

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

**SINIF I MODERATE ANKRAJ OLGULARINDA KANİN
DİŞLERİNİN DİSTALİZASYONUNDA KULLANILAN İKİ
FARKLI KUVVET SİSTEMİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Çağrı DİNÇYÜREK

Samsun
Aralık-2009

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

**SINIF I MODERATE ANKRAJ OLGULARINDA KANİN
DİŞLERİNİN DİSTALİZASYONUNDA KULLANILAN İKİ
FARKLI KUVVET SİSTEMİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Çağrı DİNÇYÜREK

Danışman: Doç.Dr.Mete ÖZER

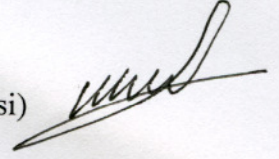
Samsun
Aralık-2009

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

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

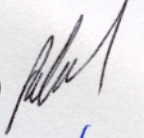
Başkan : Prof.Dr. Metin ORHAN

(Gazi Üniversitesi)



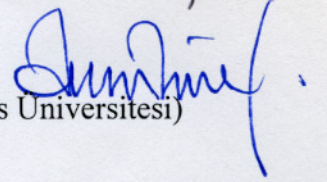
Üye : Prof.Dr. Peruze ÇELENK

(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)



Üye : Prof.Dr. Tamer TÜRK

(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)



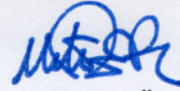
Üye : Prof Dr. Selim ARICI

(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)



Üye : Doç.Dr. Mete ÖZER-Danışman

(Ondokuz Mayıs Üniversitesi)



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurul'unca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof.Dr.Süleyman KAPLAN
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın düzenlenmesinde ve tüm aşamalarında beni yönlendiren, bilgileri yanında manevi desteğini ve kıymetli zamanını benden esirgemeyen Sayın Hocam Doç.Dr. Mete ÖZER' e,

Kıymetli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Hocam Prof.Dr. Tamer Türk' e ve Sayın Hocam Prof.Dr. Selim ARICI' ya,

Doktora eğitimim boyunca bana destek olan değerli hocalarım Yrd.Doç.Dr. Selma ELEKDAĞ-TÜRK'e, Yrd.Doç.Dr. Nursel ARICI'ya, Dr. Melih Yücel SUERİ'ye ve dostum Yrd.Doç.Dr. Devrim İŞÇİ'ye,

Tez savunmalarında bana yol gösteren ve hastalarımın röntgen kayıtlarını almamda kolaylık sağlayan Sayın Hocam Prof.Dr. Peruze ÇELENK'e,

Doktoraya beraber başladığım ve yine beraber bitirdiğim, 6 sene boyunca bana katlanan Sabahat YAZICIOĞLU ve Melis KALKAVAN'a,

Doktora hayatım boyunca tanıdığım tüm asistan arkadaşlarıma ve öğrenci kardeşlerime,

Her şeyden çok sevdiğim canım aileme,

İçten ve sonsuz teşekkürler.

Not: Bu çalışma OMU DHF-059 araştırma projesi ile desteklenmiştir.

ÖZET**SINIF I MODERATE ANKRAJ OLGULARINDA KANİN DİŞLERİNİN
DİSTALİZASYONUNDA KULLANILAN İKİ FARKLI KUVVET SİSTEMİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI****Çağrı DİNÇYÜREK, Doktora Tezi****Ondokuz Mayıs Üniversitesi Samsun, Aralık 2009**

MBT tekniğinde, çekimli tedavilerde kanin braketlerinin konumundan dolayı keser protrüzyonunun engellemesi amacıyla, seviyeleme ve sıralama aşamasında “laceback” uygulaması önerilmektedir. “Hycon” aygıtı ise boşluk kapatma sırasında karşılaşılan güç durumlar için sunulmuştur. Bu çalışmanın amacı, çekimli hastalarda seviyeleme ve sıralama döneminde, iki kuvvet kaynağının diş ve alveol kemiği yapıları üzerine olan etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

Angle Sınıf I alt ve üst çapraşıklığı olan 21 kız 9 erkek olmak üzere toplam 30 birey çalışmaya dâhil edilmiştir. Bireylerin yaş ortalaması 15,8 yıldır. Çalışmaya katılan tüm hastalarda 0.022" x 0.028" slota sahip SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif), MBT (McLaughlin-Bennett-Trevisi) tip ve tork değerlerini taşıyan, kendinden kilitli braketler kullanılmıştır. Çalışmanın başında ve sonunda lateral sefalometrik ve panoramik radyografiler alınması sırasında, 0.021" x 0.025" paslanmaz çelik telden bükülmüş referans telleri, büyük azı ve kanin dişlere bağlanmıştır. Uygulamanın başında ve sonunda, aljinat ölçü kullanılarak oluşturulmuş ortodontik modeller ve fotoğraflar elde edilmiştir. Kanin tüberkül tepesi ile büyük azının meziyobukkal tüberkül tepesi arasındaki mesafe ölçümleri, ağız içinde 0.02 mm hassasiyetinde sayısal kumpas kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın süresi 2 ay (8 hafta) olarak planlanıp uygulanmıştır.

İki aylık süreç içerisinde meydana gelen değişimlerin bulgularına göre, hem Hycon aygıtı hem de laceback uygulamalarının çalışma süresince etkili olduğu saptanmıştır ($p<0,001$). Hycon aygıtı, laceback'e göre ağız içi ve model ölçümlerinde $p<0,01$ derecesinde, lateral sefalometrik analizlerde, kanin dişin dik referans düzlemlerine olan uzaklık parametresinde hem alt ($p<0.01$) hem de üst çenede ($p<0.05$) önemli derecede daha etkindir. Sonuç olarak, laceback ve Hycon aygıtı, tedavi başında kanin retraksiyonunda etkin olarak kullanılabilir.

ABSTRACT**COMPARİSON OF TWO FORCE SYSTEMS DURING CANİNE
DİSTALİZATİON IN CLASS I MODERATE ANCHORAGE CASES****Çağrı DİNÇYÜREK, Ph.D. Thesis****University of Ondokuz Mayıs Samsun, December 2009**

MBT technique recommends using lacebacks at first stage of orthodontic treatment to avoid protrusion of incisors due to the canine brackets position. While the Hycon device was presented for difficult conditions in space closure. The aim of this study is to compare the effects of these mechanics on dentoalveolar structures during leveling and alignment in extracted cases.

30 patients (21 female, 9 male) with Angle Class I malocclusion with crowding were included in our study. The mean age of these patients is 15,8 years. SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif) with 0.022" x 0.028" inches self-ligating brackets with MBT (McLaughlin-Bennett-Trevisi) tip and torque values were used. 0.021" x 0.025" stainless steel reference wires were ligated to first molars and canines while taking lateral cephalometric and panoramic radiographs at the beginning and end of the study. Photographs and orthodontic models were gathered also at these appointments. Distance between canine and molar mesiobuccal cusp tips was measured with digital compass. 2 months (8 weeks) was planned and carried out as study time limit.

Both Hycon device and laceback were observed effective during the study ($p<0,001$). Hycon device was more effective than laceback in measurements in mouth and on orthodontic models ($p<0,01$). It was also found effective in lateral cephalometric analyzes in lower ($p<0,01$) and upper ($p<0,05$) dental arches. Both techniques could be used effectively during canine retraction.

KISALTMALAR

M/F: Moment kuvvet oranı

HKD: Hızlı Kanin Distalizasyonu

HANT: Heat Activated Nickel Titanium

PDL: Periodontal Ligament

mm: Milimetre

Ort.: Ortalama

Std. Sapma: Standart Sapma

Std. Hata: Standart Hata

Min: Minimum

Max: Maksimum

MaxD: Maksiler Düzlem

ManD: Mandibuler Düzlem

U1: Üst orta keser

L1: Alt orta keser

h uzaklık: Dişlerin referans noktalarının palatal veya mandibuler düzleme olan dik uzaklıkları

v uzaklık: Dişlerin referans noktalarının dik referans düzlemelerine dik uzaklıkları

PG: Poul Gjessing

NiTi: Nikel Titanium

ss: Paslanmaz çelik

TPA: Trans-Palatal Ark

N: Newton

cN: Santinewton

kPa: Kilopascal

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1 Oklüzyon.....	4
2.2 Çekimli Tedavi ve Ankraj.....	6
2.3 Ortodontik Diş Hareketi.....	7
2.4 Biyomekanik ve Ortodontik Kuvvet.....	11
2.5 Kanin Retraksiyonu.....	19
2.6 McLauhglin-Bennett-Trevisi (MBT) Tekniği.....	22
2.6.1 MBT.....	22
2.6.2 Laceback.....	23
2.7 Hycon Aygıtı.....	24
2.8 Ortodontik Sürtünme Direnci ve Kendinden Kilitli Braketler (Self-Ligating).....	27
3. BİREY VE YÖNTEM	30
3.1 Birey.....	30
3.1.1 Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri.....	30
3.2 Yöntem.....	31
3.2.1 Ankraj.....	31
3.2.2 Braketleme.....	31
3.2.3 Hastalardan Kayıtların Alınması.....	32
3.2.4 Hycon Aygıtı ve Laceback Uygulaması.....	32
3.2.5 Uygulama Süresi.....	35
3.2.6 Ağız İçi Doğrudan Ölçümler.....	35
3.2.7 Ortodontik Model Analizi.....	35
3.2.8 Sefalometrik Film Analizi.....	37
3.2.9 İstatistik Değerlendirme.....	46

4. BULGULAR	47
4.1 İskelet Yapıda İzlenen Değişimler.....	47
4.2 Keser Dişlerde Görülen Değişimler.....	47
4.3 Ağız İçinde Doğrudan Yapılan Ölçümler.....	48
4.4 Model Üzerinde Yapılan Ölçümler.....	48
4.5 Kanin ve Büyük Azılar ile İlgili Ölçümler.....	48
4.5.1 Hycon Aygıtı ile İlgili Bulgular.....	48
4.5.2 Laceback ile İlgili Bulgular.....	48
4.5.3 Hycon Aygıtı ve Laceback Yöntemlerinin Karşılaştırılması.....	49
5. TARTIŞMA	62
5.1 Birey.....	64
5.2 Yöntem.....	65
5.3 Ağız İçi ve Modelde Yapılan Ölçümler.....	68
5.3.1 Boşluk Kapanma Hızı.....	68
5.3.2 Boşluk Kapanma Miktarı.....	70
5.3.3 Kaninlerde İzlenen Rotasyonlar.....	71
5.4 Lateral Sefalometrik Film Analizi.....	73
5.4.1 İskeletsel Etkiler.....	73
5.4.2 Keserler Üzerinde Görülen Etkiler.....	73
5.4.3 Kanin Dişleri Üzerinde Görülen Etkiler.....	74
5.4.4 Büyük Azı Dişleri Üzerinde Görülen Etkiler.....	77
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	79
KAYNAKLAR	81
EKLER	90
ÖZGEÇMİŞ	108

1 GİRİŞ

19. yüzyıl ortalarında uygulanan çekimli ortodontik tedavi, Edward H. Angle'ın karşı çıkması ile 20. asır başlarında, geri plana düşmüştür. Ancak, 1930'larda çekimli tedavi, elde edilen sorunların kalıcılığı yüzünden, kaybettiği ilgiyi yeniden kazanmıştır (Proffit ve Fields, 2000).

Maksimum ve moderate ankraj gereksinimi olan çekimli olgularda, kanin retraksiyonu, ilk yapılan işlemlerden biridir. Kanin retraksiyonu, kanin dişi ark teli üzerinde kaydırılarak veya ark teli ile birlikte olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilir (Ülgen, 2000). Arkla birlikte yapılan retraksiyonda, köşeli paslanmaz çelik telden veya TMA telden loop'lu bölümlü arklar kullanılmaktadır. Ricketts retraksiyon zembereği, T-loop, ters kapatma zembereği, PG retraktör, Pletcher zembereği bu sistemde başlıca kuvvet kaynakları olarak göze çarpmaktadır.

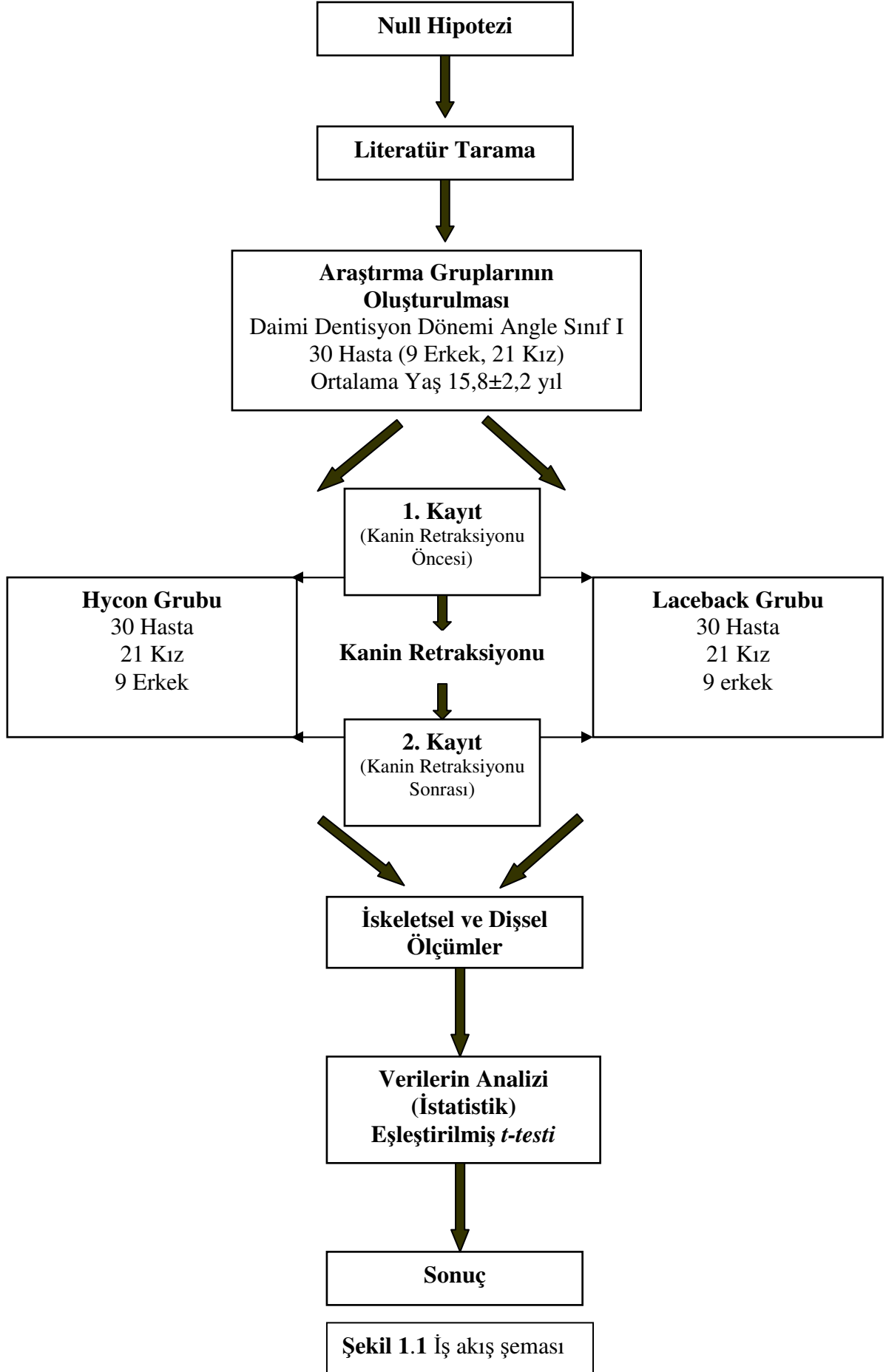
Ark teli üzerinde kanin retraksiyonu yapılmak istendiğinde, genelde, ilk olarak seviyeleme ve sıralama işlemi gerçekleştirilir. Amaç, kanin retraksiyonu yapılırken, kuvvet kaynağının kanin dişi üzerinde uyguladığı distal yöndeki kuvvet sonucu oluşacak devrilmeye karşı, dikleştirme momenti yüksek olan kalın tel kullanılmasıdır. Ankraj artırma ve tesviye safhalarından sonra kanin retraksiyonu gerçekleştirilmektedir.

Günümüzde, ortodontik tedavi süresini kısaltmak, ortodonti uzmanlarının hedefi haline gelmiştir. Bu nedenle bazı safhalar birleştirilmek suretiyle zamandan kazanmak istenmektedir. Örneğin maksimum ankraj olgularında kanin distalizasyonu ve keser retraksiyonu yerine kütleli "en masse" retraksiyon yapılmaktadır (Güray ve Orhan, 1997; Tosun, 1999). Buna benzer, tesviye ve kanin retraksiyonu aynı anda yapılan tedavi uygulamaları da mevcuttur.

Tedavi başında, tesviye ve kanin retraksiyonu aynı anda yapılmak isteniyorsa, distal yönde büyük kuvvetler uygulanmamalıdır. Aksi halde, tedavi başında kullanılan yumuşak ve ince tel, bu büyük kuvvetlere karşı yeterli dikleştirme momenti uygulayamaz, böylece kanin dişlerde distale devrilme gözlenir. Buna bağlı olarak, keserlerde uzama, küçük azılar bölgesinde de açık kapanış izlenir. Bu durum tedavi süresini uzatmaktadır.

Çalışmamızda 0.022 inç oluk genişliğinde braketler ve 0,016 inç, ısıyla aktive olan nikel titanyum (HANT) teller kullanılmıştır. Kuvvet kaynakları olarak, 0,010 inç kalınlığındaki paslanmaz çelik ligatür telinden yapılan laceback'ler ve aynı telin ucuna bağlanmış olan Hycon aygıtı kullanılmıştır.

Gerçekleştirdiğimiz literatür taramasında, Hycon aygıtının henüz yaygın olarak kullanılmadığı saptanmıştır. Hycon aygıtının kanin retraksiyonundaki etkilerinin incelenmesine yönelik bir çalışmaya ise rastlanmamıştır. Bu çalışmanın amacı, günümüze dek yapılan çalışmalardan farklı olarak, daha düşük miktarlarda aktive edildiğinde, Hycon aygıtının kanin retraksiyonu sırasındaki etkilerini yine aynı amaçla kullanılan laceback mekaniğinin etkileri ile karşılaştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Oklüzyon

Çok eski çağlardan bu yana çapraşık, düzensiz ve öne fırlamış dişler birçok kişi için sorun olmuştur. 1800'lerin sonlarında iyi bir protez yapabilmek için oklüzyon (kapanış) kavramının oluşturulmasına gereksinim duyulmuştur. Protezdeki oklüzyon kavramları zaman geçtikçe doğal dişlenmeye uyarlanmıştır. Protez uzmanı olan Edward H. Angle, doğal dişlenmede oklüzyon kavramının gelişmesinde önemli bir paya sahiptir (Proffit ve Fields, 2000).

100 seneyi aşkın süreçte ortodontinin teori ve pratiği, Angle'ın değerler dizisini temel almıştır. Bu modele göre doğa, erişkinler üzerinde, her biri mükemmel sıralanmış ve karşıtlarıyla ideal kapanış ilişkisindeki 16 dişi içeren arklar oluşturma yönünde çalışır (Graber ve ark., 2000).

Normal oklüzyonun ilk tanımı ve maloklüzyonların sınıflandırılması 1890' larda Angle tarafından oluşturulmuştur (Proffit ve Fields, 2000). Üst birinci büyük azılar kapanışın anahtarı olup; üst birinci büyük azının meziyo-bukkal tüberkül ucu alt birinci büyük azının bukkal oluşuna oturmalıdır (Bishara, 2001).

Andrews 1972 yılında, oklüzyonun altı anahtarını tanımlamıştır. Ortodontik tedavi görmemiş 120 normal hastanın modelleri incelendiğinde, 6 özelliğin genel olarak formüle edilebileceğini göstermiştir. Bunlar;

- 1) Molar ilişki. Üst birinci büyük azının distobukkal tüberkülünün distal yüzeyi, alt ikinci büyük azının meziyobukkal tüberkülünün mezial yüzeyi ile temas halindedir.
- 2) Kron angülasyonu (Meziyodistal tip). Klinik kronun uzun eksenini, gingival kısmında insizal kısmına göre, dişten dişe değişmek üzere daha distalde yer alır.

- 3) Kron inklinasyonu. Dişin yalnızca kronunun (köküyle beraber tüm dişin değil) uzun eksenini labiyolingual veya bukkolingual eğimi olarak tanımlanmıştır. Tork olarak da tanımlanabilir. Kaninlerden molarlara doğru lingual kron inklinasyonu vardır.
- 4) Rotasyonlar. Dişlerde rotasyon olmamalıdır.
- 5) Boşluklar. Kontakt noktaları sıkı bir şekilde temas halinde olmalıdır.
- 6) Oklüzyon düzlemi. Düz veya hafif spee eğrisi biçiminde olmalıdır.

Angle'ın Sınıf I maloklüzyon tanımı; azı ilişkileri normalden, kötü konumlanmış dişler, rotasyonlar, yer darlığı veya yer fazlalığından dolayı oklüzyon çizgisi doğru değildir. Overjet ve overbite değerlerinde artma ve azalmalar transversal yönde çapraz kapanış ya da nonoklüzyon görülebilir (Ülgen, 2000).

Çağdaş ortodontinin kurucusu Angle, 20. yüzyılın başlarında E arkı, Pin ve Tüp, Ribbon arkı ve Edgewise olmak üzere 4 büyük sabit tedavi tekniği geliştirmiştir (Proffit ve Fields, 2000). Edgewise tekniğinin öncüsü olan Ribbon arkının slotları dikey olarak tasarlanmıştır. Son iki tekniğin en önemli özelliği, köşeli slot olması ve diğer iki tekniğe göre daha kontrollü diş hareketi elde edilmesini sağlamasıdır. Vertikal slotlu olan Ribbon ark labiyolingual yönde etkili iken, horizontal slotlu olarak tasarlanan edgewise ile meziyo-distal yönde kontrol sağlanmıştır (Dewel, 1981).

1954 yılında Begg, taş devri insanların aşınmayı tanımlamıştır. Avustralya aborjinleri üzerindeki çalışmada, üçüncü büyük azılarda, on'lu yaşlardan tam sürüncüye kadarki süreçte yaklaşık yarım inç (1.25 cm) meziyale kayma bulmuştur. Bu sürüklenme, daha öndeki dişlerin temas noktaları ve oklüzalinde oluşan aşınmalar ile meydana gelir. Bunun ardından, Begg ve takipçileri çekimli tedaviyi sıklıkla uygulayan olmuşturlardır (Barton, 1973).

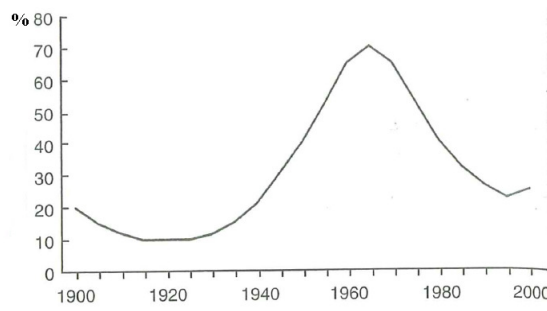
2.2 Çekimli Tedavi ve Ankraj

Mevcut ark boyu ve gerekli ark boyu arasında fark olursa diastema veya çapraşıklık olmaktadır.

Ortodontide diş çekimi, 1930'larda yeniden uygulanmaya başlanmıştır (Şekil 2). Angle ve yandaşlarının şiddetle karşı çıktığı ortodontik amaçlı diş çekiminin uygulamasının gerekli olduğu iki ana durum vardır;

1) Ciddi çapraşıklık durumunda dişlerin sıralanması için yeterli yerin kazanılmasının ancak çekimle mümkün olması,

2) Protrüzyonun azaltılması veya Sınıf II ve Sınıf III iskeletsel anomalilerin kamuflejidir (Proffit ve Fields, 2000).



Şekil 2. Yıllara göre diş çekiminin yaygınlığı

Klinisyenler için diş çekimi taraftarı veya karşıtı olma durumu kişisel tercihlerinden oluşur. Maloklüzyonun etiyojik ve morfolojik özelliği, tedavinin spesifik hedefleri ve ulaşılması arzu edilen sonuç için seçilen teknik diş çekiminin ortodontik tedavi planlanın da olup olmayacağını etkiler (Weintraub, 1989).

Maloklüzyonun düzeltilmesi için küçük azı çekimi endike ise tedavi planında çekim boşluklarının nasıl kapatılacağı yer almalıdır. Kapatma işlemi ön dişlerin retraksiyonu, arka dişlerin mezializasyonu veya ikisinin kombinasyonu ile olmaktadır (Rajcich ve Sadowsky, 1997). Diş çekimi ardından oluşan çekim boşluğu bölümlü arklar veya devamlı arklar ile kapatılabilir (Nanda, 1997). Bölümlü arklar yönteminde, zemberekler kullanılırken, devamlı arklarda elastik, sarmal zemberek gibi kuvvet kaynakları yardımıyla dişler ark teli üzerinde kaydırılırlar (Tosun, 1999).

Çekim boşluğu kapatılması kütleli (en-masse) ve iki aşamalı retraksiyon olmak üzere iki farklı yöntem ile yapılır (Nanda, 1997; Güray ve Orhan, 1997; Kayalıoğlu, 2004). Kütleli retraksiyonda arka bölgenin ankraj artırma gereksinimi olmaktadır. Önce kanin sonra keser retraksiyonu yapılan ikinci yöntemde ise ankraj kütleli ankrajdaki kadar kritik olmamaktadır.

Ortodontide ankraj kavramı, kısaca istenmeyen diş hareketine gösterilen direnç olarak tanımlanmıştır (Feldmann ve Bondemark, 2006). Tweed ise arka dişlere tip-back (arkaya devirme) bükümleri yapıp, bu bükümleri “çadırı yere kazıkla çakma” gibi daha sabit hale getirme şeklinde “mekaniğin doğası” olarak tarif etmiştir (Hixon, 1969). Ankraj planlamasında çekim boşluğunun arka grup dişler (küçük azı ve büyük azılar) ve ön grup dişlerden (kanin ve keserler) hangisinin ne kadar hareketi ile kapatılacağı önemlidir. Çekim boşluğunun yüzde 75 veya daha fazlasının ön grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa ankraj A (maksimum ankraj), ön ve arka grup dişlerin eşit miktarda hareketi ile kapatılması isteniyorsa ankraj B (moderate ankraj), yüzde 75 veya daha fazlasının arka grup dişlerin hareketi ile kapatılması gerekiyorsa da ankraj C (minimum ankraj) şeklinde sınıflama yapılmıştır (Nanda, 1997).

Kritik ankraj olgularında minividalar, kanin ve keser retraksiyonu safhalarında kullanılmıştır (Park ve Kwon, 2004; Liou, 2004; Kuroda, 2009) . Thiruvengkatachari ve arkadaşları (2008), damak bölgesine yerleştirilen minividadan destek almış, aynı zamanda bu minivida ve üzerine geçirilen tele lehimlenen topuz ataşmanları referans olarak kullanmışlardır.

2.3 Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik kuvvetlere karşı dentoalveoler yapıların histolojik olarak incelenmesi ilk olarak 1904 yılında Carl Sandstedt tarafından yapılmıştır (Bishara, 2001).

Dişler destekleyici bir bağ vasıtasıyla kökleri kemik içinde olmak üzere kronlar ağız boşluğuna sürerler. Bu bağ, periodontal ligament, ağır kesik kuvvetlere büyük oranda uyum sağlamıştır. Eğer bu kuvvetler, kas anormalliği, ağız dışı alışkanlıklar gibi devamlı hale gelirse, kemik dokusu yeniden şekillenir. Bu şekillenen diş dinamik bir

dengeye ulaşıncaya kadar devam eder. Bu potansiyel, ortodontik tedavide dişin kemik içinde hareket ettirmek maksadıyla kullanılır (Storey, 1973). Alman fizyolog Wolff bu hadiseyi femur kemiği başında kemik trabeküllerinin stres çizgilerine paralel olarak sıralanması şeklinde göstermiştir (Proffit ve Fields, 2000).

Diş hareketi temel olarak periodontal membran ile ilgili bir olaydır. Bu olay biyolojik unsurlar, beslenme, ortodontik kuvvet sistemleri, yerel ve çevresel faktörlere dayanan alveol kemiğin yeniden şekillenmesi ve kemik döngüsü sonucu olur (Darendeliler ve ark., 1997; Caputo ve ark., 1974; Meikle, 2006).

Optimum ortodontik kuvvet, en az doku hasarı ile en fazla istenen biyolojik cevabın oluşmasıyla, az veya sıfır rahatsızlık vererek, hızlı diş hareketi ile sonuçlanmasına yol açan kuvvet olarak tanımlamıştır. Weinstein 2 gram kuvvetle küçük azı dişini hareket ettirdiğini raporlamıştır (Nikolai, 1975).

Ortodontik kuvvetin uygulanması ile periodontal ligament (PDL) içerisinde gerilim ve sıkışma bölgeleri yaratılır. Gerilim tarafında periodontal ligament boşluğu genişler ve bu bölgedeki fibriller gerilir. Dişin hareketi için fibrillerin uzaması gereklidir. Kuvvet uygulamasının ardından 8-40 saat içinde gerilim tarafında fibroblastların hızlı bir şekilde proliferasyonu izlenir. Fibroblastlar periodontal ligament genişliğinde eşit olmayan bir düzende dağılmışlardır. oğalan fibroblastlar en az köke yakın, en fazla alveol kemiği civarında bulunurlar. Köke yakın kısımlarda oksitalan fibrilleri artış gösterir. Sıkışma veya basınç altındaki tarafta ise kuvvet uygulanmasının ardından, ilk olarak periodontal ligament boşluğu daralır. En hafif kuvvetlerde bile, periodontal membranın sınırlı alanlarında kan akışı baskı altında kalır, buna bağlı olarak, ligamentte yerel nekroz, tromboz, kan damarlarının dejenerasyonu ve eritrositlerin kristalizasyonu izlenir. Oluşan steril nekroz (hiyalinizasyon) alanı 1-2 mm çapında olup, daha ağır kuvvetlerde daha geniş alanlarda görülebilir (Heasman ve ark., 1996).

Ortodontik tedavi, “eğer uzun süreli basınç bir dişe uygulanırsa diş çevresindeki kemik remodelling olarak diş hareketi meydana gelir” prensibine dayanır. Kemik bir tarafta kaldırılırken diğer tarafa eklenir. Diş, periodontal ligamentini de taşıyarak kemik içinde hareket eder. Bir başka ifadeyle diş soketi hareket eder. Kemik

cevabı periodontal ligament (PDL) ile aktarıldığından diş hareketi esas olarak PDL olayıdır (Proffit ve Fields, 2000).

