

T. C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİNİ VİDA ANKRAJININ KULLANILDIĞI İKİ
FARKLI EN MASSE RETRAKSİYON
MEKANİZMASININ ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. CELAL GENÇ

DANIŞMAN

Prof. Dr. JALEN DEVECİOĞLU KAMA

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2011

T. C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİNİ VİDA ANKRAJININ KULLANILDIĞI İKİ
FARKLI EN MASSE RETRAKSİYON
MEKANİĞİNİN ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. CELAL GENÇ

DANIŞMAN

Prof. Dr. JALEN DEVECİOĞLU KAMA

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

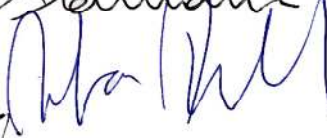
**BU TEZ ÇALIŞMASI, DİCLE ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA
PROJELERİ KOORDİNATÖRLÜĞÜNÜN 2008/64-79 SAYILI PROJESİ
İLE DESTEKLENMİŞTİR.**

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

“MİNİ VİDA ANKRAJININ KULLANILDIĞI İKİ FARKLI EN MASSE RETRAKSİYON MEKANİZMASININ ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI” isimli
Doktora Tezi 10/05/2011 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Jalen DEVECİOĞLU KAMA

Tezi Teslim Eden : Dt. Celal GENÇ

Jüri Üyesinin Ünvanı	Adı Soyadı	İmza	Üniversitesi
Başkan :	Prof. Dr. Servet DOĞAN		Ege
Üye :	Prof. Dr. Jalen DEVECİOĞLU KAMA		Dicle
Üye :	Prof. Dr. Orhan HAMAMCI		Dicle
Üye :	Prof. Dr. M. İrfan KARADEDE		Dicle
Üye :	Doç. Dr. Törtün ÖZER		Dicle

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.


Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU
Dicle Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde kendisinden çok şey öğrendiğim ve tez hazırlama sürecimde bana sabırla her türlü desteği veren, bana iyi ve vicdan sahibi bir hekim olma yolunu gösteren, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Jalen DEVECİOĞLU KAMA' ya,

Diyarbakır'da bulunduğum süre zarfında ve tezimin hazırlanma aşamasında kapısını çok sık çaldığım ve her seferinde bana kapısını sevgi ve samimiyetle açan çok sevdiğim hocam ve abim Doç. Dr. Törün Özer'e,

Ortodonti eğitimim sırasındaki teorik ve pratik katkılarından dolayı Prof. Dr. Orhan HAMAMCI, Prof. Dr. İrfan KARADEDE, Doç. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN, Yrd. Doç. Dr. Güvenç BAŞARAN, Yrd. Doç. Dr. Mehmet DOĞRU ve Yrd. Doç. Dr. Nihal HAMAMCI 'ya,

Birlikte çalışmaktan büyük zevk aldığım mesai arkadaşlarım Dt. Bahadır ODABAŞ, Dr. Neval DİLDEŞ ve Dt. İlknur Veli'ye,

Ortodonti Anabilim Dalı doktora öğrencisi ve asistan arkadaşlarım ile kliniğimizin tüm çalışanlarına,

Tezimin hazırlanma aşamasındaki maddi desteğinden ötürü Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne ve tüm çalışanlarına,

Tezimin hazırlanma süresinde yanımda olan ve gösterdiği sabır ve sevgiyle bu sürecimi kolaylaştıran Çiğdem Çetin'e,

Her zaman yanımda olan en kıymetli varlıklarım olan canımdan çok sevdiğim dünya iyisi aileme en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Tez onayı	iii
Teşekkür sayfası	iv
İçindekiler	v
Tablolar dizini	vii
Şekiller dizini	viii
Simgeler ve kısaltmalar	ix
Özet	x
Özet (İngilizce)	xii
 1. GİRİŞ	 1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sürtünmeli (Kayan) mekanikler	5
2.2. Sürtünmesiz mekanikler	11
2.2.1. Loop Konumu	13
2.2.2. Loop Tasarımı	13
2.2.3. Loop Aktivasyonu	15
2.3. En Masse Retraksiyon	17
2.4. Ankraj	19
2.4.1. Ankraj Kontrolü	21
2.4.2. Kemik-içi Ankraj Yöntemleri	22
3. BİREY VE YÖNTEM	25
3.1. Mini vidaların yerleştirilmesi	27
3.2. Sefalometrik analiz yöntemi	33

3.2.1. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde	
Kullanılan Noktalar	34
3.2.2. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde	
Kullanılan Düzlemler	35
3.2.3. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde	
Kullanılan Ölçümler	38
3.2.3.1. İskeletsel Ölçümler	38
3.2.2.2. Dentoalveoler Ölçümler	38
3.2.2.3. Yumuşak doku ölçümleri	39
3.3. İstatistiksel değerlendirme	44
4. BULGULAR.....	45
4.1. Metot hatasının değerlendirilmesi	45
4.2. Double Keyhole Loop ve Power Hook gruplarına ait en masse retraksiyon öncesi değerleri ve aralarındaki farkların incelenmesi.....	45
4.3. Double Keyhole Loop ve Power Hook gruplarındaki değerlerde, en masse retraksiyon ile oluşan değişikliklerin grup içi ve gruplar arası farklarının incelenmesi.....	48
5.TARTIŞMA.....	54
6.SONUÇ	68
7.KAYNAKLAR	70
8. ÖZGEÇMİŞ.....	89

TABLOLAR

Tablo 1. Çalışma kapsamına alınan bireylerin yaş ortalamaları, en masse retraksiyon süreleri ve retraksiyon hızlarının gruplar arası farklarının incelenmesi.	45
Tablo 2. Yinelenen ölçümlere ait tekrar katsayıları	46
Tablo 3. En masse retraksiyon öncesi değerlerin DKL ve PH grupları arasındaki farklarının değerlendirilmesi	47
Tablo 4. DKL grubunda, en masse retraksiyon öncesi ve sonrası oluşan değişikliklerin grup içi değerlendirmesi	49
Tablo 5. PH grubunda, en masse retraksiyon öncesi ve sonrası oluşan değişikliklerin grup içi değerlendirmesi	50
Tablo 6. DKL ve PH gruplarında, en masse retraksiyon ile oluşan değişikliklerinin gruplar arası farklarının değerlendirilmesi.....	51

ŞEKİLLER

Şekil 1: Ankraj amaçlı kullanılan mini vida.	26
Şekil 2: Mini vidaların yerleştirilmesi.....	27
Şekil 3: Mini vidaların kontrolü amacıyla alınan periapikal radyograf.....	27
Şekil 4: Sürtünmesiz sistemle gerçekleştirilen en masse retraksiyonda kullanılan Double Keyhole Looplu hazır ark teli.....	28
Şekil 5: Double Keyhole Looplu hazır ark telinin aktivasyonu.	28
Şekil 6: Double Keyhole Looplu ark telinin aktivasyonu ile elde edilen kuvvet miktarının tespit edilmesi.....	29
Şekil 7: Sürtünmeli sistemle gerçekleştirilen en masse retraksiyonda kullanılan vertikal kancalar (Power Hook).....	30
Şekil 8: Vertikal kanca ve Ni-Ti kapayıcı yayla gerçekleştirilen en masse retraksiyon.	30
Şekil 9: Power Hook grubundaki Ni-Ti kapayıcı sarmal yayın aktif halde iken uyguladığı kuvvetin tespit edilmesi.....	31
Şekil 10: Double Keyhole Loop grubuna ait örnek ağız içi fotoğraflar.....	32
Şekil 11: Power Hook grubuna ait örnek ağız içi fotoğraflar.....	32
Şekil 12: Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan noktalar.	36
Şekil 13: Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan düzlemler.	37
Şekil 14: İskeletsel ölçümler.....	40
Şekil 15: Dentoalveolar ölçümler.....	41
Şekil 16: Dentoalveolar ölçümler (devamı).....	42
Şekil 17: Yumuşak doku ölçümleri.	43

SİMGELER VE KISALTMALAR

CCD = Charge Coupled Device

DKL = Double Keyhole Loop

GAC = Gield and Arts Corporation

gr = Gram

ml= Mililitre

mm = Milimetre

Ni-Ti= Nikel-Titanyum

p= İstatistiksel anlam derecesi

PH = Power Hook

r = Tekrarlama katsayısı

SD = Standart sapma

x = Aritmetik ortalama

° = Derece

" = İnç

% = Yüzde

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, anterior altı dişin mini vida ankrajı ve iki farklı biyomekanik yöntem kullanılarak gerçekleştirilen en masse retraksiyonunun etkilerinin karşılaştırılması olarak incelenmesidir.

Bu amaçla, üst çeneden iki adet birinci premolar çekimi ve çekim boşluklarının maksimum ankraj ile kapatılması planlanan Sınıf II bölüm 1 malokluzyona sahip 60 hasta çalışma kapsamına alınmıştır. Otuz hastanın en masse retraksiyonu Power Hook (PH) ve Nikel Titanyum (Ni-Ti) kapayıcı sarmal yayların kullanıldığı sürtünmeli mekaniklerle gerçekleştirilmiştir. Diğer 30 hastanın en masse retraksiyonu ise Double Keyhole Looplu (DKL) hazır ark tellerinin kullanıldığı sürtünmesiz mekaniklerle gerçekleştirilmiştir. Mutlak ankraj ünitesi olarak her iki grupta da 1.6 mm çap ve 9 mm uzunluktaki mini vidalar kullanılmıştır. Her iki gruptan en masse retraksiyon öncesi (T1) ve sonrasında (T2) lateral sefalometrik radyografiler alınmıştır.

İki yöntem arasındaki farkların değerlendirilmesi amacıyla 27 sefalometrik ölçüm değerlendirilmiştir. Yöntemlerin etkilerinin grup içi değerlendirmesi eşleştirilmiş t testi ile, iki yöntemle elde edilen değişikliklerin gruplar arası farklarının değerlendirilmesi ise bağımsız t testi ile yapılmıştır.

Araştırma sırasında kullanılan 120 mini vidanın genel başarı oranı % 83.3 olmuştur. Grup içi değerlendirmede, her iki grupta da en masse retraksiyonla SNA, ANB, Witts, U1.PD, U3.PD, SV-A, overjet, U1i-SV, U3c-SV, UL-SV, ölçümlerindeki azalma ve UL-E, LL-E ve nasolabial açı ölçümlerindeki artış istatistiksel olarak anlamlı miktarlarda olmuştur. Bu ölçümlerdeki değişimlerin gruplar arası değerlendirmelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Bununla beraber; U1.PD, U1-NA ve overjet miktarlarındaki azalma DKL grubunda PH grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha fazla olurken, U1a-SV mesafesindeki azalma PH grubunda DKL grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha fazla

olmuştur. Bu bulgular PH grubundaki keser retraksiyonunun DKL grubundakilere göre daha paralel gerçekleştiğini göstermektedir.

Her iki grubun en masse retraksiyonları hemen hemen aynı sürede tamamlanmıştır. DKL grubunda bu süre 6.4 ay olurken retraksiyon hızı ayda 0.64 mm olarak gerçekleşmiştir. PH grubunun en masse retraksiyon süresi ise 6.2 ay, retraksiyon hızı ayda 0.62 mm şeklinde gerçekleşmiştir.

Herhangi bir ankraj kaybı olmadan gerçekleştirilen anterior retraksiyonun yumuşak doku profilindeki olumlu etkisi kullanılarak Sınıf II bölüm 1 kamuflej tedavisini etkin bir şekilde gerçekleştirilebilir.

Anterior dişlerin daha paralel bir şekilde retrakte edilebilmesi için retraksiyon kuvvetinin bu dişlerin direnç merkezlerine yakın bir noktadan uygulanması gerekmektedir. Ark teline eklenecek vertikal kancalar sayesinde bunu başarmak mümkün olabilmektedir.

Double Keyhole Looplu ark telleri çekim boşluklarının kapatılması için etkili olsalar da aktivasyonları uygun şekilde yapılmadığında dişlerde istenmeyen devrilmelere yol açabilmektedirler. Bu ark tellerinin optimal kuvvet uygulayabilmeleri için loopların 1 mm'den fazla aktive edilmemesi gerekmektedir. Ayrıca aktivasyon için uygulanacak yöntemin DKL'lu ark tellerinde deformasyona yol açmayacak şekilde yapılması uygun olacaktır.

Anahtar kelimeler: En masse retraksiyon, mini vidalar, sürtünmeli mekanikler, sürtünmesiz mekanikler, Power Hook, Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar, Double Keyhole Looplu ark telleri,.

ABSTRACT

COMPARISON OF THE EFFECTS TWO DIFFERENT EN MASSE RETRACTION MECHANICS USED WITH MINI SCREW ANCHORAGE

The purpose of this study was to compare of the treatment outcomes of two different en masse retraction mechanics used with intra-osseous anchorage provided by mini screws.

Sixty Class II division 1 patients requiring maxillary two premolar extractions and maximum anchorage were included to this study. The patients were divided into two equal groups (DKL and PH). The en masse retraction of one group (DKL group) was performed by frictionless mechanics applied with prefabricated Double Keyhole Loop arch wires. The en masse retraction of other group (PH group) was performed by frictional mechanics which the force was applied with Ni-Ti Closed coil springs and Power Hooks. Mini screws with 1.6 mm diameter and 9 mm length were used as absolute anchorage unit in both groups. Lateral cephalometric radiographs were taken before (T1) and after (T2) en masse retraction of both groups.

Twenty seven cephalometric measurements were used to investigate the differences between two retraction methods. The Independent samples t-test for used for pairwise comparison. Paired samples t-test was used to make an intergroup evaluation.

The overall success rate of 120 mini screws used in research was % 83.3. There were statistically significant decreases at SNA, ANB, Witts appraisal, U1.PD, U3.PD, SV-A, overjet, U1i-SV, U3c-SV, UL-E, UL-SV, LL-E measurements and significant increase at nasolabial angle in both groups. There were no statistically significant differences in changes of those parameters between two groups. The decreases in U1.PD, U1-NA and overjet were significantly higher in DKL group than PH group while U1a-SV measurement decreased significantly higher in PH group. These findings

indicate that PH group showed more translational movement of central incisors than DKL group.

The en masse retractions of both groups were completed in almost the same time. The retraction time was 6.4 months and the retraction amount was 0.64 mm per month in DKL group. The retraction time was 6.2 months and the retraction speed was 0.62 mm per month in PH group.

The effects of anterior retraction on soft tissue profile without losing any anchorage can help the clinician to perform an efficient Class II division 1 camouflage therapy.

In order to retract the anterior teeth more translational, the retraction force must be applied near to the center of the resistance of anterior teeth. Vertical hooks attached to arch wire may be helpful to achieve this goal.

Double Keyhole Loop arch wires are effective in space closure but they may cause undesired tipping if they are not activated properly. In order to apply optimal forces and moments the loops on this arch wire should not be activated more than 1 mm. Although, the activation method must be performed properly in order to prevent deformations on the arch wire.

Key words: En masse retraction, mini screws, frictional mechanics, frictionless mechanics, Power Hook, Ni-Ti closed coil springs, Double Keyhole Loop arch wires,

1.GİRİŞ

Ortodontik amaçlı diş çekimleri, yer darlığı problemini ve/veya kapanış uyumsuzluklarını çözmek amacıyla sık başvurulanan bir yöntemdir. Özellikle overjet miktarının arttığı Angle Sınıf II bölüm 1 vakalarda, üst çene anterior dişleri retrakte ederek overjet miktarını düzenlemek ve yumuşak doku profilini dengelemek amacıyla üst çene birinci premolar dişlerin çekimi oldukça yaygındır. Olgunun şiddetine göre çekim boşluklarının ne kadarının ön grup dişler tarafından kapatılacağı belirlendikten sonra çeşitli retraksiyon mekanikleri kullanılmaktadır. (1-12)

Ortodontide diş hareketleri elde edebilmek için genel olarak iki mekanik kullanılmaktadır. Bunlar; kuvvet elemanları eklenerek kullanılan sürtünmeli mekanikler ve içerdikleri looplar vasıtasıyla kuvvet uygulayan sürtünmesiz mekaniklerdir. (13-74)

Geleneksel retraksiyonda ilk olarak kanin dişlerin distalizasyonu yapıldıktan sonra keser dişler retrakte edilmektedir. Bu yöntem kademeli retraksiyon olarak da adlandırılır ve amacı ankraj kaybının önüne geçmektir. Diğer yöntem ise kanin ve keser dişlerin birlikte retrakte edildiği en masse retraksiyon yöntemidir. Bu yöntemde ankraj kontrolü tedavinin önemli parçasını oluşturmaktadır. (10, 11, 51, 56, 75-95)

Ortodontide ankraj artırıcı yöntemler genel olarak ağız içi ve ağız dışı olarak iki gruba ayrılır. Transpalatal ark, nance apareyi, destek diş sayısının artırılması, momentlerin düzenlenmesi gibi ağız içi yöntemler maksimum ankraj vakalarında yetersiz kalabilme ve uygulama güçlüğü gibi olumsuzluklara sahiptir. (8, 93, 105-113)

Headgear gibi ağız dışı yöntemler yeterli ankraj sağlasalar da başarıları tamamıyla hasta uyumuna bağlıdır.(114-116)

Son dönemlerde kemik içi ankraj yöntemleri popülerlik kazanmıştır. Osseointegre implantlar, onplantlar ve mini plaklara göre uygulanması oldukça basit olan mini vidalar özellikle son 10 yılda oldukça yaygınlaşmıştır. Mini vidaların mutlak ankraj sağlayabilmekteki başarıları özellikle kritik ankraj kontrolü gerektiren en masse retraksiyon yönteminin uygulanabilirliğini arttırmıştır. (53, 88, 96, 104, 105, 117-142)

Bu randomize klinik tez çalışmasının amacı mini vida ankrajının kullanıldığı çekimli vakalarda, iki farklı mekanikle gerçekleştirilen en masse retraksiyon yönteminin etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Bu amaçla, çalışmaya alınan grupların birinde, DKL'lu hazır ark telleri ile, diğerinde ise PH eklenmiş ark telleri ve Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile en masse retraksiyon yapılmıştır. Bu çalışmada ayrıca mini vidaların en masse retraksiyon tekniğindeki başarıları değerlendirilmiştir. İki farklı retraksiyon yönteminin iskeletsel, dişsel ve yumuşak doku etkileri ile tedavi süreleri karşılaştırılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

Epidemiyolojik araştırmalara göre Angle sınıf II bölüm 1 en sık görülen malokluzyon tipidir ve bu hastalarda en fazla alt çene geriliği görülmektedir (1).

Alt çene geriliğine bağlı sınıf II bölüm 1 hastalar için seçilecek tedavi yöntemleri; hastanın yaşı ve büyüme potansiyeli, yüz profili, iskeletsel uyumsuzluğun şiddeti ve hastanın psikososyal yapısına göre belirlenmektedir. Bu yöntemler genel olarak; büyümenin yönlendirilmesi, dişsel kompenzasyon veya cerrahi ortodontik tedavidir (2,3).

Büyüme gelişimi tamamlanmış hastalarda ise genellikle bu yöntemlerden ikisi geçerli olmaktadır: 1-Altta yatan iskeletsel problemi çözmeksizin, maksiler kesici dişlerin retraksiyonu ile dişsel kapanışın ve yüz estetiğinin düzeltildiği ortodontik kamuflaj tedavisi 2- Ortognatik cerrahiyle alt çene ve/veya üst çenenin yeniden pozisyonlandırılması (4).

Şiddetli malokluzyonların varlığında ortodontik kamuflaj ve cerrahi ortodontik tedavi karşılaştırıldığında, cerrahi seçeneği dentofasiyal düzeltme açısından daha üstündür (4). Bununla beraber şiddetli Sınıf II deformiteleri olan hastaların cerrahi yerine kamuflaj tedavisini seçme oranlarının daha yüksek olduğunu belirtilmektedir (5). Bu durumun altında yatan en büyük sebep, ortognatik cerrahi yöntemlerinin hastalar tarafından oldukça riskli ve pahalı olarak görülmesidir (6). Alternatif yaklaşımlar söz konusu olduğunda mümkün olduğunca kar/zarar oranı değerlendirilip, hastanın beklentileri ve tedavi tercihleri de göz önünde bulundurularak uygun tedavinin seçilmesi gerekmektedir.

Mihalik ve ark. (4), ortodontik kamuflaj ve ortognatik cerrahi tedavilerinin sonuçlarını karşılaştırdıkları uzun dönem bir takip çalışması yürütmüşlerdir. Bu amaçla sadece ortodontik tedavi gören 31 sınıf II yetişkin hastayı tedavi bitiminden 5 yıl sonra kontrole çağırmışlardır. Hastaların

sefalometrik grafileri karşılaştırılmış, okluzal stabiliteleri ve tedavi sonu tatminlik seviyeleri değerlendirilmiştir. Sonuçlar, cerrahi düzeltme yapılan şiddetli sınıf II hastaların sonuçları ile karşılaştırılmış ve uygun seçilmiş hastalarda kamufraj tedavisi sonuçlarının ortognatik cerrahi yöntemi kadar, hatta daha fazla tatmin edici olabileceği belirtilmiştir.

Sınıf II bölüm 1 malokluzyonların dental kompenzasyon yöntemiyle tedavi edilmesi amacıyla iki veya dört adet premolar diş çekimi yapılmaktadır. Sınıf II molar ve sınıf I kanin ilişkinin hedeflendiği ve sadece maksiler birinci premolar dişlerin çekimi ile yapılan ortodontik tedaviler ile yeterli fonksiyonel uzlaşma sağlandığı belirtilmiştir (7).

