



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**DİREKT VE İNDİREKT İSKELETSEL
ANKRAJ KULLANILARAK YAPILAN
İKİ FARKLI KANİN DİSTALİZASYON
TEKNİĞİNİN ETKİNLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Serkan ÖZKAN

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYRAM

TRABZON-2012

ONAY SAYFASI

Bu tez Doktora Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Doç. Dr. MetinNUR

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Serkan ÖZKAN'ın hazırladığı "Direkt ve indirektiskeletselankraj kullanılarak yapılan iki farklı kanindistalizasyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması" başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği ile Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYRAM



Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Abdülvahit ERDEM

Doç. Dr. Mete ÖZER

Doç. Dr. Metin NUR

Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYRAM

Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ



Tarih:19/09/2012

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Ahmet KALKAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

01.07.2012

Serkan ÖZKAN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime ve tez çalışmama değerli katkılarından dolayı danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYRAM'a,

Kıymetli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Hocam ve anabilim dalı başkanım Sayın Doç. Dr. Metin NUR'a ve Sayın Hocam Yrd. Doç. Dr. Birol ÖZEL'e,

Doktora eğitimime değerli katkılarından dolayı Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerine,

Doktora hayatım boyunca tanıdığım tüm asistan arkadaşlarıma,

TEŞEKKÜR EDERİM.

Arş. Gör. Dt. Serkan ÖZKAN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	7
4.1. Optimal Kuvvet ve Ortodontide Kuvvet	7
4.2. Diş Hareketleri	11
4.2.1. Diş Hareket Tipleri	13
4.3. Ankraj	16
4.3.1. Çekim Boşluğunun Kapatılmasına Göre Ankraj Çeşitleri	18
4.3.1.1. A Grubu Ankraj (Maksimum Ankraj)	18
4.3.1.2. B Grubu Ankraj (Moderate Ankraj)	18
4.3.1.3. C Grubu Ankraj (Minimum Ankraj)	19
4.3.2. Alındığı Bölgeye Göre Ankraj Tipleri	20
4.3.2.1. Ağız İçi Ankraj	20
4.3.2.2. Ağız Dışı Ankraj	20
4.3.3. İskeletsel Ankraj	21
4.3.3.1. İskeletsel Ankraj Tipleri	22
4.4. Diş Çekimi ve Kanin Dişlerin Retraksiyonu	30
4.4.1. Kanin Dişlerin Bölümlü Ark İle Retraksiyonu (Sürtünmesiz Sistem)	32
4.4.2. Kanin Dişlerin Ark Üzerinde Retraksiyonu (Sürtünmeli Sistem)	33
4.4.3. Sürtünmeli ve Sürtünmesiz Sistemin Karşılaştırılması	36
5. GEREÇ VE YÖNTEM	39
5.1. Bireylerin Seçimi	39
5.2. Çalışma Düzenineğinin Oluşturulması	40
5.2.1. Mini-İmplantların Uygulanması	40

5.2.2. Nance Apareyinin Yapımı	42
5.2.3. Rehber Tellerin Hazırlanması ve Uygulanması	42
5.2.4. Retraktörlerin Hazırlanması ve Uygulanması	43
5.3. Kayıtların Değerlendirilmesi	45
5.3.1. Sefalometrik Kayıtların Değerlendirilmesi	45
5.3.2. Model Ölçümleri	54
5.3.3. İstatistiksel Analiz	54
6. BULGULAR	56
6.1. Ölçüm Hatasının Değerlendirilmesi	56
6.2. İskeletsel Yapıda ve Keser Dişlerde İzlenen Değişimler	57
6.3. Lateral Sefalometrik Filmler Üzerinde Ölçülen Kanin ve Molar Dişlere İlişkin Bulgular	58
6.4. Model Üzerinde Yapılan Ölçümler	59
6.5. Retraksiyon Hızlarına ve Toplam Diş Hareketlerine İlişkin Ölçümler	59
6.6. Gruplara Göre Yaş Dağılımı ve Toplam Tedavi Sürelerine İlişkin Ölçümler	59
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	72
7.1. Vakaların Seçimi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması	74
7.2. Çalışma Düzenine Oluşturulması	75
7.3. Sefalometrik Ölçümler ile Elde Edilen Sonuçlar	77
7.3.1. İskeletsel Yapıda ve Keser Dişlerde İzlenen Değişimler	77
7.3.2. Kanin Dişlerde İzlenen Değişimler	78
7.3.3. Molar Dişlerde İzlenen Değişimler	81
7.4. Model Ölçümleri ile Elde Edilen Sonuçlar	84
7.5. Retraksiyon Hızı ve Toplam Diş Hareketi Ölçümleri	86
7.6. Toplam Tedavi Sürelerine İlişkin Ölçümler	88
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	90
9. KAYNAKLAR	92
10. EKLER	103
10.1. EK 1. Etik Kurul Onayı	103
10.2. EK 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu	106
11. ÖZGEÇMİŞ	109

KISALTMA SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ**Kısaltmalar**

CT	Computerize Tomografi
LS	Ladanyi Spring
M/F	Moment / kuvvet oranı
Maks	Maksimum
Min	Minimum
n	Gruptaki birey sayısı
OKA	Ortodontik kemik ankraji
Ort	Ortalama
P	İstatistiksel olarak anlamlılık değeri
PDL	Periodontal ligament
RCL	Reverse closing loop
Sh	Standart hata
Ss	Standart sapma
TPA	Transpalatal Ark

Simgeler

gr	Gram
ml	Mililitre
mm	Milimetre

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Çalışma grubu bireylerinin yaş ve cinsiyete göre dağılımı	39
Tablo 2. İskeletsel sefalometrik ölçümler ve model ölçümlerinde ölçüm hatasının değerlendirilmesi sonucu bulunan ilinti katsayıları (r)	56
Tablo 3. Dişsel sefalometrik ölçümlerde ölçüm hatasının değerlendirilmesi sonucu bulunan ilinti katsayıları (r)	57
Tablo 4. Direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları	61
Tablo 5. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları	62
Tablo 6. Kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular	63
Tablo 7. RCL ve LS uygulanması ile direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular	64
Tablo 8. RCL ve LS uygulanması ile indirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular	65
Tablo 9. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında, RCL ve LS ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular	66
Tablo 10. RCL ve LS retraktör gruplarında, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemi ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular	67
Tablo 11. Model ölçümlerinden elde edilen kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikler ve önem kontrollerine ilişkin bulgular	68
Tablo 12. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında, RCL ve LS ile model ölçümünde kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait farklar ve bu farkların önem kontrollerine ait bulgular	69
Tablo 13. RCL ve LS gruplarında, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemleri ile model ölçümünde kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait farklar ve bu farkların önem kontrollerine ait bulgular	69

Tablo 14. Ankraj gruplarına göre RCL ve LS'in kaninlerde meydana getirdiği toplam diş hareketi ve retraksiyon hızlarının tanımlayıcı istatistikleri ve önem kontrollerine ait bulgular	70
Tablo 15. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj tekniğinin retraktör spring gruplarına göre kaninlerde meydana getirdiği toplam diş hareketi ve retraksiyon hızlarına ait tanımlayıcı istatistikler ve önem kontrollerine ait bulgular	70
Tablo 16. RCL ve LS grubu için yaş ve tedavi süresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (Ay olarak)	71
Tablo 17. Direkt ve indirekt ankraj grubu için tedavi süresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (Ay olarak)	71

ÖZET

Direkt ve İndirekt İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı üst çenede birinci premolar çekimi ve maksimum ankraj gerektiren vakalarda direkt ve indirekt iskeletsel ankraj sistemi ile kombine uygulanan iki farklı kanin distalizasyon springinin ve ankraj sistemlerinin etkinliğinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışma için kliniğimize tedavi için başvuran hastalar arasından toplam 36 kişi seçildi (17 erkek 19 kız). Bireylerin yaş ortalaması 16.8 (12.66-21.92) yıldır. 18 hastaya mini-implant destekli Nance apareyi ile indirekt iskeletsel ankraj sistemi, diğer 18 hastaya da mini-implant destekli direkt iskeletsel ankraj sistemi uygulandı. Üst birinci premolar dişlerinin çekiminden sonra kanin distalizasyonu amacıyla rastgele olarak seçilen üst kanin dişlerinden birine reverse closing loop (RCL) 'lu segmental retraksiyon arkı diğer kanin dişine de ladanyi spring (LS) uygulandı. Retraksiyon işlemine kanin dişler Sınıf I ilişkiye gelinceye kadar devam edildi. Kanin distalizasyonu sırasında meydana gelen değişiklikleri değerlendirmek için distalizasyon öncesi ve sonrası lateral sefalometrik filmler ve ortodontik modeller kullanıldı. Elde edilen veriler, eşleştirilmiş t testi ve bağımsız örneklem t testi kullanılarak %95 güven aralığında istatistiksel olarak değerlendirildi.

Elde edilen bulgulara göre hem RCL hem de LS'in kanin distalizasyonunda etkili oldukları saptandı ($p \leq 0.001$). Etkinlik açısından RCL ve LS arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p \geq 0.05$). Araştırmada kullanılan iki farklı iskeletsel ankraj sisteminin her ikisinin de maksimum ankrajın sağlanması konusunda etkin olduğu saptandı ($p \geq 0.05$) ve iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p \geq 0.05$).

Sonuç olarak, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj sistemlerinin her ikisi de maksimum ankrajın sağlanmasında etkin yöntemlerdir. Maksimum ankraj gerektiren vakalarda kaninlerin segmental olarak distalizasyonu sırasında her iki ankraj sistemi de güvenle kullanılabilir.

Anahtar Sözcükler: mini-implant, kanin distalizasyonu, retraksiyon springi, maksimum ankraj, Nance apareyi

SUMMARY

Comparison of Effectiveness of Two Canine Retraction Techniques Using Direct and Indirect Skeletal Anchorage Systems

The aim of this study was to compare the effectiveness of two different canine retraction springs and anchorage systems combined with direct and indirect skeletal anchorage systems in cases requiring first premolar extractions and maximum anchorage in upper jaws.

Thirty six patients among patients referred to our clinic, are selected for the study (17 boys, 19 girls). Average age of the patients was 16.8 (12.66-21.92). Mini-implant supported Nance appliance with indirect skeletal anchorage system was applied to 18 patients and mini implant supported direct skeletal anchorage system to the rest. Segmental retraction arch with reverse closing loop was applied to one of the upper canines randomly selected with the purpose of canine distalization following first premolar extraction and Ladanyi spring was applied to the other canine. Retraction was continued until the Class I canine relationship was obtained. Lateral cephalometric film before and after distalization and orthodontics models were used in order to evaluate changes occurring during canine distalization. Obtained data were statistically evaluated using paired t test and independent t test in 95% confidence interval.

Both RCL and LS were found effective in canine distalization according to the data obtained ($p \leq 0.001$). Statistically significant difference couldn't be found between RCL and LS regarding effectiveness ($p \geq 0.05$). Both of the skeletal anchorage systems used in the study were found effective in providing maximum anchorage ($p \geq 0.05$) and no statistically significant difference were detected between two methods ($p \geq 0.05$).

As a result, both direct and indirect skeletal anchorage systems are effective methods for providing maximum anchorage. These two anchorage systems can be safely used during segmental distalization of canines requiring maximum anchorage.

Key Words: mini-implant, canine distalization, retraction spring, maximum anchorage, Nance appliance

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodonti tarihçesinde çekimli ve çekimsiz ortodontik tedavi arasındaki çatışma Edward H. Angle, Charles Tweed ve Calvin Case zamanından günümüze kadar devam etmektedir. 1930'lerden sonra daha stabil sonuçların elde edilmesinden dolayı çekimli tedavi popülerite kazanmıştır (1,2). Çekim için çoğunlukla premolar dişler düşünülmekte ve bu safhayı kanin retraksiyonu safhası takip etmektedir (3-6).

Ortodonti pratiğinde çekimli vakalarda boşluk kapatma rutin bir işlem olup araştırmacılar sürekli olarak kanin retraksiyonunda etkin metodlar bulmaya çalışmışlardır (7). Birçok vakada kanin retraksiyonu hareketli veya sabit aygıtlar aracılığıyla yapılmaktadır. Hareketli apareylerden tercih edileni bukkal retraksiyon zembereğidir (8,9). Sabit aygıtlar aracılığıyla yapılan yöntemde ise yaygın bir sınıflandırma olarak kaninler; sürtünmeli (kayan=sliding) veya sürtünmesiz (closing loop) mekaniklerle retrakte edilebilmektedirler (7,10).

Sürtünmeli mekanikler ile diş hareketi tekniğinin etkinliği Drescher ve ark. (11) ve Kucher ve ark. (12) tarafından çalışılmıştır. Kısmi ark ile kanin retraksiyonu Burstone tarafından avantajı belirtildikten sonra daha da dikkat çekmeye başlamıştır (13). Birçok kanin retraksiyon spring dizaynı belirtilmiş, uygunluk ve verim açısından test edilmişlerdir (14-18).

Kanin dişlerin distalizasyonu için kullanılan yöntemlerde önemli olan nokta uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve sürekliliğidir. Kanin dişlerin optimal hareketi için önerilen kuvvet, 75-260 gr arasında değişmektedir (19,20). Diş hareketinde tavsiye edilen kuvvet miktarı her ne kadar geniş bir aralık gösterse de bir çok çalışma optimum diş hareketinin elde edilebilmesi için sürekli ve hafif kuvvetlerin kullanılması gerektiğini iddia etmiştir (17,18,20,21). Bununla beraber kuvvetin devamlılığı diş hareketi için kesin bir ön koşul oluşturmamaktadır. Tam aksine bazı araştırmacılar devamlı olmayan kuvvetlerin daha fizyolojik olduğunu savunmuşlardır (22,23). Bu tip kuvvetleri destekleyen araştırmacılara göre (22,23) devamlı olmayan kuvvetlerin aktif olmadıkları zamanlarda periodontal ligamente rejenerasyon fırsatı vermeleri şeklindedir. Değişik frekanslarda uygulanan kesintili kuvvetlerin daha fizyolojik diş hareketi oluşturduğuna dair avantajlardan bahseden başka araştırmalar da olmuştur (24).

Kanin retraksiyonunda diğerk bir yöntem de distraksiyon yöntemidir. Dental ve alveoler distraksiyon şeklinde iki farklı yöntemde yapılabilen distraksiyon, hareketin süresini önemli ölçüde azaltmaktadır. Distraksiyon amacıyla kesikli kuvvet uygulayan distraktörler kullanılır (25).

Çapraşık, düzensiz veya protrüze dişlerin düzeltilmesi MÖ 1000 yıllarına kadar dayanmaktadır (1). Asbell'in yaptığı literatür taramasına göre 1728 yılında Fauchard, ilk ortodontik apareyi tanıtmış ve aygıtın bir kuvvet uygulaması için belirli bir direnç gereksinimi olduğunu fark etmiştir (26). Günümüzde ortodontik aygıtların dizaynında ankraj kontrolü büyük önemlilik arzeder. Bununla birlikte ankrajı sağlamak için kullanılan palatal veya lingual barlar, nance aygıtı ve intermaksiller elastikler gibi iyi bilinen intraoral aygıtların bile protrüzyon, ekstrüzyon ve tipping gibi istenmeyen yan etkileri görülmektedir.

Ağız içi mekaniklerin kullanımında karşılaşılan bu tip ankraj problemleri, araştırmacıları implantlardan destek alan mekanikleri kullanmaya yönlendirmiştir. Diş hekimliğinin birçok alanında implantlar, sonuçları alınmış, güvenilir ve yaygın kullanım alanına sahip olmasına rağmen ortodontide halen araştırma safhasındadır. Geleneksel dental implantların geniş çaplı (3.5-5 mm) ve uzun (11-21 mm) olmaları ortodontistlere kullanım zorluğu oluşturmuş ve genelde retromolar bölgeye veya dişsiz kretlere yerleştirilmeleri tercih edilmiştir (27).

İntraoral ankraj ünitesi olarak titanyum microimplantların kullanılmaya başlanmasından sonra bu yan etkilerin çoğunun önüne geçilmiştir. Bu implantlar konvansiyonel molar ankrajlarına ve diğer intraoral ankraj ünitelerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Özellikle ortodontik kullanım için dizayn edilen bu üniteler, küçük çapları ve buton veya braket başları ile ligatür ve elastomerlerin kullanımını mümkün kılmaktadır. Mikroimplantlar komşu dişlerin kök araları da dahil olmak üzere maksilla ve mandibulada önceden yerleştirilmesi mümkün olmayan birçok bölgeye uygulanabilmektedir (28).

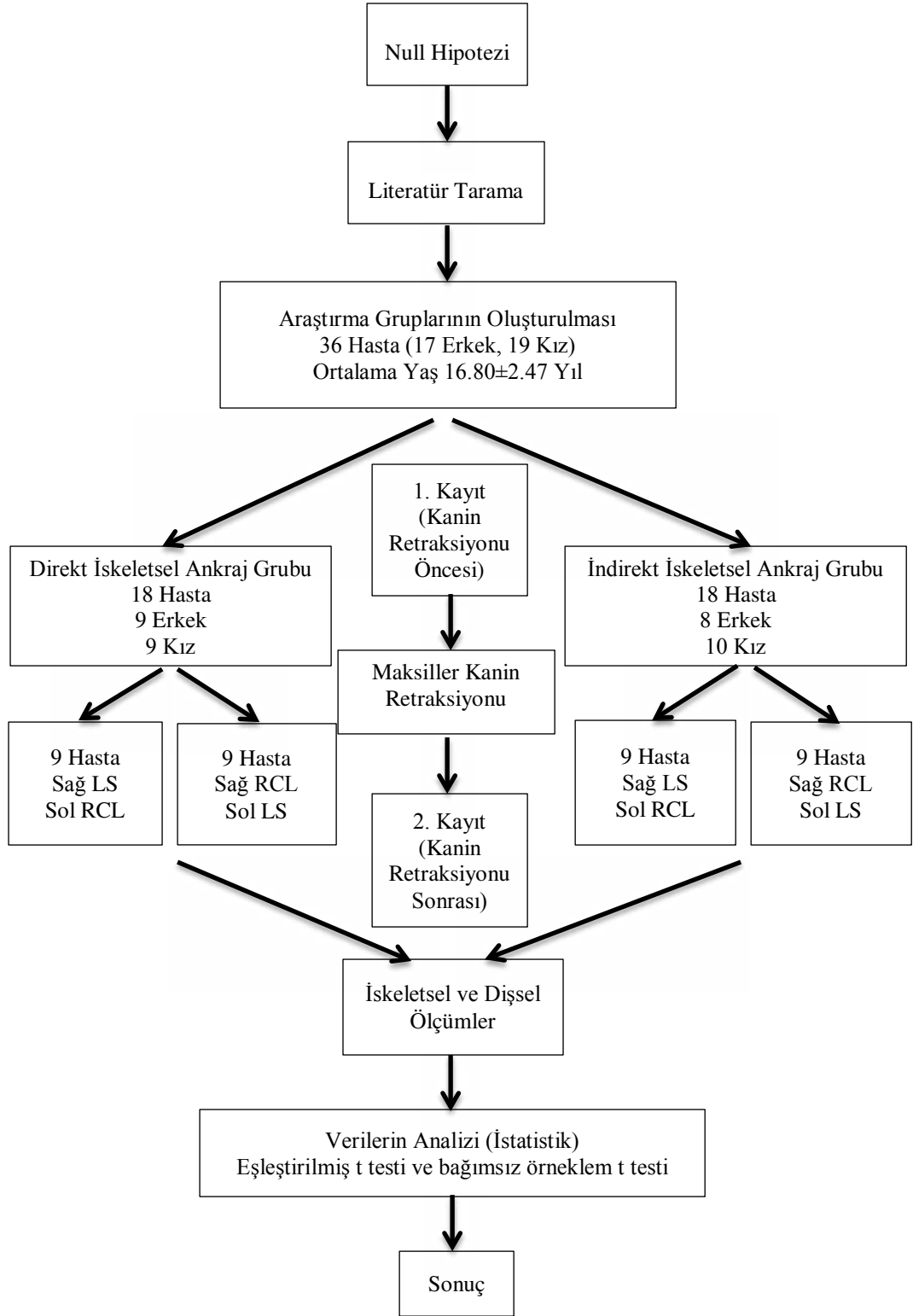
Kanin dişler tam Sınıf II'de veya tama yakın Sınıf II ilişkiye sahip ise üst kanin dişlerin tamamıyla çekim boşluklarına distalizasyonları gerekmektedir (Maksimum ankraj). Maksimum ankrajı sağlamak için geçmişte sıklıkla başvurulanan yöntem extraoral aygıtlardı. Fakat tamamen hastaya bağımlı olması, kooperasyon gerekliliğini ön plana çıkarmaktaydı. Bunun için ise günümüzde sıklıkla iskeletsel ankraj ünitelerine

başvurulmaktadır. Gerekli ankraj ihtiyacı, direkt bu ankraj ünitelerinden olabileceği gibi indirekt olarak iskeletsel ankraj ünitelerine bağlı başka rijit bir ünite üzerinden de sağlanabilmektedir (29,30).

Bu çalışma, maksimum ankrajın sağlanmasında direkt ve indirekt iskeletsel ankraj sistemlerinin etkinliğini değerlendirmek amacıyla planlandı. Bu klinik çalışma için ileri sürülen Null Hipotezi şu şekilde tanımlanabilir (Şekil 1):

- 1. Hem direkt hem de indirekt iskeletsel ankraj sistemi, kanin distalizasyonu esnasında maksimum ankrajın sağlanması konusunda etkili bir yöntemdir.*
- 2. Kullanılan iki iskeletsel ankraj sistemi arasında etkinlik bakımından herhangi bir fark yoktur.*
- 3. RCL ve LS'in her ikisi de kanin distalizasyonunda etkili aygıtlardır.*
- 4. Kanin distalizasyonunda kullanılan iki spring arasında etkinlik açısından herhangi bir fark yoktur.*

Bu çalışmanın amacı, üst çenede birinci premolar çekimi ve maksimum ankraj gerektiren vakalarda direk ve indirek iskeletsel ankraj sistemi ile kombine uygulanan iki farklı kanin distalizasyon springinin ve ankraj sistemlerinin etkinliğinin karşılaştırılmasıdır.



Şekil 1: İş akış şeması

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Optimal Kuvvet ve Ortodontide Kuvvet

Ortodontide diş hareketleri ilgili dişe veya diş grubuna kuvvet uygulamakla elde edilir. Kuvvetlerin dişler üzerinde etkili olmaları kuvvetin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Bu özellikler:

- Kuvvetin şiddeti,
- Kuvvetin yönü,
- Kuvvetin etki süresinin devamlılığı,
- Kuvvetin dağılımı.

Her dişte olduğu gibi kaninlerin de retraksiyonunda en önemli etkenlerden birisi kuvvetin şiddeti yani büyüklüğüdür. Ortodontide genel amaç, alveol kemiğinde ve periodontal ligamentte hasar yaratmaksızın yüksek oranda diş hareketi elde etmektir (31,32).

Optimal kuvvet sistemi ise minimum doku harabiyeti ile hastaya herhangi bir rahatsızlık vermeden mümkün olan en hızlı bir şekilde diş hareketi sağlayan sistemdir (33,34). Diğer bir anlatımla da optimal kuvvet, destek dokuların vitalitesinin devamlılığı korunarak apozisyon ve rezorbsiyonun meydana geldiği ve maksimum hücresel yanıtın sağlandığı değerdir (35,36).

Optimal kuvvetin değeri, periodontal ligamentteki (PDL) kan damarlarının akışını engelleyecek şekilde değil, kısmen kapatacak şekilde olmalıdır (1). Optimal kuvvet neticesinde maksimum diş hareketi elde edilmektedir.

Sleighter (37), 150-200 gr'lık kuvvetlerin çoğu diş hareketi açısından yeterli olduğunu ve 150 gr'ın yeterli olduğu durumlarda kuvvet artırımının gereksiz olduğunu bildirmiştir. Haftalık 0.5 mm'lik diş hareketi, 150 gr'dan 200 gr'a kadar değişen farklı kuvvet seviyelerinin uygulanmasıyla görülmüştür. 200 gr'ın altındaki kuvvetlerin posterior ankraj ünitesinde harekete neden olmaksızın, kanin dişinin ark teli boyunca hareketini sağladığı olduğu bildirilmiştir.

Burstone ve Koenig (15), segmental ark tekniğinde kanin retraksiyonu amacıyla uygulanan 200 gr'lık kuvvetin yeterli olacağını ifade etmiştir.

Quinn ve Yoshikawa (38), kapatma zembereklerinin uyguladığı 100-200 gr'lık kuvvetlerin kanin retraksiyonunda optimal olduğunu bildirmişlerdir.

Ricketts ve arkadaşları (39) ise 75 gr'lık kuvvetin kanin retraksiyonu açısından optimal olduğunu belirtmiştir.

Chung ve arkadaşları (40), kanin retraksiyonu için gerekli olan optimal kuvvet seviyesini tespit etmek amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Buna göre bu kuvvet değerinin 125-310 gr arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Nikolai (35), teorik olarak 33 gr/cm² kuvvetin optimal olduğunu; kanin distalizasyonunda devrilme hareketi için 60 gr, paralel hareket için 210 gr kuvvetin yeterli olduğunu belirtmektedir.

Storey ve Smith (20), optimal kanin hareketi için 150-200 gr'lık kuvvetin yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Begg (41,42), 1956 yılında "Differential Force" kavramını ortaya atmıştır. Buna göre Begg, optimal kuvvet kullanımı ile kanin dişte istenen hareketin oluştuğunu vurgularken; ankraj ünitesi olan arka dişlerde herhangi bir hareket oluşmadığını belirtmiş ve daha ağır kuvvet kullanımı sonucunda ise kanin dişteki hareketin azaldığı, posterior bölgenin öne yürüdüğünü savunmuştur. Bununla birlikte kanin diş için optimal kuvvet aralığının 100-150 g arasında olduğunu bildirmiştir.

Kısacası kanin retraksiyonu için optimum kuvvetin ne olması gerektiği konusunda kesin bir değer verilememiştir. Ancak yapılan klinik çalışmalar sonucunda optimal kuvvetin 75-250 gr arasında olması gerektiği sonucuna varılabilir (15,19,20,35,37,39,40,43,44).

Kuvvetler biyolojik etki derecesine göre dört gruba ayrılırlar:

Etkisiz kuvvetler: Diş ve çevre doku üzerinde histolojik ve klinik bir reaksiyon meydana getirmeyen kuvvetlerdir. Dişi hareket ettirmeden ankrajı sabit tutmak için uygulanan kuvvetler bu gruptan sayılırlar. Burada kuvvet dişin direncinden daha küçük veya eşittir.

Hafif kuvvetler: Kapiller damar basıncının altında (15-20 gr/cm²) olan kuvvetlerdir. Bunlar kök yüzeyinde ve alveol kemiğinde zararlı yönde etkili olamaz ve klinik olarak diş hareketi, histolojik olarak da patolojik olmayan doku değişiklikleri ortaya çıkarırlar.

Orta şiddetteki kuvvetler: Kapiller damar basıncının içinde veya üzerinde (25-50 gr/cm²) olan kuvvetlerdir. Bu kuvvetler kapiller damar akımını zaman zaman lokal

olarak baskı altında tutarlar, alveol kemiğinde doku yapımı ve yıkımı ile klinik yönden dişin belirgin bir şekilde hareket etmesini sağlarlar. Bu şiddetteki kuvvetler fazla süre uygulandığında şiddetli kuvvetlerin yol açtığı etkilere sebep olabilir.

Şiddetli kuvvetler: Periodontal dokuları aşırı sıkıştırarak diş kökü ve alveol kemiği arasında zararlı olur ve çevre dokularda nekrozlara, diş kökü dentinine kadar uzanan rezorbsiyonlara neden olurlar. Klinik olarak aşırı diş mobilitesi ortaya çıkarırlar (45).

Hafif kuvvetler, dişin hareket etme eşiğinin üzerinde ve direkt kemik rezorbsiyonuna neden olan optimal düzeydeki kuvvetlerdir. Kuvvetin uygulandığı yöndeki kemik kolayca rezorbe olabildiği için diş hareketi önemli doku direnciyle karşılaşmadan kolayca akarak sürer. Hafif kuvvetlerin uygulanmasıyla diş hareketlerini ve ankrajı kontrol etmek daha kolaydır (46). Weinstein 2 gr kuvvetle küçük azı dişini hareket ettirdiğini raporlamıştır (35). Kanin dişlerin optimal hareketi için önerilen kuvvet, 75-260 gr arasında değişmektedir (19,20)

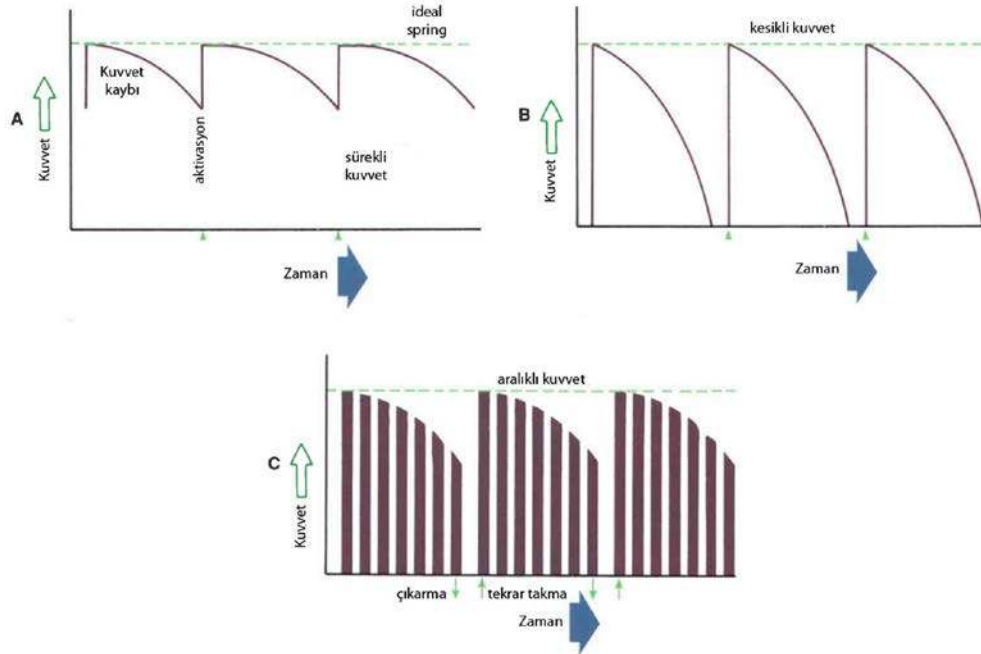
Ağır kuvvetler periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hyalinizasyona ve endirekt kemik rezorbsiyonuna neden olacak şiddetteki kuvvetlerdir. Hyalin doku, dişin kemik içindeki hareketini engelleyen ya da geciktiren camsı yapıda, sert bir duvar şeklinde dokudur. Bu duvarla karşılaşan dişin hareketi duraklarken burası bir direnç merkezi haline dönüşür. Bunun sonucunda kolaylıkla ankraj kaybedilir. Bu arada dişin çevresindeki dokularda tamir faaliyetleri ortaya çıkar. İndirekt kemik rezorbsiyonu sonucu dişin önü yeniden açılır ve diş hızla harekete geçer. Direkt ve indirekt rezorbsiyon sonucunda dişin bir ay sonunda yaklaşık olarak aynı miktarda hareket ettiği belirtilmekteyse de (47) aradaki en önemli fark hareketin hızında ve ankraj dişler üzerindeki etkisindedir. Direkt rezorbsiyonda diş oldukça sabit bir hızla hareket ederken ankraj olarak alınan dişler üzerine ciddi yükler yüklemeyiz. Buna karşılık, indirekt rezorbsiyonda, yüksek şiddetteki kuvvet, hareketi istenen dişlerde optimal düzeyde hareket için gereken kuvvet düzeyinin üzerinde kalırken ankraj dişler için optimum düzeydedir. Bu nedenle ağır kuvvetlerde ankraj kaybı kolaylıkla oluşabilmektedir (46).

Dişlerin çevre dokularında optimum düzeyde biyolojik cevap elde edebilmek için kuvvetin hafif düzeyde olmasının yanısıra sürekliliğinin yani iki aktivasyon arasında ortaya çıkan kuvvet kaybının az olmasının da büyük önemi vardır. Sürekli kuvvetin elde

edilebilmesi ise yük/esneme oranı düşük (yüksek çalışma aralığına sahip) tellerin kullanılmasıyla mümkündür (46).

Süresine göre kuvvetler; sürekli kuvvetler, kesikli kuvvetler ve aralıklı kuvvetler olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Sürekli kuvvetlerde, iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti yavaş yavaş azalır ancak sıfırlanmaz (Şekil 2A). Kesikli kuvvetler uygulandıktan kısa bir süre sonra sıfırlanır (Şekil 2B). Bunlar genellikle ağır kuvvetlerdir ve çevre dokularda çoğunlukla endirekt rezorpsiyona neden olurlar. Bu kuvvetlerin uygulanmasını takiben ikinci aktivasyona kadar çevre dokularda tamir olayı gerçekleşir. Bu nedenle aktivasyonların, dokuların tamirine olanak verecek aralıklarda gerçekleştirilmesi gerekir. Aralıklı kuvvetlerde ise aparey hasta tarafından çıkarıldığında kuvvet sıfırlanır, yeniden ağıza takıldığında kaldığı düzeyden başlamak suretiyle azalarak sürer (47) (Şekil 2C).