Her tip diş hareketine uyarlanan genel kurallar vardır. Belli bir sürede, diş kökünün PDL üzerine basınç oluşturduğu bölgede alveol kemiği yıkıma uğrarken gerilme kuvveti uyguladığı yerlerde ise kemik yapımı meydana gelir. Ancak bu kuvvetin büyüklüğü, yönü ve süresi gibi birçok istisnaya değişkenlik gösterir. Diş hareketi sırasında ilk olarak değişime uğrayan doku elemanları; lifler, hücreler, kılcal damarlar ve sinirleriyle periodontal ligament, ikinci olarak da alveol kemiğidir (Graber ve ark., 2000).

Kuvvete karşı ortodontik cevap üç farklı yer değiştirme aşaması şeklinde görülür: başlangıç gerilimi, duraklama safhası ve ilerleyen diş hareketi. İlk bir haftada, 0.4 ile 0.9 mm arasında periodontal ligamentte yer değişimi, kemik gerilimi ve ekstrüzyona bağlı hareket izlenir (Kumar ve ark., 2009).

Diş sürmesinden farklı olarak ortodontik diş hareketi, dışarıdan gelen kuvvetlere cevap olarak meydana gelen patolojik ve fizyolojik olayların bir arada olmasıyla oluşan bir süreçtir. Diş sürmesine benzeyen diş sürüklenmesini hesaba katmazsak ortodontik diş hareketi ile beraber diş destek dokularında ufak geri dönüşebilen hasarlar meydana gelmektedir (King ve ark., 1991; Wise ve King, 2008).

Ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvet tipi göz önünde bulundurulmalıdır. Dişler ve destek dokuları devamlı veya kesik kuvvetlere karşı farklı tepki gösterebilirler. Daha önce devamlı kuvvetler ile ilgili çalışmalar yapılmıştır, ancak fonksiyonel apareyler veya Headgearlarında tam zamanlı takılmadıklarında bile ortodontik diş hareketi oluşturduğu bilinmektedir (Owman-Moll ve ark., 1995).

Ortodontik kuvvetler akut iltihabi reaksiyonlar, damarsal değişiklikler ve lökositlerin migrasyonuna neden olmaktadır. Dişeti oluk sıvısındaki belli başlı enzim ve sitokinler daha önce çalışma konusu olmuştur. Bunlar; Alkalın fostataz, laktat dehidrojenaz, aspartat aminotransferaz, prostoglandin E, interlökin 1 β , IL-6, IL-8, tümör nekrozis faktör (TNF)- α , β -glükoronidaz ve transform büyüme faktörleridir. TNF- α kemik rezorbsiyon işlemi sırasında görülen tipik bir iltihap mediyatörüdür.

Osteoklastların kompresyon tarafında görülmesinde önemli rol oynar. Karacay ve ark., devamlı ve ağır kesik kuvvetler sırasında diş eti oluk sıvısında TNF- α seviyelerini karşılaştırmışlardır. Üst küçük azı çekimli Modarate ankraj gerektiren vakalarda Hybrid retraktor, maksimum ankraj vakalarında da hızlı kanin distalizasyonu (HKD) kullanılmıştır. 1. saat 24. saat ve 7 hafta sonunda alınan örneklere göre hibrid retraktor grubunda TNF- α seviyesi gittikçe azalırken, HKD grubunda yüksek seviyelerde seyretmektedir (Karacay ve ark., 2007).

Hafif ve ağır kuvvetler olarak, kuvvet büyüklükleri ayrıldığında, periodontal ligamentteki etkileri farklılık gösterir (Proffit ve Fields, 2000).

Hafif kuvvetlerde; kuvvet uygulamasından 1 saniye geçmeden, alveol kemiği bükülür ve piezoelektrik sinyaller oluşur. Bu arada kemikler devamlı mekanik deformasyona maruz kaldığında konkav yüzeyde osteogenezis görülürken, konveks tarafta ise kemik rezorpsiyonu izlendiği belirtilmektedir (Meikle, 2006). PDL sıvısının aralıktan taşması ve dişin periodontal aralıkta hareket etmesi, 1-2 saniye içerisinde meydana gelir. 3-5 saniye sonrasında da sıkışma tarafındaki kan damarlarının bir kısmı basınca maruz kalırken, gerilim tarafında genleşir. PDL fibrillerin ve hücrelerin mekanik olarak biçimi bozulur. Dakikalar içinde kan akımı ve oksijen seviyesi değişir, prostoglandin ve sitokinler salınır. Birkaç saat içinde metabolik değişiklikler görülür, enzim seviyeleri değişir. 4 saat sonra cAMP artmıştır, PDL'de hücresel değişim başlar. Yaklaşık 2 gün sonra, osteoklast ve osteoblastlar kemiği yeniden şekillendirmesiyle diş hareketi başlar (Proffit ve Fields, 2000).

Ağır kuvvetlerde ilk 2 saniye hafif kuvvetlerdeki hadiseler izlenir. 3-5 saniye sonra ise sıkışma tarafında kan damarları tamamen kapanır. Dakikalar içerisinde yine sıkışma tarafında kan akımı tamamen kesilir. Bu bölgede saatler içinde hücre ölümleri görülür. 3-5 günün ardından, komşu boşluklarda hücre farklılaşması görülür ve indirekt kemik rezorpsiyonu başlar. 1-2 hafta içinde rezorpsiyon sıkışma tarafındaki lamina duraya ulaşır ve diş hareket etmeye başlar (Proffit ve Fields, 2000).

Diş mobilitesinin değerlendirildiği bir çalışmada diş kuvvet uygulanmadan önceki mobilitesi, diş hareketi sonrasındakinden daha azdır. Diş hareket ettirilmeden

önceki mobilite, 50 gramdan 500 grama kadar kuvvet uygulaması yapıldığında, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılı çıkmıştır (Tanne ve ark., 1995).

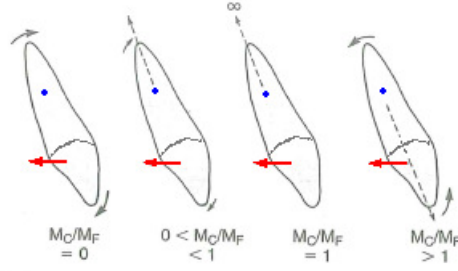
2.4 Biyomekanik ve Ortodontik Kuvvet

Yatay ark teli slotlu Edgewise braketi, 1925 yılında E. H. Angle tarafından çekimsiz tedavi maksatıyla sunulmuştur. Angle'ın arka bölgedeki boşlukların kapatılması ile ilgili herhangi bir öngörüsü yoktu. Angle'ın yaşıtı Robert Strang ark telinin devamlılığını dik zembereklerle değiştirerek boşluk açma ve kapatma işlemlerini kolaylaştırmıştır (Graber ve ark., 2000).

Uzaklık, ağırlık, sıcaklık ve kuvvet sayılarla ve vektörlerle matematik olarak ifade edilirler. Ağırlık ve sıcaklığın yönü olmadığından sayılarla açıklanması yeterli iken, kuvvetler için ayrıca vektörlerle tanımlanma yapmak lüzumludur. Büyüklük ve yönün yanında uygulama noktası da önemlidir (Smith ve Burstone, 1984). Büyüklük veya şiddetine göre kuvvetler hafif ve ağır olmak üzere iki türdür. Süresine göre ise devamlı, kesik ve aralıklı olarak üçe ayrılır (Tosun, 1999). Gerçekte tam anlamıyla bir devamlı kuvvet olması mümkün değildir. Yapıldığı düşünülen devamlı kuvvet uygulamaların tümünde az veya çok kuvvet kaybı gözlenir. Seanslar arasında da uygulanan kuvveti tahmin etmek de imkânsızdır (Nattrass ve ark., 1997).

Ortodontik diş hareketi, dişler ve periodonsiyuma mekanik kuvvetlerin kontrollü uygulanmasının sonucudur. Diş hareketini sağlayacak biyolojik aktivitenin uyarıcıları ortodontik aygıtlardır. Buna cevap da kemik remodellingi ve dişin yer değiştirmesidir. Bu bakış açısıyla ortodontik tedavi uyaran-cevap modeli olarak düşünülebilir. Dişin hareket şekli, ona uygulanan kuvvetlerin tabiatıyla (kuvvet sistemleri) bağlantılıdır. Kuvvet sistemleri, brakete uygulanan kuvvet ve momentleri (elastik, sarmal, zemberek vs.) ve periodonsiyumdaki kuvvet dağılımı (basınç – gerilim ilişkisi) içerir. Kuvvet dağılımı dişin dönme merkezinden etkilenir. Kontrollü devrilmede dönme merkezi dişin apeksine yakındır. Bileşke kuvvet periodontal ligamentin kret tepesine yakın bölgelere dağılır. Periodontal desteği normal olan birçok dişin kontrollü devrilmesi için gereken M/K (moment/kuvvet) oranı 7/1'dir (Şekil 3). Öte yandan, translasyon ya da kütleli harekette, eksen eğimi korunur ve dişin dönme merkezi sonsuzdadır. Kuvvet basınç alan tarafta eşit dağılmıştır, M/K oranı 10/1'dir.

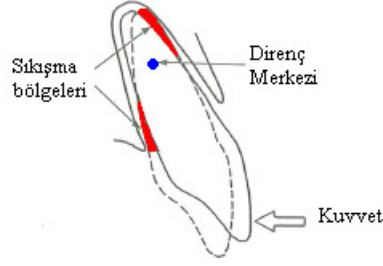
Kök hareketinde ise, kron sabit dururken apeks hareket eder, M/K oranı 12/1 olmaktadır. Kuvvet apikal 1/3'te dağılım gösterir (Şekil 4). Düşük M/K oranı devrilme ile sonuçlanır. Apeks yerinde dururken, kron çekim boşluğuna devrilir. Geometrik olarak, translasyonla karşılaştırıldığında, oklüzal düzlemde diş hareket miktarı daha fazladır. (Kuhlberg ve Priebe, 2001)



Şekil 3. Moment/Kuvvet oranındaki değişikliklerle görülen hareket şekilleri.

Serbest ve uzayda bir cismin translasyonu (sürüklenmesi), o cisme etki eden net kuvvetin etki çizgisinin cismin kütle merkezinden geçmesiyle mümkündür. Sınırlanmış bir cismin translasyonu ise kuvvetin etki çizgisinin cismin direnç merkezinden geçmesiyle sağlanmaktadır. Bu merkez nokta, cismin ve onu sınırlayanın geometrisinin belirlenmesi ile bulunur. Kötü konumlanmış dişlerin hareketinde, diş köklerinin travmatik rezorbsiyonunun önlenmesi için yerel yüksek baskı ve gerilim alanları oluşturmayan translasyon hareketi tercih edilir. Devrilme ve kök hareketinde bu alanlar oluşur (Siatkowski, 1997).

Ağız boşluğunun anatomik sınırlandırmalarından dolayı, dişlerin direnç merkezinden geçecek etki çizgisine sahip bir kuvvet planlanamamaktadır. Kuvvet ve momentlerden oluşan buna eşdeğer kuvvet sistemleri, dişin kronuna yapıştırılan braketler ile oluşturulabilir. Dişin kronuna tek noktadan kuvvet uygulanması ile dişte devrilme gözlenir (Şekil 4) (Proffit ve Fields, 2000).



Şekil 4. Dişe tek bir kuvvet uygulandığında görülen kuvvet dağılımı.

Tek bir dişin veya bir grup dişin (en masse) hareketi neticesinde boşluk kapatma ile sonuçlanan biyolojik olayı başlatacak gerekli kuvvet sistemleri iki yaklaşımla oluşturulabilir. İlki, uygun momentler, ortodontik braket içinden geçen ark teliyle sağlanır (kuvvet çiftleri ile aktarılır, braketin mezial ve distal uçlarından eşit ve karşılıklı aynı çizgi üzerinde olmayan dikey kuvvetler), ikincisi, uygun kuvvet ise elastikler veya sarmal zemberekler ile sağlanır. Anlık bileşke moment/kuvvet (M/K) oranı viskoelastik periodontal ligament içinde dişin veya dişlerin ilk andaki yer değiştirmesini belirler. İlk yer değiştirme PDL içinde basınç-gerilim dağılımına neden olur, bu da kemiğin yeniden şekillenmesini tetikler. Hareket yönünde diş yer değiştirdikçe uygulanan kuvvet azalır. Moment ise ark telinin yapılandırılmasına bağlı olarak artabilir veya azalabilir. Bu yüzden M/K diş hareket ettikçe değişir, buna bağlı olarak diş kontrollü devrilme, translasyon ya da kök hareketi yapar (Siatkowski, 1997).

Diş hareket hızı kuvvetin şiddetinin değişmesine karşı duyarlıdır. Hareket ettirilecek her diş için, o dişe özgün olarak, en hızlı şekilde yer değiştirmesini sağlayacak bir kuvvet büyüklüğü vardır. Bu kuvvet büyüklüğü de telin kesiti, yapısı, zemberek tasarımı ve elastik boyutuyla yakından ilişkilidir (Quinn ve Yoshikawa, 1985).

Aktif ortodontik tedavinin en önemli safhalarından biri kanin dişinin retraksiyonudur. Kanin retraksiyon mekaniklerin uygulanabilmesi için öncelikle, kanin dişinin distalinde belirgin bir boşluk olmalıdır; bu amaçla birinci küçük azı dişi çekilmiş olabilir. Retraksiyon için kanin dişinin gömülü olmaması, kökünün palatinal veya bukkal kortikal kemiğe dayanmamış olması, rotasyona uğramamış ve devrilmemiş

olması gerekmektedir. Oklüzalden bakıldığında diş arkının kavışmasını dolayısıyla, kanin dişin kronun orta noktası eğri bir yolu takip etmek durumundadır (Nikolai, 2001).

Kaninler oklüzyonun kilit taşlarıdır; fonksiyon, stabilite ve estetikte bu dişlerin önemli bir yeri vardır. Kanin distalizasyonu, arka ile birlikte ve ark üzerinde olmak üzere iki farklı şekilde yapılır (Ülgen, 2003). Edgewise mekaniklerinde iki kanin retraksiyon tipi vardır;

- 1) Sürtünmeli sistem ile kanin devamlı tel rehberliğinde distale kaydırılır. Bunun en büyük avantajı tahmin edilemeyen rotasyon ve öne fırlamanın sınırlı olmasıdır. Dezavantajı ise dik yönde keser kontrolü ve ankraj gereksinimidir.
- 2) Sürtünmesiz sistemde kanin bukkal bölümlü kapatma loop yada retraksiyon zembereği ile hareket ettirilir. Bu yöntemle keserlerde istenmeyen hareketler olmaz ve ön bölgede görünen bir aparat olmadığından hasta tarafından estetik olarak olumlu bakılır (Gjessing, 1994).

Bölümlü ark tekniğinin kurucusu Burstone (1976), kayan mekaniklerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamıştır; sürtünme dişini paralel hareket ettirmeye çalıştıkça hareket tamamen durabilir, sürtünmeden dolayı, uygulanan kuvvetin diş yansıması tahmin edilemez.

Devamlı tel, komşu dişlerdeki braket ve tüpleri birbirine bağlayan, diş arkı şeklinde kırılmamış veya kesilmemiş ark telidir. Bölümlü ark ise devamlı ark görünümünde, birbirine bağlanan kısımlarından oluşmuş devamlı arka benzer bir arktır (Burstone, 1962). Burstone, kanin retraksiyon safhasının ağır ve hafif tellerin kombinasyonu ile yapılmasını önermiştir. 0.008x0.020 inç çelik hafif ve 0.015x0.028 inç ağır tel kullanarak en fazla 175 gram kuvvet ile retraksiyon yapmıştır.

Devamlı ark telinde, bir diş için büküm veya tork yapılarak ark teli braket ve tüplere yerleştirildiğinde, diğer dişlerde istenmeyen ve istatistiksel olarak belirlenemeyen yan etkiler meydana gelmektedir. Örneğin kanin retraksiyonu sonrası devrik durumdaki kanin dişinin braketine devamlı ark teli takıldığında diğer dişlerden destek alan kanin, braketi etrafında dönme merkezi oluşacak ve dikleşecektir. Öte yandan tepki olarak premolar dişlere gingival yönde kuvvet uygulanırken, keser dişlerde

de uzama oluşacaktır (Burstone, 1962). Burstone, bu gibi durumlarda, keserlerdeki uzamanın hafif kuvvetlerle bile oluşabileceğini düşünmüştür. Rijit tel kullanıldığında ise tepki kuvvetler tüm arka yayılacak ve yan etkiler azalacaktır.

Kanin retraksiyon zembekleri başlıca; Burstone, Gjessing, Ricketts araştırmacıları tarafından geliştirilmişlerdir. (Sander, 2000).

Sander 2000 yılında ideal retraksiyon zembek özelliklerini şu şekilde tanımlamıştır;

- a) Retraksiyon kuvveti, 100-150g arasında ve sabit olmalıdır,
- b) Dikleştirme momenti, sabit ve M/K oranı 8-12 mm,
- c) Distolingual rotasyonu engellemek için tork momenti, 4-5 mm,
- d) Aktivasyon mesafesi, ortodontistin sıklıkla aktive etmek zorunda bırakmayacağı kadar büyük olmalı,
- e) Ağız konforu ve ağız temizliğini zorlaştırmamalı,
- f) İntrüzyon ve ekstrüzyon yapabilmeli.

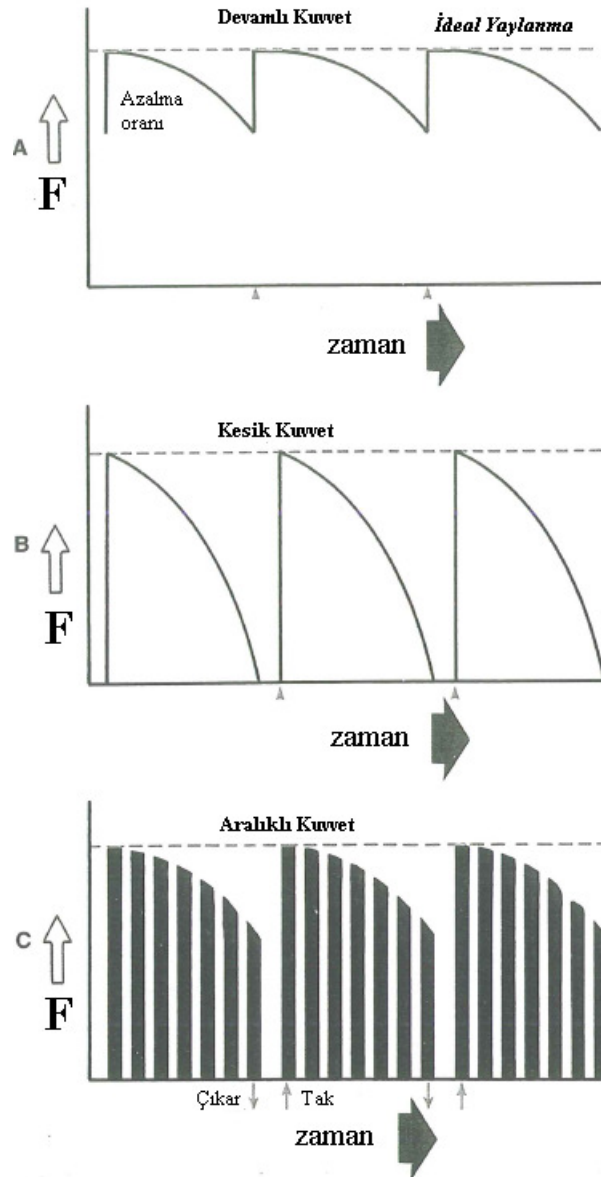
İdealde retraksiyon zembeklerinin devrilmeden ziyade paralel hareket yapmaları istenir. Teorik olarak paralel hareketin nasıl oluşacağı şu şekilde açıklanmaktadır; retraksiyon kuvveti (P), devrilmeye karşı moment (N) krona öyle bir uygulanmalıdır ki, N/P oranı kuvvetin etki çizgisinden kök içerisindeki direnç merkezine dik uzaklığa (d) eşit olmalıdır (Shaw ve Waters, 1992).

Ortodontik kuvvetlerin kalite ve miktarı yüzyılı aşkın süreden beri tartışılmaktadır. Bu kuvvetlerin diş hareketi üzerine doğrudan etkisi bulunmaktadır. Dokunun zarar görmemesi, uygulanacak kuvvetin büyüklüğüyle, hastanın yaşıyla ve alveol kemiğinin hücresel döngüsüyle çok yakından bağlantılıdır (Darendeliler ve ark., 1997).

Her ne kadar hücresel cevap, doku hasarı, ağrı ve nüks gibi biyolojik göstergeler önemli olsalar da, ortodontik tedavi yöntemlerini inceleyen yazarlar, daha

çok, aktif tedavi safhasındaki ortodontik kuvvetin büyüklüğü ve diş hareket hızı üzerine odaklanmışlardır (Ren, 2004).

Ortodontide süresine göre kuvvet tipleri; devamlı, aralıklı ve kesik olmak üzere üç tiptir. Devamlı kuvvet uygulamasında (sarmal yay gibi) randevular arasında kuvvet miktarı azalır ancak sifıra düşmez. Kesik kuvvette (vidalı aygıtlar gibi) randevudan önce kuvvet miktarı sıfırlanır. Aralıklı kuvvetlerde ise (headgear veya hareketli aygıtlardaki gibi) kuvvet randevular arasında çok kez sıfırlanır (Proffit ve Fields, 2000) (Şekil 5).



Şekil 5. Ortodontik kuvvetin zamanla ilişkisi.

Ortodontide optimum kuvvet, Schwarz tarafından 1932 yılında “dokulardaki kılcal damar kan basıncına yakın ancak, sıkıştırılan periodontal ligamentteki yapıları engellemeyecek olan kuvvet ” olarak ifade edilmiştir (Ren, 2003).

Ortodontik diş hareketleri için optimal kuvvetler şu şekilde gösterilmiştir; devrilme hareketi için 50 – 70 gram-kuvvet, paralel hareket için 100 – 150 gram-kuvvet, kök hareketi (dikleştirme) için 75 – 125 gram-kuvvet, rotasyon için 50 – 75 gram-kuvvet, ekstrüzyon için 50 – 75 gram-kuvvet, intrüzyon için 15 – 25 gram-kuvvet (Heasman, 1996).

Çekim sonrası oluşan boşluğu kapatmak için birçok kuvvet oluşturan sistem önerilmiştir. Bunlar ark içi ve arklar arası kuvvet sistemleri, sarmal zemberekler, lateks elastikler, elastik iplikler, bölümlü ark telleri, elastomeriklerdir. (Sonis, 1986)

Nightingale ve Jones 2003'teki çalışmasında, Nikel titanyum alaşımlı sarmal zemberek ve elastomerik zincir ile, 0.019 x 0.025 inç kancalı devamlı ark telleri kullanılarak boşluk kapatma işlemi gerçekleştirmiştir. Elastomerik zincirin ayda 0.84 (0.52) mm, NiTi sarmal zembereğin de ayda ortalama 1.04 (0.80) mm boşluk kapattığını tespit etmişlerdir. Ortalama 67 gün (42–182) olan çalışmanın başı ve sonu arasında, her iki kuvvet kaynağının da sırasıyla yüzde 47, yüzde 48 oranlarında kuvvet kaybı olduğunu bulmuşlardır.

Samuels ve ark. 1993 yılında nikel-titanyum kapalı sarmal zemberek ve elastik retraksiyon modüllerini ortodontik kuvvet kaynağı olarak kullandıkları çalışmalarında kapalı sarmal zemberekleri devamlı kuvvet, elastik retraksiyon modüllerini kesikli kuvvet olarak tanımlamışlardır. Devamlı kuvvet ile aralıklı kuvvet olarak oluşturdukları gruplarda 6 haftalık aralıklarda en fazla 161 gün süren boşluk kapatma işlemi gerçekleştirmişlerdir. Modelde yapılan ölçümlerin ardından 150 gram kuvvet uygulayan kapalı sarmal zembereklerle yapılan boşluk kapatmanın daha hızlı ve tutarlı olduğunu tespit etmişlerdir. 1998 yılında yaptıkları benzer bir çalışmada da 100 gram ve 200 gram kuvvet uygulayan nikel-titanyum kapalı sarmal zemberekler karşılaştırılmış ve 200 gram kuvvet uygulayan zembereğin daha hızlı boşluk kapattığını tespit etmişlerdir.

Gerilmiş ligatürler, poliüretan elastik zincir ve nikel titanyum zembereklerin klinik performansının karşılaştırıldığı bir araştırmada, istatistiksel anlamda belirgin bir fark bulunamamıştır. Ancak NiTi zembereklerin aktif ligatürlerden daha hızlı boşluk kapattığı görülmüştür. Elastik zincirin avantajlarından biri de ucuz olmasıdır. Sınıf II veya Sınıf III gibi arklar arası kullanılan elastiklerin boşluk kapatmaya yardımcı olmadığı görülmüştür (Dixon, 2002).

Farklı sıcaklık ve farklı ortamlarda nikel titanyum sarmal zemberek ve elastomerik zincir karşılaştırılmış, elastomerik zincirin hem ortamdan hem de sıcaklıktan etkilendiği, nikel titanyum sarmal zembereğin ise ortamdan hiç etkilenmediği, sıcaklıktan ise çok az etkilendiği saptanmıştır (Nattrass, 1998).

PG retraksiyon zembereği, çekimli vakalarda bölümlü tedaviyi kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. Sistemin temel ögesi sağlı sollu, 0.018" ve 0.022" slot için üretilmiş önceden imal edilmiş yüksek standartlarda paslanmaz çelik retraksiyon zembereğidir. PG retraksiyon zembereği hem kanin hem de keserlerin kontrollü retraksiyonu için üretilmiştir. Braketler arası mesafeden etkilenmez. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü, aktivasyon sırasında zembereğin morfolojisinin takip edilmesi ile belirlenebilir (Gjessing, 1994).

Owman-Moll ve ark. (1996), “devamlı kuvvetler” ile “kesik-devamlı kuvvetleri” karşılaştırmışlardır. Buna göre devamlı kuvvet grubunda her hafta aktivasyon yapılarak 3 hafta devamlı kuvvet 1 hafta pasif kuvvet uygulanırken, kesik-devamlı kuvvet grubunda ise ilk aktivasyon yapıldıktan sonra 3 hafta bekleme sonra yeniden aktivasyon olarak planlanmıştır. 50 cN ile başlayan devamlı kuvvet grubunda haftalık aktivasyonlarla ortalama 39 cN kuvvet uyguladığı saptanırken, kesik-devamlı kuvvette 3 hafta sonra 33 cN'a düşmüştür. 4'üncü hafta çekim ve 7'inci haftada çekim olarak alt gruplara ayrılan hastaların devamlı ve kesik devamlı kuvvetler karşısında gösterdikleri diş hareketleri sırasıyla 4 haftalık grup için 1.7mm (± 0.9) , 1.2mm (± 0.5), 7 haftalık grup için 4.3mm (± 1.5) , 2.8mm (± 0.6) bulunmuştur.

Energy chain ve Plastic chain markalı elastomerik zincirlerin in vitro olarak karşılaştırıldığı çalışmada, her iki zincirde de ilk gün hızlı kuvvet kaybı (sırasıyla yüzde 22,7 ve yüzde 54,9) bulunmuştur. 8 hafta sonunda ise Energy chain ilk anda

oluşturduğu kuvvetin yüzde 55,4'ünü muhafaza ederken, Plastic chain %27,2'sini korumaktadır (Killiany ve Duplessis 1985).

1996 yılında yayınlanan bir çalışmada, ortodontistlere model üzerinde küçük azı ve kaninleri bukkale devirecek bölümlü tel büktürülmüş ve uyguladığı kuvvetler hesaplanmıştır. İki kere yapılan testlere göre 0.016 inch Australian telleri küçük azılar için 48.4 cN, kaninler için 40 cN kuvvet uyguladıkları bulunmuştur. .016x.016 mavi elgiloy teli ise sırasıyla 59.4 cN ve 51.4 cN kuvvet uygulamışlardır. Ortodontistlerin bu telleri bukerken kuvvetölçer kullanmadıkları saptanmıştır (Kurol, 1996).

1978 yılında Oates ve arkadaşları, erişkin erkek köpek üzerinde yaptıkları bir çalışmada devamlı kuvvetler ile nabızsal kuvvetleri karşılaştırmışlardır. 12 günlük deney sürecinde nabızsal kuvvet tarafında 0.9mm devamlı kuvvet tarafında da 0.6mm hareket görülmüştür. Her iki kuvvet sisteminde de devrilme şeklinde olan diş hareketine benzeyen histolojik değişiklikler gözlenmiştir. Baskı tarafında alveol kemiğinde frontal rezorbsiyon ve orta derecede indirekt rezorbsiyon bulunmuştur. Gerilim tarafında da alveol kemiğinde osteoblastik aktivite periodontal ligamentte de fibroblastik aktivitenin arttığı saptanmıştır.

2003'te Ren ve arkadaşları, yaptıkları sistematik derlemede, herhangi bir optimal kuvvet büyüklüğünün, veya bir başka deyişle, basınç büyüklüğünün, o günkü verilerle tanımlanamayacağını ortaya koymuşlardır.

2.5 Kanin Retraksiyonu

Ortodontik tedavide en çok zaman alıcı uygulamalardan biri kanin retraksiyonudur (Lewis, 1970). Maksiler kanin retraksiyonu küçük azı çekiminin ardından oldukça sık yapılan bir ortodontik uygulamadır (Hasler, 1997). Kanin retraksiyonunda ideal kanin hareketi distale doğru paralel harekettir (Nikolai, 2001).

Kanin dişi kökünün uzunluğu ve yüzey alanı uygulanan ortodontik kuvvetin dağılımını etkileyen bir unsurdur. Kanin dişi yüzey alanı yaklaşık 2.9 cm² (Ren, 2004) ve 2.5 cm² (Darendeliler ve ark., 1997) olarak literatürde yer almıştır. Bu değerlere göre yaklaşık 50 gram kuvvet optimum sayılabilir (Darendeliler ve ark., 1997).