Çekim boşluklarının kapatılması söz konusu olduğunda kullanılan apareylerin teknik özellikleri, içerdikleri loop ve yayların şekilleri, braket-tel ilişkisi ve uygulanan kuvvetin özellikleri önemli faktörlerdir (8).

Bununla beraber, boşlukların kapatılması ile ilgili biyomekanik temellerin iyi anlaşılması, ankrajın ve tedavi seçeneklerinin belirlenmesine ve tedavi sonuçlarını iyileştirecek yönde özel düzenlemelerin yapılmasına yardımcı olacaktır (8).

Çekim boşluklarının kapatılması genellikle iki yöntemden biriyle gerçekleştirilir. Birinci yöntem, kayan mekanikler olarak da bilinen ve devamlı ark teli boyunca çekme veya itme kuvveti uygulayan mekaniklerin kullanıldığı sürtünmeli sistemlerdir. Bu sistemlerde kuvvet elemanı olarak genellikle sarmal yaylar veya elastomerik materyaller kullanılır.

İkinci yöntem, kapayıcı looplar içeren bölümlü veya devamlı arkların kullanıldığı sürtünmesiz sistemlerdir. Ark teli braketlere bağlandıktan sonra looplar distal yönde kuvvet uygulayacak şekilde aktive edilir. Teldeki geri yaylanma özelliği looplara diş hareketini başlatıcı ve devam ettirici şekilde kuvvet uygulayarak kapanmasına yol açar. Her iki yöntemin de kendine özgü avantajları ve dezavantajları vardır (9, 10, 11, 12).

2.1. Sürtünmeli (Kayan) mekanikler

Kendinden torklu braketlerle kullanılan kayan mekanikler, tek ve blok diş hareketlerinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerdendir. Overjetin azaltılması sırasında distal yönde uygulanan kuvvet, ark telini bukkal segmentteki braket ve molar tüpler içinde kaydırarak anterior dişleri retrakte eder (13,14).

Ortaya çıkan sürtünme kuvveti sebebiyle belirgin bir direnç oluşmaktadır. Bu kuvvet, ark telinin braket slotlarının arasından kaymasını yavaşlatarak veya tamamen durdurarak posterior bölgeye büyük kuvvetlerin iletilmesine ve bu da istenmeyen diş hareketlerine sebep olmaktadır (15).

Sürtünme, birbirine temas eden iki objenin arasında bu objelerden birinin veya ikisinin birden hareketi esnasında hareket yönüne ters olarak ortaya çıkan kuvvet olarak tanımlanır.

Sürtünme ilk olarak Stoner (16) adlı araştırmacı tarafından ortodonti literatürüne tanıtılmıştır. Araştırmacı, ortodontik tedaviler sırasında uygulanan kuvvetin miktarını belirlemenin ve kuvveti kontrol etmenin güç olduğunu, çünkü sürtünme ve yanlış uygulama sonucu bir miktar kuvvetin kaybolduğunu söylemiştir.

Sürtünme, statik ve dinamik olarak ikiye ayrılır. Statik sürtünme bir dişin hareket etmesi için aşması gereken sürtünme miktarını belirtirken, dinamik sürtünme o dişin hareketinin devamında oluşan sürtünmedir (16-20).

Arzu edilen diş hareketini başlatabilmek için ark teli ve braket arasındaki statik sürtünmenin üstesinden gelinmesi gerekmektedir. Diş hareketi başladıktan sonra, hareket eden dişin braketi ve ark teli arasında ya da ark teli ve posterior braket ve tüpler arasında dinamik sürtünme ortaya çıkar (21).

Braket slotlarının seviyelenmesi ve dizilimi tamamlandığında çeşitli sebeplere bağlı olarak sürtünme kuvvetlerinde artış meydana gelmektedir. Yapılan araştırmalar, braket ve ark teli arasında ortaya çıkan sürtünmenin multifaktöriyel bir fenomen olduğunu göstermiştir. Birçok araştırmacı, aşağıdaki etkenlerin sürtünme direnci üzerinde etkisi olduğu konusunda fikir birliğine varmaktadır:

1 - Tel kalınlığı (22-30),

2 - Tel ve braket arasındaki açı (18, 22-24),

3 - Ligatür kuvveti (22),

4 - Tel şekli (22, 26-29),

5 - Tel materyali (22-27,30).

Artmış ark teli kalınlığı (22), yuvarlak yerine köşeli tellerin kullanılması (31), ark telinde oluşan tork (32) ve yüzey özellikleri (33) sürtünme kuvvetlerini arttıran etkenlerdir.

Garner ve ark. (25); çelik, nitinol ve beta titanyum tellerin sürtünme direncine etkilerini karşılaştırmışlar ve tel kalınlığı aynı olduğunda en az sürtünmenin paslanmaz çelik telde olduğunu belirtmişlerdir.

Sürtünmeli sistemlerde dişler bir ark üzerinde veya ark teli braketler arasında kaydırılarak hareket ettirilir. Bu mekaniklerin etkili olabilmeleri için kuvvete karşı oluşan dirence yani sürtünmeye galip gelinmesi gerekmektedir (34). Bu sistemlerde, elastik ya da yaylı kuvvet elemanları hareketi istenen dişe veya diş grubuna bağlanır.

Hareket bölgesindeki aygıtlar retraksiyonun kuvvet komponentini oluştururken, tel-braket arasındaki ilişki moment komponentini meydana getirmektedir (10).

Sürtünmeli sistem mekaniği dendiğinde ilk akla gelen devamlı arklardır. Ortodontik materyallerdeki teknolojik gelişmeler sayesinde kullanımı yaygınlaşan yük/esneme oranı oldukça düşük ve geri yaylanım özelliğine sahip hazır ark tellerinin üretilmeleri mümkün olmuştur. Bu teller sayesinde, loop ve düzen bükümleri yapılmadan ortodontik tedavileri yürütmek mümkün hale gelmiştir (35).

Sürtünmeli mekanikler, klinik uygulamalarının hızlı ve kolay olmaları sebebiyle ortodonti pratiğinde oldukça sık kullanılmaktadır. Bununla beraber bu sistemleri uygularken avantaj ve dezavantajlarını bilmek tedavi başarısı açısından önemlidir.

Avantajları:

- Uygulanmaları kolaydır. Hasta başında loop bükümleri gerekmemektedir,
- Hastaların konforu açısından looplu arklardan çok daha avantajlıdır. Ayrıca loopların sebep olduğu hijyen problemleri en aza indirgenmiştir,
- Ark teli boyunca gerçekleştirilecek hareketlerde süperelastik kuvvet elemanlarının kullanılabilmesi uzun süreli optimal kuvvet uygulanmasına olanak sağlar,
- Sürtünmeli sistemlerde çoğunlukla devamlı arklar kullanılmaktadır. Bu sayede diş kavsi üzerinde maksimum kontrol sağlanmaktadır (35).

Dezavantajları:

- Bu mekaniklerde, ark teli ve braketler arasında belirgin ve düzensiz bir sürtünme direnci oluşmaktadır. Bu durum hareketin gecikmesine, kontrolsüz devrilmeyle ortaya çıkabilecek okluzal eğim problemlerine veya ankraj kaybına yol açabilmektedir,
- Sürtünme çok faktöre bağlı olduğundan statik olarak belirsiz bir mekanik arz eder. Bu da ankraji tehlikeye sokar. Bu nedenle ağız dışı kuvvet kullanma ihtiyacı daha fazladır,
- Kanin distalizasyonu esnasında dişte aşırı devrilme olursa, overbite'ın artmasına neden olabilir,
- Sürtünmeli sistemde headgear kullanmaksızın en masse retraksiyon yapılması çok güçtür. Çünkü tel ile braket ve tüpler arasında oluşabilecek en küçük tork bile sürtünme nedeniyle ankraj kaybına neden olabilir. Bu durum özellikle kendinden açılı ve torklu braketlerin kullanıldığı straight wire sisteminde daha önemli hale gelmektedir.

Kayan mekaniklerde kalın ark tellerinin kullanılması dişlerde kontrolsüz devrilmeyi önler. Ark teli braketin çapraz köşesine dayanana kadar dişte devrilme hareketi olur. Bu kontak, köke dişin kronunun devrildiği yönde bir kuvvet uygular ve diş dikleşir. Bu kilit-mandal hareketi dişte daha net bir translasyon hareketine olanak sağlar ve dolayısıyla boşluk kapatmanın ardından kök dikleştirmek için daha az zaman gerektirir (36).

Birçok in-vitro çalışma sürtünme, tel kalınlığı ve kuvvet kaybı gibi faktörlerin kayan mekaniklerin başarısı üzerinde önemli etkileri olduğunu ve bu faktörlerin iyi anlaşılıp kontrol edilebilmesinin tedavi başarısını önemli derecede arttırdığını göstermiştir (36-39).

Çekim boşluklarının kapatılması esnasında dişlerde devrilme hareketinden ziyade translasyon hareketinin oluşması istenmektedir. Bununla beraber, sürtünmeli sistemlerde eğer kuvvet direnç merkezinden değil de braket seviyesinden uygulanırsa iki düzlemde moment oluşmaktadır. Distal yöndeki kuvvet sonucu oluşan momentlerden biri dişe meziobukkal rotasyon

yaptırırken diğeri kronun distale devrilmesine yol açar. Mezial yönde uygulanan kuvvetler için bu durumun tam tersi söz konusudur. Çekim boşlukları translasyon yerine devrilme ile kapanırsa, dişlere kök hareketi vererek dikleştirmek için ilave süre gerekir (9).

Ark tellerine eklenmiş vertikal kancaların (Power Hook) kullanımı kontrollü anterior diş hareketi sağlanmasında etkilidir. Kuvvet kollarının kullanımı esnasında lingual kron tipping' i, lingual kök tipping'i veya gövdesel hareket gibi arzu edilen diş hareketleri bu kolların farklı boylarının ark tellerine eklenmesiyle kolaylıkla sağlanabilir (40-43).

Anterior dişlerin direnç merkeziyle ilgili ilk çalışma, Bulcke ve ark. (44) tarafından insan kafatasları üzerinde yürütülmüştür. Bu çalışmaya göre; anterior altı diş birbirine bağlandığında, direnç merkezi alveoler kemik seviyesinin 3,5 mm apikaline kaymaktadır. Uygulanan kuvvetin büyüklüğünün arttırılmasının, 2, 4 veya 6 dişli grupların direnç merkezlerinin konumu üzerinde çok az etkisi bulunmaktadır.

Daha sonraki yıllarda Pedersen ve ark. (45) kadavralar üzerinde çalışmışlar ve keser dişlerin direnç merkezinin braket seviyesinin 5 mm apikalinde olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre, altı anterior diş birbirine bağlandığında bu mesafe apikal yönde 1-2 mm daha uzamaktadır.

Gjessing (46) ise santral kesici dişlerin direnç merkezinin, braket seviyesinin 9-10 mm apikalinde olduğunu belirtmiştir.

Alveoler kemik seviyesindeki farklılıklar, kök morfolojileri ve dişlerdeki eğimlerin, direnç merkezleri üzerinde etkileri bulunmaktadır (45-49).

Sia ve ark. (43) anterior dişlerde paralel hareket elde edebilmek için kuvvetin braket seviyesinden en az 5.5 mm daha apikalinden uygulanması gerektiğini söylemişlerdir.

Yapılan alışmalar (50-53), ark teline eklenen 6-7 mm uzunluğundaki vertikal kancaların kullanılmasıyla, anterior dişlerin retraksiyonu sırasında daha paralel diş hareketi görüldüğünü belirtmektedir.

Kayan mekaniklerin kullanıldığı çekimli tedavilerde, çekim boşluklarının kapatılması amacıyla diş hareketlerini gerçekleştirebilmek için bazı kuvvet elemanlarından faydalanılır. Bu kuvvet elemanlarından günümüz ortodontisinde en sık kullanılanlar; sarmal yaylar ve elastik modüllerdir.

Elastik özellikli kuvvet elemanları yüksek şiddetli ve kesikli kuvvet uygulamaktadır. Bu kuvvetler, dişlerde istenmeyen devrilmelere yol açtığı gibi uygulandıkları andaki kuvvetlerini ilk iki gün içinde kaybetmektedirler. Ayrıca elastik kuvvet elemanlarından en sık kullanılan zincir elastikler, ağız hijyenini olumsuz yönde etkilemektedirler. Hasta tarafından değiştirilen elastik rondellerin başarısı ise tamamıyla hasta uyumuna bağımlıdır (54-57).

Modern ortodontide sarmal yayların rolü son on yılda belirgin bir şekilde artmıştır. Bu artışın en önemli sebeplerinden biri de sarmal yayların uygulama alanlarındaki genişlemedir (58).

Bu aygıtların yaygınlaşmasındaki bir diğer etken ise, yeni alaşımların kullanılmaya başlanmasıdır. İlk sarmal yaylar paslanmaz elik ve krom kobalt nikel alaşımlarından yapılmaktaydı. Ni-Ti alaşımların ortodontide kullanılmaya başlanması, deaktivasyon esnasında uzun süreli düşük kuvvet uygulayabilen yeni nesil sarmal yayların üretilmesini sağlamıştır (59).

Ni-Ti kapayıcı sarmal yayların kullanımı iki sebepten ötürü önerilmektedir. Bunlar; minimum plastik deformasyona uğramaları ve optimal kuvvetleri daha uzun süre uygulayabilmeleridir (59).

Manhartsberger ve Seidenbusch (60), Ni-Ti sarmal yayların doğru kullanıldıkları takdirde üstün klinik özellikler gösterdiklerini ve tedavi seçeneklerini arttırdıklarını söylemişlerdir.

Han ve Quick (61) yaptıkları bir çalışmada, Ni-Ti ve paslanmaz çelik kapayıcı sarmal yaylar ile elastik zincirleri karşılaştırmışlar ve boyları iki katına kadar aktive edilmiş materyallerin altı hafta sonunda kuvvet uygulama özelliklerini test etmişlerdir. Sonuç olarak elastik modüllerin kuvvet uygulama özelliklerini tamamen, paslanmaz çelik sarmal yayların bir miktar kaybettiğini, fakat Ni-Ti yayların kuvvet uygulama özelliklerini koruduklarını bulmuşlardır.

Aktif ligatürlü elastiklere nazaran 150-200 gr'lık kuvvet uygulayan Ni-Ti yayların, en masse veya bireysel kanin retraksiyonunda daha hızlı hareket sağladığı bildirilmiştir (62,63).

Miura ve arkadaşları (64), Japon Ni-Ti ve paslanmaz çelik sarmal yayları karşılaştırmışlar ve Ni-Ti yayların paslanmaz çelik olanlara göre çok daha devamlı ve hafif kuvvetler uyguladıklarını belirtmişlerdir.

Fraunhofer ve Bonds (65), paslanmaz çelik ve nikel titanyum yaylar arasındaki kuvvet özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, paslanmaz çelik yayların düşük aktivasyon miktarlarında dahi oldukça yüksek ancak kısa süreli kuvvetler uyguladıklarını belirtmişlerdir. Ni-Ti yayların ise daha uzun süreli ve optimal kuvvetler ortaya koyduklarını belirtmişlerdir.

Melsen ve ark. (59), yaptıkları bir çalışmada piyasada bulunan farklı marka süper elastik kapayıcı yayları incelemişler ve sadece hafif ve orta boy GAC marka yayların oda sıcaklığında gerçek süper-elastik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir.

2.2. Sürtünmesiz mekanikler

Çekim boşluklarının kapatılması için uygulanan diğer yöntem, devamlı ya da bölümlü arklarla kullanılan kapayıcı looplari barındıran sürtünmesiz mekaniklerdir. Sürtünmesiz sistemlerde dış ve dış grupları looplari yoluyla blok halinde hareket ettirilir. Bu sistemde tel ile braket arasında sürtünme olmaması sebebiyle, sadece loopun uyguladığı kuvveti ve momentini kontrol

etmek ve statik olarak önceden belirlenebilir bir mekanik elde etmek mümkündür (35).

Bu sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Kalibre edilmiş looplar kullanıldığı takdirde kontrollü bir kuvvet uygulamak söz konusudur. Bu şekilde ankraj kontrolü de sağlanabilmektedir,
- Looplarda yapılacak düzenlemelerle intrüzyon, ekstrüzyon veya dikleştirme gibi farklı mekanikler uygulanabilir,
- Sürtünmenin sebep olduğu kuvvet kaybı söz konusu değildir,
- Sürtünmeli sistemlerin yol açabildiği okluzal eğim problemlerinin önüne geçilebilmesi daha kolaydır.

Bu sistemlerin dezavantajları ise:

- Prefabrike ark telleri kullanılmıyorsa, loopları bükmek gerekir ve bu da klinik olarak zaman almaktadır,
- Looplar hasta açısından rahatsızlık verici olabilmektedir. Bununla beraber looplu sistemler komplike yapısı nedeniyle ağız hijyenini olumsuz yönde etkilemektedir,
- Kanin distalizasyonlarında hareket kontrolü azdır. Özellikle bölümlü teller kullanılıyorsa rotasyonlar çok kolay oluşabilmektedir (35),
- Kalibre edilmiş sistemler kullanılmıyorsa uygulanan kuvvetin tam değerinin belirlenmesi zordur. Çünkü bu loopların her iki tarafında da kuvvet ve moment etkisi oluşmaktadır. Bu durum, dinamik olarak belirsizliğe yol açabilir (12).

Uygun şekilde tasarlanmış kapayıcı looplar, kayan mekaniklerdeki “dur-kay” şeklinde çalışan kuvvetlere oranla daha devamlı diş hareketleri sağlayabilmektedir. Buna ek olarak kapayıcı looplar sürtünmesiz mekanik oluşturmaları sebebiyle, periyodonsiyum üzerine devamlı bir stres ortaya çıkarmaktadır.

Yapılan alışmalar, devamlı kuvvetlerin daha fazla diş hareketi oluşturduğunu göstermiştir (66-68). Ayrıca, looplu mekaniklerin çeşitli tasarım seçenekleri gibi avantajları bulunmaktadır.

Loopların kullanıldığı mekaniklerde  önemli kriter söz konusudur:

- 1 – Loop konumu,
- 2 – Loop tasarımı,
- 3 – Loop preaktivasyonu ya da gabling.

2.2.1. Loop Konumu

Sürtünmesiz mekaniklerde önemli olan, ancak en çok gözden kaçırılan husus, loop veya loopların braketler arasındaki konumlandırılmalarıdır (69,70).

Geleneksel olarak anterior dişler retrakte edilirken kapayıcı looplar tipik olarak lateral ya da kanin dişlerin hemen distaline yerleştirilir. Loopları ekim boşluğuna komşu dişe yakın yerleştirmenin gerekçesi, boşlukların kapatılması süresince loopların tekrar tekrar aktive edilebilmesidir. Bununla beraber, loopların yerleştirildikleri bölgenin posterior ankraj üzerinde direk etkisi olduğu da söylenmektedir (70). Loopları uygun bir şekilde konumlandırabilmek için aktivasyon sırasında oluşan kuvvetlerin değerlendirilmesi ilk yapılması gerekendir.

2.2.2. Loop Tasarımı

Kapayıcı loopların kullanıldığı mekaniklerde kontrollü boşluk kapatma için loopların tasarımı ve kollarının birbirleriyle olan ilişkisi önemlidir. İdeal loop tasarımı belli sayıda kriteri karşılamalıdır. Bunlara göre ideal loop; belirgin aktivasyon miktarına olanak sağlamalı, göreceli olarak düşük ve

devamlı kuvvet uygulamalı (örn., düşük yükleme/boşaltma karakteri göstermeli), hastaya rahatsızlık vermemeli ve klinik olarak kolay uygulanabilir olmalıdır (69, 71).

Ortodonti pratiğinde kullanılan çok sayıdaki loop tasarımlarının çok azı bu kriterlerin tamamını karşılamaktadır. Örneğin 0,018"x0,025" boyutlarındaki paslanmaz çelik telden yapılmış 6 mm uzunluğa sahip standart bir vertikal loop hazırlanması ve uygulanması kolay olsa da 2-3 mm lik bir aktivasyonda 1000 gr ve daha fazla kuvvet uygulamaktadır (71). Bu şiddetteki kuvvetler hasta açısından rahatsızlık vericidir ve istenmeyen diş hareketlerine yol açar. Çekim boşluğuna komşu olan dişlerin bu boşluklara doğru devrilmeleri en sık karşılaşılan yan etki olarak ortaya çıkmaktadır. Buna ek olarak vertikal loopların düşük miktarlardaki aktivasyonları, uygulanan kuvvette azalmaya neden olur ve tedavi başarısını olumsuz etkiler (66, 68).

Yukarıda bahsedilen kriterlere ulaşabilen ideal loop tasarımı için bazı değişiklikler düşünülmüştür (69). İlk olarak loopu oluşturan kısımdaki tel miktarının artırılması, uygulanan kuvvette aktivasyon sırasında belirgin bir azalmaya yol açacaktır. Bunun sonucu olarak, optimal kuvvetler oluşturulur ve kök kontrolü için gerekli olan moment miktarında göreceli artış meydana gelir. Loopu oluşturan tel miktarını arttırmak için çeşitli yöntemler vardır;

- Loopun horizontal boyutu artırılabilir,
- Bükümün çapı artırılabilir,
- Heliksler eklenebilir ya da,
- Loopun vertikal boyutu artırılabilir.

Loopun vertikal olarak uzatılmasının kuvvetin azaltılması ve eşzamanlı olarak momentin artırılması üzerinde büyük etkisi bulunmaktadır (57).