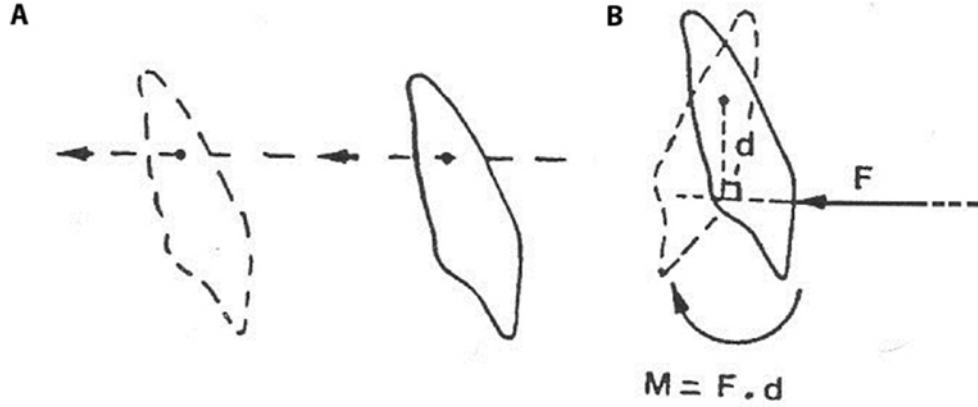
Distalizasyonda elde edilmesi gereken hareket translasyon hareketi yani paralel harekettir (46). Bunun tam olarak elde edilmesi için kuvvetin dişe direnç merkezinden uygulanması gerekmektedir. Bunun sağlanması, direnç merkezinin alveol kretinin altında bulunmasından dolayı zor olacağı için distal yönlü kuvvet verilirken, bir de moment buna eklenmelidir (48) (Şekil 3).



Şekil 2. A: Sürekli kuvvetler, B: Kesikli kuvvetler, C: Aralıklı kuvvetler.

Kaynak: (Proffit, W.R., Fields, H.W. (2000). Contemporary Orthodontis. Third Edition, Mosby Inc., St. Louis.)

Diş distale doğru yatay yönde uygulanacak bir kuvvet dişin distale devrilme hareketine neden olacaktır. Bir dişin translasyon hareketi yapabilmesi için, o diş anti-tipping momentinin yanında anti-rotasyon momenti uygulanmalıdır (17,19,47,49,50).



Şekil 3. A: Etki çizgisi direnç merkezinden geçen kuvvet ve oluşan translasyon hareketi, **B:** Etki çizgisi direnç merkezinin uzağından geçen kuvvet ve oluşan moment.

Kaynak: (Tosun Y (1999). Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. Ege Üniversitesi Basımevi. İzmir.)

4.2. Diş Hareketleri

Ortodontik kuvvetlere karşı dentoalveoler yapıların histolojik olarak incelenmesi ilk olarak 1904 yılında Carl Sandstedt tarafından yapılmıştır (51).

Dişlerin yer değiştirmelerine neden olan doku değişiklikleri, diş üzerine gelen basınç kuvvetiyle olur. Kuvvet etkisiyle dişin harekete zorlandığı yöndeki periodontal lifler ve hücreler, alveol kemiği ve sement arasında sıkışarak, dişin hareket yönündeki periodontal aralık daralır. Karşı taraftaki periodontal aralık ise genişleyerek periodontal lifler gerilir. Periodontal liflerin sıkıştığı taraftaki alveol kemiğinde erime, gerildiği taraftaki alveol kemiğinde ise yeni kemik oluşumu görülür (52).

Dişler ve çene kemiği arasında bir bağ oluşturan periodontal ligament, dişler üzerine gelen ağır ve kesikli kuvvetlere adapte olmuş durumdadır. Eğer bu kuvvetler, anormal kas kuvvetleri, parmak emme gibi alışkanlıklar vasıtasıyla devamlı hale gelirse, kemik dokusu yeniden şekillenir. Bu şekillenme diş dinamik bir dengeye ulaşınca

kadar devam eder. Bu olay, ortodontide dişi kemik içerisinde hareket ettirmek amacıyla kullanılmaktadır (53).

Hafif veya orta şiddette uygulanan kuvvetin etkisiyle, basıncın oluştuğu periodonsiyum tarafında hücre sayısı yavaş yavaş artar. Periodontal hücrelerin, olgunlaşmamış mezenkimal hücrelerin ve perivasküler ana hücrelerin proliferasyonu görülür. Kuvvet uygulanmaya başlandıktan 2-3 gün sonra osteoklastların bölgede görülmesini takiben kemik doku basınç tarafında eritmeye başlanır (52). Periodonsiyumun gerilme tarafında ise fibroblastların hızlı şekilde proliferasyonu izlenir. oğalan fibroblastlar en az köke yakın bölgede, en fazla da kemik bölgesinde bulunurlar. Uygulanan kuvvetin şiddeti fazla ise basıncın olduğu periodonsiyum alanında “hyalinizasyon” meydana gelir. Hyalinizasyon, dişi kökü ile kemik arasına sıkıştırılmış olan dokunun camsal görünümüdür. Yoğunluğu fazla olan kemikte şiddeti az olan kuvvetler de hyalinizasyona neden olabilir. Hyalinizasyon bölgelerinde kemik faaliyetleri durduğundan, alveol kemiği, kemik iliği boşluklarında oluşan osteoklastlarla, arkadan periodonsiyuma doğru, indirekt kemik rezorbsiyonu ile eritilir. Dişi hareketinin başlamasında 20-30 saat sonra ilik bölgelerinde osteoklastlar oluşur. İndirekt kemik rezorbsiyonu ile bu bölgede basınç azaltıldıķa osteoklastlar etrafındaki bağ dokusu hücrelerinde artış gözlenir (52).

Hyalinizasyon ve indirekt kemik rezorbsiyonu, dişi hareketinin başlangıç safhasında görülür. Bundan sonra kemik yıkımı direkt kemik rezorbsiyonu şeklinde devam eder. Kuvvetin şiddeti yeniden arttırılırsa, yeniden hyalinizasyon dokusu meydana gelir. Kısacası hyalinizasyon dişi hareketinin gecikmesine neden olmaktadır (50).

Dişi hareketini etkileyen en önemli faktör kuvvetin büyüklüğü değil apareyin periodonsiyumda neden olduğu stres dağılımıdır (33,38,54).

Dişi hareketi ve stres büyüklüğü arasındaki ilişkinin bir noktaya kadar çizgisel seyrettiği bu noktadan itibaren stres artışının ilave dişi hareketine neden olmadığı belirtilmiştir (38,54). Hixon (55), bu noktayı 300 gr kuvvet seviyesi olarak tespit etmiştir.

Diş hareketi ile ilgili olan bazı terimler mevcuttur. Bunlar:

Rotasyon merkezi: Dişin etrafında dönme hareketini gerçekleştirdiği noktadır. Bu merkezin konumu diş etkiyen moment / kuvvet oranı (M/F) olarak adlandırılan kuvvet sistemine bağlıdır. Diş karşılıklı bir kuvvet çifti etkidiğinde bu nokta direnç merkezi ile aynı noktaya denk gelmektedir. Paralel harekette ise rotasyon olmadığından sonsuzda bulunur.

Direnç merkezi: Dişin translasyonuna neden olan bileşke kuvvetin dişin uzun eksenini kestiği noktadır. Direnç merkezi dişin kökü üzerinde ve alveol kretinin altında bulunmaktadır. Bu nokta kabaca alveol kretinden yaklaşık olarak %24-35 kök uzaklığına denk gelmektedir (56). Kök rezorbsiyonu, alveoler kemik ya da ataçman kayıplarında direnç merkezi apikale doğru kaymaktadır (46).

Kütle merkezi: Direnç merkezi ile karıştırılmamalıdır. Kütle merkezi bir objenin uzayda serbest haldeyken yerçekimine maruz kaldığındaki denge merkezidir. Kütle merkezinin değişebilmesi için objenin kütlelerinin asimetrik olarak değişmesi şarttır.

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

Kuvvete karşı ortodontik cevap üç farklı yer değiştirme aşaması şeklinde görülür: başlangıç gerilimi, duraklama safhası ve ilerleyen diş hareketi. İlk haftada, 0.4 ile 0.9 mm arasında periodontal ligamentte yer değişimi, kemik gerilimi ve ekstrüzyona bağlı hareket izlenir (57).

4.2.1. Diş Hareketi Tipleri

Diş hareket tipleri birçok şekilde karşımıza çıkabilmesine rağmen genel olarak beş ana grupta sınıflandırılabilir: tipping (devrilme), translasyon (kayma), kök hareketi (tork), rotasyon ve dik yön hareketleri. Her hareket tipi farklı moment ve kuvvetlerin uygulanması sonucunda ortaya çıkar. Uygulanan kuvvet sistemi ve hareket tipi arasındaki ilişki moment/kuvvet oranı ile belirtilmektedir. Uygulanan kuvvetin moment/kuvvet oranı, moment hareket tipini veya rotasyon merkezini belirler (49,56,58-61). Gerçekleşen diş hareketi moment/kuvvet oranına ve periodontal desteğin

kalitesine bağılıdır. Kısa kökler veya azalmış alveoler kemik yüksekliği moment/kuvvet oranını etkileyerek hareket tipini değiştirir.

Tipping: Tipping yani devrilme hareketi diş kronunun köke göre daha fazla hareket ettiği hareket tipidir. Rotasyon merkezi direnç merkezine göre daha apikalde yerleşmiştir. Tipping, rotasyon merkezinin lokalizasyonuna dayanarak kontrollü tipping ve kontrolsüz tipping hareketi olarak iki alt gruba ayrılabilir. Kontrolsüz tipping hareketinde rotasyon merkezi direnç merkezi ile kök apeksi arasında bulunmaktadır. Kontrollü tipping hareketinde ise rotasyon merkezi kök apeksinde bulunur.

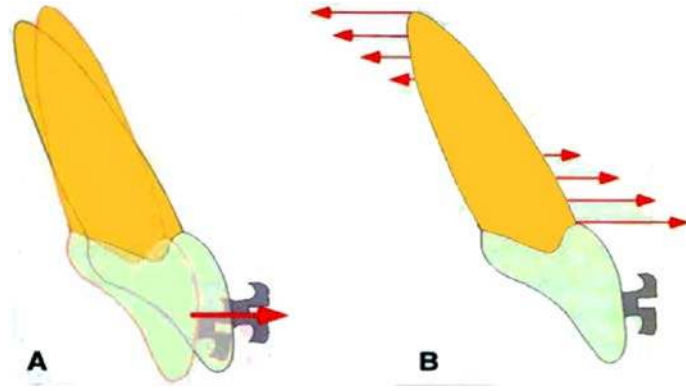
Kontrolsüz tipping: Braket seviyesinde horizontal, lingual yönlü tek bir kuvvet kök apeksinin hareketine ve kronun da tersi yönde hareketine neden olacaktır. Bu hareket krona sadece itme ya da çekme şeklinde uygulanan bir kuvvet ile elde edilebilecek en basit hareket olmasına rağmen genellikle istenmeyen bir harekettir (Şekil 4).

Kontrolsüz tipping hareketi Sınıf II, div 2 ve Sınıf III vakalar gibi bazı durumlarda kullanılabilir.

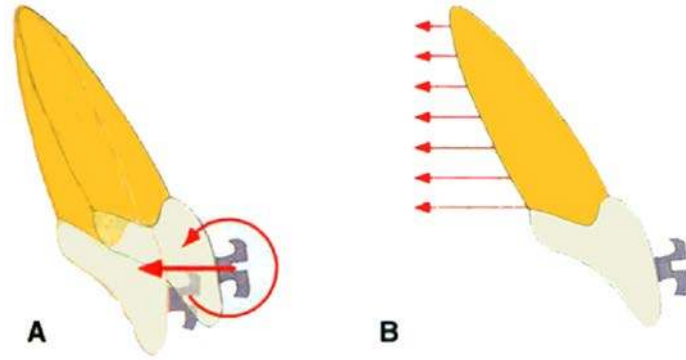
Kontrollü tipping: Kontrollü tipping hareketi, olması istenen bir diş hareketidir. Kontrolsüz tipping hareketinde olduğu gibi kronu hareket ettirici bir kuvvetin yanında kök apeksinin pozisyonunu kontrol etmek ya da sağlamak amaçlı bir de moment uygulanır (Şekil 5). Maksiller keserleri protrüziv olan hastalarda kök apeksi genellikle olması gereken yerdedir. Daha çok kronun hareket etmesi gerekmektedir.

Translasyon: Translasyon, kayma hareketi olarak da bilinmektedir. Translasyonda kök ucu ve kron aynı yatay yönde aynı miktarda hareket ederler. Rotasyon merkezi sonsuzdadır (Şekil 6).

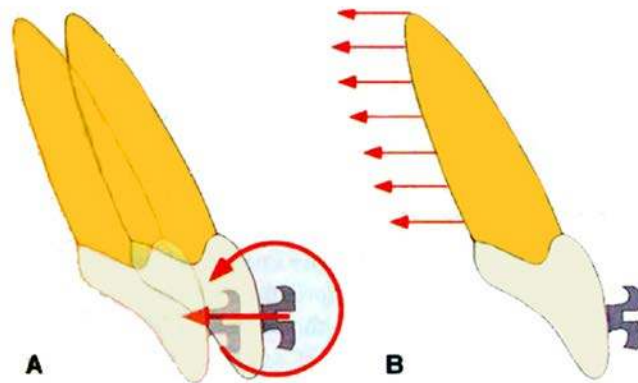
Translasyonun gerçekleşmesi için direnç merkezine kuvvet uygulamak gerekmektedir. Fakat brakete uygulanan kuvvet direnç merkezinden uzakta bulunmaktadır. Bu yüzden kontrollü tipping hareketinde olduğu gibi bir kuvvet çifti uygulamak gerekmektedir. Yalnız, kökün hareketini sağlayan ikinci kuvvet, kontrollü tipping hareketini sağlayan kuvvete göre kökün kronla aynı miktarda hareketini sağlayacak derecede daha fazla olmalıdır.



Şekil 4. Kontrolsüz tipping. **A:** Tek bir kuvvetle oluşturulan kontrolsüz tipping (Moment uygulanmadan). **B:** Periodontal ligamentteki stres dağılımı.
Kaynak: (Nanda R (2005). Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. 1th Ed. ed. Saunders.)



Şekil 5. Kontrollü tipping. **A:** Kontrollü tipping hareketinde dönme merkezi kök apeksinde bulunur. **B:** Kontrollü tipping hareketinde periodontal ligamentteki stres dağılımı.
Kaynak: (Nanda R (2005). Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. 1th Ed. ed. Saunders.)



Şekil 6: Translasyon. **A:** Kayma şeklindeki diş hareketi. **B:** Kayma hareketi gerçekleşirken oluşan periodontal ligamentteki stres dağılımı.
Kaynak: (Nanda R (2005). Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. 1th Ed. ed. Saunders.)

Kök hareketi: Kronun sabit tutulup sadece kök apeksinin yer değiştirildiği hareket tipidir. Tork hareketi olarak da adlandırılır. Rotasyon merkezi kron kesici kenarında ya da brakettedir. Bu tip bir hareket ikinci kuvvetin büyük oranda yüksek olmasını gerektirir. Kuvvet yüksek olduğu için periodontal ligamentteki stres dağılımı kök apeksine doğru artar. Kök apeksinde indirekt rezorbsiyon görülebilir ve dolayısıyla hareket hızı ciddi miktarda azalır. Bu durum özellikle ankraj arttırmak için kullanılabilir.

Rotasyon: Dişin saf rotasyon hareketi yapabilmesi için kuvvet çiftine ihtiyaç vardır. Rotasyon hareketi direnç merkezinin etrafında gerçekleşir.

Dik Yön Hareketleri: Bu hareket tipinde diş kendi eksenleri boyunca alveolün içinde hareket yaptırılır. Bu hareket, dişin alveolünden ya oklüzal düzleme doğru yükseltilmesi ile (ekstrüzyon) ya da tersine alveole doğru gömmek sureti ile (intrüzyon) gerçekleştirilir. Ekstrüzyon için hafif veya orta derecedeki kuvvetlerin uygulanması yeterli olmaktadır. Periodontal liflerin gerilmesi ile alveolün içinde kemik apozisyonu görülür. İntrüzyon hareketinde ise ekstrüzyona kıyasla daha fazla kuvvet gerekmektedir. Periodontal lifler diş kökü ile alveol kemiği arasında sıkışır ve alveolde rezorbsiyon görülür.

4.3. Ankraj

Ankraj istenmeyen diş hareketlerine karşı olan direnç olarak tanımlanabilir (62,63). Modern ortodontide, tedavi esnasında ankraj kaybı ciddi bir komplikasyon oluşturabilir. Bu yüzden ankrajın sağlanması, seviyeleme safhasından itibaren göz önünde bulundurulması gereken ciddi bir husustur.

Ankraj alınan bölge, ortodontide kuvvetin destek aldığı bölge yani harekete karşı direncin yüksek olduğu bölgedir. Kuvvetin etkidiği bölge ise hareketi istenen bölgedir. Yalnız Newton'un etki-tepki prensibine göre bir cisme uygulanan her kuvvet o bölgeden aynı oranda da dirence neden olacaktır. Dolayısıyla hareket etmesi istenen bölge belirli bir miktar da direnç gösterecektir. Bu hususta önemli olan konu ise ankraj olarak alınan bölgenin harekete karşı olan direnci ile, hareketi istenen bölgenin harekete karşı olan direnci arasındaki ilişkidir. Hareketi istenen bölgenin direncine ne derecede izin verilmesi gerektiği ve tam tersi olarak da ankraj bölgesinin hareketine ne derecede izin verilmesi gerektiği önceden hesaplanmalıdır (50).

Kontrolsüz tipping hareketi ortodontik apareylerle sağlanabilen en kolay hareketken kök hareketi en zor ve karmaşık olanıdır. Tweed tekniğinde anterior retraksiyon işleminden önce ankrajın artırılması için tip-back (arkaya devirme) bükümleri kullanılmıştır (55). Bu bükümleri yeterli olmadığı vakalarda, ankraj dişler çeşitli yardımcı ankraj arttırma metodlarıyla kuvvetlendirilmelidir. Ankraj planlanmasında çekim boşluğunun ön grup dişler (Keser ve kanin dişler) ve arka grup dişlerden (küçük azı ve büyük azı dişler) hangisinin ne kadarı ile kapatılacağı önem arz etmektedir.

İlk olarak Gunnel 1922 yılında oksipital ankrajı kullanmış ve 1941 yılında bu aygıtın faydalarından bahsetmiştir. Yine 1941’de JMA Schange Delabarre’in apareyini geliştirmiş ve bu aygıtta ankraj ünitesi olarak kullanılmak üzere bir plak eklemiştir. İpek ligatürler ve altın tellerle de değişik diş hareketlerini elde etmiştir. Desirabode 1843 yılında güçlü ve uzun köklere sahip olan dişleri ankraj olarak kullanmış ve diğer dişlerde hareket sağlamıştır. Angle, 1887’de sabit ankrajın 1891’de oklüzal ankrajın tanımını yapmıştır. Oksipital ankraj 1891 yılında Angle tarafından geliştirilmiştir (64).

Yıllardan beri, ankraj gereksinimi diş çekimi seçimlerini etkilemiştir. Birinci küçük azı dişlerinin maksimum ankraj gerektiğinde çekimi tercih edilirken ikinci küçük azı dişlerinin çekimi ise daha sınır vakalarda uygulanmaktadır. Bu tercihler Williams’ın (65) 1969’da yaptığı hipoteze dayanarak yapılmıştır. Bu hipoteze göre çekim sahası konumunun değişimiyle anterior ve posterior segmentler arasında toplam kök yüzey alanı bakımından değişim olacaktır. Creekmore (66) bu durumu 1997’de klinik olarak ölçmüştür; mandibular birinci küçük azı dişleri çekildiği zaman, posterior dişler boşluğun üçte biri kadar öne doğru hareket etmektedir. Geriye kalan üçte ikilik boşluk ise anterior çapraşıklığın düzeltilmesi ve keser retraksiyonu için kullanılır. Mandibular ikinci küçük azı dişleri çekildiği zaman ise posterior dişler boşluğun yarısı kadar öne hareket etmektedir.

Ortodontide; tek bir diş, bir diş grubu, tüm diş kavsi, palatal ön bölge, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve alın ankraj olarak alınabilmektedir (50).

Ankraj olarak belirli bir diş grubu alındığında, ankraj alınan diş sayısının artırılması ile kuvvet daha fazla kök yüzeyine dağılmış olur. Bu durum da ankraj ünitesindeki periodontal yapılarda daha az gerilime neden olur. Böylece daha az yüklenme daha az diş hareketine sebep olur. Ankraj ünitesi de bu şekilde daha stabil

olacaktır. Yine de kök yüzey alanındaki artış ile diş hareketi arasında tam olarak doğru orantılı bir ilişki yoktur, başka faktörler de etkili olmaktadır (54).

Ankrajın arttırılmasında yine molarların dik pozisyonda bulunmaları kanin retraksiyonunda molarlar üzerine etkiyen kuvvetin daha geniş bir alana yayılmasını sağlar ve bu şekilde direncin artmasına neden olur. Diğer bir deyişle ankraj dişin hareketi paralel hareket ile sınırlandırılırsa dişin ankraj değeri artırılmış olur. Yine posteriora doğru açlandırılmış molar tüpleri ve tip back bükümleri vasıtasıyla da bu etki elde edilir (55).

4.3.1. Çekim Boşluğunun Kapatılmasına Göre Ankraj Çeşitleri

Ankraj, önceden belirlenen tedavi amaçlarını elde edebilmek için çekim boşluğu kapatılırken posterior dişlerde (azı ve küçük azı dişler) oluşan hareket miktarı olarak da tanımlanabilmektedir. Bu durumda bir tedavi planının ankraj gereksinimi, çekim boşluğunda azı ve küçük azıların mesiale doğru hiç hareket etmemesinden tamamını posterior dişlerin kapatmasına kadar bir yelpazeyi kapsamaktadır. Bu iki durumun ışığında ankraj üç şekilde sınıflandırılabilir:

4.3.1.1. A Grubu Ankraj (Maksimum Ankraj)

Bu kategori posterior diş pozisyonlarının kritik ankrajını belirtmektedir. Çekim boşluğunun %75'inin veya daha fazlasının anterior dişlerin retraksiyonu için kullanılacağı ankraj tipidir (67).

Maksimum ankraj vakalarında kesici dişlerin maksimum retraksiyonu için iki yaklaşım uygulanabilmektedir. Birincisi posterior ankrajın güçlendirilmesi, ikincisi ise posterior ankraja uygulanan kuvvetin azaltılmasıdır. Bunun için retraksiyon sisteminden sürtünmenin eliminasyonu, anterior dişlerin tipping ile hareketi, kaninlerin ayrı retraksiyonu uygulanabilmektedir (47). Ancak anterior dişlerin tipping hareketi her ne kadar posterior ankraj üzerinde fazla yük oluşturmada da sonrasında gereken kök hareketi kolayca ankraj kaybına neden olabilmektedir (46).

4.3.1.2. B Grubu Ankraj (Moderate Ankraj)

Bu kategori çekim boşluğunun posterior ve anterior dişlerin eşit olacak şekilde hareketleriyle simetrik bir biçimde kapatılmasını kapsar. Boşluk kapatmada en az problem oluşturan kategoridir (67).

Moderate ankraj vakalarında boşluk hem tek aşamalı hem de çift aşamalı mekaniklerle kapatılabilmektedir. Boşluk kapatmada genelde segmental ark tekniği ile iki aşamada kapatma kullanılır. İlk önce kaninlerin, sonrasında dört kesici dişin retraksiyonu gerçekleştirilir. Posterior da birinci molar tüpünün önünde bir stop noktası yapılarak kanin dışındaki diğer tüm dişlerin ankrajları birleştirilir. Kanin dişler bir kuvvet elemanı ile retrakte edildikten sonra keserler closing loplu bir arkla retrakte edilirler (47).

Sürtünmesiz mekanikler kullanarak kaninlerin kesici dişlerle birlikte hareket ettirildiği tek aşamalı retraksiyon da kullanılabilmektedir (Enmasse retraksiyon). Enmasse retraksiyonda segmental ark tekniği kullanılarak sağ ve sol posterior dişler birer segment, anterior dişler ise ayrı bir segment haline getirilir. Posterior segmentler ayrı bir palatal ark ile birleştirildikten sonra anterior ve posterior segmentler bir retraksiyon springi ile birbirine bağlanır. Moderate ankraj vakalarında anterior ve posterior bölgelerde eşit miktarda hareket istendiği için closing loop ön ve arka ataçmanlarının tam ortasına yerleştirilmeli ve ankrajların dengelenmesi için loopun mezial ve distal ayaklarına eşit açıda ikinci düzen büküm verilmelidir (46,47).

4.3.1.3. C Grubu Ankraj (Minimum Ankraj)

Bu kategori kritik olmayan ankrajı belirtmektedir. Çekim boşluğunun %75'i veya daha fazlası posterior dişlerin meziyale doğru hareketiyle kapatılmaktadır. Bu grup aynı zamanda kritik anterior ankraj olarak da düşünülebilir (67).

Minimum ankraj vakalarında amaç, çekim boşluğunun büyük oranda posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatılmasıdır. Bunun için anterior bölgenin ankrajının güçlendirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla anterior altı diş, 8 ligatür ile bloklanır, kullanılacak retraksiyon loopu posterior bölgeye yakın yerleştirilir ve loopun mezial ayağına verilen ikinci düzen bükümü artırılır. Ayrıca ark telinde anterior dişler için aktif lingual/ palatinal kök torku verilmelidir. Daha sonra posterior dişler, anterior bölgede ankraja fazla yüklenmemek için tek tek mezialize edilmelidir. Minimum ankraj olgularında çekimlerin posteriora yakın dişlerden, tercihen ikinci premolarlardan yapılmasında yarar vardır. Hiç ankraj kaybı istenmeyen durumlarda ekstraoral kuvvetten yararlanılabilmekte ve bu amaçla reverse headgear kullanılabilmektedir (46,47,50).

4.3.2. Alındığı Bölgeye Göre Ankraj Tipleri

Ankraj, bu kategoride ağız içi ve ağız dışı olmak üzere iki ana gruba ayrılır.

4.3.2.1. Ağız İçi Ankraj

Ağız içi ankraj, çene içi ve çeneler arası olarak ikiye ayrılarak incelenebilir.

Çene İçi Ankraj: Çene içi ankraj aynı çenedeki dişlerin hareketine olan dirençtir. Bu direncin kaynağı, dişler ve diş köklerini saran alveol kemiğinin, ortodontik kuvvet karşısında harekete gösterdiği tepkidir. Harekete karşı alveol kemiğinin direncini etkileyen bir çok faktör vardır. Bu faktörler; alveol kemiğinin kompakt ya da spongioz oluşu, kemiğin genç veya yaşlı oluşu, kemik yoğunluğu, kemikteki hücre sayısının az veya çok oluşu ve ortodontik kuvvetin şiddeti olarak sıralanabilir. Kompakt, yaşlı, yoğunluğu fazla ve hücre sayısı az olan kemikte, diş hareketine karşı direnç fazladır. Ayrıca periodonsiyumun durumu; genç veya yaşlı oluşu, hücreden fakir veya zengin oluşu, ankiloz durumu da ankrajı etkilemektedir. Diş hareketine karşı direnci etkileyen diğer faktörler de, dişler arasındaki kontakt noktası ilişkilerinin iyi veya bozulmuş olması, dişlerin tüberkül yada fissürlerinin yüksek ve derin oluşu ve antagonistleriyle yaptıkları oklüzyon da ankrajı etkilemektedir (50).

Çenelerarası Ankraj: Çeneler arası ankraj alt ve üst çenenin birbirinden destek alarak oluşturduğu ankraj çeşididir. Sınıf II ve Sınıf III elastikler bu ankraj sınıflamasına girmektedir (50).

4.3.2.2. Ağız Dışı Ankraj

Bilindiği gibi ağız dışı ankraj unsurları headgearlerdir. Headgearlar, kuvvetin destek aldıkları bölgelere göre sınıflandırılmaktadırlar. Ensedan destek alan tipe servikal headgear, kafatasından destek alan tipe oksipital headgear, her ikisinden destek alan tipe kombine headgear, çene ucu ve alından destek alan tiptekine ise reverse headgear denilmektedir (50).

Ortodontide ağızdışı kuvvetler ilk kez Kingsley (68) tarafından 1875 yılında kullanılmıştır. 1889-1896 yılları arasında Angle (69), şiddetli prognatizme sahip olgularda ağızdışı kuvvetleri uygulamıştır. Oppenheim'in (70) ağız dışı apareylerle yaptığı çalışmalardan sonra bu apareylerin rutin olarak kullanımı ortodontiye girmiştir. Kloehe (71,72), Sınıf II anomalilerin tedavisinde ağızdışı apareylerin önemini ortaya koymuştur. Araştırmacı, özellikle ankrajın desteklenmesinde, üst birinci molar dişlerin

distalizasyonunda ve üst kesici dişlerin retraksiyonunda headgearın kullanılmasını önermiştir. Poulton (73), headgearı hastalar tarafından zor tolere edilen bir aparey olarak tanımlamıştır. Bununla birlikte headgeardan beklenen verimin tam olarak alınabilmesi için hastaların bu apareyi günde en az 14 saat takmaları gerektiğini belirtmiştir.

4.3.3. İskeletsel Ankraj

Ortodontik ankraj kontrolü, ortodontik tedavi planlamasının ve ortodontik tedavinin olmazsa olmaz kısımlarından biridir. Araştırmalar, ortodontik materyaller, braket dizaynları (Self-ligating braketler veya Tip-Edge™ gibi) ve sürtünmesiz tedavi protokollerindeki gelişmeler (Segmental ark tekniği gibi) vasıtasıyla ankraj kaybını azaltacak daha etkili diş hareketleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Alternatif olarak, ortodontik ankrajın artırılmasında geleneksel olarak ağız dışı (Headgear ve protraksiyon headgear) ve ağız içi (Transpalatal ark, quadheliks vb.) aygıtlar da kullanılmaktadır. Fakat bu geleneksel ankraj sistemleri, hasta uyumu gerekliliği, dental ankraj ünitelerinin sayısı ve periodontal destek, alerji, sekonder yaralanmalar ve istenmeyen diş hareketleri gibi dezavantajlara sahip olabilmektedir.

Son yıllarda, birçok yayın kemik içine geçici olarak yerleştirilen çeşitli aygıtlar kullanılarak ankrajı kuvvetlendirmenin yeni yollarını tanıtmışlardır. Ortodontik kemik ankrajı, birden fazla dişin hareket ettirilmek istendiğinde veya diş kaybı, periodontal kayıp gibi nedenlerle yetersiz kalan ankrajın kuvvetlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca bu aygıtlar, asimetrik diş hareketlerinde, intrüziv mekaniklerde, intermaksiller sabitlemede de kullanılabilir ve gün geçtikçe rutin ortodontik uygulamalarda yerini almaktadır. Bu aygıtları geliştirmek için yeni dizaynlar ve değişik klinik uygulama biçimleri üretilmektedir.

Sınıflandırılmaları konusunda her hangi bir fikir birliği oluşmasa da bu aygıtlar günümüzde mini-implantlar, mikro-implantlar, mikrovida implantları, minividalara ve geçici ankraj aygıtları gibi çeşitli isimlerle anılmaktadır. Tüm bu isimlendirmeler her ne kadar aynı aygıtı temsil etse de kullanılan terminoloji eksik veya hatalıdır. Mesela mikro kelimesi oldukça küçük boyutu ifade ettiği için tam olarak isimlendirmede uygun olmamaktadır. Mini-implant terimi şu anda bulunan tüm sistemleri temsil edememektedir. Geçici ankraj aygıtları ise, tüm destekleyici ankraj aygıtlarının geçici olması ve kemik ankrajının tam olarak ifade edilmemiş olmasından dolayı tam

belirleyici bir isimlendirme olamamaktadır. Tüm bu aygıtların genel ayırtedici işlevleri ya mekanik kilitlenme ile ya da kemik ile oluşan biyokimyasal birleşme göz önünde bulundurulduğunda en uygun isimlendirme ortodontik kemik ankrajı (OKA) olmaktadır (74).

4.3.3.1. İskeletsel Ankraj Tipleri

Aygıtların özellikleri ve geçmişleri göz önünde bulundurulduğunda, bu konuda üç farklı yaklaşım bulunmaktadır. Genel olarak OKA'ları kemik içinde yer alan yüzeylerinin özelliklerine ve dizaynına göre osseointegre veya mekanik olarak tutunan OKA'ları olarak ikiye ayrılabilir. İkinci olarak da vida veya plağın işlevsel olarak ön planda olup olmamasına göre ayrılabilir.

Ortodontik İmplantlar: Kemik ankrajlarının ilk genel örnekleri Branemark'ın (75) eksik dişlerin yerine konması için titanyum implantların kullanılması ve osseointegrasyon konseptinin üzerinde çalışması ile ortaya çıkmıştır. Bu implantlar kemik ile fonksiyonel ve yapısal bir birleşme sağlarken yaklaşık 6 aylık bir yüksüz dönem gerektiriyordu. 1984'te Roberts ve arkadaşları (76) yaptığı bir araştırmada restoratif implantlara uygulanan ortodontik kuvvetlere verilen doku cevaplarını incelemişler ve 6 haftalık bekleme sürecinden sonra 100 gr'lık kuvvet uygulanan implantların stabil kaldıklarını gözlemlemişlerdir. Sonrasında köpek mandibulalarında gerçekleştirilen takip çalışmasında, implantların %94'ünde osseointegrasyon bulunmuştur ve 13 hafta için 300 gr' a kadar kuvvete karşı koyabilmek için kemik ile temasta bulunan %10'dan daha az endosseoz yüzey alanına ihtiyaç duyulduğu sonucuna varılmıştır.