Kanın retraksiyonu fotoelastik yöntem ile 3 çalışmada incelenmiştir. Caputo ve ark. (1974), fotoelastik model ile çalışmanın tatminkâr olduğunu söylemektedir. İncelemelerinde, çatı bükümleri ve retraksiyon kuvvetleri kombinasyonu ile paralel kanin retraksiyonu yapabileceğini gözlemlemişlerdir. Uygulanan kuvvetin 300 gram'ı geçmemesi gerektiği, yoksa çatı bükümlerine rağmen ankraj kaybı olduğunu vurgulamışlardır. Perez ve ark. 1980 yılında benzer modelde J-hook headgear ile kanin retraksiyonu yaptıkları çalışmalarında, J-hook'ların oksipital headgear ile uygulanmasının, servikal ve kombine headgear ile uygulananlardan daha paralel harekete neden olduğunu bulmuşlardır. Oksipital headgear deneyinde aynı zamanda kaninlerde intrüzyon saptamışlardır. Beaten 1975 yılında fotoelastik yöntemiyle yaptığı çalışmasında kanin retraksiyonunda ne kadar fazla karmaşık mekanik düzen olursa, o kadar az etki görülür sonucuna ulaşmıştır. Ricketts ve Burstone aygıtları ile 150-200 gram yatay kuvvet uygulandığında etkili kök kontrolü için yeteri kadar moment uygulanmadığı tespit edilmiştir.

Kapalı sarmal zemberek, açık sarmal zemberek, PG retraktör ve T-loop retraksiyon zembereğinin karşılaştırıldığı holografik analizde, PG retraktörün ilk aşamada daha çok yer değiştirme sağladığı izlenirken, açık sarmal zemberekte ise daha çok devrilme izlenmiştir (Kumar, 2009).

İşcan 1990 yılındaki makalesinde ortalama yaşları 15,3 olan 17 hastada, ters kapatma zembereklerinin alt kanin distalizasyonu üzerine etkilerini incelemiştir. 1. küçük azı çekilmiş vakalarda 0.018 inç slot braketler yapıştırılan bantlara puntolanmıştır. 0.016 x 0.016 inç kare kesitli telden kaninlerin distalinde ters kapatma zembereği bükülmüştür. Pasif takıldıktan 3 hafta sonra 100 – 150 gr kuvvet uygulanacak şekilde üç haftada bir aktivasyonlar yapılmıştır. Ortalama 5.5 ay olan çalışma süresinin başında ve sonunda lateral sefalometrik filmler alınmıştır. Alt çenede yerel çakıştırma sonrası simfiz orta noktasından (D) gonion gnathion doğrusuna indirilen dikmeye keser, kanin ve moların uzaklıkları ölçülmüştür. Çalışma sonunda kaninlerin kronları 2.9mm, apeksleri de 0.4mm distale hareket etmiş ve 7 derecelik devrilme ortaya çıkmıştır. Molar bölgesinde de 0.3mm ankraj kaybı meydana gelmiştir.

Dinçer ve İşcan (1994), 20 hastada ters kapatma zembereği ve PG zembereği kullanarak alt ve üst kanin retraksiyonu gerçekleştirmişlerdir. PG zembereği 1 mm

aktive edilmiş olup 150 g kuvvet uygularken, ters kapatma zembereği de aynı kuvveti sağlamıştır. Tüm zemberekler 0.016 x 0.022 inç paslanmaz çelik telden bükülmüştür. 3-4 haftalık kontroller yapılmıştır. Üst çenede ANS-PNS ve maksilla ile ilgili noktalar üzerinde (Moore 1959), alt çenede de Björk ve Skieller'in tanımladığı mandibulanın doğal referans noktaları üzerinde çakıştırmalar yapılarak radyografiler ölçülmüştür. Üst kaninlerin apeks seviyesinde PG zembereği 1.30 mm, alt kaninlerde de 0.81 mm daha fazla hareket sağlanmış ancak alt kaninlerde ki bu hareket miktarı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Kanin retraksiyonu, Darendeliler ve arkadaşlarının da çalışma konusu olmuştur. 1997 yılındaki klinik çalışmalarında Drum spring adını verdikleri reraktörün, hiç yeniden aktive edilmeden 50 gramlık kuvvet ile çekim boşluğunu kapattığını göstermişlerdir.

Ziegler ve Ingervall 1989'daki çalışmasında 0.018 inç labial ark üzerinde elastik zincir ve Gjessing zembereği ile kanin retraksiyon mekaniklerini karşılaştırmıştır. Devrilme ve rotasyonlar açısından yapılan incelemede Gjessing zembereğinin kayan mekaniklere göre daha az devrilme ve daha hızlı retraksiyon yaptığı saptanırken, rotasyon açısından fark bulunamamıştır.

Bokas ve Woods 2006 yılında kanin retraksiyonu safhasında, önceden kalibre edilen standart nikel-titanyum kapalı sarmal zemberek ile elastomerik zincirleri karşılaştırmışlardır. Üst çenede yapılan çalışmada, 200 gram kuvvet olacak şekilde ayarlanan kuvvet kaynaklarının etkileri incelendiğinde, kanin hareketinde zembereklerin daha hızlı olduğu ($p = 0.011$), molar ankraj kaybında ise bir fark olmadığını bulmuşlardır ($p = 0.7$).

Hızlı Kanin Distalizasyonu (HKD) İşeri ve arkadaşlarının çalışma konusu olmuştur. Dentoalveoler distraksiyon tekniği adını verdikleri çalışma biçimleri ile 10 hasta tedavi etmişler ve 2005 yılında yayınlanmışlardır. Bu çalışmaya göre toplam sabit ortodontik tedavi süresi yarı yarıya azalma göstermiştir. Benzer bir çalışma da Bilodeau tarafından 2005 yılında yayınlamıştır. Kaninin distalindeki kemik kaldırılmış, apikal ve meziyalinde de kesiler yapılmıştır. Distraksiyon aleti yerleştirilmiş ve hastaya hergün çevirmesi tembihlenmiştir. Çalışmasında alt kaninleri, distraksiyon yöntemiyle 17 ve 23

günde distalize etmiştir. Distraksiyon osteogenesiz yönteminin, kemik ve suturalardan sonra dişlerin PDL'inde de gerçekleştirilebildiğini göstermişlerdir.

Koçoğlu-Altan ve Sökücü 2009 yılında Nd:YAG lazerin üst kanin distalizasyonuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kullandıkları 40 j/cm² enerji veren lazerin distalizasyon hızında herhangi bir değişiklik oluşturmadığını saptamışlardır.

Lotzof ve arkadaşları 1996 yılındaki çalışmalarında, aynı kuvvet kaynağını kullanarak (200 gram kuvvet uygulayan elastik zincir) tip-edge ve straight wire braketleri karşılaştırmışlardır. 0.018 paslanmaz çelik telde, ark üzerinde yapılan kanin retraksiyonunda, 3 hafta aralıklarla ölçümler yapılmıştır. Tip-edge grubunda daha hızlı kanin hareketi (1,88mm/3hafta) ve daha az ankraj kaybına (1,71mm) rastlanmıştır.

Deguchi ve arkadaşları (2007), ark üzerinde yapılan kanin retraksiyonunda, 4 hafta aralıklarla 3 ay süre takip ettikleri hastalarında, clear snap ve çelik ligatür bağlama yöntemlerini karşılaştırmışlardır. 150g, 100g-ve 50g kuvvet uygulamaları sonucunda clear snap ile daha hızlı hareket elde etmişlerdir.

Iwasaki ve ark. (2000), arkla birlikte yaptıkları kanin retraksiyonunda üst sağ ve sol dişlere 4 kPa ve 14 kPa şiddetlerinde stres uygulamışlardır. Her ne kadar daha ağır stres uygulanan tarafta daha fazla diş hareketi görülse de, her iki grupta da aynı doğrusal ve açısız hız eğrisi görülmüştür.

Mıknatıslar (rare earth magnets), kanin retraksiyonunda Daskalogiannakis ve McLahlan tarafından denenmiştir. 1996 yılındaki çalışmalarında, dikey zembek ile karşılaştırma sonucunda, mıknatıs grubunda daha çabuk diş hareketi görülmüştür.

2.6 McLaughlin-Bennett-Trevisi (MBT) Tekniği

2.6.1 MBT

1972 yılında Düz Tel Tekniği'nin sunulmasının ardından, 1975 – 1993 arası, McLaughlin ve Bennett standart SWA (Straight-Wire Appliance) ile çalışmışlardır. Braket tasarımını değiştirmek yerine, var olan sistemde kayan mekanikler ve devamlı hafif kuvvet üzerinde tedavi mekanikleri geliştirme ve iyileştirmeleri yapmışlardır. Bu

mekanikleri 1990'ların başlarında makale olarak yayınlamışlardır. 1993'te de ilk kitaplarını tanıtmışlardır.

Tedavi mekanik tavsiyeleri doğru braket yerleştirme, erken dönemde ankraj kontrolü için hafif ark telleri ile laceback ve bendback'tir. Kayan mekanikler için 0.019x0.025 çelik köşeli tel, 0.014 inç hafif teller de bitim aşamasında kullanılmaktadır (McLaughlin ve ark., 2001).

2.6.2 Laceback

Laceback ilk defa 1989 yılında McLaughlin ve Bennett tarafından en arkadaki molar bandından kaninlere uzanan 8 şeklinde 0.010 inç paslanmaz çelik tel ile bağlama olarak tanımlanmıştır.

Önceden uyumlanmış aygıt sistemlerinde (preadjusted appliances) bulunan ön dişlerdeki tip değeri ilk yıllarda gözle görünür zorluklar çıkarmıştır. Tip değeri tedavinin başlangıç safhasındaki seviyeleme ve sıralama döneminde ön dişlerin ileri doğru devrilmesine neden olmaktadır. Bunu engellemek ya da azaltmak için ön dişlerle arka dişler arasında elastik kuvvet uygulanmıştır. Ancak bu da tedavinin başında ankraj gereksinimi doğurmaktadır. Aynı zamanda bu elastik kuvvetler ark telinin uyguladığı kuvvetten sıklıkla daha büyük olmasından dolayı ön dişlerin distale devrilip dönmesi, Spee eğrisinin derinleşmesi ve overbite'ın artmasına neden olmaktadır. McLaughlin ve Bennett (2001) bunu "roller coaster effect" olarak tanımlamışlardır.

Bunun oluşmasını engellemek için yine aynı yazarlar, laceback kullanılmasını önermiş ve olumlu sonuç aldıklarını bildirmişlerdir. Lacebackler kaninin seviyeleme ve sıralama safhasında öne doğru devrilmesini kısıtlamaktadır. Daha çok küçük azı çekimli vakalarda kullanılmakla birlikte, özellik kaninin kökünün mezialde olduğu çekimsiz olgularda da kullanılmasını tavsiye etmektedirler. Kesikli kuvvet uygulayan laceback'ler her randevuda periodonsiyum aralığı kadar aktive edilir.

Geniş katılımlı (62 hasta) bir başka randomize klinik çalışmada, laceback kullanılan (30 hasta) ve kullanılmayan (32 hasta) gruplar oluşturulmuştur. Andrews tip ve tork değerleri önceden ayarlanmış Edgewise braketleri takılan, alt-üst küçük azı çekimi uygun görülen, benzer yaş grubundaki hastalardan, tedavi başlarında ve 0.018

paslanmaz çelik ark teli takılacak duruma geldiklerinde kayıtlar elde edilmiştir (Irvine ve ark., 2004). Her iki grupta keser retraksiyonu meydana gelmiş ve aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Laceback grubunda anlamlı olacak şekilde büyük azı ankraj kaybı görülmüştür (Irvine ve ark., 2004).

Sueri ve Türk 2006 yılında yayınladıkları çalışmada laceback'ler ve kapalı sarmal zemberekler ile kanin retraksiyonu yapmışlar ve dentoalveolar etkilerine bakmışlardır. 0.022 inç Roth braketler, 0.010 inç paslanmaz çelik ligatür telleri ve 150 gram kuvvet uygulayan kapalı sarmal zemberekler kullanılmıştır. 2.53 ay süren çalışma sonunda her iki grupta kaninlerin devrilerek distale hareketi ve büyük azıların meziyale hareketiyle ankraj kaybı saptanmıştır. Çalışmada keserlerinde palatine devrildiği ve laceback ile retrakte edilen kaninlerin distobukkal, sarmal zemberekle retrakte edilenlerin ise distopalatal rotasyon yaptıkları bulunmuştur.

Laceback uygulaması sırasında ne kadar kuvvet oluşturulduğu merak konusu olup Khambay ve arkadaşları (2006) tarafından araştırılmıştır. İn-vitro olarak hazırlanan çalışma düzeneğinde 10 klinisyen 5'er kez 6 ay arayla 2 defa laceback uygulaması gerçekleştirmiştir. Toplamda 100 laceback uygulanmış ve 0 – 11,1 N arasında değerler elde edilmiştir. Bazı klinisyenler yaklaşık kuvvetler uygulamışlar, bir kısmı da geniş aralıkta kuvvet tatbik etmişlerdir.

Laceback'lerin keserler üzerine etkilerinin incelendiği randomize klinik bir çalışmada, laceback uygulanan hastalarda keser retrüzyonu (0.5mm), uygulanmayanlarda ise keser protrüzyonu (0.36mm) ortaya çıkmıştır (Usmani ve ark., 2002).

2.7 Hycon Aygıtı

Literatürde, diş hareketinin özelliği (devrilme veya paralel hareket) ve kuvvetin büyüklüğü çok sık vurgulansa da, kuvvet aktivasyon frekansı nadir göz önünde bulundurulmuştur. Randevu sıklığını azaltmak açısından aktivasyon frekansı değerlendirilmelidir. Bazı yazarlar (Carano ve Siciliani, 1996; Lee ve ark., 2004) aralıklı kuvvetlerin devamlı kuvvetlerden ortodontik diş hareketi açısından daha etkili olduğunu kanıtlamaya çalışmışlardır. Hycon aygıtı adlı vida artmış sürtünme, artmış

kemik yoğunluğu ve çekim sonrası daralmış alveol kemiği olan vakalarda kullanılmak üzere sunulmuştur (Şekil 6.) (Kachiwala ve ark., 2007).



Şekil 6. Hycon aygıtı.

Schuetz W 1983, yılında çekim boşluklarının kapatılması amacıyla ön ve arka dişleri birbirine bağlayan bir alet geliştirmiştir. McLaughlin ve ark 2005 yılında kanin retraksiyonu amacıyla çalışmada kullandığımız bu alete dikdörtgen yardımcı tel ekleyerek ismine “Hycon Device” adı vermişlerdir. Bu yardımcı tel büyük azya takılan bant veya bukkal tüplerin, ikinci veya üçüncü tüplerine takılmaktadır. Bu telin bukkaline bir somun monte edilmiştir. Bu somunun ucuna tel ligatür; tel ligatürün diğer ucuna da ön dişler bağlanır. Boşluk kapama sırasında hastaya bu somunu çevirmesi anlatılır. Hycon aygıtı tüm sabit apareylerle uyumludur (McLaughlin ve ark., 2005).

Elastik kuvvetler oluşturan kapatma zemberekleri ve kaydırma mekaniklerinden farklı olarak Hycon aygıtı, ortodontinin ilk günlerinden beri başarıyla uygulanan vida tipi tasarım üzerine kurulmuştur. Bu aygıtın tam tur (360 derece) çevrilmesiyle oluşturduğu doğrusal hareket 0.35 milimetredir. Kuvvet ölçme makinesinde Hycon aygıtının uyguladığı kuvvet 410 gram ölçülmüştür. Uyguladığı kuvvet yüksektir ancak, bu kuvvetin kısa ve kesin ölçülebilen mesafede dişe aktarılması mümkündür.

Kuvvet miktarı yüksek olduğundan sürtünme önemini kaybetmektedir. Boşluk kapatma sırasında çok kısa mesafede aktivasyon yapıldığından defleksiyon sorun

olmamaktadır. En kalın tel kullanılarak defleksiyon ortadan kaldırılabılır ayrıca dişe tork sağlanır (McLaughlin ve ark., 2005).

Genel bir kural olarak Hycon aygıtı haftada iki defa tam tur çevrilir. Bu da ayda 1-2 milimetrelik boşluk kapatma sağlamaktadır. Fizyolojik sınırlar içerisinde çalıştığını anlamının klinik belirtisi, ağrısız fonksiyondur. Hasta yalnızca basınç hissetmelidir. Eğer ağrı görülüyorsa, yarım turlu aktivasyon uygun olmaktadır (McLaughlin ve ark., 2005).

15 yıl boyunca 1000'den fazla hastada uygulanan, daha ağır ancak değişik kuvvet özelliği olan Hycon aygıtı, kapatma zembereği arkları ve kayan mekaniklerden farklıdır. Hastaların sadece yüzde ikisinden daha azında özellikle üst yan keserlerde kök rezorpsiyonu izlenmiştir (McLaughlin ve ark., 2005).

Hycon aygıtının keser retraksiyonunda kullanıldığı bir çalışmada 3 hastada 0.022 inç slot önceden uyarlanmış edgewise sistemi çalışılmıştır. 0.019x0.022 inç paslanmaz çelik telde yapılan retraksiyon sonrasındaki incelemelerde radyografilerde herhangi bir kök rezorpsiyonuna rastlanılmamıştır (Iyano ve ark., 2006).

2007 yılında sunulan bir olguda (Kachiwala ve ark., 2007) bimaxiller protrüzyonu olan bir hastadan alt üst 1. küçük azılar çekilmiş ve 0.022 inç slot MBT braketleri yapıştırılmıştır. Seviyeleme ve sıralamanın ardından 0.021x0.025 inç paslanmaz çelik teller 4 hafta pasif olarak ağızda bekletilmiştir. Ardından Hycon vidası ile en-masse retraksiyon yapılmıştır. Vida hasta tarafından haftada 2 kere tam tur çevrilmiştir. Ayda 1.9 mm hareket elde edilmiştir. 25 hastada uyguladıkları bu aygıtın hareket ettirilen dişlerin artmış mobilitesi, periodontal desteğin kaybı, yanak mukozasının ülserasyonu ve vidanın yanlışlıkla yutulması gibi komplikasyonlar görülmemiştir.

2.8 Ortodontik Sürtünme Direnci ve Kendinden Kilitli (Self-Ligating) Braketler

Braket-tel arasındaki mesafe, ark teli büyüklüğü, ark teli kesiti, braket-tel ilişkisinde tork etkisi, telin ve braket slotunun yüzey özellikleri, braket ve telin madde yapısı, braket slot genişliği, braket tipi (konvansiyonel – kendinden kilitli), ark teli bağlamanın tipi ortodontik sürtünme direncini etkileyen unsurlardır (Miles, 2006).

Sürtünme 2 yüzey arasında harekete zıt yönde olan kuvvet direncidir. Statik ve kinetik olmak üzere 2 tipi vardır. Statik sürtünme cismi zemin üzerinde hareket ettirmek amacıyla uygulanan kuvvete karşı koyar. Buradaki sürtünme kuvveti cisim hareket edinceye kadar devam eder. Hareket sağlandıktan sonra cisim ve zemin arasında kinetik sürtünmeden söz edilir.

Kanın retraksiyonunun simüle edildiği bir laboratuvar çalışmasında, braket materyalinin sürtünmeyi etkilediği bulunmuştur. Seramik braketlerdeki sürtünmenin metaldekilere göre daha fazla olduğu ortaya çıkarılmıştır (Tanne ve ark., 1991).

Ortodonti pratiğinde kinetik sürtünmeden bahsetmek zordur. Çünkü devamlı olarak meydana gelen bir hareket çok nadir gözlenir.

Ortodontide diş hareketi, ark telinin braket veya ligatür taraflarındaki ilişkisi sonucu olmaktadır. Sürtünme, braket ark teli üzerinde kayarken, harekete gösterilen direncin küçük bir kısmıdır. Kusy ve Whitley (1999), bu direnci 3 kısımda incelemiştir; 1) braket ve ark teli arasındaki temas bağlı olarak sürtünme, 2) diş devrildiğinde veya tel esnediğinde, tel ve braket köşeleri arasında oluşan temaslar ile telde meydana gelen bükülme, 3) tel ve braket köşesi arasında telin devamlı deformasyonu sonucu telde oluşan çentik (Burrow, 2009; Kusy ve Whitley, 1999).

Kendinden kilitli braketlerin geliştirilme felsefesi, oluşturduğu sürtünmesiz ortamla daha hızlı kaydırma mekaniği meydana getirmektir. Ark teli slota yerleştirildiği zaman üzerini örten kapak vb. öğeler vardır. 2 farklı kapak tipi vardır. Pasif olanlar ark teline herhangi bir kuvvet uygulamazken, aktif olanlar teli slota oturtmak için ligasyon kuvveti uygularlar (Gökçelik ve Polat, 2007; Harradine, 2008).

1935 yılında ilk geliştirilen kendinden kilitli braket Russel Lock apareyidir. Daha sonra süreç duraklamış ve yeniden 1971 yılında Jim Wildman Edgelock braketini tanıtmıştır. Hanson 1975 yılında Speed braketini sunmuştur. 1986'da Activa, 1995' de Time, 1996' da Damon, 1998'de Twin Lock, 2000 yılında da In-Ovation braketleri üretilmeye başlanmıştır.

SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif) 2004 yılında sunulmuş braket çeşididir (Şekil 8). Ark teline aktif olarak kuvvet uygulamaz ancak yerinde tutar. Şayet slottan belli bir kuvvet ile çıkmaya zorlanırsa, clipler ark telini bırakır. SmartClip ve Damon kendinden kilitli braketler pasif grupta yer alırlar (Miles, 2005; Gökçelik ve Polat, 2007; Rinchuse ve Miles, 2007).



Şekil 8. Çalışmada kullanılan 3M SmartClip braketler.

Kendinden kilitli braketlerin avantajları; hasta konforu, daha iyi oral hijyen kontrolü, hızlı ark teli değişimi ve ligasyonu, ark telinin slota daha iyi oturtulması, braket ile ark teli arasında daha düşük sürtünme, tedavi zamanını azaltma şeklinde iddia

edilmiştir ancak bunlarla ilgili kanıtlar yetersizdir (Rinchuse ve Miles, 2007). Pahalı olması, kapağın açılması ve kapatılması sırasında karşılaşılan zorluk, kapağın kendiliğinden açılması veya deforme olması, düşük sürtünmeden dolayı ark telinin yer değiştirmesi, braket tutma ve yerleştirmede zorluk gibi dezavantajları da vardır (Gökçelik ve Polat, 2007).

Shivapuja ve Berger (1994), Konvansiyonel ligatür ve kendinden kilitli braket sistemleri ile ilgili bir çalışmada 0.018 inç paslanmaz çelik tel ve 7 farklı grup oluşturulmuş ve karşılaştırılmıştır. Bu gruplar metal ligatür ile standart ikiz braketler, poliüretan elastomerik ligatür ve standart ikiz braketler, speed kendinden kilitli braket, aktiva kendinden kilitli braket, edgelock kendinden kilitli braket, metal ligatür ile seramik braket ve poliüretan elastomerik ligatür ile seramik braketlerdir. Sırasıyla seramik braket – elastomerik ligatür, seramik braket – metal ligatür ve standart ikiz braket – elastomerik ligatür en çok sürtünme görülen kombinasyonlar olarak bulunmuştur.

Bednar ve ark. (1991), yaptıkları in-vitro çalışmalarında, farklı boyutlardaki çelik tellerle (0.014, 0.016, 0.018, 0.016x0.016 ve 0.016x0.022 inç) farklı 0.018 slot üst kanin braketleri (GAC Allure (seramik), Ormco Mini Diamond (metal) ve Orec Speed (kendinden kilitli) ve ligatür tekniği (metal – elastomerik) karşılaştırmışlardır. En az sürtünme Mini Diamond gevşek olarak ve metal ligatürle bağlama – 0.014 ve 0.016 inç paslanmaz çelik tel kombinasyonlarında görülürken, en çok sürtünme Allure – elastik bağlama – 0.014 ve 0.016 inç çelik teller arasında saptanmıştır.

Tecco ve ark. (2007), sürtünme açısından değerlendirmeler yapmıştır. Damon SL II, Time, Victory series – RMO elastomerik ligatürler ve Victory series – Leone Slide düşük sürtünmeli ligatürler olacak şekilde 4 ana grup oluşturulmuştur. Testte kullanılan 0.016", 0.016x0.022", 0.019x0.025" NiTi teller, 0.017x0.025" TMA ve 0.019x0.025" paslanmaz çelik tel her grupta kullanılmıştır. Bulgulara göre 0.016" NiTi telde Damon SL II'de en az, Victory Series braketlerde en fazla, 0.016x0.022" NiTi telde Time ve Damon SL II'de en az, Victory Series gruplarında da en fazla sürtünme bulunmuştur. TMA telde gruplar birbirine göre bir üstünlük sağlayamamış olup, 0.019x0.025 paslanmaz çelik telde ise Leone Slide ligatürleri kendinden kilitli braketlere göre anlamlı üstünlük elde etmiştir.

3. BİREY VE YÖNTEM

Bu bölümde çalışmaya alınan hastaların ortak özellikleri, grupların oluşturulmasında izlenen yol, araştırma gruplarına uygulanan tedavi yöntemleri, çalışma gruplarından toplanan kayıtlar, bu kayıtların ölçümleri ve bu değerleri karşılaştırmak için kullanılan istatistiksel analizler yer almaktadır.

3.1 Bireylerin Seçimi

Çalışmamız Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalına tedavi amacıyla başvuran 21 kız, 9 erkek toplam 30 hasta üzerinde yürütülmüştür. Bu bireylerde ortalama kronolojik yaş 15,8 yıl olup, 12,7 yıl ile 21,8 yıl arasında değişmektedir. Hastaların yaşlarının uç değerlerde olmamasına özen gösterilmiştir. Tedavi başında klinik muayenede büyük azıların Angle Sınıf I olmalarına dikkat edilmiştir.

3.1.1 Çalışmaya Dâhil Edilme Kriterleri

Bireylerin çalışmaya dahil edilmesinde aşağıdaki özelliklere dikkat edilmiştir;

1. Oral hijyenlerinin iyi olması,
2. Ağızlarında daimi dişlerin sürmüş olması,
3. Molar ilişkilerin Angle sınıf I olması,
4. Transversal yönde herhangi bir sapmanın olmaması,
5. Profil yönünden diş çekiminin sakıncalı olmaması,
6. En az 7-8 mm çapraşıklık veya dental protrüzyon olması,
7. Tedavi öncesinde herhangi bir temporomandibuler eklem rahatsızlığının bulunmaması,
8. Herhangi bir sendromla ilişkisinin bulunmaması.

Çalışmamızla ilgili Ondokuz Mayıs Üniversitesi Etik Kurul raporu Ek 1'de sunulmuştur.

Çalışmaya katılmayı kabul eden hastalarımızdan, tedavi için bize başvurdukları seansta, teşhise yönelik ortodontik modeller, fotoğraflar ve radyografiler alınmıştır. Çalışma için uygun hastalara ve ebeveynlere çalışmada yapılacak tedavi ve diğer alternatif tedavi yöntemleri anlatılmıştır. Uygulamayı kabul eden hastalar araştırmaya dâhil edilmiştir. Vakalar gönüllü bireylerden seçilmiş ve tedaviyi kabul eden hastalar için tedaviyi kabul ettiklerine dair protokol (Ek 2) oluşturularak, hastaların kişisel dosyalarına iliştilmiştir.

3.2 Yöntem

3.2.1 Ankraj

Çalışmada üst çenede büyük azı ankrajını artırmak amacıyla, sabit Goshgarian tipi Palatal Ark (TPA) uygulanmıştır. Alt çenede de keserlere ve kaninlere temas etmeyen Lingual ark yapılmıştır. Her iki aygıt da 0.9 mm lik paslanmaz çelik telden hazırlanmıştır. Bu uygulamalar sadece ankraj artırmak için değil, aynı zamanda büyük azılarda rotasyonların engellenmesi içindir.

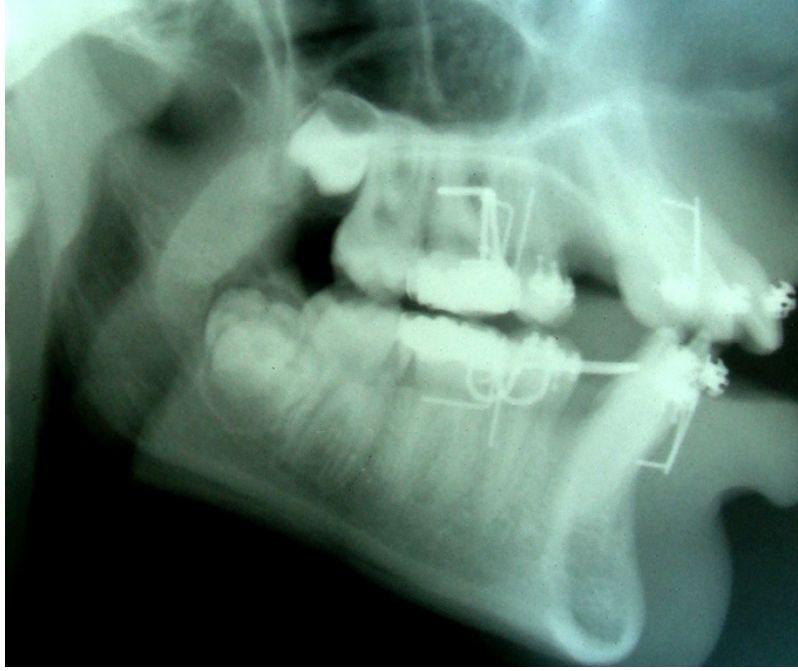
3.2.2 Braketleme

Çalışmaya katılan tüm hastalarda bireylerde 0.022x0.028" slota sahip SmartClip (3M Unitek, Monrovia, Calif) kendinden kilitli (self-ligating) braketler kullanılmıştır. Düz tel tekniğinin 3. nesli olan MBT (McLaughlin-Bennett-Trevisi) tip ve tork değerleri taşımaktadırlar.

Tüm hastaların braket yapıştırma işlemi tek bir klinisyen tarafından, Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) ışıkla sertleşen kompozit ile üretici firmanın önerdiği şekilde kullanılarak gerçekleştirildi. Hastaların modellerinde braket yapıştırılacak tüm dişlerin kronlarının oklüzo-gingival mesafeleri ölçüldü. Braket yerleştirme çizelgesine göre uygun yerlere braketler yerleştirildi.