Bununla beraber vestibül derinliği gibi anatomik kısıtlamalar loopun vertikal boyutunu sınırlamaktadır. Bu sorunun çözüm yollarından biri loopun horizontal olarak uzatılmasıdır. Bu sebeple optimal boşluk kapatma mekaniği olarak T-loop'lar geliştirilmiştir (69). Yakın zamanda yapılan bir adaptasyon

Mushroom loop'tur (M-loop). Bu loopta yapılan düzenleme ile, telin vestibül tarafındaki horizontal uzunluğunu azaltılmış ve hasta açısından daha konforlu hale gelmiştir.

2.2.3. Loop Aktivasyonu

Kapayıcı loop aktive edildiğinde ark telindeki loopun distalindeki ve mezialindeki parçaları paralel konumdan uzaklaşır. Bunun sonucu olarak ark telinin anterior ve posterior bölgelerinde ikinci ve üçüncü düzen momentler ortaya çıkar. Bu momentler, looplar pasif hale dönerken dişlere iletilmektedir (69). Loop tasarımına bağlı olarak bu momentler (aktivasyon momentleri olarak da adlandırılabilir), boşluk kapatma sırasında değişen derecelerde kök hareketi kontrolüne yardımcı olurlar ve direk olarak loopun konumundan etkilenirler (8).

Bununla beraber, Connecticut üniversitesindeki araştırmalar (69-71), aktivasyon momentlerinin kök kontrolü için gerekli olan yeterli kuvvet sistemini oluşturmakta yetersiz olduğunu göstermektedir. Nitekim çok sayıdaki ortodontist bu durumu klinik olarak tecrübe etmekte ve söz konusu moment etkilerini arttırmak amacıyla looplara komşu bölgelerde çatı bükümleri yaparak kök kontrolünü arttırmakta ve bu sayede boşluklar kapatılırken dişlerde ortaya çıkabilecek devrilmeleri önlemektedirler.

Son zamanlarda ark teli üzerindeki loop sayısı arttırılarak kuvvet sistemlerinin etkinliği arttırılmaya çalışılmıştır.

Kim ve Park (72), DKL'lu hazır ark tellerinin etkilerini inceledikleri bir çalışma yürütmüşlerdir. Bu çalışma sonucunda, DKL'lu ark tellerinin keser dişlerin retraksiyonunda başarılı etkilerinin olduğunu ve ankrajın bu mekaniklerle yapılan tedavilerde korunduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca ark üzerinde bulunan dört adet loop sayesinde 4 mm'ye kadar aktivasyon elde edilebildiğini de bildirmişlerdir.

Loopların aktivasyonları amacıyla farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bazı klinisyenler molar bantların mezialine omega loopları bükerek veya aynı yere kancalar lehimleyip bunları molar bantlardaki tüplere bağlayarak kapayıcı loopları aktive ederler. Bu yöntemde, ark telini ağız içerisinde işaretlenmesi ve omega loop bükümü veya kancanın lehimlenmesi için dikkate değer seans süresi gerekmektedir. Ek olarak, eğer loop veya kanca çekim boşluğu tam olarak kapanmadan tüpe dayanırsa ark telinin çıkartılması ve tüm işlemlerin baştan yapılması gerekmektedir.

Diğer bir yöntem ise ark telinin molar tüpün distalinden çıkan ucunun bükülmesi (cinch-back) ile kapayıcı loopların aktive edilmesi şeklindedir. Bu metodun bazı dezavantajları vardır:

- Loopu kontrollü bir şekilde aktive etmek zordur,
- Telin tüpün distalinden çıkan kısmını tutup bükmek zordur. Büküm esnasında hasta rahatsızlık duyabilir veya molar tüp yerinden oynayabilir. Aynı zamanda telin bükülmüş olan ucu çevre yumuşak dokularda travmaya yol açabilir,
- Eğer loop fazla aktive olursa bükümün geri alınması gerekmektedir bu durum ark telinde kırılmaya yol açabilir ve ark telinin yenilenmesi gerekebilir,
- Distal uçtaki bükümleri tekrarlamak, yani kapayıcı loopları reaktif etmek oldukça zor olabilmektedir (73).

Kapayıcı loopların distallerinden posterior ankraj ünitesine direk olarak bağlanması (Suzuki's Tie) ise kolay ve etkili bir yöntemdir (74). Loopların aktivasyonu ark telini ağız dışına taşımadan ve herhangi bir büküm yapmadan sadece ligatür telini birkaç tur daha çevirerek hızlıca yapılabilir.

2.3. En Masse Retraksiyon

Geleneksel edgewise teknikte anterior retraksiyon genellikle iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Özellikle çekim boşluklarının en az üçte ikisinin anterior dişler tarafından kapatılmasının hedeflendiği maksimum ankraj vakalarında önce kanin dişler distalize edilerek posterior segmente bağlanır, daha sonra da keser dişler retrakte edilir (11, 75-77). Bu şekilde, posterior bölgede her aşamada retraksiyon kuvvetlerine direnebilecek bir destek oluşturulması hedeflenmektedir. Diğer bir deyişle retraksiyon kuvvetlerinin küçük parçalar halinde destek bölgesine yansıtılacağı düşünülmektedir. Tabii ki çekim boşluklarının iki adımda kapatılması, tek seferde kapatılmasına göre hemen hemen iki katı zaman alacaktır.

Kademeli ve en masse retraksiyonun karşılaştırıldığı bir çalışmada, en masse retraksiyonun kademeli retraksiyona göre daha hızlı olduğu ve anterior dişlerdeki hareketin daha paralel olduğu belirtilmiştir (78).

Roth (11), kademeli retraksiyonu maksimum ankraj vakalarında önermiş ancak moderate ankraj vakalarında önermemiştir.

Kuhlberg (77), kademeli retraksiyonun ankraj üzerinde daha az yük oluşturacağını, çünkü kanin dişlerin posteriorda birkaç diş tarafından karşılandığını bildirmiştir.

Staggers ve Germane (10) ise, ankraj üzerine binen yükün kademeli retraksiyonda en masse retraksiyona göre iki kat fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Heo ve ark. (79), en masse ve kademeli retraksiyonu ankraj kaybı açısından değerlendirmişler ve iki yöntem arasında farklılık bulamamışlardır.

Anterior segmentin “tek adım” retraksiyonu, Begg ve Tip-edge edgewise teknikte yıllardır kullanılmaktadır (80, 81). Modern edgewise teknikte tek adımda maksiller altı dişin en masse retraksiyonu ilk olarak Andrews tarafından sunulmuştur (82-84).

Anterior dişlerin en masse retraksiyonu, tedavi süresini kısaltması sebebiyle maksiler protrüzyon vakalarında her zaman popüler olmuştur. Anterior segmentin kütleli hareketi, devrilme ve dikleştirme tekniğiyle kıyaslandığında daha olumlu doku reaksiyonu oluşturmakta ve çekim boşluklarının tek adımda kapatılmasına olanak sağlamaktadır (85, 86).

Bununla beraber kütleli retraksiyon için gereken ankraj çok daha fazladır. Birçok araştırmacı, anterior altı dişin en masse retraksiyonu için uygulanacak kuvvetin her segmentte 200 ile 250 gram arasında olması gerektiğini savunmuşlardır. (52, 78, 79, 87-92). Toplam retraksiyon kuvvetinin 400 ile 500 gr olduğu düşünülürse ankraj kontrolü, en masse retraksiyonun kritik parçasını oluşturmaktadır (93).

Anterior dişleri etkili bir şekilde retrakte edebilmek için birçok farklı tedavi mekaniği kullanılmaktadır. Diş destekli ankraj vakalarında, ankraj kontrolü sağlayabilmek için karmaşık mekanikler veya yardımcı aygıtlar gerekmektedir.

Anterior dişlerin minimal veya sıfır ankraj kaybıyla en masse retraksiyonu amacıyla, yıllar boyunca birçok teknik ve biyomekanik yaklaşım tavsiye edilmiştir (56, 94).

Güray ve Orhan (90), anterior dişlerin en masse retraksiyonu amacıyla anterior headgear kullanmışlar ve bu apanın kullanılmasıyla posterior bölgeye herhangi bir yük binmeden etkili bir şekilde en masse retraksiyon gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir. Ancak bu yöntemde hasta uyumunun hayati önemi olduğunu belirtmişlerdir.

Erverdi ve Acar (92), en masse retraksiyonu zigomatik bölgeye yerleştirilen mini plak ankrajı yardımıyla gerçekleştirmişlerdir.

Jang ve ark. (95), palatinal bölgeye yerleştirdikleri mini vidalar ve Double J retraktörler kullanarak anterior altı dişin en masse retraksiyonunu başarılı bir şekilde gerçekleştirdiklerini bildiren bir vaka raporu yayınlamışlardır.

Son dönemlerde, maksiler birinci molar ve ikinci premolar dişler arasına yerleştirilen mini vidalar ile başarılı bir şekilde en masse retraksiyon gerçekleştirilebildiğini belirten çalışmalar yayınlanmıştır (51, 88-90).

Tüm bu çalışmalarda dikkat çekilen en önemli husus, anterior altı dişin kütleli retraksiyonu için gereken ankrajın yüksek olduğudur ve bu çalışmalar ankraj kontrolünü sağlamak amacıyla çeşitli yöntemler önermektedirler.

2.4. Ankraj

Dişsel ve iskeletsel çene uyumsuzluklarının tedavisinde sıklıkla karşılaşılan problem, aktif kuvvetleri ve momenti absorbe edebilecek yeterli sabit ankrajın oluşturulmasıdır (96).

Ortodontik tedaviler esnasında dişler, kuvvet ve momentlerin etkisi altında kalmaktadır ve bu etkilere karşı her zaman eşit şiddette fakat ters yönlü bir yanıt oluşmaktadır. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve tedavi başarısını korumak amacıyla bu resiprokal kuvvetlerin kontrol altında tutulmaları gerekmektedir (97, 98).

Ankraj, istenmeyen diş hareketine gösterilen direnç (76, 99), ankraj bölgesi ise uygulanan ortodontik kuvvetin destek alındığı ve harekete karşı direnç gösteren bölge olarak tanımlanmaktadır (98).

Ankraj kaybı, destek alınan bölgenin anteroposterior düzeltmeyi güçleştirerek ortodontik tedavi başarısını olumsuz yönde etkileyen resiprokal yanıttır (93).

Ortodontik kuvvet altında hareketi istenen bölge, çalışma bölgesi ya da hareket bölgesi olarak tanımlanır. Doğal olarak hareket bölgesinin de harekete karşı bir direnci yani ankrajı söz konusudur. Ortodontik tedaviler planlanırken hareket bölgesi ve ankraj bölgesi arasındaki ilişki dikkatle hesaplanmalıdır.

Ortodontik tedavilerde, zaman zaman iki ya da dört adet premolar çekimi gerekmektedir. Özellikle Angle Cl II malokluzyonların, üst keser çapraşıklığının ve artmış overjetin tedavisi genellikle ya üst posterior dişlerin distalizasyonu ya da üst birinci premolarların çekimini takiben anterior dişlerin retraksiyonu ile yapılabilmektedir. Çekimli vakalardaki tedavi planlamasında ankraj kontrolü kritik önem taşımaktadır (100-102).

İhtiyaca göre ya da diğer bir deyişle çekim boşluklarının nasıl kapatılacağına göre ankraj; minimum, moderate veya maksimum olarak sınıflandırılabilir (8, 98).

Maksimum ankrajda, çekim boşluğunun % 75'inin anterior dişler tarafından geri kalanının ise posterior dişler tarafından kapatılması planlanır. Kritik ankraj olarak da adlandırılmaktadır. Maksimum ankraja, tedavi hedefleri sıfır veya çok az ankraj kaybı gerektiğinde ihtiyaç duyulmaktadır (8, 98, 103).

Moderate ankrajda, çekim boşluğunun anterior ve posterior dişler tarafından hemen hemen eşit oranda kapatılması hedeflenir.

Minimum ankraj ise çekim boşluğunun % 75'inin posterior dişlerin meziyale hareketi istendiğinde söz konusudur. Kritik olmayan ankraj olarak da tanımlanır.

Mutlak ankraj terimi son yıllarda ortodontiye dahil olmuştur ve çekim boşluklarının % 100'ünün anterior dişler tarafından kapatılması hedeflendiğinde kullanılmaktadır.

Maksimum veya mutlak ankraj elde etmek ortodonti pratiğinde her zaman güç bir hedef olmuş ve genellikle ankraj kaybı ile sonuçlanmıştır (104).

Ortodontide “kritik ankraj, kritik olmayan ankraj, ankraj yakmak” gibi terimler genellikle çekim boşluklarını kapatmadaki zorluk derecelerini ifade eder (8).

Ankraj aynı zamanda, istenen hedefler doğrultusunda çekim boşluklarını kapatmak için gerçekleştirilen posterior diş hareketi miktarı olarak da tanımlanabilir. Bu sebeple, bireysel tedavi planlamalarında ankraj ihtiyacı, kesinlikle sıfır posterior hareketten, boşlukların tamamının posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatılmasına kadar değişkenlik gösterebilir (8).

2.4.1. Ankraj Kontrolü

Ankraj kontrolü ortodontik tedavinin başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Ağız içi ve dışı apareylerden oluşan birçok yöntem uygun ankraj oluşturmak için kullanılmıştır. Tüm ağız içi apareylerde bir miktar ankraj kaybı oluşurken, ağız dışı apareyler hasta uyumu gerektirmektedir (105).

Tam CI II vakalarda, diğer bir deyişle çekim boşluklarının tamamının anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılmasının planlandığı olgularda ankrajın korunması, posterior ilişkinin bozulmaması açısından çok daha kritik bir önem taşımaktadır. Molar ankrajının kaybı sadece anteroposterior yönde uyumsuzluğa değil aynı zamanda vertikal problemlere de yol açabilmektedir (106).

Ortodontik tedaviler esnasında ankraj kontrolünü sağlamak amacıyla birçok aygıt ve yöntem geliştirilmiştir. Bunlardan; Nance butonu (107, 108), transpalatal ark (109-111), destek alınan diş sayısının artırılması (8, 93) ve momentlerin düzenlenmesi (112,113) gibi ağız içi yöntemler ortodonti dünyasında uzun yıllar boyunca en sık kullanılan yöntemler olmuştur. Bununla beraber, tüm bu yöntemlerin; karmaşık tasarımları, ayrıntılı tel bükümü gerektirmeleri, klinik uygulamalarının zorluğu ve buna bağlı olarak seans sürelerinin uzaması gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır.

Ankraj arttırıcı yöntem olarak kullanılan ekstra oral aygıtlar (headgear) yeterli destek sağlasalar da, tedavi başarısı açısından kritik önem taşıyan; hasta uyumu gerektirmeleri, yaralanma riski taşımaları ve yetişkin hastalarda uygulanma güçlüğü gibi olumsuz yönleri sahiptirler (114-116).

Yukarıda bahsi geçen yöntemlerde yaşanan olumsuzluklar ortodontistleri daha başarılı ankraj arttırma yöntemleri aramaya sevk etmiştir.

2.4.2. Kemik-içi Ankraj Yöntemleri

Dental implantlardaki gelişmeler, onların ortodonti hastalarının tedavisinde ankraj ünitesi olarak kullanılmalarına olanak sağlamıştır (117).

Özellikle son 30 yıllık zaman diliminde kemik içi ankraj aygıtlarının kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Bu amaçla kullanılan aygıtlar hakkında gerçekleştirilen birçok araştırma bulunmaktadır. Söz konusu araştırmalar; osseointegre implantların (96, 118-123), onplantların (124-126), mini plakların (127-130), mini implantların (131) ve mini vidaların (50, 88, 132, 133) hasta uyumu gerektirmeksizin mutlak ankraj sağlama amacıyla başarılı şekilde kullanılabildiklerini belirtmektedir.

Osseointegre implantlar her ne kadar güvenli ankraj kaynakları olsalar da, kullanımlarını kısıtlayan bazı dezavantajlara sahiptirler:

- Diş kaybı olmayan hastalarda yerleştirilebilecekleri anatomik alanlar oldukça kısıtlıdır,
- Cerrahi işlem gerektirmeleri sebebiyle klinik uygulanabilirlikleri düşüktür,
- Tedavi sonrasında çıkartılmaları güçtür,
- Maliyetleri yüksektir.

Söz konusu bu güçlükler sebebiyle son yıllarda titanyum vidalar ortodonti camiasında büyük popülerlik kazandılar ve ortodontik mutlak ankraj kaynakları olarak kabul edildiler (133-135). Osseointegre implantların aksine, klinik uygulanabilirliği oldukça yüksek olan mini vidaların kullanımı; hemen kuvvet uygulanmasına olanak vermeleri, dişlerin köklerinin arasındaki alveol kemik gibi çok çeşitli anatomik bölgelere yerleştirilebilmeleri ve düşük maliyetleri sebebiyle son 10 yılda gittikçe artmıştır (127, 131, 133, 136-140). Mini vidalar, küçük yapıları ve çeşitlilik gösteren tasarımları sayesinde, en masse retraksiyon gibi ankraj açısından kritik olan birçok klinik uygulamanın daha rahat uygulanabilmelerini sağlamıştır (104, 133, 139).

Thiruvengkatachari ve ark. (141), kanin retraksiyonu esnasında klasik ankraj yöntemleri ve mikro-implantları karşılaştırdıkları çalışmalarında, aynı hastada bir tarafta mikro-implant yerleştirirken diğer tarafta klasik ankraj arttırma yöntemleri kullanmışlardır. Molarların ankraj olarak alındıkları tarafta üst çenede ortalama 1.60 mm, alt çenede ise ortalama 1.70 mm ankraj kaybı olurken; mikro-implant uygulanan tarafta hiç ankraj kaybı olmadığını belirtmişlerdir

Yao ve ark. (53), maksimum ankraj gerektiren maksiller protrüzyon vakalarında mini implant ve headgearin etkinliklerini karşılaştırdıkları retrospektif sefalometrik bir çalışma yürütmüşlerdir. Bu çalışma sonucunda, kemik-içi ankrajın hem anteroposterior hem de vertikal yönde geleneksel

headgear apareyinden daha iyi bir kontrol sağlarken, daha başarılı maksiler keser retraksiyonu ve daha az ankraj kaybı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Upadhyay ve ark. (104), maksiller 1. premolar çekimi ve maksimum ankraj gerektiren 30 hastada yürüttükleri klinik sefalometrik çalışmalarında, en masse retraksiyon esnasında mini vida ve konvansiyonel ankraj yöntemlerini karşılaştırmışlar ve mini vida grubunda klasik ankraj grubuna kıyasla ne horizontal ne de vertikal yönde hiç ankraj kaybı olmadığını belirtmişlerdir. Bununla beraber mini vida grubundaki molar genişliği ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma rapor etmişlerdir.

Upadhyay ve Yadav (142), yayınladıkları bir vaka raporunda mini vidaları anterior bölgenin en masse retraksiyonu, intrüzyonu ve alt sağ birinci molar dişin mezializasyonu için kullanmışlar ve tedavi boyunca mutlak ankraji koruduklarını bildirmişlerdir.

Diş çekimi yapılan vakalarda anterior bölgenin retraksiyonu amacıyla birçok yöntem ve mekanik kullanıldığı görülmektedir. Ayrıca anterior dişlerin en masse retraksiyonunun, bu dişlerin kademeli retraksiyonuna göre daha kısa sürede gerçekleştiği söylenmektedir (78,79). Bu yöntemin en kritik parçasının ankrajın korunması olduğu da bir gerçektir. Mevcut çalışmalar, mini vidalar kullanılarak ankraj kaybının önüne geçilebildiğini göstermektedir (87-89). Bu da bize anterior dişlerin en masse retraksiyonu gibi kritik ankraj kontrolü gerektiren klinik uygulamaları daha rahat uygulayabilme olanağı vermektedir. Ankraj konusu halledildikten sonra ise geriye en masse retraksiyon için seçilecek en uygun mekaniğin tespit edilmesi kalmaktadır. Bu çalışmanın amacı mini vida ankrajının kullanıldığı çekimli olgularda sürtünmeli ve sürtünmesiz en masse retraksiyon mekaniklerinin etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

3. BİREY VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na ortodontik tedavi amacıyla başvuran 60 hasta üzerinde yürütülmüştür. Çalışmanın materyalleri bu bireylerden, en masse retraksiyon öncesi (T1) ve sonrası (T2) alınan 120 adet lateral sefalometrik radyograftan oluşmaktadır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin seçim kriterleri:

- Daha önce herhangi bir ortodontik tedavi görmemiş olması,
- İki veya dört adet 1. premolar çekimli sabit tedavi endikasyonu konmuş olması,
- Çekim boşluklarında çapraşıklıkların düzeltilmesinden sonra en az 3 mm retraksiyon mesafesinin kalması,
- Tüm daimi dişlerinin sürmüştüğü olmasıdır.

Çalışma kriterlerine uygun oldukları düşünülen tüm hastalar, Ortodonti Anabilim Dalı'nda yürütülen vaka toplantılarında tartışılmıştır. Birinci premolar çekimi ve maksimum ankraj ile üst anterior dişlerin retraksiyon kararı verilen olgular araştırma kapsamına alınmıştır. Çalışmaya dahil edilen hastalar, rastgele seçilerek 2 gruba ayrılmıştır.

Birinci gruptaki hastaların (DKL grubu) en masse retraksiyonu Double Keyhole Looplu hazır ark tellerinin (Ultimate Wireforms Inc., Bristol, ABD) kullanıldığı sürtünmesiz mekaniklerle, ikinci gruptaki hastaların (PH grubu) en masse retraksiyonu ise Ni-Ti sarmal yaylar (Dentsply GAC International Inc., Bohemia, NY, ABD) ve vertikal kancalardan (Power Hooks, MASEL Enterprises, Bristol, PA, ABD) oluşan sürtünmeli mekaniklerle gerçekleştirildi.

