

**T.C.**  
**EGE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HYBRID RETRACTION SPRING'İN MAKSİLLER  
DİŞLER ÜZERİNE ETKİLERİNİN DİJİTAL FARK  
RADYOGRAFİSİ İLE İNCELENMESİ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI PROGRAMI**

**Doktora Tezi**

**Diş Hekimi**  
**Dt. İrem Seyhan UYARCAN**

**DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Münire Ece SABAH**

**İZMİR**  
**2009**



## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan :Prof.Dr.Münire Ece SABAH .....  
(Danışman)

Üye :Prof.Dr.Erdal IŞIKSAL .....

Üye :Prof.Dr.Pelin GÜNERİ .....

Üye :Prof.Dr.Rüştiye SÜRÜCÜ .....

Üye :Prof.Dr.Hakan İŞCAN .....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih.....

## ÖNSÖZ

Doktoraya başladığım günden beri, her zaman ve her konuda desteğini gördüğüm, benim için danışmanlığın yanında gerçek bir abla olan tez danışmanım Prof. Dr. Münire Ece SABAH'a, hem mesleki hem insani anlamda örnek aldığımız, en iyiye ulaşmamız için bizi destekleyen Prof. Dr. Erdal Işıksal'a, tezimin her aşamasında bana destek olup yönlendiren ve yüreklendiren Prof. Dr. Pelin Güneri'ye sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Anabilim Dalı'mızın tüm değerli öğretim üyelerine, özellikle aynı odayı paylaştığım arkadaşlarım başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma, kliniğimizin tüm çalışanlarına, çalışma ortamımızı huzurlu ve sevgi dolu bir aile ortamına çevirdikleri için teşekkürlerimi sunuyorum.

Tezimin istatistik çalışmalarını gerçekleştiren Dr. Hatice ULUER'e, yoğun programında bana yer ayırdığı için teşekkür ederim.

Beş yaşında anaokulunda başladığım ve doktoramın sonuna kadar süren okul hayatımda, bu aşamaya gelmem için hiçbir karşılık beklemeden özveri ile çalışan tüm öğretmenlerime, özellikle ilkokul öğretmenim Mediha AYYILDIZ'a ve meslek seçimimde yapmış olduğu unutulmaz katkısından dolayı fizik öğretmenim merhum Erdoğan ERDEM'e sonsuz şükranlarımı sunuyorum.

Hayatımın ilk gününden beri bana koşulsuz sevgi, destek ve zorluklarla mücadele etmemde güç veren anneme, babama ve kardeşime sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İZMİR-2009

Dt. İrem Seyhan UYARCAN



# İÇİNDEKİLER

|                                |             |
|--------------------------------|-------------|
| <b>ÖNSÖZ .....</b>             | <b>IV</b>   |
| <b>TABLOLAR DİZİNİ .....</b>   | <b>VIII</b> |
| <b>RESİMLER DİZİNİ .....</b>   | <b>X</b>    |
| <b>ŞEKİLLER DİZİNİ.....</b>    | <b>XII</b>  |
| <b>GRAFİKLER DİZİNİ .....</b>  | <b>XIII</b> |
| <b>KISALTMALAR DİZİNİ.....</b> | <b>XIV</b>  |

## **BÖLÜM I**

|                                                                |          |
|----------------------------------------------------------------|----------|
| <b>GİRİŞ .....</b>                                             | <b>1</b> |
| <b>GENEL BİLGİLER .....</b>                                    | <b>4</b> |
| 1.1. Sınıf II Maloklüzyon.....                                 | 4        |
| 1.2. Sınıf II Maloklüzyonun Tedavisi.....                      | 8        |
| 1.3. Diş Hareketlerinin Biyomekaniği.....                      | 14       |
| 1.4. Çekim Boşluklarının Kapatılması.....                      | 17       |
| 1.5. Boşluk Kapatma Amacıyla Kullanılan Kuvvet Elemanları..... | 23       |
| 1.6. Kanin Distalizasyonu.....                                 | 26       |
| 1.6.1. Sürtünmeli Sistem.....                                  | 27       |
| 1.6.2. Sürtünmesiz Sistem.....                                 | 32       |
| 1.7. Hybrid Retraction Spring (HRS).....                       | 38       |
| 1.8. Dijital Fark Radyografisi (DFR).....                      | 41       |
| 1.9. Visual Analog Skala (VAS).....                            | 44       |

## **BÖLÜM II**

|                                  |           |
|----------------------------------|-----------|
| <b>GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>      | <b>45</b> |
| 2.1. Bireyler.....               | 45        |
| 2.2. Sefalometrik Filmler.....   | 46        |
| 2.3. Sefalometrik Analizler..... | 47        |

|                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------|----|
| 2.4. Ortopantomogramlar.....                                 | 62 |
| 2.5. Ortopantomogram Üzerinde Gerçekleştirilen Ölçümler..... | 62 |
| 2.6. Oklüzal Filmler.....                                    | 64 |
| 2.7. Periapikal Filmler.....                                 | 65 |
| 2.8. El-Bilek Filmleri.....                                  | 66 |
| 2.9. Film Banyosu.....                                       | 67 |
| 2.10. Fotoğraflar.....                                       | 67 |
| 2.11. Model Analizleri.....                                  | 67 |
| 2.12. Visual Analog Skala.....                               | 70 |
| 2.13. Hybrid Retraction Spring'in Uygulanması.....           | 70 |
| 2.14. Dijital Fark Radyografisi.....                         | 75 |
| 2.15. İstatistiksel Yöntem ve Metod Hatası.....              | 80 |

### **BÖLÜM III**

|                                                                        |           |
|------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>BULGULAR.....</b>                                                   | <b>89</b> |
| 3.1. Lateral Sefalometrik Filmten Elde Edilen Bulgular.....            | 89        |
| 3.2. Ortopantomogramdan Elde Edilen Bulgular.....                      | 95        |
| 3.3. Modelden Elde Edilen Bulgular.....                                | 97        |
| 3.4. Uygulama Öncesi ve Sonrası Ölçümlerin Farkı ve DFR Bulguları..... | 98        |
| 3.5. VAS Değerlendirmesi.....                                          | 104       |

### **BÖLÜM IV**

|                                                                     |            |
|---------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>TARTIŞMA.....</b>                                                | <b>107</b> |
| 4.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması.....                              | 107        |
| 4.2. Bulguların Tartışması.....                                     | 120        |
| 4.2.1. Lateral Sealometrik Film Bulgularının Değerlendirilmesi..... | 120        |
| 4.2.2. Ortopantomograma Ait Bulguların Değerlendirilmesi.....       | 127        |
| 4.2.3. Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi.....                 | 128        |
| 4.2.4. Ölçümlerin Farkı ve DFR Bulgularının Değerlendirilmesi.....  | 130        |
| 4.2.5. VAS Bulgularının Değerlendirilmesi.....                      | 135        |

## **BÖLÜM V**

|                      |            |
|----------------------|------------|
| <b>SONUÇLAR.....</b> | <b>137</b> |
|----------------------|------------|

## **BÖLÜM VI**

|                  |            |
|------------------|------------|
| <b>ÖZET.....</b> | <b>139</b> |
|------------------|------------|

|                      |            |
|----------------------|------------|
| <b>ABSTRACT.....</b> | <b>141</b> |
|----------------------|------------|

## **BÖLÜM VII**

|                       |            |
|-----------------------|------------|
| <b>KAYNAKLAR.....</b> | <b>143</b> |
|-----------------------|------------|

|                      |            |
|----------------------|------------|
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b> | <b>164</b> |
|----------------------|------------|

## TABLÖLAR DİZİNİ

|                                                                                                                          |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Tablo 1.</b> Kız ve erkek bireylerin dağılımı.....                                                                    | 45  |
| <b>Tablo 2.</b> Bireylerin tedavi başı yaş dağılımı.....                                                                 | 45  |
| <b>Tablo 3.</b> Sefalometrik, model ve ortopantomograf ölçümleri<br>standart metod hatası (Sm).....                      | 81  |
| <b>Tablo 4.</b> Uygulama öncesi sefalometrik veriler.....                                                                | 90  |
| <b>Tablo 5.</b> Uygulama sonrası sefalometrik veriler.....                                                               | 92  |
| <b>Tablo 6.</b> Uygulama öncesi-sonrası sefalometrik değişikliklerin<br>eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması..... | 93  |
| <b>Tablo 7.</b> Uygulama öncesi ortopantomogram verileri.....                                                            | 95  |
| <b>Tablo 8.</b> Uygulama sonrası ortopantomogram verileri.....                                                           | 96  |
| <b>Tablo 9.</b> Uygulama öncesi-sonrası ortopantomogram verilerinin<br>eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması.....  | 96  |
| <b>Tablo 10.</b> Uygulama öncesi modele ait veriler.....                                                                 | 97  |
| <b>Tablo 11.</b> Uygulama sonrası modele ait veriler.....                                                                | 97  |
| <b>Tablo 12.</b> Uygulama öncesi-sonrası model verilerinin<br>eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması.....           | 98  |
| <b>Tablo 13.</b> Lateral sefalometrik, model ve ortopantomogram<br>ölçümlerinin uygulama öncesi ve sonrası farkları..... | 100 |
| <b>Tablo 14.</b> DFR ölçümleri.....                                                                                      | 101 |
| <b>Tablo 15.</b> DFR ölçümleri ile lateral sefalometrik film<br>ölçümlerinin farklarının ilişkisi.....                   | 102 |
| <b>Tablo 16.</b> Lateral sefalometrik film ölçümlerinin farklarının                                                      |     |

|                                |     |
|--------------------------------|-----|
| birbirleri ile ilişkileri..... | 103 |
|--------------------------------|-----|

**Tablo 17.** Kanin distalizasyon hızı ve lateral sefalometrik film

|                                        |     |
|----------------------------------------|-----|
| ölçümlerinin farklarının ilişkisi..... | 103 |
|----------------------------------------|-----|

**Tablo 18.** VAS ölçümleri.....104

## RESİMLER DİZİNİ

|                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Resim 1.</b> Model ölçümlerinin fotoğraf üzerinde gerçekleştirilmesi.....                             | 69 |
| <b>Resim 2.</b> HRS'in büküm yapılmadan önceki hali.....                                                 | 71 |
| <b>Resim 3.</b> Vertikal slot braket.....                                                                | 71 |
| <b>Resim 4.</b> HRS'in direk tüp ile model üzerine uygulanması.....                                      | 72 |
| <b>Resim 5.</b> HRS üzerinde gerçekleştirilen bükümler.....                                              | 73 |
| <b>Resim 6.</b> Kuvvet ölçerin uygulanması amacıyla<br>gerçekleştirilen büküm.....                       | 74 |
| <b>Resim 7.</b> 7a 2mm'lik, 7b 4mm'lik aktivasyonu göstermektedir.....                                   | 74 |
| <b>Resim 8.</b> Fark görüntüsü elde edilmesi.....                                                        | 77 |
| <b>Resim 9.</b> HRS uygulanan bir olgunun, uygulama öncesi<br>ağız içi fotoğrafları.....                 | 83 |
| <b>Resim 10.</b> HRS'in uygulandığı seans çekilmiş ağız içi fotoğraflar.....                             | 83 |
| <b>Resim 11.</b> HRS uygulamasından 3 ay sonraki ağız içi fotoğraflar.....                               | 84 |
| <b>Resim 12.</b> HRS'in ağızdan uzaklaştırıldığı seans çekilen<br>ağız içi fotoğraflar.....              | 84 |
| <b>Resim 13.</b> HRS uygulanan bir olgunun, uygulama öncesi<br>lateral sefalometrik filmi.....           | 85 |
| <b>Resim 14.</b> HRS uygulaması sonlandıktan sonra alınan<br>lateral sefalometrik film.....              | 86 |
| <b>Resim 15.</b> Lateral sefalometrik filmlerden elde edilen<br>Dijital Fark Radyografisi görüntüsü..... | 87 |

**Resim 16.** HRS uygulanan bir olguya ait,

- a.** HRS uygulanmadan önce alınan oklüzal filmi,
- b.** HRS uygulaması sonlandıktan sonra alınan oklüzal filmi,
- c.** Oklüzal filmlerden elde edilen

Difital Fark Radyografisi görüntüsü.....88

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1. Çalışmamızda kullanılan sefalometrik noktalar.....      | 51 |
| Şekil 2. Çalışmamızda kullanılan sefalometrik düzlemler.....     | 54 |
| Şekil 3. Çalışmamızda kullanılan iskeletsel ölçümler.....        | 57 |
| Şekil 4. Çalışmamızda kullanılan dişsel ölçümler.....            | 60 |
| Şekil 5. Çalışmamızda kullanılan yumuşak doku ölçümleri.....     | 61 |
| Şekil 6. Ortopantomogram üzerinde gerçekleştirilen ölçümler..... | 63 |
| Şekil 7. Oklüzal film üzerinde gerçekleştirilen ölçümler.....    | 65 |
| Şekil 8. Model ölçümünde kullanılan noktalar.....                | 69 |
| Şekil 9. Modifiye visual analog skala.....                       | 70 |
| Şekil 10. HRS'in bölümleri.....                                  | 71 |
| Şekil 11. DFR ölçümleri örneği.....                              | 79 |



## GRAFİK DİZİNİ

|                                                     |     |
|-----------------------------------------------------|-----|
| <b>Grafik 1.</b> VAS ortalama değerler grafiği..... | 106 |
|-----------------------------------------------------|-----|

## KISALTMALAR DİZİNİ

|              |                                 |
|--------------|---------------------------------|
| <b>ARP</b>   | Anterior raphe noktası          |
| <b>CCD</b>   | Charge-coupled device           |
| <b>CD</b>    | Carrière Distalizer             |
| <b>d</b>     | Mesafe                          |
| <b>f</b>     | Fark                            |
| <b>DFR</b>   | Dijital Fark Radyografisi       |
| <b>F</b>     | Kuvvet                          |
| <b>FRD</b>   | Fatigue Resistant Device        |
| <b>g</b>     | Gram                            |
| <b>HRS</b>   | Hybrid Retraction Spring        |
| <b>kV</b>    | Kilovolt                        |
| <b>M</b>     | Moment                          |
| <b>mm</b>    | Milimetre                       |
| <b>Max</b>   | Maksimum                        |
| <b>Min</b>   | Minimum                         |
| <b>N</b>     | Newton                          |
| <b>Ni-Ti</b> | Nikel titayum                   |
| <b>Okl</b>   | Oklüzal film                    |
| <b>OPG</b>   | Ortopantomogram                 |
| <b>Oz</b>    | Ounce                           |
| <b>p</b>     | İstatistiksel anlamlılık düzeyi |

|             |                                                    |
|-------------|----------------------------------------------------|
| <b>PSNR</b> | En yüksek sinyal değerinin kirlilik değerine oranı |
| <b>SD</b>   | Standart sapma                                     |
| <b>SE</b>   | Süperelastik                                       |
| <b>TME</b>  | Temporomandibuler eklem                            |
| <b>UBE</b>  | Uluslararası Bilgisayar Enstitüsü                  |
| <b>VAS</b>  | Visual analog skala                                |
| <b>X</b>    | Ortalama                                           |

## BÖLÜM I

### GİRİŞ

Ortodonti pratiğinde Sınıf II maloklüzyon olarak değerlendirilen anomali, sıklıkla karşılaşılan bir problemdir. Diş hekimlerine tedavi talebiyle başvuran hastaların %5-%29'unu, Sınıf II maloklüzyona sahip hastalar oluşturmaktadır (147).

Sınıf II maloklüzyon sadece tek şekilde gözlenen klinik bir anomali değildir. Çok çeşitli biçimlerde gözlenebilmektedir. Doğru tedavi planlaması doğru teşhisi gerektirdiği için Sınıf II maloklüzyonun da doğru teşhis edilebilmesi, maloklüzyonun oluşumuna katkısı olan tüm faktörlerin iyi incelenmesi ile gerçekleşmektedir. İskeletsel ve dentoalveoler bileşenlerin varlığı ve oranları, klinik ve sefalometrik değerlendirmelerle tespit edilmektedir (15,68).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyon, oluşumsal açıdan dört farklı biçimde gözlenmektedir: a)Mandibulanın gelişim eksikliği gösterdiği, maksillanın normal olduğu tip b)Maksillanın fazla gelişim gösterdiği, mandibulanın normal olduğu tip c)Maksillanın artmış, mandibulanın azalmış gelişim gösterdiği tip d)Mandibulanın aşağı ve distal rotasyonunun görüldüğü tip (138).

Sınıf II maloklüzyon, farklı yaklaşımlar kullanılarak tedavi edilebilmektedir. Tedavi yönteminin seçiminde büyüme-gelişim potansiyelinin değerlendirilmesi önem taşımaktadır (143). Büyüme-gelişimi devam eden bireylerde; ekstraoral aygıtlar, hareketli fonksiyonel apareyler ve sabit mekaniklerle çekimsiz tedavi yaklaşımları daha sıklıkla tercih edilmektedir (94). Büyüme-gelişimini tamamlamış Sınıf II olguların

tedavisi ise ortognatik cerrahi veya iskeletsel uyumsuzluğu maskeleyecek, diş çekimi gerektiren ortodontik kamuflaj tedavisidir. Ortodontik kamuflaj tedavisiyle iskeletsel probleme müdahale edilmeden sadece dişsel düzeltme sağlanmaktadır (56,120,139). Sınıf II kamuflaj tedavisinde; sadece maksiller birinci küçük azı dişleri veya maksiler birinci küçük azı dişleri ile beraber mandibuler ikinci küçük azı dişlerinin çekimi ile dental oklüzyonun ve yüz estetiğinin geliştirilmesi hedeflenmektedir (44). Sadece maksiller birinci küçük azı dişlerinin çekildiği olgularda birinci hedef, kaninlerin distalizasyonunun ankraj kaybı olmadan gerçekleştirilmesidir ki bu sayede keserlerin retrakte edileceği mesafe de korunmuş olur (155).

Sabit apareylerde kanin distalizasyonu yöntemleri, ark boyunca ve arkla beraber olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (65).

Kaninin arkla birlikte distalize edildiği sürtünmesiz sistem ile daha kontrollü kuvvet uygulanabildiği birçok araştırmacı tarafından bildirilmektedir (195). Bölümlü arklarla kanin distalizasyonu ile kaninde gözlenen devrilme, rotasyon ve posterior bölgede ankraj kaybı gibi istenmeyen hareketleri engelleyerek kaninin ideal şekilde hareketini sağlayan farklı retraksiyon arkları geliştirilmiştir. Sander (154) tarafından geliştirilen Hybrid Retraksiyon Spring (HRS)'in, kanin dişlerin kontrollü distalizasyonu için gereken biyomekanik özellikleri sağladığı bildirilmektedir.

Çalışmalarda tedavi öncesi ve sonrası değerlendirmeler için kullanılan araç radyografik ölçümlerdir. Uzun yıllardır rutinde kullanılıyor olmasına karşın bu yöntemde bazı kısıtlamalar söz konusudur. Göze çarpmayan radyografik değişikliklerin değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografinin etkinliği sınırlı düzeydedir ve gözlemciye bağlıdır. Bu nedenle son zamanlarda yeni yöntemlerin kullanılması yoluna gidilmektedir (74).

Diş hekimliğinde çeşitli dallarda kullanılmaya başlanan yöntemlerden biri de dijital fark radyografisi (DFR)'dir. Genel prensip, her iki röntgen filminde de değişmeden kalan yapılara ait olan bilgiyi ortadan kaldırıp yapısal görüntü kirliliğini azaltmak ve iki röntgen filmi arasındaki farkı belirginleştirmektir. Yeni DFR yazılımları ile, tedavi öncesi ve sonrası değişiklikleri belirgin biçimde ortaya konulmaktadır (2,42).

Bu çalışmanın amacı; büyüme-gelişimi tamamlanmış, iskeletsel ve dişsel Sınıf II olgularda maksiller birinci küçük azı dişlerinin çekimi ardından uygulanan hybrid retraction spring (HRS)'in, kanin distalizasyonu sonrasında üst kanin dişin pozisyonuna, kesici dişler ve ankraj dişler bölgesine olan etkilerinin konvansiyonel radyografik ölçümlerin yanı sıra dijital fark radyografisi ile incelenmesidir.

## GENEL BİLGİLER

### 1.1. Sınıf II Maloklüzyon:

Maloklüzyonları tanımlayan ilk ortodontik sınıflama, anomalileri Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III olarak ayıran ve hala önemini koruyan Angle sınıflamasıdır (10). Bu sınıflamanın temeli, alt-üst daimi birinci molar dişlerin antero-posterior ilişkisine dayanmaktadır ve üst daimi birinci molar diş kraniuma göre antero-posterior ilişkide stabil kabul edilmiştir (138). Buna göre, Sınıf II molar ilişkide alt daimi birinci molar diş, üst daimi birinci molar dişe göre daha posterior konumdadır. Angle bu duruma sebep olarak alt çenenin az gelişmesini ya da geride kalmasını göstermiştir(63).

Sınıf II maloklüzyon, keser bölgesinde görülen düzensizliğe göre Divizyon 1 ve Divizyon 2 olarak iki gruba ayrılmaktadır. Sınıf II Divizyon 1 olgularda karakteristik olarak molarlarda distal kapanış ile beraber overjet artışı mevcuttur. Üst kesicilerde ileri itim, damak derinliği, daralmış üst diş kavsi ve buna bağlı olarak alt keser bölgesinde çapraşıklık görülebilmektedir. Ağız dışı görünümde ise konveks profil göze çarpmaktadır. Artmış overjet ve retrognatik profil nedeniyle tam gerçekleştirilemeyen dudak kapanması, perioral kasların hiperfonksiyonu ile gerçekleştirilir. Dinlenme sırasında alt dudak, üst keserlerin gerisinde yer alabilir. Üst dudak yetersizliği söz konusudur. Çoğunlukla uzun yüz tipi görülmektedir (63,121,138,185).