Aynı zamanlarda çeşitli üreticiler restoratif implantlarını modifiye ederek özelleştirilmiş ortodontik bağlantılı implantlar ürettiler. Osseointegre implantların ortodontik olarak kullanılmasında klinik başarı oranı %86-100 idi. Retromolar implantlar, Onplant™, Straumann Orthosystem™ ve Mid-plant system™, osseointegre OKA'larındandır.

Mini İmplantlar ve Mini-Plak Sistemleri: Ortodontik mini-implantlar ve mini-plak sistemleri maksillofasial sabitleme tekniklerinden doğmuş olup ankraj için mekanik retansiyon esasına dayanır. Bu aygıtlar stabilite için fiziksel bağlantı yolunu kullandıkları için tekniğe osseointegre implantlardan daha az duyarlıdır, immedat ortodontik kuvvet yüklenmesine daha uygun ve sökümü daha kolaydır (77-79). Vidaların sökülmesi açısından da osseointegrasyon beklenen veya istenen bir durum

değildir. Bu konudaki hayvan çalışmaları %10-58 kadar sınırlı bir osseointegrasyon görüldüğü yönündedir (78). 1983 yılında Creekmore ve Eklund (80), vitalyum vidalarını üst keserlerin intrüzyonu için anterior nasal spina bölgesine yerleştirerek kullanmıştır. Takip eden zamanlarda sabitleme vidalarındaki gelişmelerle birlikte vidalar ortodontik kullanıma daha uygun hale gelmeye başladı ve mini-implant kitleri geliştirilmeye başlandı. 1990'ların sonunda Kanomi ve arkadaşları (81) ile Costa ve arkadaşları (82) özellikle ortodonti için kullanılacak olan mini-implantları tanıttılar. AarhusTM, Spider ScrewTM, Dual TopTM, AbsoanchorTM, ve IMTECTM günümüzde bulunan mini-implant OKA'larından.

Aynı zamanlarda, maksillofasiyal sabitleme plaklarında yapılan dizayn değişiklikleri neticesinde mini-plak sistemleri geliştirildi. 1985 yılında, Jenner ve Fitzpatrick (83) maksillofasiyal kemik plaklarının ortodontik ankraj olarak kullanıldığı bir vaka yayımladı. 1998 yılında Umemori ve arkadaşları (84), anterior açık kapanışın düzeltilmesi için molarların gömülmesinde L şekilli LeibingerTM mini plaklarını kullanmışlardır. Araştırmacılar, bu sistemi İskeletsel Ankraj Sistemi (İAS) olarak isimlendirmişler ve osseointegre implantlarla karşılaştırıldığında immedat kuvvet yüklenmesi ile daha stabil ankraj sağladıklarını belirtmişlerdir. Sonrasında Bollard Mini Plak implantTM ve C tube implantTM gibi çeşitli mini-plak dizaynları geliştirilmiştir. Bu aygıtlar için klinik başarı oranları yapılan çalışmalara göre mini-implantlarda %86-93 ve mini-plaklarda %93 olarak belirlenmiştir (85).

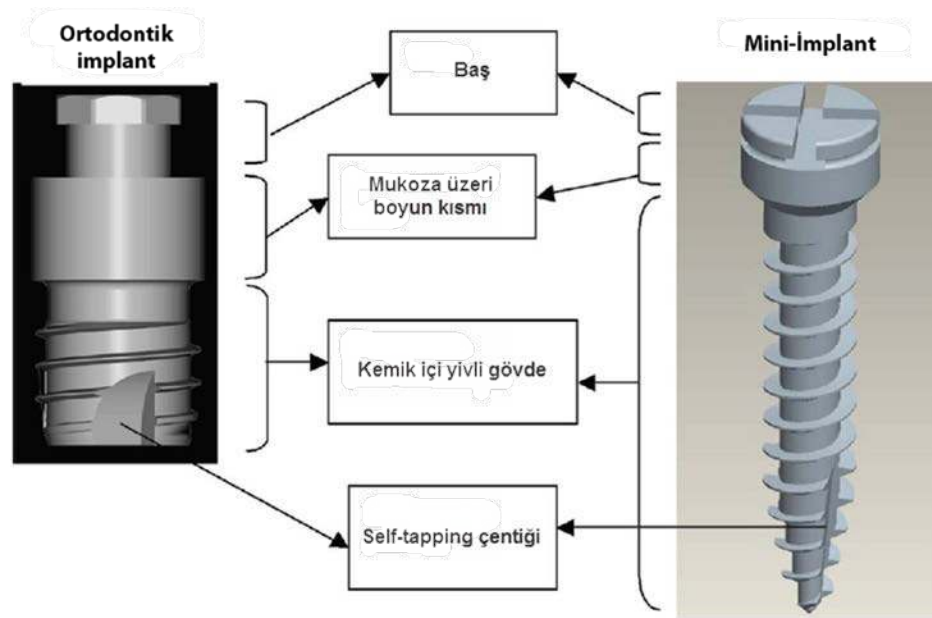
OKA'ların Temel Dizayn Özellikleri:

Materyal Özellikleri: Üreticilerin tamamı detaylı olarak materyal içeriğini açıklamasa da çoğu OKA saf titanyumdan ya da titanyum alaşımlarından yapılmaktadır (Ti-6Ak-4V). Titanyum biyouyumlu olması; hafiflik, strese, çatlamaya ve korozyona karşı olan direnci sayesinde tercih edilen materyal olmuştur. Cerrahi amaçlı paslanmaz çelik de Leone mini-implantlarında kullanılmaktadır. İmplantların üretim aşamasında asit veya kumla pürüzlendirme gibi bazı yüzey değişikliklerine uğratarak osseointegrasyonu geliştirilmektedir (86). Tam tersine mini-implantlarda ise pürüzsüz bir kemik içi yüzey oluşturularak söküm işlemini kolaylaştırmak için osseointegrasyonun önüne geçilmektedir.

Boyutlar: Ortodontik implantlarda ve mini implantlarda bağlantı mekanik olduğu için, boyut ve çapın değişimi kemik ile olan yüzey kontakt alanının değişimine, dolayısıyla

da kemik bağlantısının değişimine neden olmaktadır (87). Ortodontik implantlarda şekil ve yüzey özellikleri osseointegrasyonu etkilediği için önemlidir. Bu tür implantlar mini-implantlarla karşılaştırıldığında genellikle silindirik şekilli, kısa (4-7 mm) ve geniş çaplarda (3-5 mm) olmaktadır. Bu boyutlar sınırlı derinliğe sahip kemiklerde daha fazla yüzey alanı sağlamaktadır ve midpalatal, retro-molar ve dişsiz bölgeler için uygun hale getirmektedir (Şekil 7).

Mini-implantların ise uzun, dar ve konik şekilleri vardır. 6-15 mm uzunluklarda ve 1.2-2.3 mm çaplar arasında bulunabilmektedir. Yapılan bir çalışma (88) sonucunda mini-implantların çatlaklara karşı dayanıklı olabilmesi için minimum 1.5 mm çapında olması gerektiği savunulmuştur. Yapılan diğer bir çalışmada (89) 1-2.3 mm çapında ve 6, 11 ve 14 mm uzunluklarında mini-implantlar kullanılmış ve bağlantı kalitesine bakılmıştır. Sonuç olarak bağlantının 1mm'lik gövde çapı ile alakalı olduğu, istatistiksel olarak gövde uzunluğu ile alakalı olmadığını savunmuşlardır. Kısacası mini-implantların primer stabilitesi için gövde uzunluğundan ziyade gövde kalınlığı daha önemlidir.



Şekil 7. Ortodontik implant ve mini-implantların tipik kısımları.

Gövde ve Yiv Dizaynı: Ortodontik implantlar ve çoğu mini-implantlar self-tapping olarak adlandırılmaktadır. Self-tapping gövde dizaynlarında, vidanın ucunda bir çentik

olmaktadır ve bu çentik yerleştirme esnasında kemiğin kesilmesini sağlarken vidaya klavuzluk eder. Bu durum genellikle bir başlangıç deliğine ihtiyaç duyar ve daha sonrasında çentik vidanın yolunu oluşturmasında yardımcı olur. Ortodontik implantların hepsi benzer self-tapping dizaynına sahipken mini-implantlar çeşitli yiv dizaynlarına ve gövde şekillerine sahip olarak üretilmektedir. İlk mini-implantlar kemik içine önceden açılmış olan yuvalara vidalanıyorlardı. Son günlerde kemik içine uygun bir tork uygulayarak direkt olarak vidalanabilen self-drilling mini-implantlar kullanılmaktadır (78). Bu tip mini-implantlarla, yerleştirme öncesinde kemik içinde yuva açmadan mini-implantların uygulanması daha kolaylaşmıştır. Kim ve arkadaşları (90) önceden yuva açarak ve açmadan yerleştirdikleri mini-implantların stabilitelelerini incelemişler ve ankraj amacıyla hangisinin ortodontik kullanıma daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Yuva açmadan yapılan vidalama işlemlerinde daha iyi bağlantı olduğu ve daha az mobilite gözlemlendiği belirtilmiştir. Bunun sebebi daha az kemik debrisinin oluşması ve daha az ısısal zarar oluşmasıdır (91).

Baş Dizaynı: Ortodontik implantlar genellikle iki parçalı dizayna sahiptirler. Parçalardan biri iyileşme başlığı, diğeri ise ortodontik parçaların takılabildiği özel bağlantılardır (92). Günümüzde bulunan mini-implantların ise çoğunluğu tek parçadan oluşmaktadır. C-Orthodontic mini-implant sistemi iki parçalı dizayna sahip olup baş kısmı kemik içi kısmının üzerine yerleştirilmektedir. Ayrıca IMTEC mini-implantları da çıkarılabilir başlığa sahiptir. Mini-implant başları amaca göre top uçlu, braket başlı gibi dizaynlara sahip olabilirler. Mukoza üzerindeki boyun kısmı ortodontik implantın veya mini-implantın kortikal tabakanın üzerinde bulunan ve yumuşak doku boyunca uzanan kısmıdır. Pürüzsüz, parlak ve uygun yükseklikte olan bir boyun kısmı plak birikimini önlediği gibi mikroorganizmaların barınmasını da engeller. Ayrıca baş kısmının kolay temizlenmesinde de kolaylaştırıcı rol oynar.

Mini-plak Sistemi: Ortodontik mini-plak sistemleri genel olarak maksillofasiyal plak sistemlerine benzemektedir. Sadece ortodontik malzemeler için bağlantıyı kolaylaştıracak son kısımları bakımından farklılık göstermektedirler. Titanyumdan imal edilmiş olup dizaynları boyut ve şekil bakımından farklılık gösterebilmektedir. Genellikle 2-5 delikli olup mukozal bir de uzantısı bulunmaktadır. Plaklar yaklaşık olarak 1.5 mm kalınlığında olup kortikal kemik yüzeyine adapte etmek için kolaylıkla

bükülebilir veya aşındırılabilir özelliktedir. Plaklar, kemik yüzeyine 5-7 mm uzunluğunda ve 1.2-2.3 mm kalınlığındaki sabitleme vidaları ile sabitlenmektedir.

OKA'ların Seçiminde Etkili Unsurlar: Hastanın ankraj gereksinimi, yaşı, uygulanacak yerin morfolojisi, kemiğin kalitesi ve miktarı önemli faktörlerdendir. Ankrajın belirgin basamakları; uygun OKA'nın seçimi, doğru pozisyonlama için planlama, cerrahi yerleştirme prosedürü ve kuvvet uygulanmasının biomekanik prensiplerinden oluşmaktadır. Ayrıca, yapılmış olan bir çalışma modeli de ortodontiste tedavinin planlamasında, vidanın uygulama alanının belirlenmesinde yardımcı olur. Panaromik radyografi, periapikal radyografiler ve lateral sefalometrik filmler mevcut kemik derinliğinin ve komşu anatomik yapıların incelenmesinde yardımcı olurlar. Bazı yazarlar (93,94) kemik morfolojisinin incelenmesi için CT'nin kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Fakat bu rutin klinik pratiğinde elde edilmesi zor bir durumdur.

Uygulama İçin Anatomik Bölgeler: Ortodontik implantlar için en çok tercih edilen bölge mid-palatal bölge (86), palatinal orta bölgenin çevresi (93) ve retromolar dişsiz bölgelerdir (95). Anterior palatinal bölge için kemik kalınlığı lateral sefalometrik filmlerden değerlendirilebilir (96). Bu bölgede implant yerleşimi için 6mm'ye kadar kalınlık mevcuttur. İmplantlar ayrıca median bölge etrafına da yerleştirilebilmektedir. Bu bölge insiziv foramen'in 6-9 mm gerisine ve 3-6 mm lateralinde olabilmektedir (93). Bu durum özellikle mid-palatal sutura sahip genç bireylerde tercih edilmektedir. Mid-palatal süturun kapanması hakkında eğer şüpheler mevcut ise kemikleşmenin daha önceden tamamlandığı birinci küçük azı dişlerinin posterior kısmına yapılmalıdır (97).

Mini-implantlar küçük çapları sayesinde uygulanma alanları bakımından daha geniş bir yelpazeye sahiptirler. Tipik uygulama alanları maksiller ve mandibular bukkal interdental alanlar, maksiller sub-nazal spina bölgesi, mandibular simfiz, palatinal orta bölge ve çevresi, retromolar, infra-zigomatik ve maksiller tuber bölgeleridir. Yapılan bir çalışmada (98), 10 mm uzunluğundaki mini-vidalar için simfiz ve retromolar bölge ve 4 mm uzunluğundaki mini-vidalar için ise mid-palatal bölge, insiziv ve kanin fossa bölgeleri uygun bulunmuştur.

Başka bir çalışmada, Poggio ve arkadaşları (28) mini-implantların vertikal yerleştirme seviyesi bakımından interdental alveoler bölgeleri incelemişler ve mesio-distal ve bukkal-lingual olarak alveoler kretten 2, 5, 8 ve 11 mm'lik uzaklıkları değerlendirmişlerdir. Sonuçta, hem maksilla hem de mandibulada alveoler kretten 5-11

mm'lik bir uzaklıkta mini-vidayı yerleştirerek köklere zarar verme ihtimalinin azaltılabileceği bulunmuştur. Dikey yönde interdental kemiğin ortalama mesio-distal kalınlığı maksillada 3.5 mm, mandibulada ise 4.9 mm olarak bulunmuştur. Maksillada maksimum genişlik alveolün palatinal tarafında bulunmakta iken azı dişleri bölgesinde maksiller sinüse girme tehlikesinden dolayı alveoler kretten 8 mm'den daha fazla uzaklığa mini-vidanın uygulanmaması tavsiye edilmiştir. İnterproksimal bölgelerde, yazarlar, mini-vidanın dişlerin uzun aksına göre 30°-40° açı ile yerleştirilmesini önermişler ve böylece uzun olan vidaların da uygulanabileceğini belirtmişlerdir.

Mini-implantlar her ne kadar doğru bir şekilde yerleştirilmiş olsa da stabilitesini koruyamayabilirler. Yapılan bir çalışmaya göre (99) belli bir zaman için kuvvet uygulanan mini-implantların uygulanan kuvvet yönünde 1 ila 1.5 mm yer değiştirdiği gözlemlenmiştir. Başka bir çalışmada (100) mini-implant yerleştirilmesi esnasında dişin kökü zarar görmüş ve 12 haftalık bir periyottan sonra tamamen iyileşme gözlemlenmiştir.

Mini-plakların yerleştirilmesi için tavsiye edilen bölgeler maksillanın zigomatik proçesi, mandibular gövdede birinci azıların distali ve maksiller bukkal bölgede azı ve küçük azı dişlerin kök aralarıdır (84,101,102). Mini-plakların köklerden ve önemli anatomik yapılardan uzakta yerleştirilmesi gibi bir avantaja sahip olmasına karşın en önemli dezavantajı bu bölgelere yerleştirilmesi için subperiostal flep operasyonuna ihtiyaç duyulması ve hastanın bu bölgelerden rahatsızlık duyabilmesidir (103).

Implantasyon/Eksplantasyon: Endosseoz implantlar hakkındaki çalışmalar, pre-operatif profilaktik antibakteriyel yaklaşımların post-operatif enfeksiyon ve erken kayıp riskini azalttığını göstermiştir (104). Ortodontik implantların yerleştirilmesi öncesi tek doz antibiyotik alımı genelde tavsiye edilmektedir (74). Fakat bu durum hakkındaki düşünceler mini-implantlar için genel bir medikal sebep olmadıkça gerekmediği yönündedir (105). Bunun yerine preoperatif olarak sadece klorheksidin gargarası yapılması yeterli olmaktadır (106).

Çoğu OKA lokal anestezi altında uygulanırken, bazı hastalar implant ve mini-plakların yerleştirilmesinde genel anesteziyi tercih etmektedirler. Mini-plak sistemleri için cerrahi flep operasyonu gerekmektedir ve bazı mini-implant üreticileri tarafından lokalize subperiostal flep operasyonu da tavsiye edilmektedir. Tam tersine bazı mini-implantlar yapışık dişetine direkt olarak uygulanır veya öncesinde yumuşak doku,

punch aleti kullanılarak yırtılmaların önüne geçilebilir. Yumuşak doku kalınlığı kullanılacak mini-implant tipini etkilemektedir. Kalın mukozaya sahip bölgelerde boyun kısmı kalın olan mini-implantlar tercih edilmektedir.

İmplantın yerleştirilmesi esnasında uygulanan tork kuvveti de önemlidir. Yapılan bir çalışmada (107) mandibuladaki tork kuvveti maksillaya göre daha fazla bulunmuştur ve mandibuladaki kayıp oranlarının implantın yerleştirilmesi esnasında yüksek tork değerleri uygulandığı zaman arttığı saptanmıştır. Yazarlar bu kayıpları mini-implant etrafındaki yüksek yoğunluklu kemiğin oluşturduğu fazla strese bağlamışlardır. Bu yüksek tork değeri lokal iskemi ve kemik nekrozuna neden olmaktadır. Kısacası düşük tork değerleri kemik yetersizliği ve yetersiz başlangıç stabilitesine işaret ederken yüksek tork değerleri kemik dejenerasyonuna işaret edebilmektedir. Yazarlar (74) 1.6 mm implantlar kullanılırken 5-10 Ncm tork değerlerini ve mandibulada maksillaya göre nisbeten daha geniş klavuz deliği açılmasını tavsiye etmişlerdir.

İmplantasyon sonrasında implant çevresinde enflamasyon oluşması erken kayıplar için risk faktörüdür (89,108,109). Operasyon sonrası diş hassasiyeti de dahil olmak üzere herhangi bir ağrı olmamalı, mobilite veya enflamasyon bulunmamalıdır. Klinik deneyimlere göre mini-implantların dönme hareketi göstermelerine rağmen yatay hareketlere karşı hala dirençli oldukları saptanmıştır (74).

İmplantların sökölme işlemi lokal anestezi altında üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda yapılmaktadır. İmplant yatağı granülasyona bırakılır ve 1 hafta içerisinde mukozal kapanma gerçekleşir. Mini-plaklar sökme işlemi için ikinci bir cerrahi flep operasyonu gerektirmektedir. Tam tersine mini-implantlar ise tornavidaları kullanılarak kolayca sökülebilmektedir ve ortak görüş olarak bu işlem esnasında %90 olarak lokal anesteziye bile gerek duyulmamaktadır (105).

OKA'larında Kuvvet Uygulanması: Straumann Ortosystem implantları için 12 haftalık iyileşme süresi gerektiğini bildirirse de bu süre literatürde 2 ila 16 hafta arasında değişmektedir (86,110-112). Yapılan çalışmalara (86,95,112) göre kuvvet uygulanmış implantlar 80-600 gr arasındaki kuvvetlere karşı stabil olarak kalmaktadır.

Mini-implantlara genellikle immediat ya da 2 haftalık bir iyileşme süreci sonrasında kuvvet uygulanması tavsiye edilmektedir (78,99). Mini-implantlar 50 ila 250 gr'lık kuvvetlere karşı koyabilmektedir (82,89,113). Özellikle rotasyonel momentlere neden olmadığı için horizontal ve vertikal kuvvetler karşısında stabil kalmaktadırlar

(82). Mini-implantların stabilitesini araştıran bir çalışmada kayıp nedenleri olarak küçük çap, peri-implant enflamasyonu ve ince bukkal kortikal kemiğe sahip oldukları için high angle vakaları olarak belirtilmiş, kuvvet seviyelerinden bahsedilmemiştir (89).

Ortodontik mekanikler bakımından OKA'lara direkt veya indirekt olarak kuvvet uygulanması yapılabilmektedir. Palatal implantlar genellikle destek dişlere bağlanmış bir TPA aracılığıyla indirekt ankraj sağlamada kullanılmaktadır.

Mini-implantlar ise genellikle direkt ankraj sağlamada kullanılmaktadır. Mini-implantlar rijit bir köşeli tel aracılığıyla bir başlık ile kombine edilerek de kullanılabilir. Mini-implantlarla yapılan bir çalışmada (114) başlıkların kullanılmasının implant çevresi kemikte stres birikimini azalttığı saptanmıştır. Klinik olarak bu olay, uygulanan kuvvetin değişik yönlerde ankraj değerini ve esnekliğini arttırmaktadır.

Direkt ve indirekt olarak implantlar ya da mini-implantlarla uygulanan ankrajın bazı avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır:

Direkt Ankrajın Avantajları:

- Kolay aktivasyon,
- Etkili mekanikler,
- Kullanım kolaylığı,
- Dişsel ankraj kaybı olmaması.

Direkt Ankrajın Dezavantajları:

• Indirekt ankraja göre daha fazla kuvvet implant üzerine binmektedir (Indirekt ankrajda uygulanan kuvvet hem mini-implant hem de dental ankraj ünitesi üzerine binmektedir),

- Üç boyutta zayıf kuvvet kontrolü,
- Kurulan mekanikler tam güvenilir değildir (tedavi süreci yakından takip edilmelidir).

Indirekt Ankrajın Avantajları:

- Direkt ankraja göre implanta daha az yük binmektedir,
- Basit ve geleneksel mekanikler,
- Kullanım kolaylığı,
- Güvenilir mekanikler.

Indirekt Ankrajın Dezavantajları:

- Ankraj dişin istenmeyen hareketi neticesinde ankraj kayıpları görülebilmektedir,
- Uygulanması için daha fazla zaman gerekir ve daha karmaşıktır,
- Aygıtın kırıldığı bazen anlaşılmayabilir ve bu da ankraj kaybı ile sonuçlanabilir.

4.4. Diş Çekimi ve Kanin Dişlerin Retraksiyonu

Çekimli ve çekimsiz ortodontik tedavi arasındaki çatışma Edward H Angle, Charles Tweed ve Calvin Case zamanından günümüze kadar sürmektedir. 1930’lardan sonra daha stabil sonuçların elde edilmesinden dolayı çekimli tedavi popülarite kazanmıştır (1,2).

Klinisyenler için diş çekimi taraftarı veya karşıtı olma durumu kişisel tercihlerinden oluşur. Maloklüzyonun etiyolojik ve morfolojik özelliği, tedavinin spesifik hedefleri ve ulaşılması arzu edilen sonuç için seçilen teknik, diş çekiminin ortodontik tedavi planında olup olmayacağını etkiler (115).

Tedavi planlamasının önemli aşamalarından birisi de hangi dişin çekilmesi gerektiğine ve çekim boşluğunun nasıl kapatılacağına karar vermektir. Anterior bölgedeki bir çapraşıklık için sonuçta elde edilecek görüntü, estetik ve okluzal denge göz önüne alındığında birinci premolar dişlerin çekimi düşünülebilmektedir. Ayrıca dental arkın merkezinde yer almaları, anterior ve posterior bölge içinde çapraşıklığa yakın olmaları ve ikinci premolara şekil ve boyut olarak benzeyip kaninle benzer interdental ilişkinin olması sebebiyle de birinci premoların çekimiyle yapılacak bir tedavi tercih edilebilmektedir (116).

Ortodontide diş çekiminin iki nedeni bulunmaktadır:

- Keserlerin aşırı protrüzyonuna neden olmadan aşırı çapraşıklığa sahip olan keserler için yer sağlamak,
- Moderate Sınıf II ve Sınıf III çene ilişkilerinde büyüme modifikasyonu ile tedavi seçeneği mümkün olmadığında kamuflaj tedavisine izin vermek (1).

Çekim sonrası çekim boşluğunun kapatılma ihtiyacına göre tedavinin mekaniğine karar verilmelidir. Maksimum ankraj gerektiği vakalarda iki yaklaşım veya bu ikisinin kombinasyonu söz konusudur. Birinci yaklaşıma göre posterior dişlerin ankrajı uygun tekniklerle güçlendirilmelidir. Bu, ekstraoral aygıtlar, lingual ark, intermaksiller elastik kullanımı veya daha yeni bir yaklaşım olan iskeletsel ankraj elemanlarının kullanımı ile

yapılabilmektedir. İkinci yaklaşım ise posterior ankrajdaki sürtünme gibi ankrajı riske edebilecek faktörlerin elimine edilmesidir.

Kanin dişler oral fonksiyon ve estetik açısından önemli dişlerdir. Özellikle anterior ve posterior segmenti birbirine bağladığından, geçişin mükemmel olması için tam olarak konumlanma gerekliliği vardır. Premolar çekimli vakalarda kanin dişinin hareketi büyük bir titizlik ister (117). Retraksiyon için kanin dişinin gömülü olmaması, kökünün palatinal veya bukkal kortikal kemiğe dayanmamış olması, rotasyona uğramamış ve devrilmemiş olması gerekmektedir. Oklüzalden bakıldığında diş arkının kavışmasından dolayı, kanin dişin kronun orta noktası eğri bir yolu takip etmek durumundadır (118).

Kanin dişi kök yüzey alanı yaklaşık 2.9 cm² (119) ve 2.5 cm² (33) olarak literatürde yer almıştır. Segmentindeki en büyük köklere sahip dişler olduğundan retraksiyonu için yüksek ankraj değerleri gerektirmektedirler. Bu yüzden iyi bir planlama yapmak şarttır. Bu planlama dahilinde kanin retraksiyonunun ortodontide en çok zaman alıcı prosedürlerden biri olduğunu ve bu işlem için ideal olan hareketin paralel diş hareketi olduğunu göz önünde bulundurmak gerekir. Bu dişlerin ankraj ihtiyacının yüksek olması translasyon hareketi elde edilmesini güçleştirir.

Kanin retraksiyonu hareketli ve sabit aygıtlarla yapılabilmektedir. Hareketli apareylerle yapılan kanin retraksiyonunda, aktif elemanlar olarak yerleştirilen springler aracılığıyla retraksiyon sürtünmesiz bir şekilde 3-4 ayda tamamlanmaktadır (9). Springin oluşturduğu kuvvet kron bölgesinde tek noktadan uygulandığı için hareket şekli kontrolsüz eğilmedir ve uygulanacak vakaların buna uygun olarak seçilmesi gereklidir (47).

Çekimli vakalarda ortodontik tedavinin esas safhalarından biri olan kanin retraksiyonu sabit aygıtlarla uygulandığında, sürtünmeli (ark üzerinde) ve sürtünmesiz (segmental ark ile) olarak iki şekilde yapılabilmektedir (15,17,18,120).

Sürtünmeli sistem ile kanin devamlı tel rehberliğinde distale kaydırılır. Bunun en büyük avantajı kaninin tahmin edilemeyen rotasyon ve ark dışına çıkışının sınırlı olmasıdır. Dezavantajı ise dik yönde keser kontrolü ve ankraj gereksinimidir.

Sürtünmesiz sistemde kanin bukkal bölümlü kapatma loop'u yada retraksiyon zembereği ile hareket ettirilir. Bu yöntemle keserlerde istenmeyen hareketler olmaz ve

ön bölgede görünen bir aparey olmadığından hasta tarafından estetik olarak olumlu değerlendirilir (19).

4.4.1. Kanin Dişlerin Bölümlü Ark İle Retraksiyonu (Sürtünmesiz Sistem)

Sürtünmesiz sistemde dişler zemberekler yoluyla hareket ettirilir. Kanin retraksiyonunda sürtünmesiz sistem, moderate ve maksimum ankraj olgularında kullanılmaktadır (50). Bu sistemde tel ile braket arasında sürtünme olmaması sebebiyle, sadece zembereklerin uyguladığı kuvveti ve momenti kontrol etmek suretiyle statik olarak önceden belirlenebilir bir mekanik elde etme olanağı vardır (46).

Bölümlü ark tekniğinde kanin diş ve ankraj dişler iki ayrı segment olarak düşünülür. Böylelikle bu teknikle kurulan herhangi bir mekanik, iki segment arasındaki halat çekme oyununa benzetilebilir. Teknikte segmentler kendi dönme merkezleri etrafında hareket ederler.

Maksimum ankraj vakalarında çekim boşluğu anterior dişlerin retraksiyonu ve posterior dişlerin yerlerinden az veya hiç oynamaması kaydı ile kapatılmaktadır. Posterior dişlerin ankrajını artırmak için çeşitli konvansiyonel mekanikler kullanılabilir. Fakat en masse retraksiyonu gerçekleştirmek için genelde yetersiz kalırlar. Bu yüzden ankrajın artırılması için headgear ve/veya Sınıf II elastikler kullanılmaktadır.

Bölümlü ark tekniği, maksimum ankrajlı retraksiyonlarda daha etkili sonuç vermektedir (121).

Sürtünmesiz mekanik uygulamalar arkı segmentlere ayırarak; bölümlü arklar, looplar ve springler yardımıyla, dişin arkla birlikte sürtünmesiz hareketini sağlamaktadır (17,46,50). Bu sayede uygulanması gereken kuvvet azalacağından gereken ankraj miktarı da azalır, hastanın ağız dışı kuvvet kullanma ihtimali düşer. Kullanılan zemberekler önceden kalibre edilmiş prefabrik zemberekler ise kuvvet seviyeleri daha kolay ayarlanır, kuvvetin tahmini ve kontrol edilebilmesi daha mümkündür (17,46). Bu avantajlarına karşılık kanin hareketinin 3 boyutlu kontrolü güçtür, anti-tip ve anti-rotasyon bükümleri gerektirmektedir. Rotasyonların kontrolü için gable bendler yapıldıktan sonra kaninin vertikal yöndeki kontrolü de önemli bir problem olabilir (46,47). Zemberekler hastanın ağız hijyenini sağlamasında zorluk

oluşturabilirler, hasar görmeleri neticesinde kontrolsüz ve istenmeyen hareketler görülebilir (1,11,19,46).

Kanin retraksiyonunda dönme ve eğilme hareketleri sıklıkla görülmektedir. Multi-looplu veya ince tellerden oluşan arklarda bu durum için kompanse edici bükümler gerekmektedir. Kalın ark tellerinden yapılırsa bile kuvvet 300 gr'ı aşarsa lingualden desteklenmeden, dönme ve eğilme hareketlerinin önüne geçilmesi zordur (55).

Segmental arklarda Robert M. Rickets'in LasVegas spring'i, PG retraksiyon spring, Ladanyi spring, Burstone "T loop", Drum spring, reverse closing loop, bull loop, hibrit spring gibi aktif elemanlar kullanılarak kuvvet sağlanır (17,33,39,50,122,123). Prefabrike springler kalibre edilebilmeleri sebebiyle kuvvet kontrolü sağlanabilmektedir (17,46). Prefabrikasyon neticesinde boyut ve form sabit kalmakta ve böylece oluşturulan kuvveti belirlemek kolay olmaktadır (13,14).

4.4.2. Kanin Dişlerin Ark Üzerinde Retraksiyonu (Sürtünmeli Sistem)

"Sliding" mekanik veya sürtünmeli sistem olarak adlandırılan bu teknik, kanin dişinden ikinci molar dişe uzanan bölümlü ark üzerinde ya da ark telinin bu bölümünde kanin braketinin kayması esasına dayanır (124). Ark üzerinde kanin retraksiyonu adı da verilen sürtünmeli mekanik uygulamalar; devamlı ark teli üzerinde kaninlere kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen yöntem olup ark içi ve arklar arası uygulamalar olarak ayrılabilir. Ark içi uygulamalarda elastik zincir, kapalı sarmal nitinol yay, elastik iplik ve mıknatıslar kullanılabilir. Arklar arası uygulamada ise karşı çeneden destek alınan Sınıf II elastik uygulamaları gibi çeneler arası elastik uygulamaları gösterilebilir (125).

Bölümlü ark tekniğinin kurucusu Burstone (15), kayan mekaniklerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamıştır; diş paralel hareket ettirilmeye çalışıldıkça kuvvet, sürtünmeyi artırarak dişin hareketini tamamen durdurabilir. Uygulanan kuvvetin ne kadarının dişe yansıdığı tahmin edilemez.

Sürtünmeli mekaniklerin çekiciliği, klinik olarak basit olmasından ileri gelmektedir. Ayrıca bir çok klinisyen, hazır arkların oklüzal düzlem ve seçilen ark formunu korumada yardımcı olduğundan tahmin edilebilir sonuçlar elde edildiği fikrindedirler. Tekniğin basitliğini bir kenara bırakırsak, diğer taraftan teknik, sürtünmenin etkisinden dolayı karmaşık bir hal alabilmektedir (67).

Sürtünmenin önemi şimdiye kadar tam olarak anlaşılamamıştır. Fakat birçok klinisyen diş hareketini yavaşlattığı konusunda mutabıktır. Sürtünmeli sistemde braket

ark teli boyunca takılma-kayma şeklinde bir hareket gösterir. Bu düzensiz hareket dişin eğilip braketin ark teline takılmasıyla oluşur (122,126-129). Braketin ark teline takılmasından sonra ark teli dişin eğilmiş pozisyonunu düzeltinceye kadar hareketin duraksaması devam eder. Hareket tekrar başladıktan sonra yeniden bir eğilme hareketi meydana gelir. Yani genel olarak hareket tam kayma hareketi değil de eğilme-dikleşme hareketidir. Ayrıca kayma mekaniklerindeki sürtünme kuvveti, uygulanmak istenen kuvvetin tam olarak iletilmesini engellemektedir (67).