Grupları oluşturan bireylerin kronolojik yaşları yıl ve yılın ondalık kesirleri şeklinde hesaplanmıştır. DKL grubu, tedavi başındaki yaş ortalaması 17.2 olan 11 erkek ve 19 bayan hastadan oluşmuştur. PH grubu, tedavi başındaki yaş ortalaması 17.4 olan 14 erkek ve 16 bayan hastadan

oluşmaktadır. Her iki grupta da tedavi başlangıcında üst çeneden 1. premolar dişlerin çekimi gerçekleştirilmiştir.

Bireylerin sabit ortodontik tedavilerine, 0.018"x0.022" slotlu Roth braketler (Roth Omni C Hook, Dentsply GAC International Inc., Bohemia, NY, ABD) ve 3 bukkal tüplü molar bantlar (Dentsply GAC International Inc., Bohemia, NY, ABD) kullanılarak başlanmıştır.

Seviyeleme safhasının tamamlandığı ve 0,016"x0.022" paslanmaz çelik tele geçilen seansta, üst çenede ikinci premolar ve birinci molar dişler arasındaki vestibül bölgeye, ankraj amacıyla 1.6 mm çap ve 9 mm uzunluğunda mini vidalar (Dewimed Medizintechnik GmbH, Tuttlingen, Almanya) yerleştirilmiştir (Şekil 1).

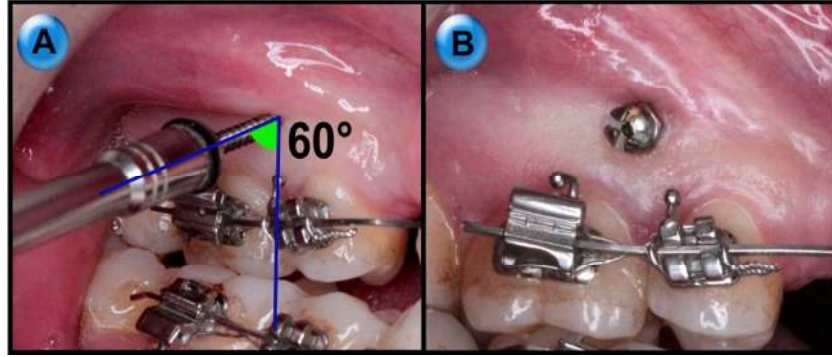
Bir ay boyunca bu 0,016"x0.022" paslanmaz çelik ark telinde beklendikten sonra anterior altı dişin en masse retraksiyonuna başlanmıştır. Aynı seans hastalardan lateral sefalometrik radyograflar alınmıştır. (T1)



Şekil 1: Ankraj amaçlı kullanılan mini vida.

3.1. Mini vidaların yerleştirilmesi

Ankraj amaçlı kullanılacak mini vidalar seviyelemeyen sonra maksiller ikinci premolar ve birinci molar dişlerin kökleri arasında alveolar kret tepesinden 5-7 mm apikale olacak şekilde ve yapışık dişeti sınırlarında kalmasına dikkat edilerek 60° lik bir açıyla yerleştirilmiştir. Tüm vidalar aynı araştırmacı tarafından ve self drilling yöntemiyle yerleştirilmiştir (Şekil 2 A ve B). Mini vidaların yerleştirilecekleri bölgeye işlem öncesi 0.5 ml' lik infiltratif anestezi yapılmıştır. Mini vidalar yerleştirildikten sonra bölgeden kontrol amaçlı periapikal radyograflar alınmıştır (Şekil 3). Mini vidaların uygulandığı seans kuvvet uygulanmasına başlanmıştır.



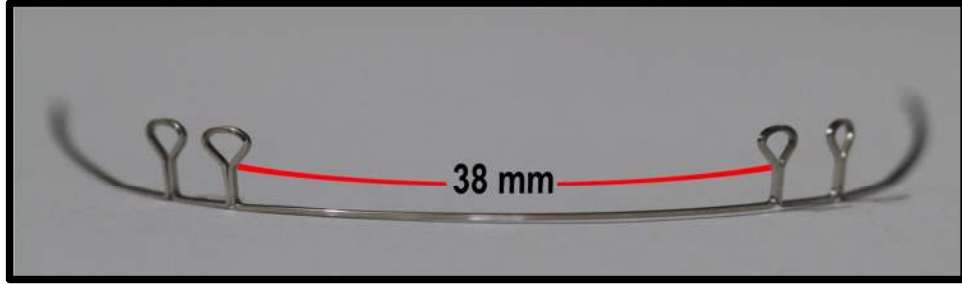
Şekil 2: Mini vidaların yerleştirilmesi.

A- Mini vida yerleştirilirken yapılan açılardır, B-Mini vidanın ağız içi görüntüsü



Şekil 3: Mini vidaların kontrolü amacıyla alınan periapikal radyograf.

DKL grubunun en masse retraksiyonu 0.016"x0.022" paslanmaz çelik telden imal edilmiş DKL'lu hazır ark telleri yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Seviyeleme tamamlandıktan sonra hastanın maksiller kanin dişleri arası ölçülerek uygun boyutta ark teli seçilmiştir (Şekil 4). DKL'lu ark tellerinin aktivasyonları; distaldeki loopun mini vidaya ligatür teli ile bağlanması yöntemiyle (Suzuki's tie) ve her bir loop 1 mm açılacak şekilde gerçekleştirilmiştir (Şekil 5). Aktivasyon sonucunda elde edilen kuvvetin kontrolü, bir dinamometre (Correx 0-1000 gr, Haag-Streit, Bern, İsviçre) yardımıyla yapılmıştır. (Şekil 6) Her seans looplara kontrol edilmiş, gerekirse tekrar 1 mm olacak şekilde açılarak aktive edilmiştir.



Şekil 4: Sürtünmesiz sistemle gerçekleştirilen en masse retraksiyonda kullanılan Double Keyhole Looplu hazır ark teli.



Şekil 5: Double Keyhole Looplu hazır ark telinin aktivasyonu.

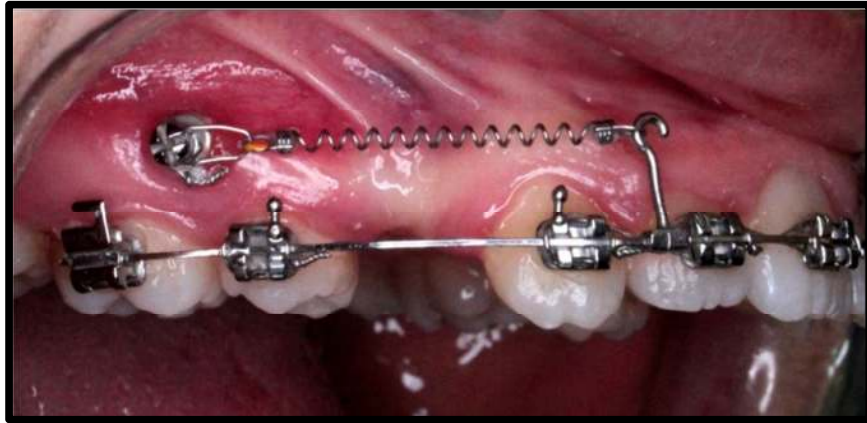


Şekil 6: DKL'lu ark telinin aktivasyonu ile elde edilen kuvvet miktarının tespit edilmesi.

PH grubunda, 0.016"x0.022" paslanmaz çelik ark telinde bir ay beklendikten sonra yine bu ark teli üzerinden en masse retraksiyona başlanmıştır. Bu amaçla, lateral ve kanin dişlerin braketlerinin arasında kalan ark teline 6.5 mm uzunlukta vertikal kanca (Power Hook, Masel, Carlsbad, CA, Amerika) sıkıştırılmıştır (Şekil 7). En masse retraksiyon gerçekleştirmek amacıyla mini vidalardan bu kancalara Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde asılmış (Şekil 8) ve uygulanan kuvvetin kontrolü bir dinamometre (Correx 0-250 gr, Haag-Streit, Bern, İsviçre) yardımıyla yapılmıştır (Şekil 9). Kuvvetlerin kontrolü her seans yapılmış ve gerekirse tekrar 200 gram olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 7: Sürtünmeli sistemle gerçekleştirilen en masse retraksiyonda kullanılan vertikal kancalar (Power Hook).



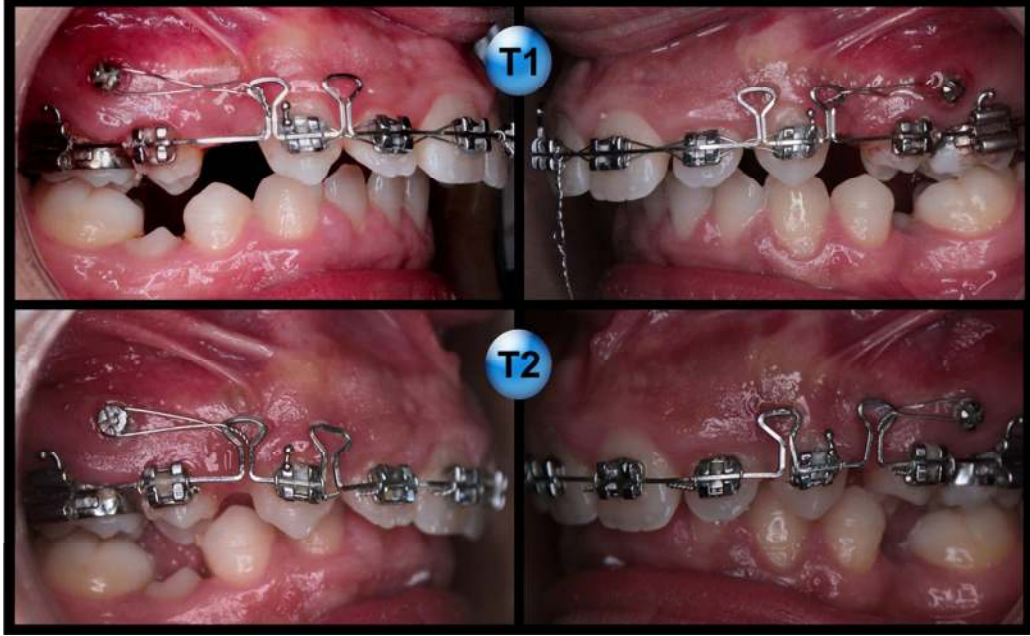
Şekil 8: Vertikal kanca (Power Hook) ve Ni-Ti kapayıcı yayla gerçekleştirilen en masse retraksiyon.



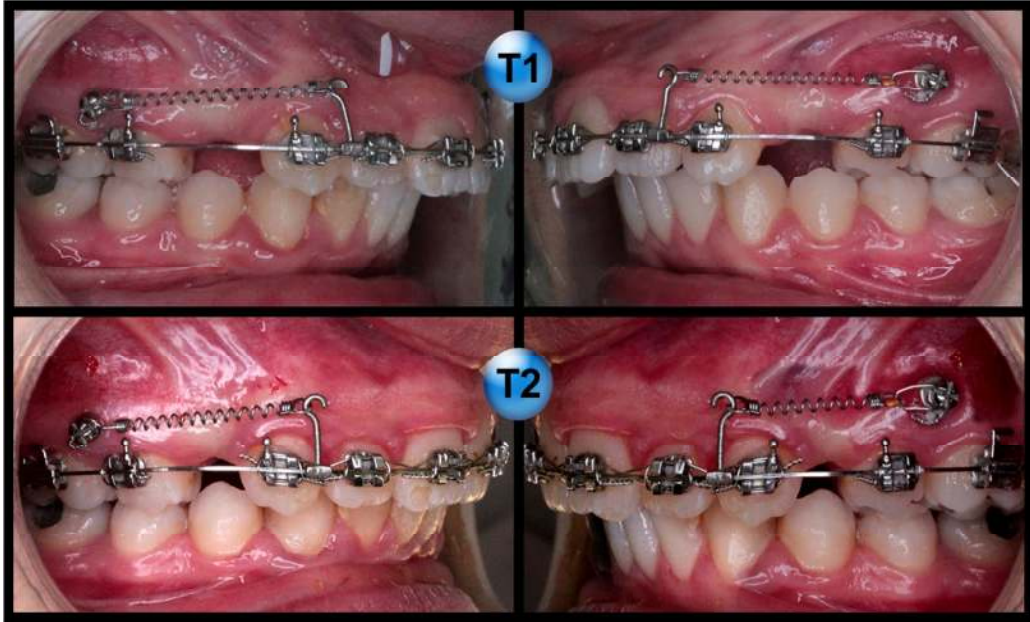
Şekil 9: Power Hook grubundaki Ni-Ti kapayıcı sarmal yayın aktif halde iken uyguladığı kuvvetin tespit edilmesi.

Her iki gruptan da, retraksiyonun tamamlandığı seans tekrar sefalometrik radyograflar alınmıştır. (T2)

DKL'lu ark ile gerçekleştirilen en masse retraksiyon örneğine ait retraksiyon öncesi ve sonrası ağız içi fotoğrafları şekil 10'da gösterilmiştir. PH'lu ark ile gerçekleştirilen en masse retraksiyon örneğine ait en masse retraksiyon öncesi ve sonrası ağız içi fotoğrafları ise şekil 11'de gösterilmektedir.



Şekil 10: Double Keyhole Loop grubuna ait örnek ağız içi fotoğraflar. T1- En masse retraksiyon öncesi, T2- En masse retraksiyon sonrası.



Şekil 11: Power Hook grubuna ait örnek ağız içi fotoğraflar. T1- En masse retraksiyon öncesi, T2- En masse retraksiyon sonrası.

3.2. Sefalometrik analiz yöntemi

Tüm hastaların retraksiyon öncesi ve sonrası sefalometrik radyografları Vatech PaX-400C marka CCD sensörlü dijital panoramik ve sefalometrik X-ray görüntüleme sistemi (VATECH Co., Kore) kullanılarak elde edilmiştir. Filmler, bireylerin başları Frankfort Horizontal düzlem yere paralel olacak şekilde ve dişleri sentrik okluzyundayken alınmıştır. Merkezi ışın kaynağı ile sensör arasındaki uzaklık 171 cm ve bireyin orta oksal düzlemi ve sensör arasındaki uzaklık 16 cm olarak kaydedilmiştir.

Sayısal sefalometrik radyografların çizimi, aynı araştırmacı tarafından Vistadent OC ver. 4.2.30 (Dentsply, GAC International Inc., Bohemia, NY, ABD) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çift görüntülerde, görüntü ortalanarak çizim yapılmıştır. Bireylerin retraksiyon öncesi ve sonrası radyografları aynı anda çizilerek aynı bireye ait çizim hatası en aza indirilmiştir.

Bireylerden alınan sefalometrik filmler üzerinde; 11 iskeletsel, 8 dişsel ve 6 yumuşak doku olmak üzere toplam 25 nokta referans olarak alınmıştır. Bu noktalar kullanılarak; 6 açısal ve 3 doğrusal olmak üzere 9 iskeletsel ölçüm, 3 açısal ve 11 doğrusal olmak üzere 14 dentoalveoler ölçüm, 1 açısal ve 3 doğrusal olmak üzere 4 yumuşak doku ölçümü yapılmıştır. Yapılan toplam sefalometrik ölçüm sayısı 27 olmuştur.

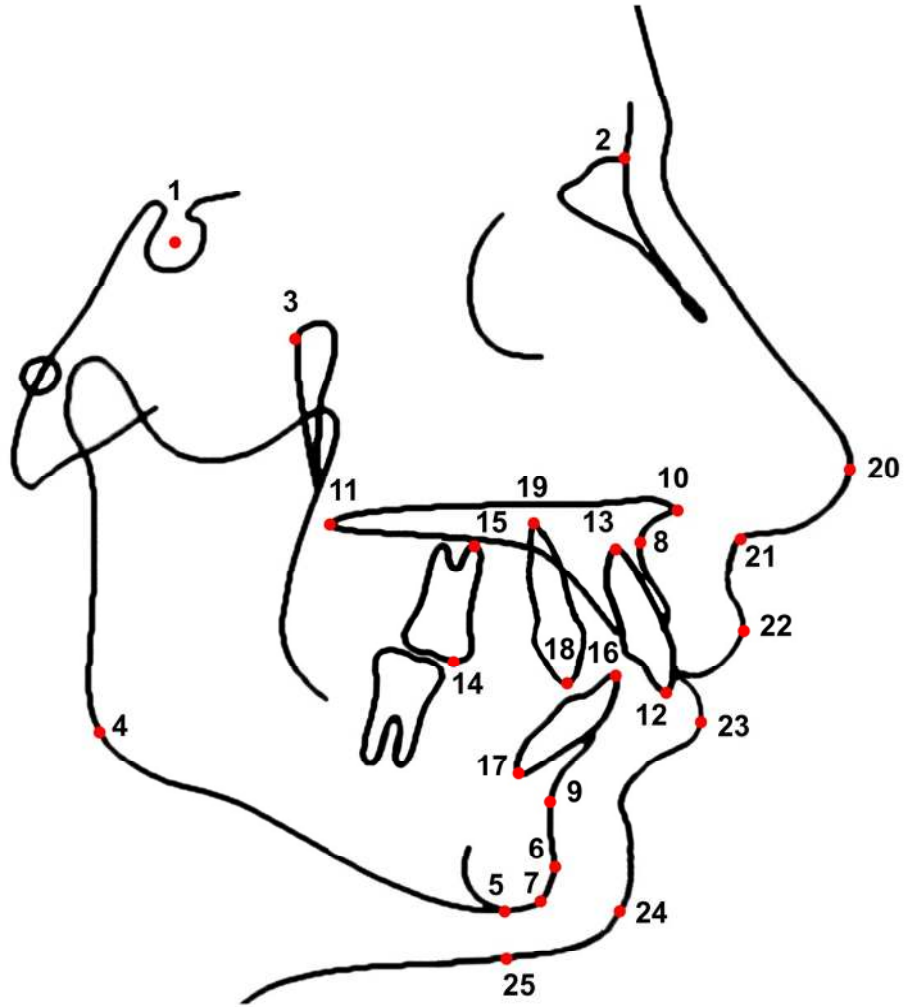
3.2.1. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde Kullanılan Noktalar (Şekil 12)

1. **Sella (S):** Sella tursika'nın orta noktası,
2. **Nasion (N):** Nazofrontal suturanın sagittal düzlemle kesiştiği en ileri nokta,
3. **Pterygoid (Pt):** Pterygomaksiller fissurun en üst ve geri noktası,
4. **Gonion (Go):** Ramus mandibulanın arka, korpus mandibulanın alt kenarına çizilen teğetlerin oluşturduğu açının açıortayının alt çene kemiğinin dış sınırını kestiği nokta,
5. **Menton (Me):** Alt çene simfizinin dış konturu üzerindeki en alt nokta,
6. **Pogonion (Pg):** Alt çene simfizinin dış konturu üzerindeki en ön nokta,
7. **Gnathion (Gn):** Nasion noktasından pogonion noktasına ve korpus mandibulanın alt kenarına çizilen teğetlerin oluşturduğu açının açıortayının alt çene simfizini kemik üzerinde kestiği nokta,
8. **A noktası (A):** Orta oksal düzlemde spina nasalis anterior'dan üst kesici dişe uzanan kemik konkavitesinin en derin noktası,
9. **B noktası (B):** Orta oksal düzlemde alt kesici diştten çene ucuna uzanan kemik konkavitesinin en derin noktası,
10. **Spina Nasalis Anterior (ANS):** Burun ön açıklığının tabanında maksillanın kemik çıkıntısının en uç noktası,
11. **Spina Nasalis Posterior (PNS):** Sert damağın lateral sefalometrik filmdeki görüntüsünün en arka noktası,
12. **U1i:** Üst santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası,
13. **U1a:** Üst santral kesici dişin apeksi,
14. **U6t:** Üst birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün tepe noktası,
15. **U6a:** Üst birinci molar dişin meziobukkal kökünün apeksi,
16. **L1i:** Alt santral kesici dişin kesici kenarının uç noktası,
17. **L1a:** Alt santral kesici dişin apeksi,
18. **U3c:** Üst kanin dişin kasp tepesi,
19. **U3a:** Üst kanin dişin apeksi,

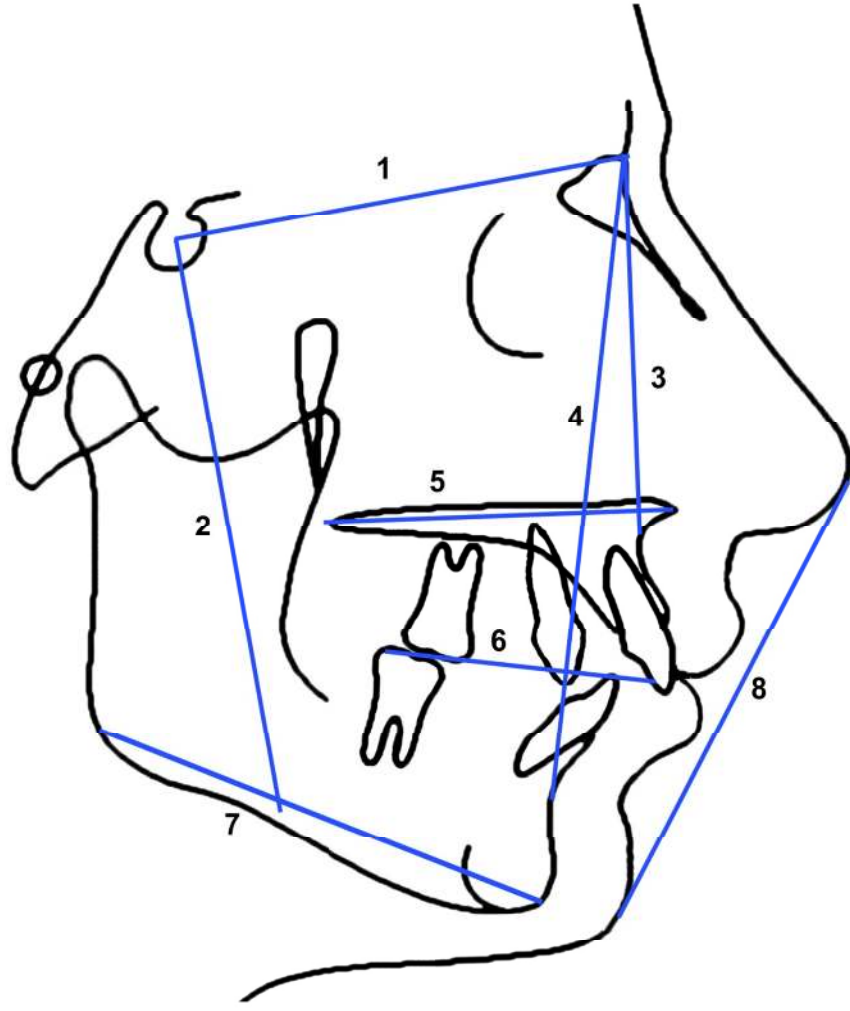
- 20. Pronasale (Pr):** Burun ucunun sagittal yöndeki en ileri noktası,
- 21. Subnasale (Sn):** Sagittal düzlemde burun alt kenarı ve üst dudak arasındaki kavsın en derin noktası,
- 22. Ls noktası:** Üst dudağın sagittal yöndeki en ileri noktası,
- 23. Li noktası:** Alt dudağın sagittal yöndeki en ileri noktası,
- 24. Yumusak doku Pogonion (Pg'):** Çeneucunun yumuşak doku üzerinde sagittal yöndeki en ileri noktası,
- 25. Yumusak doku Menton (Me'):** Alt çenenin, yumuşak doku üzerinde vertikal yönde en alt noktasıdır.