Amerika Birleşik Devletleri'nde 1989–1994 yılları arasında gerçekleştirilen National and Nutrition Estimates Survey III'ün sonuçlarına göre; 5 mm overjetle beraber Sınıf II maloklüzyon, çocukların %23'ünde, gençlerin %15'inde ve yetişkinlerin %13'ünde görülmüştür. Mitchell (121), British Standards Institute sınıflamasına göre Sınıf II Divizyon 1 maloklüzyonun Avrupalı beyazlarda görülme

sıklığının %15-20 olduğunu belirtmiştir. Danimarka’da yapılan bir çalışmaya göre ise, Danimarkalı çocukların %25’inin Sınıf II maloklüzyona sahip olduğu tespit edilmiştir (138). Türk çocukları üzerinde yapılan bir çalışmaya göre, Sınıf II maloklüzyonun görülme sıklığı %24 olarak tespit edilmiş ve incelenen bireylerin %19’unun Sınıf II Divizyon 1 anomaliye sahip oldukları belirtilmiştir (159). James (92), ortodonti pratiğinde ve literatüründeki konulardan hiçbirinin Sınıf II düzeltimi kadar ağırlıklı olmadığını belirtmiş ve bir ortodontistin tedavi ettiği hastaların yaklaşık %65’inin Sınıf II maloklüzyona sahip olduğunu iddia etmiştir. Sınıf II maloklüzyonun görülme sıklığının diğer maloklüzyonlara göre fazla olmasından dolayı bu konudaki çalışmalar da fazladır.

Angle (9) Sınıf II maloklüzyonu, ‘Tüm alt dişlerin normale göre daha distalde kapanışa gelmesi sonucunda dental arkların mezyodistal ilişkilerinde ortaya çıkan bozukluktur.’ şeklinde tanımlamıştır. Sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda bu tanımlamanın eksik yönleri olduğu belirtilmiştir (117,124,158). Moyers’e göre (125), alt-üst daimi birinci büyük azı dişlerindeki yanlış ilişki, kemik kaidedeki gelişim bozukluğundan kaynaklanabileceği gibi maksiller dental arkın ve alveoler parçanın öne hareketi ile ya da dental ve iskeletsel faktörlerin birlikte bulunması ile oluşabilir.

Araştırmacılar Sınıf II maloklüzyonu farklı şekillerde sınıflandırmışlardır (29,75,138). Björk (29), Sınıf II maloklüzyonu üç ana kategoride incelemiştir:

- (1) Maksillanın ileride konumlanması,
- (2) Mandibulanın geride konumlanması,
- (3) Her ikisinin kombinasyonu.



Bu sınıflamayı esas alarak aynı araştırmacı Sınıf II maloklüzyonun nedenlerini şu şekilde belirtmiştir:

1. Maksilla boyutundaki artış veya mandibula boyutundaki azalmaya bağlı olarak çenelerin boyutundaki göreceli değişiklik,
2. Arklarda yerel değişikliklere yol açan alveoler prognatizmdeki farklılıklar,
3. Alt ve üst keserlerin eğimlerine bağlı olarak ortaya çıkan prognatizm.

Proffit (138), iskeletsel Sınıf II maloklüzyona neden olabilecek varyasyonları dört tipte incelemiştir:

- a. Maksiller protrüzyonla beraber normal mandibuler pozisyon,
- b. Mandibuler retrüzyonla beraber normal maksiller pozisyon,
- c. Maksiller protrüzyonla beraber mandibuler retrüzyon,
- d. Mandibulanın aşağı ve geri rotasyonu.

Graber (75) ise, Sınıf II maloklüzyonu morfolojik olarak dört grupta incelemiştir:

- I. Dentoalveoler Sınıf II maloklüzyonlar,
- II. Mandibuladaki boyutsal ve konumsal sorundan kaynaklanan Sınıf II maloklüzyonlar,
- III. Maksilladaki boyutsal ve konumsal sorundan kaynaklanan Sınıf II maloklüzyonlar,
- IV. 2. ve 3. faktörlerin kombinasyonları.

Bu sınıflamalar incelendiğinde, Sınıf II maloklüzyonun birden fazla etiyolojik nedene bağlı olarak meydana geldiği anlaşılmaktadır. Sınıf II maloklüzyonun gelişimine katkısı olabilecek dişsel ve iskeletsel faktörler, çeşitli araştırmacılar tarafından farklı biçimde tanımlanmıştır (23,28,29,46,70,75,84,117,138,148).

Sınıf II maloklüzyon iskeletsel olabileceği gibi dişsel olarak da karşımıza çıkabilmekte, nedenleri genetik veya çevresel olabilmektedir. Sınıf II maloklüzyonların iskeletsel kökenli olanlarında etiyoloji genellikle genetikdir. Rothstein(147,148), iskeletsel anomalilerde problemin çenelerin boyut, biçim ve pozisyonlarından kaynaklandığını, Sınıf II maloklüzyonun büyük bir maksilla ve önde konumlanmış nazomaksiller komplekse bağlı olarak ortaya çıktığını, mandibulanın çoğunlukla konum ve biçim olarak normal sınırlarda olduğunu söylemiştir. Maj, Luzi ve Lucchese (109), Sınıf II olguların %96'sında total mandibuler uzunluğu aynı yaş grubundaki normal bireylerle benzer bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonucunda, kemik kaidelerdeki farklılıkların, maksilla ve mandibulanın normal dışı gelişimine bağlı olmayıp çenelerin normal olmayan ilişkileri ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir. Ülgen (185), iskeletsel anomalilerin oluşumunda, fossa mandibularisin Sella-Basion eğimine bağlı olarak yer değiştirmesine kondilin uyum sağlayamamasının etkili olduğunu, fossa mandibularisin posteriora yer değiştirme miktarını kondiler gelişimin dengeleyememiş olmasından dolayı Sınıf II maloklüzyonun meydana geleceğini belirtmiştir.

Dişsel Sınıf II maloklüzyonların oluşumunda rol alan çevresel faktörler; parmak emme, emzik kullanımı gibi kötü alışkanlıklar veya burun solunumunun yetersiz kaldığı durumlarda ağız solunumu yapılması gibi fonksiyon bozuklukları olarak sıralanmaktadır (185). Bishara (24), uzun süreli parmak emme alışkanlığı olan çocuklarda, Sınıf II molar ve kanin ilişki ile beraber artmış overjet görülme sıklığının, parmak emme alışkanlığı olmayanlara göre daha fazla olduğunu belirtmiştir.

Sınıf II Div1'in sefalometrik olarak belirgin özellikleri; artmış ANB açısı, artmış veya normal SNA açısı, azalmış veya normal SNB açısı, artmış veya normal dik yön açıları, artmış keser açılarıdır. Sınıf II Div1'in ağız içi kinik görünümünde artmış overjet ile beraber molarlarda distal kapanış görülmektedir. Overjet artışı ile beraber

overbite da artmış olabilir. Damak derinliği artmış ve üst ark V biçimini almıştır. Ağız dışı görünümünde ise, konveks profil dikkati çekmektedir. Yüz tipi genellikle uzundur. Üst dudak genellikle yetersizdir. Dudakların kapanması, mental ve perioral kasların hiperaktivitesi ile gerçekleşir. Dinlenme sırasında ise, alt dudak üst keserlerin arkasında konumlanmaktadır (185).

### **1.2. Sınıf II Maloklüzyonun Tedavisi:**

Sınıf II maloklüzyon, çeşitli tedavi yöntemleri kullanılarak tedavi edilebilmektedir (23,24,25,26,27,38,75,117,118,138,148,157,185). Bunlardan hangisinin kullanılacağına tespitinde, hastanın büyüme-gelişim potansiyelinin değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Büyüme-gelişimi devam eden hastalarda; hareketli veya sabit fonksiyonel apareyler, ağız dışı mekanikler, sabit ortodontik tedavi veya bunların kombinasyonu, büyüme-gelişimi tamamlanmış hastalarda ise; çekimli ortodontik tedavi ve cerrahi tedavi seçenekleri uygulanmaktadır. Kliniğe ve anamneze dayalı bulgular, tedavi seçeneklerinin daraltılmasında anahtar faktör rolündedir (172).

Graber (75)'e göre, Sınıf II maloklüzyonun tedavisi üç ana prensibe dayanmaktadır:

- (1) Büyüme modifikasyonu,
- (2) Çeneler arası uyumsuzluğu kompanse etmek amacıyla dental düzeltim gerçekleştirilmesi, kamuflej tedavisi,
- (3) Cerrahi olarak çenelerin ve dentoalveoler segmentlerin yeniden konumlandırılması.

Nanda (126), Sınıf II maloklüzyonların başarılı biçimde tedavi edilebilmesi için 'erken tedavi'nin anahtar role sahip olduğunu ve erken tedavide çekimsiz yöntemlerin seçilmesinin stabilite açısından daha doğru olacağını belirtmiştir. Erken dönemde

uygulanan çekimsiz tedavilerde kullanılan aygıtları şu şekilde sıralamıştır: Maksiller molar distalizasyonu amacıyla kullanılan hareketli aygıtlar; headgear, vertikal holding appliance, auxiliary springli hareketli üst çene plağı ile beraber headgear, jig, bimetrik (Wilson) ark. Kooperasyon gerektirmeyen sabit molar distalizasyon aygıtlarını ise; pendulum, distal jet, jones jig, sıkıştırılmış paslanmaz çelik ya da ni-ti springler olarak göstermiştir. Teknolojik yeniliklerle beraber farklı apareyler de geliştirilmektedir. Luis Carrière (23) 2004 yılında yayınlanan makalesinde, sabit molar distalizasyon aygıtı olan Carrière Distalizer (CD)’ı tanıtmıştır. Aparey, maksiller birinci molarların palatal kökleri etrafında rotasyon meydana getirerek aynı zamanda distalizasyon da sağlamaktadır.

Ferro ve arkadaşları (68), çenelerin büyüme yönünün değiştirilebilmesi amacıyla, iskeletsel Sınıf II maloklüzyonda erken tedaviyi önermişler, maksiller protrüzyon ve mandibuler retrüzyon için iskeletsel Sınıf II tedavisinde ortopedik apareyleri tavsiye etmişlerdir.

Stalpers ve arkadaşları (172) Sınıf II tedavisini konu alan makalelerinde, tedavi seçeneklerini pubertal atılım durumuna göre ayırmışlardır. Uygun büyüme-gelişim modeline sahip prepubertal dönemdeki hastalar için büyüme modifikasyonu tedavisi önermişlerdir.

Büyüme dönemindeki Sınıf II hastaların tedavisinde molar distalizasyonunun haricinde büyüme-gelişim potansiyelinden faydalanılarak ‘fonksiyonel çene ortopedisi’ de uygulanabilmektedir. Çenelerin malpozisyonlarının ve yapı bozukluklarının tedavisi için gerekli dokusal değişimlerin, organa ait fonksiyonel uyarılar aracılığı ile elde edilmesi ile yapılan tedaviye ‘fonksiyonel çene ortopedisi’ denir. Dentofasial bölgedeki fonksiyonel uyarılar, çiğneme, mimik ve dil kaslarının fonksiyon sırasındaki kasılmaları veya dinlenme durumundaki tonusları nedeniyle ortaya çıkmaktadır. Bu

uyarıcı kuvvetler, doğrudan kemiklere yapışan kaslar ile veya dolaylı olarak dişlerin periodontal membranları aracılığıyla alveol kemiklerine iletilmektedir (184). Fonksiyonel apareylerle yapılan tedavilerde mandibula aparey etkisinde daha önde konumlandırılır ve gerilen yumuşak dokular alt çeneyi orijinal konumuna çekmek için baskı uygular. Oluşan bu distal yöndeki kuvvet aparey aracılığı ile maksiller iskeletsel ve dental yapılara iletilir. Alt çenenin daha ileride konumlanmasından dolayı, fonksiyonel kuvvetin etkisinde büyüme yönü şartlandırılırken üst çenedeki etkiler headgear uygulamasına benzer olarak maksiller anterior bölgedeki gelişimde bir kısıtlama şeklindedir (2). Fonksiyonel apareyler hareketli ve sabit olarak ikiye ayrılmaktadır. Hareketli fonksiyonel apareyler de kendi içinde diş destekli ve doku destekli olarak ikiye ayrılmaktadır:

Doku destekli hareketli fonksiyonel apareyler: (1) Vestibül plak, (2) Frankel apareyi.

Diş destekli hareketli fonksiyonel apareyler: (1) Aktivatör, (2) Bionatör, (3) Elastik açık aktivatör, (4) Twin-block apareyi, (5) Bass apareyi, (6) Doppel plak biçiminde sınıflandırılabilir.

Bu sayılan fonksiyonel apareylerin tümü hasta kooperasyonu gerektirmektedir. Bu sınırlamanın aşılabilmesi için sabit fonksiyonel apareyler geliştirilmiştir. Bunlar:

(1) Herbst, (2) Jasper Jumper, (3) Adjustable bite corrector, (4) Eureka Spring, (5) Saif Spring, (6) Klapper Super Spring, (7) Ritto Apareyi, (8) Magnetik Splint, (9) MARA, (10) Forsus FRD (118).

Ferro ve arkadaşları (68), Sınıf II maloklüzyonun dentoalveoler olduğu durumda, Sınıf I molar ilişkisiye ulaşılması için üst daimi birinci molarların distalizasyonu ve derotasyonu, mandibuler ark uzunluğunun kontrolü, dentoalveoler protrüzyonun

azaltılması ve aksial inklinasyonların düzeltilmesi için üst anterior dişlerin intrüzyon ve retraksiyonunu içeren sabit tedavi protokolü uygulamasını anlatılmışlardır.

Ülgen (184), alt çenenin öne gelişiminin beklendiği ve buna bağlı olarak da çekim yapılmamış olgularda, sabit tedavi ile beraber intermaksiller Sınıf II elastiklerin kullanılmasıyla alt çenenin öne gelmesinin sağlanabileceğini belirtmiştir. İntermaksiller Sınıf II elastiklerin, alt çenenin öne doğru gelişiminin uyarılmasının yanında üst çenenin öne doğru gelişiminin frenlenmesine de yarar sağladığını, ayrıca intermaksiller Sınıf II elastiklerle beraber üst çeneye posterior yönde ağız dışı kuvvet uygulamasının da gerçekleştirilebileceğini belirtmiştir.

Ekstraoral apareyler Sınıf II anomalilerin tedavisinde uzun yıllardır kullanılan bir yöntemdir. Headgear genellikle üst çeneye distal yönde kuvvet uygulamak amacıyla kullanılır. Molar dişler üzerine uygulanan bantlarla tek başına uygulanabileceği gibi, sabit ortodontik apareylerle kombine edilerek veya hareketli apareylere birlikte de uygulanabilir. Vertikal iskeletsel gelişim yönüne göre high-pull, low-pull veya straight-pull headgear seçeneklerinden biri tercih edilebilir. Ekstraoral aparey uygulamasının önemli avantajları bulunmaktadır. Bunlar; maksimum ankraj sağlaması, kuvvet seviyesinin ayarlanabilmesi, üst daimi 1.azıların gövdesel ve tipping biçiminde gerçekleşen hareketinin kontrol edilebilmesi, yüz arkının iç kollarının genişletilmesi ile transversal uyumsuzlukların giderilebilmesi, deep bite hastalarında servikal headgearin oluşturduğu ekstrüviz kuvvetin kapanışın açılmasına yardımcı olması şeklinde sayılabilir (98,126).

Büyüme ve gelişimi tamamlanmış olan Sınıf II olgularda, buraya kadar anlatılanlardan farklı tedavi yöntemleri uygulanmaktadır. Bu durumda söz konusu olabilecek yaklaşımlar; çeneler arası uyumsuzluğu kompanse etmek amacıyla, altta yatan iskeletsel problemi düzeltmeden dental düzeltim gerçekleştirilmesi yani

ortodontik kamuflaj tedavisi veya cerrahi olarak çenelerin ve dentoalveoler segmentlerin yeniden konumlandırılmasıdır (12,56,75,120,139).

Uygun endikasyona sahip olgularda, üst birinci premolarların çekimi ile tedavi sonunda tatmin edici estetik ve oklüzal sonuçların elde edilebileceği bildirilmektedir (170). Ortodontik tedavilerde diş çekimi sıklığının araştırıldığı bir çalışmanın sonuçlarına göre her iki arkta çekim yapma oranının %36, sadece üst arkta çekim yapma oranının %5 ve yalnızca alt arkta çekim yapma oranının ise %1 olduğu tespit edilmiştir (135). Premolarların çekimine gerek duyulan tedavilerde çekim ile kazanılan 7 mm'lik boşluk, çapraşıklık çözülmesi, kesicilerin retraksiyonu ya da molarların mesial yönde hareketi ile kullanılmaktadır. Ankraj kontrolü, çekimli olgularda elde edilen bu boşluğun doğru bir şekilde kullanımını ifade etmektedir ve de bu ortodontik kamuflaj tedavisinin başarı anahtarını oluşturmaktadır (21,142).

Kamuflaj tedavisi için en uygun dönem, büyüme atılımının sona erdiği ancak bir miktar daha büyümenin beklendiği dönemdir. Büyümenin tamamlandığı erişkin hastalarda da uygulanabilir, ancak mekaniğin çok daha dikkatli ve kontrollü olması gerekmektedir (47).

Proffit (138)'e göre kamuflaj tedavisi için uygun Sınıf II olgusu şu şekilde tanımlanabilir: Hafif veya orta şiddette iskeletsel Sınıf II ilişkiye sahip, başarılı büyüme modifikasyonu için geç kalmış, iskeletsel örtülü kapanış veya açık kapanış göstermeyen, çekimle elde edilecek yerin çapraşıklık için kullanılmayacağı düzgün diş dizilimine sahip olgular. Kamuflaj tedavisi için uygun olmayan olgular ise: Şiddetli Sınıf II ilişkiye sahip, keser protrüzyonu ile birlikte şiddetli çapraşıklık olan, vertikal yönde iskeletsel uyumsuzluk gösteren, büyüme potansiyeli olan olgular.

Tedavi başlangıcında cerrahi tedavi ve kamuflaj tedavisi seçimi yapılırken kritik öneme sahip olan nokta, her iki tedavi yaklaşımında da uygulanacak mekaniklerin ve

gerekli olan diş çekimlerinin farklı olmasıdır. Kamuflaj tedavisinde çekim boşluğu, çenelerdeki uyumsuzluğun dental kompensasyonunu sağlayacak biçimde kullanılır ve çekimler buna göre planlanır. Mandibuler yetersizlik gösteren Sınıf II maloklüzyonlu bir bireyin kamuflaj tedavisi için maksiller anterior dişlerin retraksiyonuna izin verecek biçimde üst birinci premolarların çekimi tercih edilmelidir. Alt çeneden çekim yapılmasından genellikle kaçınılması gerekmektedir. Ancak yer ihtiyacından dolayı çekim gerekliyse, alt anterior dişlerin retraksiyonundan kaçınılarak ikinci premolarların çekimi düşünülebilir (57,138,150).

Stalpers ve arkadaşları (172) postpubertal dönemdeki hastalar için, iskeletsel bozuklukların cerrahi düzeltimi veya diş çekimi ile kombine sabit ortodontik tedaviyi önermişlerdir. Her iki dental arkta da çapraşıklık olan olgularda dört diş çekimi önerilirken düzgün mandibuler arkla beraber overjet varlığında ise çekimlerin maksiller arkla sınırlandırılması gerektiği belirtilmiştir. Mandibuler arkta çekim yapılması kararında, çapraşıklığın yanında Spee eğrisi ve mandibuler keserlerin pozisyonunun da değerlendirilmesi gerektiği bildirilmiştir.

Gelişimi tamamlanmış olduğu için büyüme modifikasyonuna cevap vermeyen, probleminin şiddeti kamuflaj tedavisine cevap veremeyecek kadar fazla olan veya ortodontik tedavi ile düzgün oklüzyon sağlanabileceği halde kabul edilebilir yüz estetiğine kavuşamayacağı düşünülen olgularda cerrahi tedavi uygulanmaktadır (12,120,138).

Mihalik (120)'e göre, iskeletsel Sınıf II problemler mandibuler yetersizliğe veya maksillanın vertikal yönde aşırı gelişimi ile ilişkili olarak mandibulanın aşağı ve geriye rotasyon yapmasıyla bağlantılıdır. Bunun için Sınıf II maloklüzyonun cerrahi düzeltiminin; mandibuler ilerletme, maksillanın yukarıda konumlanması veya her ikisini birden içereceğini belirtmiştir. Proffit (138)'e göre, cerrahi tedavi gereken



olguların üçte ikisini mandibuler yetersizlik olguları oluşturur, kalan üçte birin maksiller cerrahi ihtiyacının %15'i yalnızca maksiller, %20'si mandibula ile kombine maksiller cerrahi gerektirir.

Çenelerdeki iskeletsel uyumsuzluğun düzeltilmesi için hem maksilla hem mandibula, sagittal düzlemde anteriora veya posteriora alınabilir. Sınıf II maloklüzyonların cerrahi düzeltiminde, 10-12 mm'den fazla aşırı mandibuler ilerletme, yumuşak dokuların gerilmesi ve nöromusküler adaptasyonla ilgili problemlerden dolayı stabilite sorunları yaratabilir. Tüm maksillanın posteriora hareketi ise çevredeki iskeletsel komponentlerin direncinden ötürü kolaylıkla elde edilemez. Bu zorluğun üstesinden gelebilmek için, maksilla segmentlere bölünerek sadece anterior bölümün retraksiyonu gerçekleştirilir (24,138).

### **1.3. Diş Hareketlerinin Biyomekaniği**

Dişte hareket oluşturabilmek için kuvvet uygulanması gerekmektedir. Kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine neden olan etkidir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür, yani yön, şiddet, doğrultu gibi özellikleri vardır (180).

Ülgen (184), ortodontik kuvvetin dört özelliği olduğunu bildirmiştir: 1)Şiddet, 2)Dağılım, 3)Yön, 4)Süre. Ortodonti pratiğinde kuvvet, gram veya ons cinsinden ölçülür (138,180).

