olduğu belirtilmiştir (Graber ve Vanarsdall, 2000).

Kuvvet büyüklüğü az bile olsa kuvvet uygulama süresi uzadığında ortodontik diş hareketi meydana gelir. Dakikalar içerisinde kan akımı değişerek oksijen azalmaya başlar ve kimyasal uyarılar açığa çıkar. Bu kimyasal uyarılar prostaglandinler ve sitokinlerdir (Proffit ve Fields, 2000). Prostaglandinler, fiziksel, kimyasal, mekanik, immünolojik veya nörohormonal bir uyarının etkisiyle sentezlenilebilirler ve vücudun hemen bütün dokularında bulunabilirler. Sistemik dolaşıma geçmezler ve sadece sentezlendikleri yerde lokal etki gösterirler (Yamasaki ve ark., 1982; Leiker ve ark., 1995). Ayrıca prostaglandinler lokal olarak uygulandığında, diş hareket miktarının arttığı rapor edilmiştir (Yamasaki ve ark., 1982; Bradley ve ark., 1995; Yamasaki ve ark., 1984). Kimyasal uyarıların açığa çıkmasından sonra saatler içerisinde metabolik değişiklikler meydana gelir, hücresel aktivitede değişiklikler olur ve enzim düzeyleri değişir. Saatler içerisinde siklik adenosin monofosfat (cAMP) düzeyinde artış tespit edilir, iki gün içinde de osteoklastlar ve osteoblastlar diş soketini şekillendirir ve diş hareketi başlar. Bu şekilde meydana gelen rezorpsiyona direkt rezorpsiyon adı verilir.

Eğer uygulanan kuvvetler fazlaysa ve yüksek basınç meydana geliyorsa verilen fizyolojik cevapta farklılıklar meydana gelir. Saniyeler içinde periodontal ligamentin sıkışma bölgelerinde kılcal damarlar kapanır dakikalar içerisinde ise kanlanma kesilir. Saatler içerisinde sıkışma bölgesinde hücre ölümü meydana gelir. Periodontal ligamentin şiddetli sıkışması sonucu ortaya çıkan basınç nedeniyle doku ölümü yani hiyalinizasyon meydana gelir (Rygh, 1973). Hiyalinizasyon alanındaki hücreler osteoklastlara farklılaşamazlar ve bu ölü dokunun periodontal ligamente bakan kısmında rezorpsiyon meydana gelemez. Komşu alveol kemik rezorbe olana, hiyalinize doku ortadan kalkana ve bu alanda hücre sayısı artana kadar diş hareketi durur (Graber ve Vanarsdall, 2000). Birkaç gün sonra hücresiz ölü dokunun alveol kemiğine bakan tarafından bölgeye

hücresel elemanların hareketi başlar. Hiyalinizasyon tabakası nötrofiller ve makrofajlar tarafından rezorbe edilir (Reitan, 1957; Brudvik ve Rygh, 1994). Bu şekilde meydana gelen rezorpsiyona dolaylı rezorpsiyon adı verilir. Dolaylı rezorpsiyon periodontal ligamente ulaştığında ve hiyalinize doku ortadan kalktığına diş hareket etmeye başlar (Reitan, 1967). Hiyalinizasyon ve dolaylı kemik rezorpsiyonunda diş hareketi doğrudan rezorpsiyona göre daha geç başlar.

Hafif kuvvetlerin uygulanması ile oluşan hiyalinize alan genç hastalarda 2-4 hafta kadar kalabilir. Eğer kemik yoğunluğu fazlaysa bu süre daha da uzayabilir (Graber ve Vanarsdall, 2000). Hiyalinizasyon tabakasının oluşumu ve rezorbe oluşu tek bir basamak değildir, devamlı bir olaydır ve diş hareketi boyunca devam eder. Hiyalinizasyon tabakası varlığının 24 saat ile 80 gün arasında gözlenebileceği rapor edilmiştir (Von Böhl ve ark., 2004).

2.2 Diş Hareketini Etkileyen Faktörler

2.2.1 Uygulanan Kuvvet

Diş hareketi, diş uygulanan kuvvetin büyüklüğü, kuvvetin yönü, moment kuvvet oranı ve diş çevreleyen dokularda ki bireysel farklılıklar gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Daha önce ifade edildiği gibi ortodontik tedavilerde dişleri hareket ettirmek üzere uygulanan ideal kuvvet miktarına “*optimal = en uygun kuvvet*” adı verilmektedir. Diş hareketi için en uygun kuvvet, alveol kemiğin, periodontal ligamentin ve diş kökünün devamlılığını koruyarak çevre dokularda herhangi bir hasara neden olmayan ve en hızlı diş hareketini sağlayan kuvvet olarak tanımlanmıştır (Pilon ve ark., 1996; Nikolai, 1975). Fakat bireysel farklılıklardan dolayı optimal kuvvet miktarını her hasta için hesaplamak oldukça zordur (Hixon ve ark., 1969; Hixon ve ark., 1972).

Nikolai (1975) en uygun kuvveti belirlemede; 1) diş kökünün yüzey alanı ve şekli, 2) istenen diş hareketinin tipi, 3) uygulanan kuvvetin süresi ve 4) biyolojik bireysel faktörler gibi unsurların rol aldığını söylemiştir.

i) Kuvvetin Büyüklüğü

Ortodontik kuvvetler şiddetine göre hafif ve ağır kuvvetler olarak ikiye ayrılabilir. Hafif kuvvetler dişin hareket edebilmesi için gerekli olan eşik kuvvet değerinde olan kuvvetlerdir. Hafif kuvvetlerin uygulanması ile diş hareketi ve ankraj koruması daha kolay olmaktadır.

Ağır kuvvetler ise periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hiyalinizasyon tabakası ve dolaylı kemik rezorpsiyonuna neden olabilecek büyüklükteki kuvvetlerdir. Doğrudan ve dolaylı kemik rezorpsiyonu sonucu yaklaşık bir ay sonunda hemen hemen aynı miktarda hareket meydana geldiği belirtilmiştir. Ancak her iki kuvvet büyüklüğünün diş hareket hızı ve destek alınan dişler üzerindeki etkilerinin farklı olduğu bilinmektedir.

Hafif ve ağır kuvvetler diş hareketi açısından karşılaştırıldığında ağır olan kuvvette ankraj alınan dişin istenmeyen hareketinin daha fazla olduğu rapor edilmiştir (Andreasen ve Zwanziger, 1980). Yine hafif şiddette kuvvet uygulandığında diş hareketinde gecikme fazı oluşmadan hareket elde edilebilmektedir (Iwasaki ve ark., 2003a).

Farklı bireylerde yapılan çalışmalarda, uygulanan kuvvetin büyüklüğünden ziyade bireyler arasındaki kemik yoğunluğu, kemik metabolizması ve periodontal ligamentteki yenilenme hızı gibi biyolojik farklılıklardan dolayı diş hareketi sırasında yanıtlar farklı olabilmektedir (Pilon ve ark., 1996).

Doğrudan rezorpsiyon meydana gelen dişlerde daha hızlı diş hareketi küçük hiyalinizasyon odakları olan bölgelerde ise diş hareketinin daha yavaş meydana geldiği rapor edilmiştir. Ayrıca hafif kuvvetlerde doğrudan rezorpsiyon gözlenmiş kuvvetin ağır olduğu durumlarda ise hiyalinizasyon odaklarına rastlanmıştır. Küçük hiyalinizasyon odakları kişiden kişiye değişkenlik gösteren diş hareket miktarını açıklayan etkenlerden biri olabilir. Hiyalinizasyon tabakası diş hareketini sınırlandırır ancak kuvvetin şiddeti ile hiyalinizasyon tabakası oluşup oluşmaması arasında bir ilişki yoktur (Von Böhl ve Maltha, 2004b) .

Ağır kuvvetlerin hafif kuvvetlere göre daha fazla ve daha hızlı diş hareketine neden olduğuna dair çalışmalar da mevcuttur (Hixon ve ark., 1969; Hixon ve ark., 1972; Andreasen ve Zwanziger, 1980).

şurası unutulmamalıdır ki ortodonti pratiğinde bir klinisyen doğrudan rezorpsiyon için hafif kuvvetler uygulamaya ne kadar zen gösterirse göstersin klinik olarak her hastada dolaylı rezorpsiyon alanları oluşabilmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

ii) Kuvvetin Süresi

Dişin evre dokularında uygun düzeyde biyolojik cevap oluşabilmesi için, uygulanan kuvvetin hafif olmasının yanında sürekliliğin yani iki aktivasyon arasında kuvvet kaybının en az olması gerekmektedir. Kuvvet uygulamasının dört saat sürdürülmesinin ardından periodontal ligamentte siklik nükleotid seviyesinin arttığı ve bu sürenin hücresel farklılaşmayı uyarıcı ikincil habercilerin oluşumu için yeterli olduğu gösterilmiştir (Proffit ve Fields, 2000).

Kuvvetin azalma oranına göre kuvvetler sürekli (continuous), kesikli (interrupted) ve aralıklı (intermittent) kuvvetler olarak sınıflandırılmışlardır (Tosun, 1999; Proffit ve Fields, 2000).

Sürekli kuvvetler hastanın randevuları arasında geçen zamanda kuvvetin zgn miktarına yakın düzeyde devam etmesidir. İki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti gittikçe azalır ancak sıfırlanmaz. Niti yayların uyguladığı kuvvetler buna örnek verilebilir.

Kesik kuvvetler aktivasyonlar arasında geçen zamanda kuvvetin düzeyinin sıfırlanmasıdır. Bu kuvvetin uygulanmasından sonra ikinci aktivasyona kadar evre dokularda tamir olayları gerçekleşir. Hızlı genişletme vidaları örnek olarak verilebilir.

Aralıklı kuvvetler kuvvetin şiddetinde meydana gelen ani sıfırlanmalardır ki hareketli apareylerle uygulanan kuvvetler buna örnektir.

Sürekli ve kesikli kuvvetleri aynı bireylerde karşılaştırıldığı bir çalışmada yedi hafta sonunda horizontal sürekli kuvvetlerin kesikli kuvvetlerden daha etkili olduğu rapor edilmiştir (Owmann-moll ve ark., 1995). Uygulanan kuvvetin sürekliliği diş hareket miktarına kuvvetin büyüklüğünden daha fazla etki etmektedir (Van Leeuwen ve ark., 1999).

Ortodontik apareylerin üç haftadan daha sık aktive edilmemesi önerilmiştir. Dolaylı kemik rezorpsiyonu için 7-14 günlük bir zamana ihtiyaç vardır ve kuvvetin yeniden aktivasyonundan önce periodontal ligamentin tamiri için bu süreye eşit ya da daha fazla bir sürenin geçmesi gerekmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

iii) Kuvvetin Dağılımı

Dişe uygulanacak en uygun kuvvetin belirlenmesinde uygulanan kuvvetin miktarı kadar dağılımın gerçekleştiği periodontal ligament alanı da önemlidir. Periodontal ligamentin cevabı birim yüzeye düşen kuvvetle belirlenir. Farklı hareket tiplerine göre de bu alanlar değişiklik göstermektedir (Proffit ve Fields, 2000). Bioprogressive tedavi tekniğine göre ideal diş hareketinde kök yüzeyinde her santimetre kareye 100 gr kuvvet uygulanması gerektiği belirtilmiştir (Bench ve ark., 1978).

Devrilme hareketinde, basınç periodontal ligamentte belirli alanlarda yoğunlaşır. Sıkışma bölgeleri kuvvetin uygulandığı tarafta kök ucuna yakın bölge diğer tarafta ise alveol kemiğinin üst kısmındadır. Basınç en çok bu bölgelerde yoğunlaşır, dişin direnç merkezine yaklaştıkça basınç azalır (Proffit ve Fields, 2000; Graber ve Vanarsdall, 2000). Periodontal ligamentte etkilenen alanlara gelen basınç diş kronuna uygulanan basınçtan daha fazladır. Bu nedenle devrilme hareketinde diş kronuna oldukça hafif kuvvetlerin uygulanması önerilmektedir.

Paralel diş hareketinde, periodontal ligament alanının tamamı kuvveti eşit dağılacak şekilde karşılar. Paralel hareketi sağlamak zordur bu nedenle kısmen paralel kısmen de devrilme hareketi ile diş hareketi meydana gelmektedir. Bunun için uygulanacak kuvvet, her iki hareket için gerekli kuvvetlerin ortalamasıdır (Smith ve Burstone, 1984; Proffit ve Fields, 2000).

Rotasyon hareketlerinde de devrilme hareketlerinde olduğu gibi sıkışma alanları meydana gelebilir. Diş alveol soketi içerisinde devrilmeye uğratmadan saf rotasyon ve saf intrüzyon yaptırmak pek mümkün değildir. Bu sebeple rotasyon hareketleri için devrilme hareketine yakın kuvvetler uygulamak gerekmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

Ekstrüzyon hareketinde diş alveol kemiği ile birlikte hareket ettirmek için hafif kuvvetler (25-30 gr) uygulamak gerekir, ağır kuvvetler dişin çekimi gibi yanıt verebilir (Graber ve Vanarsdall, 2000).

Intrüzyon hareketinde ise uygulanan kuvvet dişin kök ucunda çok küçük bir alanda yoğunlaşacağından daha hafif kuvvetlerin uygulanması gerekmektedir (Graber ve Vanarsdall, 2000). Kuvvetin sadece çok hafif olduğu durumlarda dişte intrüzyon hareketi beklenebilir (Proffit ve Fields, 2000).

Yapılan birçok hayvan ve insan çalışmasında farklı diş hareketleri için farklı değerler belirtilmiştir (Ren ve ark., 2003, 2004).

2.3 Diş Hareket Hızı

Ortodontide diş hareketini hızlandırmak ve böylece tedavi süresini kısaltmak için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda bazı kimyasal ajanların ve fiziksel uyarıcıların ortodontik diş hareketini hızlandığı saptanmıştır.

Collins ve Sinclair (1988) kediler üzerinde yaptıkları çalışmada köpek diş retraksiyonu sırasında periodontal ligamente 1,25-dihydroxycholecalciferol (D vitamini metaboliti) enjekte etmişler, yapılan histolojik incelemede enjeksiyonun yapıldığı dişlerde basınç bölgesinde alveoler rezorpsiyonun arttığını saptamışlardır. Ayrıca D vitamini enjekte edilen dişlerde kontrol grubuna göre daha hızlı diş hareketi meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

Chumbley ve Tuncay (1986) prostaglandinlerin ortodontik tedavi sırasında kemik rezorpsiyonu açısından önemli olduğunu söylemişlerdir.

Yamasaki ve arkadaşları (1982) maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında PGE1 ya da PGE2'nin bölgesel olarak köpek dişlerinin distaline uygulandığında diş hareketinin iki kat arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca yine Yamasaki ve arkadaşları (1984) insan üzerinde yaptıkları ve bölgesel PGE1 enjeksiyonu uyguladıkları dişlerde köpek diş distalizasyonu sırasında kontrol grubuna göre 1.6 kat daha fazla hareket elde etmişlerdir.

Lee (1990) ratlar üzerinde sistematik ve bölgesel olarak prostaglandin uygulayarak yaptığı çalışmasında basınç bölgesinde howship lakünalarının ve osteoklastların kontrol grubuna göre artmış olduğunu bildirmiştir. Ayrıca prostaglandinin sistemik olarak uygulandığı durumlarda kemikte meydana gelen rezorpsiyonun bölgesel uygulamaya göre daha fazla olduğunu rapor etmiştir.

Çağlaroğlu (2006) tavşanlar üzerinde lokal ve intraligamenter PGE2 uygulamasının ortodontik diş hareketi miktarını, osteoblast ve osteoklast sayısını arttırdığını, intraligamenter uygulamanın ise daha etkili olduğunu belirtmiştir.

Prostaglandin uygulamasının yan etkileri de göz ardı edilmemelidir. İshal, kusma, korneada kanlanma (korneal konjesyon), toplardamarın iç zarının iltihabı (flebit) gibi yan etkiler ortaya çıkabilmektedir (Davidovitch, 1991). Ayrıca intraligamenter prostaglandin uygulaması oldukça ağırlı bir işlemdir ve pratik değildir (Proffit ve Fields, 2000).

Soma ve arkadaşları (2000) yaptıkları çalışmalarında paratiroid hormonun lokal olarak yavaş salınımı için metilselüloz jel içeren paratiroid hormon hazırlamışlar ve ratlarda PTH-MC kombinasyonu enjekte edildiğinde basınç tarafında osteoklastik aktivitenin ve periodontal aralık genişliğinin arttığını söylemişlerdir. Bunun sonucunda da paratiroid hormonun lokal ve yavaş salındığında ortodontik tedavide uygulanabileceğini bildirmişlerdir.

Ashcraft ve arkadaşları (1992) tavşanlar üzerinde kortizon uygulayarak diş hareket miktarı ve relaps miktarını incelemişlerdir. Çalışmalarında osteoporöze neden olan kortikosteroid uygulanan deneklerde kontrol grubuna göre daha hızlı diş hareketi ve daha fazla relaps izlemişlerdir.

Davidovitch ve arkadaşları (1980a, 1980b) elektrik akımının diş hareketine etkisini inceledikleri çalışmalarında kedilerin kanin dişlerine 15 mikroamper elektrik akımı vermişlerdir. Elektrik akımının verildiği alanlara komşu olan alveol kemiğinde, osteoblast ve peridontal ligament hücre sayısında artış tespit etmişlerdir. Ortodontik kuvvetin etkisiyle oluşan basınç tarafında (anot ucunda) kemik rezorpsyonunun, gerilim tarafında (katot ucunda) kemik yapımının arttığını belirtmişlerdir. Elektrik stimülasyonun periodontal dokularda hücresel enzimatik aktivitede artışa sebep olduğunu ve alveoler kemik yapımını hızlandırıcı bir araç olabileceğini söylemişlerdir.

Stark ve Sinclair (1987) domuzlarda elektrik akım alanı oluşturarak yaptıkları çalışmalarında yine benzer sonuçlar elde etmişlerdir. Elektrik akımı oluşturarak dişlerin ortodontik hareket miktarını arttırmanın mümkün olduğunu bildirmişlerdir.

Özellikle yaşlı kadınlarda kemik kaybını önlemek için östrojen tedavisi ya da kemik erimesini durdurucu ilaçlar kullanılmaktadır. Östrojen tedavisi ortodontik diş hareketi üzerine pek etki göstermez ancak kemik erimesini durduran farmakolojik ajanlar problem oluşturabilir. Bu ilaçların temelini ise bifosfonatlar oluşturmaktadır. Ayrıca prostaglandin sentezini inhibe eden ajanlarda diş hareketini etkilemektedir (Proffit ve Fields, 2000). Bu ajanları kullanarak diş hareketini yavaşlatarak ankraj bölgelerinin hareketini ve ortodontik tedavi sonrası meydana gelen nüksü azaltmak amacıyla da çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Igarashi ve arkadaşları (1994) ratlarda bifosfonatların ankraj dişlere ve retansiyona etkilerini incelemişler ve diş hareketi sırasında sistemik olarak uygulandığında diş hareketini %40 azalttığını diş hareketi sonrasında ise relapsın %50 azaldığını bulmuşlardır. Bifosfonatlar lokal olarak uygulandığında da benzer etkileri olmuştur. Bu çalışmaya göre de bifosfonatların retansiyon ve ankrajı arttırmada kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Sandy ve Harris (1984) prostaglandin inhibitörü olan flurbiprofenin diş hareketine etkisini inceledikleri çalışmalarında, flurbiprofen uygulanan grupta osteoklast sayısının azaldığını ve diş hareketinin kontrol grubuna göre daha yavaş olduğunu gözlemişlerdir.

Wong ve arkadaşları (1992) aspirinin oral uygulandığı zaman diş hareketini nasıl etkilediğini araştırmışlar ve aspirinin bronşiollerde prostaglandin sentezini inhibe ettiğini ancak diş hareketi üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığını, böylece prostaglandinlerin diş hareketinde meydana gelen kemik rezorpsiyonunda tek başına etkili olmayabileceğini bildirmişlerdir.

Arias ve Marquez-Orozco (2006) aspirin, asetaminofen ve ibuprofenin diş hareketine etkilerini araştırmışlar aspirin ve ibuprofen gibi nonsteroidal antienflamatuar analjeziklerin prostaglandin sentezinin inhibe ederek osteoklast sayısını azalttığını ve böylece diş hareketini etkilediğini söylemişlerdir. Asetaminofenin ise ratlarda ortodontik diş hareketinin etkilemediğini eğer ortodontik tedavi kaynaklı bir ağrıdan dolayı analjezik kullanmak gerekiyorsa asetaminofenin kullanılabileceğini rapor etmişlerdir.

Proffit ve Fields (2000) ise prostaglandin inhibitörlerinin diş hareketini inhibe ettiği söylene de bilinen analjeziklerin belirli dozda ortodonti hastalarında diş hareketi için etkilerinin çok az ya da hiç olmayacağını söylemişlerdir.

2.4 Diş Hareketinin Yan Etkileri

Ortodontik tedavilerde dişin kök yüzeyine komşu alveol kemiğinde apozisyon ve rezorpsiyonlar meydana gelirken kök sement yüzeyinde de bir takım ataklar meydana gelmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

Ortodontik tedavilerde uygulanan kuvvetlere bağlı olarak hiyalinizasyon tabakasının oluşumu kaçınılmazdır. Hafif kuvvetlerin sonucunda bile hiyalinizasyon tabakasının oluştuğu söylenmiştir. Hiyalinize bölgeye komşu kök yüzeyinde de osteoklastik hücre atağı meydana gelmektedir (Brudvik ve Pygh, 1995). Bu nedenle hareket ettirilen bir dişin kök yüzeyinde sementte ve dentinde tamir edilmiş rezorpsiyon alanları görülebilir. (Proffit ve Fields, 2000).

Eksternal apikal kök rezorpsiyonu, ortodontide sık karşılan iatrojenik sonuçlardan biridir ve ortodontik tedaviler eksternal apikal kök rezorpsiyonunun en yaygın nedenidir (Harris, 2000).

Harry ve Sims (1982) ortodontik tedavi sırasında oluşan rezorbe lakünaların dağılımının kök yüzeyindeki stres miktarıyla bağlantılı olduğunu bulmuşlar ve uygulanan kuvvetin artmasıyla birlikte rezorbe lakünaların sayısının direkt arttığını bildirmişlerdir. Chana ve Darendeliler (2005) yaptıkları çalışmalarında hafif kuvvetlerin ağır kuvvetler göre daha fazla kök rezorpsiyonu meydana getirdiklerini belirtmişlerdir.

Eksternal kök rezorpsiyonu daha çok dişlerin kök uçlarında meydana gelmektedir. Kök yüzeyinin koronal üçlüsü hücresiz sement, apikal üçlüsü hücreli sementten oluşmaktadır. Orta kısmında ise sement yapısı karışık olarak şekillenmiştir. Hücreli sement hücresiz sementte göre daha hızlı oluşur ve daha aktiftir. Ancak hücresiz sement ağır kuvvetler altında daha fazla hasar görür (Rygh, 1977; Harris, 2000).

Ortodontik kuvvetin tipi de eksternal kök rezorpsiyonunda etkili olabilmektedir. İntrüzyon hareketinin diğer ortodontik hareketlere göre daha fazla kök rezorpsiyonuna neden olduğu söylenmiştir (McFadden ve ark., 1989). Ancak yapılan bazı çalışmalarda intrüzyon ile rezorpsiyon arasında ilişki kurulamamıştır (Baumrind ve ark., 1996). Ayrıca eğilme, tork, paralel hareket ve palatal ekspansiyon gibi hareketlerde de rezorpsiyon meydana gelebilmektedir (Brezniak ve Wasserstein, 1993).

Kuvvet süreleri karşılaştırıldığında aralıklı kuvvetler uygulandığında kuvvetin kesilmesinin rezorbe olan sementin iyileşmesine yardımcı olduğu ve daha sonra oluşabilecek rezorpsiyonu engellendiği belirtilmiştir (Brezniak ve Wasserstein, 1993).

Aktif tedavi süresi ile eksternal kök rezorpsiyonu arasında da ilişki olduğu söylenmiştir. Tedavi süresi arttıkça meydana kök rezorpsiyon miktarı artmaktadır (McFadden ve ark., 1989; Baumrind ve ark., 1996). Ayrıca diş hareket miktarı ile de kök rezorpsiyonu ilişkilendirilmiştir. Keser dişlerin diğer dişlerden daha fazla hareket ettirilmesinin kök rezorpsiyonunun daha çok bu dişlerde görülmesinin nedeni olabileceği ifade edilmiştir.

Ortodontik tedavilerde uygulanan kuvvete bağılı olarak mobilite artışı meydana gelebilir. Aşırı mobilite aşırı kuvvetin göstergesidir. Hareket ettirilen dişin travmatik okluzyona geçmesinden dolayı da aşırı mobilite oluşabilir (Proffit ve Fields, 2000). Ayrıca ortodontik tedavilerde periodontal doku hasarı, minede demineralizasyon ve çürük gibi komplikasyonlarda meydana gelebilmektedir. Bu komplikasyonlarında tedavi süresi uzadıkça görülmesi daha kolay olmaktadır (Lau ve Wong, 2006).

2.5 Ortodontide Sürtünme

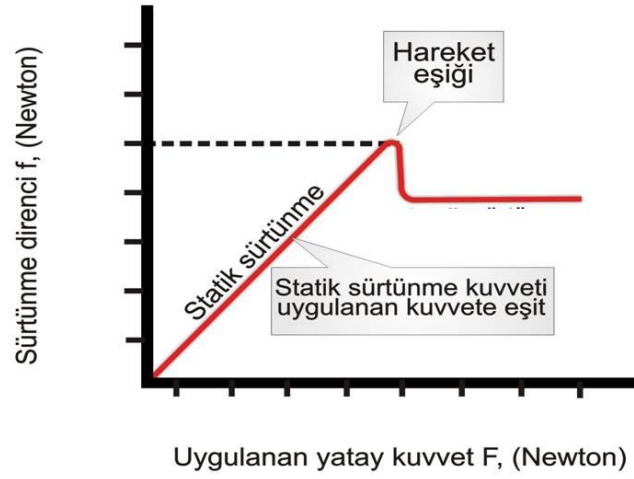
Temas halindeki iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında temas yüzeyine teğet ve bu zorlanmaya zıt yönlü olarak ortaya çıkan direnç kuvvetine sürtünme kuvveti adı verilir. Kayma direncinin statik sürtünme ve dinamik sürtünme olmak üzere iki tipi vardır. Cisimlerden biri veya diğeri harekete başlamadığı sürece sürtünme kuvveti vardır ve *statik sürtünme* kuvveti olarak adlandırılır. Statik sürtünme cismin harekete başlaması için gereken kuvvet miktarıdır (Şekil 2.1). *Dinamik sürtünme* ise, cismin hareketi esnasında var olan sürtünmedir ve cismin hareketini sürdürebilmesi için yenmesi gereken kuvvet miktarıdır (Tosun, 1999).

Her maddenin kendine özgü bir sürtünme karakteri vardır. Bu özelliği sürtünme katsayısı (μ) belirler. Sürtünme katsayısı, yüzey boyunca hareket ettirilen cismin ağırlığı (veya yüzeye dik etkiyen kuvvet) ile cismin hareketine zıt yönde etkiyen sürtünme kuvvetinin oranıdır ($F = \mu \times N$) (Şekil 2.2). Sürtünme karakterine bağılı olarak, sürtünme katsayısı da statik (μ_s) veya kinetik (μ_k) adını alır.

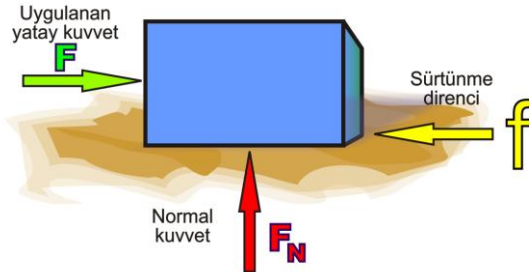
Ortodontik tedavilerde diş hareketleri sırasında braket ve tel arasında sürtünme kuvvetleri meydana gelmektedir. Dişlerin seviyelenmesi ve sıralanması, eğer diş çekimi yapıldıysa çekim boşluklarına dişlerin kaydırılması, aktif tork (kök hareketi) verilmesi, sırasında ark teli ve braket olukları arasında sürtünme dirençleri oluşmaktadır (Keith ve ark., 1993; Downing ve ark., 1994).

Ortodontik tedavilerde bir diş ark teli üzerinde kaydırırken tel ile braket arasında statik ve dinamik sürtünmeler birbiri ardına oluşur. Bu sürtünmeler ark teli ve

braketin birbirini izleyen basamaklar halindeki konum değişimleri sonucu meydana gelen birbirini takip eden küçük diş hareketleri sırasında ortaya çıkar (Frank ve Nikolai, 1980).



şekil 2.1 Bir cismin harekete başlaması için geçmesi gereken statik sürtünme kuvveti ve hareket eşiği.



şekil 2.2 Uygulanan kuvvet ve zıt yönlü sürtünme kuvveti.