3.2.2. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde Kullanılan Düzlemler (Şekil 13)

- 1. SN Düzlemi:** Sella ve nasion noktalarından geçen düzlem,
- 2. SV düzlemi:** SN düzlemine dik olacak şekilde S noktasından geçen düzlem,
- 3. NA Düzlemi:** Nasion ve A noktalarından geçen düzlem,
- 4. NB Düzlemi:** Nasion ve B noktalarından geçen düzlem,
- 5. Palatinal Düzlem (PD):** ANS ve PNS noktalarından geçen düzlem,
- 6. Okluzal Düzlem (OD):** Alt ve üst birinci molar dişlerin meziobukkal tüberkül tepelerini birleştiren doğrunun orta noktası ile alt ve üst santral dişlerin kesici uç noktalarını birleştiren doğrunun orta noktasından geçen düzlem,
- 7. GoGn Düzlemi:** Gonion ve gnathion noktalarından geçen düzlem,
- 8. Ricketts' in E doğrusu (E):** Pronasale ile yumuşak doku Pogonion arasından geçen düzlem.



Şekil 12: Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan noktalar.



Şekil 13: Lateral sefalometrik film analizinde kullanılan düzlemler.

3.2.3. Lateral Sefalometrik Filmlerin Analizinde Kullanılan Ölçümler

3.2.3.1. İskeletsel Ölçümler (Şekil 14)

1. **SNA:** SN düzlemi ile NA düzlemi arasında kalan açı,
2. **SNB:** SN düzlemi ile NB düzlemi arasında kalan açı,
3. **ANB:** NA ve NB düzlemleri arasında kalan açı,
4. **SN.PD:** SN düzlemi ile PD arasında oluşan açı,
5. **SN.OD:** SN düzlemi ile OD arasında oluşan açı,
6. **GoGn.SN:** GoGn düzlemi ile SN düzlemi arasında oluşan açı,
7. **Witts:** A ve B noktalarının okluzal düzleme izdüşümleri arasındaki mesafe (mm),
8. **ANS-Me:** ANS ile Menton noktası arasındaki mesafe (mm),
9. **SV-A:** SV düzlemi ile A noktası arasındaki mesafe (mm),

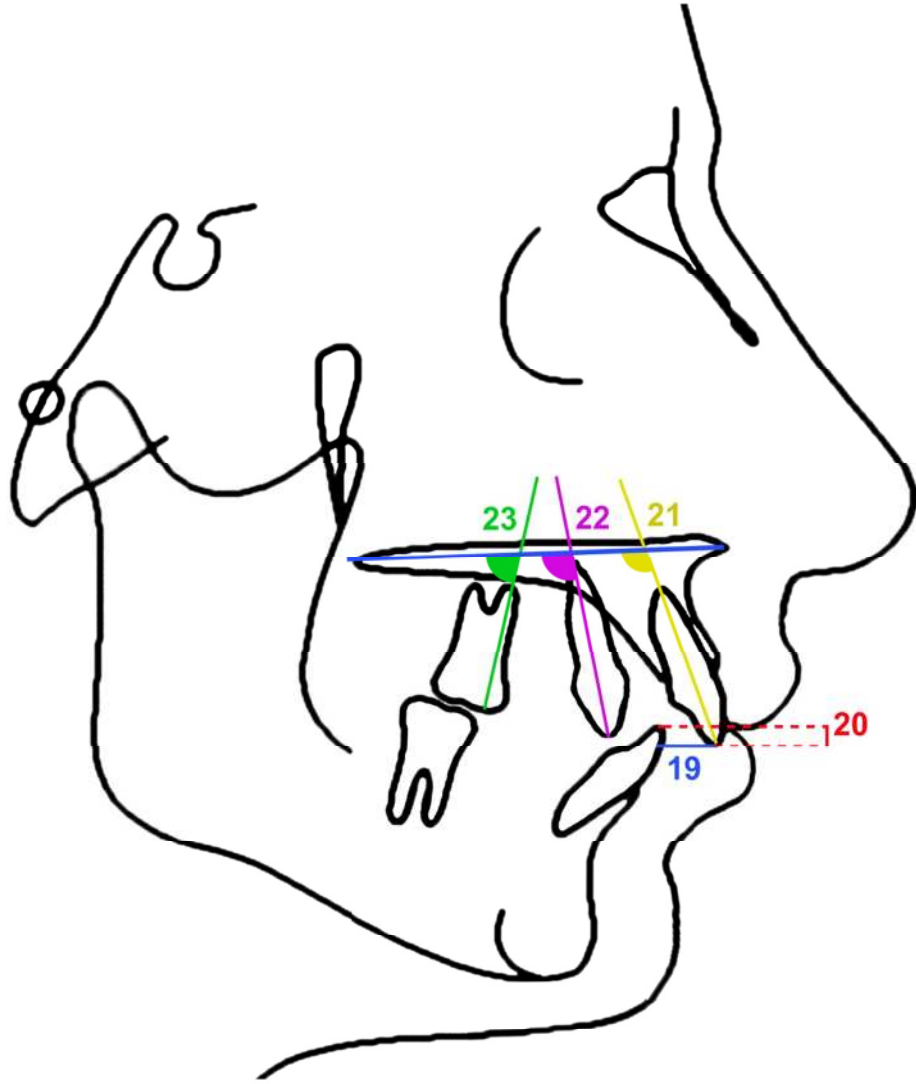
3.2.2.2. Dentoalveoler Ölçümler; (Şekil 15 ve 16)

10. **U1i-PD:** Üst santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası ile palatinal düzlem arasındaki uzaklık,
11. **U1i-NA:** Üst santral kesici diş kenarının en uç noktası ile NA düzlemi arasındaki uzaklık,
12. **U1i-SV:** Üst santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,
13. **U1a-SV:** Üst santral kesici dişin apeksi ile SV düzlemi arasındaki uzaklık
14. **U3c-SV:** Üst kanin dişin cusp tepesi ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,
15. **U3a-SV:** Üst kanin dişin apeksi ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,
16. **U6t-PD:** Üst birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün tepe noktası ile palatinal düzlem arasındaki uzaklık,
17. **U6t-SV:** Üst birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün tepe noktası ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,

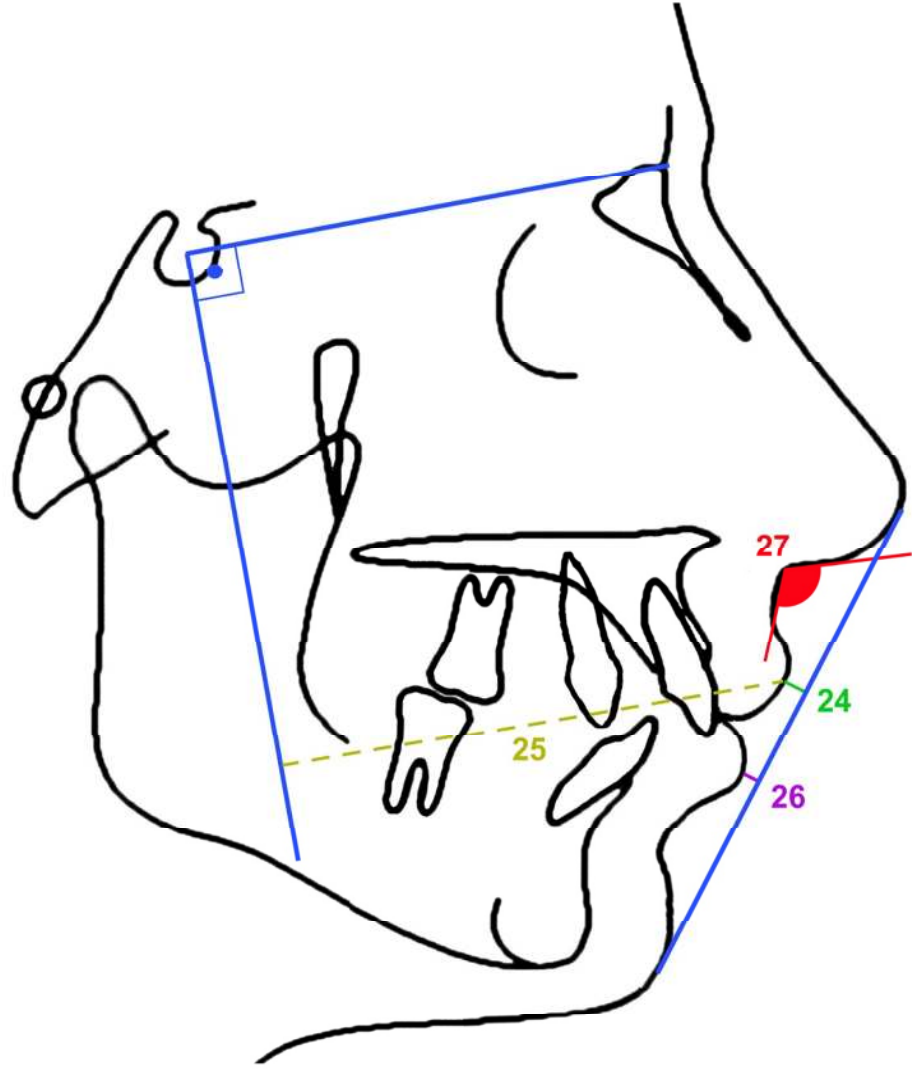
- 18.U6a-SV:** Üst birinci molar dişin meziobukkal kökünün apeksi ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,
- 19.Overjet:** Üst santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası ile alt santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası arasındaki horizontal uzaklık,
- 20.Overbite:** Üst santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası ile alt santral kesici dişin insizal kenarının uç noktası arasındaki vertikal uzaklık,
- 21.U1.PD:** Üst santral kesici dişin uzun eksenini ile PD arasındaki açı,
- 22.U3.PD:** Üst kanin dişin uzun eksenini ile PD arasındaki açı
- 23.U6.PD:** Üst birinci molar dişin meziobukkal tüberkülünün tepe noktası ve meziobukkal kökünün apeksinden geçen uzun eksenini ile palatinal düzlem arasında posterior taraftaki açı,

3.2.2.3. Yumuşak doku ölçümleri (Şekil 17)

- 24.UL-E:** Üst dudağın sagittal yöndeki en ön noktası ile E doğrusu arasındaki uzaklık,
- 25.UL-SV:** Üst dudağın sagittal yöndeki en ön noktası ile SV düzlemi arasındaki uzaklık,
- 26.LL-E:** Alt dudağın sagittal yöndeki en ön noktası ile E doğrusu arasındaki uzaklık,
- 27.Nazolabial açı:** Üst dudağa teğet geçen düzlem ile burun alt kenarına teğet geçen düzlem arasındaki açı.



Şekil 16: Dentoalveolar ölçümler. (devamı)



Şekil 17: Yumuşak doku ölçümleri.

3.3. İstatistiksel değerlendirme

Çalışmamızda kullanılan veriler, 60 hastadan en masse retraksiyon öncesi ve sonrasında alınan 120 adet sefalometrik radyograftan elde edilen 27 parametreden oluşmaktadır.

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi SPSS 16.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir.

Sefalometrik parametrelerde en masse retraksiyonla elde edilen değişiklerin grup içi değerlendirmeleri Eşleştirilmiş (paired) t testi ile yapılmıştır. Gruplar arası farkların karşılaştırılmasında ise Bağımsız (Independent) t testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Metot hatasını değerlendirilmek amacıyla, rastgele seçilen 10 hastaya ait 20 film, ilk ölçümlerden 2 hafta sonra tekrarlanmıştır. En masse retraksiyon öncesi (T1) ve sonrası (T2) alınan filmlerdeki parametrelerin ölçümlerinin tekrarlanabilirliği Sınıf içi Korelasyon Katsayısı saptanarak değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Metot hatasının değerlendirilmesi

En masse retraksiyon başlangıç ve bitiminde alınan lateral sefalometrik filmlerin analizi amacıyla gerçekleştirilen ölçümlerdeki bireysel hata düzeyinin belirlenmesi amacıyla her iki gruptan rastgele seçilen onar hastaya ait 20 adet sefalometrik filmin çizimi, ilk ölçümlerden iki hafta sonra tekrarlanmıştır. Ölçüm tekrarlama katsayıları 1.00 değerine yakın bulunmuştur.(Tablo 2)

4.2. Double Keyhole Loop ve Power Hook gruplarına ait en masse retraksiyon öncesi değerleri ve aralarındaki farkların incelenmesi

Araştırma kapsamına alınan bireylerin, gruplar arasındaki dağılımını değerlendirmek amacıyla her iki grubun en masse retraksiyon öncesi sefalometrik değerleri incelenmiştir. Her iki araştırma grubunun en masse retraksiyon öncesi ölçüm değerleri ve bu değerlerin gruplar arası farklılıklarının istatistiksel anlamlılık seviyeleri tablo 3'te verilmiştir. Her iki grubun, en masse retraksiyon öncesi ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Çalışmaya alınan bireylerin gruplara dağılımı homojen bir şekilde gerçekleşmiştir. Buna ek olarak, bireylerin yaş ortalamaları, en masse retraksiyon süreleri ve hızlarının gruplar arası karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. (Tablo 1)

Tablo 1. Çalışma kapsamına alınan bireylerin yaş ortalamaları, en masse retraksiyon süreleri ve retraksiyon hızlarının gruplar arası farklarının incelenmesi. ($\bar{X}$: aritmetik ortalama, **SD**: standart sapma, **p**: anlam derecesi)

	DKL		PH		
Parametreler	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	<i>p</i>
Yaş	17.2	3.1	17.4	2.9	-
Süre	6.4	1.3	6.2	1.4	-
Hız	0.64	0.33	0.62	0.44	-

Tablo 2. Yinelenen ölçümlere ait tekrar katsayıları (r).

Parametreler	r
SNA (°)	0.965
SNB (°)	0.934
ANB (°)	0.977
SN.PD (°)	0.981
SN.OD (°)	0.893
SnGoGn (°)	0.917
Witts (mm)	0.974
ANS-Me (mm)	0.909
SV-A (mm)	0.945
U1i-PD (mm)	0.898
U1-NA (mm)	0.961
U1i-SV (mm)	0.979
U1a-SV (mm)	0.981
U3c-SV (mm)	0.978
U3a-SV (mm)	0.955
U6t-PD (mm)	0.983
U6t-SV (mm)	0.969
U6a-SV (mm)	0.957
Overjet (mm)	0.947
Overbite (mm)	0.966
U1.PD (°)	0.913
U3.PD (°)	0.929
U6.PD (°)	0.941
UL-E (mm)	0.919
UL-SV (mm)	0.953
LL-E (mm)	0.941
Nasolabial aç	0.987

Tablo 3. En masse retraksiyon öncesi değerlerin DKL ve PH grupları arasındaki farklarının değerlendirilmesi ($\bar{X}$: aritmetik ortalama, **SD**: standart sapma, **p**: anlam derecesi).

	Parametre	DKL		PH		p
		$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	
İSKELETSEL	SNA (°)	81.53	4.46	81.10	3.59	-
	SNB (°)	74.10	3.51	74.70	3.29	-
	ANB (°)	7.43	2.01	6.40	2.14	-
	SN.PD (°)	12.57	2.62	13.43	3.69	-
	SN.OD (°)	14.67	3.56	14.38	3.92	-
	SnGoGn (°)	33.94	4.66	32.03	5.23	-
	Witts (mm)	6.90	2.12	6.13	2.50	-
	ANS-Me (mm)	69.03	4.48	67.17	4.50	-
	SV-A (mm)	58.57	5.69	56.51	5.06	-
DENTOALVEOLER	U1i-PD (mm)	28.67	2.19	27.67	2.69	-
	U1-NA (mm)	4.30	2.99	4.55	2.26	-
	U1i-SV (mm)	59.30	6.33	57.62	6.63	-
	U1a-SV (mm)	52.85	5.29	51.33	4.69	-
	U3c-SV (mm)	49.96	6.15	48.96	6.08	-
	U3a-SV (mm)	48.51	5.59	47.11	4.88	-
	U6t-PD (mm)	23.16	2.40	22.96	2.29	-
	U6t-SV (mm)	30.48	6.01	29.16	5.43	-
	U6a-SV (mm)	35.85	4.76	34.15	4.37	-
	Overjet (mm)	7.85	1.66	7.30	1.71	-
	Overbite (mm)	1.46	1.38	1.45	1.69	-
	U1.PD (°)	111.86	6.97	113.37	7.52	-
	U3.PD (°)	100.29	6.84	102.69	6.79	-
	U6.PD (°)	80.71	6.44	82.58	5.67	-
YUMUŞAK DOKU	UL-E (mm)	-0.87	2.49	-1.90	2.43	-
	UL-SV (mm)	71.96	6.68	69.45	6.20	-
	LL-E (mm)	1.50	2.65	0.57	2.71	-
	Nasolabial açı	105.43	14.10	105.20	10.09	-

4.3. Double Keyhole Loop ve Power Hook gruplarındaki değerlerde, en masse retraksiyon ile oluşan değişikliklerin grup içi ve gruplar arası farklarının incelenmesi.

Her iki araştırma grubunda, en masse retraksiyon sonucu ortaya çıkan değişikliklerin grup içi değerlendirmeleri tablo 4 ve 5'te verilmiştir. Bu değişikliklerin gruplar arası farklarının istatistiksel olarak anlam dereceleri ise tablo 6'te gösterilmektedir.

A noktasının sagital yön hareketini gösteren SNA ve SV-A ölçümlerinde DKL grubunda sırasıyla; 0.96° ($p<0.01$) ve 1.22 ($p<0.001$) mm'lik, PH grubunda ise sırasıyla 0.73° ($p<0.01$) ve 0.81 mm'lik ($p<0.01$) anlamlı azalmalar gözlenmiştir. Buna göre her iki grupta da A noktası istatistiksel olarak anlamlı ölçüde geriye gitmiştir. Bu değerlerdeki değişimlerin gruplar arası karşılaştırmasında ise anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Her iki grupta da SNB açısında herhangi bir anlamlı değişiklik gözlenmemiştir. ANB açısı; DKL grubunda 0.66° ($p<0.05$), PH grubunda ise 0.77° lik ($p<0.01$) istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermiştir. İki grup arasında ANB değerindeki değişiklikler açısından herhangi bir anlamlı fark görülmemiştir.

Witts değeri; DKL grubunda 1.30 mm ($p<0.001$), PH grubunda ise 0.66 mm'lik ($p<0.05$) istatistiksel olarak anlamlı azalma göstermiştir. Witt's değerindeki azalma miktarları değerlendirildiğinde, iki grup arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Her iki grupta da vertikal yön iskeletsel değişimleri gösteren SnGoGn açısı ve ANS-Me uzunluklarında, grup içi ve gruplar arası anlamlı bir değişim görülmemiştir.

Tablo 4. DKL grubunda, en masse retraksiyon öncesi ve sonrası oluşan değişikliklerin grup içi değerlendirmesi ($\bar{X}$: aritmetik ortalama, **SD**: standart sapma, **p**: anlam derecesi).