Ortodontide kuvvetler şiddetlerine göre, hafif ve ağır kuvvetler olarak ayrılmaktadır. Dişin hareket etme eşiğinin üzerinde ve direkt kemik rezorpsiyonuna neden olan optimal düzeydeki kuvvetler hafif kuvvetlerdir. Optimum diş hareketi elde edebilmek için, optimum düzeyde ve sürekli kuvvet uygulanması gerekmektedir. Ağır kuvvetler, periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hiyalinizasyona ve indirekt kemik rezorpsiyonuna neden olacak şiddetteki kuvvetlerdir (35,180).

Burstone (33) optimum ortodontik kuvveti, minimum doku hasarı ile maksimum biyolojik yanıt elde edilen, hemen hemen hiç klinik rahatsızlık hissettirmeden hızlı diş hareketi ile sonuçlanan kuvvet düzeyi olarak tanımlamıştır. Kuvvetin düzeyinin düşük olması durumunda diş hareketi meydana gelmez, çok yüksek olması durumunda ise ağrı eşiği aşılmış olacağı için ağrı ve doku hasarı meydana gelir (33).

Optimum kuvvetin oluşmasında etkili faktörler şu şekilde belirtilmiştir (129):

1. Diş kökünün şekli ve yüzey genişliği
2. Elde edilmesi istenen diş hareketinin tipi
3. Uygulanacak kuvvetin etki süresi
4. Bireyden bireye farklılık gösteren doku cevabı.

İdeal kuvvet; hareketin gövdesel veya tipping oluşuna, kemiğin spongios veya kortikal oluşuna, hastanın yaşlı veya genç olmasına, kök uzunluğuna ve sistemde sürtünme olup olmamasına göre değişmektedir (112).

Dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun aksını kestiği nokta direnç merkezidir. Dişin çevre dokularıyla ve üzerine etki eden tüm kuvvet sistemleriyle birlikte değerlendirildiğinde ortaya çıkar. Lazer holografik çalışmalara göre yeri, alveoler kretten kökün 1/3 mesafesi kadar apikaldedir (37). Her diş için değişmez kabul edilebilir ancak kök rezorpsiyonu, çevre kemik ya da periodontal atışman kaybında direnç merkezinin yeri değişir. Periodontal dokuların kaybında veya kök rezorpsiyonunda direnç merkezi apikale kayar. Moment, kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden bu kuvvetin etki çizgisine indirilen dik mesafenin çarpımıdır.  $M=F.d$  ile formüle edilir ve g.mm olarak ifade edilir (138,165,180). Rotasyon merkezi, dişin etrafında dönme hareketi yaptığı noktadır. Bu noktanın yeri, dişe uygulanan kuvvet sistemi ile değişir.

Arzu edilen diş hareketinin elde edilebilmesi için dişe etki eden kuvvetin büyüklüğünden çok moment-kuvvet oranı ( $M/F$ ) nem taşımaktadır (177). Diş zerine uygulanan  $M/F$  oranının değişmesi, dişin dönme merkezinin de değişmesine neden olmaktadır. Bu şekilde farklı diş hareketleri elde dilmektedir (138).

Sander (154), ideal retraksiyon kuvvetinin 1-1,5 N aralığında sabit, uprighting moment olan  $M_y$ 'nin de hareket boyunca sabit ve  $M_y/F_x$ 'in 8/12 olması gerektiğini bildirmiştir.

Ortodontide en kolay elde edilen diş hareketi devrilmedir. Devrilme hareketi, dönme merkezinin direnç merkezi ile uzaklığına bağlı olarak kontrolsüz devrilme veya kontrollü devrilme olarak iki tipte oluşmaktadır. Dişin direnç merkezinden uzakta olan braket üzerine kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkan momentin etkisiyle, direnç merkezinin çok yakınında olan dönme merkezi etrafında dönme hareketi yapar. Bu harekette, negatif yönlü  $M_1$  momentine karşı, braket kanatları üzerine ters yönlü  $M_2$  momenti uygulanmadığından sistemin  $M/F$  oranı 0/1'dir. Eğer dişe hafif miktarda pozitif yönlü ikinci bir moment ( $M_2$ ) uygulanırsa dişin dönme merkezi apikale kayar ve diş saat sarkacı hareketi yapar. Buna kontrollü devrilme denir. Kontrollü devrilmede  $M/F$  oranı 10/1'den kktr. Dişe uygulanan ters yönlü  $M_1$  ve  $M_2$  momentleri aynı şiddete olup birbirlerinin dengeledikleri takdirde dönme merkezi + sonsuza kayar ve dişe translasyon hareketi gözlenir. Translasyon hareketinde  $M/F$  oranı 10/1'dir. Eğer pozitif yönlü  $M_2$  momenti, negatif yönlü  $M_1$  momentinden fazla olursa dönme merkezi + sonsuzdan – sonsuza kayar ve kron üzerine yer alır ve dişe kök hareketi gözlenir. Bu durumda  $M/F$  oranı ise 10/1'den büyüktür (24,138,165,180,184,195).

#### 1.4. Çekim Boşluklarının Kapatılması

Ortodontik tedavi planlamasında sadece hareketi istenen dişleri göz önünde bulundurmak doğru bir yaklaşım değildir. Dental ark boyunca karşılıklı oluşan kuvvetlerin dikkatlice analiz edilmesi, değerlendirilmesi ve kontrol altına alınması gerekmektedir. Ortodontik tedavide önemli olan, istenen diş hareketlerinin etkinliğinin artırılmasının istenmeyen yan etkilerin en alt seviyede tutulmasıyla gerçekleştirilebileceğidir (138).

Ortodontik ankraj, diş hareketine karşı olan direnç olarak tanımlanmaktadır. Ankraj bölge ise, ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge olarak ifade edilmektedir(184). Ortodontide ankraj, ortodontik apareylerle uygulanan eksternal mekanik kuvvetlere kemiğin, periodontal membranın ve sementin verdiği biyolojik yanıtla ilgilidir. Dişleri ankraj ünitesi veya hareketli ünite olarak ayırabilme, ortodontistin kuvvet uyguladığı dokuların biyolojik yanıtını kontrol edebilme becerisidir (14).

Ankraj kontrol problemi, Newton Yasaları'nın 3.'sü ile açıklanabilmektedir: 'Her etkinin eşit ve zıt yönlü tepkisi vardır'. Anterior dişleri retrakte etmek için uygulanan distal kuvvetler, mezyal yönde ankraj üniteleri üzerine etkileyen eşit kuvvetler oluşturmaktadır. Ankraj kaybından kaçınmak için tedavi planlamasında mezyal kuvvetler mutlaka hesaba katılmalıdır. Bu yüzden ortodontistler, ankraj oluşturan dişlerin hareketini önlemek veya kontrol altında tutmak için çeşitli yöntemler uygulayarak ankraj arttırıcı teknikler geliştirmişlerdir (102,168).

Ortodontik tedavide ankraj kaybı, ortodontik mekanoterapinin potansiyel yan etkisidir ve başarısız sonuçların en büyük sebebidir. Maloklüzyonun anteroposterior düzeltimini zorlaştırıp tedavi sonunda fasial estetiğin elde edilememesine yol açar.

Çapraşıklık, aşırı overjetin ve bimaxiller protrüzyonun düzeltilmesinde en büyük problem ankraj kontrolünün sağlanamamasıdır (72,182).

Geron ve arkadaşları (72), ankraj kaybının nedenleri olarak; maloklüzyon, diş hareketinin tipi ve dişin hareket ettiği mesafe, kök angulasyonu ve kökün uzunluğu, çekilmiş dişlerin varlığı, intraoral/ekstraoral mekanikler, hastanın uyum göstermemesi, çapraşıklık, overjet miktarı, çekim sahası, alveoler kemiğin biçimi, arklar arası interdijitasyon, iskeletsel patern, 3.molarlar, ankloz ve periodontitis gibi problemleri saymışlardır.

İstenmeyen diş hareketleri sadece sagittal düzlemde değil, vertikal ve transversal düzlemde de gerçekleşebilmektedir. Bundan dolayı ankraj sadece anteroposterior boyutuyla değil, uzayın üç düzleminde de değerlendirilmelidir (121,142). Mc Laughlin ve Bennett'e (113) göre, ankraj kontrolünün horizontal, vertikal ve lateral (koronal) olarak üç düzlemde de değerlendirilmesi gerekmektedir. Horizontal olarak ankraj kontrolü, anterior segmentin distalizasyonunu gerçekleştirirken posterior segmentin mezyal hareketinin sınırlandırılması anlamındadır. Vertikal olarak ankraj kontrolü, posterior segmentte vertikal iskeletsel ve dental gelişimin sınırlandırılması ve aynı zamanda anterior segmentin vertikal erüpsiyonunun kontrolüdür. Lateral olarak ankraj kontrolü, ekspansiyon sırasında posterior dişlerin tipping ve ekstrüzyonundan kaçınılması için ekspansiyon prosedürlerinin gerçekleştirilmesidir (113).

Başarılı ankraj kontrolü için araştırmalar, ortodontik tedavinin gelişimi ile paralel seyir göstermiştir. Etkili ankraj ünitelerinin geliştirilmesi ve kullanımı, ortodontinin öncülerinin de ilk hedefi olmuştur(14). Angle (10), ankraj kontrol yöntemlerini beş tip olarak tanıtmıştır:

1. Oksipital ankraj
2. İntermaksiller ankraj

3. Basit ankraj
4. Karşılıklı ankraj
5. Sabit ankrajdır.

Oksipital ankraj ekstraoral headgear kullanımını, intermaksiller ankraj ise elastik kullanımını içermektedir. Kalan üç yöntem ise dişsel ankraj teknikleridir. Basit ankraj, bir dişe devrilme hareketi yaptıracak şekilde kuvvet uygulandığında harekete karşı koyan dirence denir. Sabit ankraj, bir dişin paralel hareketine karşı olan dirençtir ve devrilme hareketine karşı olan dirençten daha fazladır. Karşılıklı ankraj ise, iki dişin birbirine karşı hareket ettirilmesinde, hareket eden bölgenin aynı zamanda kuvvetin destek aldığı ankraj bölgesi olması durumudur (10,184).

Baker ve arkadaşları (14) ise, ankraj kaynaklarını ikiye ayırmıştır:

- a) İntraoral ankraj kaynakları
- b) Ekstraoral ankraj kaynaklar

Ankrajın intraoral kaynakları:

- I. Alveoler kemik; alveoler trabeküllerin yerleşim düzenine göre diş hareketine direnç oluşturur.
- II. Dişler; hareketin yönüyle ve ark üzerindeki pozisyonuyla bağlantılı olarak köklerin sayısı, pozisyonu, inklınasyonu ve biçimine göre harekete direnç gösterir.
- III. Dental arklar; dişler ortodontik bir apareyle birleştirildiğinde harekete karşı stabil bir ünite haline gelir.
- IV. Palatal ve mandibuler bazal kemik; palatinal ark ve palatinal kemiğin ön kısmına dayanan akrilik yastıkçık (nance arkı) aracılığıyla maksiller molarların ankrajını arttırmak için kullanılır.

V. Dudak kası; alt dudağı öne iterek alt molarlara kadar uzanan düzenek (lip bumper) yardımıyla harekete karşı aktif bir direnç oluşturmak için kullanılır.

Ankrajın ekstraoral kaynakları ise kalvarium ve servikal spinalar bölgesi ile sınırlıdır. Bu bölgeler, headgear aracılığıyla harekete karşı aktif kuvvet oluşturmalar (14,184).

Ankraj gereksinimi çekimli olgularda, çekim boşluğunun anterior dişlerin retraksiyonu ya da posterior dişlerin mezyalizasyonu ile kapatılma miktarına göre maksimum, moderate ve minimum olarak üçe ayrılır. Burstone (33) ise, anterior ve posterior dişler arasındaki boşluğun kapatılmasına göre arkları A grubu, B grubu ve C grubu arklar olarak üç grupta değerlendirmektedir.

Çekim boşluğunun dörtte üçü anterior dişlerin retraksiyonu, dörtte biri posterior dişlerin mezyalizasyonu ile kapatılacaksa bu olgu maksimum ankraj olgusudur. Maksimum ankraj, birinci molarların pozisyonunun korunup mümkün olduğunca çekim boşluğuna hareket etmediği ankraj tipidir ve maksiller arkta sıklıkla bu ankraj tipi istenmektedir. Genel kabul gören düşünce, ankraj ünitelerine ters yönlü kuvvet uygulanmadığı sürece maksimum ankrajın elde edilemeyeceğidir. Çekim boşluğunun yarısı anterior dişlerin retraksiyonu yarısı da posterior dişlerin mezyalizasyonu ile kapatılacaksa söz konusu olan moderate ankrajdır. Eğer çekim boşluğunun dörtte biri anterior dişlerin retraksiyonu, dörtte üçü posterior dişlerin mezyalizasyonu ile kapatılacaksa bu olgu minimum ankraj sınıfında yer almaktadır. Olgunun hangi sınıflamaya girdiğine karar verebilmek için ayrıntılı bir olgu analizi yapılmalı, büyüme-gelişim modeli izlenmelidir (72,142,170,184,193).

Yüz iskeletinin dik yön boyutlarının artmış veya azalmış olması, ankrajı büyük ölçüde etkilemektedir (184). Ankraj kaybının değerlendirilmesinde hem mandibuler

rotasyonun yönü hem de oklüzal düzlem eğimi göz önünde tutulmalıdır. Mandibulanın posterior rotasyonu ve oklüzal planın dik oluşu ankraj kaybını arttırmaktadır (119).

Melsen ve Bosch (119), çekim boşluğunun kapatılması sırasında olgunun ihtiyacına göre maksimum ankraj gerekliyse, ark içi hareketlerin posterior dişlerin öne hareketini kolaylaştıracağından ankraj ünitesinin seviyelenmesinin boşluk kapatma sonrasına ertelenmesinin faydalı olacağını bildirmişlerdir.

Çekim boşluklarının kapatılmasında kullanılan ankraj mekanikleri, gerekli olan ankraj miktarına bağlıdır. Nance arkı, transpalatal bar, intermaksiller elastikler, ekstraoral traksiyon, kesici dişlerin ankrajından faydalanmak amacıyla lip bumper ve utility ark gibi 2x4 arklar, molar distalizasyon düzeneği olan ve aynı zamanda ankraj destekleme yöntemlerinden biri olarak kabul edilen sliding jig, ankraj segmente birden fazla dişin dahil edilmesi ile büyük dengeleyici ünite oluşturulması molar pozisyonunu stabilize etmek amacıyla kullanılan yöntemlerdir (67,72,142,180,182,193).

Ankrajın headgear veya intermaksiller elastik gibi ek direnç üniteleriyle sağlanması hastanın koopresyonuna bağlı olduğu için, tedaviye uyum göstermeyen hastalarda bu aygıtların kullanımı tedavinin başarısını tehlikeye atmaktadır. Hasta uyumuna bağlılığı minimuma indirmek için nance apareyi ve transpalatal barların kullanımıyla kabul edilebilir düzeyde ankraj elde edilmektedir ancak hiçbiri tam olarak sağlam, üç boyutlu ankraj sağlayamamaktadır. Aynı zamanda bu yardımcı apareyler dişlerde protrüzyon, ekstrüzyon ve tipping hareketi gibi yan etkiler oluşturmaktadır (67,178). Shpack ve arkadaşları (163), iki farklı tipte braketle kanin distalizasyonunu inceledikleri çalışmalarında, nance arkının maksimum ankraj sağlamada yetersiz kaldığını tespit etmişlerdir. Zablocki ve arkadaşları (193), çekimli tedaviler sırasında transpalatal arkın etkilerini inceledikleri çalışmalarında, transpalatal arkın maksiller molarların anteroposterior ve vertikal pozisyonuna etkisinin olmadığı sonucuna



varmışlardır. Bu yüzden klinisyen transpalatal arkın ankraj oluşturmadaki sınırlarının fakında olarak maksimum ankraj gereken olgularda alternatif yöntemlerden faydalanmalıdır.

Quinn (140), ankraj arttırıcı yöntemlerden biri olarak, posterior segmente ikinci molarların da dahil edilmesiyle ankraj ünitesinin kök yüzeyinin arttırılması ve bu sayede posterior dişler üzerindeki stresin azaltılarak boşluk kapatma sırasındaki hareketlerinin yavaşlatılmasını göstermiştir. Hart (79)'a göre, retraksiyon sırasında çok üyeli ankraj ünitesiyle hareketli ünite üzerine eşit ve zıt yönlü kuvvetler etki ettiği için, çok üyeli ankraj ünitesinde her bir üye için periodontal membrana iletilen kuvvet, tek başına kanin dişe iletilen ve kaninde hyalinizasyona sebep olan kuvvetten daha düşük ve fizyolojiktir. Kanin dişte meydana gelen hyalinizasyon, çok üyeli ankraj ünitelerinde görülen ankraj kaybının nedeni olarak gösterilmektedir.

Kaninin hareketi başlamadan önce, çevre dokular kanin dişin hareketine direnç gösterir. Bu direncin kırılması için eşik kuvvet 150 gr.dır. Posterior bölgede çevre dokuların direncinin kırılması için eşit kuvvet ise 300 gr.dır. Eşik kuvvet değerleri, dişlerin ankraj ünite veya hareketli ünite olarak ayrılmasını sağlar. Bu, ortodontik tedavide resiprokal ankraj mekanizması oluşturmak için selektif diferansiyel kuvvet uygulamasının ilk pratik açıklamasıdır (173). Bu görüşü temel alarak Begg (18), 'ortodontik tedavide diferansiyel kuvvet' adıyla yeni bir klinik kavram ortaya koymuştur.

Melsen ve Bosch (119), güvenilir ankraj oluşturmak amacıyla kuvvet uygulanan dişin harekete başlayabilmesi için gerekli eşik kuvvet miktarının tespit edilmesinin mümkün olamayacağını, ankraj için optimal kuvvet miktarının, çevre dokularla etkileşimden dolayı bireyden bireye farklılık göstereceğini bildirmişlerdir.

Yardımcı apareylerin eksikliklerinden dolayı günümüzde ankraj amaçlı implant kullanımı önem kazanmıştır Ankraj amaçlı olarak; ortosistem implantlar, modüler transitional implantlar, mini implantlar, mini plaklar, mini vidalar, mikro vidalar gibi çeşitli implantlar kullanılmaktadır (48). Thiruvengkatachari ve arkadaşları (178), kanin distalizasyonu sırasında konvansiyonel molar ankraj yöntemleri ve titanyum mikroimplantları karşılaştırdıkları çalışmalarında, kanin distalizasyonu sonrasında molarlarda implant uygulanmayan bölgede mezyal hareket gözlerken implant uygulanan bölgede molarlarda mezyal hareket gözlememişlerdir. Uygun hasta ve implant seçimiyle günümüzde ortodonti pratiğinde implantların kullanımı yaygınlaşmaktadır.

### **1.5. Boşluk Kapatma Amacıyla Kullanılan Kuvvet Elemanları**

Ortodontik diş hareketlerinin elde edilebilmesi, her bir diş ünitesinde istenilen cevabı oluşturacak kuvvet iletme sistemlerinin uygulanmasını gerektirir (167). İdeal bir kuvvet iletme sisteminin:

- 1) Dişi istenilen düzeyde hareket ettirebilecek optimal kuvvet oluşturması,
- 2) Kullanımının rahat ve hijyenik olması,
- 3) Minimum manipülasyon ve klinik çalışma gerektirmesi,
- 4) Minimum hasta işbirliği gerektirmesi,
- 5) Ekonomik olması, istenir (167).

Ortodontide boşluk kapatmak amacıyla çok sayıda intraoral kuvvet sistemi kullanılmaktadır. Bunlar; looplar, elastomerik materyaller ve yaylar olarak sıralanabilir (52,111,152).

Ortodontik tedavide kullanılan tellerin elastik deformasyon kabiliyeti, telin uzunluğu ile doğru orantılıdır. Braketler arasındaki tel uzunluğunu arttırarak ark telinin

elastik deformasyonu sağlamak için loop adı verilen zemberekler kullanılmaktadır. Looplar, ark telinin plastik deformasyonunu önlemek, elastik deformasyonunu sağlamak için bükülür (180,184).

Looplar, bölümlü ark tekniğinde olduğu gibi bağımsız olarak üretilibildikleri gibi, sürekli ark sistemine de dahil edilebilirler (66).

Loopların oluşturulmasında yeterli özen gösterilip yerinde kullanıldıklarında oldukça etkili sistemler olmalarının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Telin boyunun uzatılması elastikiyeti arttırarak diş hareketini kolaylaştırırken hareket kontrolünü azaltmaktadır. Ayrıca looplar hijyen açısından güçlük yaratmakta ve yumuşak doku yaralanmalarına neden olmaktadır (36,138,141,180,184).

Elastomerik materyaller, yüksek fleksibilite ve düşük maliyetlerinden dolayı ortodonti pratiğinde sıklıkla tercih edilmektedir. Biri doğal kauçuk diğeri sentetik polimerler olmak üzere iki tipte kullanılmaktadır (16,191). Çene içi ve çeneler arası lastikler çoğunlukla doğal kökenli olan lateks elastiklerdir. Zincir elastikler, elastik iplikler ve elastik ligatürler sentetik polimerlerdir.

Lateks elastikler; lümen çaplarına göre 1/8", 3/16", 1/4" olarak, kalınlıklarına göre ise light, medium ve heavy olarak sınıflandırılır. Üretici firmalar tarafından belirtilen kuvvet miktarları, lümen çaplarının üç katına kadar gerildiklerinde uyguladıkları kuvvet miktarlarını göstermektedir. Lateks elastikler, sentetik elastomerlere göre daha az kuvvet kaybına uğrarlar. Lateks elastiklerin, uygulamadan sonra ilk iki gün içinde başlangıç kuvvetlerinden %20-%30 arasında kuvvet kaybettikleri bildirilmiştir (8,31,39,180).