3.2.3 Hastalardan Kayıtların Alınması

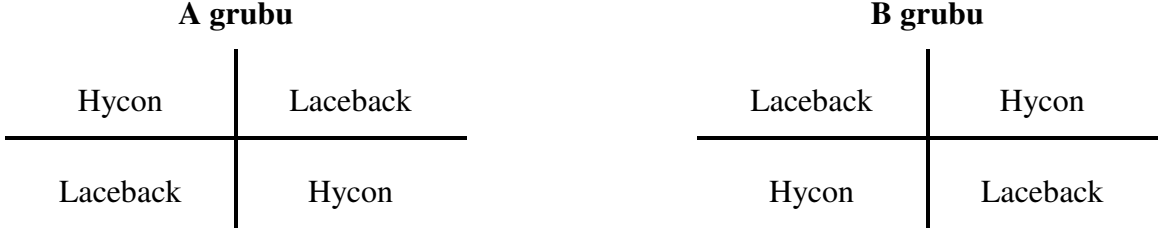
Çalışmanın başında ve sonunda büyük azı ve kaninlerde 0.021x0.025" paslanmaz çelik telden bükülmüş referans telleri ligatürlenmişken lateral sefalometrik ve panoramik radyografiler elde edilmiştir (Şekil 8). Uygulamanın başında ortasında ve sonunda fotoğraf ve aljinat ölçü ile elde edilmiş modeller kayıt olarak alınmıştır. Her iki zamanda da ağız içinde kanin tüberkül tepesi ile büyük azı meziyobukkal tüberkül tepesi arasında 0.02 mm hassasiyetinde sayısal kumpas kullanılarak mesafe ölçümü yapılmıştır.



Şekil 8. Referans telleri ağızda iken alınan lateral sefalometrik film.

3.2.4 Hycon Aygıtı ve Laceback Uygulaması

Hastaların ağızları 4 çeyreğe bölünmüştür. Üst-sağ ve alt-sol A grubu, üst-sol alt-sağ ise B grubu olacak şekilde rastgele eşit sayı ve oranda gruplar oluşturulmuştur. 15'er hastadan oluşturulan iki grubun özellikleri aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 9).

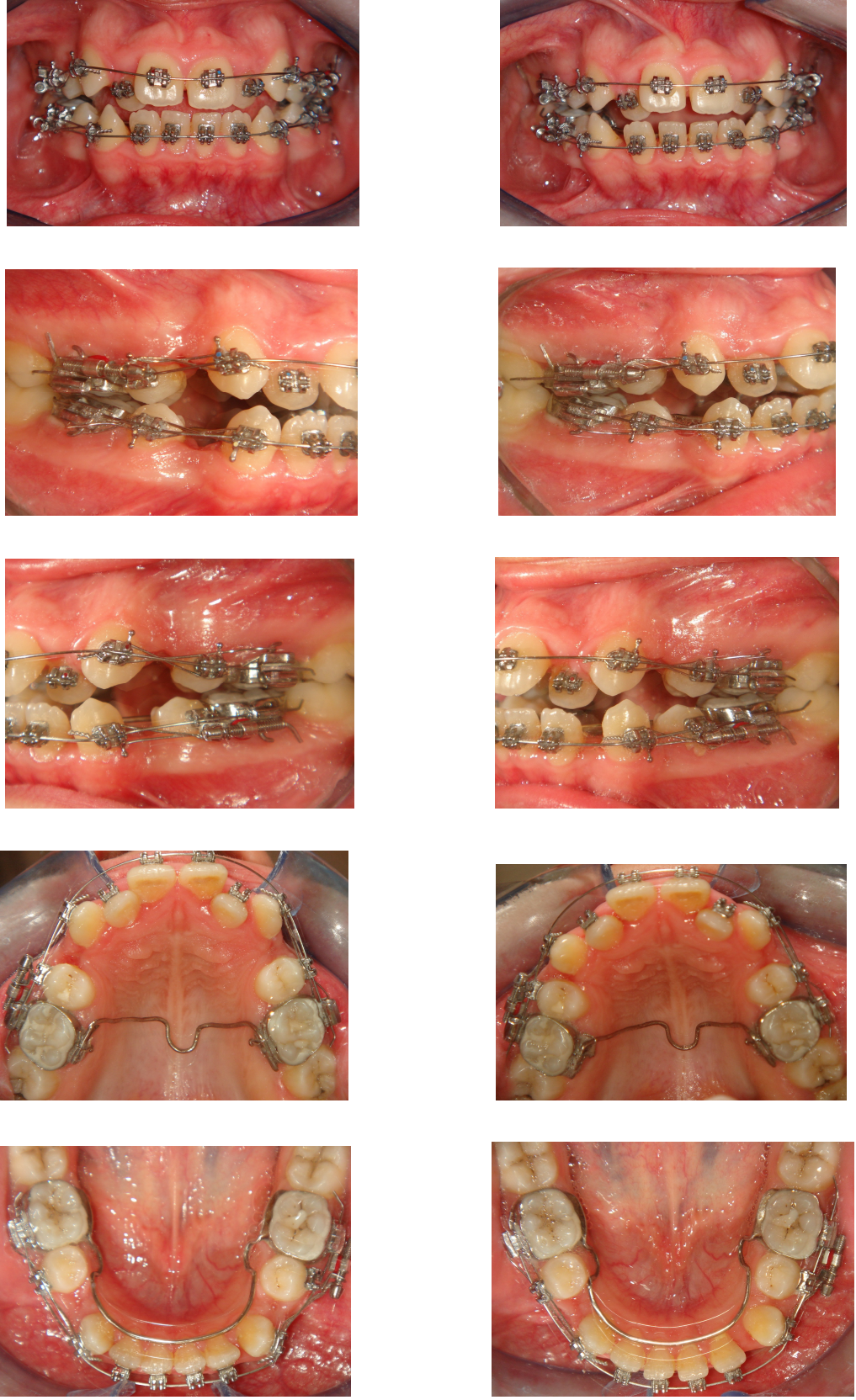


Şekil 9. Olguların rastgele dağılması için oluşturulan gruplar.

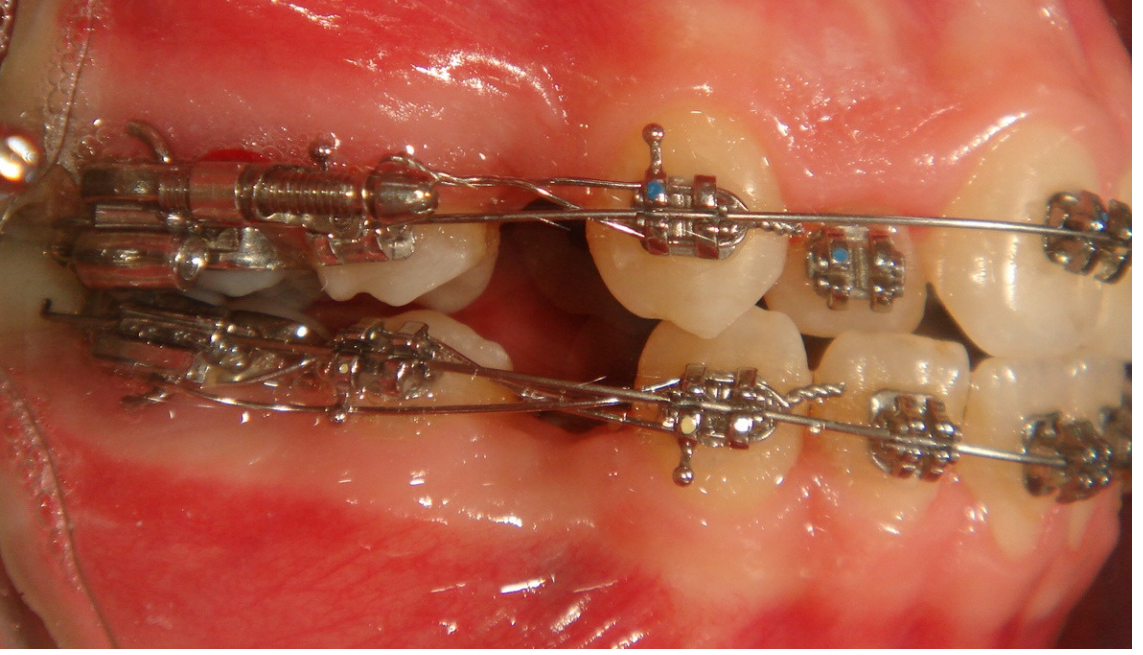
Hycon Aygıtı (Hycon Device, Adenta GMBH, Germany), vida tipinde bir aygıt olup uç kısmına 0.012 inç çapında uzun paslanmaz çelik tel ligatüre edilmiştir. Arka tarafındaki köşeli çelik uzantısı yardımcı molar tüpüne girmek için tasarlanmıştır. Ön tarafına bağlanan ligatür teli ise çekim boşluğunun ön tarafında kanin dişine yapıştırılan brakete ligatüre edilmiştir.

Çalışmada kullanılan laceback'in özelliği, arkada molar bandın çengelinden başlayıp, küçük azı braketinin altından ve üstünden geçerek önde kanin dişin braketine bağlanan 8 şeklinde MBT tekniğinden farklı kalınlıkta olan 0.012 inç uzun paslanmaz çelik ligatürdür.

Çaprazlama olacak şekilde hycon aygıtı ve laceback hasta ağızlarına uygulandı (Şekil 10). Hycon aygıtının aktivasyonu, hastalardan 3 günde 1 yarım tur olacak şekilde sıkıştırılmaları istenerek gerçekleştirildi. Laceback hekim tarafından hasta ağrı hissedinceye kadar sıkıştırıldı (Şekil 11).



Şekil 10. Çalışma başı (sol) ve sonu (sağ) ağız içi fotoğraflar.



Şekil 11. Hycon aygıtı ve laceback'in yakından görünümü.

3.2.5 Uygulama Süresi

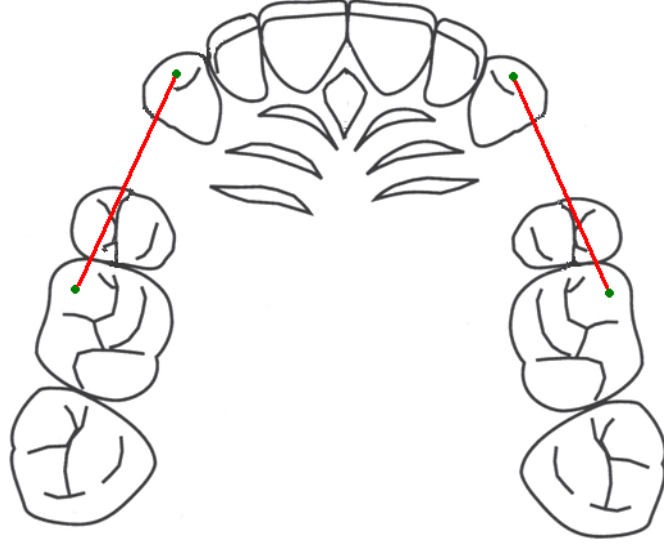
Çalışmanın toplam süresi 8 hafta olarak planlanıp uygulanmıştır. Ön çapraşıklığı düzelmeyen hastalarda çapraşıklık düzelene kadar kanin retraksiyonuna devam edilmiştir.

3.2.6 Ağız İçi Doğrudan Ölçümler

Çalışmanın başında, ortasında ve sonunda hastaların 1. büyük azı meziyobukkal tüberkül tepeleri ile kaninlerin tüberkül tepeleri arasında sayısal kumpas kullanılarak mesafe ölçümleri yapılmış ve hasta dosyalarına not edilmiştir.

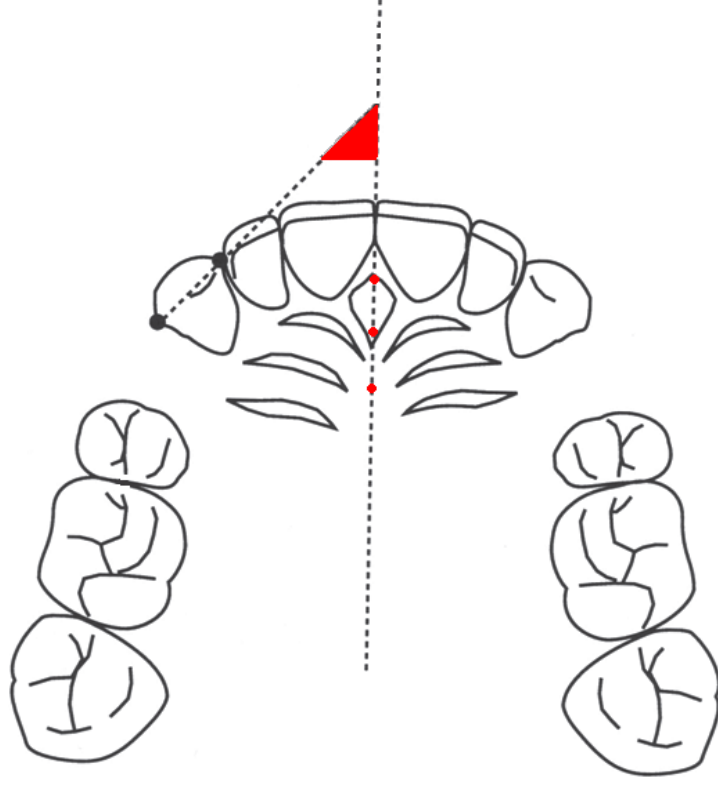
3.2.7 Ortodontik Model Analizi

Mavi sert alçıdan hazırlanmış alt ve üst 120 teşhis modeli üzerinde, 1. büyük azıların meziyobukkal tüberkül tepeleri ile kaninlerin tüberkül tepeleri arasında sayısal kumpas yardımı ile mesafe ölçümleri yapıldı (Şekil 12).



Şekil 12. Model üzerinde yapılan mesafe ölçümleri.

60 adet üst model insiziv papilla ve rafe palatina media bölgesinde ve kaninlerin mezial ve distal kontakt noktalarında, kurşun kalemle işaretleme tarayıcı tarafından iyi algılanmadığından, ince uçlu asetat kalemiyle işaretleme yapılarak Epson Perfection (V 700) tarayıcı ile tarandı. Ardından Dolphin 10.5 ((Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, Calif) programı ile doğrular arasındaki açılar ölçüldü (Şekil 13).



Şekil 13. Kanin rotasyon ölçümlerinde kullanılan doğrular.

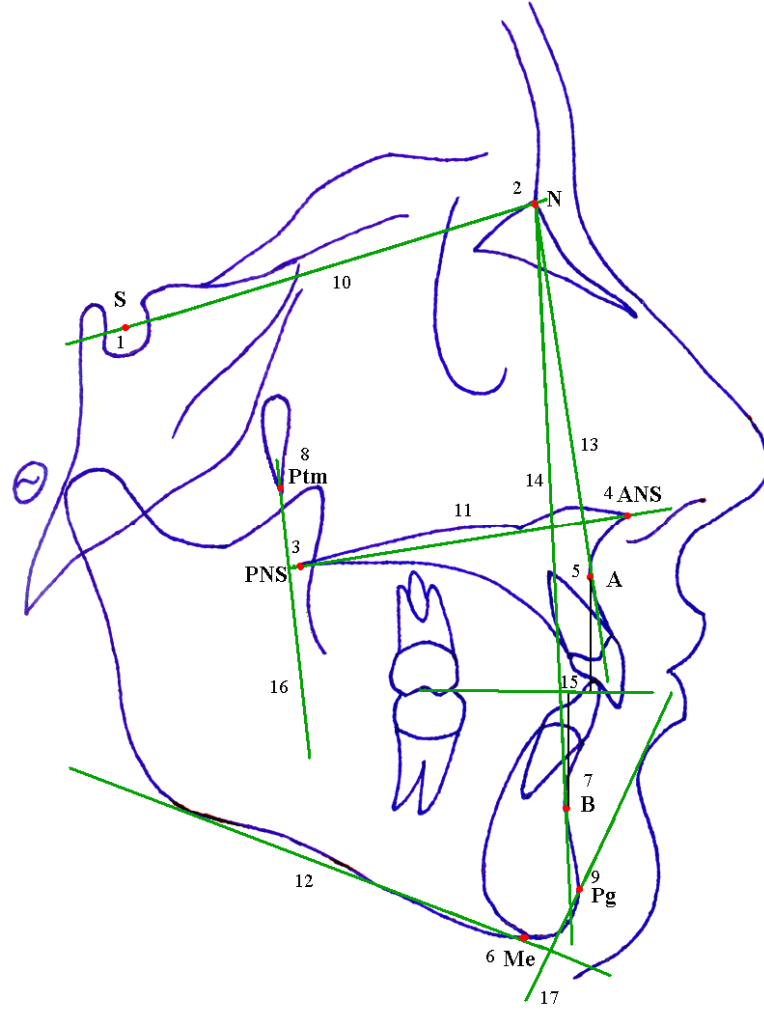
3.2.8 Sefalometrik Film Analizi

Lateral sefalometrik filmler, Epson Perfection (V 700) tarayıcı ile sayısallaştırıldı ve Dolphin 10.5 programı ile ölçümler yapıldı. Belli başlı açı ve mesafe ölçümlerinin yanında, kanin ve birinci büyük azıların devrilme ve hareket miktarları hesaplandı.

Lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan analizler “Ortodontide Sefalometri” (Uzel ve Enacar, 2000) ve “Orthodontic Cephalometry” (Athanasίου, 1995) adlı kitaplardan takip edilerek gerçekleştirilmiştir.

Lateral sefalometrik radyografilerin iskeletsel olarak değerlendirilmesinde kullanılan noktalar (Şekil 14) şunlardır:

1. Sella (S): Sella Tursika'nın orta noktasıdır.
2. Nasion (N): Frontonazal sütünun ortaoksal düzlemle kesiştiği orta noktadır.
3. Spina Nasalis Posterior (PNS): Sert damağın en arka uç noktasıdır.
4. Spina Nasalis Anterior (ANS): Ön nazal açıklığın alt sınırı hizasında üst çenenin orta, sivri kemik parçasıdır.
5. A noktası: Spina nasalis anterior ve Prosthion arasında kalan alveolar yapının orta konturu üzerindeki en derin noktadır.
6. Menton (Me): Alt çene simfizinin dış sınırı üzerindeki en alt noktadır.
7. B noktası: İnfradental ve Pogonion arasında kalan alveolar kontur üzerindeki en derin noktadır.
8. Pterygoid nokta (Ptm): Pterygomaksiller fissurun ön ve arka kenarının alt birleşme noktasıdır.
9. Pogonion (Pg): Alt çene simfizi dış konturu üzerinde yer alan en ileri noktadır.



Şekil 14. Lateral Sefalometrik Radyografiler üzerinde yapılan iskeletsel ölçümlerde kullanılan noktalar ve doğrular.

Araştırma başlangıcında ve sonunda alınan lateral sefalometrik radyograflerin iskeletsel açıdan değerlendirilmesinde kullanılan doğrular (Şekil 14) şunlardır:

10. Sella-Nasion doğrusu (SN): Sella ve nasion noktaları arasında çizilen doğrudur.
11. Maksiller düzlem (MaxD): ANS ve PNS noktaları arasında çizilen doğrudur.
12. Mandibular düzlem (ManD): Menton noktasından ve mandibulanın alt arka kenarına teğet geçen doğrudur.
13. Nasion-A doğrusu (NA): Nasion ve A noktaları arasında çizilen doğrudur.
14. Nasion-B doğrusu (NB): Nasion ve B noktaları arasında çizilen doğrudur.
15. Wits: A ve B noktalarından oklüzyon düzlemine indirilen dikmelerin arasındaki mesafe
16. Maksiller vertikal düzlem (MaxVD): ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzleme Ptm noktasından çizilen dik düzlemdir.
17. Mandibular vertikal düzlem (ManVD): Mandibular düzleme Pg noktasından çizilen dik düzlemdir.

Uygulama süresince meydana gelen dental değişimleri değerlendirmek için üst ve alt çenede yerel karşıtırmalar yapılmıştır.

Üst çenede yerel karşıtırma ANS-PNS düzlemi üzerinde PNS noktasında yapılmıştır. Meydana gelen değişimleri değerlendirmek için ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzlem yatay referans düzlemi (MaxD) olarak, Ptm noktasından geçecek şekilde bu düzleme indirilen dikme, maksiller vertikal düzlem (MaxVD), dikey referans düzlemi olarak kullanılmıştır.

Alt çenede yerel çakıştırma mandibular simfiz ve mandibulanın alt kenarı üzerinde yapıldı. Meydana gelen değişimleri değerlendirmek için Menton (Me) noktası ve alt çenenin alt arka kenarından geçen mandibuler düzlem yatay referans düzlemi (ManD), bu düzleme Pogonion (Pg) noktasından indirilen dikme, mandibuler vertikal düzlem (ManVD), dikey referans düzlemi olarak kullanılmıştır.

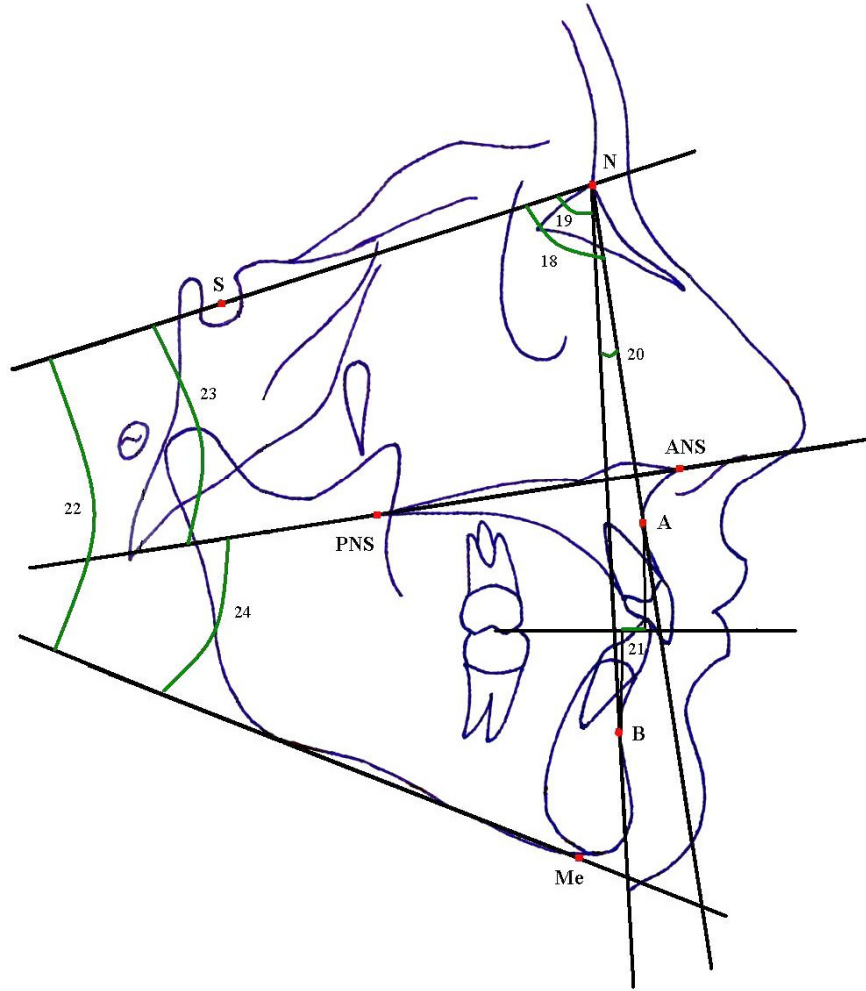
Yukarıda tanımlanmış olan yerel çakıştırma yöntemleri kullanılarak birinci filmde oluşturulmuş olan yatay ve dikey referans düzlemleri ikinci filme aktarılmıştır. Daha önce tanımlanmış olduğumuz farklı dental yapıları temsil eden sefalometrik noktaların dikey ve yatay yön hareketleri aşağıda tanımlanmış olan açısal, doğrusal ölçümlerle değerlendirilmiştir.

Uygulama süresince meydana gelen iskeletsel değişimlerin değerlendirilmesinde, uygulama süresinin kısa olması nedeniyle, çakıştırma yapılmadı.

Çalışma başı ve sonu arasında meydana gelen iskeletsel değişikliklerin belirlenmesi amacıyla kullanılan ölçümler (Şekil 15) şunlardır:

18. SNA: Üst çene ön sınırının ön kraniyal kaideye göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açıdır.
19. SNB: Alt çene ön sınırının ön kraniyal kaideye göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açıdır.
20. ANB: Üst çene ön sınırı ile alt çene ön sınırının ön-arka yöndeki ilişkisini belirleyen açıdır.
21. Wits: A ve B noktalarından oklüzal düzleme indirilen dikmeler ile düzlem üzerinde tespit edilen noktalar arasındaki mesafedir.
22. SN / ManD: Sella-Nasion düzlemi ile Menton noktası ve mandibulanın alt arka kenarına teğet olarak geçen mandibular düzlem arasındaki açıdır.
23. SN / MaxD: Sella-Nasion düzlemi ile ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzlem arasındaki açıdır.”

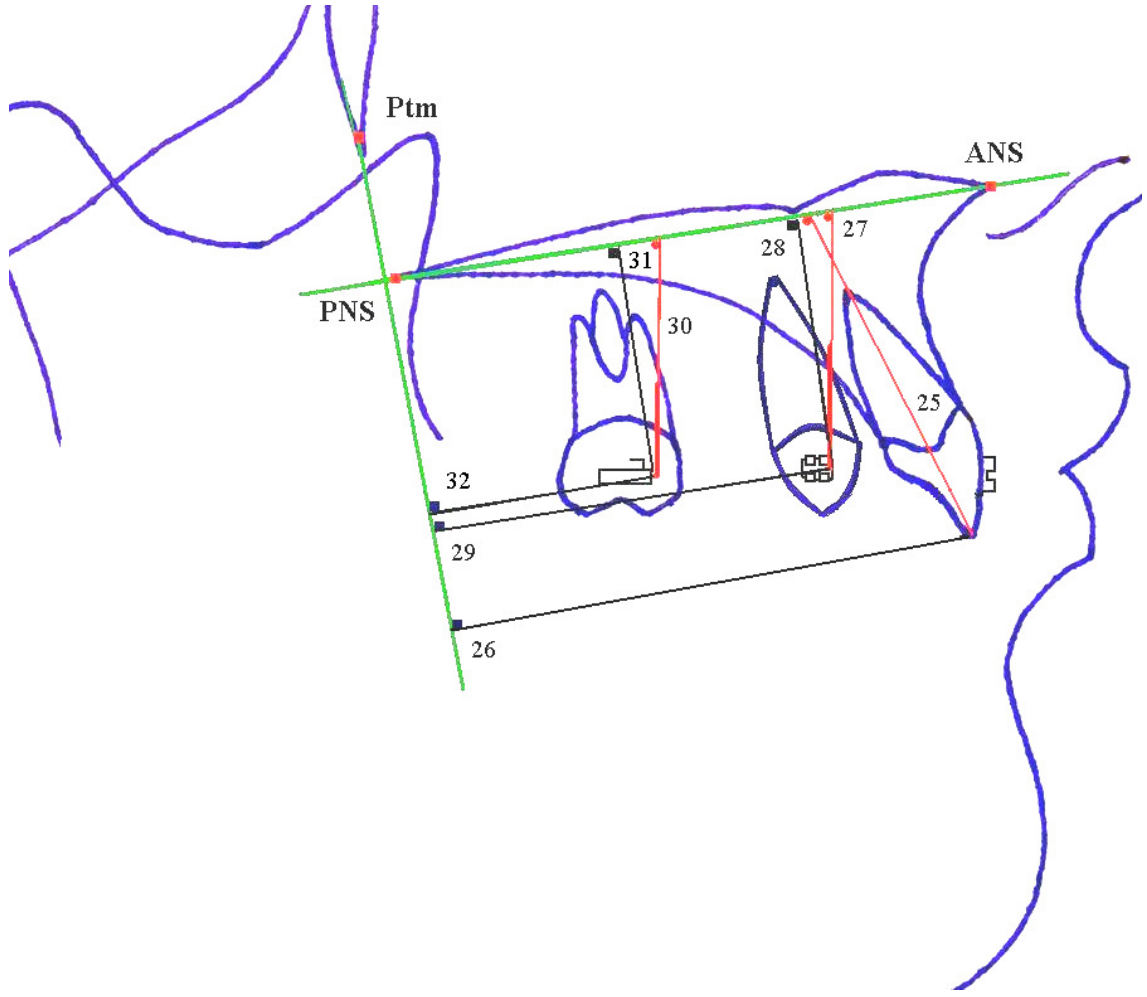
24. MaxD / ManD: ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzlem ile Menton noktası ve mandibulanın alt arka kenarına teğet olarak geçen mandibular düzlem arasındaki açıdır.



Şekil 15. Çalışmada kullanılan iskeletsel ölçümler.

Üst çenede yapılan keser, kanin ve büyük azılara ilişkin dişsel ölçümler (Şekil 16) şunlardır:

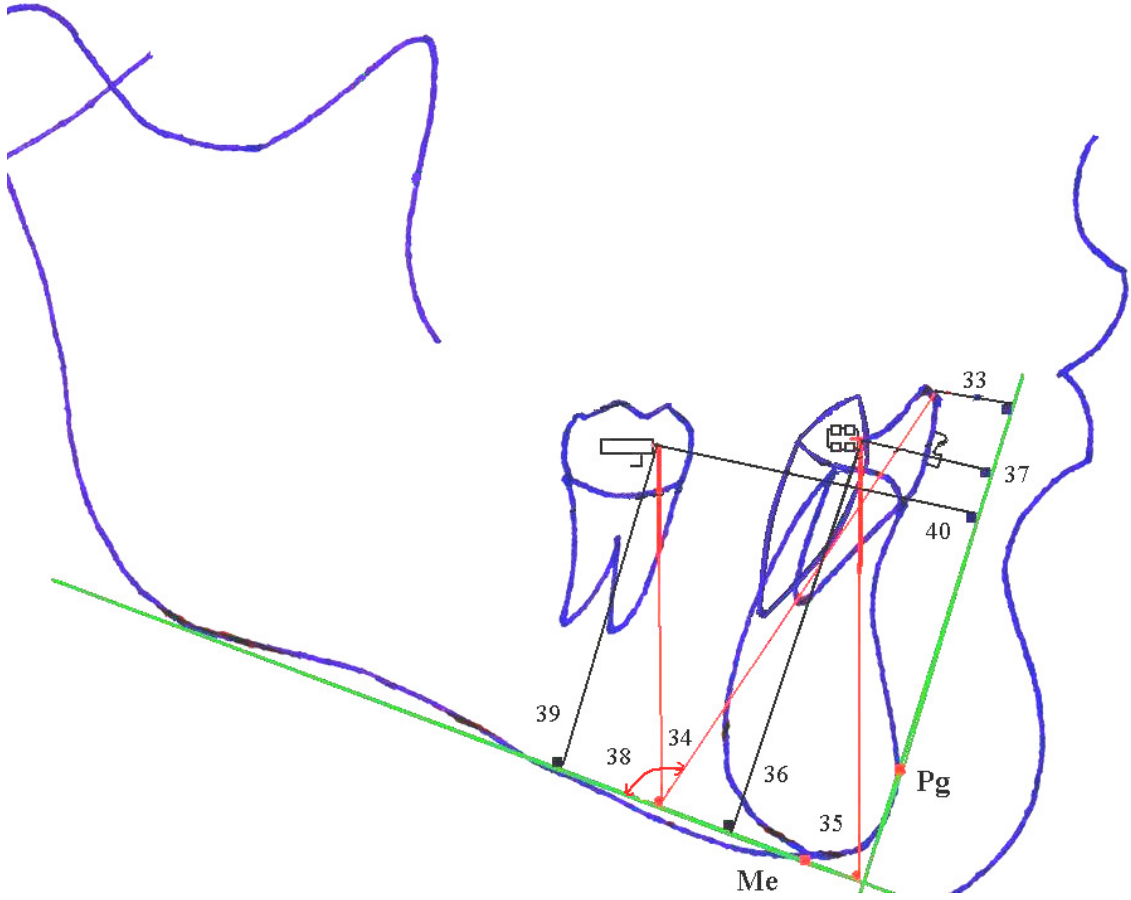
25. MaxD / U1 (dg): Üst en ileri santral kesici dişin uzun eksenini ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.
26. MaxVD – U1 (mm): Üst en ileri santral kesici dişin kesici kenarının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.
27. MaxD / U3 (dg): Üst kanin dişinin rehber çubuğunun vertikal uzun eksenini ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.
28. MaxD – U3 (mm): Üst kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının maksiller düzleme olan dik uzaklığıdır.
29. MaxVD – U3 (mm): Üst kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.
30. MaxD / U6 (dg): Üst 1. büyükazı dişinin rehber çubuğunun vertikal uzun eksenini ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.
31. MaxD – U6 (mm): Üst 1. büyükazı dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının maksiller düzleme olan dik uzaklığıdır.
32. MaxVD – U6 (mm): Üst 1. büyükazı dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.