		En masse öncesi		En masse sonrası		p
		$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	
İSKELETSEL	Parametre					
	SNA (°)	81.53	4.46	80.57	4.03	**
	SNB (°)	74.10	3.51	73.80	3.11	-
	ANB (°)	7.43	2.01	6.77	2.06	*
	SN.PD (°)	12.57	2.62	12.30	3.22	-
	SN.OD (°)	14.67	3.56	14.63	3.09	-
	SnGoGn (°)	33.94	4.66	34.13	4.69	-
	Witts (mm)	6.90	2.12	5.60	2.06	***
	ANS-Me (mm)	69.03	4.48	69.77	4.49	-
	SV-A (mm)	58.57	5.69	57.35	5.71	***
DENTOALVEOLER	U1i-PD (mm)	28.67	2.19	29.04	2.61	-
	U1-NA (mm)	4.30	2.99	0.58	2.51	***
	U1i-SV (mm)	59.30	6.33	55.37	6.23	***
	U1a-SV (mm)	52.85	5.29	52.45	5.70	-
	U3c-SV (mm)	49.96	6.15	47.12	5.65	***
	U3a-SV (mm)	48.51	5.59	48.52	5.79	-
	U6t-PD (mm)	23.16	2.40	23.55	2.43	-
	U6t-SV (mm)	30.48	6.01	30.36	5.79	-
	U6a-SV (mm)	35.85	4.76	36.05	4.87	-
	Overjet (mm)	7.85	1.66	3.83	1.29	***
	Overbite (mm)	1.46	1.38	1.57	1.01	-
	U1.PD (°)	111.86	6.97	101.60	7.28	***
	U3.PD (°)	100.29	6.84	94.44	6.85	***
	U6.PD (°)	80.71	6.44	81.17	5.62	-
YUMUŞAK DOKU	UL-E (mm)	-0.87	2.49	-2.73	2.20	***
	UL-SV (mm)	71.96	6.68	70.61	7.00	**
	LL-E (mm)	1.50	2.65	0.20	2.70	***
	Nasolabial aç	105.43	14.10	110.97	13.67	**

* p<0.05 ** p<0.01 *** p<0.001

Tablo 5. PH grubunda, en masse retraksiyon öncesi ve sonrası oluşan değişikliklerin grup içi değerlendirmesi ($\bar{X}$: aritmetik ortalama, **SD**: standart sapma, **p**: anlam derecesi).

	Parametre	En masse öncesi		En masse sonrası		p
		$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	
İSKELETSEL	SNA (°)	81.10	3.59	80.37	3.45	**
	SNB (°)	74.70	3.29	74.73	3.15	-
	ANB (°)	6.40	2.14	5.63	2.24	**
	SN.PD (°)	13.43	3.69	13.37	3.79	-
	SN.OD (°)	14.38	3.92	14.67	3.97	-
	SnGoGn (°)	32.03	5.23	32.19	4.80	-
	Witts (mm)	6.13	2.50	5.47	2.74	*
	ANS-Me (mm)	67.17	4.50	67.70	4.68	*
	SV-A (mm)	56.51	5.06	55.70	5.21	***
DENTOALVEOLER	U1i-PD (mm)	27.67	2.69	27.44	2.72	-
	U1-NA (mm)	4.55	2.26	2.02	2.55	***
	U1i-SV (mm)	57.62	6.63	54.35	6.53	***
	U1a-SV (mm)	51.33	4.69	49.96	4.71	***
	U3c-SV (mm)	48.96	6.08	46.10	6.14	***
	U3a-SV (mm)	47.11	4.88	46.79	5.23	-
	U6t-PD (mm)	22.96	2.29	22.77	2.29	-
	U6t-SV (mm)	29.16	5.43	28.89	5.37	-
	U6a-SV (mm)	34.15	4.37	34.12	5.12	-
	Overjet (mm)	7.30	1.71	4.21	1.37	***
	Overbite (mm)	1.45	1.69	1.51	1.48	-
	U1.PD (°)	113.37	7.52	107.30	6.83	***
	U3.PD (°)	102.69	6.79	96.36	6.06	***
	U6.PD (°)	82.58	5.67	81.84	5.41	-
YUMUŞAK DOKU	UL-E (mm)	-1.90	2.43	-3.43	2.64	***
	UL-SV (mm)	69.45	6.20	67.94	6.23	**
	LL-E (mm)	0.57	2.71	-0.97	2.93	***
	Nasolabial açı	105.20	10.09	109.57	10.22	**

* p<0.05 ** p<0.01 *** p<0.001

Tablo 6. DKL ve PH gruplarında, en masse retraksiyon ile oluşan değişikliklerinin gruplar arası farklarının değerlendirilmesi ($\bar{X}$: aritmetik ortalama, **SD**: standart sapma, **p**: anlam derecesi).

		DKL		PH		
	Parametre	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	<i>p</i>
İSKELETSEL	SNA (°)	-0.96	1.71	-0.73	1.39	-
	SNB (°)	-0.30	0.92	0.03	1.10	-
	ANB (°)	-0.66	1.45	-0.77	1.10	-
	SN.PD (°)	-0.27	1.28	-0.06	1.68	-
	SN.OD (°)	-0.04	1.10	0.29	1.87	-
	SnGoGn (°)	0.19	1.41	0.16	1.87	-
	Witts (mm)	-1.30	1.47	-0.66	1.49	-
	ANS-Me (mm)	0.74	1.99	0.53	1.33	-
	SV-A (mm)	-1.22	1.57	-0.81	1.75	-
DENTOALVEOLER	U1i-PD (mm)	0.37	1.24	-0.23	0.17	*
	U1-NA (mm)	-3.72	2.22	-2.53	0.32	*
	U1i-SV (mm)	-3.93	1.72	-3.27	0.46	-
	U1a-SV (mm)	-0.40	1.68	-1.37	0.69	**
	U3c-SV (mm)	-2.84	2.08	-2.86	0.42	-
	U3a-SV (mm)	0.01	2.46	-0.32	1.90	-
	U6t-PD (mm)	0.39	1.29	-0.19	0.70	*
	U6t-SV (mm)	-0.12	1.81	-0.27	1.99	-
	U6a-SV (mm)	0.20	1.34	-0.03	1.62	-
	Overjet (mm)	-4.02	1.79	-3.09	1.36	*
	Overbite (mm)	0.11	1.23	0.06	0.93	-
	U1.PD (°)	-10.26	5.00	-6.07	4.16	**
	U3.PD (°)	-5.85	6.47	-6.33	4.12	-
	U6.PD (°)	0.46	4.35	-0.74	3.99	-
YUMUŞAK DOKU	UL-E (mm)	1.86	1.57	1.53	1.31	-
	UL-SV (mm)	-1.35	1.91	-1.51	2.26	-
	LL-E (mm)	1.30	1.56	1.53	1.14	-
	Nasolabial açı	5.54	8.46	4.37	7.10	-

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

Vertikal yön dentoalveolar değerler incelendiğinde; U1i-PD mesafesinde DKL grubunda 0.37 mm'lik bir artış gözlenirken, PH grubunda 0.23 mm'lik bir azalma görülmüştür. Ancak bu değişimlerin grup içi değerlendirmede istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Gruplar arası incelemede ise bu ölçümdeki değişim farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Üst keserlerin sagittal yöndeki hareketlerini mesafe biçiminde gösteren U1-NA, U1i-SV ölçümlerindeki değişimler her iki grupta da anlamlı bulunurken, U1a-SV değerindeki değişiklikler sadece PH grubunda anlamlı olmuştur. DKL grubundaki U1-NA, U1i-SV ve U1a-SV değerleri sırasıyla; 3.72 mm ($p<0.001$), 3.93 mm ($p<0.001$) ve 0.40 mm azalma gözlenmiştir. PH grubunda bu değerler sırasıyla; 2.53 mm ($p<0.001$), 3.27 mm ($p<0.001$) ve 1.37 mm ($p<0.001$) azalma göstermiştir. PH grubunda U1a-SV değerindeki anlamlı azalma, santral kesici dişlerin kök uçlarının da belirgin bir şekilde geriye gittiğini, diğer bir deyişle keser dişlerin en masse retraksiyon sırasında DKL grubuna göre daha paralel hareket ettiklerini göstermektedir. U1-NA, U1i-SV değerlerindeki azalmanın gruplar arasındaki incelenmesinde anlamlı fark görülmezken, U1a-SV değerindeki gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$).

Üst keserlerdeki açısal değişimlerini gösteren U1.PD açısındaki değişimlere bakıldığında; DKL grubundaki U1.PD açısı 10.26° ($p<0.001$) azalırken, PH grubunda bu açıdaki azalma 6.07° ($p<0.001$) olmuştur. Gruplar arası karşılaştırmada bu açıdaki değişim farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.01$). Bu değerler, keserlerde en masse retraksiyon ile ortaya çıkan devrilmenin her iki grupta da ortaya çıktığını ancak DKL grubundaki devrilmenin PH grubuna göre daha fazla oluştuğunu göstermektedir.

Üst molar ölçümleri değerlendirildiğinde; molar dişin konumundaki değişiklikleri gösteren U6t-PD, U6t-SV ve U6a-SV değerlerinde her iki grupta da anlamlı değişiklikler gözlenmemiştir. Gruplar arası farklar incelendiğinde ise U6t-PD değerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Üst molar dişteki açısal değişimi gösteren U6.PD değerinde; DKL grubunda artış, PH grubunda ise azalma görülmüş fakat istatistiksel olarak anlamlılık gözlenmemiştir. Bu değer in değişimin gruplar arasındaki farkı da anlamlı bulunmamıştır.

Overjet miktarlarındaki azalma DKL grubunda 4.02 mm ($p<0.001$) iken, PH grubunda 3.09 mm ($p<0.001$) olmuştur. İki grup arasında overjet miktarındaki azalma yönünden anlamlı bir farklılık görülmüştür ($p<0.05$).

Her iki grupta da overbite miktarlarında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır.

Yumuşak doku ölçümlerine bakıldığında; üst dudağı ilgilendiren UL-E, UL-SV ve nasolabial açı değerlerinde her iki grupta da anlamlı değişiklikler gözlenmiştir. DKL grubunda UL-E ve UL-SV değerlerinde sırasıyla; 1.86 mm ($p<0.001$) ve 1.35 mm'lik ($p<0.01$) azalma, nasolabial açıda ise 5.54° lik ($p<0.01$) bir artış gözlenmiştir. PH grubunda ise UL-E ve UL-SV değerlerinde sırasıyla; 1.53 mm ($p<0.001$) ve 1.51 mm'lik ($p<0.01$) azalma, nasolabial açıda 4.37° lik ($p<0.01$) artış görülmüştür. Üst dudaktaki değişimlerin gruplar arası karşılaştırmasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Alt dudak ölçümlerine bakıldığında; DKL grubunun LL-E ölçümünde 1.30 mm ($p<0.001$), PH grubunda ise 1.53 mm'lik ($p<0.001$) azalma görülmüştür. Ancak gruplar arası anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

5.TARTIŞMA

Ortodontik diş çekimleri, yer darlığını çözmek veya kapanış uyumsuzluklarını gidermek amacıyla sıklıkla başvurulmuş bir yöntemdir. Özellikle artmış overjete sahip ve büyüme gelişimini tamamlamış Sınıf II bölüm 1 malokluzyonlu bireylerde, dental uyumsuzlukların düzeltilmesi ve yumuşak doku profilinin iyileştirilmesi amacıyla, üst çeneden birinci premoların çekimi yapılabilmektedir. (4, 7)

Üst çene ön grup dişlerin retraksiyonunun söz konusu olduğu bu gibi olgularda, çekim kararı verildikten sonra ilk yapılması gereken çekim boşluklarının nasıl kapatılacağına kararının verilmesi, diğer bir deyişle kullanılacak ankraj tipinin belirlenmesidir.(8)

Çekim boşluklarının en az % 75'inin anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılması planlanan maksimum ankraj olgularında tedavi esnasında posterior dişlerin kontrolü, tedavi başarısını direk etkilemektedir (98, 105). Özellikle posterior dişlerin mezializasyonunun hiç istenmediği mutlak ankraj vakalarında, ankraj kontrolü çok önemlidir (93, 106). Retraksiyon mekanikleri uygulanırken etki eden kuvvetlere karşı oluşan eş değerdeki ve zıt yönlü yanıtla posterior bölgede direnebilecek yeterli desteğin oluşturulması, yani ankrajın kuvvetlendirilmesi amacıyla birçok yöntem uygulanmıştır.

Yeterli ankraj sağlama özelliğine sahip ağız dışı aygıtlar ortodonti pratiğinde yaygın kullanıma sahip olsalar da, hasta uyumu gerektirmeleri, posterior dişlerde istenmeyen devrilme ve ekstrüzyon gibi hareketlere yol açabilmeleri ve yaralanma riski taşımaları gibi dezavantajlara sahiptirler (105, 114-116).

Hasta uyumundan bağımsız ankraj üniteleri olarak ortodonti camiasına giren; Nance apareyi (107), transpalatal ark (109-111), destek alınan diş sayısının artırılması (8, 93) ve momentlerin düzenlenmesi (112, 113) gibi ağız

içi sabit aygıtlar ve yöntemlerin ise karmaşık tasarımları ve klinik uygulama zorluklarının yanında mutlak ankraj gerektiren olgularda yetersiz kalabilme gibi dezavantajları bulunmaktadır. (8, 77, 112, 113)

Yukarıda bahsi geçen tüm yetersizlikler, ortodontistleri, güvenilir ve kolay uygulanabilir bir ankraj kaynağı arama yönünde motive etmiştir.

Gainsforth ve Higley' in (143) 1945 yılında tazılar üzerinde yürüttükleri bir çalışmayla, alt veya üst çene alveolar kemiğinin ankraj bölgesi olarak kullanılabilme olasılığı ortodonti camiasının dikkatini çekmeye başlamıştır.

Bu tarihten 25 yıl sonra Linkow (144-146) osseointegre implantı ortodontik ankraj ünitesi olarak kullandığı çalışmalar yayınlamış ve kemik-içi ankrajın kapılarını açmıştır. İlerleyen yıllarda dental implantların, prostetik amaçlarının yanında kemik içi ankraj üniteleri olarak da kullanıldığı birçok çalışma yapılmıştır (50, 87, 96, 118-123, 147-149).

Osseointegre implantlar uzun yıllar güvenilir ankraj kaynağı olarak kullanılsalar da bir takım dezavantajları da beraberlerinde getirmişlerdir. Uygulanmaları ve çıkartılmaları invaziv cerrahi yaklaşım gerektirir, yerleştirilebildikleri anatomik bölgeler oldukça kısıtlıdır ve maliyetleri yüksektir. Bununla beraber, genel olarak diş eksikliği olan hastalarda uygulanabilmeleri ve kuvvet uygulanması için en az 3 aylık bir osseointegrasyon süreci gerektirmeleri diğer dezavantajlarıdır. (55-57)

Doksanlı yılların başında Block ve Hoffman (136), titanyum diskleri (onplant) geliştirmişler ve bu disklerin diş eksikliği olmayan hastaların palatal bölgelerinde mutlak ankraj üniteleri olarak uygulanabileceğini belirtmişlerdir. Daha sonraki dönemde, onplantların ankraj ünitesi olarak başarıyla kullanıldığını belirten çalışmalar yapılmıştır (124-126).

Bununla beraber osseointegrasyon için gereken bekleme süresi ve cerrahi işlem gerekliliği gibi problemler onplantlarda da mevcuttur.

Ortognatik cerrahide stabilizasyon amacıyla kullanılan mini plaklar ve fiksasyon vidalarındaki gelişmeler, bu materyallerin osseointegrasyon gerektirmeyen kemik-içi ankraj üniteleri olarak değerlendirmelerini sağlamıştır (127, 150). Mini plaklar özellikle zigomatik butres bölgesinde osseointegre implantlara ve onplantlara alternatif olabilecek güvenilir ankraj ünitesi olarak kullanılmışlardır (92, 119, 127, 128, 130). Bununla beraber mini plakların da uygulanabilmeleri için bir cerraha ve zahmetli cerrahi prosedürlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Klinisyenlerin kolaylıkla uygulanabilen ve tedavi sonrasında rahat bir şekilde çıkartılabilecek güvenilir ankraj ünitelerine olan ihtiyacı sonucunda ilk olarak Kanomi (131) 1997 yılında mikro-vidaları geçici ortodontik ankraj üniteleri olarak tanıtmıştır. Bu çalışma kemik-içi ankraj konusunda yeni bir dönemi başlatmıştır.

Mini-vidaların hasta uyumundan bağımsız bir şekilde ankraj korumada etkili oldukları görülmüştür. Ayrıca yerleştirilme ve çıkartılma işlemleri kolaydır ve ortodontistler tarafından da uygulanabilirler (50, 88, 132, 133).

Mini vidalarla ilgili; vidaların çap ve uzunluk (105, 151), tip (152, 153), ve mekanik dirençleri (154) gibi dış yapı özellikleri ile iç mikro yapıları üzerine (155) birçok çalışma yapılmıştır. Bununla beraber literatürde, mini vida başarılarının, vidadan bağımsız olarak; cerrahi işlem (156, 157, 158), yerleştirilme açısı (159), vidaya uygulanan kuvvet (105, 153, 154, 156, 157, 158, 160), osseointegrasyon (161), yerleştirilme bölgesi (151, 156) ve hasta özelliklerine göre değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur.

Yapılan çalışmalar vidalardaki kırılmaların, vidalama sırasında uygulanan kuvvet ve vidanın sahip olduğu küçük çap boyutu nedeniyle oluşabileceğini göstermektedir (162, 163).

Takaki ve ark. (164), 455 vaka üzerinde yürüttükleri 10 yıllık bir çalışmada mikro vida, mini vida, mini plak ve palatal implantların başarılarını karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre mini plak ve vidalarda % 94, mikro vidalarda % 93 ve palatal implantlarda ise % 89' luk bir başarı yüzdesi olduğunu belirtmişlerdir.

Mini vida çaplarının başarı oranları üzerine yapılan araştırmalar sonucunda; çapı 1.5 mm' den daha büyük olan mini vidaların, 1-1.2 mm çaplarındaki vidalara göre başarılarının istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha fazla olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda 8 mm ve daha uzun vidaların stabiliteleri ve buna bağlı olarak da başarı oranları kısa vidalara göre daha fazla bulunmuştur (105, 151, 165, 166, 167, 168, 169). Biz de çalışmamızda 1.6 mm çap ve 9 mm uzunluğundaki mini vidaları kullanmayı tercih ettik.

Yapılan araştırmalar, üst çeneye yerleştirilen mini vidaların başarı oranlarının alt çenedekilere göre daha yüksek olduğunu göstermiştir (105, 138, 170). Üst çenede yapılacak en masse retraksiyon için kullanılacak mini vidalar için en uygun yerleştirme alanının, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki interdental aralık olduğu bildirilmiştir (171). Biz de çalışmamızda, mini vidaları yerleştirmek için bu bölgeyi tercih ettik.

Tez çalışması dahilinde yürütülen 60 hastada sağ ve sol çeneye olmak üzere toplam 120 mini vida kullanıldı. Vidaların yerleştirilmesi ile ilgili oluşabilecek yöntem hatasını en aza indirebilmek amacıyla tüm vidalar tez çalışmasını yürüten hekim tarafından yerleştirildi.

Mini vidaların yerleştirilmesi sırasında genel olarak iki yöntem kullanılmaktadır. Birinci yöntem, vidanın yerleştirileceği bölgenin önceden

hazırladığı self-tapping yöntemidir. Bu yöntemde ilk olarak yumuşak dokuda vidanın yerleşeceği bölge açılır. Bir frez ve pilot delici yardımıyla vidanın yerleşmesi için gerekli olan yuva hazırlanır. Daha sonra mini vida tork kontrollü bir döner aletle açılmış olan yuvaya yerleştirilir.

Self-drilling olarak adlandırılan diğer yöntem ise; mini vidanın, önceden herhangi bir yuva hazırlamadan, bir el aleti yardımıyla direk olarak bölgeye vidalanmasıdır. Self-drilling yöntemi self-tapping yöntemine göre daha fazla kuvvet gerektirmektedir. Bu sebepten, bu yöntem için kullanılacak vidanın kırılmaması için en az 1.5 mm kalınlığında ve kortikal kemiği geçebilmek için yeterli keskinlikte bir uca sahip olması gerekmektedir. Bununla beraber, self-tapping yöntemiyle karşılaştırıldığında daha az travmatik, daha hızlı ve primer stabilite açısından daha başarılı bir yöntem olduğu belirtilmektedir (172). Çalışmamızda, mini vidaların yerleştirilmesi amacıyla self-drilling yöntemini tercih ettik.

Yumuşak doku hasarını önlemek amacıyla mini vidaların yapışık dişeti sınırlarında yerleştirilmesinin, mini vidanın başarısı üzerinde önemli etkisinin olduğu söylenmektedir (170, 173, 174).

Wilmes ve ark. (156) tarafından vidanın komşu dişlerin köklerine temasından kaçınmak ve vida yüzeyi ile kortikal kemik arasındaki temasın genişletilmesi ve bu sayede primer stabiliteyi arttırmak amacıyla belli bir açıyla yerleştirilmesi önerilmektedir. Çalışmamızda mini vidaları yerleştirirken yapışık dişeti sınırlarında kalmaya dikkat ederek yaklaşık 60° derecelik açıyla yerleştirdik.

Mini vida uygulamaları her ne kadar osseointegrasyon için bekleme gerekliliğini ortadan kaldırırsalar da, bazı araştırmacılar kuvvet uygulamadan önce iyileşme sürecinin beklenmesi gerektiğini savunmaktadır (166, 170, 173, 174). Bununla beraber kuvvet uygulanmadan önce beklenmesinin başarı oranını arttırdığını ifade eden herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Wiechman ve ark. (175), mini vidalara yerleştirildikleri seans kuvvet uygulamışlar ve maksiler bölgede % 86.7'lik başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir. Benzer şekilde iyileşme süreci beklenmeden mini vidalara kuvvet uygulayan araştırmacılardan, Kuroda ve ark. (169) % 91.8, Motoyoshi ve ark. (168) % 88.8'lik başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, mini vidalar yerleştirildikten sonra kuvvet uygulanması için beklenmemiş ve aynı seans anterior dişlerin en masse retraksiyonuna başlanmıştır. Vidaların güvenli bir şekilde yerleştiklerinin tespiti amacıyla; komşu diş köklerinden yeterli uzaklıkta oldukları alınan periapikal radyograflarla tespit edilmiş, primer stabiliteleri kontrol edilmiş ve yerleştirildikleri bölgede herhangi bir yumuşak doku travması olmadığından emin olunmuştur.