Sentetik elastikler, kullanım süreleri, mekanik özellikleri ve ortam şartlarından etkilenmeleri nedeniyle ideal elastik materyaller değildir. Ortam ısısında artış, su ile uzun süreli teması, ozon ve ultraviyole gibi ışınlara maruz kalması fiziksel özelliklerini

yitirmesine neden olur. Su ile yaptığı hidrojen bağları neden ile şişerek yavaş yavaş hidrolize olur (16,19,54,192).

Boşluk kapatma amacıyla kullanılan ve aktif elemanlardan olan yaylar, tellerin boyunu uzatarak elastikiyetlerini arttırmak amacıyla üretilmiştir. Yüksek elastikiyetleri nedeniyle oldukça sabit ve optimal düzeyde kuvvet uygulamaktadırlar. Yaylar, açık ve kapalı olmak üzere iki şekilde bulunur. Açık yaylar sıkıştırılarak aktive edilir. Kapalı yaylar ise açılarak aktive edilirler. Açık yaylar, boşlukların korunması, molar ve kanin distalizasyonu gibi amaçlarla kullanılırken kapalı yaylar, boşluk kapatma mekaiklerinde kullanılır (138,180).

Yaylar; paslanmaz çelik, kobalt-krom-nikel ve nikel titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Miura ve arkadaşları (122) ve Sonis (166), nikel titanyum yayların uyguladıkları kuvvetlerin belirli bir süre sabite yakın düzeyde korumaları açısından paslanmaz çelik yaylardan daha iyi elastiklik özelliklerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Yaylarda, yük/esneme oranını ve elastiklik modülünü etkileyen faktörler; alaşımın cinsi, lümen çapı, tel çapı, sarımların eğim açısı, yayın uzunluğu gibi faktörlerdir. Lümen çapı sabit tutulduğunda tel kalınlığının artması yük/esneme oranını arttırıp elastikiyeti azaltır. Tel kalınlığı sabit tutulduğunda lümen çapının artması, kullanılan telin boyutunu uzatacağından yük/esneme oranı azalıp elastikiyet artar. Sarımların eğim açısının artması, birim uzunluğa düşen sarım sayısını azaltacağı için tel uzunluğu da azalır ve buna bağlı olarak yayın elastikiyeti azalır (11,22,189).

Webb ve arkadaşları (189), kapalı yayların yüksek seviyede kuvvet oluşturabilmelerinden dolayı, hafif ve sürekli kuvvet elde edebilmek amacıyla, lümen çapı büyük ve tel kalınlığı az olan zembereklerin kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

## 1.6. Kanin Distalizasyonu

Kanin dişler, oral fonksiyon ve fasiyal estetik açısından büyük öneme sahiptir. Ark üzerinde anterior ve posterior segmentleri birleştiren konumu, kanin dişlerin ortodontik hareketinin klinik önemini arttırmaktadır (134). Çekimli ortodontik tedavilerde kanin distalizasyonu için uygulanacak tedavi mekaniğinin doğru biçimde belirlenebilmesi, ortodontik tedavinin başarılı şekilde tamamlanmasında oldukça önemlidir. Retraksiyondan sonra kaninin doğru konumlandırılması fonksiyon, stabilite ve estetik açıdan çok önemlidir (73).

Burstone (33), boşluk kapatma amacıyla uygulanan bir yöntemin altı hedefi bulunması gerektiğini bildirmiştir:

1. Diferansiyel boşluk kapatma: Anterior retraksiyon, posterior protraksiyon veya her ikisi birden kullanılabilir.
2. Minimum hasta uyumu: Boşluk kapatma sırasında diferansiyel horizontal diş hareketlerinin kontrolünde, headgear ve intermaksiller elastiklerin kullanımı temel olmamalıdır.
3. Aksiyal inklınasyon kontrolünü sağlayabilmelidir.
4. Rotasyon ve ark genişliğinin kontrolünü sağlayabilmelidir.
5. Optimum biyolojik yanıt: Ağrı eşiğinin minimumda aşılması ile hızlı diş hareketini içerir. Kök rezorpsiyonu gibi doku hasarı minimumda olmalıdır.
6. Mekaniği uygulayan hekime rahatlık sağlamalıdır.

Günümüze kadar bu hedeflere ulaşabilecek yöntemler geliştirilmeye çalışılmıştır. Çekimli tedavilerde kullanılan tekniklere bağlı olarak birçok farklı kanin retraksiyon mekaniği bulunmaktadır (138). Kanin distalizasyonunda; hareketli apareyler ve sabit mekaniklerle birlikte coil springler, elastikler ve J hook headgear gibi farklı kuvvet

kaynakları kullanılabilir. Kanin distalizasyonunda kullanılan sistemler, genel olarak iki başlık altında toplanabilir:

- Sürtünmeli sistem
- Sürtünmesiz sistem

### **1.6.1. Sürtünmeli Sistem**

Sürtünmeli sistem, kanin dişin devamlı arkın rehberliğinde uygulanan kuvvetle distale hareket ettirilmesidir. (73).

Devamlı ark sistemi ile kanin distalizasyonunun avantajları:

1. Flaring veya rotasyon gibi kaninin istenmeyen hareketleri sınırlıdır.
2. Kaydırma mekaniği pratiktir, loop bükümü gerektirmez.
3. Loopların yarattığı hijyen sorunları ve hasta rahatsızlığı gibi sakıncaları yoktur.
4. Kuvvet kaynağı olarak Niti yayların kullanılması, geniş aralıkta ve optimum düzeyde kuvvet uygulama imkanı sağlar.

Kuvvet kaynağını elastikler veya zembereklerin oluşturduğu bu sistemde, bazı istenmeyen etkiler de oluşabilmektedir. Bunlar:

- 1) Düşük yük/esneme oranına sahip teller üzerinde kanin distalizasyonu uygulandığında tel deforme olur ve komşu dişler üzerinde yan etkiler meydana gelir.
- 2) Rijiditesi yüksek tel kullanıldığında sistemde sürtünme oluşarak kanin dişin hareketi kesintiye uğrar ve ankraj kaybı meydana gelir.
- 3) Sürtünme varlığından dolayı mekanik, statik olarak belirsizdir. Bu nedenle, ankrajın korunması için ağız dışı kuvvet kullanımı ihtiyacı fazladır.

4) Statik olarak önceden belirlenemeyen bu mekanikte, alt ve üst oklüzal düzlemlerin eğimini kontrol etmek güçtür (50,73,171,180).

Bu yöntemde kanin retraksiyonu; düz tel boyunca, coil spring, ark teline lehimlenmiş spring, ark içi lateks elastik veya elastomerik materyalin kuvvet kaynağı olarak kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Proffit (138), kanin distalizasyonu amacıyla kullanılan sürtünmeli sistemde 0.018x0.025 inch veya 0.019x0.025 inch telin kullanılması gerektiğini bildirmiştir. Ziegler ve Ingervall (195) ve Hayashi ve arkadaşları (82), sliding mekanikle retraksiyonda 0.018 inch braket slotunda 0.018 inch yuvarlak ark telini tercih ettiklerini belirtmişlerdir. Huffman ve Way (89), 0.022x0.028 inch ikiz Edgewise braketler üzerinde, 200 gr'lık sürekli kuvvet uygulayarak, 0.016 ve 0.020 inch yuvarlak teller kullanılarak gerçekleştirdikleri kanin distalizasyonu sonrasında, kaninde oluşan tipping ve distalizasyon miktarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, 0.020 inch yuvarlak tel üzerinde tipping miktarının 0.016 inch telden daha az olduğu ve 0.020 inch tel üzerinde distalizasyon için daha fazla kuvvete ihtiyaç bulunmadığı ortaya çıkmıştır. Schumacher ve arkadaşları (161), 0.016" x 0.022" 'lık sert köşelere sahip telle, köşeleri yuvarlatılmış telleri karşılaştırılmış ve köşeleri yuvarlatılmış tellerin sürtünmeyi %10 oranında azalttığı için tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Sürtünmeli mekanikte kuvveti elastikler veya zemberekler oluştururken, tel-braket etkileşimi de momenti oluşturur. Distalizasyon, tipping ve dikleşme hareketlerinin birbiri ardına oluşmasıyla meydana gelir. Dış dikleştikçe moment azalır, ardından tekrar kron tippingi oluşacak biçimde dış tel üzerinde kayar. Bu tipping-dikleşme hareketleri, kuvvet sıfırlanıncaya kadar sürer. Elastığın uygulamasının ardından ilk birkaç gün içerisinde M/F oranı, kuvvetin büyüklüğünün maksimumda

olmasından dolayı en alt seviyededir (171). Etki eden momentin büyüklüğü; telin boyut ve şekline, tel materyalinin cinsine ve braket şekline bağlıdır. Telin yük/esneme oranı ne kadar büyük olursa uyguladığı kuvvet ve moment de o kadar büyük olur. Momentin büyüklüğü, aynı zamanda braketin genişliği ile de doğru orantılıdır. Elastik, kanin dişin rezistans merkezine uzak olan braket seviyesinden uygulandığı için moment kanine iki düzlemde etki eder. Momentlerden biri, kanini mezyalinden vestibüle doğru (mezyal-out) rotasyona uğratacak biçimde, diğeri ise kronun distal tippingine neden olacak biçimde etki etmektedir. Mezyal-out moment, kanin rotasyonuna neden olduğu için istenmeyen yan etkidir (138,171,195).

Ziegler ve Ingervall'e göre (195), kaninde tipping ve rotasyona neden olan momentlerin büyüklüğü, teorik olarak ayarlanabilir olmasına rağmen pratikte mümkün değildir. Bu, problemin karmaşıklığından ve rezistans merkezinin yerinin tam olarak belirlenemiyor olmasından kaynaklanmaktadır. Rezistans merkezinin yeri; dişin anatomisine, marjinal kemik seviyesine, periodontal desteğin özelliklerine ve braket konumuna bağlıdır.

Hafif, sürekli kuvvet uygulamalarından dolayı sürtünmeli sistemde en çok tercih edilen kuvvet kaynağı Ni-ti coil springlerdir. Elastikler değişken ve kesikli kuvvet uygularken, coil spring ve elastomerik zincirler hızlı biçimde azalan kesikli kuvvet uygular.

Schumacher ve arkadaşları (161), sliding mekanikle kanin distalizasyonunda kullanılan rehber telin yuvarlatılmasının kanin distalizasyonuna etkilerinin araştırıldığı çalışmada, braket-ark-ligatür kompleksinde dişin hareket ettirilmesi için kullanılan kuvvetin yarısının sürtünme ile kayba uğradığı belirtilmiş, sliding mekanikle kanin distalizasyonu için, gevşek biçimde bağlanmış ligatürle beraber kenarları hafif yuvarlatılmış köşeli çelik tel kullanımı tavsiye edilmiştir.



Deguchi ve arkadaşları (55), sürtünmeli sistemde 50,100 ve 150 g'lık üç farklı seviyede retraksiyon kuvveti için kapaklı ve standart braketlerin retraksiyon süresi ve kanin dişin hareketinin hızını karşılaştırdıkları çalışmada, kapaklı braketlerle kanin retraksiyonunun standart braketlere göre 2-3 ay daha hızlı olduğu görülmüştür. Kapaklı braket kullanıldığında kanin retraksiyonu için gereken minimum kuvvetin 50 g olduğu ve diş hareketinin ilk aşamasından itibaren istenmeyen yan etkiler olmaksızın hızlı kanin retraksiyonunun mümkün olduğu tespit edilmiştir. Bu sonucun, kapaklı braketlerde tel ve braket arasındaki sürtünmenin belirgin biçimde az olmasına bağlı olduğu bildirilmiştir.

Garner ve arkadaşları (71) invitro gerçekleştirdikleri çalışmada, kanin distalizasyonunda nitinol, beta-titanyum ve paslanmaz çelik ark tellerini, kanin distalizasyonunun gerçekleşebilmesi için gereken kuvvet miktarları açısından değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, nitinol ve beta-titanyum teller için kanin distalizasyonunda gereken kuvvet miktarı, paslanmaz çelik ile karşılaştırıldığında son derece yüksek bulunmuştur.

Paulson ve arkadaşları (134), 0.016 inch çaplı yuvarlak telle retraksiyonda, kronun distale kökün mezyale eğimlenmesiyle kanin dişte tipping gözleneceğini, 0.018 inch çapa sahip tel üzerinde gerçekleştirilen distalizasyonda ise, ark teli ve braket arasında oluşan sürtünme kuvvetinin kanin dişin tel üzerinde kaymasını engelleyeceğini bildirmiştir.

Sürtünmeli mekanik kullanımında ideal olan, dişte aşırı tippinge neden olmadan ankraj dişler üzerinde ek yük oluşturmayacak ve minimum sürtünme kuvveti uygulayacak, uygun ark teli boyutu, braket slotu boyutu ve kuvvetin ideal kombinasyonunun oluşturulabilmesidir (89).

Kaninin retraksiyon sırasındaki hareket paterni, kanin dişe etkiyen net kuvvete, ark telinin Young modülüne ve ark telinin uyguladığı momente bağlıdır. Kaninin gövdesel hareketinin elde edilebilmesi için, net kuvvetin, Young modülünün ve momentin kombinasyonuna özen gösterilmelidir (101).

Sürtünmeli mekanikten maksimum fayda sağlayabilmek, distal kök hareketinin oluşabilmesi için yeterli zaman tanınması ile mümkün olur. Elastığın çok sık değiştirilmesi, yüksek seviyede kuvvetin sürekli olarak uygulanması anlamına gelir, ki bu da M/F oranının sadece distal tipping oluşturmaya yol açar. Boşluğun kapatılması kaninlerin distal kron tippingi ile gerçekleştirilmiş olması durumunda, kapatılan boşluğun bu şekilde korunması köklerin distal hareketi olmadan mümkün değildir. Sürekli olarak yüksek miktarda kuvvet uygulanması periodontal ligamentin aşırı hyalinizasyonuna neden olur ve kanin çevresinde direkt kemik rezorpsiyonu oluşumu engellenirken posterior segmentte direkt kemik rezorpsiyonu oluşur ve bu şekilde ankraj kaybı meydana gelir (171).

Maksimum ankraj olgularında, kanin distalizasyonu için kuvvet kaynağı olarak j-hook headgear de kullanılmaktadır. Perez ve arkadaşlarının (136) kanin distalizasyonunda j-hook headgear kullanımını konu alan çalışmalarında, j-hook headgearin high-pull kuvvet ile kullanımında kaninde görülen tippingin en az seviyede olduğu, low-pull kuvvet uygulandığında ise tippingin en yüksek değerde olduğu gözlenmiştir. Charles (41), sliding mekanikte j-hook headgear ile gerçekleştirilen kanin distalizasyonunda braket slot genişliğinin en az yarısını dolduracak kalınlıkta yuvarlak tellerin kullanılması gerektiğini belirtmiştir.

Sueri ve Türk'ün (175) süperelastik Niti coil springlerle laceback ligatürlerin kanin distalizasyonundaki etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, laceback ligatürlerle kanin distalizasyonun miktarının ve oranının süperelastik Niti coil

springlere göre daha az ancak sagittal, transversal ve vertikal düzlemlerde daha kontrollü olduğu tespit edilmiştir.

### **1.6.2. Sürtünmesiz Sistem**

Bölümlü arklar üzerinde, luplar veya springler aracılığıyla uygulanan kuvvet çiftleri ile kaninin distalize edildiği mekanik sürtünmesiz sistemdir. Sürtünmesiz sistemde, bölümlü arklarda closing looplar veya retraksiyon springler kullanılır. Bu şekilde, planlanan diş hareketi için biomekanik gereksinimleri karşılayacak, uygulama öncesinde şiddeti ayarlanan kuvvetler aracılığıyla kanin distalizasyonu gerçekleştirilir (73,171). Bölümlü ark prosedürleri, kuvvetin sürekliliğinin ankraj kaybı olmadan diş hareketi gerçekleştirilmesi amacıyla geliştirilmiştir (33).

Braun ve Marcotte (32), bölümlü ark sisteminin avantajlarını şu şekilde sıralamıştır:

1. Klinisyene tedavinin seyrini önceden belirleme imkânı sunar.
2. Aktif ve reaktif ünitelerdeki kuvvet sistemleri sabit ve belirlenebilir olduğu için meydana getirdikleri hareket de tahmin edilebilir.
3. Aktif ve reaktif ünitelerin kontrolünün sağlanabilmesi için aynı ark içinde farklı sertlikle teller kullanılabilir.
4. Prefabrike, kalibre edilmiş springlerin kullanımıyla kuvvet sistemleri tam olarak tanımlanabilir.
5. Derin kapanışın düzeltilmesi için posterior ekstrüzyon, anterior intrüzyon veya her ikisinin kombinasyonunu uygulama seçeneği sunar. Diş kavislerinin dik yön kontrolünde özellikle çok etkilidir.
6. Ankraj üniteleri klinisyen tarafından önceden belirlenebilir.
7. Tedavi boyunca kullanılan tel sayısı azalır ve tele şekil verilmesi basitleşir.
8. Sürtünme kuvvetleri elimine edilmiştir.

Bölümlü ark sisteminin dezavantajları ise:

1. Looplar hasta için rahatsızlık vericidir ve hijyen açısından zorlu yaratmaktadır.
2. Kanin distalizasyonunda rotasyon oluşumu sıklıkla görülmektedir.
3. Loop bükümleri ve apareylerin hazırlanması zaman alıcıdır (32,180).

Kontrollü kanin retraksiyonunun gerçekleştirilebilmesi için kanin braketi üzerine, moment ve kuvvet uygulanabilmelidir. Sürtünmesiz sistemde, gerekli olan moment ve kuvvetin springin kendi içinde bulunması gerekmektedir. Distalizasyon sırasında kanin diş üzerinde dört temel aktivasyon bulunmalıdır (33):

- a) Distal yönlü kuvvet
- b) Antirotasyon moment
- c) Antitip moment
- d) İntrusiv kuvvet

Sürtünmesiz sistemle kanin distalizasyonunda, braket kesici kenardan 4 mm uzaklıkta konumlandırıldığında, kaninde tipping hareketinin önlenmesi için M/F'nin ortalama olarak 11/1 olması gerekmektedir. Buna antitip çifti denir. Antirotasyon çifti ise, braket üzerine horizontal kuvvet uygulandığında rotasyonu önlemek amacıyla horizontal düzlemde etki gösterir. Aynı dişte antirotasyon M/F oranı 4/1 olacaktır ve bu, horizontal düzlemde braket ve dişin uzun aksı arasındaki mesafeye eşittir (73).

Magness'e (108) göre, bölümlü ark üzerinde bulunması gereken üç anahtar büküm:

- I. Kanin dişte distolingual rotasyonun önlenmesi için 5 derecelik antirotasyon bükümü.

II. Geniş kök yüzeyine bağlı olarak tippinge uğrama eğiliminin önlenmesi için 5 derecelik antitip bükümü.

III. Retraksiyon sırasında kanin eminensinde kortikal kemiğin direncini azaltmak için uygulanan yaklaşık 10–15 derecelik lingual kök torku.

$\alpha$  moment, loopun mezyal kısmı tarafından oluşturulur ve kanin dişe etki eder.  $\beta$  moment ise,  $\alpha$  momentin tamamlayıcısıdır ve translasyon oluşumuna katkıda bulunarak ankraj dişlerin mezyal hareketini engeller.  $\alpha$  ve  $\beta$  momentteki eşzamanlı azalma, retraksiyon springin M/F oranında artışa neden olur. M/F oranındaki artış, springin deaktivasyonuna bağlı olduğu için spring çok sık aktive edilmemelidir. Sık aktivasyon, translasyon hareketini oluşturacak büyüklükte M/F oranının elde edilmesini engeller (73,171).

Biyolojik yanıtın optimumda olabilmesi, uygulanan ilk kuvvetin büyüklüğü ile ilgili olmakla beraber aktivasyonlar arasında kuvvet düzeyindeki düşüş ile de ilgilidir. Bunun için loop, fizyolojik sınırlar içerisinde kuvvet uygulayacak biçimde tasarlanmalıdır (73).

Burstone (33), retraksiyon springlerde kuvvet sistemlerinin optimize edilebilmesi için yapılması gerekenleri şu şekilde sıralamıştır:

1. Materyal olarak beta-titanyum tel tercih edilmelidir. Beta-titanyum teller, iyi şekil alma özelliğine sahiptir. Direkt lehimleme gerçekleştirilebilir. Mükemmel spring-back özelliği vardır. Kullanılan springin şekli bu şekilde basitleştirilebilir.

2. Bir spring veya loop üzerinde tel materyalinin fazlalaştırılması sırasında dikkat edilmelidir. M/F oranının arttırılması için telin mümkün olduğunca apikale yakın bölgede arttırılması gerekmektedir. Materyalin rastgele arttırılması M/F oranını azaltabilir.

3. Loopun konumu,  $\alpha$  ve  $\beta$  pozisyonunda M/F oranının değişimini etkiler. Eğer eğit oranlarda değişime ihtiyaç varsa, loop merkezde konumlandırılmalıdır. Eğer M/F oranının sürekliliği isteniyorsa, merkezden uzakta, M/F oranının sabit olması gereken dişlere yakın konumlandırılmalıdır.

4. Molar diş üzerindeki yardımcı tüp ile kanin braketleri arasındaki uzun mesafe, yüksek miktardaki aktivasyonlar için yeterli yer sağlar. Ayrıca, springin şeklindeki küçük hatalar uygulanan kuvvette radikal değişiklikler yaratmayacağı için kuvvet sisteminin önceden belirlenebilirliği korunacaktır.

Sander (154), ideal retraksiyon zembereğinin özelliklerini sekiz madde halinde belirtmiştir:

- 1) Zembereğin uyguladığı ideal retraksiyon kuvveti ( $F_x$ ), 1-1.5 N (100-150 g) aralığında ve bu aralıkta sabit olmalıdır.
- 2) Uprighting moment ( $M_y$ ), hareket boyunca sabit olmalıdır.
- 3)  $M_y/F_x$  oranı, 8/12 olmalıdır.
- 4) Distorotasyonel eğimi kompanse etmek için  $M_z$  momentine ihtiyaç vardır ve bu moment de sabit olmalıdır.
- 5)  $M_x/F_x$  oranı, 4/5 olmalıdır.