Kayma mekanikleri esnasındaki takılma-kayma hareketi, periodontal gerilimlerin büyüklüğü, yeri ve yönünde hızlı değişimlere neden olabilir. Oluşan bu periodontal gerilim sürekli değişim gösterebilir ve ortodontik hareketten sorumlu hücresel elemanların düzensiz uyarılmasına neden olabilir. Dahası oluşan bu inflamasyon benzeri değişimleri hasta tolere edemeyebilir (67).

Tam olarak planlanamamış kayma mekaniği dişte istenmeyen eğilmeler, overbite artışı ve ankraj kaybı gibi istenmeyen yan etkilere neden olabilir. Bu etkilerin görülme sıklığı ve şiddeti, ark telinin boyutu ve materyali, retraksiyon kuvvetinin büyüklüğü ve braketler arası uzaklığa bağlıdır (130,131). Kayma mekaniklerindeki bu sınırlamalar alternatif bir yaklaşımın olması gerektiğini bildirmektedir.

Paulson ve arkadaşları (132), kanin retraksiyonunu 0.016 inch paslanmaz çelik tel üzerinde gerçekleştirmişlerdir. 6 hastada yürüttükleri bu çalışmada, üst ve alt 1. premolar dişler çekilmiş ve 0.018 inch slota sahip mümkün olan en geniş ikiz braketler hasta ağızına yerleştirilmiştir. Bu çalışmada sadece maksiller kanin ve molar dişlerin göstermiş oldukları diş hareketleri izlenmiştir. Molar dişlerin ankrajını arttırmak amacıyla transpalatinal ark takılmış ve hastadan geceleri headgear takması istenmiştir. Lateks elastik ile retraksiyon yapılmış ve başlangıç kuvveti 75-100 gr olacak şekilde ayarlanmıştır. Fakat 30 dakikalık sürenin sonunda bu elastik ağız sıvılarından etkilenecek uyguladığı kuvvette 25 gr'lık bir azalma göstermiştir. 6 hastanın 5'inde kanin retraksiyonu 4 ay veya daha kısa sürede tamamlanırken diğer 20 yaşındaki kız hastada 8 aylık bir sürede gerçekleşmiştir. Molar dişlerde ankraj kaybı görülmemiştir. Retraksiyon öncesi ve sonrası alınan radyografiler birbirleriyle karşılaştırılmış ve ortalama kanin retraksiyonu 3.9 mm olarak gösterilmiştir. Bu çalışmada harekete bağlı olarak dişlerin gösterdiği açısal değerler önemsenmemiş, diş hareketi kronun göstermiş olduğu harekete göre belirlenmiştir.

Rajcich ve Sadowsky (133), üst çenede ağız dışı kuvvet uygulamadan maksimum ankraj sağlayan ve kaninin retraksiyonuna neden olan, kontrollü kuvvet veren ark içi mekaniklerin etkilerini incelemişlerdir. Bu amaçla 14 kız 10 erkek bireyden oluşan 24 hasta çalışma grubuna dahil edilmiştir. Her hastada üst 1. premoların çekimi istenirken, alt çenede tedavi istemine göre çekim yapılmıştır. Dişler sıralanıp dizildikten sonra, kanin distalizasyonu amacıyla 0.018 inch sistemde 0.016 inch paslanmaz çelik ark teli üzerinde nikel-titanyum sarmal zembereğin uyguladığı 150-200 gr kuvvet ile kayma hareketi sağlanmıştır. Bu sistemde 0.016 inch ark telinden bükülen ilave “utility” arka verilen 45°’lik büküm sayesinde molar dişler distal devrilmeye zorlanarak ankraj artırılmıştır. Ortalama kanin retraksiyon süresi 7.1 aydır. Yapılan sefalometrik değerlendirme sonucunda ortalama olarak 0.7 mm ankraj kaybı tespit edilmiştir. Ortalama kanin retraksiyonu sol tarafta 5.8 mm sağ tarafta 5.6 mm gerçekleşmiştir. Sağ molarda 9.2°, sol molarda 7.6° meziyo-palatinal rotasyon; sağ ve sol kaninde 15.3° disto-palatinal rotasyon tespit edilmiştir. Sonuç olarak maksimum ankraj vakalarında ağız dışı kuvvete ihtiyaç duyulmaksızın bu sistemle başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ancak molar dişte meziyo-palatinal, kanin dişte disto-palatinal rotasyonlar ve keser dişlerde hafif intrüzyonların görülmesinin kaçınılmaz olduğu belirtilmiştir.

Ziegler ve Ingervall (18), tarafından yapılan çalışmada sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Üst çenede bir tarafta kanin 0.018 inch braketle 0.018 inch paslanmaz çelik ark teli üzerinde distalize edilmiş, diğer tarafta ise kanin distalizasyonu amacıyla PG zemberek kullanılmıştır. Sürtünmeli sistemde “alastik chain”in başlangıçta verdiği kuvvet 380 gr olup bu kuvvet zamana bağlı olarak hızla düşüş göstermektedir (8 saat sonra 200, 4 hafta sonra 140-150 gr’a iner). PG zemberek 160 gr kuvvet vermektedir. “Sliding” mekanik ile aylık 1.4 mm diş hareketi, buna karşın retraksiyon zembereğinin olduğu tarafta, 1.9 mm, diş hareketi elde edilmiştir. “Alastik chain”in başlangıçta uyguladığı 380 gr’lık kuvvetin optimal kanin hareketi için fazla olduğu, dolayısıyla şiddetli kuvvetin etkisiyle dişin hızla devrilerek ark teli ile braket arasında takılma (binding) meydana geldiği bildirilmiştir. Bu sıkışma, sürtünme direncini artırarak diş hareketini geciktirmektedir. PG zembereğin uyguladığı kuvvetin daha tutarlı olmasının ve takılmanın olmamasının bu hareket miktarının daha fazla oluşunda etkili olduğu ifade edilmiştir. Bu çalışmada, “sliding” mekanik bulunan taraftaki aylık devrilme miktarı 1.4°, retraksiyon zembereği tarafında ise 0.8°

bulunmuştur. 6 mm'lik retraksiyon sonucunda, retraksiyon zembereği bulunan tarafta 4.5° distal devrilme, 30° disto-palatinal rotasyon; "sliding" mekanik bulunan tarafta 8.5° distal devrilme, 24° disto-palatinal rotasyon gösterilmiştir.

Huffman ve Way (120), üst ve alt çenede yapmış oldukları çalışmada benzer sonuçlar elde etmişlerdir. Çalışmalarının sonuçlarını üst ve alt çene ayrımı yapmaksızın vermişlerdir. Her iki haftada bir aktive edilen ve yaklaşık 200 gr kuvvet veren Pletcher zemberek, 0.022 inch sistemde kanin retraksiyonu amacıyla kullanılmıştır. 0.016 inch paslanmaz çelik ark teli üzerinde aylık 1.4 mm; 0.020 inch ark teli üzerinde aylık 1.2 mm'lik hareket elde etmişler ve 1 mm hareket başına düşen eğilmeyi ise 0.016 inch telde 1.5°, 0.020 inch telde ise 0.6° göstermişlerdir.

4.4.3. Sürtünmeli ve Sürtünmesiz Sistemin Karşılaştırılması

Boşluk kapatma mekanikleri temelde sürtünmeli ve sürtünmesiz mekanikler olarak ikiye ayrılır. Sürtünmeli sistemde diş, ark teli boyunca kaydırılarak hareket ettirilir. Bu olay trenin rayda gitmesi gibi düşünülebilir. Sürtünmesiz sistemde dişler, loop bükümleri ve ark telleri vasıtasıyla hareket ettirilmektedir. Bu durum arabanın vinç ile kaldırılıp taşınmasına benzetilebilir.

Sürtünmeli sistem azı dışından diğer azı dişine uzanan kesintisiz ark teli ile gerçekleştirilmektedir. NiTi gibi düşük yüklenme/bükülme oranına sahip önceden şekil verilmiş teller sayesinde seviyeleme işlemi artık problem olmaktan çıkmıştır. Ayrıca multiloop'lu ark teli gerektiren geleneksel yöntemlere göre hasta başında geçirilen zaman oldukça azalmıştır. Bütün bunlara rağmen düz arklar diş pozisyonları, braket eğimleri ve dental arkın genel formundan etkilendiği için tedavi esnasında bize belirsiz bir mekanik sağlamaktadır. Bunun yanında oklüzal düzlemlerin son eğimlerini önceden tahmin etmek zor olabilmektedir. Tedavi esnasında interoklüzal ilişkiyi kontrol altında tutabilmek için genellikle intermaksiller vertikal elastikler veya headgear aygıtına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu dezavantajlara rağmen sürtünmeli mekanikler kolay uygulanabilirliği ve hasta başında daha az zaman harcanması dolayısıyla pratikte daha çok kullanılan bir yöntemdir (121).

Sürtünmesiz sistemde dişler grup olarak ya da looplar vasıtasıyla bireysel olarak tek tek hareket ettirilirler. Bu olay, klinisyenin boşluk kapatırken diş hareketini yavaşlatan braket ile ark teli arasındaki sürtünme faktörünü elimine etmesini sağlar.

Ayrıca kuvvetin ve momentin miktarını kontrol etmek, sürtünmeli sistemde olması kaçınılmaz olan istenmeyen etkilerin kontrolünü mümkün kılmaktadır.

Sürtünmeli Sistemin Avantajları:

- Sürtünmeli sistemin uygulanması daha kolaydır ve hasta başında daha az zaman gerektirir,
- Hastanın rahatsızlıkları (hijyen problemleri, yumuşak doku irritasyonları) loop'lu arklara göre daha az olur,
- Seviyeleme yüksek derecede elastik olan NiTi tellerle daha kolaylıkla yapılabilir,
- Tüm dental ark sadece bir ark teli ile kontrol edilebilir.

Sürtünmeli Sistemin Dezavantajları:

- Sürtünme nedeniyle kurulan mekaniklerin sonuçları daha az tahmin edilebilir olmaktadır. Tel, braket ve ligatürler arasındaki her hangi bir temas sürtünmeye neden olur. Bu yüzden sürtünmeli sistemlerde ankraj kaybı daha fazla olmaktadır,
- Oklüzal düzlem eğimi ve interoklüzal ilişkilerin, intermaksiller elastikler, mikrovidalar veya headgear'lar aracılığıyla kontrol edilmesi gerekebilir,
- Esnek ark telleri boyunca yapılan kanin distalizasyonları veya aşırı güç uygulanması keserlerin ekstrüzyonuna ve dolayısıyla da anterior derin kapanışa neden olabilir,
- Sürtünmeli sistemde en masse retraksiyon yapıldığında ve headgear kullanılması gerektiğinde hasta uyumu ön plana çıkmaktadır.

Sürtünmesiz Sistemin Avantajları:

- Loop'lar vasıtasıyla moment/kuvvet oranını etkili biçimde artırır. Bu olay boşluk kapatma esnasında hareket ettirilen dişin tork kontrolünü daha kolay hale getirir,
- Tel üzerindeki kuvvet uygulanan noktalar arasındaki mesafeyi uzatır. Bu durum telin yüklenme/esneme oranını azaltırken çalışma aralığını artırır,
- Kuvvet ve moment miktarlarının ölçülebildiği daha tahmin edilebilir mekanikler sunar,
- En masse retraksiyon yapıldığında keser intrüzyonu ve azı dişinin dikleştirilmesi gibi mekaniklerin gerçekleştirilmesi daha kolaydır.

Sürtünmesiz Sistemin Dezavantajları:

- Loop bükümleri hasta başında geçirilen zamanı belirgin biçimde artırmaktadır,
- Loop'lar hasta için konforsuz olabilmektedir ve hijyen problemlerine neden olabilir,
- Sürtünmeli sisteme göre kaninlerin distalizasyonları esnasında yatay yöndeki kontrolleri daha zordur.

Ortodontik tedavi, kuvvet kontrolü ve sabır gerektiren bir tedavidir. Hangi mekanik seçilirse seçilsin bazı istenmeyen etkilerin olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Yine de amaca ulaşmak için biyomekanik prensiplere tam olarak uyulması gerekir (121)

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu bölümde “Giriş ve Amaç” kısmında sunulan hipotezlerin araştırılması için kullanılan gereç ve yöntemler detaylı olarak sunulmaktadır. Bu çalışma için Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulundan alınan rapor Ek 1’de sunulmuştur.

5.1. Bireylerin Seçimi

Bu çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’na tedavi için başvuran 17 erkek ve 19 kız olmak üzere toplam 36 birey üzerinde yürütüldü. Bu bireylerde ortalama kronolojik yaş 16.80 yıl olup yaş aralığı 12.66-21.92 yıldır (Tablo 1).

Tablo 1. Çalışma grubu bireylerinin yaş ve cinsiyete göre dağılımı

	n	Ort	Min	Maks
Erkek	17	16.24	13.66	20.00
Kız	19	17.30	12.66	21.92
Toplam	36	16.80	12.66	21.92

Çalışmaya ortodontik tedavisi gereği üst birinci premolar dişlerin çekiminin planlandığı maksimum ankraj gerektiren vakalar dahil edildi. Diğer kriterler ise şu şekilde sıralanabilir:

- 1) Sürekli dişlenme döneminde olması,
- 2) Oral hijyenlerinin iyi olması,
- 3) İskeletsel Sınıf I veya Sınıf II paternine sahip olması,
- 4) Transversal yönde herhangi bir anomalinin olmaması,
- 5) Üst kanin dişin supra pozisyonda veya aşırı rotasyonlu olmaması,
- 6) Hastalarda ortodontik tedaviyi kontrendike kılacak herhangi bir sistemik problemin olmaması,
- 7) İskeletsel ankraj ünitelerinin uygulanmasını kontrendike kılacak sistemik veya alerjik bir probleminin olmaması.

Çalışmamıza katılmayı kabul eden hastalardan teşhise yönelik ortodontik model, ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar ile radyografik kayıtlar alındı. Bu kayıtlar incelenip değerlendirildikten sonra çalışma için uygun hastalara ve ebeveynlerine tedavi esnasında uygulanacak olan işlemler ve varsa alternatif tedavi yöntemleri ayrıntılı

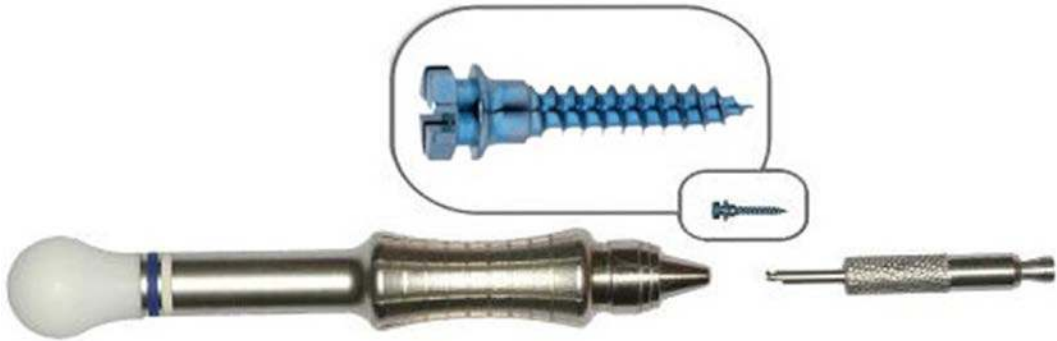
olarak anlatıldı ve uygulamayı kabul eden hastalar araştırmaya dahil edildi. Tedaviyi kabul eden hastalar için bilgilendirme amaçlı ve tedaviyi kabul ettiklerine dair Ek 2’de sunulan onam formu imzalatılmıştır.

5.2. Çalışma Düzenine Oluşturulması

Çalışmaya dahil edilen 36 hasta, direkt iskeletsel ankraj sistemi uygulanacak grup ve indirekt iskeletsel ankraj sistemi uygulanacak grup olmak üzere 18’er kişilik iki gruba ayrıldı. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda palatinal bölgeye yerleştirilen mini-implantlardan destek alan Nance apareyi ankraj amacıyla kullanıldı. Oluşturulan bu ankraj gruplarında üst birinci premolar dişlerinin çekiminden sonra kanin distalizasyonu amacıyla rastgele olarak seçilen üst kanin dişlerinden birine reverse closing loop (RCL) ’lu segmental retraksiyon arkı diğer kanin dişine de ladanyı spring (LS) uygulandı. Grupların oluşturulmasında rastgele örnekleme yöntemi kullanıldı (Bkz. Şekil 1).

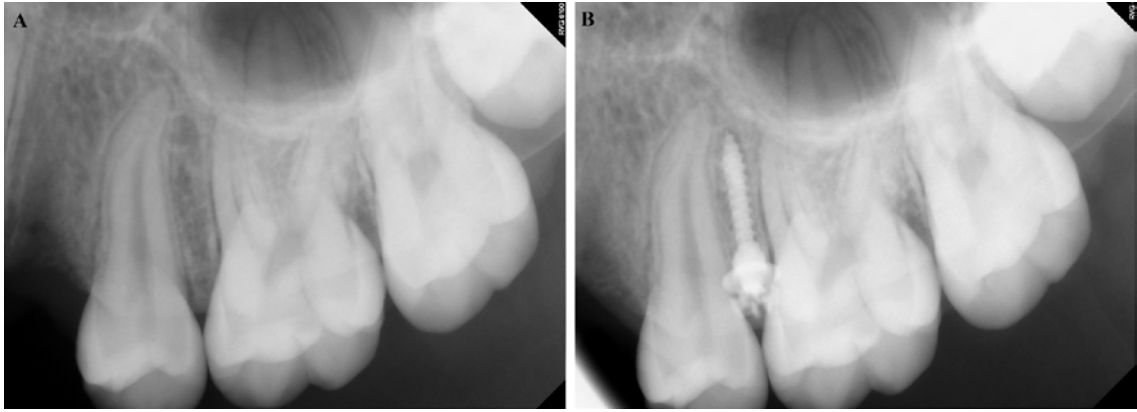
5.2.1. Mini-İmplantların Uygulanması

Birinci premolar dişlerin çekimini takiben çekim bölgesi iyileştikten sonra ortodontik tedavi sırasında kullanılmak üzere iskeletsel ankraj sağlamak amacıyla mini-implantlar yerleştirildi. Her iki ankraj grubuna da 1.5 mm çapında ve 9.2 mm uzunluğunda braket başlıklı iki adet self-drilling mini-implant (Aarhus, American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) uygulandı (Resim 1). Uygulama öncesinde mini-implantın yerleştirileceği bölge panoramik ve periapikal radyografiler ile detaylı olarak değerlendirildi (Resim 2A).



Resim 1. Çalışmamızda kullanılan Aarhus mini-implant ve tornavidası. Mini-implantın büyültülmüş resmini de içermektedir.

Direkt iskeletsel ankraj grubunda mini-implantlar üst çenede birinci molar ve ikinci premolar dişleri arasındaki interdental bölgeye yerleştirildi. İlgili bölgeye yerleştirme öncesi mukogingival birleşim hattının hemen altına gelecek şekilde 0,5 ml infiltratif anestezi (Maxicaine Fort, Vem İlaç Sanayi, İstanbul, Türkiye) uygulandı. Anestezi sağlandıktan sonra bir sond yardımıyla mukogingival birleşim hattı üzerinde mini-implantın yerleştirileceği bölge işaretlendi. Firmaya ait tornavida kullanılarak, işaretlenen bölgeye yaklaşık 15-20°'lik açıyla mini-implantlar yerleştirildi ve başlangıç stabiliteyi bir presel yardımı ile kontrol edildi. Yerleştirme işleminden sonra alınan periapikal radyografiler ile mini-implantların pozisyonu değerlendirildi (Resim 2B).



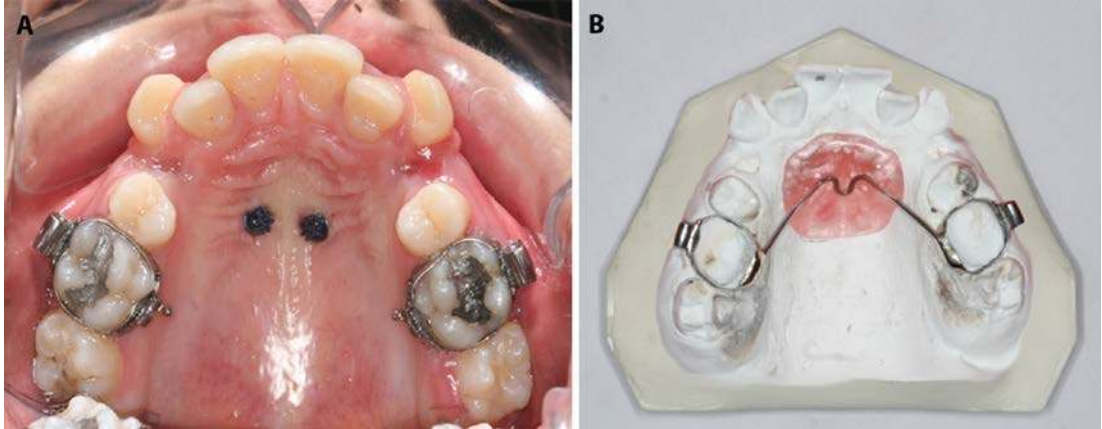
Resim 2. A: Mini-implant uygulanması öncesinde alınan periapikal radyografi, B: Mini-implant uygulanması sonrasında alınan periapikal radyografi

İndirekt iskeletsel ankraj yöntemi ile tedavi edilecek grupta mini-implantların uygulanacağı bölgeler hastanın periapikal ve lateral sefalometrik radyografileri kullanılarak değerlendirildi ve mini-implantların yerleştirileceği bölgeler radyolojik olarak belirlendi. Daha sonra yerleştirme esnasında hekime kolaylık sağlamak amacıyla bu bölge alçı modeller üzerinde işaretlendi. İlgili bölgenin anestezisi palatinal rugalar bölgesine median hattın iki tarafına gelecek şekilde 0,2 ml infiltratif anestezi (Maxicaine Fort, Vem İlaç Sanayi, İstanbul, Türkiye) uygulanarak sağlandı. Anestezinin sağlanmasından sonra bir sond yardımıyla mini-implantların yerleştirileceği bölgeler palatinal mukoza üzerinde işaretlendi. Rugalar bölgesinde işaretlenen bu yerlere kortikal kemik tabakasını delemek şeklinde mikromotora takılan bir drill (Aarhus twist drill, American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) kullanılarak distile su soğutması altında mini-implantın yerleştirilmesine rehberlik edecek giriş delikleri açıldı. Firmaya ait tornavida kullanılarak, işaretlenen bölgeye mini-implantlar yerleştirildi (Resim 3A)

ve başlangıç stabiliteleri bir presel yardımı ile kontrol edildi. Yerleştirme işleminden sonra alınan periapikal radyografiler ile mini-implantların pozisyonu değerlendirildi.

5.2.2. Nance Apareyinin Yapımı

Mini-implantlar yerleştirildikten sonra üst birinci molar dişlere uygun bandlar seçildi (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ve molar dişlere adapte edildi. Daha sonra aljinat ölçü maddesi kullanılarak hastanın üst çene ölçüsü alındı ve bandlar ölçüye transfer edilerek üst çene çalışma modeli elde edildi. Bu çalışma modeli üzerinde mini-implantların yeri işaretlenerek üzerileri ince bir tabaka pembe mum ile kaplandı ve yapılacak olan Nance apareyinin sınırları çizildi. 0.9 mm'lik paslanmaz çelik kroşe teli kullanılarak hastaya uygun Nance apareyi hazırlandı (Resim 3B). Yapılan apareyin uyumu hasta ağızında kontrol edildikten sonra mini-implantların üzerine gelecek olan akrilik kısım içindeki boşluklar Aelite kompozit dolgu materyali (Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) ile, molar bandları ise multi-cure cam iyonomer band simanı (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ile doldurularak aparey ağıza simante edildi.



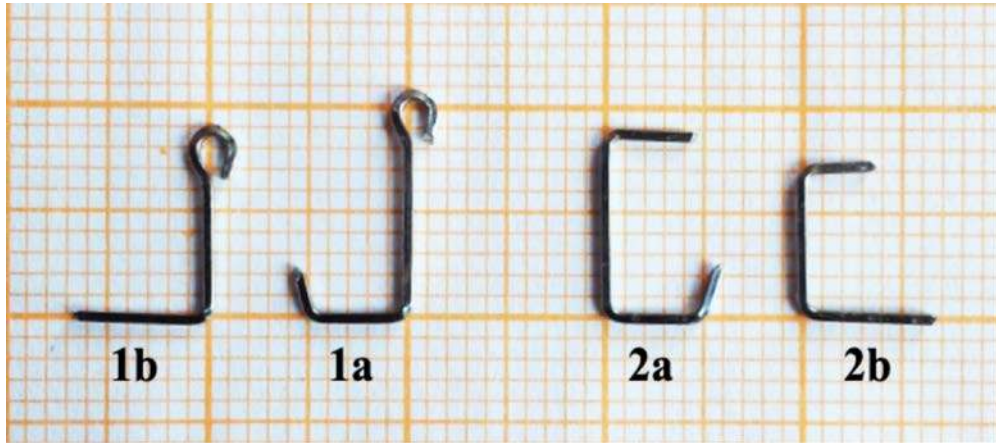
Resim 3. A: İndirekt iskeletsel ankraj grubunda mini-implantların yerleştirildikten ve molar bandlarının adaptasyonundan sonraki damağın görünümü, **B:** İndirekt iskeletsel ankraj grubunda ankrajın sağlanması için yapılan nance apareyi

5.2.3. Rehber Tellerin Hazırlanması ve Uygulanması

Sefalometrik radyografiler üzerinde sağ ve sol taraftaki diş hareketlerini değerlendirebilmek amacıyla bu dişleri temsil eden rehber tellerden yararlanıldı. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda rehber tellerin uygulanması için Nance apareyinin molar tüpleri, direkt iskeletsel ankraj grubunda ise üst birinci molar dişe uygulanan molar bandları veya molar tüpleri kullanıldı. Her iki ankraj grubunda da kanin dişlere

rehber tellerin uygulanması öncesinde 0.022x0.028 inch slota sahip roth tipi braketler yapıştırıldı (Gemini, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA). Tüm hastaların braket yapıştırma işlemi ışıkla sertleşen ortodontik kompozit (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) kullanılarak üretici firmanın önerdiği şekilde gerçekleştirildi.

Uygulanacak olan rehber teller 0.021x0.025 inch'lik paslanmaz çelik teller (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA) kullanılarak hazırlandı. Sağ taraftaki üst birinci molar ve kanin dişe ucu yuvarlak şekilli olan, sol taraftaki üst birinci molar ve kanin dişe de ucu düz şekilli olan rehber teller uygulanarak (Resim 4) hastaların lateral sefalometrik filmleri alındı. Kanin retraksiyonu başlangıcında alınan bu filmler sonrasında rehber teller çıkarılarak retraksiyon bitiminde tekrar kullanılmak üzere muhafaza edildi. Kanin retraksiyonu tamamlandıktan sonra aynı rehber teller aynı dişlere yerleştirilerek retraksiyon sonrası radyografik kayıtlar alındı.



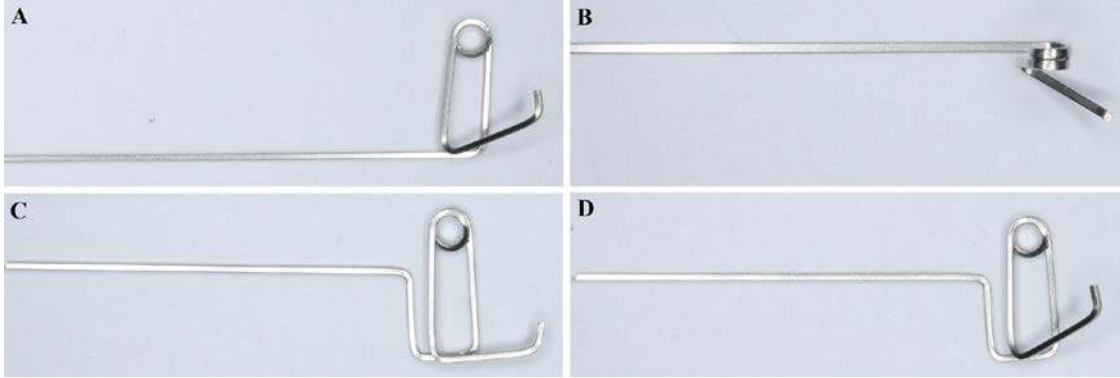
Resim 4. Hastanın sağ ve sol yarım çenesini ayırt etmede kullanılan rehber teller. 1a ve 1b sağ yarım çene, 2a ve 2b ise sol yarım çene için hazırlanmıştır.

5.2.4. Retraktörlerin Hazırlanması ve Uygulanması

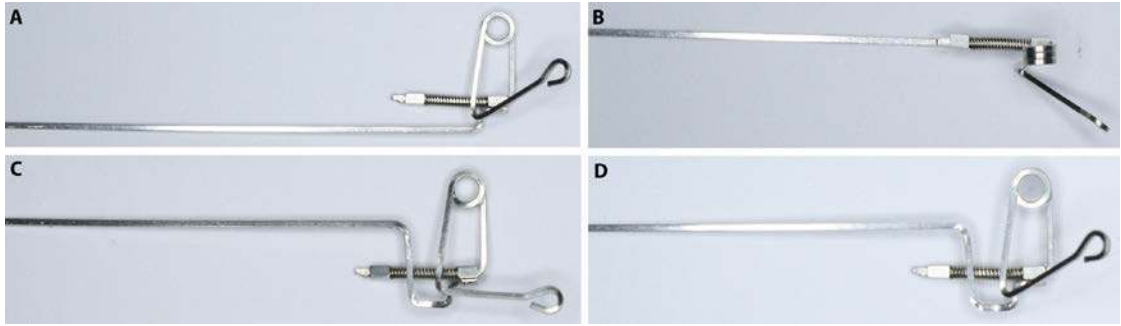
RCL retraktörlerin yapımında 0.016x0.022 inch boyutlarındaki Remaloy™ (Dentaurum, Ispringen, Germany) teller kullanıldı. Standardizasyon açısından RCL retraktörünün loop boyutları ticari olarak hazır satılan LS'in loop boyutları esas alınarak benzer şekilde hazırlandı (Resim 5).

Ladanyi ve RCL retraktörleri hastaya uygulanmadan önce kanin braketine yerleştirilecek olan kısma 45° 'lik anti-tip ve 15-20° 'lik anti-rotasyon bükümleri yapıldı (Resim 6A, B, D). Direkt iskeletsel ankraj grubunda ankraj alınacak mini-

implant ile retrakte edilecek kanin diş arasında dikey yönde seviye farkı olan vakalarda retraksiyon işlemi esnasında kaninin gömülmesini engellemek amacıyla retraktörün ilgili kısmına basamak bükümleri yapılmıştır (Resim 6C).



Resim 5. A, B: RCL retraktörde yapılan anti-tip ve anti-rotasyon bükümleri, C: Direkt iskeletsel ankraj grubunda kaninin gömülmesini engellemek için yapılan basamak bükümü, D: Anti-tip, anti-rotasyon ve basamak bükümlerinin verildiği RCL.



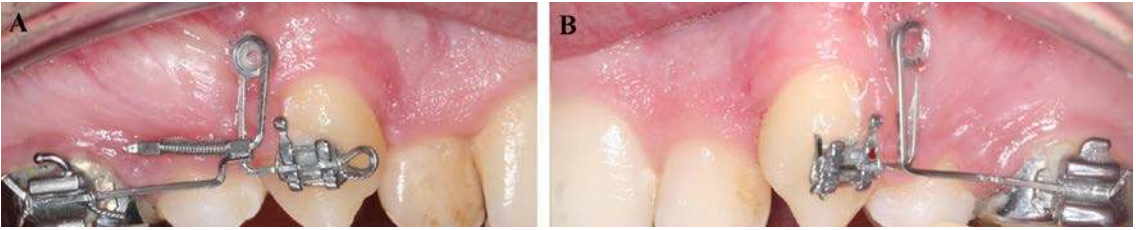
Resim 6. A, B: LS retraktörde yapılan anti-tip ve anti-rotasyon bükümleri, C: Direkt iskeletsel ankraj grubunda kaninin gömülmesini engellemek için yapılan basamak bükümü, D: Anti-tip, anti-rotasyon ve basamak bükümlerinin verildiği LS.

Gerekli hazırlıklar yapıldıktan sonra retraktörler, direkt iskeletsel ankraj grubunda, önceden rastgele gruplandırma işleminde belirlenen taraftaki kanin braketine ve mini-implantın slotuna ligatür teli ile ligatüre edildi. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda ise retraktörler molar tüpü içine yerleştirilerek kanin braketlerine ligatür teli ile ligatüre edildi. Her retraktör 120-150 gr'lık retraksiyon kuvveti uygulaması için yaklaşık 2 mm aktive edilerek retraktörlerin uygulanması işlemi tamamlandı (Resim 7, 8).

Randevular 4 hafta olacak şekilde ayarlanmış ve her randevuda retraktörler 120-150 gr kuvveti sağlayacak şekilde yeniden aktive edildi. Retraksiyon işlemine kaninler Sınıf I ilişkiye gelene kadar devam edildi (Resim 9, 10).



Resim 7. Direkt iskeletsel ankraj sistemi, **A:** Reverse closing loop (RCL), **B:** Ladanyi spring (LS). (Direkt iskeletsel ankraj grubunda molar bandları referans tellerini yerleştirmek amacıyla uygulanmıştır.)