Şekil 16. Üst çenede yapılan dişsel ölçümler.

Alt çenede yapılan keser, kanin ve büyük azılara ilişkin dişsel ölçümler (Şekil 17) şunlardır:

33. ManD / L1 (dg): Alt en ileri santral kesici dişin uzun eksenini ile mandibular düzlem arasındaki açıdır.
34. ManVD – L1 (mm): Alt en ileri santral kesici dişin kesici kenarının mandibular vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.
35. ManD / L3 (dg): Alt kanin dişinin rehber çubuğunun vertikal uzun eksenini ile mandibular düzlem arasındaki açıdır.
36. ManD – L3 (mm): Alt kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının mandibular düzleme olan dik uzaklığıdır.
37. ManVD – L3 (mm): Alt kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının mandibular vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.
38. ManD / L6 (dg): Alt 1. büyükazı dişinin rehber çubuğunun vertikal uzun eksenini ile mandibular düzlem arasındaki açıdır.
39. ManD – L6 (mm): Alt 1. büyükazı dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının mandibular düzleme olan dik uzaklığıdır.
40. ManVD – L6 (mm): Alt 1. büyükazı dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının mandibular vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.



Şekil 17. Alt çenede yapılan dişsel ölçümler.

3.2.9 İstatistik Değerlendirme

Elde edilen veriler SPSS 13.0 programı kullanılarak istatistik testleri yapıldı. Tanımlayıcı istatistiklerin yanında, T0 ve T1 zamanlarındaki veriler normallik testine (Kolmogorov-Smirnov) tabi tutulduktan sonra grup içi ve gruplar arası karşılaştırmalar için eşleştirilmiş *t-testi* yapıldı (Sümbüloğlu ve Sümbüloğlu, 1989).

4. BULGULAR

Çalışma başında (T1) ve sonunda (T2) toplanan kayıtların ölçümlerinden elde edilen bulgular bu bölümde açıklanmıştır. Ağız içinde ve ortodontik modeller üzerinde mesafe ölçümleri yapılmıştır. Ayrıca modeller tarayıcı ile bilgisayara aktarılıp Dolphin 10.5 programı ile rotasyonlar ölçülmüştür. Lateral sefalometrik radyografilerin, hem Dolphin 10.5 programıyla hem de elle çizim yapılarak ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Ölçüm hatasını değerlendirmek amacıyla, ikinci ölçümler ilk ölçümlerden 3 hafta sonra yapılmıştır. İki ölçüm arasındaki ilinti katsayıları Tablo 1-4'de gösterilmiştir.

4.1 İskeletsel Yapıda İzlenen Değişimler

İskeletsel yapıda kanin retraksiyon başı ve sonundaki değerler Tablo 5'de gösterilmiştir. Tablo 7'de de retraksiyon süresince meydana gelen değişimler sunulmuştur. Dolphin'de yapılan ölçümler ile elle çizim sonucunda ortaya çıkan değerlerin korelasyonu Tablo 1'de ortaya konmuştur.

Elle çizimde SN/Mand açısı ($p=0.43$) dışında diğer değerlerde anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

4.2 Kesici Dişlerde Görülen Değişimler

Üst ve alt keserlerde retraksiyon başı ve sonundaki ölçümlerden elde edilen değerler Tablo 6'da gösterilmiştir. İki zaman arasında meydana gelen değişimler Tablo 8'de sunulmuştur. Açısal değerlerde 2 farklı ölçüm yöntemi arasındaki korelasyon Tablo 1'de ifade edilmiştir.

Açısal değerlerde ve mesafe ölçümlerinde anlamlı ($p<0.01$) farklılıklar izlenmiştir.

4.3 Ağız İçinde Doğrudan Yapılan Ölçümler

Ağız içinde yapılan ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 9'da gösterilmiştir. Tablo 11'de de farklar ve önemlilik kontrolleri sunulmuştur. Çalışma başı ve sonunda elde edilen değerler arasında $p<0,001$ derecesinde önemli bulunmuştur. Birim zamanda (4 hafta) meydana gelen kanin dişi hareketi de aynı seviyede anlamlı olduğu görülmektedir.

4.4 Model Üzerinde Yapılan Ölçümler

Model üzerinde yapılan mesafe ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 10'da, farkların önemlilik kontrolü Tablo 11'de, rotasyon ölçümleri de Tablo 12'de gösterilmiştir. Gerek toplam hareket, gerekse hızlar incelendiğinde $p<0,001$ seviyesinde anlamlı farklılıklar izlenmiştir. Rotasyonlar incelendiğinde gruplar arasında bir fark çıkmamıştır.

4.5 Lateral Sefalometrik Radyografiler Üzerinde Kanin ve Büyük Azılar ile İlgili Ölçümler

4.5.1 Hycon Aygıtı ile İlgili Bulgular

Hycon aygıtı ile elde edilen değerlerin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 13'de ortaya konmuştur. Tablo 14'de farklar ve önemlilik değerleri gösterilmiştir. Alt ve üst kanin dişlerin dik referans düzlemine uzakları ile yatay referans düzlemi ile yaptığı açılanmalar $p<0,001$ seviyesinde önemli görülmüştür.

4.5.2 Laceback ile İlgili Bulgular

Tablo 15, laceback ile ilgili değerleri ortaya koymaktadır. Tablo 16'da tedavi başı ve sonu arasında meydana gelen değişimler izlenmektedir. Buna göre alt ve üst kaninlerin dik referans düzlemlerine uzaklıkları ile yatay referans düzlemleri ile yaptıkları açılanmalar $p<0,001$ derecesinde anlamlı çıkmıştır.

4.5.3 Hycon Aygıtı ile Laceback Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Tablo 17’de iki yöntem arasındaki farklar ve bunların önemlilik değerleri belirtilmiştir. Buna göre üst çenede kaninin dik referans düzlemine uzaklığı ($p=0,011$) ve alt çenede de aynı şekilde alt kanin dişinin dik referans düzleme olan uzaklığı ($p=0,007$) iki yöntem arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Çene içerisinde sağ ve sol ayırım yapılarak gerçekleştirilen karşılaştırmalar da ise anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Tablo 1. Dolphin ve elle çizimlerden elde edilen değişkenlerin ilinti katsayıları (r)

	İskeletsel ilgili değişkenler	n	Korelasyon
T1	SNA	30	0,97
	SNB	30	0,98
	ANB	30	0,98
	Wits	30	0,92
	SN/Max	30	0,96
	SN/Mand	30	0,98
	Max/Mand	30	0,97
T2	SNA	30	0,97
	SNB	30	0,96
	ANB	30	0,99
	Wits	30	0,98
	SN/Max	30	0,98
	SN/Mand	30	0,98
	Max/Mand	30	0,98
	Kesiciler ile ilgili değişkenler	n	Korelasyon
T1	Max/U1	30	0,98
	Mand/L1	30	0,98
T2	Max/U1	30	0,98
	Mand/L1	30	0,98

Tablo 2. Ağız içi ve model üzerinde yapılan ölçümlerin ilinti katsayıları (r)

		n	Korelasyon
T1	Ağız içi-model	120	0,96
T2	Ağız içi-model	120	0,97

Tablo 3. Model üzerinde yapılan mesafe ölçümlerinin ilinti katsayıları (r)

		n	Korelasyon
T1	Model	60	0,98
T2	Model	60	0,99

Tablo 4. Model üzerinde yapılan rotasyon ölçümlerinin ilinti katsayıları (r)

		n	Korelasyon
T1	Üst sol - sağ	30	0,98
T2	Üst sol - sağ	30	0,96

Tablo 5. İskelet ölçümleri ile elde edilen değerlerin tanımlayıcı istatistikleri

	Kanin Retraksiyon Başı						Kanin Retraksiyon Sonu					
	Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max		Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max	
Dolphin	SNA°	82,62	3,08	0,56	74,30	92,10	82,44	3,38	0,61	73,00	91,90	
	SNB°	78,75	3,09	0,56	72,20	87,30	78,76	3,38	0,61	71,30	88,80	
	ANB°	3,88	1,36	0,24	0,50	6,40	3,67	1,55	0,28	0,90	7,30	
	Wits (mm)	1,41	2,05	0,37	-3,30	5,40	1,29	2,05	0,37	-2,40	5,40	
	SN/Max°	6,98	2,98	0,54	1,90	12,30	6,75	2,73	0,49	1,00	13,20	
	SN/Mand°	36,08	5,27	0,96	24,00	44,50	35,61	5,07	0,92	22,90	46,10	
	Max/Mand°	29,21	5,87	1,07	16,30	40,40	29,00	5,63	1,02	16,80	38,40	
Elle çizim	SNA°	82,18	2,83	0,51	75,00	91,00	82,16	3,09	0,56	74,00	91,00	
	SNB°	78,70	3,05	0,55	73,00	87,00	78,76	3,20	0,58	72,00	88,00	
	ANB°	3,58	1,30	0,23	1,00	6,00	3,46	1,43	0,26	1,00	7,00	
	Wits (mm)	1,30	1,86	0,34	-2,50	5,00	1,35	1,97	0,36	-2,00	5,00	
	SN/Max°	7,33	2,60	0,47	3,00	12,00	7,06	2,40	0,43	2,00	12,00	
	SN/Mand°	35,93	4,93	0,90	23,00	44,00	35,40	4,79	0,87	23,00	45,00	
	Max/Mand°	29,10	5,54	1,01	17,00	39,00	28,86	5,63	1,02	16,00	39,00	

Tablo 6. Keser ölçümleri ile elde edilen değerlerin tanımlayıcı istatistikleri

	Kanin Retraksiyon Başı (T1)						Kanin Retraksiyon Sonu (T2)					
	Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max		Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max	
Dolphin	Max/U1°	112,96	4,42	0,80	103,70	121,90	111,65	4,64	0,84	102,30	123,90	
	Mand/L1°	93,80	5,88	1,07	81,50	104,10	91,74	5,45	0,99	79,80	102,30	
Elle çizim	Max/U1°	112,60	4,31	0,78	103,00	122,00	111,40	4,58	0,83	103,00	123,00	
	Mand/L1°	93,23	5,67	1,03	80,00	105,00	91,33	5,29	0,96	79,00	103,00	
	MaxVD-U1 (mm)	54,81	3,66	0,66	48,00	62,00	54,11	3,90	0,71	46,50	62,00	
	ManVD-L1 (mm)	8,08	2,33	0,42	3,00	13,00	8,61	2,19	0,40	4,00	13,00	

Tablo 7. Tedavi başı ve sonu iskelet ölçümlerinin karşılaştırılması

		Fark	Std.sapma	Std.hata	p
Dolphin	SNA°	0,18	1,18	0,22	0,420
	SNB°	-0,01	1,15	0,21	0,962
	ANB°	0,20	0,91	0,17	0,230
	Wits (mm)	0,12	1,46	0,27	0,664
	SN/Max°	0,22	1,96	0,36	0,538
	Max/Mand°	0,21	2,33	0,43	0,630
	SN/Mand°	0,47	1,76	0,32	0,155
Elle çizim	SNA°	0,02	0,84	0,15	0,914
	SNB°	-0,07	1,01	0,18	0,719
	ANB°	0,12	0,90	0,16	0,482
	Wits (mm)	-0,05	1,22	0,22	0,824
	SN/Max°	0,27	1,17	0,21	0,223
	Max/Mand°	0,23	1,74	0,32	0,467
	SN/Mand°	0,53	1,38	0,25	0,043*

* $p < 0.05$ **Tablo 8. Tedavi başı ve sonu keser ölçümlerinin karşılaştırılması**

		Fark	Std.sapma	Std.hata	p
Dolphin	Max/U1°	1,31	2,53	0,46	0,008**
	Mand/L1°	2,06	3,33	0,61	0,002**
Elle çizim	Max/U1°	1,20	2,33	0,42	0,008**
	Mand/L1°	1,90	2,73	0,50	0,001**
	MaxVD-U1 (mm)	0,70	0,98	0,18	0,001**
	ManVD-L1 (mm)	-0,53	0,86	0,16	0,002**

** $p < 0.01$

Tablo 9. Ağız içinde ölçülen mesafelerin tanımlayıcı istatistikleri

	Lace Back				Hycon Aygıtı					
	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max
Üst ark toplam hareket (mm)	2,36	1,12	0,20	1,00	6,00	3,57	1,08	0,19	1,00	5,70
Alt ark toplam hareket (mm)	2,07	.89	.16	0,60	4,30	3,58	1,50	0,27	0,20	6,60
Üst ark hız (mm/4 hafta)	1,18	0,56	0,10	0,50	3,00	1,78	0,54	0,09	0,50	2,85
Alt ark hız (mm/4 hafta)	1,03	0,44	0,08	0,30	2,15	1,79	0,75	0,13	0,10	3,30

Tablo 10. Modelde ölçülen mesafelerin tanımlayıcı istatistikleri

	Lace Back				Hycon Aygıtı					
	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max
Üst ark toplam hareket (mm)	2,51	1,23	0,22	0,70	6,10	3,61	0,91	0,16	2,30	5,90
Alt ark toplam hareket (mm)	2,19	0,70	0,12	1,10	4,10	3,58	1,45	0,26	0,60	6,50
Üst ark hız (mm/4 hafta)	1,25	0,61	0,11	0,35	3,05	1,80	0,45	0,08	1,15	2,95
Alt ark hız (mm/4 hafta)	1,09	0,35	0,06	0,55	2,05	1,79	0,72	0,13	0,30	3,25

Tablo 11. Ağzı içi ve modelde yapılan ölçümlerin farklarının önem kontrolü

	Lace Back				Hycon Ağıtı				
	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	p	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	p	
Ağız içi	Üst ark toplam hareket (mm)	2,36	1,12	0,20	***	3,57	1,08	0,19	***
	Alt ark toplam hareket (mm)	2,07	0,89	0,16	***	3,58	1,50	0,27	***
	Üst ark hız (mm/4 hafta)	1,18	0,56	0,10	***	1,78	0,54	0,09	***
	Alt ark hız (mm/4 hafta)	1,03	0,44	0,08	***	1,79	0,75	0,13	***
Model	Üst ark toplam hareket (mm)	2,51	1,23	0,22	***	3,61	0,91	0,16	***
	Alt ark toplam hareket (mm)	2,19	0,70	0,12	***	3,58	1,45	0,26	***
	Üst ark hız (mm/4 hafta)	1,25	0,61	0,11	***	1,80	0,45	0,08	***
	Alt ark hız (mm/4 hafta)	1,09	0,35	0,06	***	1,79	0,72	0,13	***

*** $p < 0,001$

Tablo 12. Modelde ölçülen rotasyonların Tanımlayıcı İstatistikleri ve Farkın Analizi

	Kanin Retraksiyon Başı (T1)					Kanin Retraksiyon Somu (T2)				
	Ort	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max	Ort	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max
Laceback°	39,77	14,82	2,70	10,30	77,20	33,18	9,67	1,76	19,20	59,40
Hycon Aygıtı°	40,37	15,16	2,76	17,50	82,50	33,06	12,99	2,37	11,60	71,00

Lace Back						Hycon Aygıtı					
Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max	Fark	Std. Sapma	Std. Hata	Min	Max	p	
-6,59	9,62	1,75	-23,60	13,90	-7,30	9,31	1,70	-30,60	10,30	0,76	

Tablo 13. Hycon Device ile elde edilen ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri

	Kanin Retraksiyon Başı (T1)						Kanin Retraksiyon Sonu (T2)					
	Ort	Std.sapma	Std. hata	Min	Max	Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max		
Üst Çene	MaxD/U3°	84,71	6,39	1,16	67	97	80,08	6,43	1,17	65	90	
	MaxD-U3 (mm)	22,7	3,26	0,59	15,5	30	22,78	3,46	0,63	14,5	29,5	
	MaxVD-U3 (mm)	48,71	3,94	0,71	42	55	46,16	3,81	0,69	39	52	
	MaxD/U6°	72,56	7,38	1,34	60	88	74,43	7,37	1,34	60	90	
	MaxD-U6 (mm)	20,06	3,29	0,6	13	26	19,9	3,13	0,57	13	25	
	MaxVD-U6 (mm)	25,76	3,84	0,7	21	35	26,43	3,9	0,71	21	35	
Alt Çene	MandD/L3°	82,61	4,61	0,84	74	91	78,68	4,09	0,74	70	87	
	MandD-L3 (mm)	37,98	3,62	0,66	32	45	37,85	3,43	0,62	32,5	44,5	
	MandVD-L3 (mm)	10,03	2,56	0,46	5	14	11,31	2,32	0,42	7,5	16	
	MandD/L6°	75,9	7,27	1,32	65	90	76,85	7,43	1,35	67	92	
	MandD-L6 (mm)	31,61	3,21	0,58	25	36,5	31,43	3,03	0,55	25,5	36	
	MandVD-L6 (mm)	28,93	2,8	0,51	22	33	28,28	2,68	0,49	21	32	

Tablo 14. Hycon Device ile elde edilen ölçümlerin tedavi başı ile sonu arasındaki farkların tanımlayıcı istatistikleri

	Fark	Std.sapma	Std. hata	Min	Max	p
Üst Çene	MaxD/U3°	2,35	0,42	-9,00	-0,50	0,000 ***
	MaxD-U3 (mm)	0,91	0,16	-1,50	2,00	0,620
	MaxVD-U3 (mm)	0,64	0,11	-4,00	-1,50	0,000 ***
	MaxD/U6°	1,56	0,28	0,00	5,00	0,000 ***
	MaxD-U6 (mm)	0,60	0,11	-2,00	1,00	0,380
	MaxVD-U6 (mm)	0,68	0,12	0,00	2,50	0,000 ***
Alt Çene	MandD/L3°	2,15	0,39	-9,00	-1,00	0,000 ***
	MandD-L3 (mm)	0,81	0,14	-1,50	1,00	0,143
	MandVD-L3 (mm)	0,69	0,12	1,00	4,00	0,000 ***
	MandD/L6°	0,76	0,14	0,00	2,00	0,000 ***
	MandD-L6 (mm)	0,62	0,11	-1,00	1,00	0,118
	MandVD-L6 (mm)	0,52	0,09	-2,00	0,00	0,000 ***

p<0,000 ***

Tablo 15. Lace back ile elde edilen ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri

		Kanin Retraksiyon Başı (T1)					Kanin Retraksiyon Sonu (T2)				
		Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max	Ort	Std.sapma	Std.hata	Min	Max
Üst Çene	MaxD/U3°	83,73	8,21	1,5	58	97	79,43	8,02	1,46	56	90
	MaxD-U3 (mm)	22,3	3,27	0,59	15,5	29	22,66	3,34	0,61	13,5	29
	MaxVD-U3 (mm)	48,35	3,96	0,72	41,5	58	46,36	4,14	0,75	38	56
	MaxD/U6°	72,96	7,56	1,38	60	88	74,5	7,27	1,32	60	90
	MaxD-U6 (mm)	19,65	3,32	0,6	13	25	19,61	3,22	0,58	13	25
	MaxVD-U6 (mm)	25,38	4,01	0,73	20	35	25,98	3,89	0,71	21	35
Alt Çene	MandD/L3°	81,06	5,8	1,06	71	94	77,61	4,46	0,81	70	86,5
	MandD-L3 (mm)	37,98	3,59	0,65	32	45	37,95	3,47	0,63	32	45
	MandVD-L3 (mm)	10,01	2,45	0,44	5	16,5	11,13	2,28	0,41	6	16
	MandD/L6°	74,4	7,14	1,3	59	90	75,13	7	1,27	60	90
	MandD-L6 (mm)	31,5	3,11	0,56	25	36	31,51	2,92	0,53	26	36
	MandVD-L6 (mm)	28,56	3,18	0,58	21	33,5	28,05	3,09	0,56	21	33

Tablo 16. L.aceback ile elde edilen ölçümlerin tedavi başı ile sonu arasındaki farkların tanımlayıcı istatistikleri

	Fark	Std.sapma	Std. hata	Min	Max	<i>p</i>		
Üst Çene	MaxD/U3°	-4,30	2,65	0,48	-9,00	-1,00	0,000	***
	MaxD-U3 (mm)	0,36	0,94	0,17	-2,00	2,00	0,042	
	MaxVD-U3 (mm)	-1,98	1,04	0,19	-4,00	0,00	0,000	***
	MaxD/U6°	1,53	1,33	0,24	0,00	4,00	0,000	***
	MaxD-U6 (mm)	-0,03	0,61	0,11	-2,00	1,00	0,769	
	MaxVD-U6 (mm)	0,60	0,54	0,10	0,00	1,50	0,000	***
Alt Çene	MandD/L3°	-3,45	2,34	0,42	-7,50	2,00	0,000	***
	MandD-L3 (mm)	-0,03	0,81	0,14	-1,50	1,50	0,825	
	MandVD-L3 (mm)	1,11	1,14	0,20	-1,00	4,00	0,000	***
	MandD/L6°	0,73	0,69	0,12	0,00	2,00	0,000	***
	MandD-L6 (mm)	0,01	0,57	0,10	-1,00	1,00	0,876	
	MandVD-L6 (mm)	-0,51	0,40	0,07	-1,00	0,00	0,000	***

Tablo 17. Tedavi başı ve sonu kanin ve büyük azaların ölçümlerinin karşılaştırılması

	Lace back				Hycon Device				p	
	Fark	Std.Sapma	Std. hata	Fark	Std.Sapma	Std. hata	Fark	Std.Sapma		Std. hata
Üst Çene	MaxD/U3°	-4,3	2,65	0,48	-4,63	2,35	0,42			0,514
	MaxD-U3 (mm)	0,36	0,94	0,17	0,08	0,91	0,16			0,293
	MaxVD-U3 (mm)	-1,98	1,04	0,19	-2,55	0,64	0,11			0,011*
	MaxD/U6°	1,53	1,33	0,24	1,86	1,56	0,28			0,326
	MaxD-U6 (mm)	-0,03	0,61	0,11	-0,16	0,6	0,11			0,397
	MaxVD-U6 (mm)	0,6	0,54	0,1	0,66	0,68	0,12			0,712
Alt Çene	MandD/L3°	-3,45	2,34	0,42	-3,93	2,15	0,39			0,371
	MandD-L3 (mm)	-0,03	0,81	0,14	-0,13	0,81	0,14			0,657
	MandVD-L3 (mm)	1,11	1,14	0,2	1,91	0,69	0,12			0,007**
	MandD/L6°	0,73	0,69	0,12	0,95	0,76	0,14			0,288
	MandD-L6 (mm)	0,01	0,57	0,1	-0,18	0,62	0,11			0,268
	MandVD-L6 (mm)	-0,51	0,4	0,07	-0,65	0,52	0,09			0,301

* $p<0.05$, ** $p<0.01$

5. TARTIŞMA

Ortodontik tedavilerde, tedavi süresi gerek hasta gerekse hekim için önemli bir konudur. Özellikle çekimli sabit ortodontik uygulamalarda, tedavi süresi uzamaktadır. Bu noktada, ortodontik tedavi süresinin nasıl kısaltılabileceği konusu önem kazanmaktadır. Çekimli tedavilerde sıklıkla tercih edilen dişin birinci küçük azı olduğu (Proffit ve Fields, 2008) düşünüldüğünde, optimum kanin retraksiyonu sağlayacak yöntemlerin incelenmesi kayda değerdir.

Optimum kuvvet kavramı ve hangi kuvvet tipinin bu tanımı karşıladığı konusu halen tartışılmalı olmakla birlikte (Yee, 2009) klasik anlamdaki optimum ortodontik kuvvet tanımı, en fazla diş hareketini, olabilecek en az doku hasarı ve rahatsızlık hissiyle birlikte barındırır (Nikolai, 1975). Çalışmamızda optimum kuvvet tanımının bileşenlerinden olan diş hareketi etkinliği incelenmiştir. Bu kadar sürede oluşabilecek biyolojik etkiler radyolojik yöntemlerle saptamaya yeterli olmadığından (Chan, 2005), inceleme dışında bırakılmıştır.

100 seneyi aşkın bir süredir, birçok vakada ikilem yaratan ortodontik amaçlı diş çekimi, tedavi planlanmasında önemli bir unsurdur. Çekimin ardından oluşan boşluk, önündeki ve arkasındaki dişlerin bu boşluğa hareketi ile kapatılacaktır (Proffit 2000). Protrüziv keserler ve artmış yer darlığı 1. küçük azı çekimli ortodontik tedavinin başlıca endikasyonlarıdır. Bu çalışmada hastaların seçiminde bu ölçüt temel alınmıştır. Hem alt hem de üst çenede birinci küçük azıların çekilmesi ile oluşan çekim boşlukları önce kanin retraksiyonu ardından boşluk kapatma mekanikleri ile kapatılmıştır.

Çekim boşluğunun ön ve arkasındaki dişler ile 50:50 veya 60:40 oranlarla kapatılması moderate ankraj sistemi olarak isimlendirilir. Maksimum ankraj olgularında ise, boşluğun tamamı ön dişlerin hareketi ile tek safhada, kütleli (en-masse) ve iki safhada (kanin distalizasyonu ardından keser retraksiyonu) olmak üzere iki şekilde kapatılmaktadır (Tosun, 1999).

Kanin retraksiyonu, sabit mekaniklerle iki türlü yapılmaktadır. Kanin arkla birlikte hareket ettirilir veya ark üzerinde kaydırılır. Kaninin arkla birlikte hareket ettirilmesi, köşeli telde loop bükümler yaparak gerçekleştirilir. Bu türdeki kanin retraksiyonunda, kuvvet ve moment önceden belirlenebilir. Ancak, kuvvet/moment oranı iyi ayarlanamaz ise, istenmeyen diş hareketi görülebilir. Ayrıca, bükümler, diş hareket ettikçe hastanın ağız içi yumuşak dokularını tahriş edebilir. Kaninin ark üzerinde kaydırılması sırasında, en büyük dezavantaj olan sürtünme faktörü ortaya çıkmaktadır. Sürtünmeyi de hesaplayıp distal yönde kuvvet artırılmasına gidilmektedir. Bunun da yan etkisi olarak ankraj kaybı ortaya çıkabileceği iddia edilmektedir. Fakat Southard (2007), sürtünmenin ankraj kaybına neden olmayacağını ortaya koymuştur.

Kanin retraksiyonunda uygulanan kuvvetlerin miktarları her çalışmada farklı uygulanmıştır. Storey ve Smith (1952) alt kanin için 150-200 gram kuvvet, Iwasaki ve ark. (2000) 100 gramdan az, Boester and Johnston (1974) 140-300 gram, Paulsen ve ark. (1970) 50-75 gram, Huffman ve Way (1983) 200 gram, Thiruvencatachari ve ark. (2008) 100 gram, Sueri ve Türk (2006) 150 gram kuvvetler uygulamışlardır. Bizim çalışmamızda ise kuvvet ölçümü yapılmamıştır. Ancak, McLauhlin ve ark. (2005) Hycon aygıtının tam turda 410 gram kuvvet uygulayacağını açıklamışlardır. Çalışmamızda, hastalara 3 günde bir yarım tur çevirmeleri önemle vurgulanmıştır. Uygulanan kuvvet büyüklüğünün daha az olduğu düşünülmektedir. Khambay ve ark. (2006) ise laceback ile çok değişken kuvvet uygulanabileceğini ortaya koymuşlardır.

Çekimli ortodontik tedavinin yaygınlaşmasıyla, 1960'lı yıllarından itibaren kanin retraksiyonu ile ilgili çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Alt çenede diş hareketlerinin belirlenmesi amacıyla kullanılacak rehber düzlemlerin çok güvenilir olmaması nedeniyle alt kanin diş retraksiyonu ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Çoğunlukla üst çenede (Huffman ve Way, 1983, Ziegler ve Ingervall, 1989; Daskalogiannakis ve McLchlan, 1996) olmak üzere, kanin retraksiyonu çalışmaları, alt çenede (Hixon ve ark., 1969) ve her iki çenede de (Andreasen ve Zwanziger, 1980; Sueri, 2002) uygulanmıştır.

5.1. Birey

Çalışmamızda 30 hasta yer almaktadır ve literatür incelendiğinde bölünmüş ağız çalışmalarıyla gerçekleştirilen en fazla bireyin yer aldığı Deguchi'nin (2007) çalışmasında da toplam 30 hasta değerlendirilmiştir. Altuğ-Ataç ve Erdem (2007), diş anomalileri ile ilgili 3000'den daha fazla hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında, kızların oran olarak daha fazla olduğu izlenmektedir. Diğer kanin retraksiyonu çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızda da kız hastaların sayısı fazla olup (21 kız – 9 erkek) dağılım bağdaşık değildir.