Dişlere uygulanan kuvvetler dişte hareket meydana getirebilmek için hem dişin içinde bulunduğu kemik ve yumuşak doku direncini aşmalı hem de braket ve ark teli arasında meydana gelen sürtünme miktarını aşmalıdır (Angolkar ve ark., 1990; Ogata ve ark., 1996). Yapılan bazı çalışmalarda kayma mekaniği esnasında sürtünmeye bağlı olarak kuvvet kaybı meydana geldiği bildirilmektedir (Articolo ve Kusy, 1999). Kojima ve Fukui (2005) yaptıkları çalışmalarında köpek dişin köşeli telde kayma mekaniği ile retrakte edilirken uygulanan kuvvetin %60-80 oranında kaybedildiğini rapor etmişlerdir.

Eğer meydana gelen sürtünme kuvveti fazla olursa diş çevreleyen dokularda yıkıcı etkiler, dişin hareket etmemesi ve ankraj alınan dişin hareketi gibi istenmeyen yan etkiler meydana gelebilir (Keith ve ark., 1993; Tanne ve ark.,1994; Vaughan ve ark., 1995; Ogata ve ark., 1996; Taylor ve Ison, 1996).

Ortodontide mezio-distal yönlü diş hareketi iki farklı mekanikle gerçekleştirilebilir:

- i) Bölümlü arklar (sectional arch mechanics) aracılığı ile yapılabilir. Bu tip ortodontik harekette sürtünme yok denecek kadar azdır. Dişler zemberekler (looplar) yardımıyla hareket ettirilirler. Ancak diş hareketi sırasında dikey ve yatay yönlü istenmeyen rotasyonlar gözlenebilir ve mezio-distal yöndeki diş hareketi tamamlandıktan sonra dişlerin rotasyonlarını ve eğimlerini düzeltmek için seviyeleme ihtiyacı ortaya çıkabilir (Ülgen, 2003; Burstone, 1982; Gjessing, 1985; Drescher ve ark., 1989; Ziegler ve Ingerval, 1989).
- ii) Kayma mekanikleri (sliding mechanics) ile yapılabilir. Bu uygulamada diş veya diş grubu kuvvet uygulanarak ark teli üzerinde kaydırılmaya çalışılmaktadır. Bu sistemlerde ise ark teli ile braket arasında “binding” meydana gelmesi ve sürtünme sonucunda dişin hareket miktarının azalması gibi istenmeyen etkiler ortaya çıkabilir (Ülgen, 2003; Ziegler ve Ingerval, 1989; Drescher ve ark., 1989; Kusy ve Whitley, 1997; Kusy ve Whitley, 1999).

Bir dişin ark teli üzerinde hareket ettirilmesi birbirini izleyen dört faza bölünebilir:

- i) Seviyeleme basamağı tamamlandıktan sonra meziodistal yönde kuvvet uygulamadan önce tel braket oluşuna rahatça oturur.
- ii) Meziodistal yönde ilk kuvvet uygulandığında kuvvetin uygulama noktası dişin direnç merkezinin uzağında olduğunda diş rotasyona uğrar ve devrilir.
- iii) Dişe uygulanan kuvvet sürekli olduğunda ark telinde elastik bir deformasyon meydana gelir. Braket ve ark teli arasındaki kontak noktalarında oluşan kuvvet sürtünmeyi artırır, meziodistal yöndeki kuvvetin bir kısmı kaybolur. Aynı zamanda telde meydana gelen elastik deformasyon sonucu dişte antitip ve antirotasyon hareketleri meydana gelir.
- iv) Ark telinde kalıcı deformasyon meydana gelirse dişte antitip ve antirotasyon meydana gelemez ve bu durumu oluşturmaktan kaçınılmalıdır (Drescher ve ark., 1989).

2.5.1 Sürtünmeyi Etkileyen Faktörler

Ortodontik tedaviler sırasında kayma mekanikleri kullanıldığında braket ve ark telleri arasında meydana gelen sürtünme kuvvetleri birçok faktörden etkilenmektedir. Braket ve ark tellerinin üretildikleri malzemelerin yapısı ve üretim şekilleri, kullanılan braket ve ark telleri arasındaki bağlantı, ortodontik mekanikler ve biyolojik faktörler gibi birçok değişken sürtünme üzerinde önemli etkilere sahiptirler (Rossouw, 2003).

Braketler yapıldıkları materyallere göre metal, plastik, polikarbonat fiber ile güçlendirilmiş plastik, poliüretan, seramik ve titanyum braketler olarak sınıflandırılabilirler. Seramik braketler ise kendi içinde alumina ile üçlendirilmiş ve zirkonya ile güçlendirilmiş braketler olarak ayrılabilir (Singh, 2007). Ayrıca bu malzemelerin kombinasyonları da braket üretiminde kullanılmaktadır.

Braketlerin yapıldıkları materyaller bazı özellikler taşımalıdır. Hijyenik olması, toksik olmaması, korozyona dirençli olması, üzerine yüklenen ve meydana gelen okluzal kuvvetlere karşı dayanıklı olması, estetik olması, renk değiştirmemesi, kaydırma mekaniklerinde düşük sürtünme kuvvetleri göstermesi gibi özellikler braket malzemelerinde aranmaktadır.

Paslanmaz çelik braketler demir, krom, nikel ve karbon alaşımıdır. Ortodontide braket yapımında kullanılan paslanmaz çelikler genellikle Amerikan Demir Çelik Enstitüsü (AISI) 304, 304L, 316 kodlu çelik materyalleridir. Bu braketler genel olarak %71 demir, % 18 krom, %8 nikel, %0,2 den az karbon içermektedir (Singh, 2007). İlk yapılan paslanmaz çelik braketler, metal kesme işlemi ile üretilmişlerdir. Oldukça pahalı, vakit alıcı olan ayrıca insan hatasına açık bir yöntem olduğundan yerini kalıp döküm tekniğine bırakmıştır. Döküm tekniğiyle, metal tozları ısıtılma (ergime noktasının altına dek ısıtılması işlemi) tabi tutularak sıkı yapıda braketler elde edilir. Daha sonraları ise metal akıtma (enjeksiyon) döküm (MIM) tekniği ile paslanmaz çelik braketler üretilmeye başlanmıştır (Arıcı, 1996). Paslanmaz çelik ucuz olması, dayanıklı olması ve hijyenik olmasından dolayı en sık kullanılan braket materyali olmuştur. Ancak estetik olmamaları ve ağızda nikel serbestlemeleri dezavantajlarıdır (Tosun, 1999).

Özellikle yetişkin bireylerde ortodontik tedaviler yaygınlaştıktan sonra ortodontistler hastalarında estetik apareyler kullanma yoluna gitmişlerdir. Üretici firmalarda kabul edilebilir estetik braketler üretmeye yönelmişlerdir. Seramik braketlerde bu estetik braketlerdendir (Bishara ve Fehr, 1997). 1980'lerde ortodontide yerini alan seramik braketler, estetik görünümleri, yüksek mukavemet, yüksek deformasyon ve aşınma direnci, renk kalıcılığı gibi avantajlara sahiptirler (Russel, 2005). Ancak seramikler sert, kırılabilir ve eğilmeyen malzemelerdir (Bishara ve Fehr, 1997). Özellikle tip ve tork hareketleri esnasında kırılma ve kopma, söküm esnasında mine üzerinde hasar oluşabilmesi, karşıt dişte mine aşınmasına yol açma, kayma mekanikleri sırasında daha fazla sürtünme direnci oluşturma gibi çeşitli dezavantajlara sahiptirler (Kusy, 1988; Bishara ve Fehr, 1997). Seramik braketler paslanmaz çelik tellere veya diş minesine göre dokuz kat daha serttir ve bu nedenle seramik braket ve diş arasında bir temas olursa dişte aşınma meydana gelir (Karamouzos ve ark., 1997).

Seramik braketler alüminyum oksitten meydana gelmektedir. İki farklı üretim tekniğine göre iki temel seramik braket vardır. Polikristalin braketler alüminyum oksit partiküllerinin sinterlenmesi veya eritilerek birleştirilmesi ile elde edilirler. Partiküller karıştırıldıktan sonra bir bağlayıcı ajan ile bir araya getirilirler. Sonra bağlayıcı ajanın yanıp gitmesine yetecek kadar bir ısıda bu birleşim ısıtılır ve geriye birbirine yapışmış parçacıklar kalır. Bu işleme sinterleme denir. Elde edilen seramik kütlesi braket özelliklerini sağlamak üzere elmas kesici araçlarla işlenir. İşlenmiş olan braket, daha sonrasında yüzey düzensizliklerini uzaklaştırmak ve kesme işlemleri esnasında oluşan gerilimleri yumuşatmak amacıyla ısı işlemine tabi tutulur (Swartz, 1988; Bishara ve Fehr, 1997). Sinterleme tekniğinin ucuz olması polikristalin braketleri popüler hale getirmiştir. Alümina kristalleri arasında meydana gelen sınırlarda, yapının saflığını bozabilecek herhangi bir parçacığın varoluşu veya burada herhangi bir eksikliğin olması bir kırık hattı oluşumuna yol açabilmektedir. Bu özellikte braketin kırılmasına sebep olabilir.

Monokristalin seramik braketlerde polikristalin braketler gibi alüminyum oksitten elde edilmektedirler. Üretim aşamasında partiküller ilk önce ısıtılıp eritilir sonra yavaş yavaş soğutulurak kristalizasyonun eksiksiz olarak tamamlanması sağlanır. Bu yöntemin dezavantajı pahalı ve zahmetli bir teknik olmasıdır. Ancak dayanıklılığı daha fazla ve kırılabilirliği daha azdır. (Swartz, 1988; Bishara ve Fehr, 1997; Arıcı, 1996)

Plastik braketler katı ve su emiciliği az olan polikarbonattan üretilmektedirler. Ortodontide 1970'lerde kullanılmaya başlanmıştır ve metal braketlere estetik bir alternatif olarak görülmüştür. Ancak kısa sürede dezavantajları ortaya çıkmıştır. Ağız içerisindeki sıvıları absorbe ederek renk değiştirmeleri, debonding sırasında meydana gelen problemler, braketlerde kuvvet altında meydana gelen kalıcı deformasyon ve kanatlarda oluşan kırılmalar nedeniyle popüleritesi uzun sürmemiştir (Tosun, 1999; Russel, 2005). Plastik braketlerde uzun süreli kuvvet altında, özellikle tork uygulamalarında deformasyonlar meydana gelmektedir (Feldner ve ark., 1994). Polikarbonat braketlerin olumsuz özelliklerini azaltmak için metal oluklu plastik braketlerde üretilmiştir.

Titanyum braket üretiminde kullanılan en yeni materyaldir. Biyo-uyumluluğu daha iyi ve iyi bitirilmiş yüzeyi nedeniyle daha az sürtünme kuvveti meydana getiren malzemedir. Titanyum braketler tek parça olarak döküm halindedirler ve metal braketlere oranla oldukça pahalıdırlar. Daha çok nikel alerjisi olan bireyler için metal braketlere alternatif olarak kullanılmaktadırlar (Singh, 2007).

Seramik braketlerin estetik olarak avantajları olmasına karşın diğer materyallerinde özellikle sürtünme açısından başka avantajları mevcuttur. Bu dezavantajların azaltılması amacıyla paslanmaz çelik olukları olan seramik braketler de üretilmişlerdir (Kusy ve Whitley, 2001).

i) Braket Materyalleri

Ortodonti pratiğinde kullanılan braket materyalleri arasında kullanılan malzemeye göre sürtünme dirençleri arasında farklılıklar olabilmektedir. Birçok çalışmada paslanmaz çelikten üretilen braketlerin sürtünme dirençlerinin diğer braket materyallerinden daha az olduğu gösterilmiştir (Angolkar ve ark., 1990; Pratten ve ark., 1990; Bazakidou, 1997; Tanne ve ark., 1994; Karamouzos ve ark., 1997; Loftus ve ark., 1999; Cacciafesta ve ark., 2003).

Polikristalin seramik braketler pürüzlü ve poröz yüzeylerinden dolayı monokristalin ve paslanmaz çelik braketler göre daha büyük sürtünme katsayısına sahiptirler (Russel, 2005). Omana ve arkadaşları (1992) enjeksiyon yöntemiyle üretilen seramik braketlerin diğer seramik braketlerden daha az sürtünme kuvveti oluşturacağını belirtmişlerdir. Ancak yine de polikristalin braketler genelde paslanmaz çelik braketlerden daha fazla sürtünme kuvveti meydana getirmektedirler (Thorstenson ve Kusy, 2003).

Seramik braketlerin yüzeyleri paslanmaz çelik braketlerle karşılaştırıldığında yüzeyinin daha pürüzlü olduğu görülmektedir ve bu yüzey özelliğinden dolayı kayma mekanikleri sırasında daha fazla sürtünme kuvveti meydana gelmektedir. Bu braketlerde oluk yüzeyinin iyileştirilmesi veya metal oluk eklenmesiyle ortaya çıkabilecek sürtünme kuvvetinin azaltılabileceği ifade edilmiştir (Ghafari, 1992; Loftus ve ark., 1999; Dickson ve Jones, 1996). Ancak çalışmalar arasında farklı sonuçlar

bulunmuştur. Bazı çalışmalarda metal oluklu polikristalin braketlerin sürtünme katsayısı paslanmaz çelik braketlerinkinden daha yüksek çıkmıştır (Nishio ve ark., 2004). Bunun, metal oluğun braket içine adaptasyonunun zor olması veya metal ile polikristalin alüminanın sahip oldukları farklı genleşme katsayılarından kaynaklanabileceği düşünülmüştür (Russel, 2005). Yine de metal oluk eklenmiş estetik braketlerin oluşturdukları sürtünme direnci metal oluksuz estetik braketlerden daha düşük bulunmuştur (Thorstenson ve Kusy, 2003a).

Titanyum braketlerin, paslanmaz çelik braketlere oranla SEM incelemelerine göre daha pürüzlü bir yüzeye sahip oldukları ortaya konulmuştur. Ancak açılanmanın olmadığı pasif haldeki sürtünmeler incelendiğinde titanyum braketler ile paslanmaz çelik braketlerin oluşturduğu sürtünme kuvvetleri birbirine yakın olmaktadır. Bunun nedeni olarak paslanmaz çelik braketler üzerinde oluşan krom ve oksijen tabakasına benzer şekilde titanyum üzerinde de karbon, oksijen, titanyum bileşenli pasif bir tabaka oluşabileceği gösterilmiştir. Dolayısıyla sürtünme direncinde yüzey kimyasının etkili bir faktör olabileceği düşünülmüştür (Kusy ve Whitley, 1997).

ii) Braket Tasarımı

Braket şekli meydana gelen hareket miktarında etkili olabilmektedir. Shpack ve arkadaşları (2008) Tip-edge ve edgewise braketlerin hareketlerini karşılaştırmışlar ve nikel titanyum sarmal zembereklerle kuvvet uygulandığında paralel hareket sağlayan edgewise braketlerin tip edge braketlere göre daha hızlı diş hareketi meydana getirdiğini söylemişlerdir. Bu çalışmanın tersi olarak Nanda ve Ghosh (1997) Tip-edge braketlerin oluktan terminal köşelere doğru olan 20°'lik kenar açılanması şeklindeki tasarımlarının devrilme hareketine imkân verdiğini ve daha geniş hareket imkânı sağlayan bu tasarım sayesinde braket kenarlarında oluşan “*binding*” etkisinin ortadan kalkması dolayısıyla oluşan sürtünmenin de azaltılmış olduğunu belirtmişlerdir.

Ayrıca braket tasarımında yapılan yeniliklerle sürtünme kuvveti azaltılmaya çalışılmıştır. Bu çalışmalarda hedef ligatür telinin ark teline doğrudan temasını önleyerek telin braket oluğu içerisinde serbestçe hareket etmesini izin vermektir. Ayrıca braket oluğunun taban ve duvarlarına yapılan tümsek şeklindeki tasarımın, braket-tel temas alanını azaltarak sürtünmenin azaltılmasına yardımcı olacağı ileri sürülmektedir

(Nanda ve Ghosh, 1997). Thorstenson ve Kusy (2003b) braket ve tel arasında açılanma olmadan yani pasif yapıda bu çeşit braketlerde sürtünme kuvvetinin daha az olduğunu ancak açılanmanın olduğu aktif yapıda ise “*binding*” meydana gelme durumlarının bağlama yönteminden bağımsız olduğu söylemişlerdir.

Braket oluk boyutu meydana gelebilecek sürtünme kuvvetini etkileyen bir diğer faktör olabilir. Dar ve geniş oluğa sahip braketlerin sürtünme kuvvetine etkisinin incelendiği bir çalışmada oluk genişliği dar olan braketlerde daha fazla sürtünme kuvveti meydana geldiğini belirtilmiştir. Braket oluk boyutunun 0.018 inch’den 0.022 inch’e artış göstermesiyle aynı tel üzerinde geniş olan braketler daha az sürtünme kuvveti meydana getirmektedirler (Tidy, 1989).

Braket genişliği dikkate alındığında, braketlerin meziodistal genişliği arttıkça ark telinin braket üzerine uyguladığı kuvvet miktarı azalmakta genişlik azaldıkça ise artmaktadır. Dar olan braketlerin meziodistal çapı geniş olan braketlere göre daha fazla sürtünme kuvveti meydana getireceği ifade edilmiştir (Ülgen, 2003). Kaydırma mekanikleri kullanıldığında uzun mesafeli diş hareketi isteniyorsa orta genişlikte ya da geniş braketlerin sürtünme yönünden daha iyi olacağı belirtilmiştir (Tosun, 1999). Dar braketlerin daha az sürtünme meydana getirdiğini söyleyen çalışmalar mevcuttur (Kapilla ve ark., 1990).

iii) Ark Telleri

Diş hareketi sırasında tel materyali de meydana gelen sürtünme kuvvetinde etkilidir (Tidy, 1989; Ireland ve ark., 1991). Ortodontide kullanılan ark tellerinin sürtünme kuvvetine olan etkileri yapılan çalışmalarda farklılıklar göstermektedir. Paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum ark telleri arasında hala hangi ark telinin daha fazla sürtünme meydana getirdiğine dair bir fikir birlikteliği yoktur.

Bazı çalışmalarda nikel titanyum ark tellerinin sürtünme katsayısı paslanmaz çelik ve beta titanyum ark tellerine göre daha düşük bulunmuştur (Prososki ve ark., 1991; Rose ve Zernik, 1996). Rose ve Zernik (1996) nikel titanyum tellerin sürtünme dirençlerinin daha az olmasının bu tellerin elastikiyetinin paslanmaz çelik tellere göre

daha fazla olmasından kaynaklandığını ve telin sertliğinin sürtünme direncini belirleyen önemli bir etken olduğunu belirtmişlerdir.

Diğer bazı çalışmalarda beta titanyum ark teli nikel titanyum ve paslanmaz çelik ark telleri ile karşılaştırıldığında beta titanyum ark telinin daha fazla sürtünme kuvveti oluşturduğu rapor edilmiştir (Drescher ve ark., 1989; Loftus ve ark., 1999).

Çalışmaların birçoğunda ise ark telleri meydana getirdiği sürtünme dirençleri açısından sıralandığında küçükten büyüğe doğru paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum şeklinde olduğu belirtilmiştir (Garner ve ark., 1986; Stannard ve ark., 1986; Drescher ve ark., 1989; Kapilla ve ark., 1990; Angolkar ve ark., 1990; Loftus ve ark., 1999).

iv) Braket/Ark Teli Arasındaki Açılanma

Sürtünme direncinin *klasik sürtünme*, *binding* ve *notching* olmak üzere üç bileşenden oluştuğunu ifade edilmiştir. Pasif konfigürasyon braket oluşu ve ark teli arasındaki temas açısı kritik temas açısından küçük olarak tarif edilmiştir. Bu durumda sadece klasik sürtünme geçerlidir. Aktif konfigürasyonda ise sürtünme direncine *binding* ve *notching* de katılmıştır. Temas açısının kritik temas açısını geçtiği durumlarda *binding* sürtünmede etkin rol almaya başlar ve bu açı arttıkça *notching* ön plana çıkar ve tel ve braket arasında hareket görülmez (Kusy ve Whitley, 1999).

Braket ve ark teli arasında birinci, ikinci ve üçüncü düzen açılanmaların hepside meydana gelen sürtünme kuvvetleri üzerinde etkilidirler (Yeh ve ark., 2007). Braket ve ark teli arasındaki bu açılanmaların arttığında sürtünme direncinin arttığını gösteren birçok çalışma mevcuttur (Tidy, 1989; Bednar ve ark., 1991; Tselepis ve ark., 1994; Kusy ve Whitley, 1999).

v) Braket/Ark Telinin Bağlanma Yöntemi

Ark tellerinin braket oluşu içerisine oturtulması ve bu konumunun devam ettirilebilmesi için çeşitli bağlama teknikleri kullanılmaktadır. Iwaski ve arkadaşları (2003b) meydana gelen sürtünme kuvvetinin %46 ile %69'ının bağlamadan

kaynaklanan sürtünmeden ve *elastic binding* den oluştuğunu, %31 ile %54'ünün ise braketin ark teli üzerinde yaptığı kayma hareketinden meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Ortodontide elastomerikler, ligatür telleri ve pinler ark telinin braket oluşu içerisinde konumunu korumak için kullanılmaktadır. Ayrıca kendinden bağlanabilen ark telinin braket oluşu içerisinde durmasını sağlayan sürgü, kısıkaç veya kapak gibi çeşitli şekillerde parçaları olan braketlerde kullanılmaktadır.

Çelik ligatür telleri ortodontide yaygın olarak kullanılmaktadır ayrıca estetik braketlerde kullanılmak üzere teflon kaplı çelik ligatür tellerde mevcuttur. Çelik ligatür teller elastomerik ligatürlerle karşılaştırıldığında daha az sürtünme kuvveti meydana getirdikleri ifade edilmektedir (Shivapuja ve Berger, 1994;. Berger, 1990; Hain ve ark., 2003).

Bir elastik ligatür 50 ile 150 gr arası bağlama kuvveti meydana getirmektedir (Sims ve ark., 1993). Tel ligatürler ise telin bağlanma sıklığına ve bağlamayı yapan hekime göre değişken kuvvetler meydana getirmektedirler (Iwasaki ve ark., 2003).

Elastik ligatürler üretim özelliklerine göre farklı sürtünme özellikleri gösterebilmektedirler. Kayganlaştırılmış ve ağız içerisinde kayganlık özelliği gösteren elastik ligatürlerin klasik elastik ligatürlere göre daha az sürtünme kuvveti meydana getirdiği iddia edilmiştir (Hain ve ark., 2003 ve 2006). Hain ve arkadaşları (2006) bu çeşit elastik ligatürlerin diğer bağlama tekniklerine göre %50 daha az sürtünme oluşturduklarını belirtmişlerdir. Chimenti ve arkadaşları (2005) kuru ortamda yaptıkları çalışmalarında silikonla kayganlaştırılmış elastik ligatürlerde elastiklerin statik sürtünme dirençlerinin %36–43 daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca elastomeriklerin boyutlarındaki farklılığının sürtünme dirençlerini etkilediğini ve küçük ya da orta boyutlardaki elastik ligatürlerin oluşturdukları statik sürtünme direncinin büyük boyutlardaki elastik ligatürlerden % 13–17 oranında daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir.

Elastik ligatürler daha az sürtünme direnci oluşturmak için değişik şekillerde de üretilmişlerdir. Bir firma enjeksiyon yöntemiyle yeni tasarım bir elastik ligatür geliştirmiştir. Bu tasarımda ligatür braketle bağlandığında braket oluşu ile ligatür

arasında t p benzeri bir birleşim olmakta ve ark telinin serbestçe hareketine olanak verilmektedir. Bu çeşit elastik ligat relerin konvansiyonel elastik ligat rlere göre daha az sürtünme direnci oluşturdukları söylenmiştir (Baccetti ve Franchi, 2006). Franchi ve arkadaşları (2008) bu elastik ligatürlerin kayma mekanikleri sırasında düşük sürtünme kuvveti için alternatif olabileceğini vurgulamışlardır. Yapılan başka bir çalışmada Deguchi ve arkadaşları (2007) *Clear Snap* isimli bir aparatı braket oluğu ile tel bağlantısını sağlamak amacıyla kullanmışlar ve t p benzeri bir birleşim elde etmişlerdir. Bu ligatür ile yaptıkları köpek dişi distalizasyon işleminde kontrol grubunda kullandıkları konvansiyonel yönteme göre daha az kuvvet uygulayarak köpek dişi disatalizasyonu yapılabil-diğini vurgulamışlardır.

Kullanılan ligatür çeşidinin dışında bağlama şeklide sürtünme kuvvetinin miktarında etkili olabilmektedir. Sekiz (8) şeklinde bağlanan elastik ligatürler sürtünme direncini arttırmaktadır (Sims ve ark., 1993; Hain ve ark., 2003). 0 şeklinde bağlamada oluşan sürtünme kuvveti ortalama 50gr. (Meling ve ark., 1997) iken 8-bağlama ile oluşan sürtünme kuvveti, geleneksel bağlama şekline göre % 70-220 oranında artmaktadır (Sims ve ark., 1993). Elastik ligatürlerin ark teline uyguladıkları kuvvet zaman içersinde gittikçe azalmaktadır (Meling ve ark., 1997).

Elastik modüller ortamdaki nem ile hidrolize olup zamanla deformasyona uğrarlar (Young ve ark., 1979). Bu nedenle elastik modüllerin statik sürtünme dirençleri zaman içerisinde azalmaktadır (Taylor ve Ison, 1996). Elastik ligatürlerin plak biriktirmeleri ve çürük oluşturabilmeleri nedeniyle özellikle kayma mekanikleri gibi durumlarda kullanımı daha az tercih edilebilir (Shivapuja ve Berger, 1994).

Son zamanlarda daha da popüler hale gelen kendinden bağlanabilen (self ligating) braketler ortodonti pratiğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu braketler elastik ligatürler gibi hastada plak birikimini arttırmazlar ve daha hijyeniktirler. Ayrıca tel ligatürler gibi hastada yumuşak doku yaralanmaları da meydana getirmezler. Yine bağlama işleminden doğan zaman kaybı daha azdır ve hasta başında geçirilen zaman kısalmaktadır (Shivapuja ve Berger 1994). Kendinden bağlanabilen braketlerin en önemli avantajları, ark teli, braket oluğu ve ligatür arasında meydana gelen sürtünme direncinin konvansiyonel braketlere göre azaltılmış olduğu

şeklinde ifade edilmektedir (Shivapuja ve Berger, 1994; Read-Ward ve ark., 1997; Hain ve ark., 2003 ve 2006; Caccifesta ve ark., 2003; Franchi ve ark., 2008).

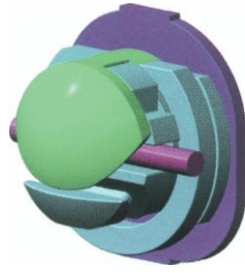
vi) Kendinden Bağlanabilen (Self Ligating) Braketler

Kendinden bağlanabilen braketler son yıllarda ortodonti pratiğinde daha çok kullanılmaya başlansa da bu tip braketlerin ilk örneklerine 1930’lu yıllarda rastlanmaktadır. 1935 yılında Solzenberg tarafından tanımlanan *Russel Lock* edgewise ataçmanları kendinden bağlanabilen braketlerin ilk temsilcisi olarak gösterilebilir. Daha sonra ise bu tarz braketlerin üretimine uzun bir süre ara verilmiştir. 1972 yılında Wildman’ın *Edgeloock* braketleri tanıtılmıştır. Bu braketlerde bağlanma sistemi bir sürgü ile yapılmaktaydı (Wildman, 1972).

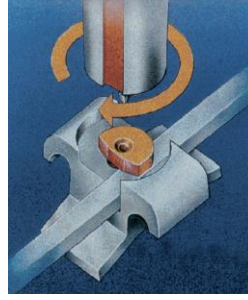
Son yıllarda birçok üretici firma kendinde bağlanabilen braketler piyasaya sürmüşlerdir (Şekil 2.3). 1980 yılında Forestadent Mobil-Lock ve Orec Speed braketler, 1986 yılında “A” Company Activa, 1994 de Adenta Time, 1998 de Ormco Twinlock, 2000 yılında Ormco/”A” Co Damon 2 ve GAC In-Ovation braketler, 2002 yılında ise GAC In-Ovation R ve Adenta Evolution LT braketler üretilerek piyasaya sunulmuştur (Harradine, 2003).

Kendinden bağlanabilen braketlerin 2 farklı kapak tipi vardır. Pasif olarak tanımlananlar ark teline herhangi bir kuvvet uygulamazken, aktif olarak tanımlanan braketler teli oluğa oturtmak için bağlama kuvveti uygularlar (Gökçelik ve Polat, 2007). Speed (Strite Industries, Cambridge, Ontario, Canada), In-Ovation (GAC International, Bohemia, NY) gibi braketler aktif braketlere örnek gösterilebilirler. Damon (SDS Ormco, Orange, Calif) ve SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif) gibi braketler ise pasif braketlere örnek gösterilebilir (Franchi ve ark., 2008).

Kendinden bağlanabilen braketlerin telin braket oluğuna tam olarak oturtulabilmesi ark teli ile braket arasında daha az sürtünme kuvveti meydana getirmeleri, hasta başında geçen sürenin kısalması ve ark telinin daha hızlı sökölüp bağlanabilmesi gibi bazı avantajları olduğu belirtilmiştir (Harradine, 2003).