Resim 8. İndirekt iskeletsel ankraj sistemi, **A:** Ladanyi spring (LS), **B:** Reverse closing loop (RCL).

5.3. Kayıtların Değerlendirilmesi

5.3.1. Sefalometrik Kayıtların Değerlendirilmesi

Tüm sefalometrik kayıtlar fakültemiz Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan röntgen cihazı (Kodak 9000 C, Carestream Health, Rochester, NY, USA) ile elde edildi. Kanin retraksiyonu öncesi ve sonrasında rehber teller hasta ağızına yerleştirilerek standart lateral sefalometrik radyografiler alındı (Resim 11, 12). Tüm lateral sefalometrik radyografiler, bireyin yumuşak doku Frankfurt horizontal düzlemi yere paralel olacak şekilde, çeneler sentrik oklüzasyonda ve dudaklar istirahat pozisyonunda olacak şekilde elde edildi.

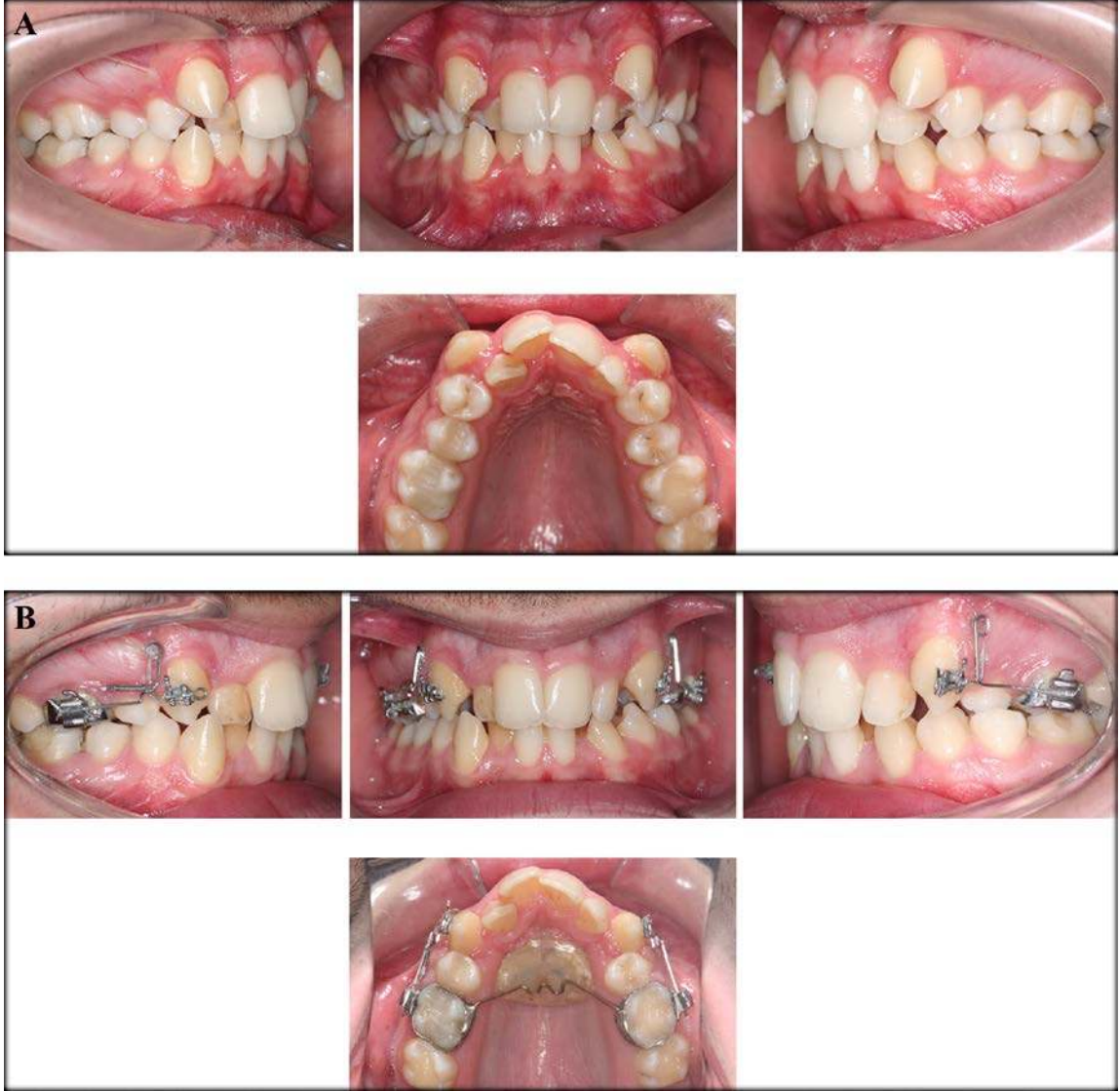
Kanin retraksiyonu öncesi ve sonrasında, 36 hastadan elde edilen 72 adet dijital lateral sefalometrik radyografi üzerinde, kanin distalizasyonu süresince meydana gelen değişiklikler FACAD (Ilexis AB, Sweden) sefalometrik çizim programı kullanılarak değerlendirildi.

Lateral sefalometrik radyografilerin iskeletsel olarak değerlendirilmesinde kullanılan noktalar (şekil 10) şunlardır:

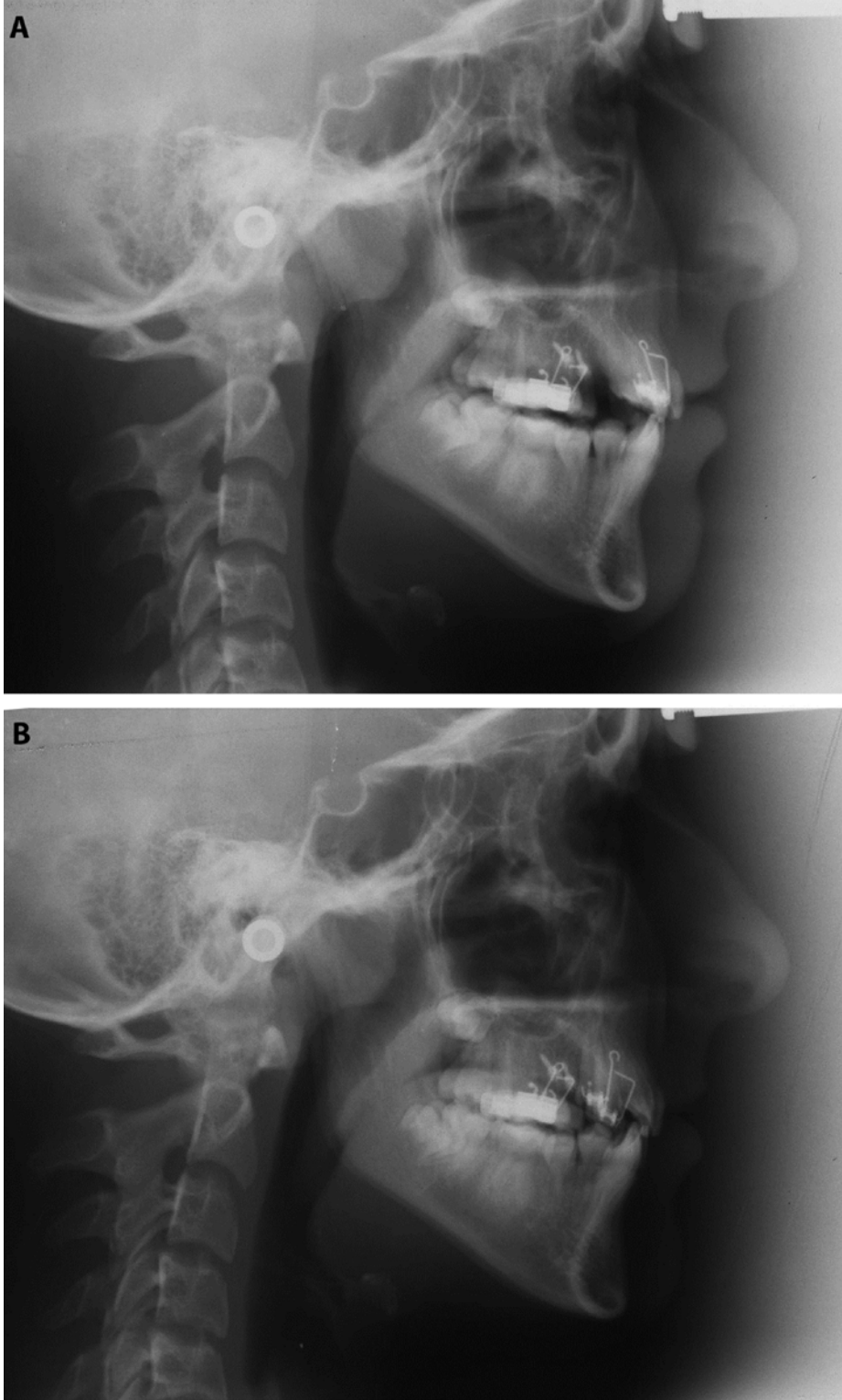
1. Sella (S): Sella Tursika'nın orta noktasıdır.
2. Nasion (N): Frontonazal suturen ortaoksal düzlemle kesiştiği orta noktadır.



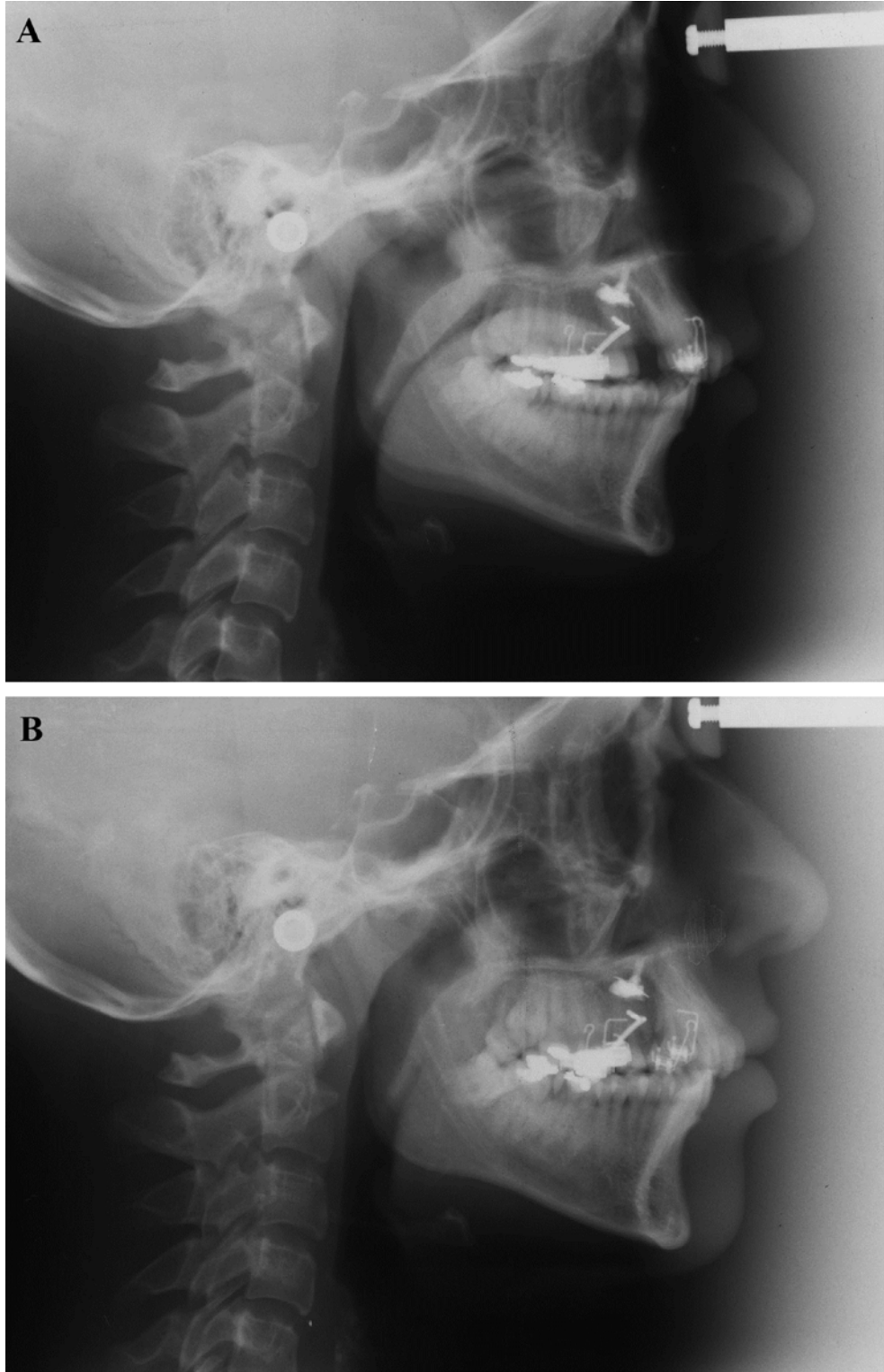
Resim 9. Direkt iskeletsel ankraj grubuna dahil hastaya ait fotoğraflar, **A:** Kanin retraksiyon başlangıcı, **B:** Kanin retraksiyon bitimi.



Resim 10. İndirekt iskeletsel ankraj grubuna dahil hastaya ait fotoğraflar, **A:** Kanin retraksiyon başlangıcı, **B:** Kanin retraksiyon bitimi.



Resim 11. A: Direkt iskeletsel ankraj grubuna ait hastadan alınmış kanin retraksiyonu başlangıç sefalometrik radyografisi, **B:** Aynı hastanın kanin retraksiyonu bitim sefalometrik radyografisi.



Resim 12. A: İndirekt iskeletsel ankraj grubuna ait hastadan alınmış kanin retraksiyonu başlangıç sefalometrik radyografisi, **B:** Aynı hastanın kanin retraksiyonu bitim sefalometrik radyografisi.

3. A noktası: Spina nasalis anterior ve Prosthion arasında kalan alveolar yapının orta konturu üzerindeki en derin noktadır.

4. B noktası: İnfradental ve Pogonion arasında kalan alveolar kontur üzerindeki en derin noktadır.

5. Pterygoid nokta (Ptm): Pterygomaksiller fissurun ön ve arka kenarının alt birleşme noktasıdır.

6. Spina Nasalis Anterior (ANS): Ön nazal açıklığın alt sınırı hizasında üst çenenin orta, sivri kemik parçasıdır.

7. Spina Nasalis Posterior (PNS): Sert damağın en arka uç noktasıdır.

8. Menton (Me): Alt çene sinfizinin dış sınırı üzerindeki en alt noktadır.

Araştırma başlangıcında ve sonunda alınan lateral sefalometrik radyografilerin iskeletsel açıdan değerlendirilmesinde kullanılan doğrular (Şekil 18) şunlardır:

9. Sella-Nasion dogrusu (SN): Sella ve nasion noktaları arasında çizilen doğrudur.

10. Maksiller düzlem (MaxD): ANS ve PNS noktaları arasında çizilen doğrudur.

11. Mandibular düzlem (ManD): Menton noktasından ve mandibulanın alt arka kenarına teğet geçen doğrudur.

12. Nasion-A dogrusu (NA): Nasion ve A noktaları arasında çizilen doğrudur.

13. Nasion-B dogrusu (NB): Nasion ve B noktaları arasında çizilen doğrudur.

14. Wits: A ve B noktalarından oklüzyon düzlemine indirilen dikmelerin arasındaki mesafedir.

15. Maksiller vertikal düzlem (MaxVD): ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzleme Ptm noktasından çizilen dik düzlemdir.

Retraksiyon esnasında meydana gelen dental değişimleri saptamak için üst çenede yerel çakıştırmalar yapıldı. Yerel çakıştırmalar ANS-PNS doğrusu üzerinde PNS noktası üzerinde yapıldı. Meydana gelen değişimler için yatay referans düzlemi olarak ANS-PNS noktalarının oluşturduğu MaxD, dikey referans düzlemi olarak da Ptm noktasından MaxD'e indirilen dik doğrunun oluşturduğu düzlem olan MaxVD kullanıldı.

Retraksiyon işlemi süresince meydana gelen değişimlerin ölçümü, önceden tanımladığımız bu sefalometrik noktaların dikey, yatay ve açısal hareketleri aşağıda belirtilen ölçümlerin yapılması ile sağlanmıştır.

Retraksiyon başı ve sonu arasında meydana gelen iskeletsel değişimlerin ölçümünde belirlenmesinde aşağıdaki ölçümler (Şekil 11) kullanılmıştır:

16. SNA: Üst çene ön sınırının ön kraniyal kaideye göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açıdır.

17. SNB: Alt çene ön sınırının ön kraniyal kaideye göre ön-arka yöndeki konumunu belirleyen açıdır.

18. ANB: Üst çene ön sınırı ile alt çene ön sınırının ön-arka yöndeki ilişkisini belirleyen açıdır.

19. SN / ManD: Sella-Nasion düzlemi ile Menton noktası ve mandibulanın alt arka kenarına teğet olarak geçen mandibular düzlem arasındaki açıdır.

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

21. SN / MaxD: Sella-Nasion düzlemi ile ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzlem arasındaki açıdır.

22. Wits: A ve B noktalarından oklüzal düzleme indirilen dikmeler ile düzlem üzerinde tespit edilen noktalar arasındaki mesafedir.

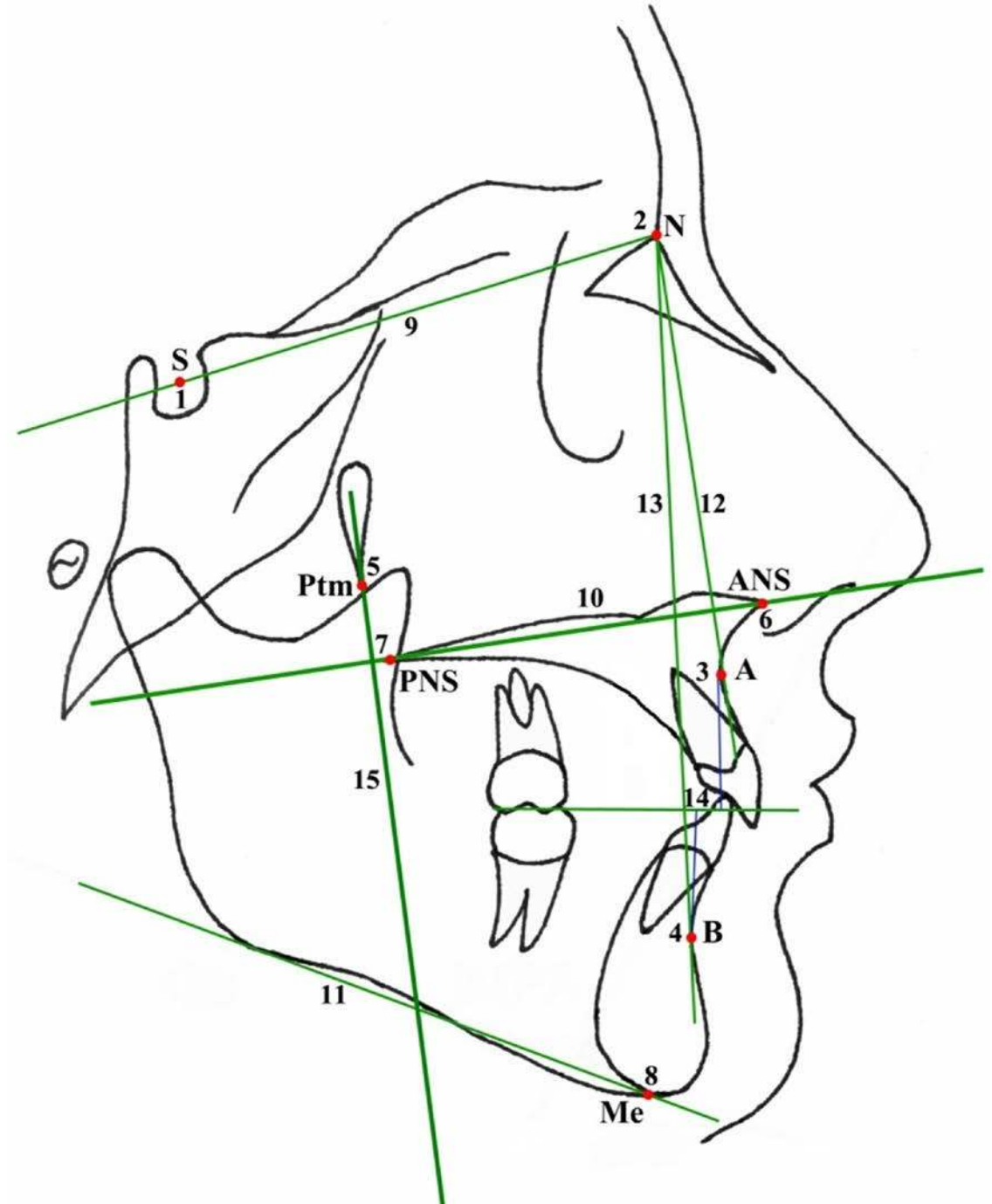
Üst çenede yapılan keser, kanin ve molarlara ilişkin dişsel ölçümler (Şekil 12) şunlardır:

23. MaxD / U1e: Üst en ileri santral kesici dişin uzun eksenini ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.

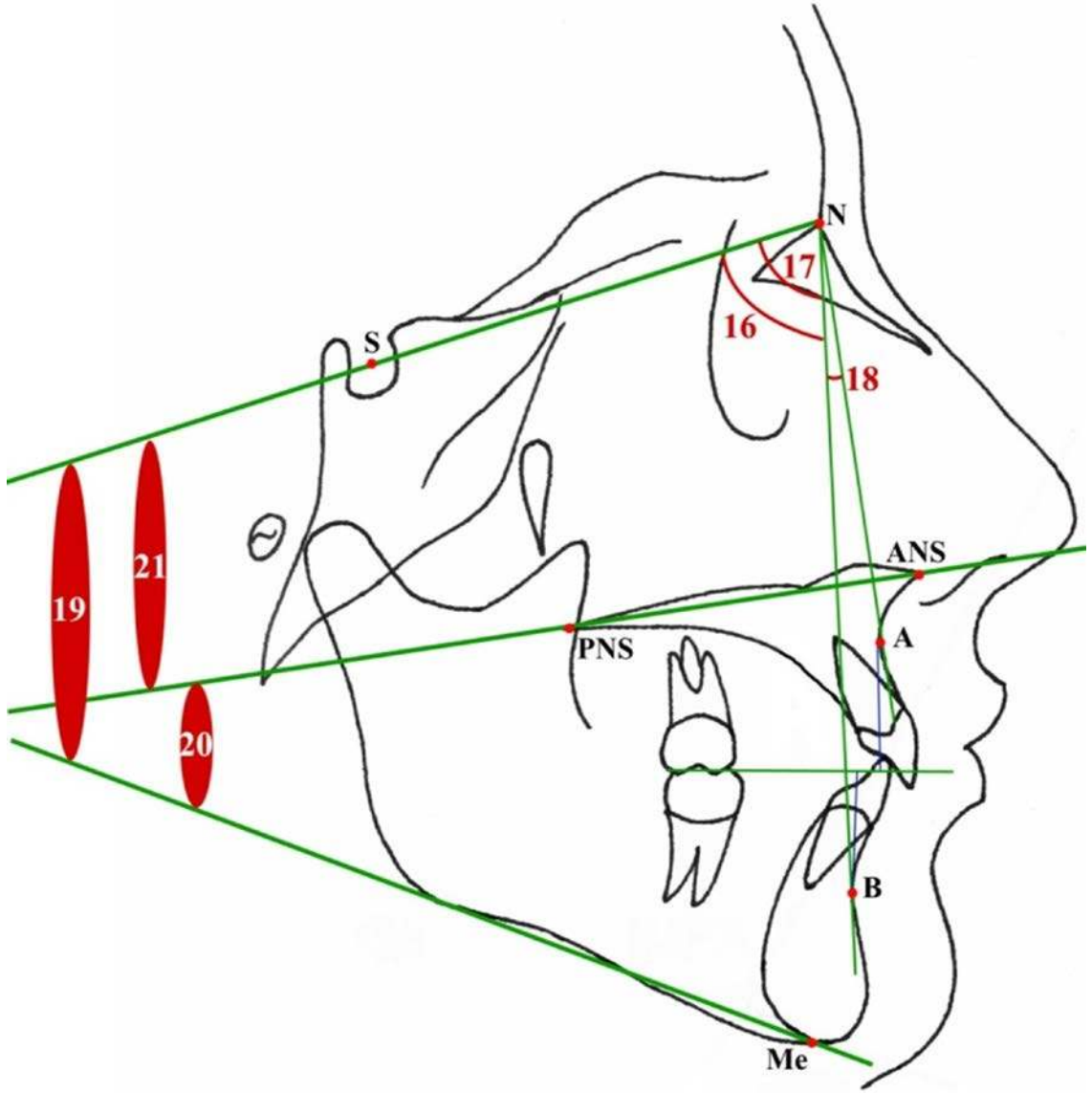
24. MaxD-U1(mm): Üst en ileri santral kesici dişin kesici kenarının maksiller düzleme olan dik uzaklığıdır.

25. MaxVD-U1(mm): Üst en ileri santral kesici dişin kesici kenarının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.

26. MaxD / U3e: Üst kanin dişinin rehber çubunun vertikal uzun eksenini ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.



Şekil 10. Lateral sefalometrik radyografiler üzerinde yapılan iskeletsel ölçümlerde kullanılan noktalar ve doğrular.



Şekil 11. Çalışmada kullanılan iskeletsel ölçümler.

27. MaxD-U3(mm): Üst kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının maksiller düzleme olan dik uzaklığıdır.

28. MaxVD-U3(mm): Üst kanin dişinin rehber çubuğu ile braketin kesişme noktasının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.

29. MaxD / U6e: Üst birinci molar dişinin rehber çubunun vertikal uzun eksenine ile maksiller düzlem arasındaki açıdır.

30. MaxD-U6 (mm): Üst birinci molar dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının maksiller düzleme olan dik uzaklığıdır.

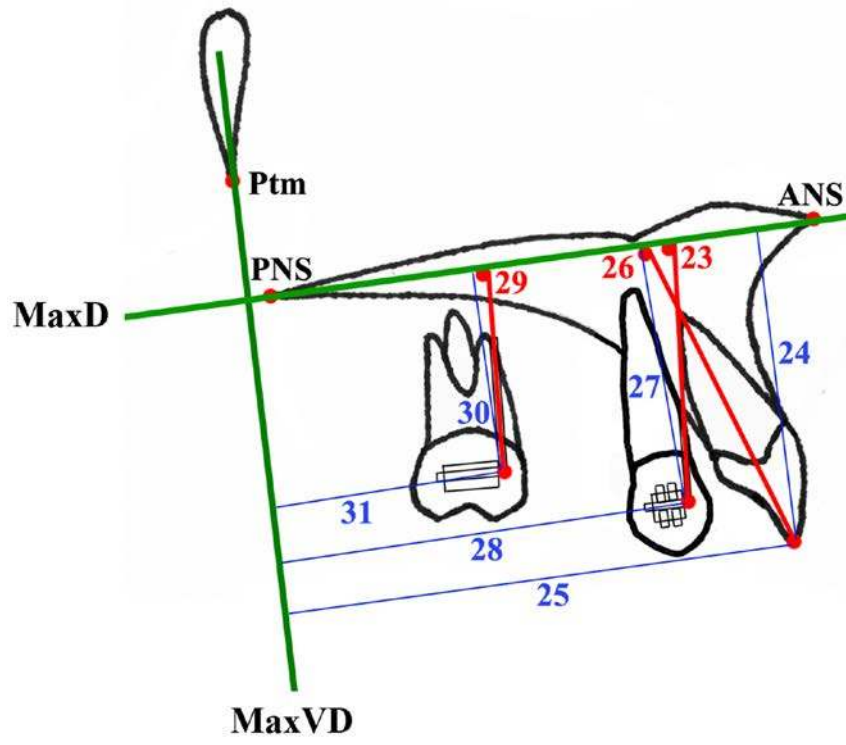
31. MaxVD-U6 (mm): Üst birinci molar dişinin rehber çubuğu ile bukkal tüpün kesişme noktasının maksiller vertikal düzleme olan dik uzaklığıdır.

5.3.2. Model Ölçümleri

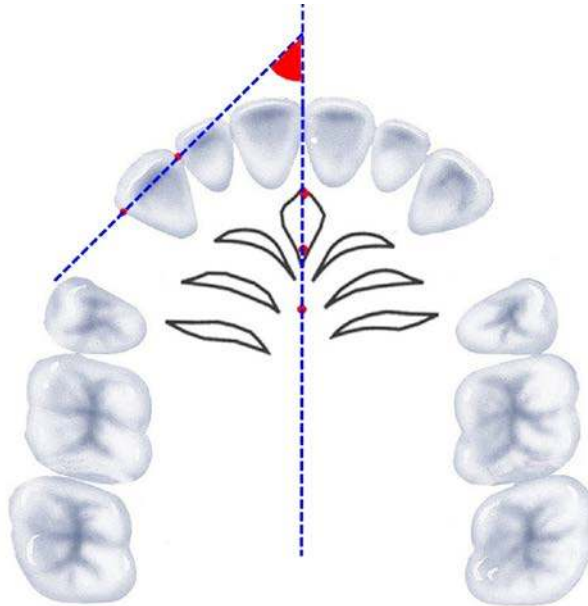
Hastalardan elde edilen retraksiyon öncesi ve sonrası alçı modelleri üzerinde kanin dişlerin mezial ve distal kontakt noktaları işaretlenmiş ve tarayıcı yardımı (EPSON Perfection V700, USA) ile dijital ortama aktarılmıştır. Dijital resimler sefalometrik çizim programına aktarılarak kaninlerin retraksiyon başlangıç ve bitim esnasındaki rotasyon dereceleri hesaplanmıştır (Şekil 13).

5.3.3. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi için SPSS 15.0 programı kullanıldı. Analiz için tanımlayıcı istatistiklerin yanında T1 ve T2 zamanlarındaki verilerin normallik testi (Kolmogorov-Smirnov) yapıldı. Grup içi ve gruplar arası değişimlerin karşılaştırılmasında eşleştirilmiş t testi ve bağımsız örneklem t testi yapıldı.



Şekil 12. Üst çenede yapılan dişsel ölçümler.



Şekil 13. Modelde kaninin rotasyonunu belirlemek için yapılan ölçüm

6. BULGULAR

Bu bölümde kanin retraksiyonu öncesi ve sonrasında alınan lateral sefalometrik filmler ve ortodontik modellerden elde edilen verilere ait istatistiksel analiz sonuçları tablolar ile birlikte sunulmaktadır.

6.1. Ölçüm Hatasının Değerlendirilmesi

Ölçüm hatasını değerlendirmek için 15 adet retraksiyon öncesi ve 15 adet de retraksiyon sonrası sefalometrik radyografi ve ortodontik model rastgele seçildi ve ilk ölçümlerden 3 hafta sonra tüm ölçümler tekrarlandı. Ölçüm hatalarını değerlendirmek amacıyla elde edilen ilk ölçümlerle ikinci ölçümler arasındaki ilinti katsayıları hesaplandı ve sonuçlar Tablo 2 ve 3'te gösterildi.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre birinci ve ikinci ölçümler arasında yüksek seviyede ilinti saptandı. Hesaplanan en düşük ilinti katsayısının ($r=0.967$) ortodontik modeller üzerinde ölçülen kanin rotasyonu ölçümüne ait olduğu belirlendi.

Tablo 2. İskeletsel sefalometrik ölçümler ve model ölçümlerinde ölçüm hatasının değerlendirilmesi sonucu bulunan ilinti katsayıları (r)

Ölçüm	Retraksiyon Öncesi (r)	Retraksiyon Sonrası (r)
SNA (°)	0.996	0.998
SNB (°)	0.999	0.996
ANB (°)	0.989	0.982
SN/MAND (°)	0.999	0.999
MAXD/MAND (°)	0.999	0.999
SN/MAXD (°)	0.999	0.998
WITS (mm)	0.999	0.998
MaxD-U1e (°)	0.999	1.000
MaxD-U1 (mm)	0.999	0.998
MaxVD-U1 (mm)	1.000	0.999
Kanin Rotasyonu	0.967	0.981

Tablo 3. Dişsel sefalometrik ölçümlerde ölçüm hatasının değerlendirilmesi sonucu bulunan ilinti katsayıları (r)

Ölçüm	Retraksiyon Öncesi (r)		Retraksiyon Sonrası (r)	
	RCL	LS	RCL	LS
MaxD/U3e (°)	0.998	0.994	0.995	0.995
MaxD-U3 (mm)	0.997	0.997	0.995	0.992
MaxVD-U3 (mm)	0.998	0.996	0.997	0.997
MaxD/U6e (°)	0.999	1.000	0.999	0.999
MaxD-U6 (mm)	0.993	0.993	0.992	0.996
MaxVD-U6 (mm)	0.998	0.997	0.995	0.998

6.2. İskeletsel Yapıda ve Keser Dişlerde İzlenen Değişimler

Direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen sefalometrik değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları Tablo 4'te gösterilmiştir. İskeletsel ölçümlerde istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı değişim gözlenmezken, üst kesici dişin maksiller düzlemle yaptığı açı (MaxD-U1e) ve maksiller vertikal düzleme olan uzaklığını (MaxVD-U1) gösteren parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı azalma saptandı ($p \leq 0.01$ ve $p \leq 0.001$).

İndirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları Tablo 5'te gösterilmiştir. İskeletsel ölçümlerden sadece SN/MaxD ölçümünde ($p \leq 0.05$) anlamlı bir farklılık görülürken üst kesici dişin maksiller düzlemle yaptığı açı (MaxD-U1e) ve maksiller vertikal düzleme olan uzaklığını (MaxVD-U1) gösteren parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı azalma saptandı ($p \leq 0.01$).

Kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular Tablo 6'da gösterilmiş olup iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

6.3. Lateral Sefalometrik Filmler Üzerinde Ölçülen Kanin ve Molar Dişlere İlişkin Bulgular

Direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular Tablo 7’de gösterilmiştir. RCL ve LS gruplarında, kanin dişin maksiller düzlem ile yaptığı açı (MaxD/U3e) ve maksiller vertikal düzleme uzaklığını (MaxVD-U3) gösteren parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı azalma ($p \leq 0.001$) gözlenirken LS grubunda üst kanin dişin maksiller düzleme olan uzaklığını (MaxD-U3) gösteren parametrede de istatistiksel olarak anlamlı azalma ($p \leq 0.01$) saptandı.

İndirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular Tablo 8’de gösterilmiştir. RCL ve LS gruplarında, kanin dişin maksiller düzlem ile yaptığı açı (MaxD/U3e) ve maksiller vertikal düzleme uzaklığını (MaxVD-U3) gösteren parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlemlendi ($p \leq 0.001$).

Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında, RCL ve LS ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular Tablo 9’da gösterilmiş ve parametrelere ait ortalama farkların karşılaştırılmasında retraktörler arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı farklılık bulunamamıştır.

RCL ve LS retraktör gruplarında, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemi ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular Tablo 10’da gösterilmiştir. Hem RCL hem de LS retraktör gruplarında sadece kanin dişin maksiller düzleme uzaklığını gösteren parametrede (MaxD-U3) ankraj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı ($p \leq 0.05$ ve $p \leq 0.001$).

6.4. Model Üzerinde Yapılan Ölçümler

Model ölçümlerinden elde edilen kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikler ve önem kontrollerine ilişkin bulgular Tablo 11’de gösterilmiştir. Hem direkt hem de indirekt iskeletsel ankraj gruplarında her iki retraktörün de kanin dişlerinde istatistiksel olarak anlamlı distopalatal rotasyona neden olduğu gözlemlendi ($p \leq 0.001$).

Retraksiyon öncesi ve sonrasında kanin rotasyonunu gösteren parametrede meydana gelen değişimlere ait ortalama farkların istatistiksel olarak karşılaştırılmasına ilişkin bulgular Tablo 12 ve 13’te gösterilmiş olup hem ankraj grupları hem de retraktör grupları arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı farklılık gözlenmedi.

6.5. Retraksiyon Hızlarına ve Toplam Diş Hareketlerine İlişkin Ölçümler

Kaninlerde meydana getirdiği toplam diş hareketi ve retraksiyon hızlarının tanımlayıcı istatistikleri ve önem kontrollerine ait bulgular Tablo 14 ve 15’te gösterilmiştir.

Direkt iskeletsel ankraj grubunda toplam kanin diş hareketi miktarı RCL ile ortalama 7.62 mm, LS ile ortalama 7.56 mm olarak hesaplanırken indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile ortalama 7.25 mm, LS ile ortalama 6.94 mm olarak hesaplandı.

Direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyon hızı RCL ile ortalama 1.57 mm, LS ile ortalama 1.80 mm olarak hesaplanırken indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile ortalama 1.45 mm, LS ile ortalama 1.42 mm olarak hesaplandı.

Tablo 14 ve 15’te gösterilen toplam kanin diş hareket miktarı ve retraksiyon hızlarının karşılaştırılmasında hem retraktörler hem de ankraj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı.

6.6. Gruplara Göre Yaş Dağılımı ve Toplam Tedavi Sürelerine İlişkin Ölçümler

Gruplara ait toplam retraksiyon sürelerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Tablo 16 ve 17’de gösterilmiştir.

Direkt iskeletsel ankraj grubunda retraksiyon süresi RCL için ortalama 4.06 ay, LS için ortalama 4.13 ay olarak hesaplanırken indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL için ortalama 4.02 ay, LS için ortalama 3.97 ay olarak hesaplandı.

Tablo 16 ve 17’de gösterilen toplam retraksiyon sürelerinin karşılaştırılmasında hem reraktörler hem de ankraj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı.

Tablo 4. Direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dışlarda meydana gelen değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları

Değişkenler	n	Retraksiyon Öncesi					Retraksiyon Sonrası					P
		Ort	Ss	Sh	Min	Maks	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	
SNA (°)	18	79.46	4.03	0.95	73.90	88.20	79.55	4.22	1.00	73.90	88.50	0.423 ^{NS}
SNB (°)	18	76.07	4.37	1.03	70.90	89.60	75.96	4.29	1.01	71.90	89.90	0.546 ^{NS}
ANB (°)	18	3.44	2.56	0.60	-1.40	8.60	3.59	2.83	0.67	-1.40	9.00	0.432 ^{NS}
SN/MAND (°)	18	36.56	5.54	1.31	24.90	43.90	36.55	5.32	1.25	25.00	44.20	0.981 ^{NS}
MAXD/MAND (°)	18	28.67	4.61	1.09	22.10	38.00	28.72	4.50	1.06	21.90	37.40	0.829 ^{NS}
SN/MAXD (°)	18	7.88	2.92	0.69	2.90	15.00	7.89	2.92	0.69	3.10	14.90	0.855 ^{NS}
WITS (mm)	18	3.11	3.49	0.82	-4.80	8.00	3.12	3.93	0.93	-5.40	10.80	0.969 ^{NS}
MaxD-U1e (°)	18	115.90	9.59	2.26	99.70	133.30	113.60	9.80	2.31	99.70	132.00	0.001 ^{***}
MaxD-U1 (mm)	18	28.02	2.36	0.56	25.00	33.30	27.97	2.36	0.56	24.40	33.20	0.705 ^{NS}
MaxVD-U1 (mm)	18	51.32	5.68	1.34	39.30	61.60	50.51	5.14	1.21	39.70	60.90	0.008 ^{**}

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 5. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değişikliklere ait tanımlayıcı istatistikler ve yapılan grup içi karşılaştırma sonuçları

Değişkenler	n	Retraksiyon Öncesi					Retraksiyon Sonrası					P
		Ort	Ss	Sh	Min	Maks	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	
SNA (°)	18	80.66	2.50	0.61	76.80	86.10	80.64	2.67	0.65	76.90	87.20	0.829 ^{NS}
SNB (°)	18	76.03	2.22	0.54	71.90	80.10	75.81	1.94	0.47	72.50	79.20	0.093 ^{NS}
ANB (°)	18	4.65	1.79	0.43	1.10	7.20	4.83	1.75	0.43	2.40	8.00	0.102 ^{NS}
SN/MAND (°)	18	35.28	3.54	0.86	27.90	42.90	35.44	3.61	0.88	27.70	42.80	0.376 ^{NS}
MAXD/MAND (°)	18	27.75	4.60	1.12	20.80	38.40	27.81	4.97	1.21	20.50	39.10	0.768 ^{NS}
SN/MAXD (°)	18	7.54	3.95	0.96	-0.30	14.50	7.63	3.91	0.95	0.10	14.50	0.035*
WITS (mm)	18	5.45	3.30	0.80	1.80	14.50	5.06	2.35	0.57	1.80	10.40	0.466 ^{NS}
MaxD-U1e (°)	18	111.28	8.44	2.05	96.30	121.40	109.59	7.77	1.88	98.90	120.30	0.009**
MaxD-U1 (mm)	18	28.76	3.29	0.80	24.80	39.10	28.65	3.50	0.85	24.10	39.10	0.531 ^{NS}
MaxVD-U1 (mm)	18	51.16	5.32	1.29	43.50	64.10	50.49	5.12	1.24	44.00	63.80	0.009**

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 6. Kanin retraksiyonu öncesi ve sonrası direkt ve indirekt iskeletsel ankrāj gruplarında iskeletsel yapıda ve keser dişlerde meydana gelen değışimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular

	Direkt					İndirekt					P
	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	
SNA (°)	0.09	0.49	0.12	-0.80	1.40	-0.02	0.44	0.11	-0.90	1.10	0.460 ^{NS}
SNB (°)	-0.12	0.80	0.19	-1.80	1.80	-0.22	0.50	0.12	-1.40	0.60	0.661 ^{NS}
ANB (°)	0.16	0.82	0.19	-1.70	1.90	0.18	0.43	0.11	-0.50	1.30	0.905 ^{NS}
SN/MAND (°)	-0.01	0.97	0.23	-2.40	1.60	0.15	0.69	0.17	-1.00	1.50	0.584 ^{NS}
MAXD/MAND (°)	0.06	1.07	0.25	-2.50	1.60	0.05	0.73	0.18	-1.10	1.50	0.993 ^{NS}
SN/MAXD (°)	0.01	0.25	0.06	-0.40	0.60	0.09	0.16	0.04	-0.10	0.40	0.292 ^{NS}
WITS (mm)	0.01	1.20	0.28	-1.60	2.80	-0.39	2.14	0.52	-8.00	1.70	0.498 ^{NS}
MaxD-U1e (°)	-2.30	2.32	0.55	-6.60	1.90	-1.69	2.36	0.57	-5.90	3.20	0.445 ^{NS}
MaxD-U1 (mm)	-0.04	0.49	0.12	-0.60	1.50	-0.11	0.68	0.17	-1.20	1.60	0.761 ^{NS}
MaxVD-U1 (mm)	-0.82	1.15	0.27	-3.60	0.60	-0.68	0.94	0.23	-2.70	0.50	0.697 ^{NS}

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 7. RCL ve LS uygulanması ile direkt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular

	Retraksiyon Öncesi						Retraksiyon Sonrası						
	n	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P	
RCL	MaxD/U3e (°)	18	90.19	9.33	2.20	76.30	103.90	73.37	8.39	1.98	60.80	88.90	0.000***
	MaxD-U3 (mm)	18	21.12	3.28	0.77	15.00	28.30	20.40	3.06	0.72	13.80	26.30	0.078
	MaxVD-U3 (mm)	18	46.30	3.67	0.86	40.10	53.30	39.79	4.38	1.03	31.30	46.20	0.000***
	MaxD/U6e (°)	18	80.06	9.06	2.13	58.40	92.70	80.64	8.73	2.06	62.00	92.40	0.534
	MaxD-U6 (mm)	18	20.85	2.59	0.61	16.90	24.80	20.51	3.05	0.72	14.80	24.90	0.273
	MaxVD-U6 (mm)	18	24.18	3.18	0.75	17.20	29.40	25.38	3.61	0.85	19.50	30.50	0.055
LS	MaxD/U3e (°)	18	84.28	7.75	1.83	74.90	103.20	68.04	9.00	2.12	56.70	89.60	0.000***
	MaxD-U3 (mm)	18	22.50	3.14	0.74	14.40	27.40	20.96	2.51	0.59	15.50	25.00	0.002**
	MaxVD-U3 (mm)	18	46.61	4.97	1.17	36.10	52.60	38.84	3.77	0.89	31.90	43.40	0.000***
	MaxD/U6e (°)	18	78.14	10.91	2.57	55.80	98.00	78.54	11.63	2.74	57.30	102.70	0.577
	MaxD-U6 (mm)	18	20.84	3.06	0.72	14.20	25.50	20.27	2.61	0.62	15.10	25.50	0.100
	MaxVD-U6 (mm)	18	24.29	4.17	0.98	17.20	29.90	24.32	3.23	0.76	17.60	28.50	0.967

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 8. RCL ve LS uygulanması ile indirekt iskeletsel ankraj grubunda kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişikliklerin retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikleri ve ortalama farklarının önem kontrolüne ilişkin bulgular

	Retraksiyon Öncesi						Retraksiyon Sonrası						
	n	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P	
RCL	MaxD/U3e (°)	18	82.78	8.86	2.15	61.90	98.10	67.12	9.18	2.23	48.00	81.40	0.000***
	MaxD-U3 (mm)	18	23.04	3.60	0.87	16.50	29.30	23.44	3.57	0.87	18.00	31.20	0.318 ^{NS}
	MaxVD-U3 (mm)	18	47.08	5.73	1.39	37.30	62.90	40.88	5.52	1.34	33.90	58.70	0.000***
	MaxD/U6e (°)	18	77.47	6.54	1.58	67.10	86.20	77.84	6.44	1.56	68.70	87.10	0.145 ^{NS}
	MaxD-U6 (mm)	18	21.40	2.50	0.61	17.20	28.90	21.02	2.94	0.71	16.00	29.40	0.089 ^{NS}
	MaxVD-U6 (mm)	18	21.08	4.77	1.16	14.00	33.40	22.09	3.87	0.94	17.40	33.40	0.162 ^{NS}
LS	MaxD/U3e (°)	18	84.49	8.62	2.09	67.30	106.20	68.59	10.23	2.48	48.20	85.80	0.000***
	MaxD-U3 (mm)	18	22.40	4.18	1.01	13.00	30.30	23.27	3.26	0.79	15.40	30.50	0.103 ^{NS}
	MaxVD-U3 (mm)	18	46.36	5.05	1.22	41.30	57.80	40.33	5.62	1.36	31.80	55.60	0.000***
	MaxD/U6e (°)	18	77.64	7.76	1.88	58.20	89.20	77.83	6.50	1.58	63.50	86.20	0.837 ^{NS}
	MaxD-U6 (mm)	18	21.44	2.77	0.67	17.30	28.50	21.39	2.77	0.67	16.50	28.90	0.847 ^{NS}
	MaxVD-U6 (mm)	18	21.15	4.28	1.04	16.40	29.60	22.05	4.13	1.00	16.30	31.00	0.117 ^{NS}

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 9. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında, RCL ve LS ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular

Ölçümler	Gruplar	n	Direkt				İndirekt			
			Ort	Ss	Sh	P	Ort	Ss	Sh	P
MaxD/U3e (°)	RCL	18	-16.82	9.19	2.17	0.818 ^{NS}	-15.66	6.34	1.54	0.906 ^{NS}
	LS	18	-16.24	4.97	1.17		-15.90	5.12	1.24	
MaxD-U3 (mm)	RCL	18	-0.72	1.62	0.38	0.154 ^{NS}	0.41	1.62	0.39	0.473 ^{NS}
	LS	18	-1.54	1.78	0.42		0.87	2.08	0.50	
MaxVD-U3 (mm)	RCL	18	-6.51	2.36	0.56	0.161 ^{NS}	-6.20	2.91	0.71	0.868 ^{NS}
	LS	18	-7.77	2.89	0.68		-6.04	2.74	0.66	
MaxD/U6e (°)	RCL	18	0.59	3.93	0.93	0.872 ^{NS}	0.37	0.98	0.24	0.860 ^{NS}
	LS	18	0.40	2.98	0.70		0.19	3.84	0.93	
MaxD-U6 (mm)	RCL	18	-0.34	1.27	0.30	0.596 ^{NS}	-0.38	0.87	0.21	0.344 ^{NS}
	LS	18	-0.58	1.41	0.33		-0.05	1.11	0.27	
MaxVD-U6 (mm)	RCL	18	1.21	2.48	0.58	0.145 ^{NS}	1.01	2.83	0.69	0.910 ^{NS}
	LS	18	0.02	2.28	0.54		0.91	2.25	0.55	

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 10. RCL ve LS retraktör gruplarında, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemi ile kanin ve molar dişlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farklar ve bu farkların önem kontrolüne ilişkin bulgular

Ölçümler	Gruplar	n	RCL				LS			
			Ort	Ss	Sh	P	Ort	Ss	Sh	P
MaxD/U3e (°)	Direkt	18	-16.82	9.19	2.17	0.671 ^{NS}	-16.24	4.97	1.17	0.841 ^{NS}
	İndirekt	18	-15.66	6.34	1.54		-15.90	5.12	1.24	
MaxD-U3 (mm)	Direkt	18	-0.72	1.62	0.38	0.049 [*]	-1.54	1.78	0.42	0.001 ^{***}
	İndirekt	18	0.41	1.62	0.39		0.87	2.08	0.50	
MaxVD-U3 (mm)	Direkt	18	-6.51	2.36	0.56	0.728 ^{NS}	-7.77	2.89	0.68	0.077 ^{NS}
	İndirekt	18	-6.20	2.91	0.71		-6.04	2.74	0.66	
MaxD/U6e (°)	Direkt	18	0.59	3.93	0.93	0.821 ^{NS}	0.40	2.98	0.70	0.860 ^{NS}
	İndirekt	18	0.37	0.98	0.24		0.19	3.84	0.93	
MaxD-U6 (mm)	Direkt	18	-0.34	1.27	0.30	0.907 ^{NS}	-0.58	1.41	0.33	0.231 ^{NS}
	İndirekt	18	-0.38	0.87	0.21		-0.05	1.11	0.27	
MaxVD-U6 (mm)	Direkt	18	1.21	2.48	0.58	0.825 ^{NS}	0.02	2.28	0.54	0.257 ^{NS}
	İndirekt	18	1.01	2.83	0.69		0.91	2.25	0.55	

NS istatistiksel olarak önemsiz

* p≤0.05

** p≤0.01

*** p≤0.001

Tablo 11. Model ölçümlerinden elde edilen kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait retraksiyon öncesi ve sonrası tanımlayıcı istatistikler ve önem kontrollerine ilişkin bulgular

		RCL						LS					
T	n	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P
Direkt	T1	18	39.98	9.05	2.13	23.80	53.90	37.42	9.44	2.22	21.10	51.10	0.000 ***
	T2	18	6.43	12.70	2.99	-11.90	29.10	3.71	13.64	3.21	-17.70	34.30	0.000 ***
İndirekt	T1	18	37.42	5.80	1.37	29.40	48.70	35.52	12.39	2.92	12.70	54.50	0.000 ***
	T2	18	9.77	11.56	2.73	-11.00	32.80	7.33	16.19	3.82	-15.20	37.70	0.000 ***

NS istatistiksel olarak

önemsiz

* $p \leq 0.05$

** $p \leq 0.01$

*** $p \leq 0.001$

Tablo 12. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj gruplarında, RCL ve LS ile model ölçümünde kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait farklar ve bu farkların önem kontrollerine ait bulgular

Direkt										İndirekt									
	n	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P						
RCL	18	-33.55	9.66	2.28	-49.70	-15.70	0.959 ^{NS}	-27.66	9.60	2.26	-44.90	-6.50	0.882 ^{NS}						
LS	18	-33.72	9.78	2.30	-51.70	-14.10		-28.19	11.69	2.75	-50.30	-4.00							
NS istatistiksel olarak önemsiz																			
* p≤0.05																			
** p≤0.01																			
*** p≤0.001																			

Tablo 13. RCL ve LS gruplarında, direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemleri ile model ölçümünde kanin dişlerinde meydana gelen rotasyonlara ait farklar ve bu farkların önem kontrollerine ait bulgular

RCL										LS									
	n	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P	Ort	Ss	Sh	Min	Maks	P						
Direkt	18	-33.55	9.66	2.28	-49.70	-15.70	0.075 ^{NS}	-33.72	9.78	2.30	-51.70	-14.10	0.133 ^{NS}						
İndirekt	18	-27.66	9.60	2.26	-44.90	-6.50		-28.19	11.69	2.75	-50.30	-4.00							
NS istatistiksel olarak önemsiz																			
* p≤0.05																			
** p≤0.01																			
*** p≤0.001																			

Tablo 14. Ankraj gruplarına göre RCL ve LS'in kaninlerde meydana getirdiği toplam diş hareketi ve retraksiyon hızlarının tanımlayıcı istatistikleri ve önem kontrollerine ait bulgular

	Gruplar		n	Ort	Ss	Sh	P
HIZ	RCL	Direkt	18	1.57	0.53	0.13	0.560 ^{NS}
		İndirekt	18	1.45	0.69	0.17	
	LS	Direkt	18	1.80	0.67	0.16	0.102 ^{NS}
		İndirekt	18	1.42	0.63	0.15	
TOPLAM HAREKET	RCL	Direkt	18	7.62	0.89	0.22	0.447 ^{NS}
		İndirekt	18	7.25	1.74	0.42	
	LS	Direkt	18	7.56	1.10	0.27	0.204 ^{NS}
		İndirekt	18	6.94	1.84	0.45	

NS istatistiksel olarak önemsiz

* $p \leq 0.05$

** $p \leq 0.01$

*** $p \leq 0.001$

Tablo 15. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj tekniğinin retraktör spring gruplarına göre kaninlerde meydana getirdiği toplam diş hareketi ve retraksiyon hızlarına ait tanımlayıcı istatistikler ve önem kontrollerine ait bulgular

	Gruplar		n	Ort	Ss	Sh	P
HIZ	Direkt	RCL	18	1.57	0.53	0.13	0.284 ^{NS}
		LS	18	1.80	0.67	0.16	
	İndirekt	RCL	18	1.45	0.69	0.17	0.914 ^{NS}
		LS	18	1.42	0.63	0.15	
TOPLAM HAREKET	Direkt	RCL	18	7.62	0.89	0.22	1.000 ^{NS}
		LS	18	7.56	1.10	0.27	
	İndirekt	RCL	18	7.25	1.74	0.42	0.615 ^{NS}
		LS	18	6.94	1.84	0.45	

NS istatistiksel olarak önemsiz

* $p \leq 0.05$

** $p \leq 0.01$

*** $p \leq 0.001$

Tablo 16. RCL ve LS grubu için yaş ve tedavi süresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (Ay olarak)

Direkt										İndirekt					
Ölçümler	n	Ort	Sh	Ss	Min	Maks	P	n	Ort	Sh	Ss	Min	Maks	P	
RCL	18	4.06	0.20	0.87	2.90	6.43	0.823 ^{NS}	18	4.02	0.09	0.42	3.43	4.80	0.781 ^{NS}	
LS	18	4.13	0.18	0.79	2.66	6.43		18	3.97	0.11	0.48	3.33	4.93		
YAŞ (Yıl)	18	16.30	0.56	2.37	12.67	21.33		18	17.31	0.53	2.25	13.67	21.92		
NS istatistiksel olarak önemsiz															
* p≤0.05															
** p≤0.01															
*** p≤0.001															

Tablo 17. Direkt ve indirekt ankray grubu için tedavi süresine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (Ay olarak)

RCL										LS					
Ölçümler	n	Ort	Sh	Ss	Min	Maks	P	n	Ort	Sh	Ss	Min	Maks	P	
Direkt	18	4.06	0.20	0.87	2.90	6.43	0.835 ^{NS}	18	4.13	0.18	0.79	2.66	6.43	0.490 ^{NS}	
İndirekt	18	4.02	0.09	0.42	3.43	4.80		18	3.97	0.11	0.48	3.33	4.93		
NS istatistiksel olarak önemsiz															
* p≤0.05															
** p≤0.01															
*** p≤0.001															

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Ortodontide tedavi süresinin kısa olması hem hekim hem de hasta tarafından istenen bir durumdur. Çapraşıklık, hasta profilinin düzeltilmesi, Sınıf II anomalilerin kompanzasyon tedavisi ve keser protrüzyonu gibi durumlarda sıklıkla diş çekimine karar verilmekte ve çekim için genellikle birinci premolar dişler tercih edilmektedir (47,134,135). Çekimden sonraki kanin ve keser retraksiyonu safhasının iyi planlanması ve optimum kanin retraksiyonu sağlayacak yöntemlerin belirlenmesi önem arz etmektedir. Keser retraksiyonu kanin ve kesici dişleri içerecek şekilde en-masse olarak yapılabileceği gibi, özellikle maksimum ankraj olgularında önce kaninleri daha sonra da keserlerin retraksiyonu şeklinde de yapılabilir.

Maksimum ankraj olgularında keserlerin retraksiyonundan önce kaninlerin retraksiyonu, iki aşamalı olan bu tedavinin birinci aşamasını oluşturmaktadır (39,136). Çekimli vakalarda ortodontik tedavinin esas safhalarından biri olan kanin retraksiyonu, sabit aygıtlarla uygulandığında sürtünmeli (ark üzerinde) ve sürtünmesiz (segmental ark ile) olarak iki şekilde yapılabilmektedir (15,17,18,120). Her iki tekniğin de avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Sürtünmesiz sistemde diş hareketi looplarla sağlanmasının yanında, braket ile tel arasında sürtünme kuvveti oluşmadığından kuvvet kaybı da söz konusu değildir. Bu durum kuvvet ve momenti ayarlanabilir hale getirmektedir (19,46). Ancak looplarda standardizasyonun sağlanamaması, hasta başında harcanan zaman, vertikal kontrol kaybı, kanin hareketinin üç boyutta kontrol güçlüğü ve çoğu zaman kaninlerde meydana gelen distopalatal rotasyonlar yöntemin dezavantajlarındandır (48). Sürtünmeli sistemde ise arkın bütünlüğü söz konusudur. Daha kontrollü diş hareketi, hasta başında az zaman gerektirmesi, daha iyi hasta konforu sağlaması sistemin avantajlarındandır (46).

Kullanılan başka bir kanin retraksiyon yöntemi de hızlı kanin retraksiyon yöntemidir. Bu yöntem dental ve dentoalveoler distraksiyon osteogenezis olmak üzere iki yöntemle yapılabilmektedir. Dental distraksiyonda diş periodontal ligament aracılığı ile alveoler distraksiyonda ise diş çevresindeki alveoler kemik ile beraber distrakte edilmektedir. Bu iki yöntemde de distraksiyon işlemini gerçekleştirmek için kesikli kuvvet uygulayan distraktörler kullanılır (25). Kullanılan distraktörlerin hastada konforsuzluk oluşturması, nispeten invaziv bir işlem olması, kullanılan distraktördeki

vida dolayısıyla hasta kooperasyonu gerektirmesi, ağrı, cerrahi işlem sonrasında ödem oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (137).

Kanin dişin retraksiyonu için hangi yöntem seçilirse seçilsin optimal diş hareketini sağlamak için optimal kuvvet uygulamak gereklidir (1,31,32,35,54,55). Optimal kuvvet, destek dokuların vitalitesinin devamlılığı korunarak apozisyon ve rezorbsiyonun meydana geldiği maksimum hücresel yanıtın sağlandığı değer olarak tanımlanmaktadır (35,36).

Kanin retraksiyonu için gerekli optimal kuvvet konusunda görüş birliği bulunmamaktadır. Sleichter (37), 150-200 gr'lık kuvvetlerin çoğu dişin hareketi açısından yeterli olduğunu, 150 gr'ın yeterli olduğu durumlarda kuvvet artırımının gereksiz olduğunu bildirmiştir. Segmental arkla kanin hareketinin sağlandığı çalışmalarda 155-250 gramlık kuvvetlerin gerekli hareketi sağlayabileceği bildirilmiştir (15,18,19,33). Ark teli üzerinde kanin hareketinin sağlandığı vakalarda ise kuvvet büyüklüğü 75-200 gr arasında değişmektedir (15,18,37,120,133).

Diş hareketi, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve sürekliliğinden etkilenecek daha hızlı veya yavaş gerçekleşebilmektedir. Optimal diş hareketi için sürekli ve hafif kuvvetler önerilmektedir (31,32,138). Eğer diş hareketi için ağır kuvvetler kullanılacaksa bu kuvvetin kesikli kuvvet olması gerektiği belirtilmektedir (55).

Kanin retraksiyonunda, kuvvet uygulanması için farklı kuvvet kaynakları kullanılmaktadır. Bu kaynaklar arasında elastikler, zemberekler, laceback uygulamaları ve çeşitli materyallerden yapılan yaylar bulunmaktadır (19,33,39). Gerek materyal özelliklerinden dolayı, gerekse çekim boşluğunun zaman içinde kapanmasından dolayı elastikler çok kısa bir süre içerisinde kuvvet kaybı göstermektedirler (34,55).

Zembereklerle kanin dişini retrakte edilirken, öncelikle aktive edilen zemberek vasıtasıyla aktivasyon bitene kadar kanin dişini distale doğru devrilir. Aktivasyon bittikten sonra da kanin kökünü distale alıcı moment uygulamaya başlar. Burstone (139) yaptığı araştırmada bu durumun zembereğin boyu ile alakalı olarak değişmediğini belirtmiştir. Yine Ricketts'in maksiller kanin retraksiyon zembereğinde de önce kaninin distale devrilmesi, ardından kökün distale doğru alınması söz konusudur. Kanin dişlerinin retraksiyonunda devrilme hareketi için 50-75 gr (35,39), paralel hareket için 100-150 gr kuvvet önerilmektedir (1,37,133).

Çalışmamızda uygulanan LS retraktörü ile 120-150 gr'lık bir retraksiyon kuvveti elde etmek için üretici firma tarafından 2-3 mm'lik aktivasyon aralığı tavsiye edilmektedir. Retraktörlerin uygulanması esnasında klinik ortamda yapılan kuvvet ölçümlerinde LS ile üretici firmanın önerdiğine benzer şekilde kuvvet elde edilirken RCL ile yapılan ölçümlerde 2 mm'lik aktivasyon sonucunda yaklaşık 170 gr kuvvet elde edilmektedir. Bu ölçümler doğrultusunda iki spring arasında benzer retraksiyon kuvvetleri elde edebilmek için retraktörlerin aktivasyonu sırasında, bu ölçümler dikkate alınarak aktivasyon miktarlarında küçük modifikasyonlar yapılmıştır.

7.1. Vakaların Seçimi ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Araştırmaya toplam 36 birey katılmış olup bireylerin tümünde üst birinci premolar dişlerin çekimi sonrası kanin retraksiyonu için maksimum ankraj gereksinimi şartı aranmıştır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerde, dentoalveoler protrüzyon, anterior çapraşıklık, artmış overjetin düzeltilmesi veya Sınıf II kompanzasyon tedavisi amacıyla sadece üst çeneden simetrik olarak birinci premolar çekimi, gerekli ise alt çeneden de iki premolar çekimi uygun görülmüştür. Alt çenede çok az çapraşıklığın bulunması veya hiç bulunmaması durumunda sadece üst çeneden premolar çekimi ile molar dişlerinin Sınıf II ilişkide bitirilmesi amaçlanmıştır. Bu gibi durumlarda böyle bir tedavi yaklaşımının tercih edilebileceği yapılan bazı çalışmalarda da belirtilmiştir (140). Bu tedavi ile ayrıca ikinci ve üçüncü azı dişlerinin sürmesi için de yer sağlanmaktadır (140).

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş ortalamaları 16.80 yıl, yaş aralığı ise 12.66-21.92 yıl arasındadır. Literatürde diş hareketi ile ilgili çalışmalarda 10-20 yaş aralığındaki hasta grupları izlenmektedir. Çalışmaların çoğunda da 12-18 yaş aralığında çalışıldığı görülmektedir (132,141,142). Çalışmamızdaki hastaların yaş aralığı literatürle benzerlik göstermektedir.

Toplam 36 bireyden oluşan araştırma grubumuzda 19 kız ve 17 erkek hasta yer almaktadır. İstatistiksel olarak klinik çalışmalarda 15 olgunun yeterli olduğu belirtilmektedir (143). Direkt ve indirekt iskeletsel ankrajın değerlendirildiği çalışmamızda her bir ankraj grubuna 18 hasta dahil edilmiştir.

7.2. Çalışma Düzenine Oluşturulması

Maksimum ankraj gerektiren vakalarda ankraj kaybının önlenmesi en önemli sorunlardan biridir (144). Bu sebeple TPA, Nance apareyi ve headgear gibi aygıtlarla üst çene posterior bölgenin ankrajının kuvvetlendirilmesi sağlanmaktadır (46,50,145). Ankrajın artırılmasında kullanılan bu apareylerden intraoral olanlarda hasta kooperasyonu gerekmemekle birlikte stabilizasyon problemleri ile karşılaşmaktadır (146). Ekstraoral olarak uygulanan ankraj arttırıcı aygıtlarda ise ankraj artırılması tam olarak sağlanabilmesine rağmen estetik olmaması ve kullanım zorluğu gibi nedenlerden ötürü hasta kooperasyon sorunu oluşturmaktadır (147).

Maksimum ankrajın sağlanmasında etkili bir diğer yöntem de osseointegre implantların kullanılmasıdır. Yalnız bu sistemin en önemli dezavantajı implantın osseointegrasyonu için gerekli bir bekleme süresinin bulunmasıdır (7,148).

Üst çene posterior bölge ankrajının korunmasında ayrıca zygoma plakları da kullanılmaktadır. Bu sistemin en büyük dezavantajı ise invaziv bir işlem olması ve ortodonti kliniğinde basit bir şekilde uygulanamamasıdır (149).

Mini-implantlar ankraj unsuru olarak direkt veya indirekt olarak kullanılmaktadır (150-152). Uygulanmalarındaki ve çıkarılmalarındaki basitlik, kuvvet uygulanmasında bekleme süresinin olmaması, maliyetinin düşük olması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması gibi avantajlarından dolayı son yıllarda mini-implantlar daha tercih edilen bir yöntemdir (88,153).

Bu çalışmada, direkt veya indirekt olarak mini-implantlardan sağlanan ankrajın üst kanin retraksiyonu sırasındaki etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlanmış olup çalışmaya dahil edilen 36 hastadan 18'ine direkt, diğer 18'ine ise indirekt iskeletsel ankraj mekanikleri uygulanmıştır.

Tedavi için çalışmaya dahil edilen hastaların üst çenesinde, birinci premolar diş çekiminden sonra kanin retraksiyonu amacıyla rastgele olarak seçilen bir tarafına prefabrike LS'ler yerleştirilirken, diğer tarafına RCL yerleştirilmiştir. Aynı hasta üzerinde farklı mekanik uygulamaların kıyaslanması ile bireysel farklılıktan oluşacak

değişimler önlenmiş olmaktadır. Literatürde mevcut kanin retraksiyon çalışmalarında birçok benzer uygulamaya rastlanmaktadır (18,31,33,141).