Dişlerin gerçek gövdesel hareketleri, bu şartlar yerine getirildiği takdirde gerçekleşir. Ayrıca;

- 6) Geniş aktivasyon aralığına sahip olmalıdır ki böylece zembereğin sık ayarlanma gereği ortadan kalkmış olur.
- 7) Retraksiyon zembereği hastaya gereksiz rahatsızlık vermemeli ve oral hijyenin sağlanmasında zorluk yaratmamalıdır. Fazla sayıda loop ve geniş hacimli zemberekler bu açıdan uygun olmamaktadır.
- 8) Spesifik intrüzyon ve ekstrüzyon uygulanmasına imkân vermelidir.

Looplar üzerinde, dişeti tarafına daha fazla tel depolanması loopun M/F oranını arttırmaktadır (110). Bu nedenle, boşluk kapatma mekaniklerinde dikey looplar yerine Gjessing tipi ya da T loop şekillerinin kullanılması önerilmektedir (180).

Charles (41), bölümlü arklar oluşturulması sırasında kalın köşeli tellerin kullanımının kuvvet kontrolü açısından faydalı olacağını ancak fazla aktivasyon sonucu kanin dişte aşırı devrilme ve molarlarda ankraj kaybına meydana gelebileceği için aktivasyon miktarına dikkat edilmesi gerektiğini bildirmiştir.

Springin şekli M/F oranını etkilediği gibi yük/esneme oranını da etkiler. Springe heliks eklenmesi M/F oranını çok fazla değiştirmezken yük/esneme oranını belirgin biçimde azaltır. Yük/esneme oranı aynı zamanda telin kompozisyonu ile ilişkilidir. Titanyum molibdenyum gibi düşük elastisite modülüne sahip telden bükülen loopun yük/esneme oranı, aynı şekle sahip, paslanmaz çelik telden yapılmış loopa göre daha düşüktür (171). Watanabe ve Miyamoto (188), nikel titanyum telden retraksiyon amaçlı spring üretmişlerdir. Bu springin en büyük avantajı, kanini retrakte ederken diğer dişlerin de seviyelenmesine olanak sağlamasıdır. Ayrıca hafif ve sürekli kuvvet üreterek, 10 mm'ye kadar reaktivasyona gerek olmadan retraksiyon gerçekleştirmektedir.

Retraksiyon looplarının şekli ile ilgili değerlendirilmesi gereken noktalardan biri de loopun açık veya kapalı olmasıdır. Kapalı ve açık looplar arasında M/F oranı açısından fark bulunmazken, kapalı loop oluşturmak için gerekli olan tel miktarının daha az olmasından dolayı kapalı looplarda yük/esneme oranı daha düşüktür. Açık ve kapalı looplar arasındaki en önemli fark, aktivasyon aralığı yani loopta kalıcı deformasyon oluşmadan aktive edilme mesafesidir. Kapalı loop, aynı şekildeki açık loopa göre daha büyük aktivasyon aralığına sahiptir. Looplar kalıcı deformasyon

sınırına kadar aktive edilmedikleri için kapalı loopun avantajının pratikte önemi bulunmamaktadır (171).

Sürtünmesiz sistemde dişler bireysel olarak retrakte edildiğinde, sürtünmeli sistemde olduğu gibi dişte mesil-out moment oluşur. Bu, springin kuvvetinin dişin rezistans merkezinin fasialinden uygulanması ile ilişkilidir. Bu moment, lingual elastik uygulamasıyla veya retraksiyon loop üzerine antirotasyonel büküm eklenmesiyle ortadan kaldırılabilir (171).

Häsler ve arkadaşları (80), çekimi üzerinden zaman geçmiş (ortalama 86 gün) ve yeni çekilmiş (ortalama 7 gün) premolarların boşluğuna retrakte edilen maksiller kaninlerin hareket oranının incelendiği çalışmada Gjessing retraksiyon spring kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, yakın zamanda çekimi gerçekleştirilmiş sahada retraksiyonun daha hızlı olduğu, aynı zamanda daha fazla miktarda tipping gerçekleştiği gözlenmiştir. Kaninin hızlı retraksiyonunun muhtemel nedeni olarak, çekimi yeni gerçekleştirilmiş bölgede kemiğin daha az kalsifiye olmasının daha hızlı rezorpsiyona neden olması veya bu bölgede kemik rezorpsiyonunu sağlayan hücrelerin sayıca fazla olması gösterilmiştir.

Sürtünmeli ve sürtünmesiz mekaniklerin karşılaştırıldığı çalışmalardan biri olan Rhee ve arkadaşlarının (145) gerçekleştirdiği çalışmanın sonuçlarına göre; sürtünmeli mekanik rotasyon kontrolü ve ark boyutlarının korunmasında sürtünmesiz mekanikten üstünken, sürtünmesiz mekanik tippingin ve ekstrüzyonun azaltılmasında sürtünmeli mekanikten üstün bulunmuştur. Ankraj kaybı açısından ise iki mekanik arasında fark gözlenmemiştir.

Ziegler ve Ingervall (195), retraksiyon spring ve sürünmeli mekaniği karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda, springle gerçekleştirilen retraksiyonun daha hızlı olduğunu ve kaninde daha az tippinge neden olduğunu ortaya koymuşlardır.



Distalizasyon sonrasında kanin rotasyonunda, iki mekanik arasında belirgin farklılık görülmemekle birlikte rotasyonun springle distalizasyonda biraz daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bir dezavantaj olan rotasyonun distalizasyon sonrasında düzeltilmesinin, tippingden daha az zamanda ve ankraja yük olmadan gerçekleştirilebileceği düşünüldüğünde, springle distalizasyonun daha avantajlı olduğu sonucu ortaya çıkarılmıştır.

Hayashi ve arkadaşları (82), midpalatal ortodontik implantın üç boyutlu analizi ile maksiller kanin retraksiyonunda sürtünmeli mekanik ve retraksiyon springi karşılaştırdıkları çalışmalarında, sürtünmeli mekaniğin rotasyon kontrolünde retraksiyon springe göre daha üstün olduğu sonucunu ortaya koymuşlardır. Ayrıca retraksiyon için hem sliding mekanikte hem de bölümlü ark mekaniğinde 1 N'luk kuvvetin, ağır kuvvetlere göre daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

### **1.7. Hybrid Retraction Spring**

1990 yılında Sander (154), NiTi-SE (super elastik) paslanmaz çelik ile NiTi'den imal edilmiş T loopun birleşiminden oluşan retraksiyon zembereğini tanıtmıştır. Ancak apareyin kontrolünün zor olması ve sıklıkla hastaya rahatsızlık vermesinden dolayı tasarımında değişiklik yapılması ihtiyacı doğmuştur. Bu nedenle, farklı materyallerin birleşiminden oluşan yeni bir zemberek geliştirilmiştir. Yapısında çeşitli materyalleri barındırmasından dolayı Hybrid Retraction Spring (HRS) ismi verilen bu aparey, bilinen zembereklerin tersine loop içermemektedir. HRS, .018"x.018" boyutlu vertikal ve .022" horizontal slotlu, vertikal slot braket ile kullanılmaktadır. Retraksiyon kuvveti, paslanmaz çelik kapsüle alınmış süperelastik kompresyon zembereği aracılığıyla sağlanmaktadır. 2.2 mm çapa sahip olan paslanmaz çelik koruyucu kapsül üzerinde 45°'lik açıyla konumlanmış olan süperelastik parça, bu konumuyla anti-tipping moment

oluşturur. Aynı zamanda vertikal slot içine 45° distale bükülerek yerleştirilerek anti-rotasyonel moment meydana getirir. Zembereğin aktivasyonunu sağlayan kısmı, koruyucu kapsülün distalinden moların yardımcı tüpüne kadar uzanan .017"x.025" köşeli çelik tel bölümüdür. Bu teli moların yardımcı tüpü içine yerleştirilir ve Weingart pensi ile aktive edilir. Dişte vertikal yönde oluşması istenen etkiye göre çelik uzantı üzerinde step bükümleri gerçekleştirilir. Step bükümleri dört durumda incelendiğinde (154):

- Çelik uzantı üzerinde step bükümü gerçekleştirilmediği takdire, kanin dişte yaklaşık 0.4 N'luk ekstrüzyon kuvveti meydana gelir.
- Çelik uzantı üzerinde, koruyucu kapsülün bitiş noktasında 2 mm'lik step bükümü, kanin dişte yaklaşık 0.2 N'luk ekstrüzyon kuvveti oluşturur.
- Çelik uzantı üzerinde, koruyucu kapsülün bitiş noktasında 5 mm'lik step bükümü, kanin dişte herhangi bir vertikal hareket oluşturmamaktadır.
- Çelik uzantı üzerindeki 5 mm'lik step bükümü, dirsek kısmına aç verilerek gerçekleştirildiğinde 0.3 N'luk intrüzyon kuvveti oluşturmaktadır. Bu etki, çelik uzantıya sweep bükümü verilmesi yoluyla da elde edilebilmektedir.

Vertikal kuvvetler sürtünmeyi arttıracak için, çelik uzantı üzerinde sadece 5 mm'lik step bükümü veya hafif miktarda sweep bükümü tavsiye edilmiştir. Transversal yönde, retraksiyonun alveoler yapılar boyunca gerçekleşebilmesi için çelik uzantı üzerinde step bükümü hizasından 10°-15° 'lik toe-in bükümü uygulanmalıdır. Bunun yanında çelik uzantı üzerinde alveol kavsine uygun ek kompensasyon bükümü, kanin dişin bukkale hareket etmeyip trabeküler kemik içinde hareket edeceğini garantilemektedir (154).

Zembereğin aktivasyon sınırı 5 mm'dir. Ancak oluşan histeresisden dolayı aktivasyon 4.5 mm ile sınırlandırılmalıdır. Kalan aktivasyon miktarı, paslanmaz çelik

uzantı üzerindeki çentikli skaladan anlaşılmaktadır. Aktivasyon sonrasında koruyucu kapsül içindeki kompresyon zembereği boşaldıkça çelik uzantı, üzerindeki çentiklerle beraber kapsül içine doğru kayacaktır. Çentik sayısının azalması, zembereğin boşaldığını ifade etmektedir (154).

Sander (154), HRS'nin çelik uzantısı üzerinde farklı bükümlerin yapılması ile değişik etkiler meydana geldiği için bunları ayrı ayrı ele almıştır:

Çelik uzantı üzerinde büküm yapılmadığı durumda; 5 mm'lik aktivasyon sonrasında 4 mm'lik deaktivasyon gerçekleşir ve distalizasyon kuvveti yaklaşık 1N (~100 g)'dur. Bu kuvvet arta kalan 0.5 mm'lik aktivasyonla 0.7 N (~70 g)'a geriler. Anti-tipping moment ( $M_y$ ) tarafından üretilen ekstrüsiyon kuvvet ( $F_z$ ), 4 mm'lik deaktivasyon boyunca 0.4N (~40 g)'da sabittir. Eğer ekstrüsiyon kuvvetler istenmiyorsa çelik uzantı üzerinde sweep ya da basamak bükümü gerçekleştirilmelidir. 10 N.mm'lik anti-tipping moment ( $M_y$ ), 4 mm'lik aktivasyon aralığında sabittir. Bu moment,  $F_x$  kuvveti sıfırlandığında yani retraksiyon kuvvetinin kaybolduğu durumda dahi aktif olmaktadır. Anti-rotasyonel moment ( $M_z$ ), anti-tipping moment ( $M_y$ ) gibi 4 mm'lik aktivasyon aralığında sabittir ve  $F_x$  sıfırlandığında dahi etkinliğini korur (154).

Retraksiyon kuvvetinin etkinliğinin belirlenebilmesi için, anti-tipping hareket için  $M_y/F_x$ , anti-rotasyonel hareket için  $M_z/F_x$  oranları önem taşımaktadır. 4 mm'lik deaktivasyon olduğunda anti-tipping hareketin  $M/F$  oranı yaklaşık 12 mm'dir. Arta kalan 0.2 mm'lik deaktivasyonla  $M/F$  oranı 22 mm'e yükselir. Bu, retraksiyon sırasında geçek gövdesel hareketin etkinliğini göstermektedir. Hareket sırasında  $M/F$  oranı tekrar artar ve kanin kökünün distalizasyonu gerçekleşir. Eğer retraksiyon zembereği aktive edilmeden uygulandıysa bile, kanin kökünün dikleşmesinden dolayı distalizasyon etkisi görülecektir. Anti-rotasyonel hareket için  $M/F$  oranı, tüm hareket boyunca 5 N.mm'de sabittir (154).

Çelik parça üzerinde 2 mm'lik basamak bükümü uygulandığında;  $F_x$  distalizasyon kuvveti, 4 mm'lik aktivasyon aralığında 1N (~100 g)'da sabittir. Ekstrüzyon kuvvet ( $F_z$ ), yaklaşık 0.2 N (20 g)'dur ve bu değer çelik uzantı üzerinde büküm yapılmadığı durumda oluşan  $F_z$  kuvvetinden daha küçük olduğu için, 2 mm'lik büküm uygulandığı takdirde dişte oluşacak ekstrüzyon da daha az olacaktır. Anti-tipping moment ( $M_y$ ) yaklaşık 10 N.mm, anti-rotasyonel moment ( $M_z$ ) ise yaklaşık 4 N.mm'dir ve her ikisi de hareket aralığı boyunca sabittir. Momentler ve kuvvetler sabit olduğu için  $M_y/F_x$  de 10 mm'de sabittir.  $M_y/F_z$  oranı yaklaşık 4 mm'dir. Bu değerler, düşük ekstrüzyon kuvvetle beraber gövdesel retraksiyonu işaret etmektedir.

Çelik parça üzerinde 5 mm'lik basamak bükümü uygulandığında;  $F_x$  distalizasyon kuvveti yaklaşık 1N (~100 g)'dur.  $F_z$  sıfır olduğu için kanin dişte ekstrüzyon veya intrüzyon gibi vertikal yönde bir hareket beklenmemektedir. 5 mm'lik basamak bükümü, anti-tipping momentten kaynaklı olarak kanin dişe etki eden ekstrüzyon kuvvetinin etkisini dengelemektedir. Anti-tipping hareket için moment ( $M_y$ ), 8 N.mm, anti-rotasyonel hareket için moment ( $M_z$ ) ise 2 N.mm'dir.  $M_y/F_x$  oranı 10 mm,  $M_z/F_x$  ise yaklaşık 3 mm'dir. Böylece tek aktivasyonda 4 mm'lik aralık boyunca kaninde gövdesel retraksiyon mümkün olmaktadır. Kanin dişin retrakte edileceği mesafe uzunsa reaktivasyon gerçekleştirilebilir.

### **1.8. Dijital Fark Radyografisi**

Dijital fark radyografisi, aynı bölgeden farklı zamanlarda alınan iki röntgen filmi üzerinde her iki filmde de aynı olan bilgiyi ortadan kaldırarak ve böylece “yapısal görüntü kirliliğini” azaltarak iki film arasındaki farkı ortaya koymaktadır. Sonuçta, röntgen filmlerinde değişmeden kalan dişler, anatomik oluşumlar gibi temel yapıların ortadan kaldırılması, gözün yalnızca iki görüntü arasındaki gerçek farklılıklara

odaklanmasını sağlayarak, tanısal bilgi içeren değişikliklerin görülmesini kolaylaştırmaktadır (61,106,123). Ortaya çıkan fark görüntüde, kontrol süresince değişmeyen tüm yapılar gri bir zemin olarak sergilenmektedir. Böylece, kemik kaybı olan bölgeler grinin koyu tonlarında izlenirken, kemik kazancı olan bölgeler gri zeminde açık renk olarak görülmektedir (95,96,106). Kemik değişikliklerinin nitelik ve nicelik olarak belirlenmesinde etkinliği çalışmalarla gösterilmiştir (42,60,69,76,104).

Röntgen filmleriden çıkarma yöntemini 1930'lu yıllarda ilk olarak tarif eden araştırmacı Zeides des Plantes (194) olmuştur. Röntgen filmleri manuel olarak üst üste getirilip çıkarma işlemleri için çeşitli fotoğrafçılık teknikleri kullanılmıştır. Bu konudaki gelişmeler, 1980'lerin başında Gröndahl ve ark. (77) tarafından, standart filmler kullanılarak bilgisayar yardımıyla gerçekleştirilmiştir. 1980'lerin sonlarında çıkarma sistemleri, CCD reseptörler ya da fosfor plaka reseptörler kullanılarak dijital radyograflar ile oluşturulmuştur. Konvansiyonel yöntemlerle elde edilen radyografların dijitize edilmelerinden veya direkt olarak dijital elde edilmelerinden sonra translasyon ve rotasyon gibi transformasyonların yapılması için bir eşleştirme işlemine gerek duyulmaktadır. Geometri ve kontrast eşleştirmeleri bilgisayar algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilir. Yani, son geliştirilen çıkarma sistemlerinde filmlerin eşleştirilmesi, bilgisayar yazımları yardımıyla yapılmaktadır (105).

Bu tekniğin önemli bir dezavantajı, röntgen film çiftlerinin kontrast ve projeksiyon geometrisinin tekrarlanabilir olması gerekliliğidir. Bu özellik, fark görüntülerde artefakt oluşumunun ve dolayısıyla, hatalı değerlendirmelerin engellenmesi bakımından çok önemlidir (5,106).

Aynı anatomik bölgeden, aynı projeksiyon geometrisi ve aynı kontrastta alınan iki röntgen filmi dijital olarak çıkarıldığında homojen bir densite oluşur ve görüntü, gri düz bir zemin olarak gözlenir. Ancak, aynı anatomik bölgeden ardı ardına alınan

rad-yograflar arasında projeksiyon geometrisi ve film kontrastlarında oluşabilecek farklılıklardan kaynaklanan herhangi bir yapay farklılık olduğunda, fark görüntüde artan ya da azalan gri alanlar ortaya çıkacaktır. Bu alanlar fark görüntüde kirliliğe neden olarak, değışikliklerin hatalı yorumlanmasına yol açacaktır (20,53,81,106).

Bir fark görüntüde yapısal kirliliğin görülmesinin nedenleri; film banyo işlemlerinin her zaman aynı olmaması ve bunun film kontrastında farklılıklar ortaya çıkarması, film pozisyonlarındaki farklılıklar ya da X ışınının ilgilenilen anatomik yapılara olan projeksiyon geometrisi farklılıkları, fark görüntünün oluşturulmasında radyografik görüntülerin hatalı eşleştirilmesi, farklı geometriye sahip görüntülerin farklı “en iyi görünen” eşleştirmeleri, x ışın kaynağından çıkan fotonların çıkışında meydana gelen dalgalanmalar, film banyo işleminde ya da emülsiyon kalitesindeki çeşitlilikler olarak sıralanabilir (20,53,115,123,149,151,190).

Filmlerin standardizasyonunun sağlanmasında okluzal stent, sefalostat ve film tutucu kullanımı gibi filmin mekanik stabilizasyonunu sağlayan *a priori* yada görüntü çiftlerinin eşleştirilmesi sırasında karşılaşılan problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla bilgisayar yazılımlarının kullanıldığı *a posteriori* yöntemler gerekli olmaktadır (61,104,149). Ancak tüm şartlar yerine getirilse bile ardışık 2 film arasında meydana gelen küçük projeksiyon hatalarının giderilmesi için çeşitli yazılımların kullanılması gerekmektedir. Öztürk ve arkadaşları (132), geometrik rekonstrüksiyon, densite ve kontrast standardizasyonu, görüntü bükülmesi ve histogram düzleştirilmesi fonksiyonlarını içeren yeni bir yazılım geliştirmiştir.

### **1.9. Visual Analog Skala (VAS)**

VAS diş hekimliği ile ilgili birçok çalışmada, dişsel estetiğin değerlendirilmesi ve ağrı algısının tespitinde kullanılmıştır (62,87,128,130,179,196). Diş hekimliğinin

yanında, tıpta semptom şiddeti, anksiyete düzeyi, analjezik etkisi ve sağlık dışı branşlarda beceri, güven ve takım çalışmasının kalitesinin ölçülmesi amacıyla da kullanılabilmektedir. Başlangıç noktası ağrının olmadığını, sonlandığı uç kısmı ise şimdiye kadar yaşanan en şiddetli ağrıyı gösteren düz bir çizgidir. Hastanın kendisi tarafından veya sağlık çalışanı tarafından doldurulabilir. (89)

Otasevic ve arkadaşları (130), ağrı algılamasının ölçümünde en güvenilir yöntemin VAS olduğunu belirtmişlerdir.

## BÖLÜM II

### GEREÇ VE YÖNTEM

#### 2.1. Bireyler

Çalışmamız, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvurmuş 15–32 yaşları arasında Sınıf II Div.1 maloklüzyona sahip 12'si kız, 8'i erkek olmak üzere toplam 20 birey üzerinde yürütülmüştür (Tablo 1).

**Tablo 1:** Kız ve erkek bireylerin dağılımı

| KIZ | ERKEK | TOPLAM |
|-----|-------|--------|
| 12  | 8     | 20     |

Çalışma grubumuza 15–32 yaşları arasında (ortalama:18yıl, 9ay), daimi dentisyon döneminde, iskeletsel Sınıf II, dişsel Sınıf II Divizyon 1 anomalisi gösteren, dental arkları düzgün, maksiller darlık nedeniyle posterior çapraz kapanışı olmayan, maksiller ve mandibuler ark uzunlukları arasında fark bulunan, overjet miktarı artmış, dik yön gelişimi normal veya hiperdiverjan, büyüme-gelişimini tamamlamış, TME düzensizliği bulunmayan ve iyi oral hijyene sahip bireyler dahil edilmiştir (Tablo 2).

**Tablo 2:** Bireylerin tedavi başı yaş dağılımı

| minimum     | maksimum     | ortalama    |
|-------------|--------------|-------------|
| 14 YIL 4 AY | 31 YIL 10 AY | 18 YIL 9 AY |



Hybrid Retraction Spring (HRS)'in etkilerinin çalışma grubu oluşturulmadan önce klinik ortamında gözlemlenebilmesi amacıyla, maksiller birinci premolarları çekilmiş ve kanin distalizasyonu planlanan bir hastaya HRS uygulanmıştır. Kanin distalizasyonunun başarılı şekilde gerçekleşmesinin ardından çalışma grubu oluşturulmuştur.