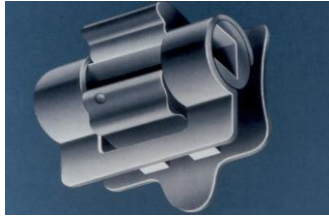
Edgelock



Mobil-lock



Speed



Activa



Damon 2



SmartClip

Şekil 2.3 Farklı firmalara ait kendinden bağlanabilen braketlere örnekler.

Zaman açısından değerlendirildiğinde kendinden ligatürlebilen braketlerin konvansiyonel bağlama yöntemlerine göre hasta başında geçen süreyi azalttığını ifade eden çalışmalar mevcuttur (Turnbull ve Birnie, 2007; Harradine, 2008). Maijer ve Smith (1990) yaptıkları çalışmalarında Aktiva braketler kullanıldığında paslanmaz çelik tel ile bağlanan edgewise braketlere göre hastalarda ark telinin sökölüp yeni telin takılması işleminin 7 dakika kadar daha kısa sürdüğünü belirtmişlerdir.

Tel ya da elastomerik ligatürler kullanıldığında ark teli braket oluğu içerisine tam olarak yerleştirilemeyebilir. Elastik ligatürün esnekliği dolayısıyla, tel ligatürün ise zaman içinde gevşemesine bağlı olarak ark teli braket oluğu içine tam oturamayabilir. Elastik ligatürleri sekiz şeklinde bağlamak bir çözüm olarak düşünülse de bu işlem tam bir çözüm olmayabilir. Kendinden ligatürlebilen braketlerde ise ark teli braket oluğu içerisine tam olarak yerleşir ve rahatça hareket eder (Harradine, 2003; 2008).

Tel ligatürler hasta için rahatsız edici olabilirler elastik ligatürler ise daha konforludurlar. Miles ve arkadaşları (2006) yaptıkları çalışmalarında aynı bireylerde ağız içerisinde sağ ve sol tarafta farklı braket sistemleri kullanmışlardır. Bu çalışmaya göre Damon 2 kendinden bağlanabilen braketlerin konvansiyonel braketler ile karşılaştırıldığında ilk ark teli takıldığında daha az rahatsız ettiğini ancak sonraki tedavi randevularında kendinden bağlanabilen braketlerin daha fazla rahatsızlık meydana getirdiğini söylemişlerdir. Ayrıca yumuşak dokularda istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bu çeşit braketlerin daha büyük olmasına bağlı olarak daha fazla rahatsızlık oluşturduğu ifade edilmiştir.

Kendinden bağlanabilen braketler ile yapılan tedavilerin konvansiyonel braketlerle yapılan tedavilere göre daha kısa sürdüğü ve toplam tedavi süresi ve randevu sayısının daha az olduğu iddia edilmektedir (Eberting ve ark., 2001; Sergio ve ark., 2008). Hamilton ve arkadaşları (2008) ise yayınladıkları geriye dönük çalışmalarında 383 konvansiyonel braketlerle tedavi edilmiş, 379 kendinden ligatürlenebilen aktif braketlerle tedavi edilmiş hastaları karşılaştırmışlar, tedavi süresi ve randevu sayısında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Kendinden bağlanabilen braketlerin tedavi başında çapraşık dişlerin sıralanması sırasında etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur. Pandis ve arkadaşları (2007) alt çene dişlerinin çapraşıklık miktarını indeks kullanarak değerlendirmişler ve çapraşıklık miktarının orta düzeyde olduğu durumlarda kendinden bağlanabilen braketlerin dişlerin daha hızlı sıralanmasını sağladıklarını, çapraşıklığın şiddetli olduğu durumlarda ise konvansiyonel braketlerle kendinden bağlanabilen braketlerin arasında anlamlı bir farklılık olmadığını söylemişlerdir. Miles ve arkadaşları 2006 yılında yayınladıkları çalışmalarında ise yine çapraşıklık indeksi kullanarak braketlerin etkinliğini değerlendirmişlerdir. Damon II braketleri ile konvansiyonel braketler arasında çapraşıklığı çözme açısından bir farklılık olmadığı sonucuna varmışlardır.

Aktif braketlerde amaç, rotasyon ve tork kontrolü için ark telini braket oluşunun tabanına oturtmaktır. Bazı aktif braketlerde klipsler sadece kalın tellerde aktiftirler ancak pasif haldeyken oluk lümenleri dardır. Ancak çapraşıklığın olduğu durumlarda ince ark telleri kullanılırken dar oluk lümeni sürtünmeyi arttırmaktadır. Pasif

braketlerde ise kapak ya da klips kapatıldığında oluk boyutu tam genişliğe ulaşır (Damon, 1998). Yeh ve arkadaşları (2007) yaptıkları çalışmalarında Damon 2, SmartClip ve Synergy braketlerinin sürtünme dirençlerini karşılaştırmışlar, oluk lümeni daha geniş olan SmartClip braketlerde diğer braketlere göre daha düşük sürtünme direnci bulmuşlardır.

SmartClip braketlerin kendinden bağlanabilen mekanizması iki adet nikel titanyum klipsden oluşmaktadır. Bu klipsler ark teli yerleştirilirken elastik deformasyona uğrar ve tel braket oluğuna yerleşir. Tel çıkarılırken aynı mekanizmadan yararlanır. Ancak ark telini çıkarma işlemi için özel bir pens gerekmektedir. Bu braketler sürgü ya da kapak gibi ataçmanlar içermez. Sürgü veya kapak gibi ataçmanların kendiliğinden açılması gibi komplikasyonlarda meydana gelmez. Klipsler otomatik olarak kapanır ve ark telini braket oluğu içinde muhafaza ederler. Ayrıca braketin ikiz kanatları klinisyene teli bağlama konusunda seçenek sağlar (Trevisi ve Bergstrand, 2008).

Yapılan birçok in vitro çalışmada kendinden bağlanabilen braketlerin diğer braket çeşitlerine göre daha az sürtünme direnci meydana getirdiği gösterilmiştir (Shivapuja ve Berger, 1994; Read-Ward ve ark., 1997; Kapur ve ark., 1998; Hain ve ark., 2003 ve 2006; Cacciafesta ve ark., 2003; Franchi ve ark., 2008). Cacciafesta ve arkadaşları (2003) paslanmaz çelik telden üretilen kendinden bağlanabilen braketlerin, paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum ark tellerinde konvansiyonel paslanmaz çelik braketlerden daha az sürtünme kuvveti oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca seramik braketlerin paslanmaz çelik braketlerden daha fazla sürtünme kuvveti oluşturmasına rağmen, kendinden bağlanabilen seramik braketlerin normal paslanmaz çelik braketlere yakın sürtünme direnci meydana getirdiklerini belirtmişlerdir.

In vivo durumları taklit etmek için bazı çalışmalar da typodontlar ile yapılmıştır. Henao ve Kusy (2004) typodontların sert yapılarından dolayı in vivo ortamdaki dişler gibi kuvvet absorbe edemeyeceklerini söylemişlerdir. Ancak bu in vitro testlerin limitlerine rağmen in vivo koşulları sağlamayı hedefledikleri çalışmalarında kendinden bağlanabilen braketlerin daha az sürtünme direnci oluşturduklarını belirtmişlerdir. Ayrıca ark telinin kalınlaştıkça sürtünme direncinin

arttığını, ince tellerde ise kendinden bağlanabilen braketlerle konvansiyonel braketler arasındaki sürtünme direnci farkının daha anlamlı olduğunu söylemişlerdir.

Rinchuse ve Miles (2007) kendinden bağlanabilen braketlerle ilgi çalışmaların birçoğunun in vitro çalışmalar olduğunu bu nedenle laboratuvar şartlarının klinik durumları tam olarak yansıtamadığını ifade etmişlerdir.

Loftus ve arkadaşları (1999) çalışmalarında kayma mekanikleri esnasında paslanmaz çelik, seramik, metal oluklu seramik ve kendinden bağlanabilen gibi farklı braket çeşitlerinin oluşturdukları sürtünme kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Bu değerlendirmeyi yaparken ağız ortamını ve periodontal ligamenti taklit edecek ve kayma mekaniği esnasında meydana gelen rotasyon ve devrilme hareketini sağlayacak bir model hazırlamışlardır. Aktif konfigürasyonda yapılan bu testler sonucu seramik braketler dışında diğer braketlerde fark bulamamışlardır. Ve sonuç olarak yapılan bazı çalışmalarda kendinden ligatürlenebilen braketlerin daha düşük sürtünme kuvveti oluşturmasını testlerde tellerin braket oluşuna pasif olarak yerleştirilmiş olmasına bağlamışlardır.

Miles (2007) ise birinci küçük azı dişleri ortodontik tedavi amaçlı çekilmiş hastaların sağ ve sol taraflarına farklı olacak şekilde “SmartClip” ve tel ligatürle bağlanmış konvansiyonel braketler yapıştırmış ve kayma mekanikleri ile yapılan boşluk kapatma hızını değerlendirmiştir. SmartClip braket ile tel ligatürle bağlanmış konvansiyonel ikiz braketlerde anlamlı bir farklılık bulamamıştır.

Sonuç olarak, ortodontide diş hareketinin daha hızlı ve daha az yan etkiyle elde edilebilmesi için yıllardır araştırmaların yapıldığı gözlenmektedir. Bu amaca ulaşabilmek için diş hareketine etkili bir çok bileşen üzerinde sürekli araştırmalar ve modifikasyonlar yapılmakta veya bir takım yeni uygulamalara gidilmektedir. Ancak özellikle yeni geliştirilen veya modifiye edilen malzemelerin test edildiği tekniklerde belirli ve uluslar arası kabul edilmiş bir standardizasyonun olmadığı ve bundan dolayı farklı tekniklerin kullanılmasından dolayı aynı malzeme için birbirine zıt sonuçların rapor edildiği çalışmalara rastlanmaktadır. Şu ana kadar yapılan literatür taraması özellikle bu kadar çok bileşenin etkili olduğu bu konuda bu tür çalışmaların,

araştırmaların ve süregelen tartışmaların daha uzun yıllar devam edeceğini göstermektedir.

3 BİREY ve YÖNTEM, MATERYAL ve METOD

Bu çalışma GİRİŞ bölümünde belirtildiği gibi in vivo ve in vitro iki kısımdan oluşmaktadır. Çalışmanın in vitro (klinik) kısmında seçilen iki braket sisteminin aynı ark teli üzerinde aynı bireyin ağzında uygulanması sırasında diş hareket miktarı ve hızı açısından etkinliklerinin karşılaştırılmasını içermektedir. In vitro (laboratuvar) kısmı ise aynı braket sistemlerinin aynı ark teli üzerinde oluşturdukları sürtünme direnç katsayılarının belirlenmesini amaçlamaktadır. Bu nedenle bu bölümde çalışmanın bu iki kısmı ayrı başlıklar altında açıklanmaktadır.

3.1 Klinik Çalışma

3.1.1 Birey

Çalışmanın bu kısmı için Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı kliniğine tedavi olmak amacıyla başvuran bireyler arasından 20 adet hasta seçilmiştir. Bu hastaların tedavi planlamasına göre, alt üst ya da sadece üst birinci küçük azı dişlerin çekimi sonrası köpek dişlerin geriye alınması gereken ve yaşları 12 ile 18 arasında değişen bireyler olmasına dikkat edilmiştir.

Çalışmaya katılacak bireylerde ilk önce ortodontik tedavi için engel oluşturacak herhangi bir koşulun olup olmadığı değerlendirilmiştir. Daha sonra tedavi için başvuran bireylerin ağız dışı, ağız içi ve radyolojik muayeneleri yapılarak çalışma için gerekli koşullar ve çalışmaya engel olabilecek durumların varlığı değerlendirilmiştir.

Çalışmaya katılacak bireylerde aşağıdaki koşulların varlığı aranmıştır:

- Daimi dişlenme döneminde olması,
- Tedavi öncesinde kök uçları kapanmış daimi dişlere sahip olması,
- Küçük azı dişlerin çekimi sonrası sağ ve sol yarım çenelerin her ikisinde de köpek dişlerin geriye hareketinin gerekli olması,
- Ağız hijyeninin iyi durumda olması.

Aşağıdaki durumların gözlemlendiği hastalar çalışmaya kabul edilmemiştir:

- Ortodontik tedavi olmasını engelleyen tıbbi bir durumun bulunması,
- Eğitim verilmesine rağmen yeterli ağız hijyenine ulaşılamaması,
- Yapılan radyolojik incelemede ortodontik tedavide problem meydana getirebilecek bir patoloji, aşırı kök rezorpsiyonu, köklerde aşırı açılma, periodontal problemler gibi durumların olması.

Hastaların tedavileri başladıktan sonra araştırmadan çıkarılma nedenleri ise:

- Hasta uyumu ve işbirliğinde tedavinin ilerleyen zamanlarında problemler meydana gelmesi,
- Tedavi başında iyi olan ağız hijyenin bozulması ve yeterli düzeye çıkarılamaması,
- Hastanın tedavisi sırasında çalışma için alınacak radyograflara engel olacak herhangi bir patolojik durumunun oluşması,
- Hastada kullanılacak materyallere karşı alerjik reaksiyon olması.

Bireylerin tedavilerine başlamadan önce kendilerine ve velilerine sabit ortodontik tedavi ve çalışmada kullanılacak yöntem, çalışmanın amacı, rutin ortodontik tedavilerde ve çalışmada meydana gelebilecek komplikasyonlar anlatılarak bilgi verilmiştir. Ayrıca gönüllü olan hastaların velilerinden aydınlatılmış onam formu alınmıştır. Çalışma için Ondokuz Mayıs Üniversitesi Etik Kurulundan 22.09.2008 tarihinde OMÜ Etik 2008/241 karar numarası ile çalışmanın uygulanabilir olduğuna dair rapor alınmıştır (Ek 1). Çalışmaya yukarıdaki koşulları sağlayan toplam 5 erkek 15 kız birey dahil edilmiştir.

3.1.2 Araştırma Grupları

Kendinden bağlanabilen (self ligating) SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif., USA) ve konvansiyonel yolla bağlanan bir braket olan Mini Uni-Twin (3M Unitek, Monrovia, Calif., USA) braketlerin kullanıldığı 2 adet araştırma grubu oluşturulmuştur. Bu gruplar oluşturulurken aynı bireyde her iki braket sistemi de kullanılmıştır (Tablo 3.1).

Ortodontik tedavinin ilerleyen zamanlarında bir erkek hasta ağız hijyeninin yetersiz olması, her tedavi randevusunda uyarılmasına rağmen ağız hijyeninin düzelmemesi ve tedavi randevularını aksatması nedeniyle çalışmadan çıkarılmıştır. Böylece çalışmada kullanılan birey sayısı 19'a düşmüştür (Tablo 3.2).

Tablo 3.1 Araştırmada kullanılan braketler ve kullanıldığı bölgelere göre dağılımı.

	Üst çene			Alt çene	
	N	Sağ	Sol	Sağ	Sol
SmartClip	33	8	11	7	7
Mini Uni-Twin	33	11	8	7	7
Toplam	66	19	19	14	14

Tablo 3.2 Çalışmada yer alan bireylerin sayısı ve dağılımı.

	Kız	Erkek
Birey sayısı	14	5
İnceleme süresi	2 ay	2 ay
Toplam birey sayısı	19	

3.1.3 Klinik Uygulama

Bireylerin ortodontik tedavilerine başlamadan önce alçı modelleri, lateral sefalometrik ve ortopantomograf radyografileri ile ağız içi ve ağız dışı başlangıç

fotoğraf kayıtları alınmıştır. Yapılan değerlendirmede 15 hastada alt ve üst birinci küçük azı dişlerinin çekiminden sonra alt ve üst köpek dişlerin geriye hareket ettirilmesinin gerektiği, 5 hastada ise küçük azı dişlerin çekiminden sonra sadece üst köpek dişlerin geriye hareketinin gerektiğine karar verilmiştir. Hastalarda çapraşık olan dişlerin seviyelenmesi ve sıralanması sırasında ankraj kaybını engellemek için köpek dişlerinin geriye hareketinin yapılacağı çenelerde transpalatal ark (TPA) ve lingual ark yerleştirilmiştir.

Hastaların birinci büyük azı dişlerinde ki ortodontik bantlara TPA ve lingual ark yapılmıştır. Braketler yapıştırılmadan önce her hastada tedavi sırasında oluşabilecek braket kopmalarını en aza indirmek ve braket ile diş arası bağlantının sağlıklı oluşabilmesi için pomza ve lastik yardımıyla polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir.

Braketler yapıştırılırken *split mouth* sistem kullanılmıştır (Şekil 3.1). Bu işlemde sağ ve sol köpek dişlere farklı braket sistemleri yapıştırılmıştır. Eğer hastanın sağ üst ve sol alt köpek dişlerine SmartClip (SC) braket yapıştırılmışsa, sol üst ve sağ alt köpek dişlerine Mini Uni-Twin (MUT) braketler yapıştırılmıştır. Sol üst ve sağ alt köpek dişlere SC braketler yapıştırılmışsa, sağ üst ve sol alt köpek dişlere MUT braketler yapıştırılmıştır. Köpek dişlerinde braketleri yapıştırırken meydana gelebilecek dikey yöndeki braket konumlandırma hatalarının ortadan kaldırılması ve braket konumlarının sağ ve sol dişlerde aynı olması için braketler önerilen şekilde bir rehber alet yardımı ile yerleştirilmiştir. Hem alt hem de üst çenelerde bulunan dişlere braketler aynı randevuda yapıştırılmıştır.

SmartClip	Mini Uni-Twin
Mini Uni-Twin	SmartClip

Mini Uni-Twin	SmartClip
SmartClip	Mini Uni-Twin

Şekil 3.1 Klinik çalışmada braketlerin *split mouth* biçiminde yapıştırılması.

SmartClip braketler kendinden bağlanabilen pasif braketlerdendir ve bir klips mekanizmasıyla bağlama işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu braketlerin oluk genişliği ise 0,022x0,028 inch olarak belirtilmiştir. Mini Uni-Twin braketler ise literatürde *single*

bracket olarak geçen tek kanatlı braketlerdeki gibi bir ark teli oluğu bulunan ikiz braket sistemleridir (Şekil 3.2). Bu özelliklerinden dolayı konvansiyonel ikiz braketlerden yaklaşık olarak %50 daha fazla braketler arası mesafe sağladıkları üretici firma tarafından belirtilmektedir. Bundan dolayı da tedaviye daha kalın ark telleri ile başlanabileceği ve istenen kalın boyuttaki ark tellerine daha çabuk geçilebileceği ileri sürülmektedir.



Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan braketler: a) SmartClip braket, b) Mini Uni-Twin.

Braketler yapıştırıldıktan sonra hastalara tedavileri süresince uymaları gereken kurallar, beslenme konusunda dikkat etmeleri gereken hususlar anlatılmıştır. Ayrıca bireylere ortodontik diş fırçası ve diş arası fırçası almaları tavsiye edilerek bu fırçaları nasıl etkili biçimde kullanmaları gerektiği hem sözlü olarak hem de model üzerinde anlatılmıştır. Tedavinin ilerleyen randevularında ağız bakımı bozulan bireylere tekrar eğitim verilmiş ve bu konudaki duyarlılıkları artırılmaya çalışılmıştır.

Bütün bireylerin ortodontik tedavilerine 0,016 inch HANT (Heat Activated Nickel Titanium) (3M Unitek, Monrovia, Calif., USA) teller kullanılarak başlanmıştır. Hastalarda çapraşıklık çözülene kadar köpek dişleri ile birinci büyük azı dişleri arasına *lace back* pasif tel ligatürler bağlanmıştır. Bu şekilde sabit tedavilerde ark telinin takıldıktan sonraki ortaya çıkan kesici dişlerin protrüzyon etkisi de azaltılmaya çalışılmıştır. Ayrıca yine kesici dişlerinde meydana gelen protrüzyon etkisini azaltmak için ark telleri büyük azı dişlerine yerleştirilen bantların arkasından bükülmüştür (*bend-back*). Hastalar 4 haftalık kontrollere çağırılmışlardır. Çapraşıklık giderilene kadar 0,016

inch HANT teller ağızda tutulmuş ve bu aşamada randevular arasında gevşemiş olan *lace back* tel ligatürler sıkılaştırılmıştır. Daha sonra 0,016 inch HANT teller çıkarılarak 0,019x0,025 HANT teller takılmıştır. Hastanın tedavi ihtiyacına göre 0,019x0,025 HANT teller varken de *lace back* uygulamasına devam edilmiştir. Dişlerin seviyeleme ve sıralanması tamamlandıktan sonra alt kesici dişlerle uyumu bozulmuş olan lingual arklar yenilenmiş ve böylece alt birinci büyük azı dişlerin ankraj kaybı engellenmeye çalışılmıştır. Daha sonra 0,019x0,025 inch kalınlığında paslanmaz çelik ark telleri (Sia Orthodontics, Caserta, Italy) takılmış ve ark üzerine herhangi bir kuvvet elemanı uygulamadan seviyelemenin tam olabilmesi için 1 ay süreyle pasif halde tutulmuştur.

3.1.4 Kuvvet Sistemi

Dişler seviyelendikten sonra köpek dişlerinin geriye hareket edebilmesi için kuvvet sistemleri oluşturulmuştur. Yapılacak distalizasyon (retraksiyon) işleminde birinci büyük azı dişlerin hareket etmemesi, ankraj kaybının oluşmaması ve de sadece köpek dişlerinin hareketinin sağlanması için ortodontik implantlar destek olarak kullanılmıştır. Bunun için ise 8 mm uzunluğunda ve 1,8 mm çapında ortodontik implantlar (Imtec ortho implant, 3M Unitek, Monrovia, Calif., USA) (Şekil 3.3) kullanılmıştır.

Ortodontik implantların yerleştirilme işleminden önce her hastadan ortopantomograf radyografiler alınmış ve implantların yerleştirileceği bölgelere komşu diş köklerinin pozisyonlarına bakılmıştır. Daha sonra implantların yerleştirilmesi düşünülen bölgenin asepsisi için povidon iyodür uygulaması yapılarak hastalarda birinci büyük azı dişlerin kök ucu hizasına 0.2 cc lokal anestezi yapılmıştır. Firma tarafından steril paketler içinde satılan ortodontik implantların uygulama seti ise implantlar yerleştirilmeden önce steril edilmiştir Ortodontik implantlar rehber bir oluk açılmadan set içinde bulunan el aleti ile yerleştirilmişlerdir. Üst ve alt çenelerde birinci büyük azılar ve ikinci küçük azılar arasına, üst çenede yukarı, alt çenede ise aşağı doğru olacak şekilde açılardırma yapılarak yerleştirilmiştir. Ortodontik implantlar yerleştirildikten sonra periapikal filmler alınarak implantlar ile diş köklerinin ilişkisi değerlendirilmiş, uygun görülmeyen implantlar varsa konumları değiştirilerek diş kökleri ile temas etmesi

engellenmiştir. Hastalarda olası bir enfeksiyon gelişmemesi için ağız gargaraları önerilmiştir.



Şekil 3.3 a) Kullanılan ortodontik implant yerleştirme seti b) kullanılan ortodontik implant.

Çalışmada sadece köpek dişlerin hareketi istendiğinden dolayı ortodontik implantlardan retraksiyonu yapılacak köpek dişlerine 6 veya 8 mm kapalı nikel titanyum sarmal zemberekler (Locking closed coil springs Imtec, 3M Unitek, Monrovia, USA) bağlanmıştır. Kullanılan implantlar ile aynı üretici firma tarafından üretilen bu sarmal zembereklerin ortodontik implantın baş kısmına uyum saplayan parçası bulunmaktadır. Üretici firmaya göre bu zemberekler 200 gr kuvvet uygulamaktadır ve ancak +/- 25 gr değişkenlik göstermektedir. Kullanılan implantlar ise 300 grama kadar olan kuvvetlere dayanabilmekte ve stabilizasyonunu koruyabilmektedir. Zemberekler köpek dişlerine bağlanmadan önce aktivasyon miktarı eşit olacak şekilde ayarlanmış ayrıca bir kuvvetölçer yardımıyla da uyguladıkları kuvvet kontrol edilmiştir. Geriye

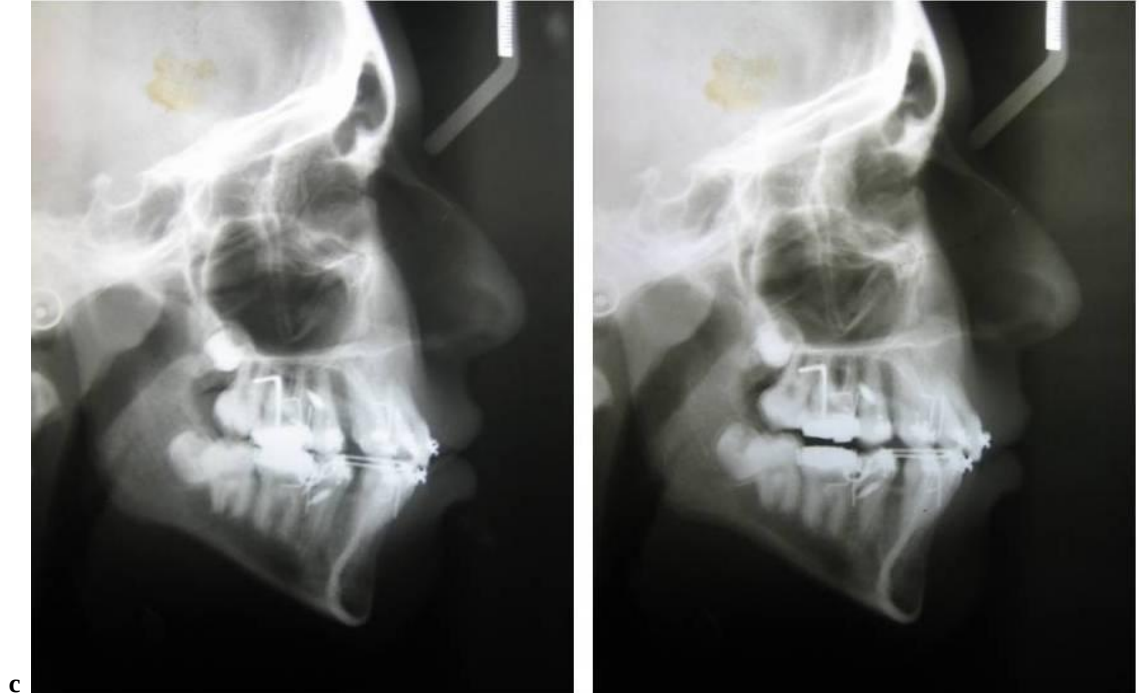
hareket sırasında alt ve üst 4 kesici diş sekiz ligatürle birbirine bağlanmış ve böylece bu dişlerin hareket eden köpek dişleri takip etmesi engellenmeye çalışılmıştır. Şekil 3.4’de kullanılan sistem ve bir hastadan araştırmanın T₁ ve T₂ dönemlerinde alınan ağız içi fotoğraf ve yan kafa graşlarını göstermektedir.



a



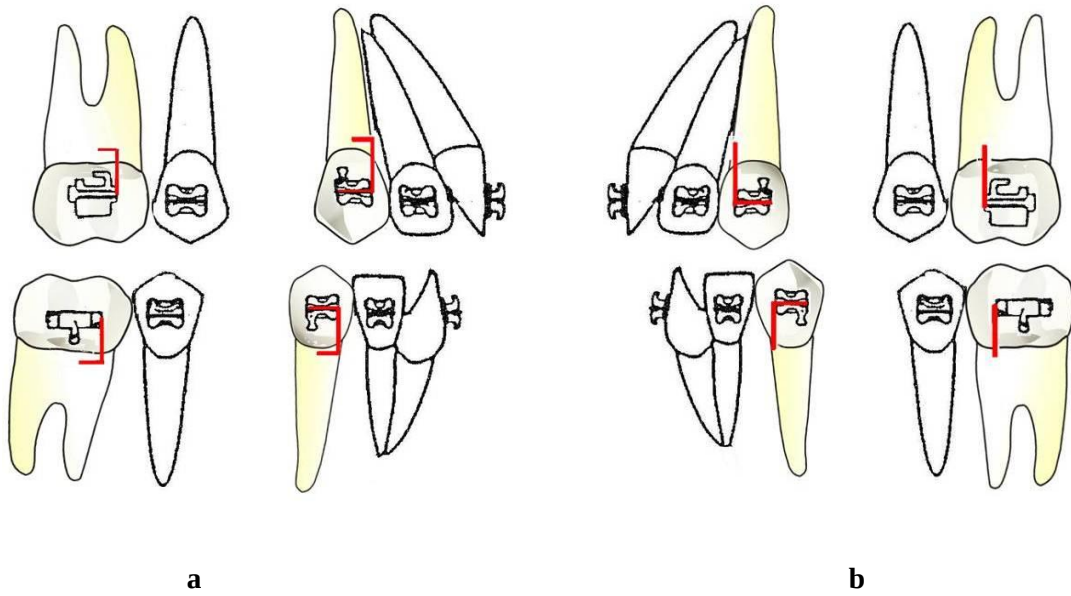
b



Şekil 3.4 Kullanılan kuvvet sistemi ve bir hastadan alınan kayıt örnekleri.