Sefalometrik radyografilerin çakıştırılması ve değerlendirilmesi esnasında sağ ve sol bölge landmarklarının belirlenmesinde zorluklarla karşılaşılabilir (154,155). Çalışmamızda sağ ve sol bölge dişlerinin ayırt edilebilmesi amacıyla retraksiyon öncesi ve sonrası sefalometrik filmlerin çekilmesi öncesinde kanin ve molar dişler için referans teller kullanılmıştır (33,156). Sueri ve Türk (156) çalışmalarında sağ ve sol tarafta referans tellerinin uzunluklarını farklı hazırlayarak bu problemin önüne geçmeye çalışmışlardır. Ayrıca sağ ve sol tarafın ayrı ayrı radyografilerinin alındığı çalışmalar da mevcuttur (141). Fakat bu durumda hastalar iki kez radyasyona maruz kalmaktadır. Çalışmamızda ise, sağ tarafta kullanılan referans tellerinin uç kısmı yuvarlak, sol tarafta kullanılan referans tellerinin uç kısmı ise düz olacak şekilde bükülmüştür. Bu şekilde aynı radyografi üzerinde referans telleri üst üste gelmiş olsa bile sağ ve sol taraf kolaylıkla ayırt edilebilmiştir. Bazı araştırmalarda da çalışmamızdakine benzer uygulamalar görülmektedir (149,157).

Çalışmamızda, kanin retraksiyonu ile meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesinde, standart lateral sefalometrik radyografiler ve ortodontik modeller kullanılmıştır. Sefalometrik olarak sagittal ve vertikal yönde meydana gelen değişimleri değerlendirmek amacıyla, iki referans düzlemi kullanılmıştır. ANS ve PNS noktalarından geçen maksiller düzlem (MaxD) yatay referans düzlemi olarak, Ptm noktasından maksiller düzleme dik indirilerek elde edilen maksiller vertikal düzlem (MaxVD) ise dikey referans düzlemi olarak kullanılmıştır. Sueri (156) ve Dinçyürek (158) de çalışmalarında benzer yöntemi kullanmışlardır.

Kanin retraksiyonu karşılaştırılması yapılırken, ölçüt olarak dişin toplam kat ettiği mesafe yerine birim zamanda yaptığı hareket miktarının değerlendirilmesi daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlayabilir. Kanin disisi hareket hızı, ayda veya 4 haftada (28 gün) meydana gelen hareketin milimetre olarak ifade edilmesi, örneğin mm/4 hafta, kabul görmüştür (158). Çalışmamız esnasında hastaların randevuları 4'er haftalık aralıklarla ayarlanmış olup bu süre benzer çalışmalar ile uyumluluk göstermektedir (18,33,141,156).

7.3. Sefalometrik Ölçümler ile Elde Edilen Sonuçlar

7.3.1. İskeletsel Yapıda ve Keser Dişlerde İzlenen Değişimler

Hastalarımızın tamamına yakınının iskeletsel olarak gelişimini tamamlamış olması ve toplam tedavi süresinin kısa olması nedeniyle iskeletsel ölçümlerde anlamlı değişiklikler beklenmemektedir. Ayrıca çalışma düzeninin oluşturulma biçimi gereği hastalarımızda kullanılan springler arasındaki iskeletsel değişimler incelenememiştir. Ancak iskeletsel ölçümler, çalışmanın hangi tür iskelet yapının üzerinde gerçekleştirildiğini göstermesi açısından önemlidir. Buna göre hastalarımızın çoğunun iskeletsel Sınıf I yapıda ve dik yönde de normal değerlerde olduğu izlenmektedir (Bkz. Tablo 4, 5). İskeletsel olarak değişimlerden yalnızca indirekt iskeletsel ankraj grubunda SN/MaxD değerinin ortalaması 7.54° 'den 7.63° 'ye artmıştır ve bu durum istatistiksel olarak $p \leq 0.05$ seviyesinde anlamlılık göstermiştir (Bkz. Tablo 5). 0.09° 'lik bir değişim istatistiksel olarak anlamlı olsa da klinik açıdan bir anlamlılık göstermemektedir. İskeletsel ölçümlerde meydana gelen değişimlere ait ortalama farkların önem kontrolüne bakıldığında ise, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (Bkz. Tablo 6).

Üst keser dişlerde görülen değişimler, hem direkt hem de indirekt iskeletsel ankraj grubunda, istatistiksel olarak benzer anlamlılık dereceleri göstermişlerdir. Direkt iskeletsel ankraj grubunda üst keser dişlerin MaxD ile yaptıkları açılı tedavi başında 115.9° iken tedavi sonunda 113.6° 'ye azalmıştır. Bu durum istatistiksel olarak $p \leq 0.001$ seviyesinde anlamlı bulunmuştur. Ayrıca üst keser dişlerin incisal kenarı ile MaxVD arasındaki uzaklık tedavi başında 51.32 mm'den tedavi sonunda 50.51 mm'ye düşmüştür. Bu durum da istatistiksel olarak $p \leq 0.01$ seviyesinde anlamlı bulunmuştur (Bkz. Tablo 4). İndirekt iskeletsel ankraj grubunda ise üst keser dişlerin MaxD ile yaptıkları açılı tedavi başında 111.28° iken tedavi sonunda 109.59° 'ye azalmıştır. Bu durum istatistiksel olarak $p \leq 0.01$ seviyesinde anlamlı bulunmuştur. Ayrıca üst keser dişlerin incisal kenarı ile MaxVD arasındaki uzaklık tedavi başında 51.16 mm'den tedavi sonunda 50.49 mm'ye düşmüştür. Bu durum da istatistiksel olarak $p \leq 0.01$ seviyesinde anlamlı bulunmuştur (Bkz. Tablo 5). Sonuç olarak hem direkt hem de indirekt iskeletsel ankraj gruplarında kanin distalizasyonu ile birlikte üst keser dişler de bir miktar palatinala hareket etmiştir. Çalışmamız segmental arklarla gerçekleştirildiği için

üst keser dişlere direkt bir etki olmamıştır. Üst keser dişlerin palatinal hareket etmesinde kanin distalizasyonu ile keser dişlere yer sağlanmasının ve transseptal liflerin etkisinin olabileceğini düşünmekteyiz. Darendeliler ve arkadaşları (33) benzer dizaynla yaptığı “drum spring” ile ilgili çalışmasında üst keser dişlerde ortalama 1°’lik açısal değişim ile birlikte ortalama 0.35 mm’lik palatinal hareket saptamıştır. Keserlerdeki değişimlere ait ortalama farkların önem kontrolüne bakıldığında her iki ankraj grubu arasında istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır (Bkz. Tablo 6).

7.3.2. Kanin Dişlerde İzlenen Değişimler

Ziegler ve Ingervall (18), sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında elastik zincir ile sürtünmeli sistemde üst kanin dişlerde 8.5° distal devrilme ile birlikte 4.67 mm distal hareket elde ettiklerini, PG retraksiyon springi kullandıkları sürtünmesiz sistemde ise 4.5° distal devrilme ile birlikte 6.23 mm’lik kanin distalizasyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Soyak (159), PG kanin retraksiyon spring’i ile kapalı NiTi coil spring’i karşılaştırdığı tez çalışmasında PG retraktörü ile kaninlerde meydana gelen distale devrilme miktarının 4.67°, kapalı NiTi coil spring için ise 3.67° olduğunu bildirmiştir. Yaptığı sefalometrik ölçümlerde kaninlerin kronlarının kapalı NiTi coil spring ile 3.30 mm, PG retraksiyon springi ile 3.37 mm distale hareket ettikleri sonucuna ulaşmıştır.

Wehrbein ve ark. (92), palatinal bölgeye uyguladıkları implanta sabitlenmiş TPA’yı üst ikinci premolar dişlere uzatarak bu dişler vasıtasıyla ankrajı arttırmayı amaçlamışlar ve kanin distalizasyonu safhasında bölümlü arklar üzerinde kuvvet elemanı olarak kapalı NiTi coil springlerini kullanmışlardır. Yaptıkları sefalometrik değerlendirmede ortalama 6.70 mm’lik kanin distalizasyon miktarı ölçmüşlerdir.

Çetinşahin ve ark. (149), zigoma plağı ile posterior bölge ankrajının artırıldığı PG retraksiyon springi ile konvansiyonel olarak uygulanan PG retraksiyon springinin kanin retraksiyonuna etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında iki ayrı grup oluşturmuş ve birinci gruba maksimum ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve ankraj gereksinimini zygoma plakları ile sağlamıştır. İkinci gruba ise moderate ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve herhangi bir ankraj arttırıcı unsur kullanmamıştır. Kanin dişlerdeki

devrilme miktarının zygoma plakları ile ankrajı sağladıkları birinci grupta 11.93° , ankrajı arttırmadıkları ikinci grupta ise 13.03° olduğunu tespit etmiştir. Yine birinci grupta 5.57 mm'lik bir kanin distalizasyonu gözlerken ikinci grupta ise 6.20 mm'lik bir distalizasyon gözlemlemişlerdir.

Dinçer ve İşcan (141), çalışmalarında 20 hastada RCL ve PG retraksiyon springi kullanarak alt ve üst kanin retraksiyonu gerçekleştirmişlerdir. Üst çenede PG retraksiyon springi ile 3.3° distale devrilme, RCL ile ise 5.4° distal devrilme olduğu sonucuna varmışlardır. PG retraksiyon springi ile 4.67 mm, RCL ile 4 mm kron hareketi olduğunu gözlemlemişlerdir.

Hayashi ve ark. (7), mid-palatal implant ve döküm TPA kombinasyonu ile ankrajı destekledikleri çalışmalarında sürtünmeli ve sürtünmesiz kanin distalizasyon mekaniklerini karşılaştırmışlardır. Sürtünmeli mekanikte kuvvet unsuru olarak elastik chain, sürtünmesiz mekanikte ise retraksiyon springi olarak LasVegas spring'ini kullanmışlardır. İki aylık retraksiyon sonrası kanin dişlerde sürtünmeli sistemde 7.94° ve LasVegas spring grubunda ise 7.89° distale devrilme gözlemişlerdir. Kanin distalizasyon miktarlarını ise sürtünmeli sistem için 3.62 mm, sürtünmesiz sistem için ise 3.95 mm olarak bildirmişlerdir.

Toroğlu ve ark. (160), Ladanyi spring ve LasVegas springlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kaninlerde devrilmeyi önlemek için 45° 'lik anti-tip bükümü vermişlerdir. Kanin dişlerde Ladanyi grubunda $12,31^\circ$ ve LasVegas grubunda ise $12,75^\circ$ 'lik bir devrilme hareketi gözlemişlerdir. Uygulanan kuvvetin kanin direnç merkezinin altında olması sebebiyle kaninlerde tipping gözlediklerini, kanin kronlarının köklerinden daha fazla distale hareket ettiğini bildirmişlerdir. Yapmış oldukları sefalometrik değerlendirmede Ladanyi spring ile ortalama 4.77 mm, LasVegas spring tarafında ise 5.0 mm kanin retraksiyonu gözlediklerini bildirmişlerdir.

Sueri ve Türk (156), ortalama 80 gün süren çalışmasında kapalı NiTi coil springler ile lace-back ligatürün kanin distalizasyonunda etkinliğini değerlendirmiş ve seviyeleme esnasında kanin distalizasyonu işlemlerini gerçekleştirmiştir. Distalizasyonlar 0.016 inch'lik NiTi telleri üzerinde tamamlanmıştır. Lace-back uygulanan tarafta 4.50° , kapalı NiTi coil spring uygulanan tarafta ise 11.63° kanin dişin

distale devrildiğini belirtmiştir. Lace back uygulanan kaninlerde 1.67 mm, kapalı NiTi coil spring uygulanan kaninlerde ise 4.07 mm distale hareket gözlemiştir. Lace-back grubunda daha az kanin distalizasyonu meydana gelmesini lace-back'in kesikli kuvvet uygulamasına bağlamıştır.

Kök (157), yaptığı tez çalışmasında LasVegas spring ve Ladanyi springi, şablon üzerinde bükümü yapılmış olan RCL ile kıyaslamış, ankraj dişler ve kaninler üzerinde meydana gelen değişimleri değerlendirmiştir. Oluşturduğu iki gruptan birinci grupta LasVegas spring için distale devrilme miktarını 7.90° , RCL için, 4.75° olarak bulurken diğer grupta ise Ladanyi spring için devrilme miktarını 7.08° , RCL için 7.95° olarak bulmuştur. Birinci grupta LasVegas spring için sefalometrik kayıtlardan ölçülen kanin retraksiyon miktarı 6.60 mm, RCL için ise 3.75 mm olarak bulmuştur. Bu değerleri ikinci grupta ise Ladanyi spring için 5.87 mm, RCL için 4.16 mm olarak bulmuştur.

Thiruvengkatahari ve ark. (152), sürtünmeli sistem kullanarak yürüttükleri çalışmalarında geleneksel molar diş ankrajı ve titanyum mini-implant ankrajının kanin retraksiyon sırasındaki etkinliğini karşılaştırmışlardır. Kuvvet kaynağı olarak kapalı NiTi coil spring kullanan araştırmacılar, kanin hareketinin mini-implant uyguladıkları tarafta 4.29 mm iken geleneksel molar ankraj tarafında ise 3.79 mm olduğunu bulmuşlardır.

Yapılmış olan tüm bu çalışmalar neticesinde kanin distalizasyonu esnasında hesaplanmış olan kanin dişin devrilme değerleri sürtünmeli sistem için 4.5° - 8.5° arasındayken sürtünmesiz sistemde 3.30° - 13.03° arasında değişmektedir. Her ne kadar Sueri ve Türk (156) sürtünmeli sistem kullanarak yapmış olduğu çalışmasında kanindeki devrilme miktarını 11.63° bulmuş olsa da bu sonuç rijit bir ark teli kullanmamış olmasından kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda ise, direkt iskeletsel ankraj grubunda üst kanin dişlerin devrilme miktarı RCL için ortalama 16.82° ($p=0.000$), LS için ise ortalama 16.24° ($p=0.000$) hesaplanmıştır. İndirekt iskeletsel ankraj grubunda ise üst kanin dişlerin devrilme miktarı RCL için ortalama 15.66° ($p=0.000$), LS için ise ortalama 15.90° ($p=0.000$) olarak hesaplanmıştır.

Sürtünmeli sistemde kanin diş rijit bir ark teli üzerinde hareket ettirilmektedir. Kaninlerdeki seviyeleme işlemi, genellikle distalizasyon öncesinde yapıldığı ve

distalizasyon esnasında kanin devrilme-dikleşme hareketi yaparak hareket ettiği için devrilme hareketi sürtünmesiz sistemle yapılan kanin distalizasyonuna göre daha az gözlenmektedir (67). Sürtünmesiz sistemde üst kaninleri distalize ettiğimiz çalışmamızın sonuçları, sürtünmesiz sistemle yapılan daha önceki çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur (160).

Kanin dişlerde hem RCL, hem de LS grubunda direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemi ile üst kaninin maksiller düzleme olan uzaklığı ölçümünde (MaxD-U3) izlenen ortalama farklarının önem kontrolü için istatistiksel olarak sırasıyla $p \leq 0.001$ ve $p \leq 0.05$ seviyelerinde anlamlı farklılık bulunmuştur (Bkz. Tablo 10). RCL için bu farklar direkt iskeletsel ankraj yönteminde -0.72 mm iken indirekt iskeletsel ankraj yönteminde 0.41 mm; LS için ise direkt iskeletsel ankraj yönteminde -1.54 mm iken indirekt iskeletsel ankraj yönteminde 0.87 mm bulunmuştur. Bu sonuçlar, direkt iskeletsel ankraj grubunda her iki retraktör ile kanin dişte bir miktar gömülme meydana geldiğini, indirekt iskeletsel ankraj grubunda ise bir miktar uzama meydana geldiğini göstermektedir. Bu durum, direkt iskeletsel ankraj grubunda ankraj bölgesinin (mini-implant) retrakte edilen kanin dişin seviyesine göre daha yukarıda yer almasından dolayı kaynaklanmış olabilir.

7.3.3. Molar Dişlerde İzlenen Değişimler

Ziegler ve Ingervall (18), sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında Goshgarian palatal arkı ile kombine 10-14 saat headgear kullandırmışlar ve buna rağmen elastik ile yaptıkları kaydırma mekaniğinde molarlarda 0.35 mm, PG retraktör ile ise 0.59 mm ankraj kaybı gözlemlemişlerdir. Hastaların % 30' unda molarlarda ankraj kaybettikleri sonucuna varmışlardır.

Dinçer ve İşcan (141), 20 hastada RCL ve PG retraksiyon springi kullanarak alt ve üst kanin retraksiyonu gerçekleştirdikleri çalışmalarında PG retraksiyon springi ile üst molar dişlerinde 1.63 mm, reverse closing loop ile 2.46 mm ankraj kaybı gözlemiş ve farkın anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.

Gjessing (19), PG retraksiyon springinin uyguladığı momentin ankraj dişlerin meziyale hareketini engelleyici etkisine karşın posterior dişlerde ankraj

kaybedilebildiğini, ancak bu dişlerdeki hareketin paralel hareket şeklinde olduğunu bildirmiştir.

Soyak (159), PG kanin retraksiyon spring'i ile kapalı NiTi coil spring'i karşılaştırdığı tez çalışmasında, ankraj artırmak için birinci molarlar ve ikinci premolarları sekiz ligatürü ile bağlamış ve Goshgarian tip TPA kullanmıştır. Buna rağmen PG retraksiyon springinin üst çenede birinci molarlarda 1.73 mm ankraj kaybına sebep olduğunu bildirmiş, molarların genelde paralel hareket ettiğini vurgulamıştır.

Lotzof ve ark. (161), çalışmalarında hastaların bir tarafına Tip-edge braketlerini, diğer tarafına da A-company edgewise braketlerini yerleştirmişler ve kuvvet elemanı olarak molarlardan kaninlere uzanan elastik chain'leri kullanmışlardır. Tip-edge braketlerde 1.71 mm ve A-company edgewise braket sisteminde ise 2.33 mm ankraj kaybı tespit etmişlerdir.

Darendeliler ve ark. (33), klasik molar ankrajı ile yaptıkları kanin distalizasyonu çalışmasında hastaların üst çenelerinde bir tarafa drum spring, diğer tarafa da kapalı NiTi coil spring yerleştirmişler ve sürtünmesiz mekaniklerle çalışmışlardır. Çalışma sonucunda yaptıkları ölçümlere göre ankraj kaybının önemli düzeyde olduğunu ve her iki grupta da benzer olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Molar mezializasyonlarının drum spring (DS) tarafında çekim sahasının %24.6'sı ve diğer tarafta %34'ü kadar olduğunu bildirmişlerdir.

Rajcich ve Sadowsky (133), kanin retraksiyon safhasında ankrajı kuvvetlendirmek için 0.016 inch'lik paslanmaz çelik telden hazırladıkları utility ark kullanmışlar, kuvvet elemanı olarak da kapalı NiTi coil springlerden faydalanmışlardır. Ankraj kayıplarını modellerden ve sefalometrik kayıtlardan ölçmüşler ve sağ ve sol molarlarda ortalama 0.7 mm ankraj kaybı olduğunu gözlemişlerdir.

Wehrbein ve ark. (92), palatinal bölgeye uyguladıkları implanta sabitlenmiş TPA'yı üst ikinci premolar dişlere uzatarak bu dişler vasıtasıyla ankrajı arttırmayı amaçlamışlar ve kanin distalizasyonu safhasında bölümlü arklar üzerinde kuvvet elemanı olarak kapalı NiTi coil spring kullanmışlardır. Yaptıkları sefalometrik

değerlendirmede ise 0.9 mm ankraj kaybı tespit etmişler ve bu değeri istatistiksel bakımdan anlamsız olarak değerlendirmişlerdir.

Rhee ve ark. (162), bir çeşit model simülasyon sistemi olan “Calorific machine system” kullanarak sürtünmeli ve sürtünmesiz retraksiyon sistemlerinden oluşan iki ayrı grup oluşturmuşlardır. Sürtünmesiz sistemde retraktör olarak PG retraktörü, sürtünmeli sistemde ise kuvvet elemanı olarak kapalı NiTi coil springi kullanmışlardır. Sürtünmeli sistemle yapılan kanin distalizasyonu esnasında molar dişlerde 2.92 mm, sürtünmesiz sistemle yapılan kanin distalizasyonu esnasında ise 3.01 mm ankraj kaybı olduğunu ve iki grup arasında istatistiksel olarak önemli bir farkın olmadığını bildirmişlerdir.

Sueri ve Türk (156), ortalama 80 gün süren çalışmasında kapalı NiTi coil spring ile lace-back ligatürün kanin distalizasyonunda etkinliğini karşılaştırmış ve seviyeleme esnasında kanin distalizasyonu işlemlerini gerçekleştirmiştir. Distalizasyonlar 0.016 inch’lik NiTi telleri üzerinde tamamlanmıştır. Üst çenede lace back uyguladıkları molarda ortalama 0.70 mm ve kapalı NiTi coil spring uyguladıkları molarda ise ortalama 1.93 mm ankraj kaybı tespit etmişlerdir.

Thiruvengkatachari ve ark. (152), kuvvet elemanı olarak kapalı NiTi coil spring kullandıkları çalışmada titanyum mini-implant ankrajı ve klasik molar diş ankrajı arasındaki kanin retraksiyon oranları bakımından farkları sürtünmeli sistemde incelemişlerdir. Üst çenede molar diştten ankraj alınan bölgede ortalama 1.6 mm ankraj kaybı olduğunu ve molar ankraj kaybının % 20’ den az olup bu miktarın seçilen vakalarda kabul edilebilir düzeyde olduğunu bildirmişlerdir. Ankrajın mini-implanttan sağlandığı tarafta ise molar ankraj kaybının olmadığını bildirmişlerdir.

Çetinşahin ve ark. (149), zigoma ankraj sistemiyle birlikte ve zigoma ankraj sistemi olmadan kullanılan PG retraksiyon springinin kanin retraksiyonuna etkilerini incelediği çalışmalarında iki ayrı grup oluşturmuş ve birinci gruba maksimum ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve ankraj gereksinimini indirekt olarak zygoma plakları ile sağlamıştır. İkinci gruba ise moderate ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve herhangi bir ankraj arttırıcı unsur kullanmamıştır. Birinci grupta ortalama 0.63 mm’lik ankraj kaybı belirtirken, ikinci grupta ise 1.50 mm’lik bir ankraj kaybı belirtmişlerdir.

Shpack ve ark. (163), Tip-edge mekaniği ile Edgewise mekaniği kıyasladıkları çalışmalarında ankrajı kuvvetlendirmek için Nance apareyi kullanmışlardır. Keser dişler ile ikinci premolar dişlere edgewise braketlerini yapıştırdıktan sonra sağ kanine Tip-Edge braketini, sol kanine de Edgewise braketini yapıştırmışlardır. Sürtünmeli sistemde yaptıkları bu çalışma sonucunda, Tip-edge mekaniği tarafında 1.2 mm ve Edgewise mekaniği tarafında ise 1.4 mm ankraj kaybı gözlediklerini bildirmişlerdir.

Tüm bu çalışmalar neticesinde kanin distalizasyonu esnasında molarlarda görülen ankraj kayıpları, ankrajın iskeletsel olarak güçlendirildiği vakalarda 0-0.9 mm arasında değişirken, iskeletsel ankraj dışındaki konvansiyonel ankraj mekanikleri (TPA, headgear, Nance apareyi vs) ile ankrajın sağlandığı vakalarda 0.35-3.01 mm arasında değişiklik göstermektedir. Ankrajın direkt olarak iskeletsel ankraj ünitesinden sağlandığı çalışmalarda ankraj kaybı meydana gelmediği bildirilirken (152), iskeletsel ankrajın indirekt olarak kullanıldığı çalışmalarda ise bir miktar ankraj kaybı meydana geldiği bildirilmektedir (92,149).

Çalışmamızda, kanin distalizasyonu esnasında direkt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile ortalama 1.21 mm, LS ile 0.02 mm ankraj kaybı gözlenirken, indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile ortalama 1.01 mm, LS ile 0.91 mm ankraj kaybı gözlemlenmiştir (Bkz. Tablo 9, 10). Molar dişlerde retraksiyon öncesinde ve sonrasında sefalometrik olarak izlenen değişimler istatistiksel olarak herhangi bir anlamlılık göstermemiştir (Bkz. Tablo 7, 8). Ayrıca değişimlere ait ortalama farklar karşılaştırıldığında ne ankraj grupları ne de retraktör grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (Bkz. Tablo 9, 10).

Elde edilen bulgular ışığında, molar dişlerde meydana gelen değişiklik açısından her iki ankraj yöntemi ve retraktörler ile benzer sonuçlar elde edildiği ve ankrajın korunduğu söylenebilir. Çalışmamızdan elde edilen bulgular, iskeletsel ankraj desteği kullanan önceki çalışmaların (92,149,152) sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

7.4. Model Ölçümleri ile Elde Edilen Sonuçlar

Retraksiyon sırasında, kanin dişlerde kuvvetin dişin direnç merkezi ile olan ilişkisine bağlı olarak disto-palatal yönde rotasyon meydana gelmektedir. Kaninlerde

meydana gelen rotasyonun derecesini ölçmek için, çoğunlukla ortodontik modeller kullanılmaktadır (7,18,133,163,164). Ayrıca sub-mento vertikal radyografilerin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (33,156). Araştırmamızda kaninlerde meydana gelen rotasyonları değerlendirmek için, retraksiyon öncesi ve sonrası alınan ortodontik modeller kullanılmıştır.

Ziegler ve Ingervall'ın (18) 1989'da yaptığı çalışmada, sürtünmeli sistemde elastik kullanarak yaptığı kanin retraksiyonu ile segmental olarak Gjessing kanin retraksiyon springini karşılaştırmış ve spring için kaninlerde 30°'lik, sürtünmeli sistem için de 24°'lik bir rotasyon değeri bulmuştur.

Rhee ve arkadaşlarının (162) 2001 yılında cansız model simülasyon sistemi üzerinde yaptıkları çalışmada, kanin dişlerinde sürtünmeli sistemde 13.2°, segmental sistemde ise 20.03°'lik bir rotasyon saptamışlardır.

Hayashi ve arkadaşlarının (7) 2004 yılında yaptıkları çalışmada sürtünmeli sistem ile 4.07°'lik bir rotasyon saptarken, segmental ark tekniği ile retrakte ettikleri kanin dişlerde ortalama 22.06°'lik bir rotasyon saptamışlardır.

Çalışmamızda direkt iskeletsel ankraj yöntemi kullanılan grupta kanin dişlerde RCL ile ortalama 33.55°'lik bir rotasyon değeri saptanırken, LS ile ortalama 33.72°'lik bir rotasyon meydana geldiği hesaplanmıştır. Bu değerler indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL için ortalama 27.66° iken LS için ortalama 28.19° olarak bulunmuştur. Bu veriler benzer yöntemi kullanan Ziegler ve Ingervall'ın (18) çalışmasındaki verilere yakınlık göstermektedir.

Çalışmamızın sonuçları, tüm araştırma gruplarında kanin dişlerinde istatistiksel olarak anlamlı ($p=0.000$) disto-palatal rotasyon meydana geldiğini göstermektedir (Bkz. Tablo 11). Tüm gruplarda kanin dişlerde meydana gelen rotasyonlar karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (Bkz. Tablo 12, 13).

Transvers düzlemde braket ile kanin dişin direnç merkezi arasındaki mesafeden dolayı, distalizasyon sırasında kanin dişlerde disto-palatal yönde rotasyon meydana geldiği daha önceki araştırmalarda belirtilmiştir (7,18,133,163). Kanin

distalizasyonunun bir ark boyunca yapıldığı sürtünmeli sistemde kaninlerde meydana gelen disto-palatal rotasyon miktarının sürtünmesiz sisteme göre daha az olduğu bildirilmektedir (7,18). Sürtünmesiz sistemde meydana gelen kanin rotasyonunu engellemek amacıyla retraksiyon springleri üzerinde anti-rotasyon bükümlerinin yapılması tavsiye edilmektedir (39). Yapılacak olan anti-rotasyon bükümleri için geçerli moment/kuvvet (M/F) oranının teorik olarak 4:1 olması gerektiği kabul edilmesine rağmen Gjessing (17) bu oranın 7:1 olması gerektiğini savunmaktadır. Ancak gerekli olan anti-rotasyon momentinin oluşturulması oldukça zordur. Bu bağlamda çalışmalarında 20°, 45° ve 90° gibi çeşitli değerlerde anti-rotasyon bükümleri kullanan araştırmacılar mevcuttur (7,39,157). Ricketts (39) sürtünmesiz sistemle kanin retraksiyonu esnasında, retraksiyonun son üçte birlik safhasına girildiğinde lingual elastik kullanımının yanında 90°'lik anti-rotasyon bükümünün yapılmasını tavsiye etmiştir.

Çalışmamızda ise, her iki retraksiyon springine de 45°'lik anti-rotasyon bükümleri verilmiştir. Bu bükümlere rağmen kaninlerde istatistiksel olarak anlamlı derecede rotasyon gözlenmiştir. Bu durumu engellemek için lingualden bir kuvvet çiftinin sisteme ilave edilmesinin yararlı olabileceği düşüncesindeyiz.

7.5. Retraksiyon Hızı ve Toplam Diş Hareketi Ölçümleri

Ziegler ve Ingervall (18), PG retraksiyon springi ile yaptıkları çalışmada 1.91 mm/30 gün retraksiyon hızı sağladıklarını ve kanini 6 mm distale hareket ettirdiklerini bildirmişlerdir.

Sonis ve arkadaşları (125), çalışmalarındaki hastaların randevu sürelerini 3 haftada bir olacak şekilde ayarlamışlar ve Unitek elastik zincir, Unitek elastik iplik ve RMO elastik zincirle yapmış oldukları çalışmada sırasıyla 1.27 mm/ 3 hafta, 1.55 mm/ 3 hafta, 1.51 mm/ 3 hafta kanin retraksiyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Dinçer ve İşcan (141), kanin retraksiyonu ile ilgili çalışmalarında PG retraksiyon springi ve RCL kullanmışlar ve ayda ortalama PG spring için 0.85 mm/ay ve RCL için 0.59 mm/ay kanin retraksiyonu sağlamışlardır. 6.25 aylık bir sürede PG retraksiyon

spring için 4.67 mm ve RCL için 7.75 aylık bir sürede 4 mm toplam diş hareketi meydana geldiğini gözlemlemişlerdir.

Daskalogiannakis ve Mc Lachlan (31), yapmış oldukları 3 aylık kanin retraksiyon çalışmasında magnet ve vertikal loop kullanmış ve magnet tarafında 1.22 mm/28 gün, vertikal loop bölgesinde ise 0.63 mm/28 gün hareket hızı tespit etmişlerdir.

Herman ve arkadaşları (151), ankraj olarak mini-implant kullandıkları kanin retraksiyon çalışmalarında kanin retraksiyon hızını 1.3 mm/ ay bulmuşlardır.

Sueri ve Türk (156), sürtünmeli sistemde kanin distalizasyonu gerçekleştirdiği çalışmasında, 80 günlük süreç içinde üst kanin dişlerde kapalı NiTi coil springler ile 4.07 mm, lace-back sistemi ile 1.67 mm'lik toplam hareket saptamışlardır. Kapalı NiTi coil springler ile 1.61 mm/ 4 hafta, lace-back sistemi ile ise 0.66 mm/ 4 hafta kanin retraksiyon hızları elde etmişlerdir.

Thiruvengkatahari ve arkadaşları (152), kapalı NiTi coil springler ile yaptıkları kanin retraksiyonunda üst çenede 0.81-0.93 mm/ay hareket hızı saptamışlardır.

Martins ve ark. (165), çalışmalarında sürtünmesiz sistemde T loop'lu segmental arklar ile kanin retraksiyonu yapmışlar ve 2 aylık süreç sonunda üst çenede 1.6 mm/4 hafta retraksiyon hızı bulmuşlardır.

Hayashi ve ark. (7), yaptıkları çalışmada sürtünmeli sistemde kanin distalizasyonu için toplam hareket miktarını 2 aylık bir sürede 3.62 mm, LasVegas retraksiyon springi için ise 3.95 mm olarak bulmuşlardır.

Araştırmamızda indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile 7.25 mm, LS ile 6.94 mm toplam kanin hareketi elde edilirken; direkt iskeletsel ankraj grubunda RCL ile 7.62 mm, LS ile 7.56 mm toplam kanin hareketi sağlanmıştır (Bkz. Tablo 14). İndirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL için 1.45 mm/ 4 hafta, LS için 1.42 mm/ 4 hafta retraksiyon hızları hesaplanırken; direkt iskeletsel ankraj grubunda ise RCL için 1.57 mm/ 4 hafta, LS için 1.80 mm/ 4 hafta kanin retraksiyon hızları hesaplanmıştır (Bkz. Tablo 14). Kanin retraksiyon hızları ve toplam kanin diş hareketi miktarları

karşılaştırıldığında hem ankraj grupları hem de retraksiyon springleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (Bkz. Tablo 14, 15).

Kanin retraksiyon hızını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde çok çeşitli randevu aralıklarının olduğu gözlenmektedir. Çalışmamızda hastalarımız 4 haftada bir olacak şekilde randevularına çağırılmışlardır. Kanin retraksiyonu karşılaştırılması yapılırken, kıyaslama ölçütü olarak toplam hareket miktarı yerine birim zamanda dişin yaptığı hareket miktarının alınması daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlamaktadır. Daha önceki çalışmalar (77,156,157,166) incelendiğinde birim zaman olarak 4 haftalık sürelerin kullanıldığı görülmektedir. Çalışmamız sonucunda elde edilen bulgular, aynı randevu aralığını kullanan Martins ve ark.'nın (165) elde ettiği bulgular ile benzerlik göstermektedir.