Çalışmanın başlangıcında HRS uygulamak amacıyla 22 hastadan kayıtlar alınmış olmasına rağmen, 2 hastanın devamsızlık problemleri nedeniyle çalışmadan çıkarılmaları dolayısıyla grup 20 bireyden oluşturulmuştur. HRS ile kanin distalizasyonu gerçekleştirilen tüm hastalarda, HRS uygulaması öncesinde ankraj arttırıcı yöntemler olarak; Nance arkı uygulanmış ve maksiller ikinci molarlar bantlanarak maksiller birinci molarlarla beraber ankraj ünitesi oluşturmaları sağlanmıştır. Hastalara HRS, 2 mm'lik aktivasyonla uygulandıktan sonra 2 haftada bir kontrole çağrılarak deaktivasyon gerçekleşen olgularda 2 mm'lik aktivasyonları tekrarlanmıştır. Kanin distalizasyonları çift taraflı olarak tamamlandıktan sonra HRS ağızdan uzaklaştırılmıştır. Hastalardan HRS uygulanmadan önce ve HRS çıkarıldıktan sonra alçı modelleri, lateral sefalometrik filmleri, ortopantomogramları, el-bilek filmleri (sadece uygulama öncesinde), maksiller oklüzal filmleri, kanin ve ankraj bölgeden periapikal filmleri ve ağız içi-ağız dışı fotoğrafları alınmıştır.

## **2.2. Sefalometrik Filmler**

Çalışmamızda kullanılan sefalometrik filmler, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Radyoloji Kliniği'nde bulunan, 12mA akım şiddeti ve 57-85 kV güç ile çalışan bir röntgen cihazı (Instrumentarium Imaging Orthocceph OC100, Tuusula, Finlandiya) ve 18x24 boyutlarındaki standart sefalometrik film kasetleri (Life Ray- Ferraniait, İtalya veya Weatherford, Oklahoma,

ABD) kullanılarak çekilmiştir. Işın kaynağı ve kaset arası uzaklık 180 cm iken hastanın sagittal düzlemi ile kaset arasındaki uzaklık 30 cm uzaklıkta sabitlenmiştir. Film çekimi sırasında hasta dik olarak ayakta tutulmuş, kulak çubukları yerleştirildikten sonra baş, nazion çubuğu yardımıyla Frankfurt düzlemi yere paralel olacak şekilde sabitlenmiştir. Hastanın dişleri habitüel oklüzyonda kapatıldıktan sonra 77 kV gücündeki ışın 0,64 saniye süreyle verilerek film çekimi tamamlanmıştır.

HRS uygulamasından sonra alınan lateal sefalometrik filmlerde, tedavi başında alınan lateral sefalometrik filmlere göre magnifikasyon farkı gözlemlendiğinde uygulama sonrası alınan film tekrarlanmıştır.

### **2.3. Sefalometrik Analizler**

Sefalometrik filmlerin değerlendirilmesi; negatoskop üzerinde, asetat kâğıdı ile 0,3mm'lik 2B uçlu kurşun kalem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dişlerin çizilmesinde standardizasyonun sağlanması için tüm çizimlerde şablon kullanılmıştır. Tüm ölçümler aynı araştırmacı tarafından ve aynı koşullar altında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan konvansiyonel sefalometrik analizlerde, iskeletsel ölçümler için Baumrind ve arkadaşları (17) ile Kalra ve arkadaşları (97)'nın, dişsel ölçümler için ise Valant ve Sinclair (186), Janson ve arkadaşları (93), Uzel ve Enacar (183) ve Jacobson (91)'in analizlerinin bir kombinasyonundan faydalanılmıştır. Sefalometrik ölçümlerde referans düzlemi olarak, Sella – Nazion düzlemine 7°'lik bir açıyla çizilmiş olan (FH) horizontal referans düzlemi ile bu horizontal referans düzlemine Sella noktasından çizilen dikme ile oluşturulan vertikal referans düzlemi (FHp) kullanılmıştır. Filmlerdeki çift görüntülerin çiziminde orta noktaları alınmıştır.

HRS'nin uygulandığı ve ağızdan uzaklaştırıldığı seanslar arasında geçen süre, uygulama süresi olarak kabul edilmiştir. Retraksiyon hızı, üst kanin dişinin uzun

ekseni üzerindeki en uç koronal noktası ile vertikal referans düzlemi arasındaki mesafede uygulama başı ve uygulama sonu arasında gözlenen değişiklik miktarının uygulama süresine bölünmesiyle hesaplanmıştır.

Bu çalışmada kullanılan sefalometrik noktalar Şekil 1’de, sefalometrik düzlemler Şekil 2’de, iskeletsel ölçümler Şekil 3’te, dişsel ölçümler Şekil 4’te ve yumuşak doku ölçümleri Şekil 5’te gösterilmiştir.

#### **Çalışmamızda kullanılan sefalometrik noktalar (Şekil 1)**

- 1) **Sella (S):** Orta oksal düzlemde Fossa hypofisea’nın orta noktasıdır.
- 2) **Nasion (N):** Orta oksal düzlemde Sutura nasofrontalis’in en ileri noktasıdır.
- 3) **A noktası (A):** Orta oksal düzlemde Spina nasalis anterior’dan üst keser diş uzanan kemik konkavitesinin en derin noktasıdır.
- 4) **B noktası (B):** Orta oksal düzlemde alt keser dişten çene ucuna uzanan kemik konkavitesinin en derin noktasıdır.
- 5) **Gonion (Go):** Ramus mandibulanın arka kenarına çizilen teğet ile Corpus mandibulanın alt kenarına çizilen teğetin kesişme noktasıdır.
- 6) **Menton (Me):** Orta oksal düzlemde Corpus mandibula ile Symphysis mandibula bölgesinin kesiştiği en alt noktadır.
- 7) **Pogonion (Pg):** Alt çene ucunun orta çizgi üzerindeki en ileri noktasıdır.
- 8) **Incisor superior (is):** En önde yer alan üst keser dişin kronunun kesici kenarının en uç noktasıdır.
- 9) **Incisor inferior (ii):** En önde yer alan alt kesici dişin kronunun en uç noktasıdır.
- 10) **Üst kanin insizal (3i):** Üst kanin dişin uzun eksen üzerindeki en uç koronal noktasıdır.
- 11) **Üst kanin insizal (3a):** Üst kanin dişin uzun eksen üzerindeki en uç apikal noktasıdır.

**12) Spina Nasalis Anterior (ANS):** Orta oksal düzlemde sert damağın en ileri noktasıdır.

**13) Spina Nasalis Posterior (PNS):** Orta oksal düzlemde sert damağın en geri noktasıdır. Molar superius(ms): Üst daimi birinci molar dişin mezyal kontak noktasıdır.

**14) Molar superior(ms):** Üst daimi birinci molar dişin mezyal kontak noktasıdır.

**15) Molar inferior (mi):** Alt daimi birinci molar dişin mezyal kontak noktasıdır.

**16) Üst molar tip (mst):** Üst daimi birinci molar dişin mezyobukkal tüberkülünün tepe noktasıdır.

**17) Alt molar tip (mit):** Alt daimi birinci molar dişin mezyobukkal tüberkülünün tepe noktasıdır.

**18) Üst keser apikale (Ap 1):** Üst çenede en öndeki kesici dişin kökünün apeksidir.

**19) Alt keser apikale (Ap 1):** Alt çenede en öndeki kesici dişin kökünün apeksidir.

**20) Üst 6 apikale (Ap 6):** Üst daimi birinci molar dişin mezyobukkal kökünün apeksidir.

**21) Alt 6 apikale (Ap 6):** Alt daimi birinci molar dişin mezyal kökünün apeksidir.

**22) Apocc noktası:** Oklüzyondaki kesici overbite'nın orta noktası olup oklüzal düzlemin de ön noktasını oluşturur.

**23) Ppoc noktası:** Alt ve üst daimi birinci molar kapanışının orta noktasıdır.

**24) AO noktası:** A noktasından oklüzal düzleme indirilen dikin bu düzlemi kestiği noktadır.

**25) BO noktası:** B noktasından oklüzal düzleme çizilen dikin bu düzlemi kestiği noktadır.

**26) N' noktası:** N noktasından FHp'ye indirilen dikmenin bu düzlemi kestiği noktadır.

**27) Me' noktası:** Me noktasından FHp'ye indirilen dikmenin bu düzlemi kestiği noktadır.

**28) ANS' noktası:** ANS noktasından FHp'ye indirilen dikmenin bu düzlemi kestiği noktadır.

**29) Go' noktası:** Go noktasından FHp'ye indirilen dikmenin bu düzlemi kestiği noktadır.

**30) Ar noktası:** Ramus arka kenarı ile kafa tabanının dış kenarının kesişme noktasıdır.

**31) Nt'':** Yumuşak doku burun ucudur.

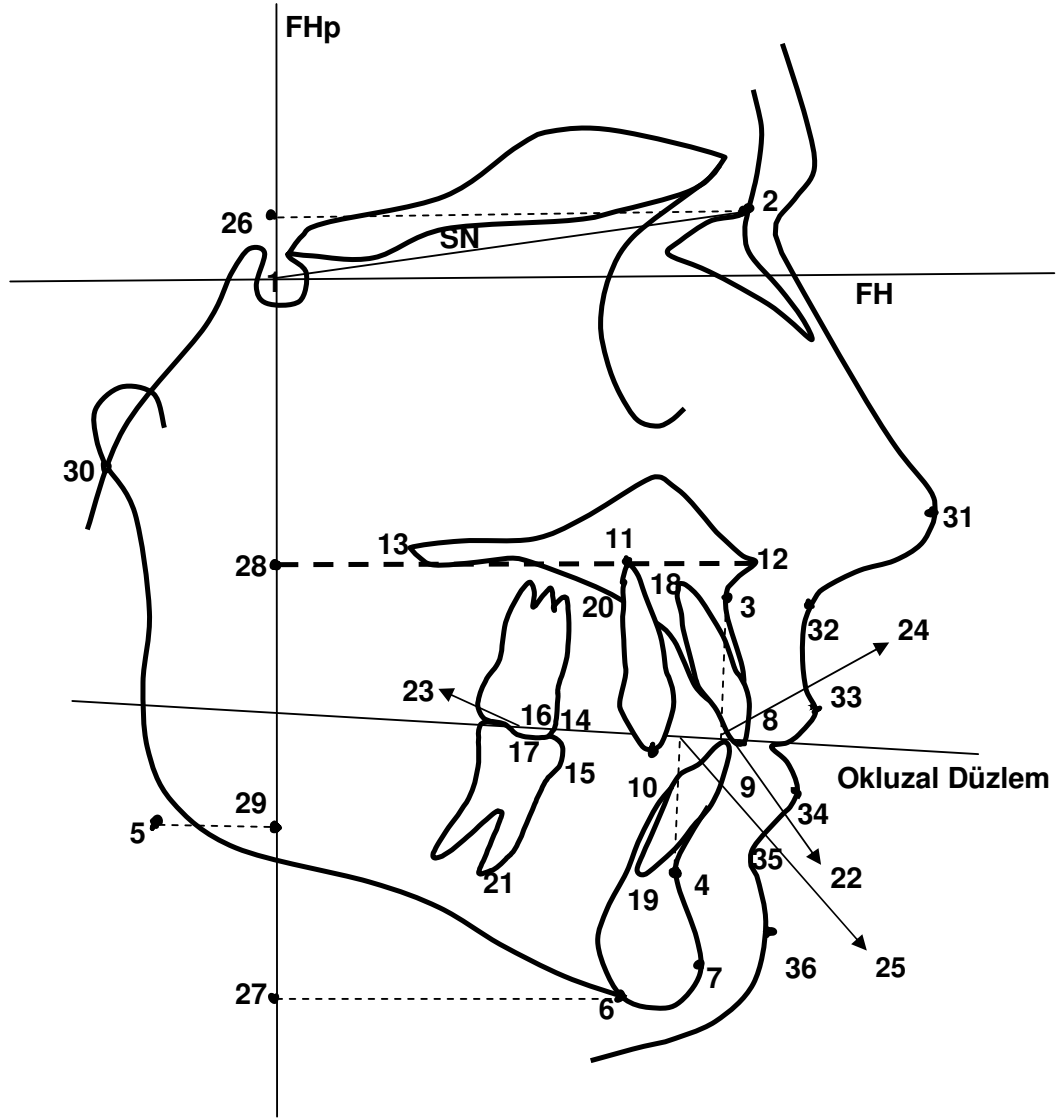
**32) Ss:** Yumuşak dokuda üst dudak oluşunun en derin noktasıdır.

**33) Ls:** Üst dudağın vermillion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.

**34) Li:** Alt dudağın vermillion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.

**35) Si:** Yumuşak dokuda alt dudak oluşunun en derin noktasıdır.

**36) Pg'':** Yumuşak doku çenenin en ön, ileri noktasıdır.



Şekil 1 Çalışmamızda kullanılan sefalometrik noktalar

**Çalışmamızda kullanılan sefalometrik düzlemler (Şekil 2)**

1. **SN düzlemi:** Sella ve Nasion noktalarından geçen doğrudur.
2. **Düzeltilmiş Frankfurt Horizontal düzlemi (FH):** SN düzlemine S noktasından aşağıya doğru 7°'lik bir açı ile çizilen doğrudur.
3. **Düzeltilmiş Frankfurt Horizontal Perpendicular düzlemi(FHp):** FH düzlemine S noktasından dik çizilen doğrudur. Bu düzlem horizontal lineer ölçümlerde kullanılmıştır.
4. **Palatal Düzlem (PD):** ANS ve PNS noktalarını birleştiren doğrudur.
5. **Mandibuler Düzlem (MD):** Menton noktasından alt çene korpusuna çizilen teğettir.
6. **Ramus düzlemi:** Artikülare noktasından ramus arka kenarına çizilen teğettir.
7. **Oklüzal Düzlem:** Apocc ile Ppocc noktalarından geçen düzlemdir.
8. **Üst keser ekseni:** Is ve Ap U1 noktalarını birleştiren doğrudur.
9. **Alt keser ekseni:** Ii ve Ap L1 noktalarını birleştiren doğrudur.
10. **Üst molar ekseni:** Mst ve Ap 6 noktalarını birleştiren doğrudur.
11. **Alt molar ekseni:** Mit ve Ap 6 noktalarını birleştiren doğrudur.
12. **Üst kanin ekseni:** 3i ile 3a noktalarını birleştiren doğrudur.
13. **NA düzlemi:** Nasion ve A noktalarını birleştiren doğrudur.
14. **NB düzlemi:** Nasion ve B noktalarını birleştiren doğrudur.
15. **ANS-FHp:** ANS noktasından FHp'ye çizilen diktir.
16. **A-FHp:** A noktasından FHp'ye çizilen diktir.
17. **B- FHp:** B noktasından FHp'ye çizilen diktir.
18. **Pg-FHp:** Pg noktasından FHp'ye çizilen diktir.

**19. ms-FHp:** ms noktasından FHp'ye çizilen diktir.

**20. mi-FHp:** mi noktasından FHp'ye çizilen diktir.

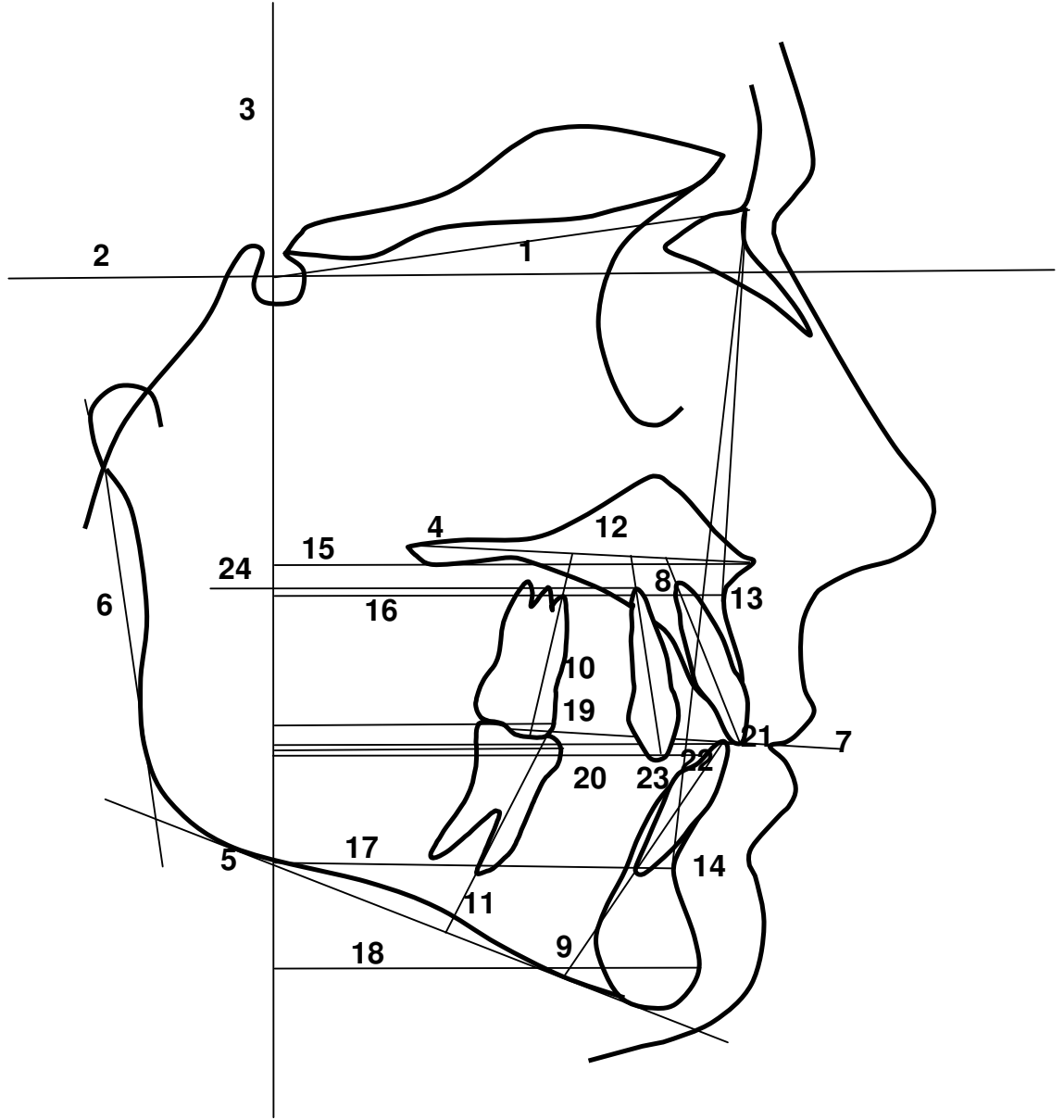
**21. is- FHp:** is noktasından FHp'ye çizilen diktir.

**22. ii-FHp:** ii noktasından FHp'ye çizilen diktir.

**23. 3i- FHp:** 3i noktasından FHp'ye çizilen diktir.

**24. 3a-FHp:** 3a noktasından FHp'ye çizilen diktir.





Şekil 2 Çalışmamızda kullanılan sefalometrik düzlemler

## **Çalışmamızda kullanılan açısal ve boyutsal ölçümler**

### **A- İskeletsel Ölçümler (Şekil 3)**

**1) AO-BO:** AO ve BO noktaları arasındaki uzaklıktır. Witts analizinde çenelerin sagittal ilişkisini sınıflandırmak amacıyla ANB açısına alternatif olarak kullanılmıştır.

**2) ANS-FHp:** ANS noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. ANS noktasının horizontal yöndeki konumunu belirler.

**3) Pg-FHp:** Pg noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Çene ucunun horizontal yöndeki konumunu belirler.

**4) A-FHp:** A noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Üst çenenin horizontal yöndeki konumunu belirler.

**5) B-FHp:** B noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Alt çenenin horizontal yöndeki konumunu belirler.

**6) SNA açısı:** SN ve NA düzlemlerinin nazion noktasında oluşturdukları açıdır. Üst çenenin ön kafa kaidesine göre konumunu belirler.

**7) SNB açısı:** SN ve NB düzlemlerinin nazion noktasında oluşturdukları açıdır. Alt çenenin ön kafa kaidesine göre konumunu belirler.

**8) ANB açısı:** NA ve NB düzlemlerinin nazion noktasında oluşturdukları açıdır. Alt ve üst çenenin birbirlerine göre konumlarını belirtir.

**9) OD-SN açısı:** Oklüzal düzlem ile SN düzlemi arasındaki açıdır. Oklüzal düzlemin ön kafa kaidesine göre eğimini belirler.

**10) Ar-Go-Me açısı:** Ramus düzlemi ile mandibuler düzlemin gonion noktasında oluşturduğu açıdır. Alt çenenin gonial açısını belirler.

**11) OD-MD açısı:** Oklüzal düzlem ile mandibuler düzlem arasındaki açıdır. Oklüzal düzlemin mandibuler düzleme göre eğimini belirler.

**12) SN-MD açısı:** SN düzlemi ile mandibuler düzlem arasındaki açıdır. Mandibuler düzlemin ön kafa kaidesine göre diverjansını belirler.

**13) N'-Me':** FHp üzerinde N' noktası ile Me' noktaları arasındaki uzaklıktır. Ön yüz yüksekliğini belirler.

**14) N'-ANS':** FHp üzerinde N' noktası ile ANS' noktası arasındaki uzaklıktır. Üst yüz yüksekliğini belirler.

**15) ANS'- Me':** FHp üzerinde ANS' noktası ile Me' noktası arasındaki uzaklıktır. Alt yüz yüksekliğini belirler.

**16) S-Go':** FHp üzerinde Sella noktası ile Go' noktası arasındaki uzaklıktır. Arka yüz yüksekliğini belirler.



## **B-Dişsel Ölçümler (Şekil 4)**

**1) is-FHp:** is noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Üst kesicilerin horizontal yönde konumunu belirler.