Yaş ortalaması ve aralıkları incelendiğinde, büyük oranda 10-20 yaş arasında çalışmalar yapıldığı izlenmektedir. Çalışmamızda yaş ortalaması 15,8 yıl olup, 12,7 yıl ile 21,8 yıl arasında değişmektedir. Birçok çalışmada 12 ila 18 yaş arasında hasta dağılımı izlenmektedir. Gerek yaş dağılımı gerekse cinsiyet dağılımının mümkün olduğunca bağdaşık olmasına çalışılmıştır.

Hastalarımızın kapanışlarının Angle Sınıf I olmasına ve kanin dişlerinin oklüzyon düzlemine ulaşmış, bir başka deyişle, sürmüş olmasına dikkat edilmiştir. Kaninlerin aşırı rotasyonda ve devrik olmamasına, tüm hastalarımızda çapraşıklık veya dişsel protrüzyon olmasına, periodontal sağlığın iyi olmasına özen gösterilmiştir.

Kendinden kilitli braketler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Sürtünmeyi azaltmak amacıyla geliştirilen bu braketlerle ilgili çok sayıda çalışma yer almaktadır (Miles, 2006, 2007, 2009; Pandis, 2007; Trevisi, 2008). Bu çalışmada, 0.022 slot kendinden kilitli braketler kullanılmıştır. Kanin dişi hareket hızı da hesaplanan çalışmamızda, iki farklı kuvvet kaynağının kullanılması ile sürtünme etkisini azalttığı iddiasıyla piyasaya sunulan bu braketlerin, gerçekten hıza olumlu katkısı olup olmadığını, diğer çalışmalarla kıyaslama fırsatı da elde edilmiştir. Bulgulara göre, konvansiyonel ikiz braketlerin kullanıldığı Sueri' nin (2002) çalışması ile kıyaslandığında, laceback kuvvet kaynağının daha hızlı hareket ettiği görülmektedir.

Laceback ile ilgili ise yayınlanmış ilk klinik kontrollü çalışma 2004 yılında Irvine'nındır ve 30 çalışma grubu 32 kontrol grubundan oluşmuştur. Sueri ve Türk' ün

2006 yılında yayınlanan çalışmasında 15 hasta yer almıştır. Hibino ve Wong, 2009 yılında laceback' i bir vaka raporunda kullanmıştır. İstatistiksel olarak, çalışmalarda 15 olgu yeterli iken (Sümbüllüoğlu ve Sümbüllüoğlu, 1989), bizim çalışmamızda 30 hasta yer almıştır.

1983 yılında ilk taslağı çıkan Hycon aygıtı 2005 yılında çekim boşluklarının kapatılması amacıyla tanıtılmıştır. Bu aygıt ile ilgili literatürde üç adet makale yer almaktadır. Hycon aygıtı ile ilgili daha önce yayınlanan makaleler daha çok vaka raporu şeklinde sunulmuştur (McLaughlin, 2005; Iyano, 2006; Kachiwala, 2007). Makalelerin tümünde, Hycon aygıtı boşluk kapatma safhalarında incelenmiştir ve haftada iki tam tur aktivasyonlarıyla tedavi gerçekleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, 3 günde bir yarım tur olacak şekilde uygulanmıştır. Hesabımıza göre ayda 1.75mm, 8 haftada ise 3,5mm boşluk kapatma olması gerekmektedir. Bu değerler bulgularımızla örtüşmektedir.

5.2. Yöntem

Çalışmamızda 30 hastanın çeneleri sağ, sol, alt ve üst olmak üzere 4 kısma bölünmüştür. Çaprazlama olacak şekilde Hycon aygıtı ve Laceback hasta ağızlarına uygulanmıştır. Bu tür çalışmalara bölünmüş ağız (split-mouth) adı verilir. Bölünmüş ağız şeklinde tasarlanan çalışmaların amacı, bireysel farklılıklar bertaraf edilerek, mümkün olduğunca değişkenleri bağdaşık bir ortama sokmaktır. Bu sayede değişkenlerin karşılaştırılması ile elde edilen bulgular, değişkenlerin farklı hastalar üzerinde kullanılmasıyla elde edilen bulgulardan daha güvenilir olmaktadır. Birçok çalışma bu şekilde tasarlanmıştır (Huffman ve Way, 1983; Ziegler ve Ingerval,1989; Daskalogiannakis ve McLahlan, 1996).

Çalışmamızda uygulama başı ve uygulama sonunda lateral sefalometrik film, ağız içi ölçümler, fotoğraf ve ortodontik modeller kayıt olarak toplanmıştır. Böylece iki farklı mekaniğin etkilerinin ön-arka ve dik yönde incelenebilecek kayıtlar elde edilmiştir. Kanin retraksiyonu ile ilgili daha önce yapılmış olan çalışmalara bakıldığında, kullanılan metodoloji yönünden farklılıklar göze çarpar. Boester ve Johnston (1974) radyografi, model ve ağız içi inceleme, Darendeliler (1997) röntgen ve ağız içi inceleme yapmışlardır. Birçok çalışmada ise sadece ortodontik model

incelemeleri gerçekleştirilmiştir (Hayashi, 2004, Bokas ve Woods, 2006; Shpack, 2008).

Radyografiler üzerinde yapılan ölçümlerde, referans olarak alınan düzlemlerin belirlenmesinde özellikle alt çenede güçlükler ile karşılaşmaktadır. İşcan (1990) GoGn düzlemine simfizinin geometrik merkezinden (D) indirilen dikme, Sueri (2002) ise mentondan alt çeneye çizilen teğete pogonion noktasında indirilen dikme referans düzlemi olarak kullanmıştır. Bu çalışmada Sueri' nin (2002) çalışmasındaki gibi referans düzlemi oluşturulmuştur.

Çalışmamızda elde edilen ortodontik modeller üzerinde, bilgisayar kullanılarak, kanin dişlerde rotasyon ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler daha önce fotokopiler üzerinde gerçekleştirilmiştir (Yen, 1991; Almeida ve ark., 1995). Zamanla ortodontik modellerin sayısallaştırılarak bilgisayara aktarıldığı ve ölçümlerin yapıldığı izlenmektedir (Zilberman ve ark., 2003; Parades ve ark., 2005). Bu iki yöntemin karşılaştırıldığı bir çalışmada (Rosseto, 2009), model üzerinde doğrudan ölçüm, fotokopi ve sayısallaştırılmış görüntüler üzerinde incelemeler arasında anlamlı bir fark olmadığı ortaya çıkarılmıştır.

Hipotezimizin kurgulanmasına temel oluşturan Hycon aygıtı ark boyunca boşluk kapatmaya yardımcı olmak amacıyla geliştirilmesi nedeniyle, çalışmamızda kanin retraksiyonu ark üzerinde gerçekleştirilmiştir. Yayınlanmış kanin retraksiyonu çalışmalarının büyük bir kısmı da bizim gibi ark boyunca uygulanan mekaniklerin etkilerinin incelenmesi şeklinde gerçekleştirilmiştir (Andreasen ve Zwanziger, 1980; Lotzof, 1996; Sueri ve Türk, 2006; Martins, 2009).

Toplam süresi 2-8 ay arasında değişen kanin retraksiyon çalışmalarında materyal toplama ve ölçüm aralıkları da 1 ila 8 hafta arasındadır (Huffman ve Way, 1983; Dinçer ve İşcan, 1994). Bizim çalışmamızda toplam süre 8 hafta (2 ay) olarak planlanmış ve uygulanmıştır. Toplamda görülen boşluk kapatmanın, birim zamana bölünmesiyle (mm/4 hafta) boşluk kapatma hızı hesaplanmıştır. Huffman ve Way (1983), 1,17mm-1,44mm, Ziegler ve Ingervall (1989), 1,41mm-1,91mm, Darendeliler (1997), 1,51mm-1,97mm, Sueri (2002), 0,26mm-1,61mm, Bokas ve Woods (2006), 1,85mm-1,68mm, Deguchi (2007), 0,7mm-2 mm arasında değişen hareket hızları

tespit etmişlerdir. Çalışmamızda üst arkta laceback ile 1,18mm, Hycon aygıtıyla 1,78mm, alt arkta da laceback ile 1,03mm, Hycon aygıtıyla 1,79mm hareket hızları hesaplanmıştır. Elde ettiğimiz bu değerler, diğer çalışmalardan çok farklı değildir. Hycon aygıtının laceback'ten daha fazla hareket oluşturduğu ($p < 0,001$) istatistiksel olarak anlamlıdır.

Ark üzerinde yapılan retraksiyonların çoğu yuvarlak paslanmaz çelik tel üzerinde yapılmıştır. En ince tel olarak 0.012 inç nikel titanyum ile başlanıp 0.014 inç ve 0.016 inç nikel titanyum ile devam edilen teller (Sueri ve Türk, 2006), en kalın ise 0.019 x 0.025 inç paslanmaz çelik tel (Samuels ve ark., 1993,1998) kullanılmıştır. Bu çalışmada 0.016 inç ısı ile aktive olan nikel titanyum (HANT) tel üzerinde kanin retraksiyonu gerçekleştirilmiştir.

Laceback ve Hycon aygıtı statik sürtünmeden kinetik sürtünmeye geçiş için gerekli enerjiyi, hekim veya hasta tarafından uygulanan kuvvetten almaktadır. Bu nedenle, sürekli kuvvet uygulayan diğer aygıtlardan farklı olarak, uygulanan kuvvet sonrasında 0,016 inç HANT ark telinin çalışma aralığı sayesinde yeterli tepki zamanı (rebound time) sağlanmış olmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda hem Hycon aygıtı hem de laceback uygulanan bölgelerde kanin dişlerde aşırı bir devrilme hareketi gözlenmemiştir.

McLaughlin ve ark. (2005), yaptığı çalışmada Hycon aygıtının 1 tam tur çevrilmesiyle 410 gram kuvvet uyguladığını belirtmişlerdir. Aylık toplam 5 tam tur çevrildiğinde 1,75mm ilave hareket planlanan Hycon grubunda, elde edilen bu kuvvetin kanin diş üzerine devirici etkisinin sınırlı oranda olduğu belirlenmiştir.

0,022 inç slot aralığına sahip braketlerde başlangıç arkı olarak daha kalın tellerin kullanılabilmesi, ark telinde meydana gelebilecek bükülme (binding) ve çentik (notching) gibi istenmeyen etkilerin önlenmesinde önemli rol oynar. Retraksiyonlarda kullanılan braketlerin oluk büyüklükleri incelendiğinde, 0,022 slot braketlerin biraz daha fazla kullanıldığı göze çarpmaktadır. Çoğunlukla metal braketler kullanılmış olup, bizim çalışmamızda da 0,022 inç slot metal braket kullanılmıştır.

Ark üzerinde yapılan kanin retraksiyonlarında kullanılan kuvvet kaynakları, nikel titanyum kapalı sarmal zemberek, elastik zincir, laceback ve alastiktir. Çalışmalar incelendiğinde 50-500 gram arasında değişen kuvvetlerin uygulandığı görülmektedir. Bu çalışmada kuvvet kaynakları olarak laceback ve Hycon aygıtı kullanılmıştır. Uygulanan laceback'in hasta üzerinde ne kadar kuvvet uyguladığı tespit edilememektedir. Khambay ve ark. (2006) 0 ila 11,1 Newton arasında kuvvet uygulanabileceğini göstermişlerdir. Hycon aygıtı ise tam tur çevrildiğinde 410 gram kuvvet uyguladığı bildirilmektedir (McLaughlin, 2005). Çalışmamızda hastalardan 3 günde 1 yarım tur çevirmeleri istenmiştir.

5.3. Ağız içi ve Ortodontik Modelde Yapılan Ölçümler

Kanin retraksiyonu çalışmalarında doğrudan ağız içi, dolaylı olarak ise model ve röntgen üzerinde olmak üzere, üç ölçüm tekniği kullanılmaktadır. Andreasen ve Zwanziger, 1980; Huffman ve Way, 1983; Ziegler ve Ingervall 1989 ağız içerisinde doğrudan, Hayashi, 2004; Bokas ve Woods, 2006 model üzerinde dolaylı olarak mesafe ölçümleri gerçekleştirmişlerdir. Bizim çalışmamızda her iki ölçüm yöntemi de kullanılmıştır. Ağız içi ve modelde yapılan bu ölçümler ile elde edilen değerlerin birbirlerine yakın oldukları görülmektedir.

5.3.1. Boşluk Kapanma Hızı

Ağız içinde salt kanin hareket tespiti zordur. Daha çok bakılan boşluk kapanma hızıdır. Ortodontik model de aynı amaç için kullanılmaktadır. Modelde, aynı zamanda, rugalar bölgesinde sabit referans noktalarından (Van Der Linden, 1978) faydalanılarak veya o bölgeden destek alan bir aygıt ile (Shpack, 2008) kanin hareketi ya da ankraj kaybı hesaplanabilmektedir. Bizim çalışmamızda boşluk kapanma miktarı ve hızına bakılmıştır. Buna göre Hycon aygıtı ile 4 haftada üst çenede 1,78mm alt çenede de 1,79mm hareket elde edilmiştir. Laceback ile de üst çenede 1,18mm, alt çenede 1,03mm hareket sağlanmıştır.

Huffman ve Way (1983), 0.016 inç ve 0.020 inç Australian tel üzerinde 200 gram kuvvet uygulayan Pletcher zembereği ile yaptıkları kanin retraksiyonunda,

çeneleri ayırmadan sunulan değerlere göre, ayda sırasıyla ortalama 1,4mm ve 1,2mm boşluk kapanma hızı izlenmiştir.

Ziegler ve Ingervall (1989), ark üzerinde ve arka birlikte yapılan kanin retraksiyonu karşılaştırması yapmışlardır. Model ve ağız içi verilerine göre elastik ile ayda 1,41mm, PG retraktör ile 1,91mm boşluk kapanma hızı izlenmiştir.

Lotzof ve ark. (1996), Tip-Edge ve Edgewise grupları arasında, ortodontik model üzerinde, karşılaştırma yapmışlardır. 0,018 inç paslanmaz çelik tel üzerinde 200 gram kuvvet uygulayan elastik zincir ile yaptıkları kanin retraksiyonları karşılaştırmasına göre, Tip-Edge braketlerde 3 haftada 1,88mm, Edgewise braketlerde 1,63mm boşluk kapanma hızı izlenmiştir.

Daskalogiannakis ve McLahlan (1996), mıknatısların ve loop bükümlerin kuvvet kaynağı olduğu çalışmalarında, sırasıyla 60 gram ve 70 gram kuvvet uygulamışlardır. Loop bükümlerle 28 günde 0,63mm, mıknatıslarla 1,22mm boşluk kapanma hızı izlenmiştir.

Darendeliler ve ark. (1997) drum spring ile kapalı sarmal zembereği karşılaştırmışlardır. Drum spring sabit olarak 50 gram kuvvet uygularken, kapalı sarmal zemberek azalan 50 gram kuvvet aktarmaktadır. Ağız içi ölçümlerde, Drum spring ile ayda 1,97mm hareket sağlanırken sarmal zemberek ile 1,51mm boşluk kapanma hızı elde edilmiştir.

Sueri (2002), sarmal zemberek ve laceback kuvvet kaynaklarını kanin distalizasyonunda karşılaştırmıştır. Sarmal zemberek ile üst çenede 1,61mm alt çenede 1,26mm, laceback ile üst çenede 0,66mm alt çenede de 0,26mm hareket hızları hesaplanmıştır.

Model üzerinde inceleme yapan Iwasaki ve ark., (2000), 18 gram ve 60 gram kuvvet kaynakları ile arka birlikte kanin retraksiyonu yapmıştır. Ayda 0,87mm-1,27mm arası hareket elde etmişlerdir.

NiTi sarmal zemberek ve elastomerik chain arasında karşılaştırma yapan Bokas ve Woods (2006), model üzerinde yaptıkları 4 haftalık ölçümlerde, sırasıyla 1,85mm ve 1,68mm hareket gözlemlemişlerdir.

Deguchi ve ark. (2007), 150 gram,100 gram ve 50 gram kuvvet uygulayan NiTi sarmal zemberekler ile clear snap ve çelik ligatür teli karşılaştırmışlardır. Ağız içinde yapılan ölçümlere göre clear snap ile sırasıyla 2mm, 1,8mm ve 1,6mm aylık hızlar tespit etmişlerdir. Çelik ligatürler ile bu değerler sırasıyla 1,5mm, 1,2mm ve 0,7mm'dir.

Hareket hızlarının tümüne baktığımızda 0,2mm - 2mm arasında değerler görülmektedir. Bizim saptadıklarımız bu değerlerin (üst arkta laceback ile 1,18mm, Hycon aygıtıyla 1,78mm, alt arkta da laceback ile 1,03mm, Hycon aygıtıyla 1,79mm) içinde yer almaktadır. Hycon aygıtı ile laceback' e göre daha hızlı hareket elde edilmesinin nedeni, daha sık kuvvet uygulamasına bağlanabilir. Bazı yazarlar hareket hızı yerine hareket miktarına bakmışlardır. Hareket miktarı ile birlikte çalışma zamanı da göz önünde bulundurulmalıdır.

5.3.2. Boşluk Kapanma Miktarı

Häsler ve ark. (1997), yeni çekim boşluklarına ve iyileşmiş çekim boşluklarına yapılan kanin retraksiyonlarını karşılaştırmışlardır. 100 gram kuvvet uygulayan PG retraktör ile, ortalama 131 günlük süre sonrasında, yeni çekilen sahalarda 4,24mm, eski çekilen sahalarda ise 2,85mm hareket sağlanmıştır.

Rajcich ve Sadowsky (1997), 0,018 slot braketler kullanılarak 0,016 inç paslanmaz çelik tel üzerinde 7 aydan fazla süren çalışmalarında 150-200 gram kuvvet uygulayan nikel titanyum sarmal zemberek kullanmışlardır. Üst çenede 5,6mm-5,8mm arasında hareket bulunmuştur.

Hayashi ve ark. (2004), ark üzerinde kayan mekanikler, arka birlikte de retraksiyon zemberekleri kullandıkları çalışmalarında, ölçümler ortodontik modeller üzerinde gerçekleştirilmiştir. Toplam 2 ay süren çalışmalarında 1 Newton NiTi sarmal

zemberek ve aynı kuvvette Ricketts retraksiyon zembereği denenmiştir. Sonunda sırasıyla 3,62mm ve 3,95mm kanin retraksiyonu sağlamışlardır.

Çalışmamızda 8 hafta sonunda üst çenede Hycon aygıtı ile 3,57mm ve laceback ile 2,36mm hareket bulunmuş, aradaki fark $p < 0,001$ derecesinde anlamlı çıkmıştır. Alt çenede de aynı önemlilik derecesi ortaya çıkmış, Hycon aygıtı ile 3,58mm ve laceback ile 2,07mm hareket elde edilmiştir. Laceback tarafında görülen 0,3 milimetrelilik fark alt ve üst çenedeki süngerimsi ve kompakt kemik yapılarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Hycon aygıtında çeneler arasında fark oluşmamıştır.

Hareket miktarı karşılaştırması yapmak, çalışma süresinin bunu etkilemesi sebebiyle, zordur. İki aylık sürede Hycon aygıtı ile elde ettiğimiz değerlerin yüksek olduğu görülmektedir. Toplam tedavi süresi ortalama 18 ay olan sabit tedavilerde kanin distalizasyon hızı başlangıçta Hycon aygıtı ile laceback'e göre daha hızlı elde edilmesine rağmen bu aygıtın bize büyük bir avantaj sağlamadığı düşünülmektedir. Çünkü Hycon aygıtı ile elde edilen süre avantajı bu aşamada toplam tedavi süresi içinde çok azdır.

Düz tel tekniğinde MBT felsefesi, kanin distalizasyonu için yalnızca çapraşıklık çözülene kadar laceback kullanılmasını önermektedir. Bu nedenle başlangıçta laceback ile gerçekleştirilen distalizasyon miktarı yeterli olmaktadır. Ancak, ankrajın kritik olduğu olgularda, kanin ilişkisinin Sınıf II'den Sınıf I' e getirilmesi istediğinde üst kaninler için Hycon aygıtı tercih edilebilir.

5.3.3. Kaninlerde İzlenen Rotasyonlar

Kaninlerde görülen rotasyon, çoğunlukla ortodontik modeller üzerinde ölçülmektedir. Ziegler ve Ingervall (1989), Rajcich ve Sadowsky (1997), Iwasaki ve ark. (2000), Hayashi ve ark. (2004), Shpack ve ark. (2008) üst ortodontik modellerde görülen dönme miktarı üzerine inceleme yapmışlardır. Darendeliler ve ark., (1997) ile Sueri (2002) sub-mento vertikal radyografiler kullanarak üst kaninler üzerinde bu konuda çalışmışlardır.

Çalışmamızın toplam süresi sonunda, her iki yöntemde de disto-palatal rotasyon izlenmiştir. Üst kanin dişlerinde, Hycon aygıtı ile 7,30 derece, laceback ile 6,59 derece rotasyon tespit edilmiştir. İki yöntem arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır ($p=0,76$).

Ziegler ve Ingervall (1989), elastik ile yapılan tarafta milimetrede 4,04 derece, PG retraktörle 5,07 derece rotasyon bulmuşlardır. Rajcich ve Sadowsky (1997), 0,016 inç paslanmaz çelik ark teli üzerinde, NiTi sarmal zemberek kullanarak gerçekleştirdikleri kanin retraksiyonunda, 7 ay süren tedavi sonunda, ortalama 15 derece rotasyon görmüşlerdir.

Iwasaki ve ark. (2000), arka birlikte gerçekleştirdikleri kanin retraksiyonunda, 18 gram kuvvet uygulayan tarafta 1 derece, 60 gram kuvvet uygulayan tarafta 6 derece rotasyon izlemişlerdir. Hayashi ve ark. (2004), aynı kuvvet uygulayan NiTi sarmal zemberek ve Ricketts retraksiyon zembereği kullanmışlardır. Sarmal zemberek uygulaması kanin dışında 22,06 derece rotasyon meydana getirmiştir. Retraksiyon zembereğinde bu değer 4,07'dir.

Shpack ve ark. (2008), Tip-Edge ve Edgewise karşılaştırmasında, NiTi sarmal zemberek ortalama 100 gün boyunca kuvvet uygulamıştır. Ortalama 15-20 derecelerde rotasyon izlenmiştir.

Radyografilerde ölçüm yapılmasına rağmen, kanin rotasyonları konusunu bölmek için, Sueri'nin (2002) çalışması ile Darendeliler ve ark. (1997) çalışmasına bu kısımda değinilecektir. Kuvvet kaynağının bir tanesi çalışmamızla benzer olan Sueri'nin (2002) araştırmasında laceback tarafında kaninde görülen rotasyon ortalama 2,68 derecedir. Aynı çalışmada NiTi sarmal zemberek 7,75 derece rotasyon oluşturmuştur. Bizim çalışmamızda laceback tarafında meydana gelen rotasyon daha fazladır.

Darendeliler ve ark. (1997), ark teli kullanmadıkları çalışmalarında milimetrede drum spring 5,6 derece, NiTi sarmal zemberek 8,4 derece rotasyon oluşturmuştur.

Ark teli üzerinde kanin distalizasyonu yapılan durumlarda, kullanılan ark telinin elastikiyeti, distal yönde uygulanan kuvvetin tipi ve şiddeti, uygulama süresi kanin dışında meydana gelen rotasyonun miktarını etkilemektedirler. Bu nedenle literatür karşılaştırılmasında güçlüklerle karşılaşmaktadır Aynı zamanda kanin dişlerindeki rotasyonun belirlenmesi kolay değildir ve ölçüm hataları yapılabilir. Çalışmamızda kullanılan 0.016 inç HANT ark telinin elastikiyetinden dolayı, kanin braketinden uygulanan her iki kuvvet kaynağının, diş üzerinde oluşturduğu distopalatal dönme momentini karşılayacak direnç oluşturulamadığı ortaya çıkmıştır.

5.4. Lateral Sefalometrik Film Analizi

5.4.1. İskeletsel etkiler

Ölçüm zaman aralığının süresinin az olması ve bölünmüş ağız çalışmasının tasarımından dolayı gruplar arası farklar iskeletsel olarak incelenemeyeceğinden, iskelet değerlerinin üzerinde durmaya gerek yoktur. Ancak, hastaların yüz iskeleti değerlerinin tanımlayıcı istatistik olarak ortaya konması, çalışmanın hangi tür iskelet yapının üzerinde gerçekleştirildiğini göstermesi açısından önemlidir. Buna göre hastalarımızın çoğunun iskeletsel Sınıf I yapıda ve dik yönde de normal değerlerde olduğu izlenebilmektedir. Yalnızca SN/ManD değerinin, elle çizimde görülen 0,53 derecelik artışı (Dolphin'de 0,47 derece), $p=0,043$ seviyesinde anlamlı çıkmıştır. Bunun en makul açıklaması elle yapılan çizimde yapılan küçük ölçüm hatalarıdır.

5.4.2. Keserler Üzerinde Görülen Etkiler

Laceback kullanılan ve kullanılmayan şeklinde oluşturulan grupların karşılaştırmasını yapan Irvine ve ark., (2004), toplam 62 hasta üzerinde röntgen ve model incelemeleri yapmışlardır. 0,014 ve 0,018 inç NiTi teller kullanılmışlardır. Süreç sonunda keserlerde 0,53mm geriye hareket ve 0,47mm uzama görülmüş ancak, kontrol grubu ile kıyaslandığında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

İşcan (1990), arkla birlikte yaptığı alt kanin retraksiyonu çalışmasında 100 gram – 150 gram kuvvet uygulayan loop bükümler kullanmıştır. Çalışmasının sonunda alt keserlerde 1mm geriye hareket ve 3,77 derece geriye devrilme tespit etmiştir.

Darendeliler ve ark., (1997) ise drum spring ve kapalı zemberek karşılaştırması yaptığı çalışmalarında, üst keserlerde 0,3 – 0,4mm fark gözlemlemişlerdir.

Bireyler iki farklı grup olarak oluşturulduğunda keserler üzerindeki mekaniğin etkilerini incelemek mümkün olabilirken, grupların homojen dağılımını sağlamak amacıyla bölünmüş ağız (split-mouth) düzeni kullanıldığında her bir apareyin keserler üzerine etkilerinin belirlenmesi olanaksızdır. Çalışmamızda, üst kesici dişlerin uzun aksının maksiler düzlemle yaptığı açının ortalama 112 dereceden 111 dereceye istatistiksel olarak anlamlı oranda azaldığı gözlenmiştir. Alt kesici dişlerde de benzer bir etki gözlenmiştir. Alt kesici dişlerin alt çene düzlemiyle yaptığı açıda, ortalama 93 dereceden 91 dereceye 2 derecelik istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmiştir. Gözlenen bu hareket kanin retraksiyonu sonucu transseptal fibrillerin gerilmesine bağlı olarak keserlerin geriye zorlanması sonucu oluşmuş olabilir (Darendeliler, 1997).

5.4.3. Kanin Dişleri Üzerinde Görülen Etkiler

Kanin retraksiyonu karşılaştırılması yapılırken, ölçüt olarak dişin toplam kat ettiği mesafe yerine birim zamanda yaptığı hareket miktarının değerlendirilmesi daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlayabilir. Kanin dişi hareket hızı, ayda veya 4 haftada (28 gün) meydana gelen hareketin milimetre olarak ifade edilmesi, örneğin mm/4 hafta, kabul görmüştür.

Kanin dişlerin hareket miktarı, uygulanan mekaniğin etkinliğinin belirlenmesinde önemli bir ölçüttür. Genel olarak, bu konuda yayınlanan makalelere bakıldığında, üst çenede toplam kanin hareketi 1,6mm - 5,7mm arasında, alt çenede de 2,9mm - 4mm arasında dağılmıştır. Çalışmamızda yapılan iki aylık süre içerisinde, lateral sefalometrik röntgen incelemelerinde, kaninlerin distale hareketleri, dikey referans düzlemine göre değerlendirildiğinde, üst çenede Hycon aygıtı için 2,55mm, Laceback için 1,98mm, alt çenede de sırasıyla 1,91mm ve 1,11mm olarak gözlenmiştir. Aylık hareket hızları, ortalama üst çene için Hycon aygıtında 1,27mm laceback'te 0,99mm, alt çene için sırasıyla 0,95mm 0,55mm olarak tespit edilmiştir.

Genel olarak günümüze kadar yapılmış kanin retraksiyon çalışmalarındaki radyografi ölçümlerine baktığımızda, hem çalışmalarda toplam doğrusal hareket hem de hız değerleri görülmektedir.

İşcan (1990), 5,5 ay süren çalışmasının sonunda, alt çenede toplam 2,94mm distal hareket tespit etmiştir. Dinçer ve İşcan (1994), ters kapatma zembereği ile üst çenede 0,59mm alt çenede 0,39mm, PG retraktör ile üst çenede 0,85mm alt çenede 1,03mm hareket hızları hesaplamışlardır. Herman ve ark. (2006), daha çok mini-implantlar üzerinde denemeler yaptıkları çalışmalarında, ayda 1,3mm kanin dişi hareket hızı bulmuşlardır.

Sueri (2002), 80 günlük süreç içinde üst çenede sarmal zemberekler ile 4,07mm, laceback ile 1,67mm distal hareket saptamıştır. Alt çenede bu değerler sırasıyla 3,23mm ve 0,65mm'dir. Thiruvengkatachari ve ark. (2008), 100 gram sarmal zembereklerle yaptıkları kanin retraksiyonunda üst çenede 0,81-0,93mm, alt çenede de 0,76mm-0,83mm aylık hareket hızları tespit etmişlerdir. Martins ve ark. (2009), benzer ankraj modeli uyguladıkları çalışmada, arka birlikte kanin retraksiyonu yapmışlardır. Buna göre üst çenede 1,6mm alt çenede de 1,9mm hareket hızları bulmuşlardır.

Elde ettiğimiz bu değerler diğer çalışmalar ile kıyaslandığında, laceback yönteminde ortalama değerlerde hareket olduğu, Hycon aygıtı yönteminde ise birim zamanda daha fazla hareket sağlandığı izlenmektedir.

Üst kanin retraksiyonu yapılırken üst arka kanin ve büyük azı dişlerinde meydana gelen devrilmeler, kanin dişin uzun eksen ve maksiler düzlem arasındaki açının ölçülmesi ile hesaplanmaktadır. Retraksiyon sırasında meydana gelen devrilme incelendiğinde, iki farklı ortaya koyuş biçimi belirlenmiştir. Devrilme, ya toplam tedavi başı ve sonu ölçümleri karşılaştırılarak değerlendirilmiş, ya da bu ölçümler milimetreye bölünerek, kat edilen mesafede meydana gelen devrilme (açı/mm) olarak ifade edilmiştir. Çalışmamızda 8 hafta süre sonunda yapılan incelemelerde, üst çenede kanin dişleri, Hycon aygıtıyla ortalama 4,63 derece, laceback ile 4,3 derece devrilmiştir.