3.1.5 Kayıtların Alınması

Ortodontik implantlar yerleştirildikten hemen sonra ark telleri takılmadan ve kuvvet uygulamaya geçilmeden önce bireylerin birinci büyük azı ve köpek dişlerine referans telleri yerleştirilmiş. Bu teller 0,021x0,025 inch kalınlığında paslanmaz çelik tellerden bükülmüştür. Alınan radyografilerde sağ ve sol taraftaki birinci büyük azı ve köpek dişlerin ayırt edilebilmesi için sağ taraftaki referans tellerinin uç kısımları distale bakacak şekilde bükülmüştür (Şekil 3.5). Çalışmaya katılan bütün hastalardan ölçüm için alınan lateral sefalometrik radyografiler Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalında çekilmiştir.



Şekil 3.5 Kullanılan referans tellerini şematik olarak gösterilmesi: a) Sağ tarafta kullanılan referans telleri, b) Sol tarafta kullanılan referans telleri.

Köpek dişlerin hareket ettirilmeye başlanmadan önce kayıt amacıyla her hastadan ağız içi fotoğraflar ve lateral sefalometrik radyografiler alınmıştır (T₁). Geriye hareket sonrasında alınacak olan lateral sefalometrik radyografilerde kullanılmak üzere bükülen referans telleri hasta dosyasında saklanmıştır. Her hastada 2 aylık süreyle köpek dişlerin retraksiyonları gözlenmiştir. Bu süre içerisinde hastalar dörder haftalık kontrollere çağırılmış ve zembereklerin kuvvet miktarları kuvvetölçer yardımıyla kontrol edilmiştir. Köpek dişinin hareket miktarından dolayı zembereklerin aktivasyon miktarı

azalmış ve de uyguladıkları kuvvet düşmüş ise nikel titanyum yayların boyu kısaltılarak gerekli aktivasyon ve kuvvet miktarı yeniden sağlanmıştır.

İki ay sonunda her hastadan tekrar aynı referans telleri kullanılarak lateral sefalometrik radyografiler ve ağız için fotoğraflar alınmıştır (T₂). Geri yönde hareket miktarı yeterli görülen hastalarda bu işlem sona erdirilmiş ve yerleştirilen ortodontik implantlar da alınmıştır. Ancak köpek dişlerinin daha fazla geriye alınması gereken hastalarda dişler istenilen yere getirilene kadar işleme devam edilmiştir.

3.1.6 Sefalometrik Ölçümler

Çalışmamızda kullanılan iki farklı braket sisteminde diş hareketlerini ve hareket miktarını karşılaştırmak için alınan yan kafa filmlerinde ilk önce anatomik noktalar belirlendi (Şekil 3.6). Daha sonra bu noktalar arasında oluşturulan düzlemler (Şekil 3.7) ve düzlemler arası açılar (Şekil 3.8) ölçüldü. Ayrıca bazı noktalar arasındaki mesafeler de boyutsal olarak değerlendirildi.

Sefalometrik değerlendirme amacıyla araştırma grubunda alınan bütün yan kafa röntgenleri negatoskop üzerinde 0,5 mm uçlu kurşun kalem kullanılarak çizim kağıtları üzerine çizildi. Yapılabilecek olası hatalardan dolayı çizim ve ölçümler ikinci kez yapıldı. Bütün çizimler aynı araştırmacı tarafından elle yapılmıştır.

Bu çalışmada anterior ve posterior almak üzere iki adet dikey referans düzlemi oluşturulmuştur. Posterior referans düzlemi üst çene de yapılacak ölçümler de anterior referans düzlemi ise alt çenede yapılacak ölçümlerde kullanılmıştır.

Kullanılan anatomik noktalar (Şekil 3.6)

Çalışmada kullanılan anatomik noktalar (Uzel ve Enacar, 2000):

1. Nasion (N): Frontonazal suturen en ileri noktası.
2. Sella (S): Sella Tursica'nın orta noktası.
3. A Noktası (A): Orta çizgi üzerinde spina nazalis anteriorun altındaki kemik içbükeyliğinin en derin noktası.

4. B Noktası (B): En ileri alt kesici diş ile pogonion arasında kalan kemik içbükeyliğinin en derin noktası
5. Spina Nazalis Anterior (ANS): Üst çenenin orta sivri kemik parçasının uç noktası.
6. Spina Nazalis Posterior (PNS): Sert damağın arka uç noktası.
7. Gonion (Go): Alt çenenin alt kenarına çizilen teğet ile ramus arka kenarına çizilen teğetin oluşturduğu açının açıortayının alt çeneyi kestiği nokta.
8. Menton (Me): Alt çene ucunun en alt noktası.
9. Pogonion (Pog): Alt çene ucunun en ileri noktası.

Sefalometrik Düzlemler (Şekil 3.7, şekil 3.8, şekil 3.9)

1. Ön kafa kaidesi düzlemi (SN): Sella ve Nasion noktalarından geçen düzlem
2. Maksiller düzlem (MxP): Spina nasalis anterior ve Spina nasalis posterior noktalarından geçen düzlem.
3. Mandibular düzlem (MnP): Gonion ve Menton noktalarından geçen düzlem.
4. Posterior referans düzlemi (Y1): Spina nasalis anterior ve Spina nasalis posterior noktalarından geçen maksiller düzleme dik ve pterygomaksiller noktadan geçen düzlem.
5. Anterior referans düzlemi (Y2): Gonion ve Menton noktalarından geçen düzlem mandibular düzleme dik ve iskelesel pogonion noktasından geçen düzlem.
6. Okluzal Düzlem (OL): Alt ve üst kesici dişlerin, kesici kenar noktalarını birleştiren doğru parçasının orta noktası ile üst birinci büyük azı dişin, mesiovestibular tüberkülünün distal kenarının orta noktasından geçen düzlem.
7. Üst kesici eğimi (Mx1): Üst kesici dişin kök ucu ile kesici ucundan geçen, dişin uzun aksı.
8. Alt kesici eğimi (Mn1): Alt kesici dişin kök ucu ile kesici ucundan geçen, dişin uzun aksı.
9. Üst köpek dişin eğimi (Mx3): Üst daimi köpek dişin uzun aksı.
10. Alt köpek dişin eğimi (Mn3): Üst daimi köpek dişin uzun aksı.
11. Üst birinci büyük azı eğimi (Mx6): Üst daimi birinci büyük azı dişin uzun aksı.
12. Alt birinci büyük azı eğimi (Mn6) : Alt daimi birinci büyük azı dişin uzun aksı.

İskeletsel açısal ölçümler (Şekil 3.7)

1. SNA: Üst çene kaidesinin ön kafa kaidesine göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açı.
2. SNB: Alt çene kaidesinin ön kafa kaidesine göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açı.
3. ANB: Üst ve alt çenenin ön-arka yönde birbirleriyle ilişkilerini belirleyen açı.
4. SN-MnP: Ön kafa kaidesi düzlemi ile mandibular düzlem arasında kalan açı.
5. MxP-MnP: Maksiller düzlem ile manbibular düzlem arasındaki açı.

Dışsel boyutsal ölçümler (Şekil 3.8)

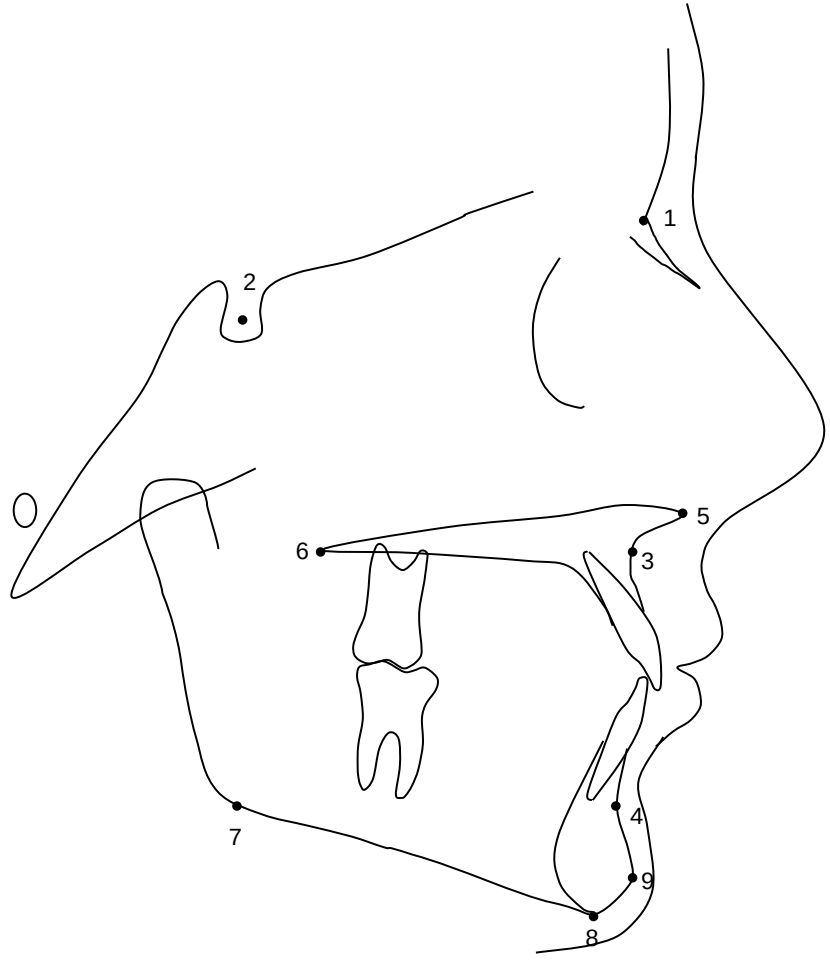
1. MxSC3-Y1: SmartClip braket yapıştırılmış üst köpek dişindeki referans telinin üst ucundan posterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
2. MxSC3-MxSC6: SmartClip braket yapıştırılmış üst köpek dişindeki referans telinden aynı yarım çenede bulunan üst birinci büyük azı dişindeki referans teline olan mesafe.
3. MxMUT3-Y1: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış üst köpek dişindeki referans telinin üst ucundan posterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe
4. MxMUT3-MxMUT6: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış üst köpek dişindeki referans telinden aynı yarım çenede bulunan üst birinci büyük azı dişindeki referans teline olan mesafe.
5. MxSC6-Y1: SmartClip braket yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişindeki referans telinin üst ucundan posterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
6. MxMUT6-Y1: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişindeki referans telinin üst ucundan posterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
7. MnSC3-Y2: SmartClip braket yapıştırılmış alt köpek dişindeki referans telinden anterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
8. MnSC3-MnSC6: SmartClip braket yapıştırılmış alt köpek dişindeki referans telinden aynı yarım çenede bulunan alt birinci büyük azı dişindeki referans teline olan mesafe.

9. MnMUT3-Y2: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış alt köpek dişindeki referans telinin üst ucundan anterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
10. MnMUT3-MnMUT6: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış alt köpek dişindeki referans telinden aynı yarım çenede bulunan alt birinci büyük azı dişindeki referans teline olan mesafe.
11. MnsSC6-Y2: SmartClip braket yapıştırılmış alt köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan alt birinci büyük azı dişindeki referans telinin üst ucundan anterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.
12. Mn6sol-Y2: Mini Uni-Twin braket yapıştırılmış alt köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan alt birinci büyük azı dişindeki referans telinin üst ucundan anterior dikey referans düzlemine olan dik mesafe.

Dişsel açısal ölçümler (Şekil 3.9)

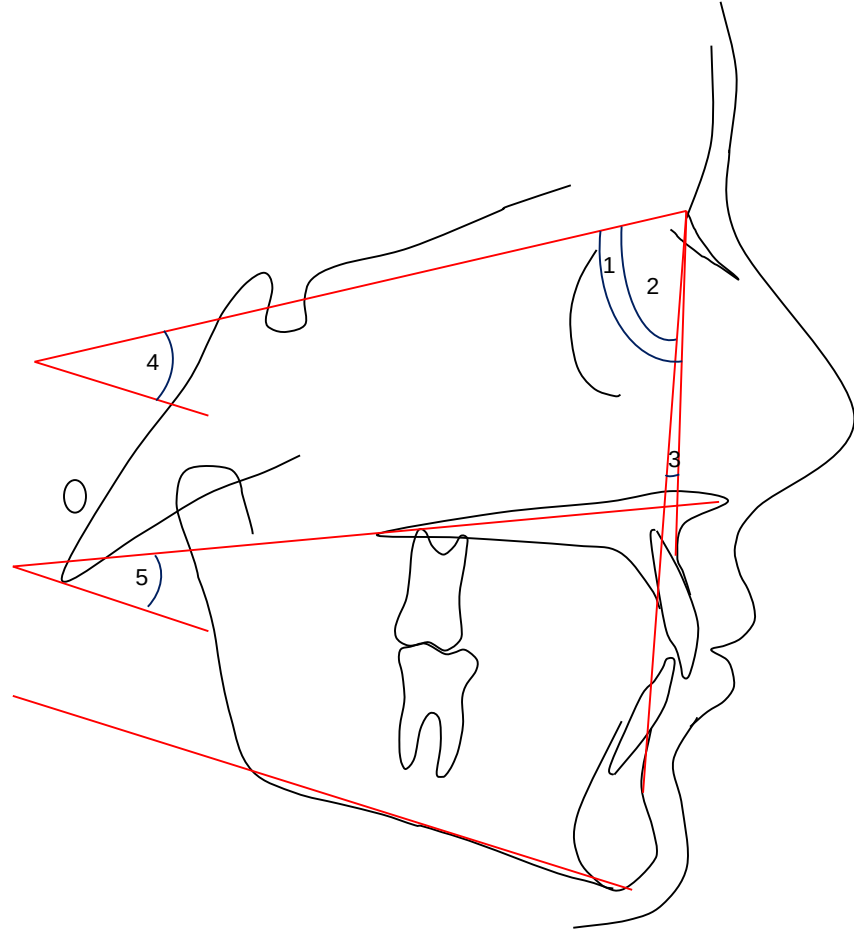
1. Mx1-MxP: Üst çene kesici dişin uzun aksı ile maksiller düzlem arasındaki açı.
2. MxSC3-MxP: Üst çenede SmartClip braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksı ile maksiller düzlem arasındaki açı.
3. MxMUT3-MxP: Üst çenede Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksı ile maksiller düzlem arasındaki açı.
4. MxSC3-SN: Üst çenede SmartClip braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksı ile ön kafa kaidesi arasındaki açı.
5. MxMUT3-SN: Üst çenede Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksı ile ön kafa kaidesi arasındaki açı.
6. MxSC6-MxP: SmartClip braketini yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişinin uzun aksının maksiller düzlem ile yaptığı açı.
7. MxMUT6-MxP: Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişinin uzun aksının maksiller düzlem ile yaptığı açı.
8. MxSC6-SN: SmartClip braketini yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişinin uzun aksı ile ön kafa kaidesi arasındaki açı.

9. MxMUT6-SN: Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış üst köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan üst birinci büyük azı dişinin uzun aksının ön kafa kaidesi arasındaki açđ.
10. MnSC3-MnP: Alt çenede SmartClip braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksđ ile mandibular düzlem arasındaki açđ.
11. MnMUT3-MnP: Alt çenede Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış köpek dişinin uzun aksđ ile mandibular düzlem arasındaki açđ.
12. MnSC6-MnP: SmartClip braketini yapıştırılmış alt köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan alt birinci büyük azı dişinin uzun aksđ ile mandibular düzlem arasındaki açđ.
13. MnMUT6-MnP: Mini Uni-Twin braketini yapıştırılmış alt köpek dişi ile aynı yarım çene de bulunan alt birinci büyük azı dişinin uzun aksđ ile mandibular düzlem arasındaki açđ.



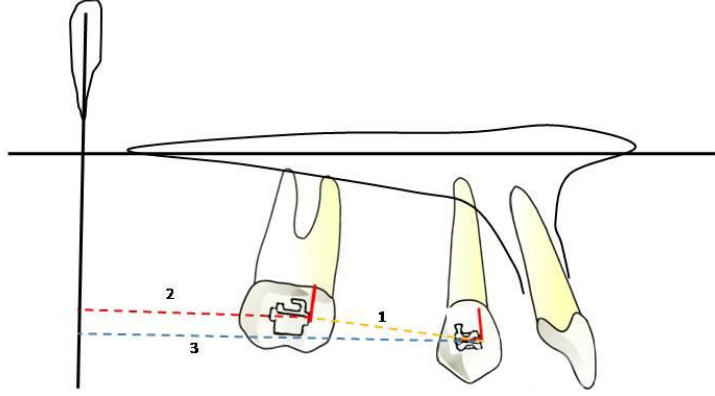
Şekil 3.6 Bu çalışmada sefalometrik ölçümlerde kullanılan anatomik noktalar:

1.Nasion (N), 2.Sella (S), 3..A Noktası (A), 4.B Noktası (B), 5.Spina Nasalis Anterior (ANS), 6..Spina Nasalis Posterior (PNS), 7.Gonion (Go), 8.Menthon (Me,) 9.Pogonion (Po).

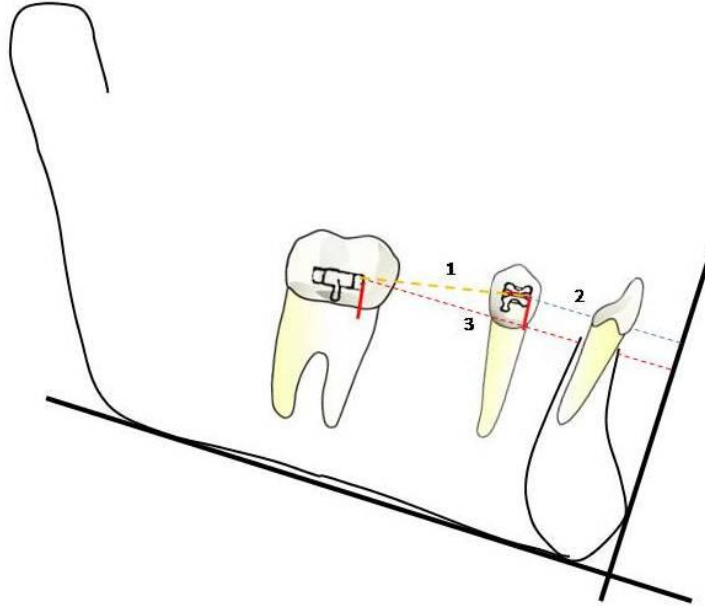


Şekil 3.7 İskeletsel açısal ölçümler:

1.SNA, 2.SNB, 3.ANB, 4 .SN-MnP, 5.MxP-MnP.

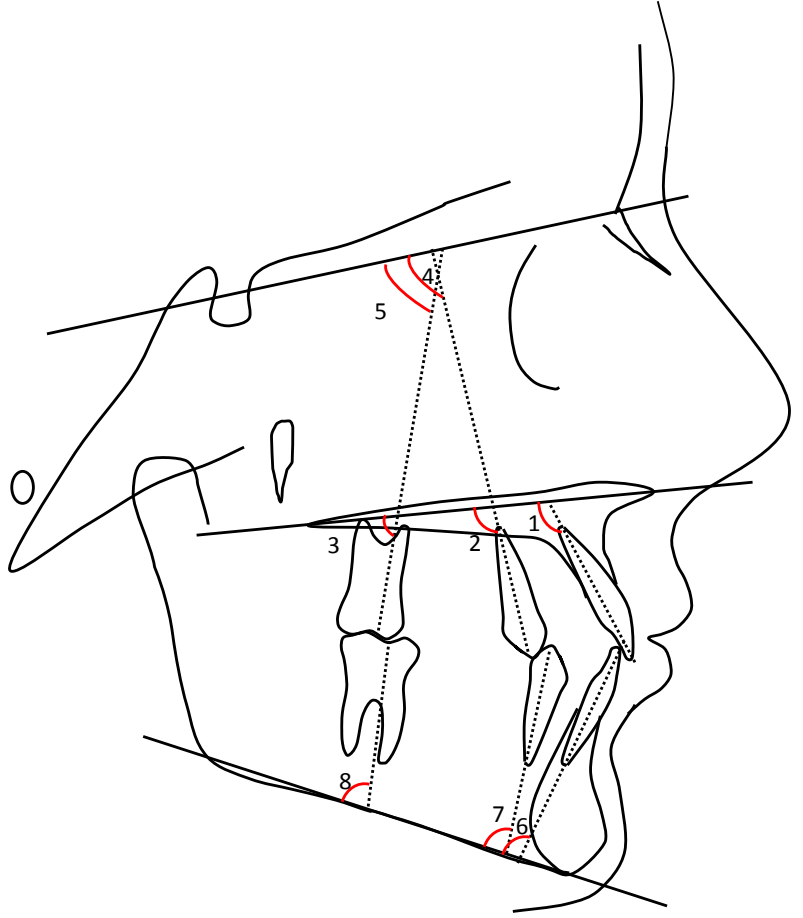


a



b

Şekil 3.8 Kullanılan dişsel boyutsal ölçümler: a) Maksilla, b) Mandibula.



Şekil 3.9 Dişsel açısal ölçümler:

1. $Mx1-MxP$, 2. $Mx3-MxP$, 3. $Mx6-MxP$, 4. $Mx3-SN$, 5. $Mx6-SN$, 6. $Mn1-MnP$, 7. $Mn3-MnP$, 8. $Mn6-MnP$.

3.2 In vitro Çalışma

Klinik şartlarda aynı koşullar altında diş hareket miktarına etkileri incelenen braketlerin statik ve dinamik sürtünme kuvvetlerini değerlendirmek için in vitro şartlarda da testler yapılmıştır.

3.2.1 Materyal

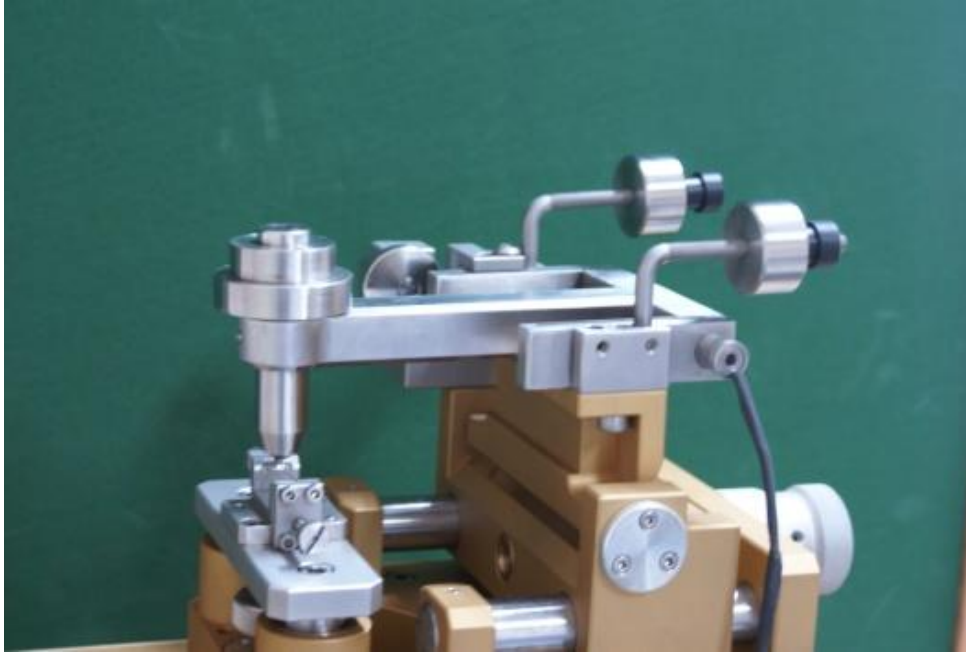
In vitro testler klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla çalışmanın klinik kısmında kullanılan aynı braketler kullanılarak (Tablo 3.1) 0,019x0,025 inch kalınlığındaki paslanmaz çelik teller üzerinde yapılmıştır. Sürtünme testlerinde kullanılan paslanmaz çelik teller hastalarda kullanılan paslanmaz çelik teller ile aynı üretici firma tarafından üretilen aynı boyuttaki tellerdir.

Yapılacak sürtünme testlerinde fretting tipi bir sürtünme test cihazının kullanılması düşünülmüş ve buna göre TÜBİTAK tarafından desteklenen 105S055 numaralı, Ondokuz Mayıs Üniversitesi ve Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü tarafından ortak yürütülen ve Aralık 2008 tarihinde bitirilmiş olan bir proje kapsamında kullanılan ve sürtünme testleri yapan cihaz kullanılmıştır. Bu cihaz CSM Tribometer (Dönme/gidip-gelme hareketli) (GSM Instruments SA Rude de la Gare 4, Galileo Center, CH-2034, Peseux, İsviçre) sürtünme testleri yapan cihazın modifiye edilmiş şeklidir ve bu modifikasyonlar örneklerin tutucu mekanik kısmında, motor hızını düzenleyen yazılım programında ve veri kaydı alınmasındaki programlamada yapılmıştır.

Çalışmamızda ise yine aynı cihazın ark telini tutucu kısmında ve braketin yerleştirildiği kısmında değişiklikler yapılmıştır (Şekil 11). Braketin sürtünme testleri sırasında ağız ortamındaki konumunu taklit edebilmek ve diş hareketi sırasında meydana gelen *binding* olayını laboratuvar ortamına taşıyabilmek için braketin yapıştırıldığı bilyenin üstüne silikon bir parça yerleştirilmiştir. Böylece sürtünme testleri sırasında silikonda meydana gelen esneme sayesinde dişin periodontal ligament içindeki hareketi oluşturulmaya çalışılmıştır. Yani testlerin ark teli ile braketin pasif haldeki konumunda değil ağız ortamında olduğu gibi aktif konfigürasyonda yapılmasına gayret edilmiştir.

3.2.2 Sürtünme Testleri

Çalışmamızda braket ve ark teli arasındaki sürtünmeyi ölçme sırasında CSM Tribometer cihazının hızı 1mm/dakika olarak ayarlanmıştır. Ayrıca braketin ark teli üzerinde kayma işlemi sırasında 17 mm ileri hareket edip daha sonra aynı mesafede geri dönmesi ile elde edilen dinamik sürtünme direnci ölçülmüştür. Bu mesafe boyunca cihaz her saniyede bir ölçüm yapmıştır. Yapılan ölçümlerin ortalaması yazılım programı aracılığı ile alınarak grafikler ve rakamsal veriler elde edilmiştir. Her iki braket grubu ve ark teli arasındaki sürtünme testleri sırasında 1.000'den fazla veri kaydı yapılmış ve her bir örneğin sürtünme katsayısının hesaplanmasında bu verilerin ortalaması alınmıştır. Bu kadar çok verinin kaydı yapılarak, braketin ark teli üzerinde kayarken farklı braket noktalarının ark teli yüzeyindeki tüm temas alanlarındaki sürtünme katsayılarının işleme dahil edilerek oluşabilecek hataları en aza indirmek hedeflenmiştir.



Şekil 3.10 Çalışmada kullanılan test cihazı.



a



b

Şekil 3.11 Test cihazında yapılan değişiklikler: a)Ark telinin ve braketin bağlandığı parçalar, b)Braketin bağlandığı parçanın iç kısmının şematik resmi.

3.3 İstatistik Analizler

Bu çalışmada yapılan bütün sefalometrik ölçümler 2-3 hafta arayla araştırmacı A.A.Ö tarafından ikinci kez yeniden tekrarlandı. Sefalometrik çizimler yenilenmeden sadece açısal ve boyutsal ölçümlerin tekrarı yapılarak önceden hazırlanmış formlara aktarıldı. Daha sonra elde edilen bu her iki ölçümün aritmetik ortalaması alınarak bu değer istatistik analizlerinde kullanıldı (Ek 2).

Elde edilen tüm verilerin normal bir dağılım gösterip göstermediğinin tespiti için Shapiro-Wilk normal dağılım istatistiği kullanıldı. Bu istatistik sonucunda klinik in vivo çalışmadan elde edilen bütün verilerin normal dağılım ($p < 0.05$) gösterdiği saptandı (Ek 5). İn vitro çalışmada ise SC braket grubuna ait verilerin normal dağılım göstermediği ($p > 0.05$) saptandı (Ek 4).

Araştırma ve kontrol gruplarında grup içi T_1 ve T_2 ölçümleri arasındaki karşılaştırmalar (aynı grup içerisindeki ilk ve son kayıtların karşılaştırılmasında) ve her iki gruptan elde edilen verilerin karşılaştırılması için eşleştirilmiş (paired) Student's t-testi uygulandı. İn vitro testlerden elde edilen veriler için ise Wilcoxon testi kullanıldı. Bütün testler % 95 ($p = 0.05$) güvenilirlik sınırlarında uygulandı.

Bu çalışmadaki bütün tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS (versiyon 15.0) istatistik paketi ve bir IBM uyumlu bilgisayar kullanılarak yapıldı.

4 BULGULAR

4.1 Klinik Çalışma

Bu bölümde, *splint mouth* tekniği kullanılarak SmartClip (SC) ve Mini Uni-Twin (MUT) ile çekim boşluğuna doğru geri yönde hareket ettirilen köpek dişlerinin yer aldığı araştırma gruplarında elde edilen sefalometrik veriler ve bu verilerin grup içi ve gruplar arası istatistik analiz sonuçları verilmektedir. Öncelikle çalışmada yer alan bireylerde meydana gelen iskeletsel ve köpek dişlerinin geriye hareketi esnasında dişlerde oluşan boyutsal ve açısal değişiklikler grup içinde irdelenmektedir. Saptanan değişiklikler daha sonra ise gruplar arası karşılaştırmalarla incelenmektedir.