**2) ii-FHp:** ii noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Alt kesicilerin horizontal yönde konumunu belirler.

**3) 3i-FHp:** 3i noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır.

**4) 3a-FHp:** 3a noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. 3i noktası ile beraber üst kanin dişin horizontal yöndeki konumunu belirler.

**5) 3i-PD:** 3i palatal düzleme olan mesafesidir. Üst kanin dişin vertikal yöndeki konumunu belirler.

**6) ms-FHp:** ms noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Üst molarların horizontal yönde konumunu belirler.

**7) mi-FHp:** mi noktasının FHp'ye dik uzaklığıdır. Alt molarların horizontal yönde konumunu belirler.

**8) is/FHp-A/FHp:** is noktasının FHp'ye dik uzaklığından A noktasının FHp'ye dik uzaklığının çıkarılması ile elde edilen ölçümdür. Üst kesicilerin maksillaya göre horizontal yönde konumunu belirler.

**9) ii/FHp-Pg/FHp:** ii noktasının FHp'ye dik uzaklığından Pg noktasının FHp'ye dik uzaklığının çıkarılması ile elde edilen ölçümdür. Alt kesicilerin çene ucuna göre horizontal yönde konumunu belirler.

**10) ms/FHp- A/FHp:** ms noktasının FHp'ye dik uzaklığından A noktasının FHp'ye dik uzaklığının çıkarılması ile elde edilen ölçümdür. Üst molarların maksillaya göre horizontal yönde konumunu belirler.

**11) mi/FHp-Pg/FHp:** mi noktasının FHp'ye dik uzaklığından Pg noktasının FHp'ye dik uzaklığının çıkarılması ile elde edilen ölçümdür. Alt molarların çene ucuna göre horizontal yönde konumunu belirler.

**12) overjet:** is noktasının FHp'ye dik uzaklığından ii noktasının FHp'ye dik uzaklığının çıkarılması ile elde edilen ölçümdür. Alt ve üst kesiciler arasındaki overjet miktarını belirler.

**13) overbite:** is-FHp düzlemi ile ii-FHp düzlemi arasındaki dik uzaklıktır. Alt ve üst kesici dişlerin birbirini örtme miktarını belirler.

**14) 1-PD açısı:** Üst kesici ekseninin palatal düzlem ile arka tarafta yaptığı açıdır. Üst kesicilerin palatal düzleme göre öne-arkaya eğimini belirler.

**15) 3-PD açısı:** Üst kanin ekseninin palatal düzlem ile arka tarafta yaptığı açıdır. Üst kanin dişin palatal düzleme göre öne-arkaya eğimini belirler.

**16) 6-PD açısı:** Üst molar ekseninin palatal düzlemle arka tarafta yaptığı açıdır. Üst molarların palatal düzleme göre öne-arkaya eğimini belirler.

**17) 1-MD açısı:** Alt kesici eksenini ile mandibuler düzlem arasında arka tarafta oluşan açıdır. Alt kesicilerin mandibuler düzleme göre öne-arkaya eğimini belirler.

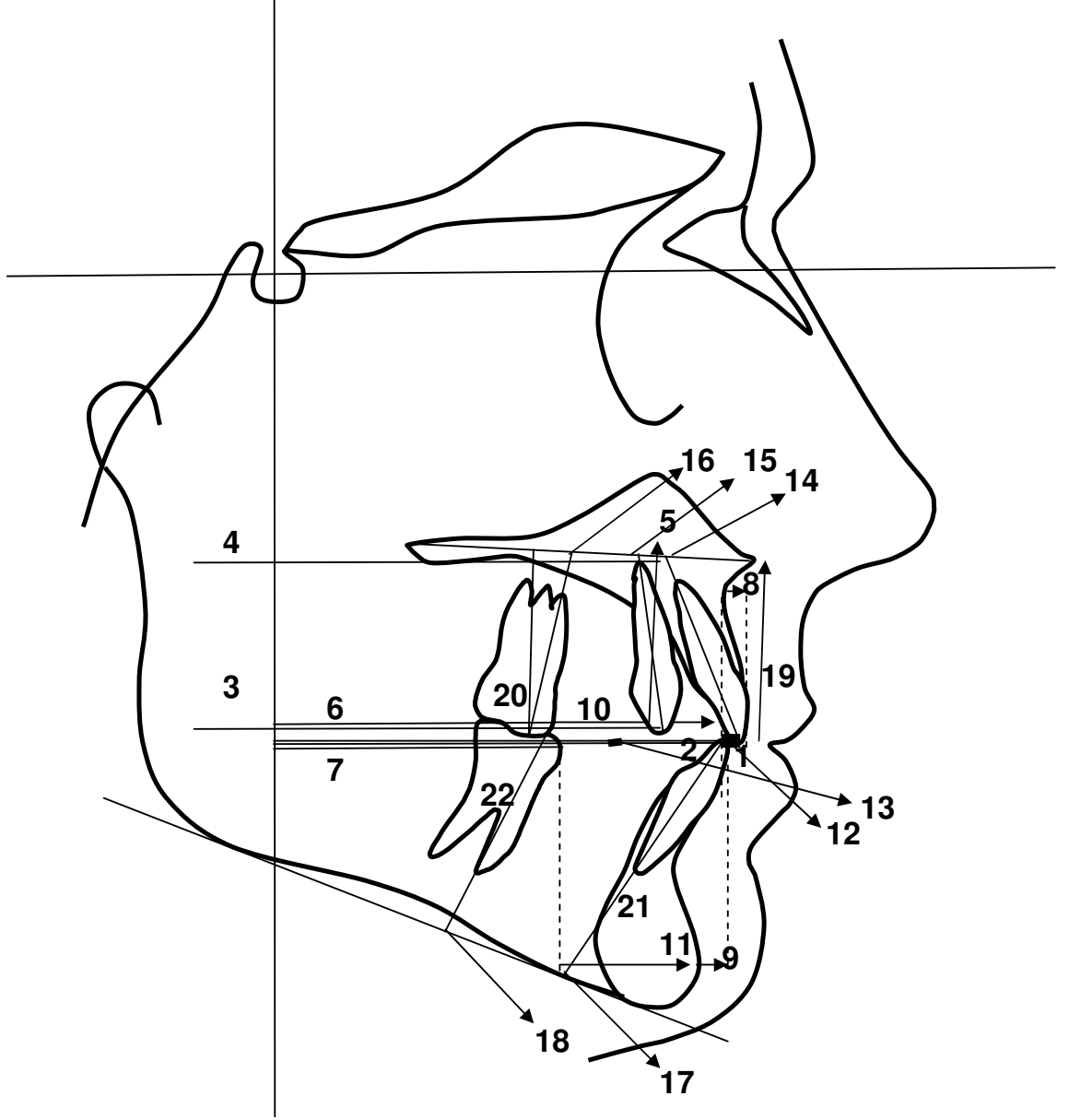
**18) 6-MD açısı:** Alt molar eksenini ile mandibuler düzlem arasında arka tarafta oluşan açıdır. Alt molarların mandibuler düzleme göre öne-arkaya eğimini belirler.

**19) 1-PD uzaklığı:** is noktasının palatal düzleme dik uzaklığıdır. Üst kesicilerin palatal düzleme göre uzama-gömülme miktarını belirler.

**20) 6-PD uzaklığı:** mst noktasının palatal düzleme dik uzaklığıdır. Üst molarların palatal düzleme göre uzama-gömülme miktarını belirler.

**21) 1-MD uzaklığı:** ii noktasının mandibuler düzleme dik uzaklığıdır. Alt kesicilerin mandibuler düzleme göre uzama-gömülme miktarını belirler.

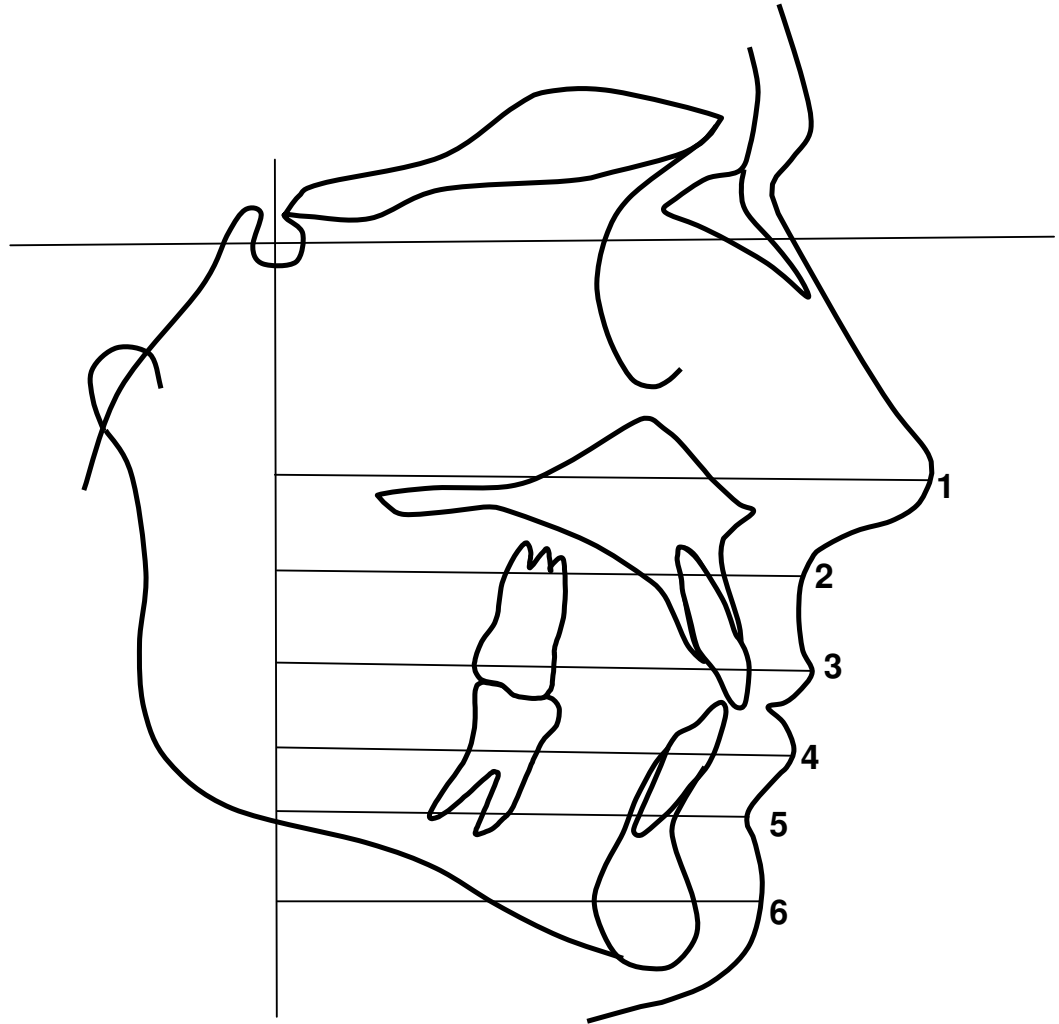
22) **6-MD uzaklığı:** mit noktasının mandibuler düzleme dik uzaklığıdır. Alt molarların mandibuler düzleme göre uzama-gömülme miktarını belirler.



Şekil 4 Çalışmamızda kullanılan dişsel ölçümler

### C- Yumuşak Doku Ölçümleri (Şekil 5)

- 1) **FHp-Nt''**: Yumuşak doku burun ucu – FHp uzaklığı
- 2) **FHp-Ss**: Üst dudak sulkusu – FHp uzaklığı
- 3) **FHp-Ls**: Üst dudak ucu – FHp uzaklığı
- 4) **FHp-Li**: Alt dudak ucu – FHp uzaklığı
- 5) **FHp-Si**: Alt dudak sulkusu – FHp uzaklığı
- 6) **FHp-Pg''**: Yumuşak doku çene ucu – FHp uzaklığı



Şekil 5 Çalışmamızda kullanılan yumuşak doku ölçümleri



## **2.4. Ortopantomogramlar**

Hastaların diş ve çenelerine ait yapıların incelenmesi ve bunun yanında maksiller keser ve kanin dişler, maksiller ikinci premolarlar ve maksiller birinci büyük azıların retraksiyon sonrası tipping miktarının değerlendirilmesi amacıyla ortopantomogram alınmıştır. Film çekimi sırasında birey servikal kolon düz olacak şekilde ayakta dururken kulak çubukları, alın ve çene dayanakları ile hastanın başı sabitlenmiştir. Fakültemizin Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı Radyoloji Kliniği'nde bulunan, 12mA akım şiddeti ve 57–85 kV güç ile çalışan bir röntgen cihazı (Instrumentarium Imaging Orthoceph OC100Instrumentarium Imaging Orthopantomogram OP100, Tuusula, Finlandya) ile 15x30 cm boyutundaki (Medix XG, Foma, Çekoslovakya Cumhuriyeti) filmler kullanılarak, röntgen cihazının 17,2 sn'de baş etrafında 300 derecelik bir açı yaparak dönmesi ile film çekimi tamamlanmıştır.

## **2.5. Ortopantomogramlar Üzerinde Gerçekleştirilen Ölçümler**

Ortopantomogramların değerlendirilmesi amacıyla elde edilen filmlerin üzerine özel asetat kâğıtları tutturulmuş ve negatoskop üzerinde, 0,3mm'lik 2B uçlu kurşun kalem ile çizimler gerçekleştirilmiştir. Ortopantomogramlar üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerde, Kim ve arkadaşlarının (99) kullandığı yöntem kullanılmıştır. Asetat kağıdı üzerinde gerçekleştirilen çizimler:

**a-)**Mandibulanın sınırları,

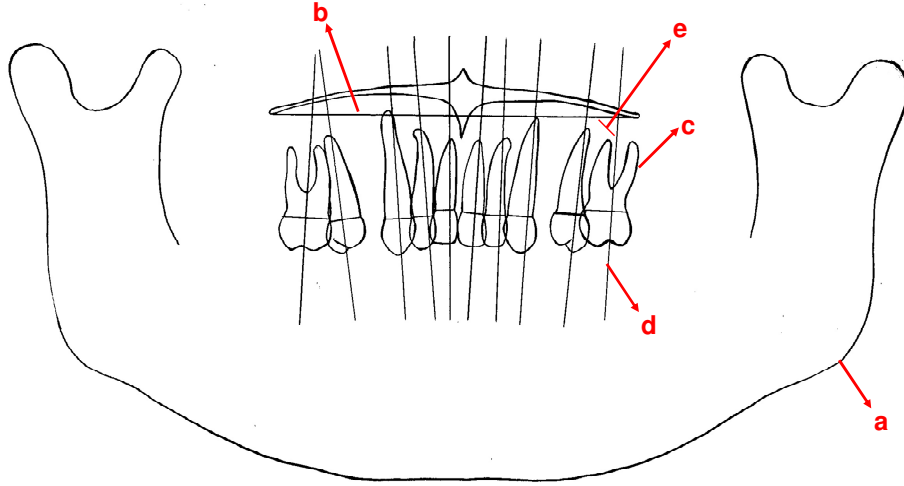
**b-)**Anterior ve posterior nasal spinalardan geçen bir çizgi ile palatinal düzlem,

**c-)**Kron ve kökleri ile maksiller keser ve kaninler, maksiller ikinci premolar ve maksiller birinci molarlar,

**d-)**Dişlerin uzun aksları, mezial ve distal mine-sement sınırları arasından çizilen doğruya dik olacak biçimde çizilmiştir. (Dişlerin uzun aksları; molarlar için trifurkasyodan, premolar, kanin ve keser dişler için apeksten geçirilecek ve palatinal düzlemi aşacak şekilde çizilmiştir.)

**e-)**Dişlerin uzun aksları ve palatinal düzlemin kesişmesi ile oluşan ve meziyale bakan açı, dişlerin mesio-distal yöndeki eğim açısı olarak tespit edilmiştir.

Bu ölçümler, kanin distalizasyonu öncesinde ve sonrasında alınan ortopantomogramlar üzerinde uygulanmış ve dişlerde kanin distalizasyonu etkisiyle oluşan tipping miktarı tespit edilmiştir (Şekil 6)



**Şekil 6** Ortopantomogram üzerinde gerçekleştirilen ölçümler

## 2.6. Oklüzal Filmler

Kanin distalizasyon miktarı, kanin dişte transversal yönde görülebilecek hareket miktarı, maksiller keser dişlerde görülebilecek spontan retrüzyon miktarı ve ankraj kaybının değerlendirilmesi amacıyla, distalizasyon öncesinde ve sonrasında üst çeneden oklüzal filmler elde edilmiştir. Oklüzal film çekilmeden önce hastanın başı, tragus ile burun kanatlarını birleştiren maksiller oryantasyon çizgisi yere paralel olacak biçimde konumlandırılmıştır. Film paketi, tüm diş dizisini içine alacak ve filmin arka kenarı ramus mandibulanın ön kenarına temas edecek biçimde yerleştirilmiştir. Santral ışın, burun kemerinden film paketinin ortasına  $+90^{\circ}$  açıyla yönlendirilerek ışınlama gerçekleştirilmiştir. Işınlama işlemlerinde Trophy Radiologie 77437 röntgen cihazı (Croissy-Beabourg, Fransa) ve Ultra-speed oklüzal filmler (57x76mm, Strängnäs, İsveç) kullanılmıştır. Film üzerindeki ölçümlerin kalibrasyonunu sağlamak amacıyla ışınlama öncesinde film üzerine 0.9 mm çapında, 10 mm uzunluğunda tel parçası tutturulmuştur. Filmlerin standardizasyon düzeyinin yüksek tutulabilmesi için oklüzal filmlerin tümü aynı araştırmacı tarafından çekilmiştir. Oklüzal filmlerin değerlendirilmesinde dijital fark radyografisi kullanılmıştır.

Oklüzal filmlerden elde edilen fark görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen ölçümler (Şekil 7):

**a-)** Santral keser dişlerdeki retrüzyon miktarı: Fark görüntüsü üzerinde santral keser dişlerin kesici kenarlarının orta noktaları arasındaki mesafedir.

**b-)** Lateral dişin distalizasyon miktarı: Fark görüntüsü üzerinde lateral dişin mezyal aproksimal kenarı ile kesici kenarının birleştiği köşe noktaları arasındaki mesafedir.

**c-)** Kanin dişin distalizasyon miktarı: Fark görüntüsü üzerinde kanin dişin tüberkül tepeleri arasındaki mesafedir.



kaybının değerlendirilebilmesi için, kanin ve molar bölgelerinden, distalizasyon öncesi ve sonrasında periapikal film alınmıştır. Periapikal filmler çekilmeden önce hastanın başı, tragus ile burun kanatlarını birleştiren maksiller oryantasyon çizgisi yere paralel olacak biçimde konumlandırılmıştır. Film paketi, dişlerin uzun eksenine paralel olacak şekilde konumlandırılmış, santral ışının hem filme hem dişe dik olarak yönlendirilebilmesi için paralel teknik uygulanmıştır. Bunun için fabrikasyon film tutucu (Dentsply, Rinn.mpl XCP, posterior holder, Weybridge, İngiltere) kullanılmıştır. Radyografik ışınlama işlemlerinde Trophy Radiologie, 77437 (Croissy-Beabourg, Fransa) röntgen cihazı ve E Hızında (Ceadent Size 2, 31 x 41mm, Strängnäs, İsveç) periapikal filmler kullanılmıştır. Ekspozisyonlar 8 mA, 65 kVp ve 0,32 sn de, kon-obje uzaklığı 10 cm, film-obje uzaklığı 0,5 cm ve fokal spot obje uzaklığı 30 cm olacak şekilde 20 cm lik uzun kon ile gerçekleştirilmiştir. Oklüzal film çekimi sırasında olduğu gibi, periapikal filmler üzerinde gerçekleştirilecek ölçümlerin kalibrasyonunu sağlamak üzere ışınlama öncesinde 0.9 mm çapında, 10 mm uzunluğunda tel parçası film üzerine tutturulmuştur. Filmlerin standardizasyon düzeyinin yüksek tutulabilmesi için periapikal filmlerin tümü aynı araştırmacı tarafından çekilmiştir. Periapikal filmlerin değerlendirilmesinde dijital fark radyografisi kullanılmıştır.

## **2.8. El-Bilek Filmleri**

Hastaların büyüme-gelişim durumlarının tespiti amacıyla el-bilek filmleri kullanılmıştır. El-bilek filmine göre radius epifiz-diafiz kaynaşmasının gerçekleşmiş olması, hasta seçim ölçütlerinden biri olarak belirlenmiştir. El-bilek filmlerinin çekiminde Trophy marka röntgen cihazı kullanılmıştır. 18x24cm'lik filmler (Life Ray-Ferraniait, Italy) ile 10mA akım ve 70 kV potansiyeldeki ışın 0,2 sn. verilerek film çekimi tamamlanmıştır.

## **2.9. Film Banyosu**

Çekilen sefalometrik, ortopantomogram, oklüzal, periapikal ve el-bilek filmlerinin banyo işlemlerinde otomatik film banyo solüsyonu (Hacettepe Defiks, Super Developer, Super Fixer) ve otomatik film banyo makinesi (Dürr Dental XR 24Pro, Beitigheim, Almanya), kullanılmıştır.

## **2.10. Fotoğraflar**

Hastalardan maksiller birinci premolar dişlerin çekilmesi öncesinde, aparey uygulanmadan önce, apareyin uygulanması sırasında, ara seanslarda, apareyin ağızdan uzaklaştırılmasından hemen sonra alınan intraoral ve ekstraoral dijital fotoğraflar Panasonic DMC-FX 10 LUMIX markalı dijital kamera ile makro ve normal resim modlarında çekilmiştir.