Mini vida yerleştirilen hastaların 4 tanesinde, mini vidalarda primer stabilizasyon eksikliği, 6 hastada ise vida çevresindeki yumuşak doku bölgesinde hijyen eksikliğine bağlı enflamasyon görüldü. Stabilizasyon problemi olan vidalar çıkartıldı ve bölgedeki kemik iyileşmesi beklendikten sonra tekrar yerleştirildi. Yumuşak doku enflamasyonu gelişen hastalarda ağız hijyeni kontrolü sağlanması beklendi. İyileşmenin sağlandığı gözlemlendikten sonra, mini vidaların ağızda bırakılmasına karar verildi. Sonuç olarak mini vidalardaki ilk uygulama başarı oranı % 83.3 olmuştur.

Benzer metodla aynı bölgeye yerleştirilmiş benzer yapıdaki mini vida başarıları üzerine yapılan çalışmalarda (105, 151, 164-169, 175) % 80 ile % 95 arasında başarı oranları belirtilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz başarı oranı literatürde belirtilen oranlara göre kabul edilebilir bulunmuştur.

Her iki grupta da, yerleştirilen mini vidalar en masse retraksiyon süresince stabilitelerini korumuşlardır.

Sürtünmeli mekaniklerin kullanıldığı PH grubunda retraksiyon işlemine başlanmadan bir ay önce 0.016"x0.022" paslanmaz çelik tele geçilmiş ve bir ay

bu telde beklenmiştir. Bu işlemin amacı posterior dişlerin bir miktar daha tork almaları ve retraksiyon sırasında ortaya çıkacak sürtünmenin azaltılmasıdır. Retraksiyona başlanacak seansta hastaların lateral sefalometrik radyografları alınmıştır (T1). Daha sonra kanin ve lateral dişler arasına gelecek şekilde 6.5 mm uzunluğundaki vertikal kancalar (power hook) ark teline sıkıştırılmıştır.

Sia ve ark. (43) braket seviyesinin 5.5 mm ve üstündeki yükseklikten uygulanan kuvvetler sayesinde keser dişlerde daha paralel hareket elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Bulcke ve ark. (44) anterior altı diş birbirine bağlandığında direnç merkezinin alveolar kemik seviyesinin yaklaşık 3.5 mm apikalinde olduğunu belirtmişlerdir. Bu mesafe braket slotları seviyesinden 6.5 ila 7.5 mm uzakta olmaktadır.

Yapılan birçok çalışma (50-53, 88, 104) 6-7 mm uzunluğundaki vertikal kancalar kullanıldığında, anterior dişlerin retraksiyonu sırasında meydana gelen diş hareketlerinin daha paralel olduğunu belirtmektedir. Bu sebeple biz de tez çalışmamızda 6.5 mm yükseklikten kuvvet uygulanabilmesini mümkün kılan power hook' ları kullanmayı tercih ettik. (Şekil 8)

PH grubundaki en masse retraksiyonu gerçekleştirmek amacıyla, Ni-Ti kapayıcı yaylar mini vidalardan vertikal kancalara her iki tarafta da 200'er gr kuvvet uygulayacak şekilde asılmıştır (Şekil 8). Bu, en masse retraksiyon için önerilen ortalama kuvvet miktarıdır (50-53, 72, 76).

Diş hareketleri oluşturmak amacıyla çekme kuvveti uygulayan farklı materyaller bulunmaktadır. Bunlardan günümüz ortodonti pratiğinde en sık kullanılanları kapayıcı sarmal yaylar ve elastik modüllerdir (55, 176-182). Elastik materyallerden ise genel olarak elastik zincirler ve rondeller kullanılmaktadır.

Elastik zincirler takıldıkları seans yüksek ve kesikli kuvvet uygularlar ve uyguladıkları kuvvet miktarı bir iki gün içinde büyük ölçüde azalır. Bununla beraber, mikroorganizma birikimine yol açarak ağız hijyenini olumsuz etkilerler. Elastik rondeller ise hasta tarafından değiştirilen kuvvet elemanlarıdır ve iki seans arasında devamlı kuvvet uygulama başarıları düzenli aralıklarla değiştirilmelerine, yani başka bir ifadeyle hasta uyumuna bağlıdır (54-57).

Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ise minimum plastik deformasyon özelliğine sahip oldukları için devamlı ve optimum kuvvetler uygulayabilmektedirler (59, 60).

Yapılan çalışmalar, Ni-Ti kapayıcı yayların, devamlı ve optimal kuvvet uygulamada elastik kuvvet elemanları ve paslanmaz çelik yaylardan daha etkili olduğunu belirtmektedir (61-65).

Melsen ve ark. (59), piyasada bulunan farklı marka süper elastik kapayıcı sarmal yayları incelemişler ve sadece hafif ve orta boy GAC yayların oda sıcaklığında gerçek süper-elastik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir. Biz de tez çalışmamızda GAC marka Ni-Ti kapayıcı sarmal yayları kullanmayı tercih ettik.

Araştırmamızda kullanılan DKL'lu ark telleri üzerine literatürde çok az çalışma bulunmaktadır. Kim ve Park (72), 20 hasta üzerinde DKL'lu arklarla yürüttükleri bir çalışmada bu arkların en masse retraksiyon sonucu meydana getirdikleri değişiklikleri incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre DKL'lu arklar; deformasyona uğramadan 4 mm'ye kadar aktivasyon imkanı sağlamak ve kaninlerde oluşabilecek rotasyonları kontrol edebilmek gibi avantajlara sahiptir.

Sürtünmesiz mekaniklerin kullanıldığı DKL grubundaki hastalarda da en masse retraksiyona başlanacak seansta lateral sefalometrik radyograflar alınmıştır (T1). Hastaların üst sağ ve sol kanin dişleri arasındaki mesafe ölçülerek uygun boyuttaki DKL'lu prefabrike ark teli her iki tarafta da çift looplar kanin dişin mezialinde ve distalinde olacak şekilde yerleştirilmiştir.

DKL'lu ark telleri 0.016"x0.022" paslanmaz çelik telden üretilmişlerdir. Bununla beraber, bu arklar fazla sayıda loop içermelerinden ötürü düşük plastik deformasyon özelliği gösterirler. Bu sayede, devamlı ve optimal kuvvet uygulama özelliğine sahiptirler (72).

DKL'lu hazır arklardaki loopların her biri 1 mm açılacak şekilde aktive edildiklerinde yaklaşık olarak 500 gr kuvvet uyguladıkları belirtilmiştir (183). Biz de çalışmamız sırasında DKL'lu arkların aktivasyonunu her bir loopta 1 mm olacak şekilde gerçekleştirdik ve ortaya çıkan kuvvetin 500 gr olduğunu dinamometre yardımıyla kontrol ettik (Şekil 6). Bu arkların aktivasyonu, kanin dişlerin distalindeki loopun 0.010" lik paslanmaz çelik ligatür teli kullanılarak aynı bölgedeki mini vidaya bağlanmasıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 5) (Suzuki's tie).

Her iki gruptaki hastalardan, en masse retraksiyon tamamlandığı seans tekrar lateral sefalometrik radyograf alınmıştır (T2).

İki grupta da retraksiyon sonucunda SNA ve ANB açılarıyla SV-A mesafesinde istatistiksel olarak anlamlı azalmalar gözlenmiştir. DKL grubunda A noktası ortalama 1.22 mm geriye giderken, SNA ve ANB açıları sırasıyla, 0.96° ve 0.66° azalma görülmüştür. PH grubunda, keser dişlerin en masse retraksiyonu ile A noktası ortalama 0.81 mm geriye giderken SNA ve ANB açıları sırasıyla 0.73° ve 0.77° azalma olmuştur. İki grup arasında retraksiyon öncesi ve sonrası A noktasının hareketi ile ilgili istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Sharma (184), anterior dişlerin retraksiyonu sonunda üst keserlerin insizal kenarlarının ortalama 6.5 mm, apikal uçlarının ise 1.2 mm retrakte edildiği vakalarda A noktasının yaklaşık 2.7 mm geriye gittiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda benzer oranlarda gerçekleşen retraksiyon miktarlarında ortaya çıkan A noktası değişiklikleri bu çalışmayla uyumluluk göstermektedir.

Al Nimri ve ark. (185), üst keserlerde gerçekleştirilen açısal değişikliklerin A noktasının konumu üzerinde direk etkili olduğunu belirtmişler ancak A noktasının konumunda oluşan değişikliklerin SNA açısı üzerinde etkisinin istatistiksel olarak anlamlı miktarda olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamıza sadece keserlerin açılarında değil aynı zamanda konumlarında da değişiklikler ortaya çıkmıştır. Bu sebeple A noktasındaki değişim ve bu değişimin SNA açısı üzerindeki etkileri daha belirgin olmuştur.

DKL grubundaki keser hareketleri incelendiğinde, keser dişlerin insizal kenarlarında ortalama 3.93 mm, apekslerinde ise ortalama 0.40 mm retraksiyon görülmüştür. Grup içi değerlendirmede sadece insizal kenarların hareketi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Santral keser dişlerin PD ile yaptıkları açıdaki ortalama 10.26°'lik değişiklik istatistiksel olarak anlamlı olmuştur. Bu verilere göre DKL'lu arklarla yapılan en masse retraksiyon sırasında keser dişlerde istatistiksel olarak anlamlı devrilme gözlenmiştir.

PH grubundaki en masse retraksiyon ile keser dişlerin insizal kenarlarında ortalama 3.27 mm, apikal uçlarında ise ortalama 1.37 mm hareket gözlenmiştir. Grup içi değerlendirmede bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Santral keser dişlerin PD ile yaptıkları açıda ortalama 6.07° azalma gözlenmiştir. Bu azalma, keser dişlerde en masse retraksiyon ile istatistiksel olarak anlamlı devrilme olduğunu göstermiştir.

İki grup arasında kesici dişlerdeki değişiklikler karşılaştırıldığında, kök hareketleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). Buna göre DKL grubunda keser dişlerde retraksiyon sonucu daha fazla devrilme olmuştur. Bu durumun, PH grubundaki retraksiyon kuvvetinin keser dişlerin direnç merkezine yakın bir bölgeden, DKL grubunda ise braket seviyesinden uygulanması olduğunu düşünmekteyiz.

Bunlara ek olarak keser dişlerin vertikal yöndeki hareketleri incelendiğinde, DKL grubunda ortalama 0.37 mm ekstrüzyon görülürken, PH

grubunda keser dişlerde ortalama 0.23 mm intrüzyon gözlenmiştir. Her iki grupta da ortaya çıkan bu değişiklikler grup içi değerlendirmede istatistiksel olarak anlamlı derecede olmasa da, hareket yönlerinin farklılığı sebebiyle gruplar arası değerlendirmede istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu farklılığın yine keser dişlerde ortaya çıkan devrilme miktarının gruplar arası farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. PH grubundaki keser dişlerde intrüzyon olması kuvvet vektörünün yukarı doğru uygulanması nedeniyle karşımıza çıkmıştır.

Park ve Kwon (88) ve Upadhyay ve ark. (104) mini vida kullanarak yaptıkları en masse retraksiyon sonucu anlamlı keser intrüzyonu bildirmişlerdir. Yao ve ark (53), Headgear ve mini vida ankrajını karşılaştırdıkları çalışmalarında mini vida grubunda istatistiksel olarak anlamlı keser intrüzyonu oluştuğunu belirtmişlerdir. Park ve ark. (87), mini vidalarla gerçekleştirdikleri retraksiyon sonucu üst keserlerde anlamlı intrüzyon olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda, PH grubunda elde edilen değişiklikler bu çalışmalarla uyum göstermektedir.

DKL grubunda görülen ekstrüzyonun ise keser dişlerdeki devrilmeden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Buna ek olarak, DKL'lu arkların aktivasyonunun, distal loopların daha yukarıda olan mini vidalara bağlanması sebebiyle arklarda tersine spee'yi arttırıcı yönde deformasyon gözlenmiştir. Bu deformasyon sonucunda da molarlarda az miktarda (0.39 mm) ekstrüzyon belirlenmiştir.

Kim ve Park (72), DKL'lu arkların aktivasyonunda distal loopları molar dişlerdeki bantların hooklarına bağlamışlardır. Bizim çalışmamızda görülen ark deformasyonunun sebeplerinden birinin aktivasyon yöntemi farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bununla beraber molar dişin vertikal konumundaki değişiklikte, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi,

DKL grubunda molar dişte ortalama 0.39 mm'lik ekstrüzyon olurken, PH grubunda ortalama 0.19 mm'lik intrüzyonun olmasıdır. DKL grubundaki molarların uzamasının yine DKL'lu ark telinde görülen, tersine spee'yi arttırıcı deformasyonun posterior bölge üzerindeki etkisinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

İki yöntemdeki ankraj kaybının değerlendirilmesi için yapılan ölçümlerde iki grupta da molar dişlerde istatistiksel olarak anlamlı bir hareket görülmemiştir. Diğer bir deyişle her iki grupta da ankraj başarılı bir şekilde korunmuştur. Hatta PH grubunda istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, U6t-SV mesafesinde ortalama 0.27 mm'lik bir azalma, yani molar dişlerde çok az miktarda distalizasyon gözlenmiştir.

Upadhyay (52, 104) mini vida ile yapılan retraksiyon sonucu molar distalizasyonu olduğunu bildirmiştir. Burada ortaya çıkan düşük miktardaki distalizasyonun, retraksiyon sırasında ark telinin posterior bölgede kaymasıyla ortaya çıkan sürtünme kuvvetinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda, PH grubundaki molar distalizasyonunun aynı sebepten ötürü oluştuğunu düşünmekteyiz.

İki grupta da keserlerin retraksiyonu sonucu yumuşak doku profilinde istatistiksel olarak anlamlı değişimler ortaya çıkmıştır. Her iki grupta da üst ve alt dudak istatistiksel olarak anlamlı miktarda retrüze olurken, nasolabial açıda istatistiksel olarak anlamlı artış ortaya çıkmıştır.

DKL grubunda üst dudak ortalama 1.86 mm, alt dudak ortalama 1.30 mm geriye gitmiştir. Nasolabial açıdaki artış ise ortalama 5.54° olmuştur. PH grubunda alt ve üst dudaktaki gerileme miktarı her iki değer için de ortalama 1.53 mm olarak gerçekleşirken, nasolabial açıda ortalama 4.37° lik artış meydana gelmiştir. Gruplar arasında yumuşak doku değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Çekimli tedavilerde, keser retraksiyonunun yumuşak doku profili üzerindeki etkileriyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır (186-194). Tüm bu çalışmalar, özellikle maksiler keser dişlerin retraksiyonlarının, nazolabial açıda belirgin artışa ve üst dudağın belirgin retrüzyonuna yol açtığını belirtmektedir. Bizim çalışmamızda da, en masse retraksiyon ile ortaya çıkan, nazolabial açıdaki istatistiksel olarak anlamlı artış ve üst dudakta görülen anlamlı retrüzyon bu çalışmalarla uyumludur.

Waldman (186), üst dudak retrüzyonu ve üst keser dişlerin retraksiyonu arasındaki ilişkinin 1:3.8 oranında olduğunu belirtmektedir. Bu oranın anlamı 3.8 mm'lik keser retraksiyonunun, 1 mm'lik üst dudak retrüzyonuna yol açtığıdır. Bizim çalışmamızda bu oran PH grubu için 1:2.2, DKL grubunda ise 1:2.9 şeklinde gerçekleşmiştir. Oranlar arasındaki bu farkın, PH grubundaki keser retraksiyonunun DKL grubuna göre daha fazla translasyon hareketi içermesine bağlamaktayız.

Tedavi süreleri değerlendirildiğinde ise, en masse retraksiyon süresi DKL grubunda ortalama 6.4 ay olurken, PH grubunda bu süre ortalama 6.2 ay olmuştur. Retraksiyon hızlarını belirlemek amacıyla üst keser dişlerin insizal kenarlarının hareketini gösteren U1i-SV ölçümü kullanılmıştır. Buna göre DKL grubunda retraksiyon hızı 0.61 mm/ay olurken, PH grubunda 0.53 mm/ay şeklindedir. Gruplar arası değerlendirmede, en masse süreleri ve hızları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.

Garfinkle ve ark. (195), yaptıkları çalışmada retraksiyon hızının ayda 0.64 mm olduğunu bildirmişlerdir. Basha ve ark (91), ortalama retraksiyon süresinin 6.1 ay olduğunu, retraksiyon hızının ise ayda 0.85 mm olduğunu belirtmişlerdir. Erverdi ve Acar (92) ise, en masse retraksiyon süresi 6 ay olmuştur. Bizim çalışmamızdaki retraksiyon süresi ve hızı bu çalışmalarla uyumluluk göstermektedir.

Bizim çalışmamız, yapılan araştırmalarla uyumlu olarak, mini vidalarla sağlanan ankrajın en masse retraksiyon mekaniklerinin uygulanması için yeterli olduğunu göstermektedir. Özellikle üst çenede ikinci premolar ve birinci molar dişler arasına yerleştirilen, yeterli kalınlık ve uzunluktaki mini vidalar retraksiyon süresince yüksek başarı oranları sergilemektedir. Bizim çalışmamızdaki başarı oranları da bu durumu doğrulamaktadır. Ankraj problemi ortadan kalktıktan sonra geriye uygulanacak mekaniklerin seçilmesi kalmaktadır. Vakanın özelliklerine göre uygun mekaniğin seçilmesi, arzu edilen tedavi seçeneklerine ulaşmamızda yardımcı olacaktır.

6. SONUÇ

Her iki grupta da en masse retraksiyon sırasında herhangi bir ankraj kaybı olmamıştır. Ankraj amaçlı yerleştirilen mini vidalar retraksiyon süresince stabilitelerini korumuşlardır.

Her iki grupta da en masse retraksiyon sonucunda A noktası, overjet, keser ve kanin pozisyonlarında ve yumuşak doku değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklikler olmuştur.

Her iki grupta da keser dişlerde istatistiksel olarak anlamlı devrilmeler gözlenmiştir. Bununla beraber DKL grubundaki devrilme miktarı PH grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla olmuştur. DKL grubundaki santral keser dişlerin kökleri neredeyse hiç hareket etmezken (0.40 mm) PH grubunda 1.37 mm'lik bir hareket görülmüştür.

İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da DKL grubundaki keser dişlerde 0.37 mm'lik ekstrüzyon, PH grubundakilerde ise 0.23 mm'lik bir intrüzyon görülmüştür.

Mini vidalar en masse retraksiyon uygulamalarında kemik-içi ankraj üniteleri olarak güvenle kullanılabilirler. Mutlak ankrajın gerekli olduğu vakalarda ankraj kaybının önüne geçmek amacıyla hasta uyumu gerektirmemeleri, klinik uygulamalarının kolaylığı ve minimum hasta rahatsızlığı oluşturmaları sebebiyle mini vidalar tercih edilebilecek kemik-içi ankraj üniteleridir.

Anterior dişlerin en masse retraksiyonu, uygun bir şekilde uygulandığında hızlı ve etkili bir boşluk kapatma yöntemidir.

Ark teline yerleştirilecek 6-7 mm uzunluğundaki vertikal kancalar sayesinde anterior dişlerin direnç merkezlerine yakın kuvvetler uygulayabilmek ve en masse retraksiyon sırasında bir miktar kök hareketi elde etmek mümkündür.

PH'ların kullanıldığı kayan mekaniklerle gerçekleştirilen en masse retraksiyon sonucunda keser dişlerde meydana gelen devrilme Double Keyhole Looplu ark telleri ile gerçekleştirilen retraksiyona göre daha az olmaktadır. Bu durum, retraksiyon kuvvetlerinin PH grubunda anterior dişlerin direnç merkezlerine yakın bir noktadan, DKL grubunda ise braket seviyesinde uygulanmasından kaynaklanmaktadır.

Retraksiyon kuvvetinin yönünün okluzal düzleme göre daha yukarıdan uygulanması sonucu anterior dişlerde bir miktar intrüzyon beklenmektedir. Bu sayede vertikal kontrolü sağlamak daha kolay olmaktadır. Looplu arklarda meydana gelebilecek ark deformasyonları vertikal kontrolü olumsuz yönde etkileyebilirler.

DKL' lu arklar en masse retraksiyonda etkili sonuçlar verebilecek apareylerdir. Ancak bu arklarla gerçekleştirilecek retraksiyon sırasında anterior dişlerdeki devrilme nispeten daha fazla olmaktadır. Anterior dişlerdeki devrilmenin kontrolü bu arklarda yapılacak düzenlemelerle sağlanması gerekmektedir. Bu arkların aktivasyonunun ark deformasyonuna yol açmadan optimal sınırlar içinde yapılması gerekmektedir. Distal loopların vertikal sınırları içinde kalarak en fazla 1'er milimetre olacak şekilde aktive edilmeleri, olası ark deformasyonlarının önüne geçecektir.

Sonuç olarak, mini vida ankraji kullanılarak gerçekleştirilen en masse retraksiyonu başarılı bir boşluk kapatma yöntemidir. Keser dişlerin protrüziv olduğu vakalarda, retraksiyon sırasında ortaya çıkacak devrilme istenen bir durumsa, Double Keyhole Looplu hazır ark telleri kullanılarak etkili bir şekilde en masse retraksiyon gerçekleştirmek mümkündür. Bununla beraber, keser dişlerin paralel hareketlerini gerektiren vakalarda, direnç merkezlerine yakın bölgeden kuvvet uygulanmasına imkan veren vertikal kancaların ve optimal kuvvetleri uzun süre uygulayabilen Ni-Ti yayların kullanıldığı kayan mekanikleri kullanmak daha doğru olacaktır.