4.1.1 Grup İçi Değişimler

İskeletsel Ölçümler

İki farklı braket sisteminde meydana gelen diş hareketinin araştırıldığı bu çalışmada, köpek dişlerinin geriye hareketinden önce (T₁) ve 2 aylık hareket sonrasında (T₂) alınan lateral sefalometrik radyografilerde iskeletsel değerlendirmede kullanılan değişkenlere ait tanımlayıcı istatistik veriler tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1 Yapılan iskeletsel ölçümler: T₁ birinci ölçüm, T₂ ikinci ölçüm ve istatistiksel analiz sonuçları.

		N	T1X	T1Sd	T2X	T2Sd	P
SNA	°	19	78,8421	3,46431	78,6579	3,80808	,261
SNB	°	19	74,3947	3,91783	74,1842	3,93422	,134
ANB	°	19	4,4474	2,04053	4,4737	2,00329	,804
MxP-MnP	°	19	27,2368	4,60485	27,4211	4,66149	,440
SN-MnP	°	19	37,3421	4,55843	37,2895	4,52559	,772

Sekiz haftalık inceleme sonunda, köpek dişlerinin geriye hareketinden önce (T₁) ve 2 aylık hareket sonrasında (T₂) bireylere meydana gelen iskeletsel değişimlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (p>0,05).

Dişsel Boyutsal Ölçümler

Üst ve alt çenede köpek ve birinci büyük azı dişlerinde meydana gelen hareket miktarını gösteren boyutsal ölçümleri gösteren veriler tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Üst köpek dişlerinin posterior referans düzlemine uzaklığı (MxSC3-Y1, MxMUT3-Y1) (p<0.001), üst köpek dişleri ile üst birinci büyük azı dişlerinin referans tellerinin birbirine olan uzaklığı (MxSC3.MxSC6, MxMUT3.MxMUT6) (p<0.001), köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir farklılıklar göstermiştir. Üst birinci büyük azı dişlerinin posterior referans düzlemine uzaklığı ise (MxSC6.Y1, MxMUT6.Y1) (p>0.05) köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında anlamlı bir değişiklik göstermemiştir.

Tablo4.2 Her iki braket grubunda yapılan dişsel boyutsal ölçümler. T₁ birinci ölçüm, T₂ ikinci ölçüm ve istatistiksel analiz sonuçları.

				N	T1X	T1Sd	T2X	T2Sd	P
Dişsel Boyutsal Ölçümler	Üst Çene	MxSC3-Y1	mm	19	43,7630	3,72640	42,1083	3,43971	,000***
		MxSC6-Y1	mm	19	24,7515	3,33681	24,8666	3,14890	,372
		MxSC3-MxSC6	mm	19	20,0243	1,98623	18,1949	2,12249	,000***
		MxMUT3-Y1	mm	19	43,8043	3,83318	41,7655	3,29947	,000***
		MxMUT6-Y1	mm	19	24,7220	3,60270	24,6784	3,50723	,680
		MxMUT3-MxMUT6	mm	19	19,8603	1,88092	17,9730	1,59931	,000***
	Alt Çene	MnSC3-Y2	mm	13	8,4154	3,30578	10,1287	3,37269	,000***
		MnSC6-Y2	mm	13	27,4448	3,40379	27,3986	3,14032	,779
		MnSC3-MnSC6	mm	13	20,4161	1,00562	18,6515	1,18446	,000***
		MnMUT3-Y2	mm	13	8,9399	3,13545	10,5706	3,04719	,000***
		MnMUT6-Y2	mm	13	26,8280	2,90101	26,9678	2,81240	,337
		MnMUT3-MnMUT6	mm	13	19,2965	1,51240	17,5923	1,58424	,000***

* , istatistiksel olarak ölçümler arasında p < 0.05 seviyesinde (%95 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu,

** , istatistiksel olarak ölçümler arasında p < 0.01 seviyesinde (%99 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu,

*** , istatistiksel olarak ölçümler arasında p < 0.001 seviyesinde (%99,9 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu göstermektedir

Alt köpek dişlerinin anterior referans düzlemine uzaklığı (MnSC3-Y2, MnMUT3-Y2) ($p<0.001$), alt köpek dişleri ile alt birinci büyük azı dişlerinin referans tellerinin birbirine olan uzaklığı (MnSC3-MnSC6, MnMUT3-MnMUT6) ($p<0.001$), alt köpek dişlerinin geriye hareketi sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir. Alt birinci büyük azı dişlerinin anterior referans düzlemine uzaklığı ise (MnSC6.Y2, MnMUT6.Y2) ($p>0.05$) anlamlı bir değişiklik göstermemiştir.

Alt ve üst çenelerde birinci büyük azı dişlerinin öne doğru hareketi ise üst çene için posterior referans düzleminin, alt çene için ise anterior referans düzleminin birinci büyük azı dişlerine olan dik uzaklığı (Mx6-Y1, Mn6-Y2) değerlendirilerek hesaplanmış ve bu dişlerde anlamlı bir hareket meydana gelmediği bulunmuştur ($p>0.05$).

Dişsel Açısal Ölçümler

Araştırma sürecinde alt ve üst kesici dişlere ait açısal tanımlayıcı veriler tablo 4.3’de gösterilmiştir. Buna göre üst kesici dişlerin üst çene düzlemi ile yaptığı açı (Mx1-MxP) ($p<0.001$), alt kesici dişin alt çene düzlemi ile yaptığı açı (Mn1-MnP) ($p<0.005$) köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında anlamlı bir azalma göstermiştir.

Üst ve alt köpek dişleri ile birinci büyük azı dişlerine ilişkin açısal değişimleri ifade eden tanımlayıcı veriler tablo 4.3’ de gösterilmiştir. Üst köpek dişlerinin uzun ekseninin üst çene düzlemi ile yaptığı açı (MxSC3.MxP, MxMUT3.MxP) ($p<0.001$), üst köpek dişlerinin geriye hareketlerinin öncesi ve sonrasındaki ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma göstermiştir. Üst köpek dişlerinin uzun ekseninin ön kafa kaidesi düzlemi ile yaptığı açı ise (MxSC3-SN, MxMUT3-SN) ($p<0.001$), üst köpek dişlerinin geriye hareketlerinin öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır. Üst birinci büyük azı dişlerinin uzun ekseninin üst çene düzlemi ve ön kafa kaidesi düzlemi ile yaptığı açılarda meydana gelen değişikliklerin ise istatistiksel olarak önemli değişiklik göstermedikleri saptanmıştır ($p>0,05$).

Alt köpek dişlerinin uzun ekseninin alt çene düzlemi ile yaptığı açı (MnSC3-MnP, MnMUT3-MnP) ($p<0.001$), alt köpek dişlerinin geriye hareketlerinin öncesi ve sonrasında anlamlı azalma göstermiştir. Alt birinci büyük azı dişlerinin uzun ekseninin alt çene düzlemi ile yaptığı açıda meydana gelen değişikliklerin ise istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Tablo4.3 Her iki braket grubunda yapılan dişsel açısal lmler. T₁ birinci lm, T₂ ikinci ölçüm ve istatistiksel analiz sonuçları.

				N	T1X	T1Sd	T2X	T2Sd	P
Dişsel Açısal Değişiklikler	Üşt Çene	Mx1.MxP	°	19	110,7895	5,40657	108,1579	6,27175	,000***
		MxSC3.MxP	°	19	88,2105	7,46904	83,0526	8,19704	,000***
		MxSC3-SN	°	19	78,7368	7,52656	73,2105	7,29405	,000***
		MxSC6-MxP	°	19	79,8684	7,62824	80,1316	7,01356	,745
		MxSC6-SN	°	19	69,6053	7,39102	70,3947	6,40221	,328
		MxMUT3-MxP	°	19	85,7632	7,06786	80,1842	6,81137	,000***
		MxMUT3-SN	°	19	76,0000	8,41625	70,4737	6,75252	,000***
		MxMUT6-MxP	°	19	77,5526	8,20212	77,9474	7,04528	,673
		MxMUT6-SN	°	19	67,1842	7,94637	68,2368	7,27700	,236
	Alt Çene	Mn1-MnP	°	13	96,0385	6,28312	93,7308	5,89002	,040*
		MnSC3-MnP	°	13	75,5000	5,20817	70,4615	5,99466	,000***
		MnSC6-MnP	°	13	72,5000	7,70822	70,8462	6,88714	,119
		MnMUT3-MnP	°	13	76,6154	4,91661	71,5385	6,56208	,000***
		MnMUT6-MnP	°	13	71,4615	6,23652	70,1154	7,51153	,175
		OL-SN	°	13	19,6154	3,20906	18,5000	4,25735	,269

*, istatistiksel olarak ölçümler arasında $p < 0.05$ seviyesinde (%95 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu,

**, istatistiksel olarak ölçümler arasında $p < 0.01$ seviyesinde (%99 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu,

***, istatistiksel olarak ölçümler arasında $p < 0.001$ seviyesinde (%99,9 güvenilirlik sınırında) fark olduğunu göstermektedir

4.1.2 Gruplar Arası Karşılaştırmalar

SmartClip ve Mini Uni-Twin braketleri yapıştırılan köpek dişlerine ve aynı yarım çenelerde bulunan birinci büyük azı dişlerinin yer aldığı grupların tedavi başı (T1) ve tedavi sonu (T2) değerleri arasındaki farklar (T1-T2) hesaplanarak, gruplar arasındaki karşılaştırmalarda kullanılmıştır.

İki farklı braket sisteminin kullanıldığı köpek dişlerinde ve bu braketlerin olduğu yarım çenelerde bulunan birinci büyük azı dişlerinin hareket miktarlarındaki boyutsal ve açısal değişikliklere ait veriler tablo 4.4’de verilmiş ayrıca daha kolay anlaşılabilmesi için şekil 4.1 ve 4.2’de de ortalama veriler şematik olarak özetlenmiştir.

Dişsel Boyutsal Karşılaştırmalar

Üst çenede bulunan SC ve MUT braketleri yapıştırılmış köpek dişleri hareket miktarı açısından karşılaştırıldığında, bu dişlerde bulunan referans tellerinin posterior referans düzlemine dik uzaklıkları (Mx3-Y1) ile aynı yarım çenede bulunan birinci büyük azı dişlerinde bulunan referans telleri ile köpek dişlerinde bulunan referans telleri arasındaki mesafelerde (Mx3-Mx6) her iki braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Her iki braket grubu ile aynı tarafta bulunan üst birinci büyük azı dişlerinin posterior referans düzlemi ile arasındaki dik uzaklık değişimleri karşılaştırıldığında da anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Alt çenede bulunan SC ve MUT braketleri yapıştırılmış köpek dişleri, hareket miktarı açısından karşılaştırıldığında bu dişlerde bulunan referans tellerinin anterior referans düzlemine dik uzaklıkları (Mn3-Y2) ile aynı yarım çenelerde bulunan birinci büyük azı dişleri ile referans telleri ile köpek dişlerinde bulunan referans telleri arasındaki mesafelerde (Mn3-Mn6), her iki braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Her iki braket grubu ile aynı tarafta bulunan alt birinci büyük azı dişlerinin oluşturulan anterior referans düzlemi ile arasındaki dik uzaklık değişimleri değerlendirildiğinde de her iki grup arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Dişsel Açısal Karşılaştırmalar

Üst ve alt çenelerde değerlendirilen köpek dişlerinde ve birinci büyük azı dişlerde bulunan referans telleri aynı dişlerin uzun aksı olarak değerlendirilmiştir.

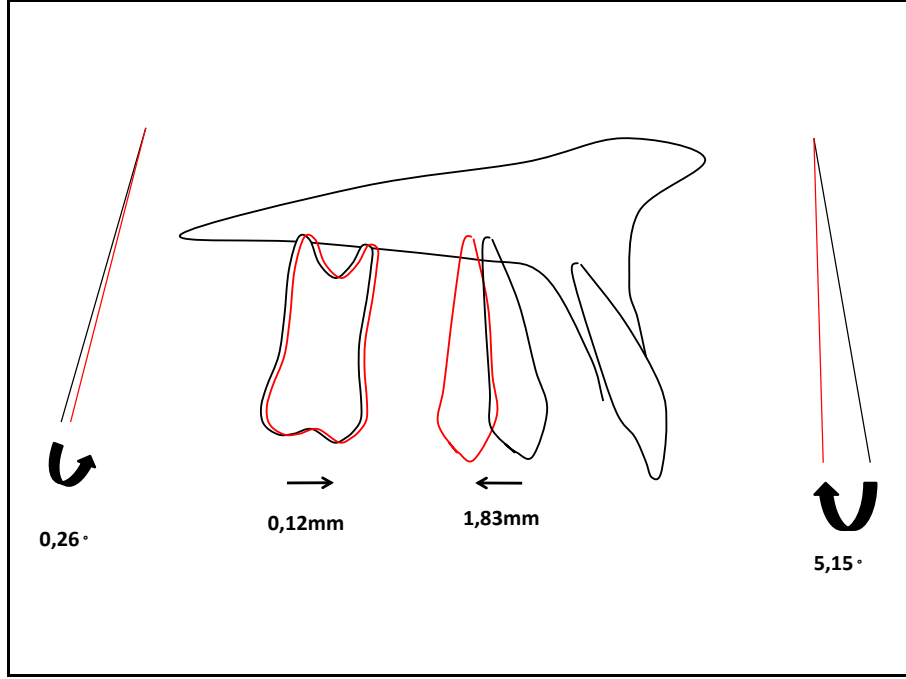
Üst çenede bulunan SC ve MUT braketi yapıştırılmış köpek dişlerinin geriye hareketi öncesi ve sonrasında maksiler düzlem ve ön kafa kaidesi düzlemi arasında yaptıkları açılarda (Mx3-MxP ve Mx3-SN), her iki braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Ayrıca üst çenede bulunan birinci büyük azı dişlerinin maksiller düzlem ve ön kafa kaidesi düzlemi ile yaptıkları açılar her iki ölçüm arasındaki farklarının da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

Alt çenede köpek dişleri incelendiğinde SC ve MUT braketi yapıştırılmış dişlerin her iki ölçümünde mandibular düzlem ile yaptıkları açılar (Mn3-MnP) arasındaki farklarının iki braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirlenmiştir ($p>0,05$). Yine alt çenede birinci büyük azı dişlerinin aynı düzlemle yaptıkları açılarda da (Mn6-MnP) her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

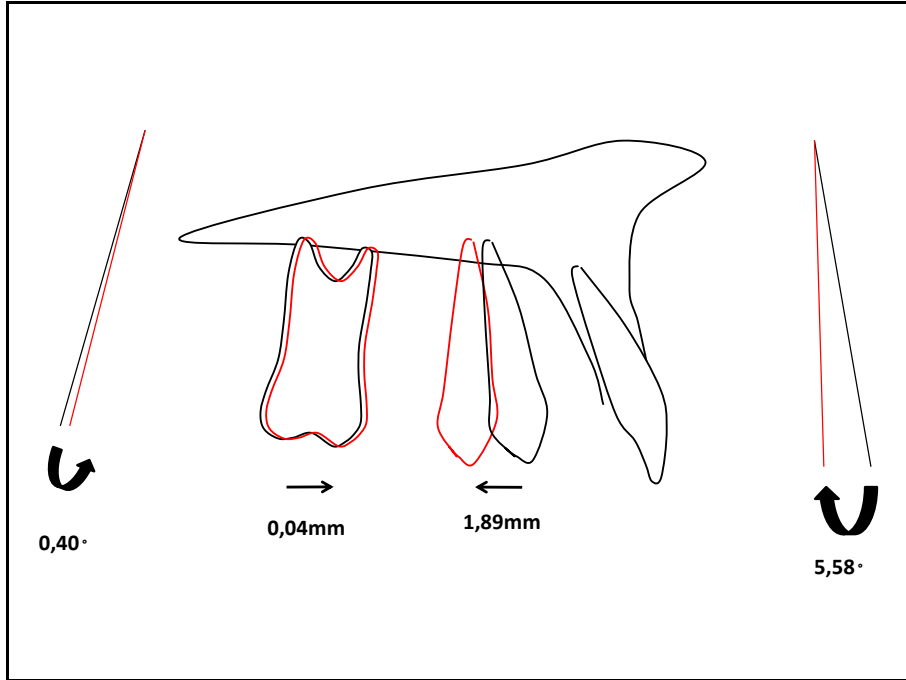
Tablo 4.4 içerisindeki son sütun incelendiğinde dişsel hareket miktarını gösteren boyutsal ölçümlerde ve açısal değerlendirmelerde SC ve MUT araştırma grupları arasında bütün ölçümler için anlamlı istatistiksel farkların olmadığı gözlenmektedir.

Tablo 4.4 Smart Clip ve Mini Uni-Twin braket gruplarında dişsel ölçüm farklarının karşılaştırılması.

		ÖLÇÜM		SC		sd		MUT		sd		P
				T ₁ -T ₂				T ₁ -T ₂				
Dişsel Boyutsal	Üst Çene	Mx3-Y1	mm	1,6547		,92648		2,0388		,96508		,065
		Mx6-Y1	mm	-,1151		,54776		,0436		,45352		,234
		Mx3-Mx6	mm	1,8294		,64007		1,8874		,63296		,773
	Alt Çene	Mn3-Y2	mm	1,7133		1,03576		1,6308		,73808		,774
		Mn6-Y2	mm	-,1399		,50427		-,1399		,50427		,645
		Mn3-Mn6	mm	1,7645		,72052		1,7042		,59921		,816
Dişsel Açısal	Üst Çene	Mx3-MxP	°	5,1579		2,95829		5,5789		3,65629		,665
		Mx3-SN	°	5,5263		2,78126		5,5263		4,13479		1,000
		Mx6-MxP	°	-,2632		3,47358		-,3947		4,00894		,897
		Mx6-SN	°	-,7895		3,42505		-1,052		3,74127		,765
	Alt Çene	Mn3-MnP	°	3,0000		7,62671		5,0769		3,84516		,418
		Mn6-MnP	°	1,6538		3,54956		1,3462		3,36888		,720

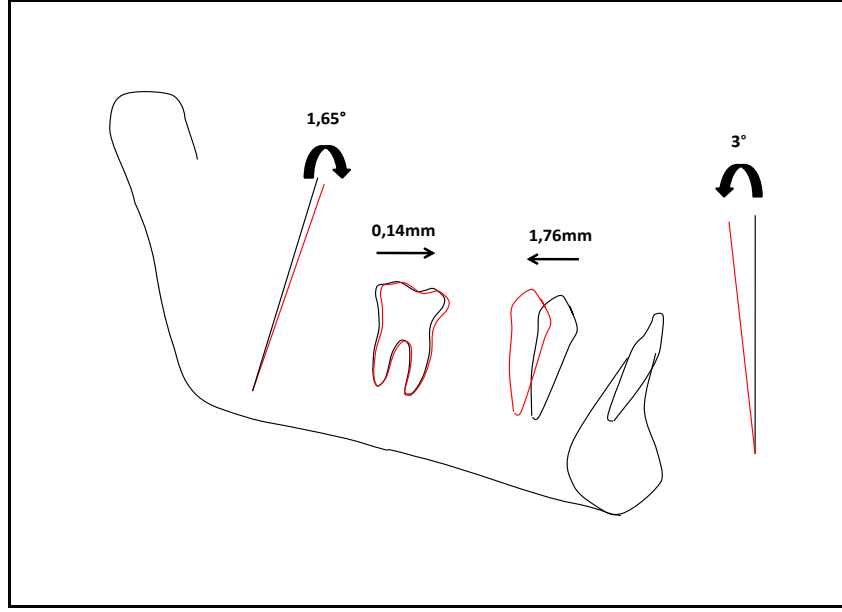


a

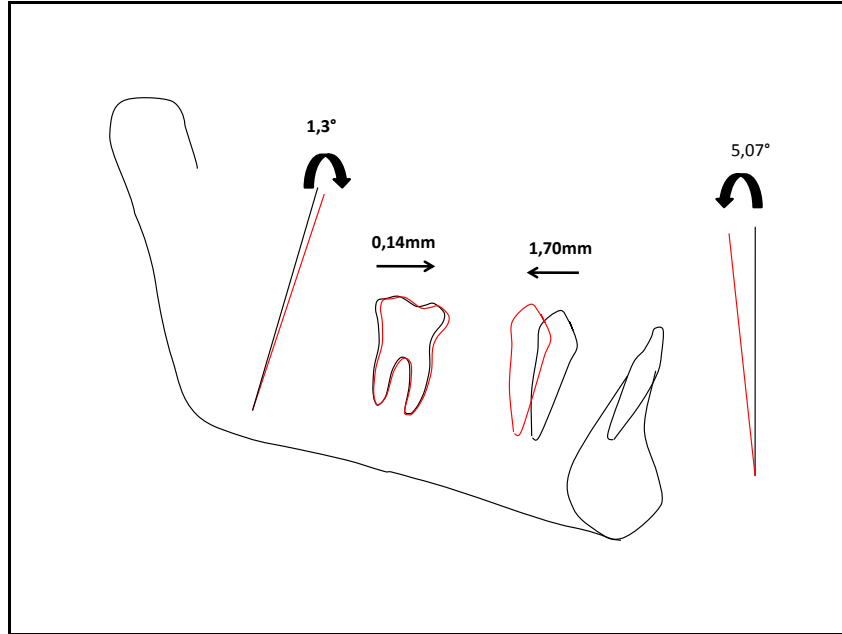


b

Şekil 4.1 SmartClip (a) ve Mini Uni-Twin (b) braket gruplarında üst köpek dişleri ve birinci büyük azı dişlerde birinci (siyah) ve ikinci (kırmızı) ölçümler arasında gözlenen ortalama değişim miktarlarının şematik olarak gösterilmesi.



a



b

Şekil 4.2 SmartClip (A) ve Mini Uni-Twin (B) braket gruplarında alt köpek dişleri ve birinci molar dişlerde birinci (siyah) ve ikinci (kırmızı) ölçümler arasında gözlenen ortalama değişim miktarlarının şematik olarak gösterilmesi

4.2 In Vitro Çalışma

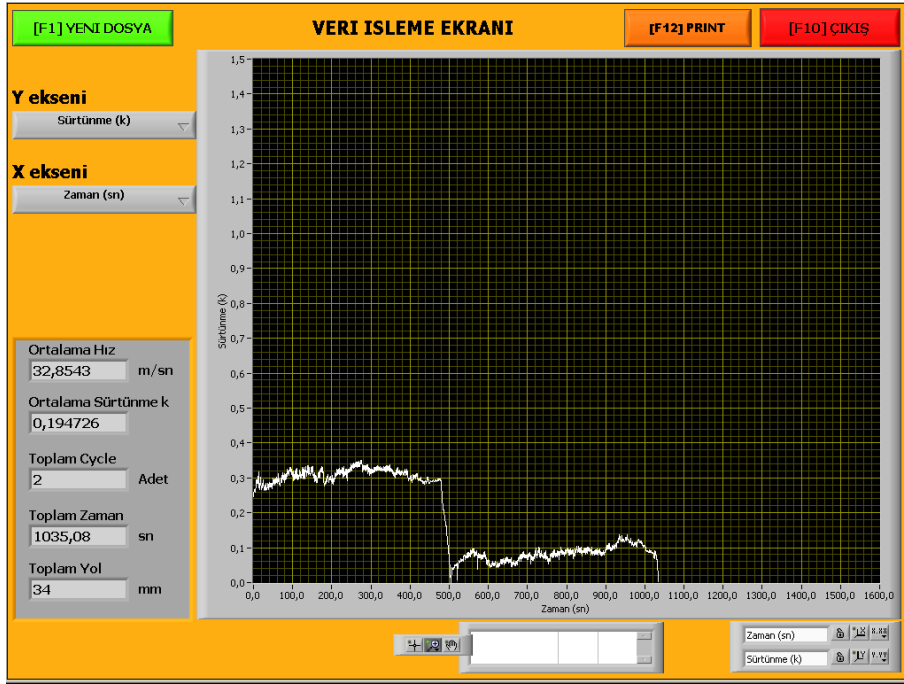
4.2.1 Sürtünme testleri

Bilgisayar kontrollü sürtünme test cihazından bilgisayar ortamında elde edilen tipik sürtünme katsayısı/zaman grafiklerinden iki örnek şekil 4.3’de verilmiştir. Bu grafikte zamana karşılık sürtünme katsayısı gösterilmiştir. Ancak x-ekseni mesafe, zaman veya çevrim olarak gösterilebilmektedir. Test sırasında kayıt edilen bu grafiklerde ilk anda sıfır olan sürtünme katsayısının artış gösterdikten sonra kararlı bir hale geldiği görülmektedir. Bu ilk başta meydana gelen artış statik sürtünmeyi daha sonra nispeten daha kararlı olan bölüm ise hareket sırasında meydana gelen dinamik sürtünmeyi göstermektedir. Bu grafiklerde test sırasında gidip gelme hareketine bağlı olarak negatif ve pozitif (sinüsoidal) şeklinde bir karakter izlenmektedir ve elde edilen grafiklerde görüldüğü gibi sinüsoidal eğrilerin aralıkları yaklaşık olarak birbirine eşittir.

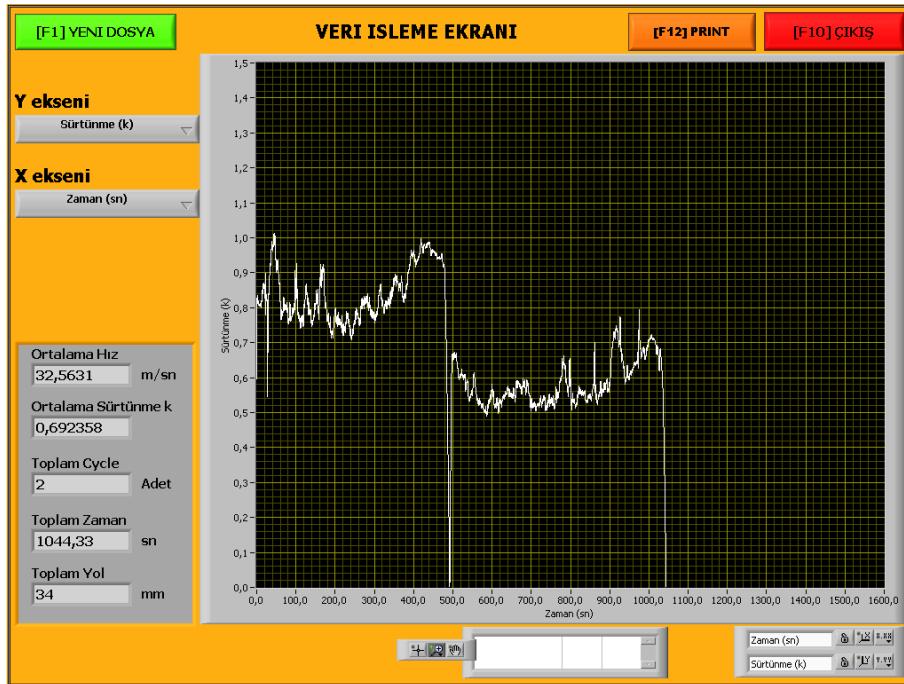
15 adet MUT, 15 adet SC braketi test edilmiş ve her test sırasında yeni bir ark teli kullanılmıştır. Bu testler sırasında ölçülen sürtünme katsayılarına ait veriler tablo 4.5’de verilmiştir. Ortalama değer yapılan 15 ölçümün aritmetik ortalamasıdır. Her bir braket grubu içinde standart sapmalar aynı tablo da gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre MUT braketler ile SC braketlerin sürtünme katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). Sonuç olarak MUT braketlerde daha az sürtünme katsayısı ölçülmüştür.

Tablo 4.5 Smart Clip ve Mini Uni-Twin braketlerinin sürtünme katsayılarının(COF) karşılaştırılması.

Bracket tipi	N	Ark teli	Ortalama COF	Sd	P
Mini Uni-Twin	15	0,019x0,025 ss	0,21	0,031	0,012
SmartClip	15	0,019x0,025 ss	0,37	0,22	



a



b

Şekil 4.3 Braket ve ark teli arasındaki sürtünme direncini ölçen test düzeneğine ait bilgisayar yazılımından elde edilen grafikler: a) MUT braketinin, b) SC braketinin 0,019x0,025 paslanmaz çelik tel ile test edilmesi sonucu elde edilen grafik.

5 TARTIŞMA

5.1 Klinik Çalışma

Çalışmaya dahil edilen bireylerin çapraşıklık nedeniyle birinci küçük azı dişlerin çekimi ve sonrasında köpek dişlerinin geriye hareketi gereken hastalar olması kriter olarak belirlendi. Çalışma kapsamında ortodontik tedavileri yapılan 19 bireyin yaş ortalaması 13 yıl 6 ay olarak hesaplanmıştır. Diş hareketi ile ilgili çalışmalardaki yaş ortalamasının çalışmamızdaki dağılım ile benzerlik gösterdiği görülmektedir (Sueri ve Türk, 2006; Thiruvengkatachari ve ark., 2008; Samuels, 1993; Dinçer ve İşcan, 1994).