Alt çenede oluşan devrilme hareketinin incelenmesi, alt çene düzlem ile ilgili dişlerin uzun eksenleri arasındaki açının ölçülmesi ile gerçekleştirilir. Çalışmamızda alt çenede görülen devrilme miktarı Hycon aygıtı için 3,93 derece, laceback için 3,45 derecedir.

Dinçer ve İşcan (1994), ters kapatma zembereği ve PG retraktör kuvvet kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, radyografiler üzerine incelemeler yapmışlardır. 150'şer gram kuvvet uygulayan bu zembereklerin oluşturdukları etkiler 3-4 hafta aralıklarla ölçülmüştür. Buna göre, ters kapatma zembereği ile birim zamanda, üst çenede 0,59mm, alt çenede 0,39mm, PG retraktör ile sırasıyla 0,85mm ve 1,03mm hareket sağlanmıştır. İki kuvvet türünde de toplam süre sonunda üst çenede 3.3 - 5,4, alt çenede 2,1 - 2,7 derecelerde devrilmeler görülmüştür.

Darendeliler ve ark. (1997), milimetrede meydana gelen devrilmeleri sundukları çalışmalarında, drum spring ile 1,1 derece, kapalı zemberek ile 2,3 derece değerler elde etmişlerdir.

Sueri ve Türk (2006), 150 gram kuvvet uygulayan kapalı sarmal zemberek ve laceback karşılaştırması yaptıkları çalışmalarında, toplam süre sonunda sırasıyla 11,63 ve 4,5 derece devrilmeler saptamışlardır.

Shpack ve ark. (2008), Tip-Edge ve Edgewise braketlerinin karşılaştırmasını yaptıkları çalışmalarında, genel kanin retraksiyon çalışmalarından farklı olarak, panoramik filmler üzerinde kanin dişi açılanma (angulation) değerlendirmeleri yapmışlardır. Tip-Edge için 0,5 N, Edgewise için 0,75 N kuvvet uygulayan NiTi sarmal zemberek kullanılmıştır. Bulgulara göre, kök dikleştirme aşaması öncesinde, Tip-Edge tarafında 6,1 derece, diğer tarafta da -0,8 derece devrilme görülmüştür.

0.016 inç HANT tel üzerinde yapılan kanin retraksiyonu çalışmamızda, birim zamanda devrilmeyi hesaplamak amacıyla, toplam devrilme miktarının toplam harekete bölünmesi işlemi gerçekleştirilmelidir. Bu hesaplama ile elde edilen değerleri karşılaştırdığımızda, Hycon aygıtı ile üst çenede 1,81 derece, laceback ile 2,17 derece alt çenede ise Hycon aygıtı ile 3,09 derece, laceback ile 3,48 derece devrilmeler hesaplanmıştır. Birim zamanda belirlenen devrilme miktarı kıyaslandığında, laceback

ve Hycon aygıtı arasındaki fark, üst çenede 0,35 derece, alt çenede 0,39 derece ile çok önemli olmayan açısal değerler bulunmuştur. 0,016 inç HANT ark teli, distalizasyon aşamasında uygulanan kuvvetlerin devirici etkisini karşılayabilmektedir.

5.4.4. Büyük Azı Dişleri Üzerinde Görülen Etkiler

Sabit mekaniklerde kanin retraksiyonu yapılırken, büyük azı dişlerden destek alınır. Etki-tepki ilişkisi bağlamında, kanin dişlerine uygulanan kuvvet, bir ölçüde büyük azı dişlerinde de meziyal harekete neden olur. Bu hareket, sıklıkla devrilme şeklinde cereyan eder. Büyük azı dişlerinde model ve radyografiler üzerinde doğrusal hareket, devrilme açıları ve rotasyon hesaplanmaktadır.

Kanin retraksiyonu sırasında alt ve üst diş arklarında büyük azıların rotasyona uğramaması ve arka dişlerin bir ölçüde ankrajlarının artırılması amacıyla, üst çenede trans palatal ark (TPA), alt çenede ise lingual ark uygulanmıştır. Bu nedenle büyük azılarda rotasyon ölçümleri gerçekleştirilmemiştir. Her iki arka diş TPA ve lingual arkalar ile birbirine bağlandığı için sadece Hycon aygıtı ya da sadece laceback'in molar dişler üzerine etkileri hesaplanamamaktadır.

Ziegler ve Ingervall (1989), elastik ve PG retraktör karşılaştırması sonucunda, sırasıyla ortalama 0,35mm ve 0,59mm ankraj kayıpları bulmuşlardır. İşcan, (1990), loop bükümleri ile 5 ay boyunca yapılan kanin retraksiyonu sonrasında 0,3mm meziyal molar hareketi saptamıştır.

Dinçer ve İşcan (1994), üst çenede 2,26-1,63mm, alt çenede 1,31mm, Lotzof ve ark. (1996) 1,71-2,33mm, Häsler ve ark. (1997), 1,48-1,43mm, Rajcich ve Sadowsky, (1997) 0,7mm, Darendeliler ve ark. (1997) 1,7-1,9mm, Sueri ve Türk (2006) 0,7-1,93mm, Bokas ve Woods (2006) 0,45-0,46mm, Shpack ve ark. (2008) 1,2-1,4mm ankraj kayıpları izlemişlerdir.

Çalışmamızda alt ve üst diş arklarında, Hycon aygıtı ve laceback arasında anlamlı bir fark oluşturmayacak miktarda, 0,5mm - 0,6mm aralığında ankraj kaybı bulunmuştur. Ayrıca, üst çenede Hycon aygıtı için 1,86 derece, laceback için 1,53 derece, alt çenede de sırasıyla 0,95 ve 0,73 derece devrilmeler kaydedilmiştir. Alt ve üst büyük azıların ilgili bu değerlere göre, yöntemler arasındaki farklar anlamlı çıkmamıştır. TPA ve Lingual ark uygulaması gibi ankraj artırıcı önlem alınmasına rağmen, büyük azılarda görülen ankraj kaybı $p < 0,001$ derecesinde anlamlı çıkmıştır. Diğer çalışmalar ile kıyaslandığında en düşük değerlerden biri olarak görülebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günümüzde sabit ortodontik tedavide, tedavi süresini kısaltmak arzu edilen bir durumdur. Düz tel tekniğinde, seviyeleme ve sıralama aşamasında kanin retraksiyonu yapılmakta olup, toplam tedavi süresini azaltmada yardımcı olmaktadır. Boşluk kapatma öncesi, arkların hazırlanması sürecinde yapılacak geliştirmeler tedavi süresinin kısaltılmasında önemlidir.

Ortodontik tedavinin ilk iki ayında yapmış olduğumuz bu çalışmada, her iki kuvvet kaynağının da, kanin retraksiyonu aşamasında etkin olduğu bulunmuştur. Hycon aygıtı, laceback ile kıyaslandığında, boşluk kapatma ve kanin dişin distale hareketi açısından anlamlı derecelerde farklılık göstermiştir. Bu farklılık Hycon aygıtının daha etkin olduğunu ortaya çıkarmaktadır.

İki kuvvet sistemi arasında yapılan karşılaştırmalar neticesinde, kanin rotasyonlarında görülen farklılıklar anlamlı çıkmamıştır.

İşbirliği açısından yeterli olarak değerlendirilen hastalarda, Hycon aygıtı boşluk kapatma da olduğu gibi kanin retraksiyonunda da etkin biçimde kullanılabilir.

Hycon aygıtının zamana bağlı kuvvet kaybının değerlendirilmesi, klinik uygulamalarda aktivasyon zamanının belirlenmesi ve ortalama kuvvetin saptanmasında önemli bir ölçüttür. Bu konuda ileride araştırmalar yapılması önemlidir.

Hycon aygıtı ile ilgili olumsuz olarak ifade edilecek bir husus olarak, kullanılan tornavidanın kalitesiz olmasına bu bölümde yer vermek gereklidir. Hastanın vidayı aktive ederken güçlükle karşılaşmaması için bu konuda gerekli düzenlemeler yapılmalıdır.

Laceback uygulamasının oluşturduğu kuvvet miktarının daha belirlenebilir olması ile ilgili araştırmalar yapılabilir.

Sınıf II vakalarda daha hızlı diş hareketi sağlayan Hycon aygıtı, selektif olarak üst diş arkına uygulanıp daha hızlı Sınıf I kanin ilişki elde edilmesinde yardımcı olabilir. Bu gibi durumlarda alt diş arkına da laceback düşünölebilir.

7. KAYNAKLAR

- Almeida, M.A., Phillips, C., Kula, K., Tulloch, C. (1995). Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. *Angle Orthodontist*, **65**, 43-38.
- Altuğ-Ataç, A.T., Erdem, D. (2007). Prevalence and distribution of dental anomalies in orthodontic patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **131**, 510-514.
- 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.
- Andrews, L.F. (1972). The six keys to normal occlusion. *American Journal of Orthodontics*, **62**, 296-309.
- Athanasίου, E.A. (1995). *Orthodontic Cephalometry*, Mosby-Wolfe, London.
- Baeten, L.R. (1975). Canine retraction : a photoelastic study. *American Journal of Orthodontics*, **67**, 11-23.
- Barton, J.J. (1973). A cephalometric comparison of cases treated with edgewise and begg techniques. *Angle Orthodontist*, **43**, 119-126.
- Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., Sandrik, J.L. (1991). A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **100**, 513-522.
- Bennett, J. (2005). Observations on the use and clinical effectiveness of lacebacks. *Journal of Orthodontics*, **32**, 294-296.
- Bilodeau, J.E. (2005). Nonsurgical treatment with rapid mandibular canine retraction via periodontal ligament distraction in an adult with a Class III malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **128**, 388-396.
- Bishara, S.E. (2001). *Textbook of Orthodontics*, Saunders Co., Philadelphia.
- Boester, C.H., Johnston, L.E. (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthodontist*, **44**, 113-119.
- Bokas, J., Woods, M. (2006). A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric changes. *Australian Orthodontic Journal*, **22**, 39-46.
- Burrow, S.J. (2009). Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**, 442-447.

- Burstone, C.J. (1962). Rationale of segmented arch. *American Journal of Orthodontics*, **48**, 805-822.
- Burstone, C.J., Koenig, H.A. (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, **70**, 1-19.
- Caputo, A.A., Chaconas, S.J., Hayashi, R.K. (1974). Photoelastic visualization of the orthodontic forces during canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, **65**, 250-259.
- Carano, A., Siciliani, G. (1996). Effects of continuous and intermittent forces on human fibroblasts in vitro. *European Journal of Orthodontics*, **18**, 19-26.
- Chan, E.K., Petocz, P., Darendeliler, M.A. (2005). Validation of two-dimensional measurements of root resorption craters on human premolars after 28 days of force application. *European Journal of Orthodontics*, **27**, 390-395.
- 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**, 489-495.
- Deguchi, T., Imai, M., Sugawara, Y., Ando, R., Kushima, K., Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical evaluation of a low-friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthodontist*, **77**, 968-972.
- Dewel, B.F. (1981). The ribbon arch. *Angle Orthodontist*, **51**, 263-268.
- Dinçer, M., İşcan, H.N. (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction. *European Journal of Orthodontics*, **16**, 317-323.
- Dixon, V., Read, M.J., O'Brien, K.D., Worthington, H.V., Mandal, N.A. (2002). A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *Journal of Orthodontics*, **29**, 31-36.
- Feldman, I., Bondemark, L. (2006). Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthodontist*, **76**, 493-501.
- Gjessing, P. (1994). A universal retraction spring. *Journal of Clinical Orthodontics*, **28**, 222-242.
- Graber, T.M., Vanarsdall, R.L. Jr., Vig, K.W. (2000). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, **Third ED.**, Mosby Inc., St Louis.
- Gökçelik, A., Polat, Ö. (2007). Ortodontik braket teknolojisindeki son yenilik: self-ligating braketler. *Türk Ortodonti Dergisi*, **20**, 71-81.

- Güray, E., Orhan, M. (1997). "En masse" retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**, 473-479.
- Hamilton, R., Goonewardene, M.S., Murray, K. (2008). Comparison of self-ligating brackets and conventional pre-adjusted brackets. *Australian Orthodontic Journal*, **24**, 102-109.
- Harradine, N. (2008). The history and development of self-ligating brackets. *Seminars in Orthodontics*, **14**, 5-18
- Häsler, R., Schmid, G., Ingervall, B., Gebauer, U. (1997). A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites – a pilot study. *European Journal of Orthodontics*, **19**, 711-719.
- Hayashi, K., Uechi, J., Murata, M., Mizoguchi, I. (2004). Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *European Journal of Orthodontics*, **26**, 585-589.
- Heasman, P.A., Millett, D.C., Chapple I.L. (1996). *The Periodontium and Orthodontics in Health and Disease*, Oxford University Press, New York.
- Hibino, K., Wong, R.W. (2009). Orthodontic tooth movement enhancing bony apposition in alveolar bony defect: a case report. *Cases Journal*, **2**, 116.
- Hixon, E.H., Aasen, T.O., Arango, R.A., Klosterman, R., Miller, S.S., Odom, W.M. (1970). On force and tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, **57**, 476-489.
- Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.E., McDonald, H.W., Tacy, R.J. (1969). Optimal force, differential force and anchorage. *American Journal of Orthodontics*, **55**, 437-457.
- Huffman, D.J., Way, D.C. (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *American Journal of Orthodontics*, **83**, 453-459.
- Irvine, R., Power, S., McDonald, F. (2004). The effectiveness of laceback ligatures: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthodontics*, **31**, 303-311.
- Iwasaki L.R., Haack, J.E., Nickel, J.C., Morton, J. (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **117**, 175-183.
- Iyano, H., Himuro, T., Ryu, T., Fukui, K., McLaughlin, R.P. (2006). Anterior retraction using a preadjusted edgewise appliance with interrupted orthodontic force generated by a screw device. *Orthodontic Waves*, **65**, 31-42.
- İşcan, H.N. (1990). Alt kaninlerin bölümlü arklar ile distalizasyonlarının alt keser ve molar diş konumlarına etkisi. *Türk Ortodonti Dergisi*, **3**, 52-57.

- İşeri, H., Kişnişci, R., Bzizi, N., Tüz, H. (2005). Rapid canine retraction and orthodontic treatment with dentoalveolar distraction osteogenesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **127**, 533-541.
- Kachiwala, V.A., Kalha, A.S., Vigneshwaran. J. (2007). Space closure using the hycon device. A case report. *Australian Orthodontic Journal*, **23**, 72-75.
- Karacay, S., Saygun, I., Bengi, A.O., Serdar, M. (2007). Tumor necrosis factor-alpha levels during two different canine distalization techniques. *Angle Orthodontist*, **77**, 142-147.
- Kayalıoğlu, M., Uzel, İ., Toroğlu, M.S. (2004). Üst kesici retraksiyonu. *Türk Ortodonti Dergisi*, **17**, 126-139.
- Khambay, B.S., McHugh, S., Millett, D.T. (2006). Magnitude and reproducibility of forces generated by clinicians during laceback placement. *Journal of Orthodontics*, **33**, 270-275.
- Killiany, D.M., Duplessis, J. (1985). Relaxation of elastomeric chains. *Journal of Clinical Orthodontics*, **19**, 592-593.
- King, G.J., Keeling, S.D., McCoy, E.A., Ward, T.H. (1991). Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various initial forces in adult rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **99**, 456-465.
- Koçoğlu-Altan B., Sökücü, O. (2009). ND:YAG Lazerin üst kanin dişlerin distalizasyon hızı üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Türk Ortodonti Dergisi*, **22**, 16-25.
- Kuhlberg, A.J., Priebe, D.N. (2001). Space closure and anchorage control. *Seminars in Orthodontics*, **7**, 42-49.
- Kumar, Y.M., Ravindran, N.S. Balasubramaniam, M.R. (2009). Holographic analysis of the canine displacement produced by four different retraction springs. *Angle Orthodontist*, **79**, 368-372.
- Kuroda, S., Yamada, K., Deguchi, T., Kyung, H.M., Takano-Yamamoto, T. (2009). Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**, 302-309.
- Kurol, J., Franke, P., Lundgren, D., Owman-Moll, P. (1996). Force magnitude applied by orthodontists. An inter- and intra-individual study. *European Journal of Orthodontics*, **18**, 69-75.
- Kusy, R.P., Whitley, J.Q. (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *European Journal of Orthodontics*, **21**, 199-208.

- Lee, K.J., Park, Y.C., Yu H.S., Choi, S.H., Yoo, Y.J. (2004). Effects of continuous and interrupted orthodontic force on interleukin-1beta and prostaglandin E2 production in gingival crevicular fluid. ? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **125**, 168-177.
- Lewis, P.D. (1970). Canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, **57**, 543-560.
- Liou, E.J.W., Pai, B.C.J., Lin, J.C. (2004). Do minicrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **126**, 42-47.
- Lotzof, L.P., Fine, H.A., Cisneros, G.J. (1996). Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **110**, 191-196.
- 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.
- McLaughlin, R.P., Bennett, J.C. (1989). The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *Journal of Clinical Orthodontics*, **23**, 142-153.
- McLaughlin, R.P., Bennett, J., Trevisi, H.J. (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*, Mosby, Edinburgh.
- McLaughlin, R.P., Kalha, A.S., Schuetz, W. (2005). An alternative method of space closure: the hycon device. *Journal of Clinical Orthodontics*, **39**, 474-484.
- Miles, P.G. (2005). SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Australian Orthodontic Journal*, **21**, 123-127.
- Miles, P.G., Weyant, R.J., Rustveld, L. (2006). A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthodontist*, **76**, 480-485.
- Miles, P.G. (2009). Self-ligating brackets in orthodontics: Do they deliver what they claim? *Australian Dental Journal*, **54**, 9-11.
- Meikle, M.C. (2006). The tissue, cellular, and molecular regulation of orthodontic tooth movement: 100 years after Carl Sandstedt. *European Journal of Orthodontics*, **28**, 221-240.
- Nanda, R. (1997). *Biomechanics in Clinical Orthodontics*, Saunders Co., Philadelphia.
- Natgrass, C., Ireland, A.J., Sherriff, M. (1997). An investigation into the placement of force delivery systems and the initial forces applied by clinicians during space closure. *British Journal of Orthodontics*, **24**, 127-131.

- Natgrass, C., Ireland, A.J., Sherriff, M. (1998). The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *European Journal of Orthodontics*, **20**, 169-176.
- Nightingale, C., Jones, S.P. (2003). A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *Journal of Orthodontics*, **30**, 229-236.
- Nikolai, R.J. (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, **68**, 290-302.
- Nikolai, R.J., (2001). The biomechanics of canine retraction with arch wire guidance. *Seminars in Orthodontics*, **3**, 182-190.
- Oates, J.C., Moore, R.N., Caputo, A.A. (1978). Pulsating forces in orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*, **74**, 577-586.
- Owman-Moll, P., Kurol, J., Lundgren, D. (1995). Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthodontist*, **65**, 395-401.
- Pandis, N., Polychronopoulou, A., Eliades, T. (2007). Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132**, 208-215.
- Paredes, V., Gandia, J.L., Cibrian, R. (2005). New, fast, and accurate procedure to calibrate a 2-dimensional digital measurement method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **127**, 518-519.
- Park, H.S., Kwon, T.G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthodontist*, **74**, 703-710.
- Perez, C.A., Alba, A., Caputo, A.A., Chaconas, S.P. (1980). Canine retraction with J hook headgear. *American Journal of Orthodontics*, **78**, 538-547.
- Polat, Ö., Kahraman, A.İ. (2004). Ortodontik diş hareketi ve biyokimyasal ajanlar. *Türk Ortodonti Dergisi*, **17**, 140-147.
- Proffit, W.R., Fields, H.W. (2000). *Contemporary Orthodontics*, **Third ED.**, Mosby Inc., St Louis.
- Proffit, W.R., Fields, H.W. (2008). *Contemporary Orthodontics*, **Fourth ED.**, Mosby Inc., St Louis.
- Quinn, R.S., Yoshikawa, D.K. (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, **88**, 252-260.
- Rajcich, M.M., Sadowsky, C. (1997). Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**, 441-448.

- Ren, Y., Maltha, J.C., Kujipers-Jagtman, A.M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthodontist*, **73**, 86-92.
- Ren, Y., Maltha, J.C., Hof, M.A.V., Kujipers-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**, 216-222.
- Rosseto, M.C., Palma, F.M., Ferreira, R.I., Pinzan, A., Vellini-Ferreira, F. (2009). Comparative study of dental arch width in plaster models, photocopies and digitized images. *Brazilian Oral Research*, **23**, 190-195.
- 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 Orthopedics*, **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 spring and an elastic module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **114**, 73-79.
- Sander, F.G. (2000). Biomechanical investigation of the hybrid retraction spring. *Journal of Orofacial Orthopedics*, **61**, 341-351.
- Shaw, M.M., Waters, N.E. (1992). The characteristics of the ricketts maxillary canine retractor. *European Journal of Orthodontics*, **14**, 37-46.
- Shivapuja, P.K., Berger, J. (1994). A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *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**, 95-100.
- Siatkowski, R.E. (1997). Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part I. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**, 393-402.
- Smith, R.J., Burstone, C.J. (1984). Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, **85**, 294-307.
- Sonis, A.L., Van der Plas, E., Gianelly, A. (1986). A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. *American Journal of Orthodontics*, **89**, 73-78.

- Southard, T.E., Marshall, S.D., Grosland, N.M. (2007). Friction does not increase anchorage loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **131**, 412-414.
- Storey, E. (1973). The nature of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, **63**, 292-314.
- Sueri ,M.Y., Türk, T. (2002). Kanin dişlerin distalizasyonunda iki farklı kuvvet sisteminin etkilerinin incelenmesi. *Doktora Tezi*, Samsun.
- Sueri, M.Y., Türk, T. (2006). Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthodontist*, **76**, 1010-1014.
- Sümbüloğlu, K., Sümbüloğlu, V. (1989). *Biyoistatistik. Birinci Baskı*, Hatipoğlu Yayınevi, Ankara.
- Tanne, K., Inoue, Y., Sakuda, M. (1995). Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist*, **65**, 123-128.
- Tanne, K., Matsubara, S., Shibaguchi, T., Sakuda, M. (1991). Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthodontist*, **61**, 285-290.
- Tecco, S., Di Iorio, D., Cordasco, G., Verrocchi, I., Festa, F. (2007). An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics*, **29**, 390-397.
- 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.
- Trevisi, H., Bergstrand, F. (2008). The smartclip self-ligating appliance system. *Seminars in Orthodontics*, **14**, 87-100.
- Usmani, T., O'Brien, K.D., Worthington, H.V., Derwent, S., Fox, D., Harrison, S., Sandler, P.J., Mandal, N.A. (2002). A randomized clinical trial to compare the effectiveness of canine lacebacks with reference to canine tip. *Journal of Orthodontics*, **29**, 281-286.
- Uzel, İ., Enacar A. (2000). *Ortodontide Sefalometri, İkinci Baskı*, Çukurova Üniversitesi Basımevi, Adana.
- Ülgen, M. (2000). *Ortodonti: Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı, Sayı İki*, Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul.
- Ülgen, M. (2003). *Ortodontik Tedavi Prensipleri, Altıncı Baskı*, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.

- Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
- Van der Linden, F.P. (1978). Changes in the position of posterior teeth in relation to ruga points. *American Journal of Orthodontics*, **74**, 142-161.
- Weintraub, J.A., Vig, P.S., Brown, C., Kowalski, C.J. (1989). The prevalence of orthodontic extractions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **96**, 462-466.
- Wise, G.E., King, G.J. (2008). Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, **87**, 414-34.
- Yee, J.A., Türk, T., Elekdağ-Türk, S., Cheng, L.L., Darendeliler, M.A. (2009). Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **136**, 150-159.
- Yen, C.H. (1991). Computer-aided space analysis. *Journal of Clinical Orthodontics*, **25**, 236-238.
- Ziegler, P., Ingervall, B. (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **95**, 99-106.
- Zilberman, O., Huggare, J.A., Parikakis, K.A. (2003). Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthodontist*, **73**, 301-306.

Ek 1. Çalışma için alınan etik kurul belgesi.

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ETİK KURUL BAŞKANLIĞI

Sayı: EK: 305


04.11.2008

Sayın Doç. Dr. Mete ÖZER

Etik kurulumuza sunmuş "**Sınıf I Moderate Ankraj Olgularında Kanin Dişlerinin Distalizasyonunda Kullanılan İki Farklı Kuvvet Sisteminin Karşılaştırılması**" başlıklı OMÜ Etik 2008/ 312 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 27.10.2008 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. Hasta olur formu örneği.

HASTA OLUR (MUVAFAKAT) FORMU ÖRNEĞİ

Kliniğimizde, alt ve üst dişlerinde orta düzeyde çapraşıklık olan hastaları günümüzde uygulanan kesik kesik kuvvet yöntemi ile tedavi etmek için bir çalışma başlatmış bulunuyoruz. Bu çalışma ileride benzer diş bozukluğuna sahip kişilerin tedavisinde yeni ve daha kolay uygulamaların gelişimine ışık tutacaktır.

Çalışmaya katılmayı kabul eden hastalarımızdan, tedavi için bize başvurdukları seansta, teşhise yönelik ortodontik modeller, fotoğraflar ve radyografiler alınacaktır. Bu kayıtlar incelenip değerlendirildikten sonra çalışma için uygun hastalara ve ebeveynlere çalışmada yapılacak tedavi ve diğer alternatif tedavi yöntemleri ayrıntılı olarak anlatılacak ve uygulamayı kabul eden hastalar araştırmaya dahil edilecektir. Uygulanacak bu yöntemin süresi, toplam aktif ortodontik tedavi süresi 1,5 yıl olarak baz alındığında, yaklaşık başlangıçta 2 aydır. Bu süreden sonra araştırma sonlandırılacak ve hastaların rutin ortodontik tedavilerine devam edilecektir.

Gönüllünün uygulama sırasında karşılaşılabileceği rahatsızlıklar ve riskler minimaldir. Muhtemel zarar durumunda gönüllünün veya yakınının bilgi için iletişim kuracağı kişi; Dt. Çağrı Dinçyürek.

Araştırmaya katılmak tamamen hastamızın kendi rızasıyla olacak ve hastaya bir yükümlülük getirmeyecektir.

30 gönüllü bireyin kullanılacağı çalışmada, çalışmayı bitirme ve aktif tedavide kooperasyon problemi olan hastayı çalışma dışı bırakma yetkisi araştırmacıya ait olacaktır. Hastalar araştırma başladıktan sonra devam etmek istememe hakkına sahiptir.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklama yapıldı. Bu koşullarla söz konusu olan klinik araştırmayı kendi rızamla, hiçbir baskı altında kalmadan ve zorlama olmaksızın kabul ediyorum.