7.6. Toplam Tedavi Sürelerine İlişkin Ölçümler

Ziegler ve Ingervall (18) çalışmalarında, sürtünmeli sistemde elastik kullanarak yaptığı kanin retraksiyonu ile segmental olarak Gjessing kanin retraksiyon springini karşılaştırdıkları çalışmalarında klasik molar ankrajını kullanmışlar ve toplam distalizasyon süresini ortalama 103 gün olarak belirtmişlerdir.

Dinçer ve İşcan (141), çalışmalarında 20 hastada RCL ve PG retraksiyon springi kullanarak klasik molar diş ankrajı ile alt ve üst kanin retraksiyonu gerçekleştirmişler ve toplam distalizasyon süresini PG retraksiyon springi için 6.25 ay, RCL için ise 7.75 ay olarak bildirmişlerdir.

Rajcich ve Sadowsky (133), kanin retraksiyon safhasında ankrajı kuvvetlendirmek için 0.016 inch'lik paslanmaz çelik telden hazırladıkları utility ark kullanmışlar, kuvvet elemanı olarak da kapalı NiTi coil springlerden faydalanmışlardır. Çalışmalarında toplam retraksiyon süresini ortalama 7.1 ay olarak belirtmişlerdir.

Thiruvengkatahari ve ark. (152), kuvvet elemanı olarak kapalı NiTi coil spring kullandıkları çalışmada titanyum mini-implant ankrajı ve klasik molar diş ankrajı arasındaki kanin retraksiyon oranları bakımından farkları sürtünmeli sistemde inceledikleri çalışmalarında üst çene için toplam distalizasyon süresinin 4-5 ay arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Çetinşahin ve ark. (149), zigoma ankraj sistemiyle birlikte ve zigoma ankraj sistemi olmadan kullanılan PG retraksiyon springinin kanin retraksiyonuna etkilerini incelediği çalışmalarında, iki ayrı grup oluşturmuş ve birinci gruba maksimum ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve ankraj gereksinimini indirekt olarak zygoma plakları ile sağlamıştır. İkinci gruba ise moderate ankraj gerektiren hastaları dahil etmiş ve herhangi bir ankraj arttırıcı unsur kullanmamıştır. Birinci grupta ortalama retraksiyon süresini 4.71 ay, ikinci grupta ise ortalama retraksiyon süresini 4.08 ay olarak hesaplamıştır.

Kök (157), yaptığı tez çalışmasında LasVegas spring ve Ladanyi springi, şablon üzerinde bükümü yapılmış olan RCL ile kıyaslamış, ankraj olarak klasik molar ankrajını kullanmıştır. LasVegas uygulanan grupta distalizasyon süresini ortalama 9.10 ay olarak saptarken Ladanyi uygulanan grupta ortalama süreyi 5.75 ay olarak hesaplamıştır.

Çalışmamızda ise, direkt iskeletsel ankraj yöntemi ile tedavi edilen RCL grubu için toplam 4.06 ay, LS grubun için 4.13 ay olarak hesaplanmıştır. Bu değerler indirekt iskeletsel ankraj grubunda RCL için 4.02 ay, LS grubu için ise 3.97 ay olarak bulunmuştur. Bu veriler çalışmasında maksimum ankraj kullanan diğer araştırmacıların (149,152) elde ettiği veriler ile benzerlik göstermektedir.

İstatistiksel olarak bakıldığında çalışmamızda toplam tedavi süreleri açısından hem RCL ve LS grupları arasında hem de direkt ve indirekt iskeletsel ankraj grupları arasında herhangi bir anlamlı farklılık bulunamamıştır (Bkz. Tablo 16, 17).

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamız sonunda elde edilmiş olan sonuçlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir.

1. Çalışmada kullanılan her iki retraktör de (RCL, LS) kanin dişlerin retraksiyonunda etkili bulunmuştur. Retraktörler etkinlik bakımından birbirleri ile karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunamamıştır.
2. Tüm araştırma gruplarında retraksiyon esnasında kanin dişler anlamlı düzeyde distale devrilme göstermiştir.
3. Tüm araştırma gruplarında retraksiyon esnasında kanin dişlerde anlamlı düzeyde disto-palatal yönde rotasyonlar meydana gelmiş olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanamamıştır.
4. Maksimum ankrajın sağlanmasında hem direkt hem de indirekt iskeletsel ankraj yönteminin etkili olduğu bulunmuştur. Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemleri arasında ankraj kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.
5. Direkt iskeletsel ankraj yöntemi ile tedavi edilen hastalarda mini-vidaların kanin dişlerin seviyesine göre daha gingivalde konumlanmış olmasından dolayı retraksiyon sırasında kaninlerde bir miktar gömülme saptanmıştır.

Elde ettiğimiz veriler ışığında, maksimum ankraj gereksinimi olan kanin retraksiyonu vakalarında, mini-implant destekli direkt ve indirekt iskeletsel ankraj yöntemlerinin her ikisi de kanin retraksiyon springleriyle kombine olarak güvenli bir şekilde kullanılabilir. Ancak her iki iskeletsel ankraj yönteminin de bazı avantaj ve dezavantajları mevcuttur.

Direkt iskeletel ankrajın avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- Uygulanması ve sökülmesi kolaydır,
- Hasta konforu daha iyi olup hasta tarafından daha kolay tolere edebilmektedir.

Direkt iskeletel ankrajın dezavantajlarını ise şu şekilde sıralayabiliriz:

- Uygulanması sırasında diş köklerinde hasar oluşturma ihtimali daha fazladır,

- Diş kökleri arasında yeterli kemik miktarının olmaması veya diş köklerinin konumlarının uygun olmaması durumunda uygulanması mümkün olmayabilir,
- Üç boyutta kuvvet kontrolü zayıftır. Bu yüzden hastaların sık aralıklarda kontrollere çağırılması daha uygun olabilir.

İndirekt iskeletel ankrajın avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- Mekaniklerin kurulması ve kullanılması daha kolaydır,
- Üç boyutta direkt iskeletsel ankraja göre daha iyi kuvvet kontrolü sağlanmaktadır,
- Direkt ankraja göre implanta daha az yük binmektedir.

İndirekt iskeletel ankrajın dezavantajlarını ise şu şekilde sıralayabiliriz:

- Hazırlanması, uygulanması ve sökülmesi direkt iskeletsel ankraja göre daha fazla zaman almaktadır,
- Direkt iskeletsel ankraja göre hasta konforu daha düşük olup hastalar tarafından daha zor tolere edilmektedir,
- Retraksiyon sırasında mini-implant(lar)ın stabilite kontrolleri, mini-implantlar ünitenin altında kaldığı için yapılamamaktadır.

KAYNAKLAR

1. Profit WR, Fields HW J.r, Sarver DM (2007). Contemporary Orthodontics. 4th ed.
2. McLaughlin RP, Bennett JC, Travesi HJ (2001). Systemized Orthodontic Treatment Mechanics. Mosby.
3. Chaushu G, Becker A, Zeltser R, Vasker N, Branski S, Chaushu S (2007). Patients' perceptions of recovery after routine extraction of healthy premolars. Am J Orthod Dentofacial Orthop 131: 170-5.
4. Erdinc AE, Nanda RS, Isiksal E (2006). Relapse of anterior crowding in patients treated with extraction and nonextraction of premolars. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129: 775-84.
5. Janson G, Busato MC, Henriques JF, de Freitas MR, de Freitas LM (2006). Alignment stability in Class II malocclusion treated with 2- and 4-premolar extraction protocols. Am J Orthod Dentofacial Orthop 130: 189-95.
6. Stalpers MJ, Booij JW, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, Katsaros C (2007). Extraction of maxillary first permanent molars in patients with Class II Division 1 malocclusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 132: 316-23.
7. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I (2004). Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. Eur J Orthod 26: 585-9.
8. Adams C (1970). The design and Costruction of Removable Orthodontic Appliance. 4th Edition ed. The Williams and Wilkins Co., Baltimore.
9. Lewis PD (1970). Canine retraction. Am J Orthod 57: 543-60.
10. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN (2004). In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 125: 56-64.
11. Drescher D, Bourauel CH, Schumacher HA (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96: 397-404.
12. Kucher G, Weiland FJ, Bantleon HP (1993). Modified lingual lever arm technique. J Clin Orthod 27: 18-22.
13. Burstone CJ (1962). Rationale of the segmented arch. Am J Orthod 48: 805-22.
14. Burstone CJ (1982). The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod 82: 361-78.
15. Burstone CJ, Koenig HA (1976). Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod 70: 1-19.

16. Eden JD, Waters NE (1994). An investigation into the characteristics of the PG canine retraction spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105: 49-60.
17. Gjessing P (1985). Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *Am J Orthod* 87: 353-62.
18. Ziegler P, Ingervall B (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95: 99-106.
19. Gjessing P (1994). A universal retraction spring. *J Clin Orthod* 28: 222-42.
20. Storey E, Smith R (1952). Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austr Dent J* 56: 11-18.
21. Burstone C, Baldwin J, Lawless D (1961). The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod* 31: 1-15.
22. Halderson H, Johns E, Moyers R (1953). The selection of forces for tooth movement: a summary of our present knowledge. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 39: 25-35.
23. Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 43: 32-45.
24. Oates JC, Moore RN, Caputo AA (1978). Pulsating forces in orthodontic treatment. *Am J Orthod* 74: 577-86.
25. Kır N (2004). Devamlı kuvvetler kullanılan dentoalveoler distraksiyon osteogenezis yöntemi ile hızlı kanin distalizasyonu, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti, Konya.
26. Asbell MB (1990). A brief history of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98: 206-213.
27. Hoffman DR (1995). *Implants and Orthodontics. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction* (Ed: Block MS, JK Kent). Philadelphia W.B. Saunders.
28. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A (2006). "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 76: 191-7.
29. Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman SJ (2008). *Mini-implants in orthodontics: innovative anchorage concepts*. Quintessence. London.
30. Ren Y (2009). Mini-implants for direct or indirect orthodontic anchorage. *Evid Based Dent* 10: 113.
31. Daskalogiannakis J, McLachlan KR (1996). Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109: 489-95.

32. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (1999). Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci* 107: 468-74.
33. Darendeliler MA, Darendeliler H, Uner O (1997). The drum spring (DS) retractor: constant and continuous force for canine retraction. *Eur J Orthod* 19: 115-30.
34. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH (1993). A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103: 464-7.
35. Nikolai RJ (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod* 68: 290-302.
36. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996). Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 18: 141-50.
37. Sleichter CG (1971). A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. *Angle Orthod* 41: 66-75.
38. Quinn RS, Yoshikawa DK (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod* 88: 252-60.
39. Ricketts R, Bench R, Gugion C, Hilgers J, Schulof R (1980). *Bioprogressive Therapy Book*. Rocky Mountain Orthodontics. Denver.
40. Chung PC, Wei SH, Reynolds IR (1989). In vitro testing of elastomeric modules. *Br J Orthod* 16: 265-9.
41. Begg PR, Kesling PC (1977). The differential force method of orthodontic treatment. *Am J Orthod* 71: 1-39.
42. Begg PR (1968). The origin and progress of the light wire differential force technique. *Begg J Orthod Theory Treat* 4: 9-34.
43. Boester CH, Johnston LE (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod* 44: 113-9.
44. Nattrass C, Ireland AJ, Sherrieff M (1998). The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod* 20: 169-76.
45. Erdem A (2008). *Ortodontik Tedavi*. Atatürk Üniversitesi Ortodonti Ders Notları: 74.
46. Tosun Y (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. Ege Üniversitesi Basımevi. İzmir.
47. Proffit WR, Fields HW (1986). *Contemporary Orthodontics*. The C.V. Mosby Company. St Luis.

48. Marcotte MR (1990). Biomechanics in Orthodontics. B.C. Decker Inc. Toronto. Philedelphia.
49. Smith RJ, Burstone CJ (1984). Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 85: 294-307.
50. Ülgen M (2003). Ortodontik Tedavi Prensipleri. 6. Baskı ed. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara.
51. Bishara SE (2001). Textbook of Orthodontics. Saunders Co., Philadelphia.
52. Reitan K (1971). Orthodontic treatment with psychogenic, muscular and articulation disturbances. Taglargebladet.
53. Storey E (1973). The nature of tooth movement. Am J Orthod 63: 292-314.
54. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC (1996). Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 110: 16-23.
55. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ (1969). Optimal force, differential force, and anchorage. Am J Orthod 55: 437-57.
56. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 77: 396-409.
57. Kumar YM, Ravindran NS, Balasubramaniam MR (2009). Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. Angle Orthod 79: 368-72.
58. Christiansen RL, Burstone CJ (1969). Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod 55: 353-69.
59. Kusy RP, Tulloch JF (1986). Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 90: 127-31.
60. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 94: 426-31.
61. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ (1991). Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. Am J Orthod Dentofacial Orthop 100: 66-71.
62. Feldmann I, Bondemark L (2006). Orthodontic anchorage: a systematic review. Angle Orthod 76: 493-501.
63. Lindquitt JT (1985). The edgewise appliance In Graber TM. Orthodontics: Current Principals and Tecniques. St Luis Miss Mosby, 565-640.

64. Memili B (2009). Çekimli vakalarda mini vida yöntemi ile üst kanin distalizasyonunun ankraj yönünden değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti, Konya.
65. Williams R (1969). The diagnostic line. *Am J Orthod* 55: 458-76.
66. Creekmore TD (1997). Where teeth should be positioned in the face and jaws and how to get them there. *J Clin Orthod* 31: 586-608.
67. Nanda R (2005). *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. 1th Ed. ed. Saunders.
68. Kingsley N (1975). *Orthodontics, A Historical Review of its Origin Evaluation*. CV Mosby Co.
69. Angle E (1889). Regulating Appliances. *Int Dent* 10: 323-326.
70. Oppenheim A (1936). Biologic orthodontic therapy and reality. *Angle Orthod* 6: 69-116.
71. Kloehn S (1947). Guiding Alveolar Growth and Eruption of Teeth to Reduce Treatment Time and Produce a More Balanced Denture and Face. *Angle Orthod* 17: 13-33.
72. Kloehn S (1953). Orthodontic Force or Persuasion. *Angle Orthod* 23: 56-65.
73. Poulton DR (1967). The influence of extraoral traction. *Am J Orthod* 53: 8-18.
74. Prabhu J, Cousley RR (2006). Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod* 33: 288-307.
75. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16: 1-132.
76. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 86: 95-111.
77. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 82: 377-81.
78. Melsen B, Costa A (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 3: 23-8.
79. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y (2001). A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 489-97.

80. Creekmore TD, Eklund MK (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 17: 266-9.
81. Kanomi R (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31: 763-7.
82. Costa A, Raffainl M, Melsen B (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13: 201-9.
83. Jenner JD, Fitzpatrick BN (1985). Skeletal anchorage utilising bone plates. *Aust Orthod J* 9: 231-3.
84. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115: 166-74.
85. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH (2005). A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128: 382-4.
86. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J (1996). The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 7: 410-6.
87. Favero L, Brollo P, Bressan E (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 84-94.
88. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 6: 82-97.
89. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124: 373-8.
90. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128: 190-4.
91. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL (2001). Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Craniomaxillofac Surg* 29: 69-74.
92. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P (1999). Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116: 678-86.
93. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dortbudak O, Haas R (2000). Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clin Oral Implants Res* 11: 595-601.

94. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H (2004). Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll* 45: 165-72.
95. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG (1990). Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60: 135-152.
96. Cousley R (2005). Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 723-9.
97. Schlegel KA, Kinner F, Schlegel KD (2002). The anatomic basis for palatal implants in orthodontics. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 17: 133-9.
98. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G (2005). Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 11: 10-15.
99. Liou EJ, Pai BC, Lin JC (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126: 42-7.
100. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM (2005). Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res* 16: 575-8.
101. Fukunaga T, Kuroda S, Kurosaka H, Takano-Yamamoto T (2006). Skeletal anchorage for orthodontic correction of maxillary protrusion with adult periodontitis. *Angle Orthod* 76: 148-55.
102. Londa G (2005). The anchorage quality of titanium microplates with short microscrews for orthodontic anchorage applications. *J Orofac Orthop* 66: 67-77.
103. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S (2002). The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod* 36: 455-9.
104. Laskin DM, Dent CD, Morris HF, Ochi S, Olson JW (2000). The influence of preoperative antibiotics on success of endosseous implants at 36 months. *Ann Periodontol* 5: 166-74.
105. Mah J, Bergstrand F (2005). Temporary anchorage devices: a status report. *J Clin Orthod* 39: 132-6; discussion 136; quiz 153.
106. Lambert PM, Morris HF, Ochi S (1997). The influence of 0.12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infectious complications and implant success. *J Oral Maxillofac Surg* 55: 25-30.
107. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 17: 109-14.

108. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 100-6.
109. Forna N, Burlui V, Luca IC, Indrei A (1998). Peri-implantitis. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* 102: 74-9.
110. Higuchi KW, Slack JM (1991). The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 338-44.
111. Odman J, Lekholm U, Jemt T, Thilander B (1997). Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. *Eur J Orthod* 31: 763-767.
112. Trisi P, Rebaudi A (2002). Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22: 31-43.
113. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 12: 358-63.
114. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N (2005). Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 16: 480-5.
115. Weintraub JA, Vig PS, Brown C, Kowalski CJ (1989). The prevalence of orthodontic extractions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96: 462-6.
116. Foster T (1990). *A Text Book of Orthodontics*. 3.rd Edition ed. Blackwell Scientific Publications Oxford London. 207-230.
117. Ayala Perez C, de Alba JA, Caputo AA, Chaconas SJ (1980). Canine retraction with J hook headgear. *Am J Orthod* 78: 538-47.
118. Nikolai RJ (2001). The biomechanics of canine retraction with arch wire guidance. *Semin Orthod* 3: 182-190.
119. Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125: 71-7.
120. Huffman DJ, Way DC (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *Am J Orthod* 83: 453-9.
121. Nanda RS, Tosun Y (2010). *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*. Quintessence Publishing Co, Inc. Chicago.
122. Nanda R (1996). *Biomechanics in clinical orthodontics*. W B Saunders Co.

123. Ülgen M (2000). Ortodonti, anomaliler, sefalometri, etiyoloji, büyüme ve gelişim, tanı. Yeditepe Üniversitesi Yayınları. İstanbul.
124. Floria G, Franchi L, Bassarelli T (1996). Anterior and canine retraction: Biomechanic considerations Part One. Virtual Journal of Orthodontics Issue 1.3.
125. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A (1986). A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. Am J Orthod 89: 73-8.
126. Kusy RP, Whitley JQ (1999). Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. Eur J Orthod 21: 199-208.
127. Kusy RP, Whitley JQ (1999). Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. Angle Orthod 69: 71-80.
128. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA (1999). Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116: 336-45.
129. Tselepis M, Brockhurst P, West VC (1994). The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 106: 131-8.
130. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF (1996). Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 109: 535-42.
131. Schlegel V (1996). Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. J Biomech 29: 483-91.
132. Paulson RC, Speidel TM, Isaacson RJ (1970). A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. Angle Orthod 40: 20-7.
133. Rajcich MM, Sadowsky C (1997). Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop 112: 441-8.
134. Graber T, Swain B (1985). Orthodontics-Current Principles and Techniques. The CV Mosby Company St Louis. Toronto, Princeton, USA.
135. Alexander R (1986). The Alexander Discipline, Contemporary Concepts and Philosophies. Ormco Corporation. Glendora, California, USA.
136. Staggers JA (1994). Vertical changes following first premolar extractions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 105: 19-24.

137. Liou EJ, Huang CS (1998). Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114: 372-82.
138. Reitan K (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 46: 881-900.
139. Burstone C (1969). *Current Orthodontic Concept and Tecniques*. (Ed: Appliance Biomechanics of Orthodontic). London, Toronto W.B. Saunders Corp, 160-178.
140. Kessel S (1969). The rationale of maxillary premolar extraction only in Class II therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 49: 276-293.
141. Dincer M, Iscan HN (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction. *Eur J Orthod* 16: 317-23.
142. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH (1998). A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114: 73-9.
143. Sümbüloglu K, Sümbüloglu V (1989). *Biyoistatistik*. Hatipoğlu Yayınevi. Ankara.
144. Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD (2003). Anchorage loss-a multifactorial response. *Angle Orthod* 73: 730-7.
145. Chen F, Terada K, Handa K (2005). Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod* 75: 378-85.
146. Gray JB, Smith R (2000). Transitional implants for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 34: 659-66.
147. Keles A, Erverdi N, Sezen S (2003). Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod* 73: 471-82.
148. Thomas MV, Daniel TL, Kluemper T (2006). Implant anchorage in orthodontic practice: the Straumann Orthosystem. *Dent Clin North Am* 50: 425-37, vii.
149. Cetinsahin A, Dincer M, Arman-Ozcirpici A, Uckan S (2010). Effects of the zygoma anchorage system on canine retraction. *Eur J Orthod* 32: 505-13.
150. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH (2002). Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 36: 298-302.
151. Herman RJ, Currier GF, Miyake A (2006). Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 228-35.
152. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM (2006). 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* 129: 551-4.

153. Melsen B (2005). Mini-implants: Where are we? J Clin Orthod 39: 539-47; quiz 531-2.
154. Baumrind S, Frantz RC (1971). The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. Am J Orthod 60: 111-27.
155. Baumrind S, Miller D, Molthen R (1976). The reliability of head film measurements. 3. Tracing superimposition. Am J Orthod 70: 617-44.
156. Sueri MY, Turk T (2006). Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. Angle Orthod 76: 1010-4.
157. K  k H (2009). Segmental kanin retraksiyonunda prefabrike springler ile reverse closing loop'un karşılaştırılması: Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti, Konya.
158. Dinçyürek    (2009). Sınıf I moderate ankraj olgularında kanin dişlerinin distalizasyonunda kullanılan iki farklı kuvvet sisteminin karşılaştırılması: Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti, Samsun.
159. Soyak CB (1995). Kanin distalizasyonunda bölümlü ve devamlı arkların etkilerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi: Doktora Tezi, E  . Diş Hekimliği Fakültesi Orthodontics,   zmir.
160. Toroğlu S, Uzel   , Uzel E (2001). Farklı iki kanin retraksiyon zemberiğinin klinik etkilerinin karşılaştırılması. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 25: 36-47.
161. Lotzof LP, Fine HA, Cisneros GJ (1996). Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 110: 191-6.
162. Rhee JN, Chun YS, Row J (2001). A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 119: 292-9.
163. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon AD (2008). Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. Angle Orthod 78: 95-100.
164. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofacial Orthop 117: 175-83.
165. Martins RP, Buschang PH, Gandini LG Jr, Rossouw PE (2009). Changes over time in canine retraction: an implant study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136: 87-93.
166. Dixon V, Read MJ, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA (2002). A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. J Orthod 29: 31-6.

EKLER

EK 1. Etik Kurul Onayı

**T.C. KARADENİZ
TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ KLİNİK
ARAŞTIRMALAR
ETİK KURUL BAŞKANLIĞI**



**KARADENİZ
TECHNICAL UNIVERSITY
FACULTY OF MEDICINE
ETHIC COUNCIL**

Sayı:B302KTÜ0200000/
Konu:

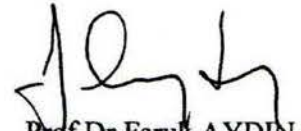
637

Tarih: 18/07/2012

Sayın; Y.Doç.Dr.Mehmet BAYRAM
Ortodonti ABD.

“Direk ve İndirek İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması” başlıklı etik kurul 2012/42 no’lu tez çalışmasının raportör ve etik kurul görüşleri doğrultusunda; tıbbi etik açıdan uygun olduğuna karar verilmiştir.

Bilginizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Faruk AYDIN
Etik Kurul Başkanı

Eki : 1 onay belgesi

EK 1. (Devam) Etik Kurul Onayı

KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU İLAÇ DIŞI ARAŞTIRMALAR KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	“Direk ve İndirek İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması”			
	ARAŞTIRMANIN PROTOKOL/PLAN KODU	2012/42			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Y.Doç.Dr.Mehmet BAYRAM			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	TEZ SAHİBİ/DİĞER ARAŞTIRICILAR, UNVANI/ADI/SOYADI	Arş.Gör.Serkan ÖZKAN			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN NİTELİĞİ				
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	UZMANLIK TEZİ ☒ AKADEMİK AMAÇLI ☐			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama	
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	☐		
	SİGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
DİĞER:	☐			

EK 1. (Devam) Etik Kurul Onayı

KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU İLAÇ DIŞI ARAŞTIRMALAR KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2	Tarih: 11/06/2012
	Y.Doç.Dr.Mehmet BAYRAM'ın sorumluluğunda yapılması tasarlanan Arş.Gör.Serkan ÖZKAN'a ait "Direk ve İndirek İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması" başlıklı 2012/42 no'lu ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma/tez başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, gerçekleştirilmesinde etik sakınca bulunmadığına; toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	

KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU İLAÇ DIŞI KLİNİK ARAŞTIRMALARI KARAR FORMU	
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr.Faruk AYDIN

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	İlişki *	Katılım **	İmza
Prof.Dr.Faruk AYDIN Başkan:	Tıbbi Mikrobiyoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Gamze ÇAN Başkan Yrd.	Halk Sağlığı	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.S.Caner KARAHAN Üye:	Tıbbi Biyokimya	Özel Yıldızlı Güven Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☐	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Ümit ÇOBANOĞLU Üye:	Patoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Yüksel ALİYAZICIOĞLU Üye:	Tıbbi Biyokimya	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	İZİMLİ
Doç.Dr.S. Murat KESİM Raportör:	Farmakoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr.Hülya ULUSOY Üye:	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	İZİMLİ
Doç.Dr.Hafiz AYDIN Üye:	Ortopedi ve Travmatoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Murat LİVAOĞLU Üye:	Plastik, Rekons. ve Estetik Cer.	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Ahmet TIRYAKI Üye:	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr.Gülay KARAGÜZEL Üye:	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr.Fatih Mehmet GÖKÇE Üye:	Fizyoloji	Rize Üniv. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Miraç ÇELİK Üye:	Hukuk	KTÜ Hukuk Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Tufan SAĞLAM Üye:	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbest (Tekstil Mühendisi)	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	

* :Araştırma ile İlişki

** :Toplantıda Bulunma

EK 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu

Araştırmanın Adı : Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj kullanılarak yapılan iki farklı kanin distalizasyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU (FORM 05)

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ !!!

Bu çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini anlamanız ve kararınızı bu bilgilendirme sonrası özgürce vermeniz gerekmektedir. Size özel hazırlanmış bu bilgilendirmeyi lütfen dikkatlice okuyunuz, sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz.

ÇALIŞMANIN AMACI NEDİR?

Rutinde ortodontik tedavide kullanmakta olduğumuz iki farklı tekniğin arasında gerçekte fark olup olmadığının araştırılmasıdır.

KATILMA KOŞULLARI NEDİR?

Bu çalışmaya dahil edilebilmeniz için ağız hijyeninizin iyi olması ve tedavi şartlarına uygun diş yapınızın olması gerekir.

NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

Sizde bulunmakta olan diş çapraşıklığını giderebilmek için yere ihtiyaç vardır. Bu yer üst çeneden simetrik iki dişin çekilmesi ile elde edilecektir. Diş çekimini takiben rutinde kullandığımız iki farklı teknikten birini kullanarak bu boşluklara çapraşık olan dişler kaydırılacaktır. Yine teknik dahilinde size dişlerinizin hareketi esnasında destek alabilmemiz için küçük vidalar uygulanacaktır. Bu vidaların uygulanma yeri damağınız olup destek gereksinimimiz bitince vidalar çıkarılacaktır. Sonrasında ise tüm dişler hizalanacak ve düzgün bir diş görünümü teller vasıtasıyla elde edilecektir.

SORUMLULUKLARIM NEDİR?

Araştırma ile ilgili olarak dişlerinizin düzenli fırçalanmasına özen gösterme, doktorunuz tarafından verilen randevulara ve doktorunuzun tedavi ile ilgili anlattığı uyarılara riayet etme sizin sorumluluklarınızdır. Bu koşullara uymadığınız durumlarda araştırmacı sizi uygulama dışı bırakabilme yetkisine sahiptir.

KATILIMCI SAYISI NEDİR?

Araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 36'dır.

KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre ortodontik tedavinin tamamı göz önünde bulundurulursa yaklaşık 2 yıldır.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

Bu araştırmada sizin için direkt bir yarar bulunmamaktadır. Araştırma sonucunda elde edilecek verilere göre bu iki tekniğin hangisinin daha verimli ve kullanılabilir olduğu konusunda yargıya varılacak ve bu bilgiler ışığında sizden sonraki hastaların tedavilerinde kullanılacak olan teknikler bu yargıya göre şekillenebilecektir.

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?

Size bu araştırmada ortodontik tedavide rutinde kullandığımız metodlar dışında bir şey uygulanmayacaktır.

Klinik uygulama dönemleri sırasında karşılaşılabilecek sorunlar arasında diğer ortodontik tedavilerde de sıklıkla karşılaşılan sorunlar olan yanak içlerinde geçici yaralar, dişlerde hassasiyet ve ağrılar sayılabilir. Vidaların uygulanması esnasında lokal anestezi gerekecektir ve anestezi maddeye duyarlılık olmadığı takdirde sorun olmayacaktır. Yetersiz ağız temizliği ve yetersiz diş fırçalama sonucunda bu vidalar iltihaplanabilir ve ağrı yapabilir.

EK 2. (Devam) Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu

Araştırmanın Adı : Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj kullanılarak yapılan iki farklı kanin distalizasyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması

ARAŞTIRMA SÜRECİNDE BİRLİKTE KULLANILMASININ SAKINCALI OLDUĞU BİLİLEN İLAÇLAR/BESİNLER NELERDİR?

Çalışma süresince birlikte kullanımının sakıncalı olduğu ilaç ve besinler bulunmamaktadır. Sadece ortodontik tedaviyi güçleştireceği için çürük yapıcı şeker içeriği fazla olan yapışkan gıdaların alınmaması gerekmektedir.

HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILABİLİRİM?

Uygulanan tedavide hekiminizin tavsiye ve kurallarına uymadığınız taktirde ve randevularınızı aksatmanız hallerinde doktorunuz sizin izniniz olmadan sizi çalışmadan çıkarabilir.

DİĞER TEDAVİLER NELERDİR?

Sizin şu anki yüz ve çene yapınıza en uygun olan tedavi biçimi seçilmiş olup araştırmamız dışında normal ortodontik tedavinize devam edilecektir.

HERHANGİ BİR ZARARLANMA DURUMUNDA YÜKÜMLÜLÜK/SORUMLULUK KİMDEDİR VE NE YAPILACAKTIR?

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacı tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD. tarafından karşılanacaktır.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?

Uygulama süresi boyunca, tavsiye edilen önerilere uyulamayacaksa veya uygulanan vidaların, tellerin veya braketlerin çıkması durumunda Sorumlu Araştırmacıyı bilgilendirmek için, araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 0553 393 4535 no.lu telefondan Dr Serkan ÖZKAN'a başvurabilirsiniz.

ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŞILANACAK MIDIR?

Uygulanan mini vida, braket, teller gibi diğer araştırma masrafları size veya güvencesi altında bulunduğunuz resmi ya da özel hiçbir kurum veya kuruluşa ödetilmeyecektir.

ÇALIŞMAYI DESTEKLEYEN KURUM VAR MIDIR ?

Çalışmayı destekleyen kurum yoktur.

ÇALIŞMAYA KATILMAM NEDENİYLE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILACAK MIDIR?

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır. Gerekirse yol giderlerinin vize başına %50'lik kısmı destekleyici tarafından karşılanacaktır.

ARAŞTIRMAYA KATILMAYI KABUL ETMEMEM VEYA ARAŞTIRMADAN AYRILMAM DURUMUNDA NE YAPMAM GEREKİR?

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; reddetme veya vazgeçme durumunda bile sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır. Araştırmacı, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle isteğiniz dışında ancak bilginiz dahilinde sizi araştırmadan çıkarabilir. Bu durumda da sonraki bakımınız garanti altına alınacaktır.

Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MIDIR?

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

EK 2. (Devam) Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu

Araştırmanın Adı : Direkt ve indirekt iskeletsel ankraj kullanılarak yapılan iki farklı kanin distalizasyon tekniğinin etkinliklerinin karşılaştırılması

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren sayfalık metni okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyorum ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

GÖNÜLLÜNÜN		İMZA
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

VELAYET VEYA VESAYET ALTINDA BULUNANLAR İÇİN VELİ VEYA VASİNİN		İMZA
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

ARAŞTIRMA EKİBİ DIŞINDAN YETKİN BİR HEKİM		İMZA
ADI & SOYADI		
TARİH		

GEREKTİĞİ DURUMLARDA TANIK		İMZA
ADI & SOYADI		
GÖREVİ		
TARİH		

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik/Pasaport No : 26495195786
Soyadı, Adı : Özkan, Serkan
Uyruğu : TC
Doğum Tarihi ve Yeri : 9 / 2 / 1982 , Ankara
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 3774732
Faks : 3253017
E-Posta : dtserkanozkan@gmail.com
Yazışma adresi : KTÜ Diş Hekimliği Fak. Ortodonti AD
: Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2005
Lisans		
Lise	Konya Özel Büyükkoyuncu Fen Lisesi	2000

AKADEMİK / MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. KTÜ Diş Hek. Fak.		6
2.		
3.		

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ortodonti

YAYINLAR / BİLDİRİLER

- 2006 TOD kongresi - Poster sunumu - Sınıf II açık kapanışa sahip bir olgunun mini-vida desteği ile ortodontik tedavisi
- 2011 TOD kongresi - Poster sunumu - Üst çenede şiddetli yer darlığı ve yan çapraz kapanışın erken tedavisi: Olgu sunumu
-
-
-

ÖDÜLLER / TEŞVİKLER / BURSLAR

-
-

HOBİLER

- Bilgisayar
- RC araçlar