Çalışmaya katılan bireylerde bayan ve erkek dağılımını eşit tutmak için özel bir çaba harcanmamıştır. Bunun nedeni olarak her bir bireyde iki farklı braket sisteminin aynı anda kullanılması ve bu nedenle köpek dişlerin farklı braket sistemlerinde geriye hareket miktarının bireylerin kendi içinde değerlendirilmiş olmasıdır. Bundan dolayı cinsiyet dağılımının sonuçlara etkisinin az olacağı düşünülmüştür. Ayrıca diş hareket miktarını değerlendiren çalışmaların birçoğunda benzer şekilde cinsiyet dağılımının eşit olmadığı gözlenmiştir (Samuels, 1993; Sueri ve Türk 2006; Samuels ve ark. 1998; Thiruvengkatachari ve ark. 2008).

Hastaların tamamında hareketi hedeflenen köpek dişlerinin olduğu çenelerde üstte TPA, alt arkta ise lingual ark yapılarak ankraj desteklenmesine rağmen sadece köpek dişlerin hareketi istendiğinden ve geriye hareket sırasında maksimum ankraj hedeflendiğinden dolayı birinci büyük azı ve ikinci küçük azı dişlerinin kökleri arasına mini vidalar yerleştirilmiştir. Çekim boşluğunun $\frac{3}{4}$ 'ü veya daha fazlası anterior dişlerin geriye hareketi ile kapatılacaksa bu durum maksimum ankraj olarak tanımlanmıştır (Ülgen, 2001). Ortodontik implantlar ya da mini vidalardan destek alındığında bu duruma iskeletsel ankraj adı verilmektedir. İskeletsel ankraj amaçlı kullanılan bu parçalara ise geçici ankraj gereçleri adı verilmektedir (Melsen 2005; Cope 2005). Azı dişleri yerine mini implantlardan destek alındığında azı dişlerinin hareket etmediği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Thiruvengkatachari ve ark., 2006).

Mini vidalar ya da ortodontik mini implantlar ortodontide büyük azı dişlerinin distalizasyonu, büyük azı ve keser dişlerin intrüzyonu, çekim boşluklarının kapatılması,

gömülü dişlerin sürdürülmesi, keser dişlerin geriye hareketi ve köpek dişlerin geriye hareketi amacıyla kullanılmaktadır. Literatürde, çalışmamızda olduğu gibi köpek dişlerin geriye hareketi sırasında mini implant kullanılabileceğini ifade eden birçok çalışma vardır (Carano ve ark., 2005; Melsen, 2005; Herman ve ark., 2006; Thiruvengkatachari ve ark., 2008).

Alt ve üst çenelerde vidaların yerleştirilebileceği bölgeler farklılıklar göstermektedir. Üst çenede spina nasalis anterior alt yüzeyi, midpalatal suture, infrazigomatik sırt, bukkal ve lingual kortikal kemik, alt çenede ise retromolar bölge, simfizis ve alveolar kemik, iskeletsel ankraj için vidaların ya da ortodontik implantların yerleştirilebileceği bölgelerdir (Ismail ve Johal, 2002; Kyung ve ark., 2003; Melsen, 2005; Uysal, 2005). Mini implantların yerleştirileceği bölgeler ankraj istenen bölgeye hareketi istenen diş veya diş gruplarına ve elde edilmek istenen diş hareketine göre değişiklik gösterecektir. Çalışmamızda sadece köpek dişlerin geriye hareketi sırasında mini implantlar kullanıldığından dolayı, alt ve üst çenelerde birinci büyük azı ve ikinci küçük azı dişlerinin kökleri arasındaki alveol kemiğe yerleştirilmişlerdir.

Mini implantların yerleştirilmesinde temel iki yöntem vardır. Birinci yöntemde yerleştirme işleminden önce rehber bir kanal açılması söylenmektedir. Bu yöntem *pre-drilling* adı verilmektedir. Diğer yöntemde ise implant direkt olarak kortikal kemiğe yerleştirilmektedir. Bu yöntem pratikte daha sık kullanılmakta ve *drill-free* olarak adlandırılmaktadır (Ho Paik ve ark., 2009). Çalışmamızda *drill-free* yöntem tercih edilmiştir.

Mini implantlar yerleştirilmeden önce uygulanacağı bölgenin hazırlanması gerekmektedir. Bu bölgenin asepsisi için klorheksidin içerikli ağız gargaraları önerilenler arasındadır. Ayrıca hastanın işlem sırasında rahatsızlık duymaması için topikal ve lokal anestezi uygulanması bildirilmektedir (Melsen, 2005; Ho Paik ve ark., 2009). Hastalarımızda implantlar yerleştirilmeden önce povidon iyodür uygulanarak bölgenin asepsisi sağlanmaya çalışılmıştır. İnfiltratif anestezi ise birinci büyük azı dişlerinin mezial kök uçları hizasına 0,2 cc olacak şekilde yapılmıştır. Lokal anestezinin az miktarda yapılmasının nedeni ise implantlar yerleştirilirken hasta hassasiyetinin

hekimini yönlendirici olması ve bu sayede diş köklerine zarar verilmesinin önlenmeye çalışılmasıdır.

Uygulama yapılacak bölgedeki bukkal alveolar kemik kalınlığı yeterliyse diş mini implantların daha horizontal konumlandırılması ancak ince bir alveolar kemiğin olduğu durumlarda implant konumunun dikleştirilmesi gerektiği söylenmektedir. Bu gibi durumlarda implantın meziodistal konumu diş köklerini korumak için daha önemli hale gelmektedir (Ho Paik ve ark., 2009). Mini implant uyguladığımız hastalarda diş köklerini korumak için ve daha fazla kortikal kemik teması elde etmek için kemik kalınlığı izin verdiği ölçüde alt çenede aşağı, üst çenede ise yukarı doğru açılarak yerleştirilmiştir. Ayrıca yerleştirme sırasında mini implantların yapışık dişetinde konumlandırılması gerektiği hareketli mukozaya yerleştirmekten kaçınılması gerektiği söylenmektedir (Fortoni ve ark., 2004; Melsen, 2005; Ho Paik ve ark., 2009). Hastalarımızda kullanılan mini implantlar yapışık dişetine yerleştirilmiş ve kuvvet uygulayan elemanların bağlanacağı baş kısımlarının sağ ve sol taraflarda aynı hizada konumlanmasına özen gösterilmiştir.

Mini implantlar yerleştirildikten sonra kuvvet uygulamaya geçmeden önce diş kökleri ile ilişkisini tespit etmek ve komşu dişlerinin köklerine herhangi bir temas olup olmadığını anlamak amacıyla periapikal radyogramlar alınarak kontrol edilmiştir.

Ortodontik amaçlı kullanılan mini implantların stabilitesinin yerleştirme yöntemine göre farklılık gösterdiğini savunan çalışmalar mevcuttur. Herman ve arkadaşları (2006) implantları yerleştirmeden önce yumuşak dokunun uzaklaştırıldığı durumlarda ortodontik implantın başarısını daha fazla olduğunu savunmuşlardır. İnsizyon yapılmadan yumuşak doku üzerinden yerleştirildiği durumlarda mukozanın implant etrafında dönebileceğini ve bunun mini implantın stabilitesini ve uygun yere, uygun açıyla yerleştirilmesini engelleyebileceği söylemektedir. Ayrıca bu durumlara ek olarak mukozayı kaldırmadan bukkal alveolar kemiğin konturunu görülmesinin mümkün olmadığı da ifade edilmektedir. Yine bu araştırmacılar, yumuşak doku insizyonu olmadan mukozadan üzerinden yerleştirilen implantların %51 oranında kaybedildiğini rapor etmişlerdir. Ho Paik ve arkadaşları (2009) ise yapışık diş etinde konumlandırılan mini implantların yumuşak dokuların dolanmasına neden olmayacağını bukkal

mukozada ise bu sorunla karşılaşılabileceğini ve *drill-free* yöntemi ile 1,6 mm çapında mini implant kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Hastalarımızda kullanılan 1,8 mm kalınlığında implantlar yapışık dişetine konumlandırılmaya çalışılmış ve sadece iki adet kayıp gözlenmiştir. Kaybedilen vidalardan destek alınarak hareket ettirilen köpek dişleri ölçümlerin standardizasyonunu bozacağı için çalışma dışı bırakılmıştır.

Ortodontik implantlarda kuvvetin uygulanma zamanı içinde farklı görüşler mevcuttur. Bazı çalışmalarda implant yerleştirildikten sonra kuvvet uygulamaya geçmeden önce beklemek (Liou ve ark., 2004) önerilirken bazı çalışmalarda hemen kuvvet uygulanabileceği ifade edilmektedir (Melsen 2005). Bekleme zamanı da farklı görüşlere ve ankraj alınacak implantın çeşidine göre değişiklik göstermektedir. Roberts ve arkadaşları (1984) osteointegrasyon istenen durumlarda 4-5 ay kadar beklemeyi savunmuşlardır ancak osteointegrasyon daha çok iskeletsel ankraj alınacak durumlarda önem kazanmaktadır. Ortodontik ankraj için ise mini implantların osteointegrasyonuna gerek olmadığı bilinmektedir. Fakat, Ho Paik ve arkadaşları (2009) implantın başarısı için kuvvet uygulamadan önce yumuşak dokunun iyileşmesi gerektiğini bunun için ise 1 hafta beklemenin uygun olacağını ifade etmişlerdir. Hastalarımıza ise ortodontik implantlar yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanmıştır.

Literatürde köpek dişlerinin geriye hareketi ile ilgili çalışmalarda genel olarak iki tür mekanik kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda köpek dişlerinin geriye hareketi arkla beraber yapılırken (Daskalogiannakis ve McLachlan, 1996; Hasler ve ark., 1997; Darendeliler ve ark., 1997; Martins ve ark., 2009), bazı çalışmalarda ise ark üzerinde hareket yapılmıştır (Herman ve ark., 2006; Sueri ve Türk 2006; Deguchi ve ark., 2007; Thiruvengkatachari ve ark., 2008). Arkla beraber yapılan geriye hareket sürtünmesiz sistem, ark üzerinde yapılan ise sürtünmeli sistem olarak adlandırılmaktadır. Çalışmamızda iki farklı braket sisteminde meydana gelen sürtünme kuvvetinin diş hareketine olan etkileri incelendiğinden dolayı sürtünmeli sistem olan ark üzerinde diş hareketi tercih edilmiştir. Ayrıca ortodonti pratiğinde birçok diş hareketinin ark üzerinde yapıldığı ve daha çok devamlı ark mekanikleri ile ortodontik tedavilerin gerçekleştirildiği göz önünde bulundurulmuştur. Çalışmaya katılan bireylerde köpek dişlerin geriye hareketi öncesinde dişler seviyelenip sıralandıktan sonra mini implantlar yerleştirilmiştir. Bütün dişler sıralandıktan sonra 0,019x0,025 paslanmaz çelik ark

telleri yerleştirilmiş ve bir ay pasif olarak tutulmuştur. Kuvvet uygulamadan ark telinin bir ay pasif konumda tutulmasındaki amacımız tam olarak seviyelemeyi sağlamak ve kayma mekaniği sırasında ark telinden kaynaklanabilecek sorunları en aza indirmektedir.

Sabit ortodontik tedavilerde kuvvet kaynakları olarak özel tel bükümleri, yaylar, elastikler, mıknatıslar gibi aktif elemanlar kullanılmaktadır (Tosun, 1999; Proffit ve Fields, 2000). Kuvvet kaynağı olarak kullanılan elastik zincirlerin uygulandıktan sonra zaman içerisinde uyguladıkları kuvveti kaybettikleri ifade edilmiştir. Hatta ilk gün sonunda başlangıç kuvvetinin %50-70 oranında azaldığı söylenmektedir (Tosun, 1999). Yaylar ise yüksek elastikiyetleri nedeniyle daha uygun düzeyde kuvvet uygulayabilmektedirler. Ancak yayların üretildikleri malzemelere göre de uyguladıkları kuvvetin miktarı ve sürekliliği değişiklik göstermektedir. Genel olarak yaylar paslanmaz çelik, nikel titanyum ve kobalt-krom-nikel alaşımlarından üretilmektedirler. Niti sarmal zembereklerin paslanmaz çelik sarmal zembereklerle göre daha uygun kuvvet uyguladıkları yapılan birçok çalışmada vurgulanmaktadır (Von Fraunhofer ve ark., 1993; Tosun, 1999). Elastik kuvvet kaynaklarına göre nikel titanyum yaylar daha uygun kuvvet ve daha hızlı diş hareketi sağlamaktadırlar (Samuels ve ark., 1993; Samuels ve ark., 1998). Çalışmamızda kuvvet miktarını eşit tutabilmek ve kuvvet miktarının eşit olmaması nedeniyle meydana gelebilecek diş hareketi farklılıklarını engellemek için nikel titanyum yaylardan yararlanılmıştır.

Literatürde köpek dişlerin geriye hareketi sırasında uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ile ilgili tam olarak bir görüş birliği yoktur. Bu kuvvetler 50 gr ile 500 gr arasında değişiklik göstermektedir (Boester ve Johnston, 1974; Andreasen ve Zwanziger, 1980; Darendeliler ve ark., 1997; Thiruvengkatachari, 2008). Çalışmamızda kullandığımız yaylar üretici firmanın belirttiğine göre +/- 25 gr değişkenlik gösterebilmesine rağmen ortalama 200 gr kuvvet uygulamaktadırlar. Ayrıca yayları yerleştirmeden aktivasyon miktarına göre uyguladıkları kuvvet bir kuvvetölçer yardımıyla tekrar kontrol edilmiş ve eğer istenen kuvvet miktarı elde edilememiş ise yay boyunun kontrollü bir şekilde kısaltılması yoluna gidilmiştir.

Ark üzerinde yapılan kayma mekaniği sırasında diş hareketini etkileyen önemli faktörlerden bir tanesi de kullanılan ark telinin özelliğidir. Paslanmaz çelik ark telleri kayma mekanikleri sırasında sıklıkla kullanılan ark telleridir ve yapılan çalışmaların çoğunda diğer ark teli malzemelerine göre daha az sürtünme kuvveti meydana getirdikleri gösterilmiştir (Garner ve ark., 1986; Stannard ve ark., 1986; Drescher ve ark., 1989; Kapilla ve ark., 1990; Angolkar ve ark., 1990; Kusy ve ark., 1991; Loftus ve ark., 1999). Köpek dişlerin geriye hareketi sırasında bütün bireylerde aynı firma tarafından üretilmiş olan 0,019x0,025 inch boyutlarındaki köşeli paslanmaz çelik ark telleri kullanılmış ve diş hareketi bu tel üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Hareket hızını ve miktarını değerlendirmek amacıyla alınan kayıtlar arasında 8 haftalık bir süre mevcuttur ve bu süre içerisinde hastalar 4 haftalık kontrollere çağırılmış, nikel titanyum yayların aktivasyonu kontrol edilmiştir. Köpek dişlerin hareketini inceleyen diğer başka araştırmalarda inceleme süresi değişiklik göstermektedir. Çalışmamızdaki gibi 8 haftalık incelemeler olduğu gibi (Martins ve ark., 2009), daha az ve daha fazla inceleme süresi olan çalışmalarda mevcuttur (Ziegler ve Ingervall, 1989). Hastalarımızda 8 haftalık süre sonunda köpek dişi uygun konuma getirildiyse geriye hareket işlemi sona erdirilmiş, daha fazla hareket ihtiyacının mevcut olduğu durumlarda ise aynı mekaniklerle işleme devam edilmiştir. Ancak değerlendirme süresinin eşit olması için sadece 8 haftalık süre araştırmaya dahil edilmiştir. Martins ve arkadaşları (2009) köpek dişlerinin hareketini aylık olarak kayıt altına almışlar ve ikinci ayda meydana gelen hareket miktarının ilk ay meydana gelen hareket miktarından daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır. Ancak çalışmamızda aylık hareket miktarı iki ay sonunda meydana gelen toplam hareket miktarının yarısı hesaplanarak belirlenmiştir.

Diş hareket miktarını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde ortak bir ölçüm yöntemi olmadığı gözlenmektedir. Bazı çalışmalar diş hareket miktarını direkt yöntem kullanarak ağız içerisinde ölçmüşlerdir (Andreasen ve Zwanziger, 1980; Huffman ve Way, 1983; Deguchi ve ark., 2007). Bu çalışmalarda yapılan ölçümlerin bazılarında iki ölçüm arasında aynı referans noktaların kullanılabilmesi için ağız içi apareyler kullanılmıştır. Ancak bu apareylerin ölçümler arasında meydana gelebilecek diğer diş hareketleri nedeniyle uyumunun bozulabileceği ve standart ölçümler yapmakta

zorlanılabileceği düşüncesiyle bu yöntem tercih edilmemiştir. Ayrıca ağız içerisinde mesafelerin uzunluk ölçebilen aletler yardımıyla direkt ölçümünü de yapılabilir (Miles, 2007). Ancak mesafeleri ölçerken yapılacak açı değişikliklerinin de ölçümlerde hatalara sebep olacağı düşünülmüş ve çalışmamızda bu yöntem de tercih edilmemiştir. Diş hareket miktarının belirlenmesinde bir başka ölçüm yöntemi ise alınacak alçı modeller üzerinde değerlendirme yapmak olabilir ve literatürde bu şekilde değerlendirme yapan çalışmalar mevcuttur (Samuels ve ark., 1993). Dişlerin üzerinde braket varlığında alçı modeller hazırlamak için alınacak ağız ölçüsü sırasında ölçü materyalinde meydana gelebilecek deformasyonlardan dolayı bu yöntem de tercih edilmemiştir. Çalışmaların birçoğunda ise değerlendirmeler röntgen filmleri üzerinde yapılmıştır (Darendeliler ve ark., 1997; Sueri ve Türk, 2006; Herman, 2006; Thiruvengkatachari ve ark., 2008). Bu nedenle diş hareket miktarını ve hızını değerlendirirken çalışmamızda röntgen filmlerinden yararlanılmıştır.

Köpek dişinin hareketinin incelendiği çalışmalarda genelde ölçümlerin lateral sefalometrik filmler üzerinde yapıldığı ve seçilen bir dikey referans düzleminin köpek dişin üzerindeki bir referans noktasına ya da teline olan dik uzaklığının ölçüldüğü gözlenmiştir (Darendeliler ve ark., 1997; Sueri ve Türk, 2006; Thiruvengkatachari ve ark., 2008). Dikey referans düzlemi oluşturulurken yatay bir referans düzlemi rehber olarak alınmaktadır. Sella-Nasion düzlemi ve üst çenedeki palatal düzlem bunlardan iki tanesidir. Ancak SN düzlemi ve üst çene palatal düzlemi normal baş konumuna göre tam horizontal yönde değil bir miktar eğik seyretmektedir. Bu nedenle bu iki referans düzlemi tam olarak dikey referans düzlemi için rehberlik edemeyebilir. Bu amaçla pek çok araştırmacının kullanmış olduğu Frankfurt horizontal düzlemi dikey referans düzlemini belirlemek için bir rehber olarak kullanılabilir. Ancak çalışmamızda alınan lateral sefalometrik filmler üzerinde Frankfurt horizontal düzlemini belirleyen porion ve orbita noktalarının belirlenmesinde güçlüklerle karşılaşmış ve bu nedenle tekrarlanabilirliği daha kolay olduğu düşünülen üst çene palatal düzlemi kullanılmıştır. Bu düzlem referans olarak kullanılarak, pterygomaksiller noktadan geçen bir dik çizilmiş ve dişlerin hareket miktarlarını değerlendirebilmek için posterior referans düzlemi oluşturulmuştur. Alt çenede ise köpek dişin hareket miktarını belirlerken madibular düzleme dik olan ve pogonion noktasına teğet geçen ikinci bir referans düzlemi oluşturulmuştur. Alt köpek dişindeki referans telinin bu oluşturulan düzleme

dik olan uzaklığı hareket miktarını belirlemek için kullanılmıştır. Ancak hem üst çene hem de alt çenede oluşturulan bu düzlemlerin hastalardan alınan birinci ve ikinci lateral sefalometrik filmlerde aynı şekilde oluşturulmasında hata meydana gelebilir. Çalışmada değerlendirilen köpek dişlerin geriye hareketi ortodontik mini implantlardan destek alınarak gerçekleştirildiğinden birinci büyük azı dişlerde hareket beklenmemektedir. Bu nedenle birinci büyük azı dişleri ile köpek dişlerinde bulunan referans tellerinin arasındaki mesafenin köpek dişlerinin geriye hareket miktarı hakkında daha doğru sonuç verebileceği düşünülmüş ve bu mesafeler ayrıca ölçülmüştür.

5.1.1 Grup İçi Değişimler

İskeletsel Ölçümler

Ortodontik tedavi amacıyla küçük azı dişlerinin çekimi ve sonrasında köpek dişlerinin geriye hareketi birçok vakada gerekmektedir ve bu vakaların iskeletsel yapıları farklılık gösterebilmektedir. Bu çalışmada değerlendirilen bireylerin SNA, SNB, ANB, MxP-MnP ve SN-MnP ‘den oluşan açısal iskeletsel değişkenleri ölçülmüştür. Çalışmaya dahil edilen bireylerin alt ve üst çenelerinin ön arka yönde birbirlerine göre konumunu ifade eden ANB açısının ortalama $4,4^{\circ}$ olduğu ve bu ortalama değer ile bireylerin iskeletsel sınıf II malokluzyona sahip olduğu belirlenmiştir. Ancak çalışmaya katılan bireylerin çoğu iskeletsel sınıf I olarak değerlendirilen hastalardır. Hesaplanan bu değer çalışmadaki iskeletsel sınıf II malokluzyona sahip birkaç birey nedeniyle yükseldiği düşünülmektedir.

Sekiz hafta süren inceleme döneminde köpek dişlerinin geriye hareketinden önce (T_1) ve hareket sonrasında (T_2) incelenen iskeletsel parametrelerin istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermediği belirlenmiştir. İnceleme süresinin kısa olması iskeletsel anlamlı bir değişikliğin olmamasının nedeni olarak düşünülmektedir.

Dişsel Ölçümler

BULGULAR bölümünde SC ve MUT braketleri yapıştırılmış olan dişler için boyutsal ve açısal ölçümler şematik olarak (Şekil 4.1 ve 2) gösterilmiştir. Üst çene de köpek dişlerinin geriye hareket miktarları değerlendirildiğinde aylık hareket miktarı SC

grubunda ortalama 0,915 mm MUT grubunda ise 0,945 mm olarak gerçekleşmiştir. Bu hareket miktarları Thiruvengkatachari ve arkadaşlarının (2008) yılında yaptıkları ve köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında mini implantlar ile ankraj desteği oluşturdukları çalışmada rapor ettikleri hareket miktarı ile uyumludur. Bu çalışmada destek alınan bölgeye göre köpek dişlerinin hareket miktarı sırasıyla 0,93mm ve 0,81mm olarak hesaplanmıştır. Benzer sonuçlar başka çalışmalarda da rapor edilmiştir. Örneğin Deguchi ve arkadaşlarının (2007) farklı kuvvet miktarları ile yaptıkları geriye hareket miktarını değerlendiren bir çalışmada uygulanan kuvvet miktarına paralel olarak çalışmamızla benzer sonuçlar elde edilmiştir. Ancak literatürde köpek dişlerinin aylık hareket miktarının daha fazla olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Herman ve arkadaşları (2006) çalışmalarında mini implantlardan destek almışlar ve 0,017x0,025 paslanmaz çelik tel üzerinde 150 gr kuvvet uygulayan Niti sarmal zemberekler kullanmışlardır. Bu çalışma sonunda ise köpek dişlerinde aylık 1,3 mm hareket elde etmişlerdir. Bu miktarın daha fazla olması kullanılan telin daha ince olmasından ve farklı braket uygulamasından kaynaklanabilir.

Üst çenede birinci büyük azı dişlerin öne doğru hareketi değerlendirildiğinde SC grubunda aylık 0,06 mm, MUT grubunda ise aylık 0,2 mm hareket meydana gelmiştir. Bu hareket miktarları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yani köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında mini vidalardan destek alınarak hareket gerçekleştirildiğinde birinci büyük azı dişlerde öne doğru hareket anlamlı olmayacak kadar az meydana gelmektedir. Bu sonuçlar Thiruvengkatachari ve arkadaşlarının (2006) mini implantları destek alarak birinci büyük azı dişlerindeki ankraj kaybını değerlendirdiği çalışma sonuçları ile uyumludur. Sözü edilen çalışmada tek tarafta mini implant kullanılmış diğer tarafta ise birinci büyük azı dişlerden destek alınmıştır. Mini implant uygulanan tarafta birinci büyük azı dişlerde her hangi bir öne hareket bulunamazken destek alınan birinci büyük azı dişlerinde üst çenede 1,6 mm alt çenede ise 1,7 mm diş hareketi meydana gelmiştir.

Alt çenede ise köpek dişlerinin geriye hareket miktarları SC grubunda ortalama 0,88 mm MUT grubunda ise 0,85 mm olarak gerçekleşmiştir. Çalışmalarda alt çene için hareket miktarları arasında farklılıklar mevcuttur. Thiruvengkatachari ve arkadaşları (2008) bu miktarı 0,83 mm ve 0,76 mm olarak rapor ederken, Martins ve ark., (2009) T-

loop spring kullanarak geriye hareket ettirdiği köpek dişlerinde aylık 1,9 mm hareket elde etmiştir. Dinçer ve İşcan (1994) ise farklı bölümlü arkların köpek dişlerinin geriye hareketine etkilerini inceledikleri çalışmalarında *Gjessing* ve *Reverse Closing loop* isimli bölümlü arkları kullanmışlar ve alt çenede sırasıyla 0,39 mm ve 1,03 mm aylık hareket elde etmişlerdir. Görüldüğü gibi hem bölümlü ark tekniklerinde hem de kayma mekaniği kullanılan tekniklerde farklı miktarda aylık hareket elde edilmiştir.

Alt çene de bulunan birinci büyük azı dişlerinin ise hem SC grubunda hem de MUT grubunda hareket miktarı ortalama 0,07 mm olarak gerçekleşmiştir ve bu ortalama değerler üst çene büyük azı dişlerinde olduğu gibi anlamlı bir hareket olmadığını ifade etmektedir.

Alt ve üst çenelerde ki köpek dişleri geriye hareketleri sırasında açısal olarak da anlamlı değişiklikler sergilemişlerdir. Üst çenede maksiler düzlem ile yaptıkları açılar incelenecek olursa SC grubunda ortalama 5,15°, MUT grubunda ise 5,58° açı değişikliği bulunmuştur. Her iki grupta da bu değişimler hareket öncesi değerlere göre anlamlı şekilde azalmış ($p < 0.001$), yani dişler distal yönde devrilmeye uğramışlardır. Alt çenede ise mandibular düzlem ile yaptıkları açılara göre köpek dişlerinde SC grubunda ortalama 3°, MUT grubunda ise 5,07° devrilme meydana gelmiştir ve bu değişim miktarları anlamlı bulunmuştur ($p < 0.001$). Shpack ve arkadaşları (2008) üst çenedeki köpek dişlerinde devrilme hareketine izin veren braketler (TP) ile paralel hareket (BM) yaptıran ikiz braketleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, TP braketlere sahip dişlerde 6,1° distal yönde devrilme, BM braketlerinde ise -0,8° dikleşme rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan braketlerin ikisi de paralel hareket yaptıran braketlerdir ancak devrilme miktarını ifade eden açısal değişkenler Shpack ve arkadaşlarının (2008) çalışmasında devrilme hareketine izin veren braketlere yakın sonuçlar sergilemektedir. Ancak MUT braketlerin tasarımı itibarıyla devrilme hareketine daha kolay izin verebileceği düşünülmektedir. Hayashi ve arkadaşları (2004) ise bölümlü ark ve kayma mekaniği ile köpek dişlerinin hareketi sırasında meydana gelen değişiklikleri incelemişler ve 2 aylık değerlendirme sonucunda bölümlü ark ile yaptıran geriye hareket sonucunda 7,89°, kayma mekaniği kullanıldığında ise 7,94° devrilme meydana geldiğini bulmuşlardır. Kayma mekaniği sırasında 0.022 inch oluklu braketler ve 0,018 inch çapında paslanmaz çelik tellerin kullanıldığı bu çalışma ile

çalışmamızda bulunan bulgular benzer olarak nitelendirilebilir. Sonuçlar arasında az miktardaki fark ise kullanılan ark telinin çalışmamızda kullanılan ark telinden daha ince olması ve bu nedenle daha fazla devrilme meydana gelebilmesi ile açıklanabilir.

5.1.2 Gruplar Arası Karşılaştırmalar

Tartışmanın yukarıdaki kısmında köpek dişlerin geriye hareketi öncesi ve sonrasında elde edilen grup içi sonuçlar irdelenmiştir. Bu bölümde ise her iki araştırma grubundan elde edilen veriler karşılaştırılacaktır. BULGULAR bölümünün sonunda şematik olarak (Şekil 4.1 ve 2) belirtildiği gibi alt ve üst çenelerde SC ve MUT braketi yapıştırılmış olan dişler için boyutsal ve açısal ölçümler değerlendirildiğinde her iki grup için gözlenen dişsel etkiler oldukça benzerdir.