7. KAYNAKLAR

1. Ngan PW, Byczek E, Scheick J. Longitudinal Evaluation of Growth Changes in Class II Division 1 Subjects. *Semin Orthod* 1997; 3: 222-231.
2. Chen Y, Yao C, Chang H. Nonsurgical correction of skeletal deep overbite and Class II Division 2 malocclusion in an adult patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:371-378.
3. Wong L, Hägg U, Wong G. Correction of extreme overjet in 2 phases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 540-548.
4. Mihalik CA, Proffit WR, Philips C. Long-term follow-up of Class II adults treated with orthodontic camouflage: A comparison with orthognathic surgery outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 266-278.
5. Wilmot JJ, Barber HD, Chou DG, Vig KWL. Associations between severity of dentofacial deformity and motivation for orthodontic-orthognathic surgery treatment. *Angle Orthod* 1993; 63: 283-288.
6. Philips C, Proffit WR. Psychosocial aspects of dentofacial deformity and its treatment. In: Proffit WR, *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity* Proffit, 2003, Missouri, Mosby, 69-93.
7. Conley RS, Jernigan C. Soft Tissue Changes after Upper Premolar Extraction in Class II Camouflage Therapy. *Angle Orthod* 2006; 76: 59-65.
8. Nanda R, Uribe F, Kuhlberg A. Biomechanical basis of extraction space closure. In: Nanda R, Kuhlberg A. *Biomechanics in clinical orthodontics*, Missouri, W. B. Saunders, 2005, 194-210.
9. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2008; 11: 65-73.

10. Staggers JA, Germane N. Clinical Considerations in the Use of Retraction Mechanics. *J Clin Orthod* 1991; 364-369.
11. Roth RH. Treatment mechanics for the straight wire appliance. In: Graber TM, Vanarsdall RL. *Orthodontics, Current Principles and Techniques*, 2nd ed, St Louis, Mosby; 1994: 685-711.
12. Choy K, Pae EK, Kim KH, Park YC, Burstone CJ. Controlled Space Closure with a Statically Determinate Retraction System. *Angle Orthod* 2002; 72: 191-198.
13. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 3: 215-222.
14. Tominaga J, Tanaka M, Koga Y et al. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics a 3D finite element study. *Angle Orthod* 2009; 79: 1102-1107.
15. Wadwha RK, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Frictional resistance in ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod* 2004; 38: 35-38.
16. Stoner MM. Force control in clinical practice. *Am J Orthod* 1960; 46: 163-168.
17. Meling TR, Ødergaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: A theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 41-49.
18. Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent Prac Dent Res* 1967; 18: 363-366.
19. Nishio C, Motta FJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between arcwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 56-65.

20. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional Resistances of Metal-lined Ceramic Brackets Versus Conventional Stainless Steel Brackets and Development of 3-D Friction Maps. *Angle Orthod* 2001; 71: 364-374.
21. Bernard JR, Gruendenman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between bracket and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 513-522.
22. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistance between bracket and arch wires. *Am. J. Orthod* 1980; 78: 593-609.
23. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022x0.028 edgewise bracket in-vitro. *J Biomechanics* 1970; 3: 151-160.
24. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106(2): 131-138.
25. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90: 199-203.
26. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 97: 219-228.
27. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four different alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 117-126.
28. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am. J. Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 397-404.

29. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 499-506.
30. Echols PM. Elastic ligatures: binding forces and anchorage taxation. *Am J Orthod* 1975; 67: 219-220.
31. Peterson L, Spencer R, Andreasen GA. A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence* 1982; 5: 563-571.
32. Sims APT, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993; 15: 377-385.
33. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthall JE. Surface roughness of orthodontic arch wires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988; 58: 33-45.
34. LaFerla MR. Friction: A review. In; Kiazis AD. *Atlas of advanced orthodontics: A guide to clinical efficiency*, 1998, Saunders, 91-114.
35. Tosun Y. *Sabit Ortodontik Aparentlerin Biyomekanik Prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.
36. Loftus BP, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 2001; 23: 253-261.
37. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Journal of Orthodontics* 1994; 21: 349-357.
38. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 513-522.

39. Ho KS, West VC. Friction resistance between edgewise brackets and arch wires. *Aust Orthod J* 1991; 12: 95-99.
40. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984; 85: 294-307.
41. Nanda R, Ghosh J. Biomechanical considerations in sliding mechanics. In: Nanda R, *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. Philadelphia, WB Saunders, 1997: 188-217.
42. Sia SS, Shibazaki T, Koga Y, Yoshida N. Speedy, accurate and controllable anterior teeth retraction by an improved method: a sliding mechanics force system with power arms. In: *Proceedings of the 8th International Conference on the Biological Mechanisms of Tooth Eruption, Resorption and Movement*. Boston, Mass: Harvard Society for the Advancement of Orthodontics; 2006: 297-303.
43. Sia SS, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod* 2007; 77: 999-1003.
44. Bulcke MMV, Burstone CJ, Sachdeva RCL, Dermaut LR. Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *J Clin Orthod* 1987; 91: 375-384.
45. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centers of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. *Eur J Orthod* 1991; 13: 452-458.
46. Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 101: 120-131.
47. Türk T, Türk SE, Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. *Eur J Orthod* 2005; 27: 196-201.
48. Kusy RP, Tulloch JFC. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90: 127-131.

49. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 66-71.
50. Park HS, Kwon TG, Kwon OW. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2004; 126: 627-636.
51. Chung KR, Nelson G, Kim SH, Kook YA. Severe bidentoalveolar protrusion treated with orthodontic microimplant-dependent en-masse retraction. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2007; 132: 105-115.
52. Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment effects of mini-implants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 18-29.
53. Yao CCJ, Lai EHH, Chang JZC, Chen I, Chen YJ. Comparison of treatment outcomes between skeletal anchorage and extraoral anchorage in adults with maxillary dentoalveolar protrusion *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2008;134: 615-624.
54. Samuels RHA, Rudge SJ, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: A clinical study. *Am J Orthod* 1993; 103: 464-467.
55. Padmaraj VA, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 102: 127-133.
56. Bennet CJ, McLaughlin PR. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1990; 24: 251-259.
57. Hixon EH, Aasen TO, Arango J, et al. On force and tooth movement. *Am J Orthod* 1980; 78: 213-226.

58. Gianelly AA, Bednar J, Dietz VS. Japanese NiTi coils used to move molars distally. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 564-566.
59. Melsen B, Topp LF, Melsen HM, Terp S. Force system developed from closed coil springs. *Eur J Orthod* 1994;16: 531-539.
60. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 8-21.
61. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1997; 63: 67-72.
62. Samuels RHA, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel Titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 73-79.
63. Dixon V, Read MJF, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod* 2002; 29: 31-36.
64. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 89-96.
65. Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod* 1993; 63: 145-148.
66. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod* 1995; 65: 395-401.
67. Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 489-495.

68. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117: 175-183.
69. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976; 70: 1-19.
70. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 12-18.
71. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure *Am J Orthod* 1982; 82: 361-378.
72. Kim HY, Park YG. A Cephalometric study on tooth movement pattern of maxillary 6 anteriors with Double Keyhole Loops. *Korea J Orthod* 2002; 32: 8-18.
73. Cureton SL, Storie D. Simplified Activation of Closing Loops. *J Clin Orthod*; 1998: 490-492.
74. Dobranszki A, Vuolo J H, Neto F L et al. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de dupla chave na técnica Straight wire. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2009; 123-128.
75. Kalra V. Simultaneous Intrusion and Retraction of the Anterior Teeth. *J Clin Orthod* 1998; 32: 535-540.
76. Proffit WR. Biomechanics and mechanics. In: Proffit WR, Fields HW. *Contemporary orthodontics*. St Louis: Mosby; 2000; 295-362.
77. Kuhlberg AJ. Steps in orthodontic treatment. In: Bishara SE, ed. *Textbook of Orthodontics*. Philadelphia, Pa: WB Saunders; 2001: 240-242.
78. Dinçyürek KG. Mikrovida implant ankrajı kullanılan çekimli vakalarda anterior segmentin kütleli (en masse) retraksiyonu ile iki aşamalı retraksiyonuna karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. Tez. Başkent Üniv. 2009

79. Heo W, Nahm DS, Baek AH. En Masse Retraction and Two-Step Retraction of Maxillary Anterior Teeth in Adult Class I Women A Comparison of Anchorage Loss. *Angle Orthodontist* 2007; 6: 973-978.
80. Begg PT, Kesling PC, Begg Orthodontic theory and technique. Philadelphia, WB Saunders; 1997.
81. Kesling CK. Tip-Edge concept: eliminating unnecessary anchorage strain. *J Clin Orthod* 1992; 26: 165-178.
82. Andrews LF. The Straight-Wire appliance extraction brackets and classification of treatment. *J Clin Orthod* 1976; 10: 360-379.
83. Andrews LF. The Straight-Wire appliance extraction series brackets. *J Clin Orthod* 1976; 10: 425-445.
84. Andrews LF. The Straight-Wire appliance extraction series brackets. *J Clin Orthod* 1976; 10: 507-529.
85. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*. 1957; 43: 32-45.
86. Wehrbein H, Fuhrmann RAW, Diedrich PR. Human histologic response after long-term orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995; 107: 360-371.
87. Park HS, Yoon DY, Park CS, Jeoung SH. Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the Tweed-Merrifield technique. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2008; 133: 593-600.
88. Park HS, Kwon TG. Sliding Mechanics with Microscrew Implant Anchorage. *Angle Orthod* 2004; 74: 703-710.
89. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. *World J Orthod* 2005; 6: 265-274.

90. Gray E, Orhan M. "En Masse" retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 473-479.
91. Basha AG, Shantaraj R, Mogegowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction Using Orthodontic Micro Implant. *Implant Dentistry* 2010; 19: 128-136.
92. Erverdi N, Acar A. Zygomatic Anchorage for En Masse Retraction in the Treatment of Severe Class II Division 1. *Angle Orthod* 2005; 75: 483-490.
93. Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD. Anchorage loss-a multifactorial response. *Angle Orthod* 2003; 73: 730-737.
94. Klontz H. Tweed-Merrifield sequential directional force treatment. *Semin Orthod* 1996; 2: 254-267.
95. Jang HJ, Roh WJ, Joo BH, et al. Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. *Angle Orthod* 2010; 80: 1023-1028.
96. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. Biodegradable implants for orthodontic anchorage. A preliminary biomechanical study. *Eur J Orthod* 1996; 18: 465-469.
97. Feldmann I, Bondemark L. Orthodontic Anchorage: A Systematic Review. *Angle Orthod* 2006; 76: 493-501.
98. lgen M: *Ortodontik Tedavi Prensipleri*, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi 2003.
99. Lindquist JT. The edgewise appliance. In: Graber TM, editor. *Orthodontics: current principles and techniques*. St Louis, Mosby, 1985: 565-640.
100. Bengi A O, Karacay S, Akin E. et al. Use of zygomatic anchors during rapid canine distalization: A Preliminary Case Report. *Angle Orthod* 2006; 76: 137-147.
101. Gray JB, Steen ME, King JG, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983; 83: 311-317.

102. Byloff FK, Kärcher H, Clar E, Stoff F. An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum. *Int Adult Orthod Orthognath Surg.* 2000; 15: 129-137.
103. Daskalogiannakis J. Glossary of orthodontic terms. Berlin, Quintessence, 2000.
104. Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: A clinical cephalometric study. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2008; 134: 804-810.
105. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 18-25.
106. Upadhyay M, Sumit Yadav S, K. Nagaraj, Nanda R. Dentoskeletal and soft tissue effects of mini-implants in Class II division 1 patients. *Angle Orthod* 2009; 79: 240-247.
107. Bondemark L. Comparative analysis of distal maxillary molar movement produced by a new lingual intra-arch Ni-Ti coil appliance and a magnetic appliance *Eur J Orthod* 2000; 22: 683-695.
108. Cobo JM, Diaz B, Carlos F. Maintaining Anchorage with a Combination Nance-Goshgarian Transpalatal Arch. *J Clin Orthod* 1998; 32: 681.
109. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95: 99-106.
110. Kojima Y, Fukui H. Effects Of Transpalatal Arch On Molar Movement Produced By Mesial Force: A finite Element Simulation *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 335: e1-e7.
111. Bondemark L, Thornéus J. Anchorage Provided During Intra-arch Distal Molar Movement: A Comparison Between the Nance Appliance and a Fixed Frontal Bite Plane. *Angle Orthod* 2005; 75: 437-443.

112. Hart A, Taft L, Greenberg SN. The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102: 434-442.
113. Rajcich MM, Sadowsky C. Efficacy of intra-arch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:441-448.
114. Renfroe EW. The factor of stabilization in anchorage. *Am J Orthod* 1956; 42: 86-97.
115. Clemmer EJ, Hayes EW. Patient cooperation in wearing headgear. *Am J Orthod*. 1979; 75: 517-524.
116. Holland GN, Wallace DA, Mondino BJ, et al. Severe ocular injuries from orthodontic headgear. *Arch Ophthalmol*. 1985; 103: 649-651.
117. Gelgör İE, Büyükyılmaz T, Karaman AY, Dolanmaz D, Kalaycı A. Intraosseous Screw–Supported Upper Molar Distalization. *Angle Orthod*, 2004; 74: 838-850.
118. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod*. 1994; 28: 693-704.
119. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 678-686.
120. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage Effects of a Palatal Osseointegrated Implant with Different Fixation: A Finite Element Study. *Angle Orthod* 2005; 75: 593-601.
121. Turley PK, Kean C, Schur J. et al. Orthodontic Force Application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 1988; 58: 151-162.

122. Palagia LM, Sabrosa EC, Gava ECB; Baccetti T, Miguele JAM. Long-term follow-up of dental single implants under immediate orthodontic load. *Angle Orthod* 2010; 80: 807-811.
123. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR, Burguera M. Three dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod* 2005; 27: 12-16.
124. Hong H, Ngan P, Li GH, Qi LG, Wei SHY. Use of Onplants as Stable Anchorage for Facemask Treatment: A Case Report. *Angle Orthod* 2005; 75: 453-460.
125. Feldmann I, Feldmann H, Lundstrom F. Nobel Biocare onplants for orthodontic anchoring. A preliminary report on 10 patients. *J Parodontol Implant Oral*. 2000; 19: 361-371.
126. Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malavez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; 122: 566-570.
127. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 166-174.
128. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 128: 382-384.
129. Sugawara J, Nishimura M. Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System. *Semin Orthod* 2005; 11: 47-56.
130. Leung MTC, Rabie ABM, Wong RWK. Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics. *Eur J Orthod* 2008; 30: 483-489.
131. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767
132. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983; 17: 266-269.

133. Park HS, Bae SM, Kyung HM. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 417-422.
134. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998; 13: 201-229.
135. Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-implant for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 643-647.
136. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 107: 251-258.
137. Chung KR, Kim YS, Linton JL, Lee YJ. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2002; 36: 407-412.
138. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003; 37: 321-328.
139. Maino BG, Bender J, Pagin P, Mura P. The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2003; 37: 90-97.
140. Chung KR, Kim SH, Kook YA. C-orthodontic micro implant as a unique skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2004; 38: 478-486.
141. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung H M. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 551-554.
142. Upadhyay M, Yadav S. Mini-implants for retraction, intrusion and protraction in a Class II division 1 Patient. *Journal of Orthodontics* 2007; 34: 158-167.
143. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 1945; 31: 406-117.

144. Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 1969; 18: 149-154.
145. Linkow LI. Implanto-orthodontics. *J Clin Orthod* 1970; 4: 685-705.
146. Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology, St. Louis, Mosby, 1970.
147. Kawakami M, Miyawaki S, Noguchi H, Kirita T. Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod* 2004; 74: 715-719.
148. Lai EHH, Yao CCJ, Chang JZC, Chen I, Chen YJ. Three-dimensional dental model analysis of treatment outcomes for protrusive maxillary dentition: Comparison of headgear, miniscrew, and miniplate skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134:636-645.
149. Choi JH, Park CH, Yi SW, Lim HJ, Hwang HS. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am J of Orthod and Dentofacial Orthop* 2009; 136: 766: e1-e12.
150. Kawamura H, Nagasaka H, Sato S, et al. Sagittal split ramus osteotomy combined with titanium miniplate internal fixation. *Jpn J Jaw Deform* 1991; 1: 105-112.
151. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 373-378.
152. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 768-775.
153. Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78: 107-113.

154. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004; 5: 212-235.
155. Ferreira FAC, Quaglio CL, Peralta RPV, Carvalho PEG, Siquera DF. Metallographic analysis of the internal microstructure of orthodontic mini-implants. *Braz Oral Res* 2010; 24: 438-442.
156. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78: 1065-1070.
157. Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Janson M, Freitas MR. Predictable drill-free screw positioning with a graduated 3- dimensional radiographic-surgical guide: A preliminary report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 722-735.
158. Noble J, Karaikos NE, Hassard TH, Hechter FJ, Wiltshire WA. Stress on bone from placement and removal of orthodontic miniscrews at different angulations. *J Clin Orthod* 2009; 43: 332-334.
159. Crismani AG, Berti MH, Čelar AG, Bantleon HP, Burstone CJ, Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 108-113.
160. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005; 39: 9-24; quiz 9-30.
161. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 144-152.
162. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: e6-e15.
163. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 564: e1-e19.

164. Takaki T, Tamura N, Yamamoto M, et al. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment. Stability of micro/mini-screws and mini-plates: Experience with 455 cases. *Bull Tokyo Dent Coll* 2010; 51: 151-163.
165. Cheng S, Tseng I, Lee J, Kok S. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Maxillofac Implants* 2004; 19: 100-106.
166. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 42-47.
167. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 410-418.
168. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 109-114.
169. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 9-15.
170. Echarrri P, Kim TW, Favero L, Kim HJ. *Orthodontics and microimplants*. Madrid, Ripano, 2005.
171. Park HS. Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage. *Korea J Orthod* 2003; 33: 151-156.
172. Kim JW, Ahn SJ, Chang YL. Histomorphometric and mechanical analysis of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 190-194.
173. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, et al. *Microimplants in orthodontics*. Korea. Dentos, 2006.

174. Lee SJ, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. Applications of orthodontic mini-implants. Hanover, Quintessence, 2007.
175. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. Clin Oral Implants Res 2007; 18: 263-267.
176. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. Am J Orthod 1986; 89: 73-78.
177. Paulich F. Measuring of orthodontic forces. Am J Orthod Oral Surg 1939; 25: 817-849.
178. Bell WR. A study of applied force as related to use of elastics and coil springs. Angle Orthod 1951; 21: 151-154.
179. Newman GV. Biophysical properties of orthodontic rubber elastics. J New Jersey Dent Soc 1963; 35: 95-103.
180. Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth moving mechanism. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1975; 67: 554-562.
181. Arnold EB, Cunningham JS. Coil springs as an application of force. Am J Orthod 1934; 20: 577-579.
182. Nagamoto G. Contraction coil springs: its uses and how to make it. Am J Orthod Oral Surg 1947; 33: 392-395.
183. Bass A, Bass R, Carlota G, Nayré M. Comparative study between simple and double key loop archwires. Poster Presentation. 37th Annual Meeting of the Argentine Division 2004.
184. Sharma JN. Skeletal and Soft Tissue Point A and B Changes Following Orthodontic Treatment of Nepalese Class I Bimaxillary Protrusive Patients. Angle Orthod 2010; 80: 91-96.

185. Al-Nimri KS, Hazza'a AM, Al-Omari RM. Maxillary Incisor Proclination Effect on the Position of Point A in Class II division 2 Malocclusion. *Angle Orthod* 2009; 79: 880-884.
186. Waldman BH. Change in lip contour with maxillary incisor retraction. *Angle Orthod* 1982; 52: 129-134.
187. Diels RM, Kalra V, DeLoach N, Power M, Nelson SS. Changes in soft tissue profile of African-Americans following extraction treatment. *Angle Orthod* 1995; 65: 285-292.
188. Garner LD. Soft tissue changes concurrent with orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1974; 66: 367-377.
189. Burstone CJ. Lip posture and its significance in treatment planning. *Am J Orthod* 1967; 70: 617-644.
190. Rudee DA. Proportional profile changes concurrent with orthodontic therapy. *Am J Orthod* 1964; 50: 421-434.
191. Hershey HG. Incisor tooth retraction and subsequent profile change in post-adolescent female patients. *Am J Orthod* 1972; 61: 41-54.
192. Rains Md, Nanda R. Soft tissue changes associated with maxillary incisor retraction. *Am J Orthod* 1982; 81: 481-488.
193. Talass MF, Talass L, Baker RC. Soft tissue profile changes resulting from retraction of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 91: 385-394.
194. Russel DM, Nelson RT. Facial and soft tissue profile changes in North American blacks with four first premolar extractions. *J Md State Dent Assoc* 1986; 29: 24-28.
195. Garfinkle JS, Cunningham LL, Beeman CS, et al. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 642-653.

8.ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Adana’da doğdum. İlk, orta ve lise eğitimimi tamamladıktan sonra 1996 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini kazanarak burada eğitime başladım ve 2004 yılında mezun oldum. Mezuniyetimden sonra, 2004-2005 yılında serbest diş hekimi olarak çalıştım ve 2005 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalının açtığı sınavı kazanarak ortodonti doktora eğitimime başladım. 2008 yılında doktora yeterlilik sınavını başarıyla verdim ve halen “MİNİ VİDA ANKRAJININ KULLANILDIĞI İKİ FARKLI EN MASSE RETRAKSİYON MEKANİZMASI ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI” başlıklı tez çalışmamı yürütmekteyim.