Gönüllünün

Adı-Soyadı:

İmzası :

Adresi :

Tel :

Velayet ve vesayet altında bulunanlar için veli veya vasisinin

Adı-Soyadı:

İmzası :

Adresi :

Tel :

Açıklamaları yapan araştırmacının

Adı-Soyadı:

İmzası :

Ek 3. İskelet ve Keserlere ilişkin değerlerinin normallik testi.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
sna1	,137	30	,155	,927	30	,041
sna2	,115	30	,200(*)	,953	30	,202
snb1	,090	30	,200(*)	,975	30	,675
snb2	,114	30	,200(*)	,962	30	,338
anb1	,141	30	,133	,961	30	,331
anb2	,089	30	,200(*)	,983	30	,907
wits1	,084	30	,200(*)	,987	30	,963
wits2	,120	30	,200(*)	,962	30	,353
snmand1	,072	30	,200(*)	,976	30	,723
snmand2	,115	30	,200(*)	,985	30	,935
snmax1	,090	30	,200(*)	,961	30	,329
snmax2	,113	30	,200(*)	,982	30	,876
maxmand1	,100	30	,200(*)	,971	30	,578
maxmand2	,151	30	,077	,954	30	,221
sna3	,128	30	,200(*)	,939	30	,088
sna4	,113	30	,200(*)	,952	30	,195
snb3	,135	30	,169	,955	30	,231
snb4	,117	30	,200(*)	,969	30	,526
anb3	,175	30	,020	,948	30	,146
anb4	,189	30	,008	,934	30	,061
wits3	,136	30	,163	,964	30	,398
wits4	,153	30	,071	,944	30	,114
snmand3	,086	30	,200(*)	,968	30	,484
snmand4	,115	30	,200(*)	,979	30	,807
snmax3	,106	30	,200(*)	,956	30	,238
snmax4	,122	30	,200(*)	,982	30	,879
maxmand3	,107	30	,200(*)	,962	30	,345
maxmand4	,128	30	,200(*)	,968	30	,499
maxu11	,145	30	,110	,968	30	,485
maxu12	,181	30	,013	,932	30	,057
mand11	,105	30	,200(*)	,982	30	,881
mand12	,111	30	,200(*)	,977	30	,739
u1dikuzak1	,087	30	,200(*)	,978	30	,775
u1dikuzak2	,144	30	,115	,963	30	,374
l1dikuzak1	,152	30	,073	,966	30	,433
l1dikuzak2	,123	30	,200(*)	,962	30	,350
maxu13	,107	30	,200(*)	,969	30	,500
maxu14	,162	30	,044	,963	30	,374
mand13	,127	30	,200(*)	,972	30	,594
mand14	,068	30	,200(*)	,988	30	,972

Ek 4. Ağız içi ve model üzerinde yapılan ölçümlerin normallik testi.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
aiul1	,153	30	,072	,956	30	,237
aiul2	,082	30	,200(*)	,985	30	,945
aiur1	,118	30	,200(*)	,973	30	,638
aiur2	,093	30	,200(*)	,974	30	,640
aiil1	,169	30	,029	,932	30	,057
aiil2	,103	30	,200(*)	,981	30	,841
ailr1	,123	30	,200(*)	,967	30	,471
ailr2	,116	30	,200(*)	,983	30	,888
mul1	,083	30	,200(*)	,971	30	,568
mul2	,068	30	,200(*)	,990	30	,992
mur1	,087	30	,200(*)	,975	30	,696
mur2	,063	30	,200(*)	,991	30	,995
mll1	,135	30	,169	,952	30	,194
mll2	,118	30	,200(*)	,967	30	,459
mlr1	,108	30	,200(*)	,951	30	,180
mlr2	,115	30	,200(*)	,973	30	,624
faiul	,118	30	,200(*)	,943	30	,107
faiur	,111	30	,200(*)	,964	30	,384
faill	,185	30	,010	,913	30	,018
failr	,104	30	,200(*)	,976	30	,706
fmul	,078	30	,200(*)	,991	30	,994
fmur	,103	30	,200(*)	,971	30	,572
fml1	,156	30	,062	,912	30	,017
fmlr	,117	30	,200(*)	,955	30	,224

* This is a lower bound of the true significance.

a Lilliefors Significance Correction

Ek 5. Model üzerinde yapılan rotasyon ölçümlerinin normallik testi.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
ul1	,127	30	,200(*)	,950	30	,172
ul2	,102	30	,200(*)	,971	30	,554
ur1	,111	30	,200(*)	,966	30	,445
ur2	,151	30	,080	,923	30	,031
ful	,111	30	,200(*)	,974	30	,658
fur	,126	30	,200(*)	,980	30	,826
uhycon1	,122	30	,200(*)	,940	30	,090
uhycon2	,093	30	,200(*)	,951	30	,175
ulace1	,083	30	,200(*)	,984	30	,917
ulace2	,109	30	,200(*)	,937	30	,076
fh	,111	30	,200(*)	,980	30	,817
fl	,123	30	,200(*)	,970	30	,544

* This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Ek 6. İskelet ve keserlere ilişkin ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
sna1	30	74,30	92,10	82,6200	,56245	3,08069
sna2	30	73,00	91,90	82,4433	,61861	3,38828
snb1	30	72,20	87,30	78,7533	,56422	3,09033
snb2	30	71,30	88,80	78,7633	,61714	3,38021
anb1	30	,50	6,40	3,8800	,24989	1,36871
anb2	30	,90	7,30	3,6767	,28372	1,55401
wits1	30	-3,30	5,40	1,4133	,37446	2,05103
wits2	30	-2,40	5,40	1,2967	,37581	2,05837
snmand1	30	24,00	44,50	36,0867	,96295	5,27432
snmand2	30	22,90	46,10	35,6167	,92733	5,07917
snmax1	30	1,90	12,30	6,9833	,54575	2,98919
snmax2	30	1,00	13,20	6,7597	,49988	2,73794
maxmand1	30	16,30	40,40	29,2133	1,07329	5,87864
maxmand2	30	16,80	38,40	29,0067	1,02855	5,63358
sna3	30	75,00	91,00	82,1833	,51778	2,83599
sna4	30	74,00	91,00	82,1667	,56545	3,09709
snb3	30	73,00	87,00	78,7000	,55843	3,05862
snb4	30	72,00	88,00	78,7667	,58464	3,20219
anb3	30	1,00	6,00	3,5833	,23863	1,30703
anb4	30	1,00	7,00	3,4667	,26254	1,43799
wits3	30	-2,50	5,00	1,3000	,34123	1,86898
wits4	30	-2,00	5,00	1,3500	,36052	1,97462
snmand3	30	23,00	44,00	35,9333	,90074	4,93358
snmand4	30	23,00	45,00	35,4000	,87573	4,79655
snmax3	30	3,00	12,00	7,3333	,47545	2,60415
snmax4	30	2,00	12,00	7,0667	,43926	2,40593
maxmand3	30	17,00	39,00	29,1000	1,01296	5,54822
maxmand4	30	16,00	39,00	28,8667	1,02915	5,63691
maxu11	30	103,00	122,00	112,6000	,78871	4,31996
maxu12	30	103,00	123,00	111,4000	,83680	4,58333
mandl11	30	80,00	105,00	93,2333	1,03689	5,67926
mandl12	30	79,00	103,00	91,3333	,96649	5,29367
u1dikuzak1	30	48,00	62,00	54,8167	,66845	3,66127
u1dikuzak2	30	46,50	62,00	54,1167	,71305	3,90553
l1dikuzak1	30	3,00	13,00	8,0833	,42689	2,33815
l1dikuzak2	30	4,00	13,00	8,6167	,40092	2,19593
maxu13	30	103,70	121,90	112,9600	,80750	4,42287
maxu14	30	102,30	123,90	111,6533	,84893	4,64979
mandl13	30	81,50	104,10	93,8000	1,07533	5,88985
mandl14	30	79,80	102,30	91,7433	,99673	5,45930

Ek 7. Ağız içi ve model üzerinde yapılan ölçümlerin tanımlayıcı istatistikleri.

Descriptive Statistics

	N Statistic	Minimum Statistic	Maximum Statistic	Mean		Std. Deviation Statistic
				Statistic	Std. Error	
hasta	30	1,00	30,00	15,5000	1,60728	8,80341
grup	30	1,00	2,00	1,5000	,09285	,50855
aiul1	30	18,70	24,00	21,4800	,26826	1,46932
aiul2	30	14,80	22,40	18,7033	,35078	1,92129
aiur1	30	18,20	24,60	21,7433	,29332	1,60660
aiur2	30	14,50	22,00	18,5767	,34270	1,87703
aill1	30	17,70	24,00	21,1667	,32892	1,80160
aill2	30	13,90	22,00	18,3467	,35291	1,93297
ailr1	30	17,10	24,40	21,0467	,35242	1,93029
ailr2	30	13,90	22,00	18,2133	,35033	1,91882
mul1	30	19,20	24,60	21,7633	,26852	1,47075
mul2	30	14,70	22,70	18,8300	,36110	1,97783
mur1	30	18,80	24,90	22,0100	,29225	1,60072
mur2	30	15,10	22,80	18,8167	,33443	1,83173
mll1	30	17,50	24,20	21,5067	,32156	1,76126
mll2	30	14,10	22,00	18,5467	,35821	1,96201
mlr1	30	17,40	23,90	21,2000	,31415	1,72067
mlr2	30	14,20	22,30	18,3800	,34626	1,89653
faiul	30	-5,70	-1,00	-2,7767	,23629	1,29420
faiur	30	-6,00	-1,20	-3,1667	,22010	1,20554
faill	30	-5,70	-,60	-2,8200	,25526	1,39813
failr	30	-6,60	-,20	-2,8333	,27557	1,50936
fmul	30	-5,60	-,70	-2,9333	,21615	1,18390
fmur	30	-6,10	-,70	-3,1933	,22793	1,24843
fml1	30	-6,20	-1,10	-2,9600	,26132	1,43132
fmlr	30	-6,50	-,60	-2,8200	,22851	1,25159
Valid N (listwise)	30					

Ek 8. Model üzerinde yapılan rotasyon ölçümlerinin tanımlayıcı istatistikleri.

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
hasta	30	1,00	30,00	15,5000	1,60728	8,80341
grup	30	1,00	2,00	1,5000	,09285	,50855
ul1	30	13,70	77,20	41,8233	2,56269	14,03642
ul2	30	16,60	58,90	33,8600	1,83282	10,03877
ur1	30	10,30	82,50	38,3167	2,86635	15,69964
ur2	30	11,60	71,00	32,3867	2,31345	12,67130
ful	30	-23,60	10,30	-7,9633	1,65433	9,06111
fur	30	-30,60	13,90	-5,9300	1,78313	9,76663
uhycon1	30	17,50	82,50	40,3700	2,76850	15,16371
uhycon2	30	11,60	71,00	33,0667	2,37306	12,99778
ulace1	30	10,30	77,20	39,7700	2,70639	14,82349
ulace2	30	19,20	59,40	33,1800	1,76553	9,67020
fh	30	-30,60	10,30	-7,3033	1,70092	9,31634
fl	30	-23,60	13,90	-6,5900	1,75663	9,62143
Valid N (listwise)	30					

Ek 9. Lateral sefalometrik filmler üzerinde Hycon aygıtı ile elde edilen değerlerin tanımlayıcı istatistikleri.

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
ükanıç1	30	67,00	97,00	84,7167	1,16798	6,39731
ükanıç2	30	65,00	90,00	80,0833	1,17446	6,43279
ükanhuzaklik1	30	15,50	30,00	22,7000	,59673	3,26845
ükanhuzaklik2	30	14,50	29,50	22,7833	,63186	3,46082
ükanvuzaklik1	30	42,00	55,00	48,7167	,71947	3,94069
ükanvuzaklik2	30	39,00	52,00	46,1667	,69619	3,81317
akanaç1	30	74,00	91,00	82,6167	,84203	4,61198
akanaç2	30	70,00	87,00	78,6833	,74760	4,09475
akanhuzaklik1	30	32,00	45,00	37,9833	,66241	3,62815
akanhuzaklik2	30	32,50	44,50	37,8500	,62751	3,43699
akanvuzaklik1	30	5,00	14,00	9,6333	,43214	2,36692
akanvuzaklik2	30	7,50	16,00	11,5500	,41478	2,27183
ümolacı1	30	60,00	88,00	72,5667	1,34906	7,38910
ümolacı2	30	60,00	90,00	74,4333	1,34565	7,37041
ümolhuzaklik1	30	13,00	26,00	20,0667	,60207	3,29768
ümolhuzaklik2	30	13,00	25,00	19,9000	,57305	3,13875
ümolvuzaklik1	30	21,00	35,00	25,7667	,70251	3,84782
ümolvuzaklik2	30	21,00	35,00	26,4333	,71347	3,90785
amolacı1	30	65,00	90,00	75,9000	1,32817	7,27466
amolacı2	30	67,00	92,00	76,8500	1,35679	7,43147
amolhuzaklik1	30	25,00	36,50	31,6167	,58609	3,21012
amolhuzaklik2	30	25,50	36,00	31,4333	,55384	3,03353
amolvuzaklik1	30	22,00	33,00	28,9333	,51290	2,80926
amolvuzaklik2	30	21,00	32,00	28,2833	,49053	2,68676
hfüka	30	-9,00	-,50	-4,6333	,42947	2,35230
hfükh	30	-1,50	2,00	,0833	,16624	,91051
hfükv	30	-4,00	-1,50	-2,4833	,11862	,64971
hfaka	30	-9,00	-1,00	-3,9333	,39299	2,15252
hfakh	30	-1,50	1,00	-,1333	,14958	,81931
hfakv	30	1,00	4,00	1,9167	,12704	,69584
hfüma	30	,00	5,00	1,8667	,28661	1,56983
hfümh	30	-2,00	1,00	-,1667	,11073	,60648
hfümv	30	,00	2,50	,6667	,12533	,68649
hfama	30	,00	2,00	,9500	,14050	,76957
hfamh	30	-1,00	1,00	-,1833	,11367	,62261
hfamv	30	-2,00	,00	-,6500	,09634	,52768
Valid N (listwise)	30					

Ek 10. Lateral sefalometrik filmler üzerinde laceback ile elde edilen değerlerin tanımlayıcı istatistikleri.

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic
ükanaç1	30	58,00	97,00	83,7333	1,50014	8,21661
ükanaç2	30	56,00	90,00	79,4333	1,46486	8,02339
ükanhuzaklik1	30	15,50	29,00	22,3000	,59770	3,27372
ükanhuzaklik2	30	13,50	29,00	22,6667	,61041	3,34338
ükanvuzaklik1	30	41,50	58,00	48,3500	,72443	3,96787
ükanvuzaklik2	30	38,00	56,00	46,3667	,75618	4,14174
akanaç1	30	71,00	94,00	81,0667	1,06018	5,80685
akanaç2	30	70,00	86,50	77,6167	,81498	4,46381
akanhuzaklik1	30	32,00	45,00	37,9833	,65587	3,59234
akanhuzaklik2	30	32,00	45,00	37,9500	,63398	3,47243
akanvuzaklik1	30	5,00	16,50	10,0167	,44817	2,45470
akanvuzaklik2	30	6,00	16,00	11,1333	,41794	2,28915
ümolaç1	30	60,00	88,00	72,9667	1,38089	7,56345
ümolaç2	30	60,00	90,00	74,5000	1,32851	7,27656
ümolhuzaklik1	30	13,00	25,00	19,6500	,60750	3,32739
ümolhuzaklik2	30	13,00	25,00	19,6167	,58902	3,22619
ümolvuzaklik1	30	20,00	35,00	25,3833	,73214	4,01008
ümolvuzaklik2	30	21,00	35,00	25,9833	,71055	3,89182
amolaç1	30	59,00	90,00	74,4000	1,30481	7,14674
amolaç2	30	60,00	90,00	75,1333	1,27823	7,00115
amolhuzaklik1	30	25,00	36,00	31,5000	,56781	3,11005
amolhuzaklik2	30	26,00	36,00	31,5167	,53471	2,92870
amolvuzaklik1	30	21,00	33,50	28,5667	,58217	3,18870
amolvuzaklik2	30	21,00	33,00	28,0500	,56596	3,09992
lfüka	30	-9,00	-1,00	-4,3000	,48400	2,65096
lfüh	30	-2,00	2,00	,3667	,17276	,94626
lfükv	30	-4,00	,00	-1,9833	,19101	1,04620
lfaka	30	-7,50	2,00	-3,4500	,42774	2,34282
lfakh	30	-1,50	1,50	-,0333	,14958	,81931
lfakv	30	-1,00	4,00	1,1167	,20993	1,14984
lfüma	30	,00	4,00	1,5333	,24322	1,33218
lfümh	30	-2,00	1,00	-,0333	,11227	,61495
lfümv	30	,00	1,50	,6000	,10000	,54772
lfama	30	,00	2,00	,7333	,12625	,69149
lfamh	30	-1,00	1,00	,0167	,10582	,57959
lfamv	30	-1,00	,00	-,5167	,07383	,40436
Valid N (listwise)	30					

Ek 11. Çalışma başı ve sonu iskelet ve keserlere ilişkin değerlerin karşılaştırılması.

		Paired Differences							
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	sna1 - sna2	,17667	1,18371	,21611	-,26534	,61867	,817	29	,420
Pair 2	snb1 - snb2	-,01000	1,15112	,21016	-,43983	,41983	-,048	29	,962
Pair 3	anb1 - anb2	,20333	,90800	,16578	-,13572	,54239	1,227	29	,230
Pair 4	wits1 - wits2	,11667	1,45509	,26566	-,42667	,66001	,439	29	,664
Pair 5	snmand1 - snmand2	,47000	1,76091	,32150	-,18753	1,12753	1,462	29	,155
Pair 6	snmax1 - snmax2	,22367	1,96333	,35845	-,50945	,95679	,624	29	,538
Pair 7	maxmand1 - maxmand2	,20667	2,32808	,42505	-,66265	1,07599	,486	29	,630
Pair 8	sna3 - sna4	,01667	,83546	,15253	-,29530	,32863	,109	29	,914
Pair 9	snb3 - snb4	-,06667	1,00630	,18372	-,44243	,30909	-,363	29	,719
Pair 10	anb3 - anb4	,11667	,89715	,16380	-,21834	,45167	,712	29	,482
Pair 11	wits3 - wits4	-,05000	1,22016	,22277	-,50562	,40562	-,224	29	,824
Pair 12	snmand3 - snmand4	,53333	1,38298	,25250	,01692	1,04975	2,112	29	,043
Pair 13	snmax3 - snmax4	,26667	1,17248	,21406	-,17115	,70448	1,246	29	,223
Pair 14	maxmand3 - maxmand4	,23333	1,73570	,31689	-,41479	,88145	,736	29	,467
Pair 15	maxu11 - maxu12	1,20000	2,32527	,42453	,33173	2,06827	2,827	29	,008
Pair 16	mandl11 - mandl12	1,90000	2,73357	,49908	,87927	2,92073	3,807	29	,001
Pair 17	u1dikuzak1 - u1dikuzak22	,70000	,97909	,17876	,33440	1,06560	3,916	29	,001
Pair 18	l1dikuzak1 - l1dikuzak2	-,53333	,86037	,15708	-,85460	-,21207	-3,395	29	,002
Pair 19	maxu13 - maxu14	1,30667	2,53104	,46210	,36156	2,25177	2,828	29	,008
Pair 20	mandl13 - mandl14	2,05667	3,33070	,60810	,81296	3,30037	3,382	29	,002

Ek 12. Hycon aygıtı ve laceback ile ağız içi ve modelde görülen farkların ve hesaplanan boşluk kapanma hızlarının gruplar arasında 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 faiuhycon - faiulace	-1,21000	1,22878	,22434	-1,66883	-,75117	-5,394	29	,000
Pair 2 failhycon - faillace	-1,50667	1,86546	,34059	-2,20324	-,81009	-4,424	29	,000
Pair 3 fmuhycon - fmulace	-1,10000	1,26899	,23169	-1,57385	-,62615	-4,748	29	,000
Pair 4 fmlhycon - fmlilace	-1,38667	1,75847	,32105	-2,04329	-,73004	-4,319	29	,000
Pair 5 aiuh - aiul	-,60500	,61439	,11217	-,83442	-,37558	-5,394	29	,000
Pair 6 ailh - aill	-,75333	,93273	,17029	-1,10162	-,40505	-4,424	29	,000
Pair 7 muh - mul	-,55000	,63450	,11584	-,78693	-,31307	-4,748	29	,000
Pair 8 mlh - mll	-,69333	,87924	,16053	-1,02165	-,36502	-4,319	29	,000

Ek 13. Kanin dişlerinde görülen rotasyonların model üzerinde incelenmesi ile elde edilen değerlerin gruplar arasında 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	uhycon1 - uhycon2	7,30333	9,31634	1,70092	3,82456	10,78211	4,294	29	,000
Pair 2	ulace1 - ulace2	6,59000	9,62143	1,75663	2,99730	10,18270	3,752	29	,001
Pair 3	fh - fl	-,71333	12,60790	2,30188	-5,42120	3,99453	-,310	29	,759

Ek 14. Lateral sefalometrik filmler üzerinde Hycon aygıtı ile meydana gelen değişimlerin grup içi karşılaştırılması.

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	ükanaçı1 - ükanaçı2	4,63333	2,35230	,42947	3,75497	5,51170	10,788	29	,000
Pair 2	ükanhuzaklık1 - ükanhuzaklık2	-,08333	,91051	,16624	-,42332	,25666	-,501	29	,620
Pair 3	ükanvuzaklık1 - ükanvuzaklık2	2,55000	,64794	,11830	2,30805	2,79195	21,556	29	,000
Pair 4	akanaçı1 - akanaçı2	3,93333	2,15252	,39299	3,12957	4,73710	10,009	29	,000
Pair 5	akanhuzaklık1 - akanhuzaklık2	,13333	,81931	,14958	-,17260	,43927	,891	29	,380
Pair 6	akanvuzaklık1 - akanvuzaklık2	-1,91667	,69584	,12704	-2,17650	-1,65684	-15,087	29	,000
Pair 7	ümolaçı1 - ümolaçı2	-1,86667	1,56983	,28661	-2,45285	-1,28048	-6,513	29	,000
Pair 8	ümolhuzaklık1 - ümolhuzaklık2	,16667	,60648	,11073	-,05980	,39313	1,505	29	,143
Pair 9	ümolvuzaklık1 - ümolvuzaklık2	-,66667	,68649	,12533	-,92301	-,41033	-5,319	29	,000
Pair 10	amolaçı1 - amolaçı2	-,95000	,76957	,14050	-1,23736	-,66264	-6,761	29	,000
Pair 11	amolhuzaklık1 - amolhuzaklık2	,18333	,62261	,11367	-,04915	,41582	1,613	29	,118
Pair 12	amolvuzaklık1 - amolvuzaklık2	,65000	,52768	,09634	,45296	,84704	6,747	29	,000

Ek 15. Lateral sefalometrik filmler üzerinde laceback ile meydana gelen değişimlerin grup içi karşılaştırılması.

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	ükanıağı1 - ükanıağı2	4,30000	2,65096	,48400	3,31012	5,28988	8,884	29	,000
Pair 2	ükanhuzaklık1 - ükanhuzaklık2	-,36667	,94626	,17276	-,72000	-,01333	-2,122	29	,042
Pair 3	ükanvuzaklık1 - ükanvuzaklık2	1,98333	1,04620	,19101	1,59267	2,37399	10,383	29	,000
Pair 4	akanaçı1 - akanaçı2	3,45000	2,34282	,42774	2,57518	4,32482	8,066	29	,000
Pair 5	akanhuzaklık1 - akanhuzaklık2	,03333	,81931	,14958	-,27260	,33927	,223	29	,825
Pair 6	akanvuzaklık1 - akanvuzaklık2	-1,11667	1,14984	,20993	-1,54602	-,68731	-5,319	29	,000
Pair 7	ümolaağı1 - ümolaağı2	-1,53333	1,33218	,24322	-2,03078	-,103589	-6,304	29	,000
Pair 8	ümolhuzaklık1 - ümolhuzaklık2	,03333	,61495	,11227	-,19629	,26296	,297	29	,769
Pair 9	ümolvuzaklık1 - ümolvuzaklık2	-,60000	,54772	,10000	-,80452	-,39548	-6,000	29	,000
Pair 10	amolaağı1 - amolaağı2	-,73333	,69149	,12625	-,99154	-,47513	-5,809	29	,000
Pair 11	amolhuzaklık1 - amolhuzaklık2	-,01667	,57959	,10582	-,23309	,19975	-,158	29	,876
Pair 12	amolvuzaklık1 - amolvuzaklık2	,51667	,40436	,07383	,36568	,66766	6,998	29	,000

Ek 16. Lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan ölçümlerin gruplar arasında 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	lfüka - hfüka	,33333	2,76472	,50477	-,69903	1,36570	,660	29	,514
Pair 2	lfükh - hfükh	,28333	1,44844	,26445	-,25752	,82419	1,071	29	,293
Pair 3	lfükv - hfükv	,56667	1,15021	,21000	,13717	,99616	2,698	29	,011
Pair 4	lfaka - hfaka	,48333	2,91395	,53201	-,60475	1,57142	,909	29	,371
Pair 5	lfakh - hfakh	,10000	1,22051	,22283	-,35575	,55575	,449	29	,657
Pair 6	lfakv - hfakv	-,80000	1,52338	,27813	-1,36884	-,23116	-2,876	29	,007
Pair 7	lfüma - hfüma	-,33333	1,82574	,33333	-1,01508	,34841	-1,000	29	,326
Pair 8	lfümv - hfümv	-,06667	,98027	,17897	-,43270	,29937	-,372	29	,712
Pair 9	lfümh - hfümh	,13333	,85029	,15524	-,18417	,45084	,859	29	,397
Pair 10	lfama - hfama	-,21667	1,09610	,20012	-,62596	,19262	-1,083	29	,288
Pair 11	lfamh - hfamh	,20000	,97025	,17714	-,16230	,56230	1,129	29	,268
Pair 12	lfamv - hfamv	,13333	,69398	,12670	-,12580	,39247	1,052	29	,301

Ek 17. Lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan ölçümlerin gruplar arasında sağ ve sol taraflar ayırt edilerek gerçekleştirilen karşılaştırma.

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	füsolkalace - füsolkahyc	-,93333	2,68506	,69328	-2,42027	,55360	-1,346	14	,200
Pair 2	füsolkhlace - füsolkhhyc	,83333	2,20929	,57044	-,39013	2,05680	1,461	14	,166
Pair 3	füsolkvlace - füsolkvhyc	,23333	1,67829	,43333	-,69607	1,16274	,538	14	,599
Pair 4	füsagkalace - füsagkahyc	-1,20000	2,99285	,77275	-2,85738	,45738	-1,553	14	,143
Pair 5	füsagkhlace - füsagkhyc	,33333	2,02367	,52251	-,78734	1,45400	,638	14	,534
Pair 6	füsagkvlace - füsagkvhyc	,16667	1,72861	,44633	-,79061	1,12394	,373	14	,714
Pair 7	fasolkalace - fasolkahyc	-,06667	2,41917	,62463	-1,40636	1,27302	-,107	14	,917
Pair 8	fasolkhlace - fasolkhhyc	-,03333	1,14122	,29466	-,66532	,59865	-,113	14	,912
Pair 9	fasolkvlace - fasolkvhyc	,30000	2,28192	,58919	-,96368	1,56368	,509	14	,619
Pair 10	fasagkalace - fasagkahyc	,90000	3,37110	,87041	-,96685	2,76685	1,034	14	,319
Pair 11	fasagkhlace - fasagkhyc	,16667	1,33184	,34388	-,57088	,90422	,485	14	,635
Pair 12	fasagkvlace - fasagkvhyc	,03333	1,54072	,39781	-,81989	,88655	,084	14	,934

Yazar ve yılı	n başta sayısı	Yazı	gruplar	kanın retraksiyon tipi	süre	ark teli	kuvet kaynağı	kuvet miktarı	toplam kanın hareketi	hareket hızı	angulasyon	rotasyon
Martins ve ark., 2009	10	17,4 -21,6	...	arka birlikte	8 hafta	0.017x0.025 beta ti	loop	...	max:3,2 man:3,8	max:1,6 man:1,9
Thiruvenkatachari ve ark., 2008	12 bölü 2	16 - 22 (19,7)	microimplant ankrāj molar ankrāj	ark üzerinde	4-9 ay	0.016x0.022 ss	nifti coil	100g	max:4,29 man:4,1	max:0,93 man:0,83 ay
Shpack ve ark., 2008	14 bölü 2	...	devrilme hareketi paralel hareket	ark üzerinde	174 gün 136 gün	0.018 ss	nifti coil	0.5 N 0.75 N	max:3,79 man:3,75	max:0,81 man:0,76 ay	6,1 2,8 eksi 0,8 0,4	15,4 18,5 18 20,2
Deguchi, 2007	30 bölü2 bölü3	14 - 27 (21,3)	clear snap	ark üzerinde	3 ay	0.016 ss	nifti coil	150 100 50g	2mm 1,8mm 1,6mm	1,5mm 1,2mm 0,7mm
Bokas ve Woods 2006	12 bölü 2	13 - 14,5	steel ligature	ark üzerinde	112 gün	0.016x0.016ss	nifti coil	200g	...	1,85mm
Sueri ve Türk 2006	15 bölü 2	14 y 11 a	nifti coil spring elastomeric chain	ark üzerinde	2,53 ay	0.012 nifti 0.014-0.016 devran	nifti coil spring faceback	150g	max:4,07	...	11,63	2,68
Herman ve ark., 2006	16	11,4 - 22,6 (13,8)	...	ark üzerinde	...	0.017x0.025 ss	nifti coil spring	150g	max:1,67	max:1,3mm	4,50	7,75
Hayashi ve ark., 2004	8 bölü 2	23,2 - 29,2 (19,4)	sliding mechanics	ark üzerinde	2 ay	0.018 ss	nifti coil spring	1 N	3,62	...	7,94	22,06
Irvine ve ark., 2004	30	13,7 ±1,5	retraction spring	arka birlikte	7,1 ay	0.018x0.025ss	rickets ret spring	1 N	3,95	...	7,89	4,07
Iwasaki ve ark., 2000	32	12y 3a - 16y 3a	faceback	ark üzerinde	...	0.018 ss	faceback
Samuels, 1998	7 bölü 2	12y 3a - 16y 3a	non faceback	arka birlikte	84 gün	kadar ki süreç	loop ve spring	18 g	max:2,41	1,17	4,90	-1
Darendélller ve ark., 1997	18 bölü 2	9,8 - 24,1 (16,9)	4kpa	arka birlikte	187	0.017x0.025 ss	loop ve spring	60 g	max:3,52	ort	2,00	-6
Bajcic ve Sadowsky, 1997	24	12,5 - 43,1 (18,9)	100g nifti coil DC drum spring PC pull coil	ark üzerinde	13 hafta	0.019x0.025 ss	nifti coil	200g
Hasler ve ark., 1997	22 bölü 2	10,2 - 26,6 (13,7)	tek grup	ark üzerinde	7,1 ay	0.016ss	nifti coil spring	150g-200g	max:5,3	1,97 mm ay	1,1mm	5,6mm
Daskalogiannakis ve McLellan, 1996	6 bölü 2	...	eski çikilen 4ler yeni çikilen 4ler	moment verilmiş arka birlikte	131 gün	0.017x0.022	drum spring pull coil	50g azalan 50g	max: 4	1,51 mm ay	2,3mm	8,4mm
Lotof ve ark., 1996	12 bölü 2	12 - 15 (14) (13)	loop magnet	arka birlikte	3 ay	0.017x0.025 tma	loop magnet	70 g	max:2,85mm	0,63mm 28gün
Tanne 1995	10 bölü2	...	Tip-Edge Straight wire	ark üzerinde	24 gün	0.018 ss	elastic chain	200g	max:4,24mm	1,22mm 28gün
Dinger ve İşcan 1994	12	11,9 - 19,9 (13)	reverse closing loop	arka birlikte	15 - 7,75 - 6	rocky mountain	loop	150g	max:1,61mm	1,88mm 3 hafta
Samuels, 1993	8	11,1 - 17,1 (14,7)	PG	arka birlikte	faula 161 gi	0.016x0.022 ss	ters kapatma zenn PG retraktör	150g	5,69mm	1,63 mm 3 hafta	max:5,41 mand:2,1	...
İşcan 1990	17	11,9 - 19,1 (15,3)	nifti coil spring elastic retraction	ark üzerinde	6,5 ay	0.019x0.025 ss	50g nifti closed coil sprit alastik ve tel ligatür	400-450	max:4,67 mand:4,13	max:0,85 man:1,03	max:3,33 man:2,75	...
Ziegler ve İngerval 1989	21 bölü 2	10 - 27 (13,6)	t2	arka birlikte	6,5 ay	0.016x0.016ss	loop	100-150g	mand:2,94mm	...	-7,00	...
Huffman ve Way 1983	16 bölü 2	11-15 (13)	sliding technique Gjessing ret spring	ark üzerinde	median 103	0.018 ss	alastik	380g>200g	4,67mm	1,41mm 30gün	1,41mm	4,04mm
Andreasen ve Zvanniger 1980	14 bölü 2	...	0.020 australian light forces heavy forces	ark üzerinde	10 hafta	0.016 australian 0.020 australian	PG retraktör plechter spring	160g	6,23mm	1,91mm 30gün	0,77mm	5,07mm
							light forces heavy forces	200g	3,37mm	1,37mm ay - 1,44mm	5,3derece	...
								100-150g	2,99mm	1,20mm ay - 1,17mm	1,7derece	...
								400-500g

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Eskişehir’de doğdum. Aynı şehirde Cengiz Topel İlköğretim Okulu’nda okudum. İki sene Fransa’da bulundum. Yurda dönüşte Galatasaray Lisesi’ne girdim. 1996’da Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandım. 2002’de lisans eğitimimi tamamladım. 2004’te Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Bölümü’ ne girdim. 2006 yılında doktora yeterlilik sınavını geçtim. Halen Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktayım.

Yabancı dilim İngilizce ve Fransızca’dır.