Üst çenede köpek dişlerinin ve birinci büyük azı dişlerinin hareket miktarını belirleyebilmek için iki ayrı ölçüm yapılmıştır (Mx3-Y1, Mx3-Mx6), posterior referans düzlemine olan dik uzaklık değerlendirildiğinde 2 aylık inceleme sonucunda SC grubunda ortalama 1,66 mm, MUT grubunda ise 2,04 mm hareket meydana geldiği bulunmuştur. Ancak posterior referans düzleminin oluşturulmasında hata yapılabileceği ve çakıştırmanın hatalı olabileceği düşünülerek köpek dişleri ile birinci büyük azı dişlerinde bulunan referans telleri arasındaki mesafe de (Mx3-Mx6) ölçülmüş ve gerçek hareket miktarını daha sağlıklı yansıtabileceği düşünülmüştür. Bu değişkene göre 2 aylık inceleme sonucunda SC grubunda ortalama 1,83 mm, MUT grubunda ise 1,89 mm hareket meydana geldiği sonucuna varılmıştır. Her iki parametreye göre de kullanılan braket sistemlerinde köpek dişlerinin hareket miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı gözlenmiştir. Yani kendinden bağlanabilen braket ile diğer braket grubu arasında köpek diş hareket miktarı ve hızı açısından bir farklılık olmadığı ifade edilebilir. Haradine (2008) ise benzer bir yöntemle (*split mouth*) yapılan tez çalışmasında Srinivas'ın (2003) 0.018x0,025 inch boyutundaki paslanmaz çelik tel üzerinde kayma mekaniği kullanarak köpek dişini geriye hareket ettirdiğini ve üst köpek dişlerden birine kendinden bağlanabilen Damon SL braket karşı taraftaki köpek dişine ise geleneksel braket yapıştırdığını ve sonuçta Damon SL braketin uygulandığı köpek

dişlerinde aylık 0,24 mm daha hızlı geri yönde hareket olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu çalışmayla uyumlu değildir.

Alt çenede de köpek dişlerinin ve birinci büyük azı dişlerinin hareket miktarını belirleyebilmek için iki ayrı ölçüm yapılmıştır (Mn3-Y2, Mn3-Mn6), anterior referans düzlemine olan dik uzaklık değerlendirildiğinde 2 aylık inceleme sonucunda SC grubunda ortalama 1,71 mm, MUT grubunda ise 1,63 mm hareket meydana geldiği bulunmuştur. Alt köpek dişi ve birinci büyük azı arasındaki mesafeye (Mn3-Mn6) göre ise SC grubunda ortalama 1,76 mm, MUT grubunda ise 1,70 mm hareket ölçülmüştür. Bu iki değişken için de iki grup arasında bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Yani üst çenede olduğu gibi alt çenede de kendinden bağlanabilen braketler ile diğer grup braket sistemi arasında bir fark olmadığı söylenebilir. Ancak aralarında fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da üst çenede MUT, alt çenede ise SC braketleri olan köpek dişleri daha fazla hareket meydana getirmişlerdir.

Açısal değişkenler arasında da SC grubu ile MUT grubu arasında anlamlı bir fark olmamasına rağmen, hem alt çene mandibular düzlemle yapılan açısal değerlendirmede hem de üst çenede maksiller düzlem ile yapılan açısal değerlendirmede MUT braketleri yapılandırılmış olan köpek dişleri daha fazla devrilme göstermişlerdir, ancak bu fark alt çenede üst çeneye göre daha fazla olarak gerçekleşmiştir (Tablo4.3).

Literatürde kendinden bağlanabilen braketler ile konvansiyonel olarak ligatürleme işlemi yapılmış olan braketleri karşılaştıran in vitro çalışmalar mevcuttur ve bu çalışmaların bir çoğunda kendinden bağlanabilen braketlerin daha düşük sürtünme direnci ve daha hızlı diş hareketi meydana getirdiği vurgulanmaktadır (Shivapuja ve Berger, 1994; Read-Ward ve ark., 1997; Kapur ve ark., 1998; Hain ve ark., 2003 ve 2006; Caccifesta ve ark., 2003; Franchi ve ark., 2008). Ancak bu çeşit braketleri karşılaştıran ya da inceleyen klinik çalışmaların sayısı azdır. Bu çalışmalardan birisinde Miles (2007) aynı bireylerde *split mouth* şeklinde bir çalışma düzeneği planlamış ve hem alt çenede hem de üst çenede kendinden bağlanabilen braketler ile konvansiyonel braketler arasında çekim boşluğunun kapatılma hızını değerlendirerek bu braketlerde meydana gelen diş hareket hızını incelemiş ve konvansiyonel braketlerin paslanmaz

elik tel ile ligatüre edildiği zaman aralarında bir fark olmadığı sonucuna varmıştır. Çalışmada kullanılan kendinden bağlanabilen braketler çalışmamızda kullanılan ile aynı marka braketlerdir ve bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızda elde edilen sonuçla uyum göstermektedir. Aynı çalışmada yazar kendinden bağlanabilen braketlerin en büyük avantajını bağlama işleminden kaynaklanan zaman kaybının azaltılabilmesi olarak ifade etmesine rağmen boşluk kapatma boyunca aynı tel ile devam edileceği için tel ligatür ile yapılan bağlanma işleminin bir kez yapılacağını ve zaman kaybının fazla yaşanmayacağını da vurgulamıştır.

Miles ve arkadaşları (2006) Damon 2 SL kendinden bağlanabilen braketler kullanıldığı zaman tedavi başında çapraşıklığı düzeltme etkinliğini ve hızını değerlendirdikleri diğer bir çalışmalarında da konvansiyonel ikiz braketler ile Damon 2 SL braketler arasında alt çene apraşıklığını giderme hızı arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Burrow (2010) ise çalışmamızla benzer bir yöntemle SmartClip, Damon 3 ve konvansiyonel braketler yapıştırılmış köpek dişlerini geriye doğru hareket ettirmiştir. Bu çalışmada aynı hastaların sağ ve sol yarım çenelerinde bulunan köpek dişlere farklı braketler yapıştırılmış ve 150 gr kuvvet uygulayan nikel titanyum sarmal zembereklerle kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonuncunda ise konvansiyonel braketlerle aylık 1.17 mm, SmartClip braketlerle aylık 1.10 mm, Damon 3 braketlerle ise aylık 0.9 mm hareket elde etmişlerdir. Bu hareket miktarlarına göre ise konvansiyonel braket yapıştırılan dişlerde kendinden bağlanabilen braketli olan köpek dişlerine göre anlamlı olarak daha fazla diş hareketi meydana geldiği vurgulanmıştır. Bunun nedenini ise, düz tel tekniğinde diş hareket etmesi için kuvvet uygulandığında, braket ve ark teli arasında meydana gelen açılanma sonucu ark telinde ortaya çıkan elastik *binding* durumuna bağlamışlardır. Daha geniş olan braketlerde bu durumun dar olan braketlere göre daha az oluşacağını ve bu nedenle genişliği fazla olan konvansiyonel braketlerin daha hızlı diş hareketi meydana getirdiğini savunmuşlardır. Bu araştırmanın sonuçları tam olarak çalışmamızda elde edilen sonuçlarla örtüşmese de, çalışmamızda olduğu gibi kendinden bağlanabilen braketlerin diş hareket hızında konvansiyonel braketlere göre bir avantaj sağlamadığını bildirmesi yönünden anlamlıdır. Ayrıca sözü geçen çalışmada elde edilen hareket miktarları da araştırmamız ile benzer sonuçlar göstermektedir.

Son yıllarda kendinden bağlanabilen braketlerin etkinliğini değerlendirmek için derleme ve meta analiz çalışmaları da yapılmaktadır. Ehsani ve arkadaşları (2009) yayınladıkları sistematik derlemede kendinden bağlanabilen braketlerin konvansiyonel braketlere göre üstünlüğünün veya tam tersinin kanıtlanması için yeterli kanıt olmadığını vurgulamışlardır.

Burrow (2009) ise yine yayınladığı bir derleme makalede ortodontide diş hareketi sırasında meydana gelen sürtünme direncinin firmaların iddia ettiği gibi daha çok bağlama işleminden kaynaklanmadığını, asıl sürtünme kuvvetinin diş hareketi sırasında ark teli ve braket oluşu arasında meydana gelen *binding* ve *notching*‘den kaynaklandığını vurgulamaktadır. Kendinden bağlanabilen braketlerle yapılan in vitro çalışmalarda genellikle braketler pasif konfigürasyonda test edildikleri için bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar klinik koşulları yansıtamamaktadır. Çünkü ortodontide ark üzerinde yapılan diş hareketinde ark teli ile braket teması edene kadar bir devrilme daha sonrasında ise ark telinin etkisiyle bir dikleşme hareketi meydana gelmektedir ve yazara göre sürtünmenin asıl nedeni bu olaylar sırasında meydana gelen durumlardır. Sonuç olarak kayma mekanizması sırasında meydana gelen dirençte sürtünmenin temel nedeni olmadığı ifade edilmiş ve kendinden bağlanabilen braketleri üreten firmaların bu braketlerle sürtünme direncinin azaldığı ve tedavi süresinin kısaldığı iddiasının daha çok bir pazarlama tekniği olduğunu söylemiştir. Yine benzer bir vurguyu Miles (2009) derleme çalışmasında ifade etmektedir. Buna göre yazar konvansiyonel braketler ve kendinden bağlanabilen braketler arasında klinik olarak anlamlı bir farklılık olmadığı söylemiştir.

5.2 In Vitro Çalışma

Ortodontide kullanılan bütün ark teli ve braket kombinasyonlarında kullanılan materyale göre bir sürtünme katsayısı söz konusudur. Sürtünme katsayısı materyalin yüzey özellikleri ve karakteristiği ile ilişkilidir. Bu katsayı yüzey temas alanından bağımsızdır yani aynı materyallerin küçük ve büyük yüzey alanlarında meydana gelen sürtünme katsayısı aynıdır. Literatürde ortodontide braket ve ark teli arasında oluşan sürtünmeyi test eden çalışmalar değerlendirildiğinde çalışmalar arasında farklılıklar

olduğu görülmektedir. Bu farklılıklar ise test düzeneklerinin çeşitli oluşu (Drescher ve ark., 1989), braket ve ark teli arasında testler sırasında oluşan açılanmanın farklı derecelerde olması (Ogata ve ark., 1996; Tanne ve ark., 1991), gibi nedenlerden oluşmaktadır. Sonuç olarak standart bir yöntemin olmadığı görülmektedir ve bu farklılıktan dolayı çalışmamızda elde edilen sonuçların farklı çalışmalarla karşılaştırılmasından kaçınılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan sürtünme test düzeneğinin oluşturulması sırasında ise şu ana kadar braket/ark teli arasındaki sürtünme dirençlerini ölçen çalışmalar değerlendirilmiş ve özellikle son yıllarda bu tip araştırmalarda kullanılan *fretting* tipi bir sürtünme test cihazının kullanılmasının en iyi seçenek olduğuna karar verilmiştir. Bu tip cihazların ortodontik materyallerin sürtünme katsayısını değerlendirmek için kullanıldığı araştırmalar mevcuttur (Rapiejko ve ark., 2009; Clocheret ve ark., 2004). (Willems ve ark., 2001; Al-Khatib ve ark., 2004). Ancak bu tür bir cihazın braket ve ark teli arasındaki sürtünme direncini ölçebilmesi için modifiye edilmesi gereklidir (Willems ve ark., 2001).

Sürtünme test cihazına bağlı bulunan bilgisayar programından elde edilen rakamsal verilere göre iki braket sistemine ait ortalama sürtünme katsayıları hesaplanmıştır. Bu ortalama değerlere göre MUT braket ve 0,019x0,025 paslanmaz çelik tel kombinasyonunda ortalama sürtünme katsayısı 0,21 μ , SC braket ve 0,019x0,025 paslanmaz çelik tel kombinasyonunda ise 0,37 μ olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre MUT braketler istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az sürtünme katsayısı meydana getirmişlerdir. Her iki braketle yapılan testlerden elde edilen grafiklere örnekler şekil 4.3’de gösterilmiştir. Bu grafikler incelendiğinde test sırasında her saniyede oluşan sürtünme katsayıları görülebilmektedir. Buna göre MUT braketlerin sürtünme katsayılarının çok küçük bir aralıkta değişiklik gösterdiği ve daha lineer bir grafik oluşturduğu söylenebilir. Bu durum braket yüzeyinin homojen bir özellik göstermesi sonucu ortaya çıkabilir. Ancak SC braketlerden elde edilen grafiklerde sürtünme katsayısının test süresinde yapılan ölçümlerde daha geniş bir aralıkta değişiklik gösterdiği görülmektedir. Bu duruma SC braketin yüzey özelliği neden olmuş olabilir. Ayrıca SC braketlerde bulunan nikel titanyum klipslerde sürtünme katsayısını

etkileyebilir. Ancak bu sonuçlara kesin olarak varabilmek için her iki braketinde yüzey özellikleri ve oluk genişlikleri daha detaylı çalışmalar ile incelenmelidir.

Bu çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda incelediğimiz kendinden bağlanabilen braketin (SC), oluk yapısında modifikasyon yapılmış ancak konvansiyonel yöntemle bağlama işlemi yapılan braket (MUT), göre sürtünme kuvveti ve diş hareketi yönünden bir üstünlüğü olmadığı söylenebilir. Laboratuvar çalışmasında farklı sürtünme katsayıları meydana getirdikleri halde, klinik koşullarda kendinden bağlanabilen SC braket ile MUT braketleri arasında diş hareket miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık meydana gelmemiştir. Ortodontik hareket sırasında oluşan sürtünme kuvveti sadece yüzey karakteristiği ile ilişkili olsaydı MUT braketlerle anlamlı derecede daha fazla hareket beklenebilirdi. Buna göre klinik koşullarda sürtünme kuvvetini etkileyen başka faktörlerin varlığından bahsedilebilir. Ark teli ve braketin bağlanmasını sağlayan bağlama işlemi bu faktörlerden biri olabilir ve bu nedenle SC braketleri MUT braketleri ile aynı diş hareket miktarını elde etmiş olabilir.

Kendinden bağlanabilen braketler konvansiyonel braketlere göre çok daha pahalı sistemlerdir ancak çalışmamızda bu braketlerin diş hareketi açısından konvansiyonel yöntemlerle bağlanabilen braketlere karşı bir üstünlüğü bulunamamıştır.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortodontik tedavilerde kullanılan kendinden bağlanabilen bir braket ve oluk yapısında modifikasyon yapılan ancak konvansiyonel teknikle ark teli bağlanan bir braket kullanıldığında ark teli ile aralarında oluşan sürtünme dirençleri ve diş hareket miktarlarının in vitro ve in vivo ortamlarda karşılaştırmalı olarak incelendiği bu çalışma sonucunda:

- Klinik uygulamada, 2 aylık değerlendirme sonucunda her iki araştırma grubunda kullanılan braketlerle köpek dişlerinin gerek üst gerekse alt çenede geriye hareket ettirildiği saptanmıştır.
- İki grupta da alt ve üst köpek dişlerinin geriye hareketi sırasında bu dişlerin distale eğilme hareketi yaptıkları gözlenmiştir.
- Köpek diş hareket miktarı ve hızı açısından her iki braket tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı belirlenmiştir.
- In vitro çalışma grubunda, aynı ark teli üzerinde (.019x.025 inch paslanmaz çelik) SC braketlerin MUT braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bir sürtünme direnç katsayısına sahip oldukları saptanmıştır.
- Klinik uygulamada her iki braket grubu arasında diş hareket hızı ve miktarı ölçümlerinde anlamlı bir fark elde edilememesi ancak in vitro sürtünme testinde gruplar arası farkın anlamlı olmasından dolayı in vitro olarak belirlenen sürtünme direnç katsayılarının klinik uygulamada elde edilecek diş hareket miktarı ve hızı için kesin bir belirleyici olamayacağı kanaatine varılmıştır.
- In vitro şartlarda elde edilen sürtünme direnç katsayıları klinik uygulamalar için kesin bir referans olarak kullanılmamalı ve klinik uygulama sırasında hastanın biyolojik yapı farklılığı ve diğer ağız içi faktörlerin etkilerinin diş hareketi sırasında göz ardı edilmemesi gerektiği sonucuna ulaşılmıştır.

Bu çalışmanın sonucunda aynı konuda çalışacak kişilere şu önerilerde bulunulabilir:

- Diğer çalışmalarda araştırma grupları daha fazla birey içermeli ve daha farklı braket sistemleri ile gruplar genişletilerek araştırmaya dahil edilmelidir.
- Başka ark teli eşitleri de araştırma kapsamına dahil edilebilir.
- İn vitro şartlarda oda ısısında yapılan şürtünme testleri, yapay ve doğal tükürük gibi farklı ortamlarda da araştırılmalıdır.
- Benzer çalışmalarda kullanılacak olan braketlerin oluk genişlikleri ve yüzey özellikleri ayrıca değerlendirilmelidir.
- Benzer konularda yapılan çalışmalarda veriler toplanırken, sefalometrik analizlerin yanı sıra, üç boyutlu bilgisayarlı tomografik görüntüler gibi farklı yöntemlerden de yararlanılabilir.

7 KAYNAKLAR

- Al-Khatib, S., Berradja, A., Celis, J-P., Willems, G. (2004). In vitro friction of stainless steel arch wire-bracket combinations in air and different aqueous solutions. *Orthod Craniofac Res*, **8(2)**, 96-105.
- Andreasen, G.F., Zwanziger, D. (1980). A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *American Journal of Orthodontics*, **78 (1)**, 25-40.
- Andreasen, G.F., Zwanziger, D. (1980). A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket *American Journal of Orthodontics* **78**, 25-40.
- Angolkar, P.V., Kapilla, S., Duncanson, M.G., Nanda, R.S. (1990). Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **98(6)**, 499-506.
- Arias, O.R., Marquez-Orozco, M.C. (2006). Aspirin, acetaminophen, and ibuprofen: Their effects on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **130**, 364-370.
- Arici, S. (1996). *A Laminate Base for Orthodontic Ceramic Brackets*. Thesis of Doctor of Philosophy, University of Sheffield, England.
- Articolo, L.J., Kusy, R.P. (1999). Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **115(1)**, 39-51
- Ashcraft, M.B, Southard, K.A., Tolley, E.A. (1992). The effect of corticosteroid-induced osteoporosis on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **102**, 310-9.
- Ataoğlu, T., Yüksel, M. (1999). Peridontoloji. Üçüncü Baskı, Konya
- Baccetti, T., Franchi, L. (2006). Friction Produced by Types of Elastomeric Ligatures in Treatment Mechanics with the Preadjusted Appliance. *Angle Orthodontist*, **76(2)**, 211-216.
- Baumrind, S., Korn, E.L., Boyd, R.L. (1996). Apical root resorption in orthodontically treated adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **110**, 311-320.
- Bazakidou, E., Nanda R.S., Duncanson, Jr.M.G., Sinha, P. (1997). Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**, 138-144.

- Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., Sandrik, J.L. (1991). Comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **100(6)**, 513-522.
- Bench, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J.J. (1978). Bioprogressive therapy part 6: Forces Used in Bioprogressive Therapy. *Journal of Clinical Orthodontics*, 123-139.
- Berger, J.L. (1990). The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **97(3)**, 219-228.
- Bishara, S.E., Fehr, E.D. (1997). Ceramic Brackets: Something Old, Something New, A Review *Seminars In Orthodontics* **3**,178-188.
- Boester, C.H., Johnston L.E. (1974). A Clinical Investigation Of The Concepts Of Differential And Optimal Force In Canine Retraction. *Angle Orthodontist*, **44(2)**, 113-119.
- Bradley, J. Leiker, Ram, S. Nanda, G. Fräns C., Robert I. Howes, and Pramod K. Sinha, (1995). The effects of exogenous prostaglandins on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **108**, 380-388.
- Brezniak , N., Wasserst ein, A. (1993). Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature Review *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **103**, 138-146.
- Brudvik, P., Rygh, P. (1995). Transition and Determinants of Orthodontic root resorption-repair sequence *European Journal of Orthodontics*, **17**, 177-188.
- Brudvik, P., Rygh, P. (1994). Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces. *European Journal of Orthodontics*.**16**,265-73.
- Burrow, S.J. (2009). Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**, 442-7.
- Burrow, S.J. (2010). Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets *Angle Orthodontist*, **80**, 438–445.
- Burstone, C.J. (1982). The segmented arch approach to space closure *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **82**, 361-358.
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M.F., Ricciardi, A., Scribante, A., Klersy, C., Auricchio, F. (2003). Evaluation Of Friction Of Stainless Steel And Esthetic Self-Ligating Brackets In Various Bracket-Archwire Combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **124**, 395-402.

- Çağlaroğlu, M. (2006) Farklı Yöntemlerle Uygulanan Prostaglandin E2'nin Diş Hareketi Ve Kemik Metabolizması Üzerine Etkilerinin Histopatolojik Olarak İncelenmesi Doktora Tezi, Erzurum
- Carano, A., Velo, S., Leone, P., Siciliani, G. (2005). Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics* **39(1)**, 9-24.
- Chana, E., Darendeliler, M.A. (2005). Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **127**, 186-195.
- Chimenti, C., Franchi, L., Giuseppe, M.G., Lucci, M. (2005). Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthodontist*, **75**, 421-425.
- Chumbley, A.B., Tuncay, O.C. (1986). Effect of indomethacin on rate of orthodontic tooth movement *American Journal of Orthodontics*, **89**, 312-314.
- Clocheret, K., Willems, G., Carels, C., Celis, J.P. (2004). Dynamic frictional behavior of orthodontic archwires and brackets. *European Journal of Orthodontics*, **26**, 163-170.
- Collins, M.K., Sinclair, P.M. (1988). Local use of vitamin D to increase rate of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial*, **94**, 278-284.
- Cope, J.B. (2005). Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. *Seminars in Orthodontics*, **11**, 3-9.
- Damon, D.H. (1998). The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *Journal of Clinical Orthodontics*, **32**, 670-680.
- Darendeliler, M. A., Darendeliler, H., Üner, O. (1997). The drum spring (DS) retractor: a constant and continuous force for canine retraction. *European Journal of Orthodontics*, **19**, 115-130.
- Daskalogiannakis, J., McLachlan, K.R. (1996). Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **109**, 489-95.
- Davidovitch, Z. (1991). Tooth Movement *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, **2(4)**, 411-450.
- Davidovitch, Z., Finkelson, M.D., Steigman, S., Shanfeld, J.L., Montgomery, P.C., Korostoff, E. (1980a). Electric Currents, Bone Remodeling, And Orthodontic Tooth Movement. 1. The Effects Of Electric Currents On Periodontal Periodontal Cyclic Nucleotides. *American Journal of Orthodontics*, **77**, 14-32.
- Davidovitch, Z., Finkelson, M.D., Steigman, S., Shanfeld, J.L., Montgomery, P.C., Korostoff, E. (1980b). Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth

- movement II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *American Journal of Orthodontics*, **77**, 33–47.
- Deguchi, T., Imaib, M., Sugawaraa, Y., Andob, R., Kushimab, K., Takano-Yamamoto T. (2007). Clinical Evaluation of a Low-Friction Attachment Device during Canine Retraction. *Angle Orthodontist*, **77 (6)**, 968-972.
- Dickson, J.A., Jones, S.P. (1996). Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *Journal of Clinical Orthodontics*, **30(9)**, 516-518.
- Dinçer, M., İşcan, H.N. (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction *European Journal of Orthodontics* **16**, 317-323.
- Downing, A., McCabe, J.F., Gordon, P.H. (1994). A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *British Journal of Orthodontics*, **21**, 349-357.
- Drescher, D., Bourauel, C., Schumacher, H.A. (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **96(5)**, 397- 404.
- Eberting, J.J, Straja, S.R, Tuncay, O.C. (2001). Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* **4**, 228-234.
- Ehsani, S., Mandichb, M.A., El-Bialyc, T.H., Flores-Mir, C. (2009). Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets. *Angle Orthodontist*, **79**, 592–601.
- Feldner, J.C., Sarkar, N.K., Sheridan, J.J., Lancaster, D.M. (1994). In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **106(3)**, 265-72.
- Fortini, A., Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Cambi, S., Lupoli, M. (2004). Clinical Applications and Efficiency of Miniscrews for Extradental Anchorage. *Orthodontics*, **1(2)**, 1-12.
- Franchi, L., Baccetti, T., Camporesi, M., Barbatoc, E. (2008). Forces released during sliding mechanics with passive self-ligating brackets or nonconventional elastomeric ligatures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **133**, 87-90.
- Frank, C.A., Nikolai, R.J. (1980). A comperative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **78(6)**, 593-609.
- Garner, L.D., Allai, W.W., Moore B.K. (1986). A comparision of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **90()**, 199-203

- Ghafari, J. (1992). Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthodontist*, **62**(2), 145-152.
- Gjessing, P.E., (1985). Biomechanical desingn and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **87**, 353-362.
- Gökçelik, A., Polat, Ö. (2007). Ortodontik braket teknolojisinde son yenilik: Self ligating braketler. *Türk Ortodonti Dergisi*, **20**,71-81.
- Graber, T.M., Vanarsdall, R.L., Vig, K.W.L. (2000). *Orthodontics Current Principles & Techniques*, **Third Edition**, Elsevier Mosby.
- Hain, M., Dhopatkar, A., Rock, P. (2003). The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **123**, 416-144.
- Hain, M., Dhopatkar, A., Rock, P. (2006). A comparison of different ligation methods on friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,**130**, 666-670
- Hamilton, R., Goonewardene, M.S., Murray, K. (2008). Comparison of aktive self-ligating brackets and conventional pre-adjusted brackets. *Australian journal of Orthodontics*, **24**, 102-109.
- Harradine, N.W.T. (2003). Current products and practices self-ligating brackets: what are we now? *Journal of Ortrhodontics* **30**, 262-273.
- Harradine, NWT. (2008). The History and Development of Self-Ligating Brackets. *Seminars in Orthodontics*, **14**, 5-18.
- Harris, E.F. (2000). Rooth Rezorption During Orthodotic Therapy. *Seminars in Orthodontics*, **6**(3), 183-194.
- Harry, M.R, Sims M.R. (1982). Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electromicroscopic study. *Angle Orthodontist*, **52**, 235-258.
- Hasler, R., George, S., Ingervall, B., Gebauer, U. (1997). A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extractions sites-a pilot study. *European Journal of Orthodontics*, **19**, 711-719.
- Hayashi, K., Uechi, J., Murata, M., Mizoguchi, I. (2004). Comparison of maksillary canine retractionwith sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on midpalatal orthodontic implant. *European Journal of Orthodontics*, **26**, 585-589.
- Henao, S.P., Kusy, R.P. (2004). Evaluation of the Frictional Resistance of Conventional and Self-ligating Bracket Designs Using Standardized Archwires and Dental Typodonts. *Angle Orthodontist*, **74**, 202-211.

- Herman, R., J. Currier G.F., Miyake A. (2006). Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **130**, 228-35.
- Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.E., McDonald, H.W. (1969). Optimal force, differential force, and anchorage. *American Journal of Orthodontics*, **55**, 437–457.
- Hixon, E.H., Aasen, T.O., Arango, J., Clark, R.A., Klosterman, R., Miller, S.S., Odom, W.M. (1972). On force and tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, **62**, 476–489.
- Ho Paik, C., Park, I., Woo, Y., Kim, T. (2009). *Orthodontic Miniscrew Implants First Ed.*, Mosby Edinburgh.
- Huffman, D. J., Way, D.C. (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 453 – 459.
- Igarashi, K., Mitani, H., Adachi, H., Shinoda, H. (1994). Anchorage and retentive effects of a bisphosphonate (AHBuBP) on tooth movements in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **106**, 279-89.
- Ireland, A.J., Sherriff, M., McDonald, F. (1991). Effect of Bracket and Wire Composition on Frictional Forces. *European Journal of Orthodontics*, **13**, 322-28.
- Ismail, S.F.H., Johal, A.S. (2002). The role of implants in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, **29**, 239-245.
- Iwasaki, L.R., Beatty, M.W., Randall, C.J., Nickel, J.C. (2003a). Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **123**, 408-415.
- Iwasaki, L.R., Beatty, M.W., Nickel, J.C. (2003b). Friction and Orthodontic Mechanics: Clinical Studies of Moment and Ligation Effects. *Seminars in Orthodontics*, **9**, 290-297.
- Kapilla, S., Angolkar, P.V., Duncanson, M.G., Nanda, R.S. (1990). Evaluation of friction between stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **98(2)**, 117-126.
- Kapur, R.K., Sinha, P.K., Nanda, R.S. (1998). Frictional Resistance of the Damon SL Bracket. *Journal of Clinical Orthodontics*, **(32)**, 485-89.
- Karamouzos, A., Athanasiou, A.E., Papadopoulos, M.A. (1997). Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112(1)**, 32-40.

- Keith, O., Jones, S.P., Davies, E.H. (1993). The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *British Journal of Orthodontics*, **20**, 109-115.
- Kojima, Y., Fukui, H. (2005). Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **12**, 542-551.
- Kusy, R.P. (1988). Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthodontist*, **58**(3), 197-203.
- Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (1997). Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Seminars In Orthodontics*, **3**, 166-177.
- Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angle for binding. *European Journal Of Orthodontics*, **21**, 199-208.
- Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (2001). Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D frictional maps. *Angle Orthodontist*, **71**, 364-74.
- Kyung, H.M., Park, H.S., Bae, S.M, Sung, V.H., Bongkim, I.L. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intra oral anchorage. *Journal of clinical orthodontics*, **37**, 321-328.
- Lau, P.Y., Wong, R.W. (2006). Risk And Complications In Orthodontic Treatment. *Hong Kong Dental Journal*, **3**, 15-22.
- Lee, W., (1990) Experimental study of the effect of prostaglandin administration on tooth movement with particular emphasis on the relationship to the method of PGE₂ administration, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **98**, 231.
- Leiker, B.J, Nanda, R.S., Currier, G.F., Howes, R.I., Sinha, P.K. (1995). The effects of exogenous prostaglandins on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **108**, 380-8.
- Liou, E.J.W., Pai, B.C.J., Lin, J.C.Y. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **126**, 42-47.
- Loftus, B.P., Artun, J., Nicholls J.I., Alonzo T.A., Stoner J.A. (1999). Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **116**(3), 336-345.

- Martins, R.P., Buschang, P.H., Gandini, L.G., Rossouw, P.E. (2009). Changes over time in canine retraction: An implant study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **136**, 87-93.
- McFadden, W.M., Engstrom, C., Engstrom, H., Anholm, J.M. (1989). A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **96**, 390-396.
- Meling, T.R., Ødegaard, J., Holthe, K., Segner, D. (1997). The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and *in vitro* study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**, 41–49.
- Melsen, B. (2005) Mini-Implants: Where Are We? *Journal of Clinical Orthodontics*, **39(9)**, 539-547.
- Melsen, B., Verna, C. (2005) Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System. *Seminars in Orthodontics*, **11**, 24-31.
- Miles, P.G., Weyant, R.J., Rustveld, L. (2006). A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthodontics*, **76**, 480-485
- Miles, P.G. (2007). Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132**, 223-225.
- Miles, P.G. (2009). Self-ligating brackets in orthodontics: do they deliver what they claim? *Australian Dental Journal*, **54**, 9–11.
- Mostafa YA, Weeks-Dybvig M, Osdoby P. (1983). Orchestration of tooth movement. *Am JOrthod*. 1983;83:245-50
- Nanda, R.S., Ghosh, J. (1997). Biomechanical considerations in sliding mechanics. In: *Biomechanics in Clinical Orthodontics*, Ed., Nanda, R., Saunders Comp. Philadelphia, 188-217.
- Newman, M.G., Takei, H., Klokkevold, P.R., Fea, C. (2002) Carranzas's Clinical Periodontology. **9th Edition**, London, New York Saunders Elsevier.
- Nikolai, R.J., (1975). On Optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, **68**, 290-302.
- Nishio, C., Jardim da Motta, A.F., Elias, C.N., Mucha, J.N. (2004). In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **125**,56–64.
- Ogata, R.H., Nanda, R.S., Duncanson, M.G, Sinha, P.K., Currier, G.F. (1996). Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **109(5)**, 535-542.

- Omana, H.M., Moore, R.N., Bagby, M.D. (1992). Frictional properties of metal and ceramic brackets. *Journal of Clinical Orthodontics*, **26**(7), 425-432.
- Owmann-Moll, P., Kurol, J., Lundgren, D. (1995). Continuous Versus Interrupted Continuous Orthodontic Force Related To Early Tooth Movement And Root Resorption. *Angle Orthodontics*, **65**, 395-402.
- Pandis, N., Polychronopoulou, A., Eliadesc, T. (2007). Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132**, 208-215.
- Pilon, J.G.M, Kuijpers-Jagtman, A.M., Maltha, J.C. (1996). Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **110**, 16-23.
- Pratten, D.H., Popli, K., Germane, N., Gunsolley, J.C. (1990). Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **98**(5), 398-403.
- Proffit, W.R., Fields, H.W. (2000). *Contemporary Orthodontics*., **Third Ed.**, Mosby, Inc. Missouri.
- Prososki, R.R., Bagby, M.D., Erickson, L.C. (1991). Static Frictional Forces and Surface Roughness of Nickel-Titanium Arch Wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **100**, 341-48.
- Rapiejko, C., Fouvry, S., Grosgeat, B., Wendler, B. (2009). A representative ex-situ fretting wear investigation of orthodontic arch-wire/bracket contacts A representative ex-situ fretting wear investigation of orthodontic arch-wire/bracket contacts. *Wear*, 266- 8.
- Read-Ward, G.E., Jones, S.P., Davies, E.H. (1997). A Comparison of Self-ligating and Conventional Orthodontic Bracket Systems. *British Journal of Orthodontics*, **24** 309-317.
- Reitan K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, **43**, 32-45.
- Reitan, K. (1967). Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*, **53**, 721-745.
- Ren, Y., Maltha, J.C., Kuijpers-Jagtman, A.M. (2003). Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontics*, **73**, 86-92.
- Ren, Y., Maltha, J.C., Van't Hof, M.A., Kuijpers-Jagtman, A.M. (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **125**, 71-77.

- Rinchuse, D.J., Miles, P.G. (2007). Self-ligating brackets: Present and future. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132**, 216-22.
- Roberts, W.E., Smith, R.K., Zilberman, Y. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **86**, 95-111.
- Rose, C.M., Zernik, J.H. (1996). Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *Journal of Clinical Orthodontics*, **30**, 78-84.
- Rossouw, P.E. (2003). Friction: An Overview. In: *Seminars in Orthodontics*, **9(4)**, 218-222.
- Russell, J.S. (2005). Current products and practice aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, **32**, 146-163.
- Rygh, P. (1973). Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol Scand*, **1**, 109-22.
- Rygh, P. (1977). Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. *Angle Orthodontics*, **44**, 1-16.
- Samuels, R. H. A., Rudge S. J., Mair L. H. (1993). A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial*, **103**, 464-467.
- Samuels, R. H. A., Rudge S. J., Mair L. H. (1998). A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **114**, 73-79.
- Sandy, J.R., Harris, M. (1984). Prostaglandins and tooth movement. *European Journal of Orthodontics*, **6**, 175-82.
- Sergio, P., Icopo, C. , Giorgio, I., Alessia, R., Roberta, S. (2008). Time efficiency of self-ligating vs conventional brackets in orthodontics: effect of appliances and ligating systems *Progress In Orthodontics* **9(2)**, 30-36.
- Shivapuja, P.K., Berger, J. (1994). A comparative study of conventional ligation and selfligation bracket system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **106**, 472-480.
- Shpack, N., Davidovitch, M., Sarne, O., Panayi, N., Vardimon, A.D. (2008). Duration and Anchorage Management of Canine Retraction with Bodily Versus Tipping Mechanics. *Angle Orthodontist*, **78(1)**, 95-100.
- Sims, A.P.T, Waters, N.E., Birnie, D.J., Pethybridge R.J. (1993). A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *European Journal of Orthodontics*, **15(5)**, 377-385.

- Singh, G. (2007). *Textbook Of Orthodontics Second Ed.* Jaypee New Delhi
- Smith, R.J., Burstone, C.J. (1984). Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, **85**, 294-307.
- Soma, S., Matsumoto, S., Higuchi, Y., Takano-Yamamoto, T., Yamashita, K., Kurisu, K., Iwamoto, M. (2000). Local and chronic application of PTH accelerates tooth movement in rats. *J Dent Res*. **79**, 1717-24.
- Stannard, J.G., Gau, J.M., Hanna, M. (1986). Comparative Friction of Orthodontic Wires Under Dry and Wet Conditions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **89**, 485-91.
- Stark, M., Sinclair, P.M., (1987). Effect of Pulsed Electromagnets Feilds on Orthodontic Tooth Movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **91**, 91-104.
- Sueri, M.Y., Turk, T. (2006). Effectiveness of Laceback Ligatures on Maxillary Canine Retraction *Angle Orthodontist*, **76(6)**, 1010-1014.
- Swartz, M.L. (1988). Ceramic Brackets. *Journal of Clinical Orthodontics*, **22**, 82-88.
- Tanne, K., Matsubara, S., Hotei, Y., Sakuda, M., Yoshida, M. (1994). Frictional forces and surface tophography of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **106**, 273-278.
- Taylor, N.G., Ison, K. (1996). Frictional Resistance Between Orthodontic Brackets and Archwires in the Buccal Segments. *Angle Orthodontics*, **66**, 215-22.
- Thiruvengkatachari, B., Pavithranand, A., Rajasigamani, K., Kyung, H.M. (2006). 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*, **129**, 551-554.
- Thiruvengkatachari, B., Ammayappan, P., Kandaswamy, R. (2008). Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **134**, 30-35.
- Thorstenson, G, Kusy, R. (2003a). Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with secondorder angulation in the dry and wet states. *Angle Orthodontics*, **73**, 167–75.
- Thorstenson, G.A., Kusy, R.P. (2003b). Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthodontist*, **73**, 418-430.
- Tidy, D.C. (1989). Frictional forces in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **96(3)**, 249-254.

- Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*, **Birinci Baskı**, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
- Trevisi, H., Bergstrand, F. (2008). The SmartClip Self-Ligating Appliance System *Seminars in Orthodontics*, **14**, 87-100.
- Tselepis, M., Brockhurst, P., West, V.C. (1994). The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **106**(), 131-138.
- Turnbull, N.R., Birnie, D.J. (2007). Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: Effects of archwire size and material. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **131**, 395-99.
- Ülgen, M. (2003) *Ortodontik tedavi prensipleri*, 6. Baskı Ankara
- Uysal, T. (2005) İmplantlar ve ortodonti. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**(2), 146-155
- Uzel, İ., Enacar, A. (2000). *Ortodontide Sefalometri*, **İkinci baskı**, Çukurova Üniversitesi basımevi.
- Van de Velde, J.P., Kuitert, R.B., Van Ginkel, F.C., Pahl-Andersen, B. (1988). Histologic reactions in gingival and alveolar tissues during tooth movement in rabbits. *European Journal of Orthodontics*, **10**, 296-308.
- Van Leeuwen, E.J., Maltha, J.C., Kuijpers-Jagtman, A.M. (1999) Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci*, **107**, 468-474.
- Vaughan, J.L., Duncanson, M.G. Jr., Nanda, R.S., Currier, G.F. (1995). Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **107**, 20-27.
- Von Böhl, M., Maltha J., Von den Hoff, H., Kuijpers-Jagtman, A.M. (2004a). Changes in the Periodontal Ligament After Experimental Tooth Movement Using High and Low Continuous Forces in Beagle Dogs. *Angle Orthodontics*, **74**, 16-25.
- Von Böhl, M., Maltha, J.C., Von Den Hoff, J.W., Kuijpers-Jagtman, A.M. (2004b). Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **125**, 615-623.
- Von Fraunhofer, J.A., Bonds, P.W., Johnson, B.E. (1993). Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthodontist* **63**(2), 145-148.
- Wildman, A.J. (1972). Round table-the Edglock bracket. *Journal of Clinical Orthodontics*, **6**, 613-623.

- Willems, G., Clocheret, K., Celis, J.P., Verbeke, G., Chatzicharalampous, E., Carels, C. (2001). Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **120**(4), 371-7.
- Wong, A., Reynolds, E.C., West, V.C. (1992). The effect of acetylsalicylic acid on orthodontic tooth movement in the guinea pig. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **102**, 360-365.
- Yamasaki, K., Shibata, Y., Imai, S., Tani, Y., Shibasaki, Y., Tatsuo, F. (1984). Clinical application of prostaglandin E1 (PGE1) upon orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **85**, 508-518.
- Yamasaki, K., Shibata, Y., Fukuhara, T. (1982). The Effect of Prostaglandins on Experimental Tooth Movement in Monkeys (*Macaca fuscata*) *J Dent Res*, **61**, 1444.
- Yeh, C.L., Kusnoto, B., Viana, G., Evans, A.C. (2007). Drummonde J. L In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **131**, 711-704.
- Young, J., Sandrik, J.L. (1979). The Influence of Pre-loading on Stress Relaxatio of Orthodontic Elastic Polymers. *Angle Orthodontist* **49**, 104-09.
- Ziegler, P., Ingerval, B. (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **95**, 99-106.

8 EKLER

Ek 1 Ondokuz Mayıs Üniversitesi Etik Kurulu Başkanlığından alınan onay

**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ETİK KURUL BAŞKANLIĞI**

Sayı: EK: 268

26.09.2008

Sayın Prof. Dr. Selim ARICI

Etik kurulumuza sunmuş **“Farklı Braket Sistemlerinde Meydana Gelen Sürtünme Kuvvetlerinin Diş Hareketine Etkilerinin İncelenmesi”** başlıklı OMÜ Etik 2008/ 241 Karar nolu **ilaç dışı** araştırma projeniz ile ilgili değerlendirme çalışmaları sonuçlandırılmıştır.

Projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamalarınızı dikkate alarak değerlendirilmiş olup, OMÜ Tıp Fakültesi Etik Kurul yönergesinin 5. maddesi gereği sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere ve 6 ayda bir etik kurula bilgi verilerek etik yönden uygulanabilir olduğuna araştırma tamamlandıktan sonra sonucunun etik kurulumuza bildirilmesi gereğine 22.09.2008 tarihli etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir. Bilgilerinize rica ederim.



Prof.Dr.Muhlise ALVUR
Etik Kurul Başkanı

- Eki1.** Altı aylık bildirim formu
2. Sonuç Raporu

Ek 2 Elde edilen verilere ait tanımlayıcı istatistikler

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
T1.MxSC3.Y1	19	35,91	51,82	43,7630	3,72640
T2.MxSC3.Y1	19	34,55	49,55	42,1083	3,43971
T1.MxSC6.Y1	19	20,91	33,64	24,7515	3,33681
T2.MxSC6.Y1	19	20,91	33,18	24,8666	3,14890
T1.MxSC3.MxSC6	19	15,91	22,98	20,0243	1,98623
T2.MxSC3.MxSC6	19	13,82	21,42	18,1949	2,12249
T1.MxMUT3.Y1	19	38,64	52,73	43,8043	3,83318
T2.MxMUT3.Y1	19	36,36	49,55	41,7655	3,29947
T1.MxMUT6.Y1	19	19,55	33,64	24,7220	3,60270
T2.MxMUT6.Y1	19	20,00	33,64	24,6784	3,50723
T1.MxMUT3.MxMUT6	19	16,36	23,18	19,8603	1,88092
T2.MxMUT3.MxMUT6	19	14,55	20,28	17,9730	1,59931
T1.MnSC3.Y2	13	1,36	14,40	8,4154	3,30578
T2.MnSC3.Y2	13	2,27	14,40	10,1287	3,37269
T1.MnSC6.Y2	13	21,36	33,60	27,4448	3,40379
T2.MnSC6.Y2	13	21,82	33,00	27,3986	3,14032
T1.MnSC3.MnSC6	13	18,29	21,60	20,4161	1,00562
T2.MnSC3.MnSC6	13	16,53	20,25	18,6515	1,18446
T1.MnMUT3.Y2	13	1,36	14,40	8,9399	3,13545
T2.MnMUT3.Y2	13	3,18	15,60	10,5706	3,04719
T1.MnMUT6.Y2	13	21,36	32,40	26,8280	2,90101
T2.MnMUT6.Y2	13	21,82	32,40	26,9678	2,81240
T1.MnMUT3.MnMUT6	13	16,82	21,95	19,2965	1,51240
T2.MnMUT3.MnMUT6	13	15,00	20,00	17,5923	1,58424
T1.Mx1.MxP	19	100,00	121,50	110,7895	5,40657
T2.Mx1.MxP	19	96,00	118,00	108,1579	6,27175
T1.MxSC3.MxP	19	76,00	102,00	88,2105	7,46904
T2.MxSC3.MxP	19	69,00	98,00	83,0526	8,19704
T1.MxSC3.SN	19	67,00	91,00	78,7368	7,52656
T2.MxSC3.SN	19	62,00	84,00	73,2105	7,29405
T1.MxSC6.MxP	19	68,50	94,50	79,8684	7,62824
T2.MxSC6.MxP	19	69,50	94,00	80,1316	7,01356
T1.MxSC6.SN	19	55,00	86,50	69,6053	7,39102
T2.MxSC6.SN	19	55,00	84,00	70,3947	6,40221
T1.MxMUT3.MxP	19	71,00	96,50	85,7632	7,06786
T2.MxMUT3.MxP	19	69,00	95,50	80,1842	6,81137
T1.MxMUT3.SN	19	58,00	89,50	76,0000	8,41625
T2.MxMUT3.SN	19	56,00	84,00	70,4737	6,75252
T1.MxMUT6.MxP	19	63,00	92,00	77,5526	8,20212
T2.MxMUT6.MxP	19	68,00	90,00	77,9474	7,04528
T1.MxMUT6.SN	19	52,50	86,50	67,1842	7,94637
T2.MxMUT6.SN	19	55,00	85,00	68,2368	7,27700
T1.MnSC3.MnP	13	67,00	83,00	75,5000	5,20817
T2.MnSC3.MnP	13	58,00	81,50	70,4615	5,99466

T1.MnSC6.MnP	13	60,50	86,00	72,5000	7,70822
T2.MnSC6.MnP	13	59,00	80,00	70,8462	6,88714
T1.MnMUT3.MnP	13	68,00	83,00	76,6154	4,91661
T2.MnMUT3.MnP	13	58,00	84,00	71,5385	6,56208
T1.MnMUT6.MnP	13	56,50	80,00	71,4615	6,23652
T2.MnMUT6.MnP	13	55,00	80,00	70,1154	7,51153
T1.OL.SN	13	13,50	24,00	19,6154	3,20906
T2.OL.SN	13	9,00	23,00	18,5000	4,25735
T1.SNA	19	72,50	87,00	78,8421	3,46431
T2.SNA	19	72,00	87,00	78,6579	3,80808
T1.SNB	19	64,50	80,00	74,3947	3,91783
T2.SNB	19	64,50	80,00	74,1842	3,93422
T1.ANB	19	,50	8,50	4,4474	2,04053
T2.ANB	19	1,00	8,50	4,4737	2,00329
T1.MxP.MnP	19	20,00	34,00	27,2368	4,60485
T2.MxP.MnP	19	20,00	35,00	27,4211	4,66149
T1.SN.MnP	19	31,00	44,00	37,3421	4,55843
T2.SN.MnP	19	30,00	44,00	37,2895	4,52559
T1.Mn1.MnP	13	85,50	106,00	96,0385	6,28312
T2.Mn1.MnP	13	86,00	106,00	93,7308	5,89002
MxSC3Y1	19	,00	3,64	1,6547	,92648
MxSC3	19	,35	3,01	1,8294	,64007
MxMUT3Y1	19	,00	3,19	2,0388	,96508
MxMUT3	19	,86	3,18	1,8874	,63296
MnSC3Y2	13	,00	3,64	1,7133	1,03576
MnSC3	13	,60	2,73	1,7645	,72052
MnMUT3Y2	13	,00	2,73	1,6308	,73808
MnMUT3	13	,81	2,73	1,7042	,59921
MxSC3MxP	19	1,00	12,00	5,1579	2,95829
MxSC3SN	19	1,00	10,00	5,5263	2,78126
MxSC6MxP	19	-9,50	8,00	-,2632	3,47358
MxSC6SN	19	-7,00	7,50	-,7895	3,42505
MxMUT3MxP	19	,00	15,00	5,5789	3,65629
MxMUT3SN	19	-1,00	14,00	5,5263	4,13479
MxMUT6MxP	19	-5,50	10,00	-,3947	4,00894
MxMUT6SN	19	-9,50	8,00	-1,0526	3,74127
MnSC3MnP	13	-10,00	14,00	3,0000	7,62671
MnSC6MnP	13	-4,00	8,00	1,6538	3,54956
MnMUT3MnP	13	-1,50	10,00	5,0769	3,84516
MnMUT6MnP	13	-6,00	6,00	1,3462	3,36888
MxSC6Y1	19	-1,27	,91	-,1151	,54776
MxMUT6Y1	19	-,91	,92	,0436	,45352
MnSC6Y2	13	-,91	,91	-,1399	,50427
MnMUT6Y2	13	-,91	,91	-,1399	,50427
Valid N (listwise)	13				

Ek 3 İnvitro testlere ait tanımlayıcı istatistikler

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
SC	15	,372776	,2279294	,1420	,8674
MUT	15	,212137	,0312161	,1698	,2715

Ek 4 İn vitro testlere ait verilerin normalite testi

Tests of Normality

	grup	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
k	sc	,220	15	,050	,843	15	,014
	mut	,178	15	,200(*)	,906	15	,118

Ek 5 Birinci(T1) ve ikinci (T2) ölçümler arasındaki farklara ait normalite testi

Tests of Normality

	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.
MxSC3Y1	,879	13	,068
MxSC3-MxSC6	,934	13	,388
MxMUT3Y1	,953	13	,642
MxMUT3-MxMUT6	,915	13	,215
MnSC3Y2	,967	13	,851
MnSC3-MnSC6	,919	13	,242
MnMUT3Y2	,938	13	,436
MnMUT3-MnMUT6	,959	13	,738
MxSC3MxP	,942	13	,481
MxSC3SN	,941	13	,468
MxSC6MxP	,918	13	,238
MxSC6SN	,935	13	,393
MxMUT3MxP	,935	13	,392
MxMUT3SN	,960	13	,755
MxMUT6MxP	,897	13	,123
MxMUT6SN	,934	13	,388
MnSC3MnP	,937	13	,420
MnSC6MnP	,972	13	,920
MnMUT3MnP	,914	13	,211
MnMUT6MnP	,951	13	,610
MxSC6Y1	,882	13	,077
MxMUT6Y1	,895	13	,115
MnMUT6Y2	,908	13	,175
MnSC6Y2	,926	13	,305

Ek 6 Birinci(T1) ve ikinci (T2) ölçümler arasındaki grup içi farkların karşılaştırılması

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
				Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Mean	Lower			
Pair 1	T1.MxSC3.Y1 - T2.MxSC3.Y1	1,65469	,92648	,21255	1,20814	2,10124	7,785	18	,000
Pair 2	T1.MxSC6.Y1 - T2.MxSC6.Y1	-,11507	,54776	,12566	-,37908	,14894	-,916	18	,372
Pair 3	T1.MxSC3.MxSC6 - T2.MxSC3.MxSC6	1,82943	,64007	,14684	1,52092	2,13793	12,458	18	,000
Pair 4	T1.MxMUT3.Y1 - T2.MxMUT3.Y1	2,03880	,96508	,22140	1,57365	2,50396	9,209	18	,000
Pair 5	T1.MxMUT6.Y1 - T2.MxMUT6.Y1	,04359	,45352	,10404	-,17500	,26218	,419	18	,680
Pair 6	T1.MxMUT3.MxMUT6 - T2.MxMUT3.MxMUT6	1,88737	,63296	,14521	1,58229	2,19245	12,997	18	,000
Pair 7	T1.MnSC3.Y2 - T2.MnSC3.Y2	-1,71329	1,03576	,28727	-2,33919	-1,08739	-5,964	12	,000
Pair 8	T1.MnSC6.Y2 - T2.MnSC6.Y2	,04615	,58104	,16115	-,30497	,39727	,286	12	,779
Pair 9	T1.MnSC3.MnSC6 - T2.MnSC3.MnSC6	1,76455	,72052	,19984	1,32914	2,19995	8,830	12	,000
Pair 10	T1.MnMUT3.Y2 - T2.MnMUT3.Y2	-1,63077	,73808	,20471	-2,07679	-1,18475	-7,966	12	,000
Pair 11	T1.MnMUT6.Y2 - T2.MnMUT6.Y2	-,13986	,50427	,13986	-,44459	,16487	-1,000	12	,337
Pair 12	T1.MnMUT3.MnMUT6 - T2.MnMUT3.MnMUT6	1,70420	,59921	,16619	1,34209	2,06630	10,254	12	,000
Pair 13	T1.Mx1.MxP - T2.Mx1.MxP	2,63158	2,66063	,61039	1,34920	3,91396	4,311	18	,000
Pair 14	T1.MxSC3.MxP - T2.MxSC3.MxP	5,15789	2,95829	,67868	3,73205	6,58374	7,600	18	,000
Pair 15	T1.MxSC3.SN - T2.MxSC3.SN	5,52632	2,78126	,63806	4,18579	6,86684	8,661	18	,000
Pair 16	T1.MxSC6.MxP - T2.MxSC6.MxP	-,26316	3,47358	,79689	-1,93737	1,41106	-,330	18	,745
Pair 17	T1.MxSC6.SN - T2.MxSC6.SN	-,78947	3,42505	,78576	-2,44030	,86135	-1,005	18	,328
Pair 18	T1.MxMUT3.MxP - T2.MxMUT3.MxP	5,57895	3,65629	,83881	3,81667	7,34122	6,651	18	,000
Pair 19	T1.MxMUT3.SN - T2.MxMUT3.SN	5,52632	4,13479	,94859	3,53341	7,51922	5,826	18	,000
Pair 20	T1.MxMUT6.MxP - T2.MxMUT6.MxP	-,39474	4,00894	,91971	-2,32699	1,53751	-,429	18	,673
Pair 21	T1.MxMUT6.SN - T2.MxMUT6.SN	-1,05263	3,74127	,85831	-2,85586	,75060	-1,226	18	,236
Pair 22	T1.MnSC3.MnP - T2.MnSC3.MnP	5,03846	3,05820	,84819	3,19041	6,88651	5,940	12	,000
Pair 23	T1.MnSC6.MnP - T2.MnSC6.MnP	1,65385	3,54956	,98447	-,49113	3,79882	1,680	12	,119
Pair 24	T1.MnMUT3.MnP - T2.MnMUT3.MnP	5,07692	3,84516	1,06646	2,75332	7,40053	4,761	12	,000
Pair 25	T1.MnMUT6.MnP - T2.MnMUT6.MnP	1,34615	3,36888	,93436	-,68964	3,38195	1,441	12	,175
Pair 26	T1.OL.SN - T2.OL.SN	1,11538	3,47103	,96269	-,98214	3,21291	1,159	12	,269

Ek 7 Köpek dişlerinde ve büyük azı dişlerinde meydana gelen açılal değışikliklerin gruplar arası karşılaştırılması

Paired Samples Test									
		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
				Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	MxSC3MxP - MxMUT3MxP	-,42105	4,16754	,95610	-2,42974	1,58764	-,440	18	,665
Pair 2	MxSC3SN - MxMUT3SN	,00000	4,51848	1,03661	-2,17784	2,17784	,000	18	1,000
Pair 3	MxSC6MxP - MxMUT6MxP	,13158	4,35521	,99915	-1,96756	2,23072	,132	18	,897
Pair 4	MxSC6SN - MxMUT6SN	,26316	3,78729	,86886	-1,56226	2,08857	,303	18	,765
Pair 5	MnSC3MnP - MnMUT3MnP	-2,07692	8,93692	2,47866	-7,47745	3,32361	-,838	12	,418
Pair 6	MnSC6MnP - MnMUT6MnP	,30769	3,02447	,83884	-1,51998	2,13536	,367	12	,720

Ek 8 Köpek dişlerinde ve büyük azı dişlerinde meydana gelen hareket miktarlarının gruplar arası karşılaştırılması

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	MxSC3Y1 - MxMUT3Y1	-,38411	,85020	,19505	-,79390	,02567	-1,969	18	,065
Pair 2	MxSC3 - MxMUT3	-,05794	,86409	,19824	-,47442	,35854	-,292	18	,773
Pair 3	MnSC3Y2 - MnMUT3Y2	,08252	1,01250	,28082	-,52933	,69437	,294	12	,774
Pair 4	MnSC3 - MnMUT3	,06035	,91506	,25379	-,49262	,61332	,238	12	,816
Pair 5	MxSC6Y1 - MxMUT6Y1	-,15866	,56181	,12889	-,42945	,11213	-1,231	18	,234

Ek 9 Birinci(T1) ve ikinci (T2) ölçümler arasındaki iskelesel değişikliklerin karşılaştırılması

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	T1.SNA - T2.SNA	,18421	,69143	,15862	-,14905	,51747	1,161	18	,261
Pair 2	T1.SNB - T2.SNB	,21053	,58490	,13418	-,07139	,49244	1,569	18	,134
Pair 3	T1.ANB - T2.ANB	-,02632	,45563	,10453	-,24592	,19329	-,252	18	,804
Pair 4	T1.MxP.MnP - T2.MxP.MnP	-,18421	1,01667	,23324	-,67423	,30581	-,790	18	,440
Pair 5	T1.SN.MnP - T2.SN.MnP	,05263	,77986	,17891	-,32325	,42851	,294	18	,772

Ek 10 İn vitro sürtünme test sonuçları arası karşılaştırma

Ranks				
		N	Mean Rank	Sum of Ranks
MUT - SC	Negative Ranks	12(a)	8,67	104,00
	Positive Ranks	3(b)	5,33	16,00
	Ties	0(c)		
	Total	15		

- a MUT < SC
b MUT > SC
c MUT = SC

Test Statistics(b)

	MUT - SC
Z	-2,499(a)
Asymp. Sig. (2-tailed)	,012

- a Based on positive ranks.
b Wilcoxon Signed Ranks Test

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	Abdullah Alper ÖZ
Doğum Yeri ve Tarihi	Samsun, 01/01/1982
Medeni Durumu	Bekar
Yabancı Dili	İngilizce

Öğrenim Durumu ve Akademik Dereceler

İlkokul	Atatürk İlkokulu 1989–1993
Ortaokul ve Lise	Samsun Anadolu Lisesi 1993-2000
Fakülte ve Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara 2000-2005
Doktora	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Samsun 2005-