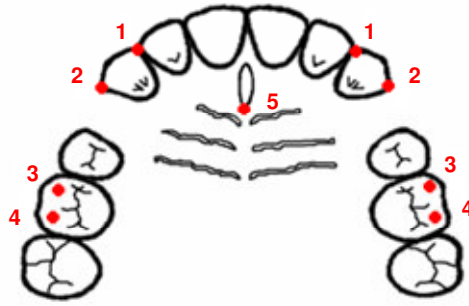
## **2.11. Model Analizi**

Distalizasyon hareketi ile birlikte kanin dişte oluşan rotasyon miktarının değerlendirilebilmesi amacıyla, tedavi öncesi ve distalizasyon sonrası alınan dental modellerin standardize fotoğrafları üzerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. Fotoğraflama öncesinde modeller üzerinde anterior raphe noktası(ARP), kanin dişin ekvator hattı üzerinde mezial ve distal noktaları, birinci molar dişlerin meziyobukkal ve distobukkal tüberküllerinin tepe noktaları kurşun kalemle işaretlenmiştir. Fotoğraflar, kameranın objektifi modele 15 cm mesafeden ve ruga palatina media hizasından, makro çekim uygulanarak elde edilmiştir. Elde edilen dijital fotoğraflar Image Tool (Image Tool 3.0, UTHSCSA, San Antonio Texas, USA) programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Görüntüde, kanin diş üzerindeki iki

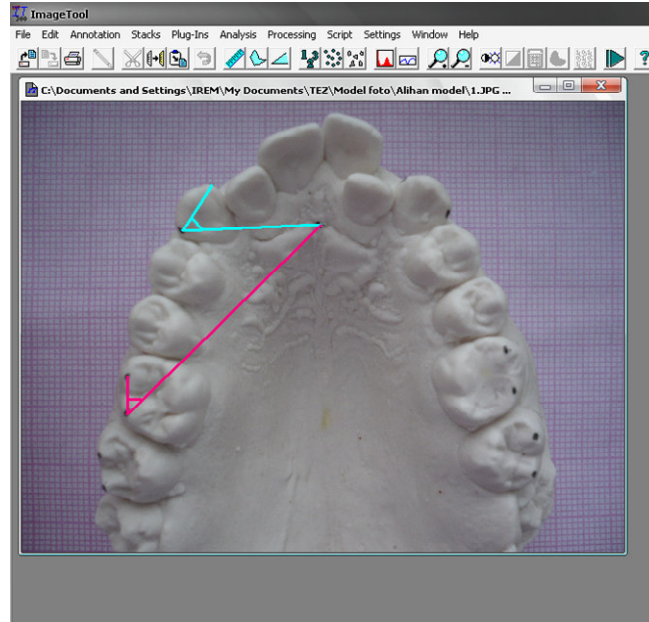
noktadan geçen doğru ile kaninin distalinden ARP'ye uzanan doğruyun kesişimiyle kanin diş üzerinde bir açı oluşturulmuştur. 1. ve 2. model üzerinde oluşturulan bu açı değerleri arasındaki fark, kanin dişin distalizasyonu ile oluşan rotasyonun miktarını göstermektedir. Aynı işlemler birinci molar dişler için de gerçekleştirilerek rotasyona uğrayıp uğramadıkları tespit edilmiştir.

#### **Model analizinde kullanılan noktalar (Şekil 8)**

- 1. U3m:** Üst sağ ve sol kanin dişlerinin mezial kontak noktasıdır.
- 2. U3d:** Üst sağ ve sol kanin dişlerinin distal kontak noktasıdır.
- 3. U6mb:** Üst sağ ve sol birinci molar dişlerin meziobukkal tüberküllerinin tepe noktasıdır.
- 4. U6db:** Üst sağ ve sol birinci molar dişlerin distobukkal tüberküllerinin tepe noktasıdır.
- 5. Anterior raphe noktası (ARP):** Incisive papillanın sutura palatiana media hizasında kesici dişlere en uzak noktasıdır.



**Şekil 8** Model ölçümlerinde kullanılan noktalar

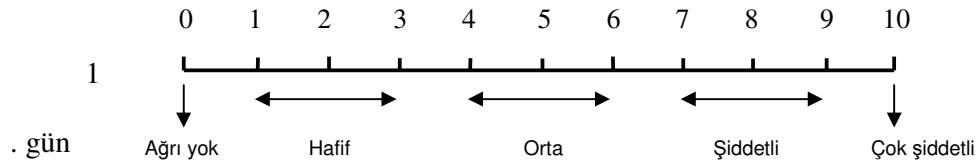


**Resim 1** Model ölçümlerinin fotoğraf üzerinde gerçekleştirilmesi



## 2.12. Visual Analog Skala (VAS)

Hybrid retraction spring (HRS)'in hastaya verebileceği rahatsızlığın tespiti amacıyla Visual Analog Skala (VAS)'dan yararlanılmıştır. HRS'in uygulanmasının hemen ardından ve her aktivasyondan sonra, bir yaprakta 10 adet VAS skalası bulunan kağıt hastaya verilmiştir. Hastalar, HRS'den kaynaklanan rahatsızlığı aktivasyondan sonra 10 gün boyunca günlük olarak takip edip skalaya işaret koymaları konusunda bilgilendirilmiştir. Her hastaya birbirini takip eden beş aktivasyon sonrasında skala verilmiş ve bir sonraki seansta geri alınmıştır. Skalanın hastalar tarafından daha iyi anlaşılabilmesi için; 'ağrı yok', 'hafif', 'orta', 'şiddetli' ve 'çok şiddetli' şeklinde ağrı düzeyi ile ilgili yönlendirme yapılarak visual analog skala modifiye edilmiştir (Şekil 9).

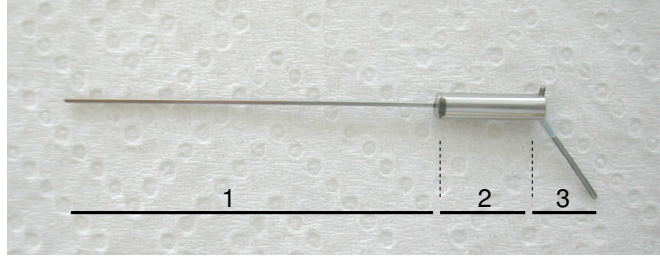


Şekil 9 Modifiye visual analog skala

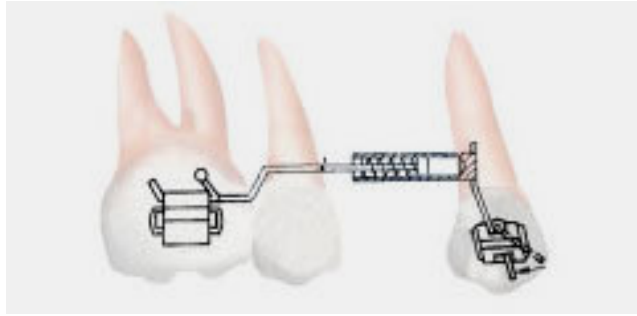
## 2.13. Hybrid Retraction Spring (HRS)'in Uygulanması

HRS, tek parça apacey olmakla beraber üç kısımda incelenebilir (Şekil10, Resim1).

- 1) 0.017" x 0.025" köşeli paslanmaz çelik tel
- 2) Kapsüle alınmış süperelastik kompresyon zembereği
- 3) Koruyucu tüpe açılı ile yerleştirilmiş süperelastik kısım



**Resim 2** HRS'in büküm yapılmadan önceki hali



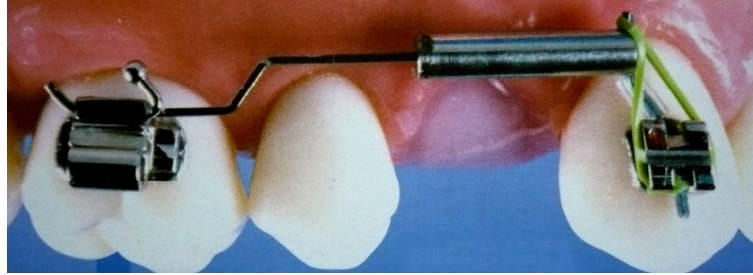
**Şekil 10** HRS'in bölümleri

HRS, kanin ve birinci molar dişler arasında uzanmaktadır. Ağız içine uygulanabilmesi amacıyla kanin diş için 0.018" x 0.018" boyutlu vertikal ve 0.022" horizontal slotlu, vertikal slot braketine ihtiyaç vardır (Resim 3).



**Resim 3** Vertikal slot braket

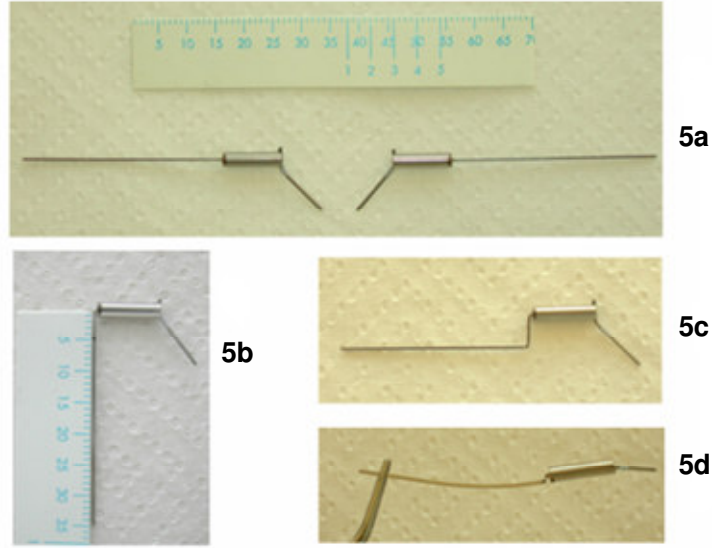
Paslanmaz çelik uzantı, birinci molar dişin distalinde sonlanmaktadır. Birinci molar dişe direk tüp veya bantlı tüp uygulanması gerekmektedir (Resim 4).



**Resim 4** HRS'in direkt tüp ile model üzerine uygulanması

Çalışmamızda, ankraj arttırmak amacıyla birinci molar dişlere bantlarla beraber Nance arkı, ikinci molar dişlere ise sadece bant uygulanmıştır. Birinci ve ikinci molar dişler, tel ligatür ile birbirine bağlanmıştır. Keser bölgesinde çapraşıklık olmayan veya diastemaları mevcut olan hastalarda, kanin dişin retraksiyonu ile diastema oluşturmamak veya var olan diastemayı arttırmamak için keser dişler braketlenmiş ve tel uygulanmadan sekiz ligatürü ile pasif olarak bağlamıştır. Ankraj arttırıcı önlemlerin alınmasından sonra maksiller birinci premolar dişler çektilirip, çekimden iki hafta sonra HRS ağıza yerleştirilmiştir.

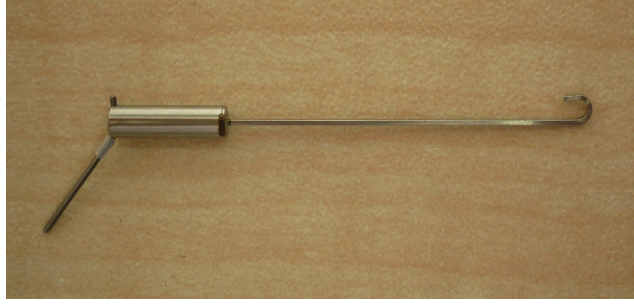
HRS'in yan etkilerinin önlenmesi için, ağıza uygulanmasından önce çelik tel üzerinde bükümler yapılması gerekmektedir (Resim 5). Kanin dişte, vertikal yönde bir hareketi engellemek amacıyla çelik uzantı üzerinde, koruyucu kapsülün bitiş noktasında 5 mm'lik basamak bükümü gerçekleştirilmiştir (Resim 5a,b,c.). Transversal yönde, retraksiyonun alveoler yapılar boyunca gerçekleşebilmesi için çelik uzantı üzerinde basamak bükümü hizasından 10°-15° 'lik toe-in bükümü uygulanmış, ayrıca yine çelik uzantı üzerinde retraksiyonun alveol kavsi boyunca gerçekleşmesi amacıyla, alveol kavsiye uygun ek kompensasyon bükümü uygulanmıştır (Resim 5d).



**Resim 5** HRS üzerinde gerçekleştirilen bükümler **5a** HRS'in büküm uygulanmadan önceki hali. **5b,c** 5 mm'lik basamak bükümü. **5d** Toe-in ve kompensasyon bükümü

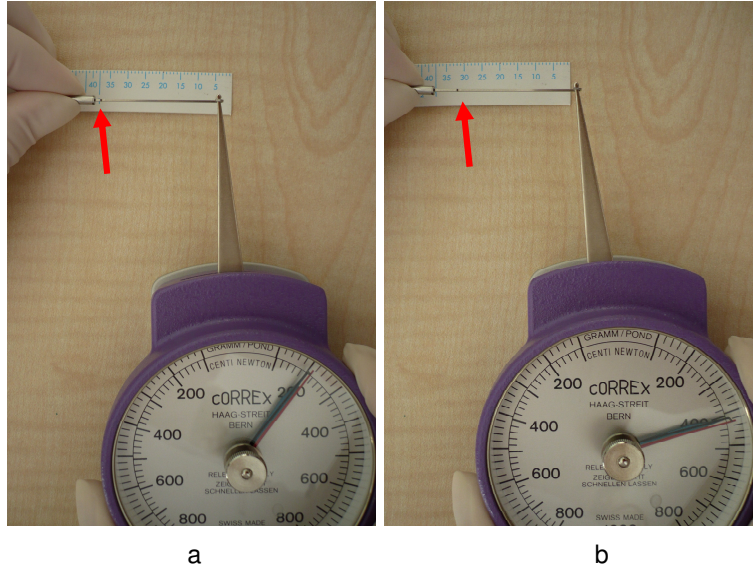
HRS, önce çelik uzantının birinci molar dişlerdeki bantın slotuna, ardından kapsül üzerinde 45°'lik açıyla konumlanmış olan süperelastik parçanın kanin braketinin vertikal slotuna yerleştirilmesi ile ağıza uygulanmıştır. Anti-rotasyonel moment meydana getirebilmek için süperelastik parça, vertikal slot içine 45° distale bükülerek yerleştirilmiştir ve vertikal slottan kaymaması için süperelastik parçanın başlangıç ve bitiş noktaları arasından lastik ligatür ile sabitlenmiştir.

Kullanma klavuzunda 4,5 mm'ye kadar aktive edilebileceği yazılı olmasına rağmen, aktivasyonlar gerçekleştirilmeden önce HRS'nin 2 mm ve 4 mm'lik aktivasyonlarda uyguladığı kuvvet ağız dışında ölçülmüştür. Bunun için, çelik uzantı üzerinde kuvvetölçerin uygulanabileceği büküm gerçekleştirilmiştir (Resim 6).



**Resim 6** Kuvvetölçerin uygulanması amacıyla gerçekleştirilen büküm

Ölçümler sonucunda, HRS'in 2 mm'lik aktivasyonda 200 gr, 4 mm'lik aktivasyonda ise 400 gr'ın üzerinde kuvvet uyguladığı görülmüştür (Resim 7a,b).



**Resim 7** 7a 2mm'lik, 7b 4mm'lik aktivasyonu göstermektedir.

Ölçümler sonucunda aktivasyonların, 2mm'i aşmayacak biçimde gerçekleştirilmesine karar verilmiştir. Hastalar iki haftalık aralarla kontrol edilip aktivasyonları sıfırlandığında tekrarlanmış, bu şekilde kuvvetin sabit kalması sağlanmıştır.

Kanın distalizasyon süreleri sağa ve solda farklılık gösteren bireylerde HRS'in ağızdan uzaklaştırılması için her iki tarafta da distalizasyonun tamamlanması beklenmiştir. Distalizasyonu erken tamamlanan taraf, bu sürede aktive edilmemiştir. Kanın distalizasyonu için maksimum süre 13 ay, minimum süre ise 3 ay 4 gündür.

#### **2.14. Dijital Fark Radyografisi**

Çalışmamızda konvansiyonel lateral sefalometrik, oklüzal ve periapikal filmlerle beraber geleneksel yöntemle elle gerçekleştirilen karşılaştırma yöntemleri yerine Dijital Fark Radyografisi uygulamasından faydalanılmıştır. Bu uygulamada kullanılan yazılım, üniversitemizde tasarlanan bir projeyle Ege Üniversitesi Uluslararası Bilgisayar Enstitüsü'nde (UBE) geliştirilmiş yeni bir DFR (74,132) yazılımıdır.

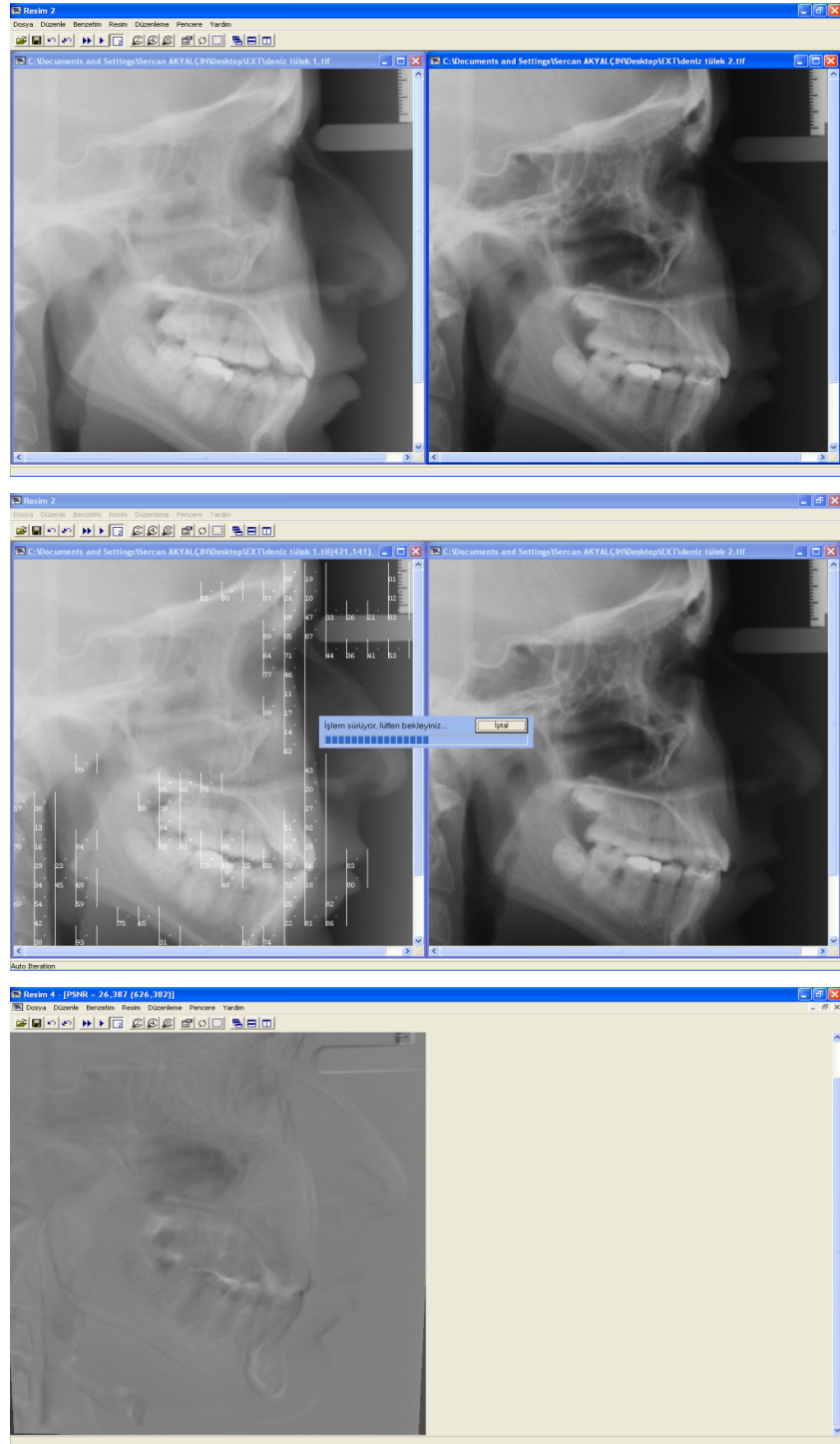
Program açıldığında, fark görüntüsünü almak istediğimiz referans ve test görüntüleri seçilerek aynı pencere içinde yan yana açılmaktadır. Programı kullanan kişi manuel yöntemle işlem yapmak istediğinde uygulanacak ilk aşama, görüntü çiftlerinde aynı referans noktalarının seçilmesidir. Kullanıcı, fareyi kullanarak referans (tedavi öncesi) görüntüde en az dört referans noktasını belirlemekte, daha sonra test (tedavi sonrası) görüntüde bu referans noktalarına karşılık gelen alanları belirlemektedir. Birinci görüntüde yer alan her pikselin koordinatını ikinci görüntüde bulabilmek için algoritmada bulunan denklemler çözüldükten sonra, dijital çıkarma için kullanmak üzere program tarafından ikinci görüntünün standardize edilmiş projeksiyonu oluşturulur ve iki görüntünün farkı elde edilir. Program otomatik yöntemle çalıştırıldığında, manuel yöntemde olduğu gibi görüntüler yan yana açılır. İşlemi başlatmak üzere, otomatik fark tuşuna basıldığında, eşleştirme için referans noktaları otomatik olarak belirlenir, referans noktalarının koordinatları karşılaştırılır ve görüntü çiftleri uygun şekilde eşleşene kadar işleme devam edilir. Bu işlem sırasında ekranda birinci ve ikinci görüntüler üzerinde sergilenen sayısal değerler, referans noktalarının arandığı blokların numaralarını göstermektedir. En uygun eşleştirme sağlandığında

ıkarma işlemi otomatik olarak yapılmakta ve fark görüntü ekranda izlenmektedir (Resim 8).

İki görüntü arasındaki tüm farklılıkları hesaplamak üzere standart bir ölçüm sistemi olan, “En yüksek sinyal değerinin kirlilik değerine oranı” olan Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) değeri kullanılmıştır. PSNR değeri 20 ve üzerinde olan görüntü çiftleri gerçeğe yakın sonuçlar vermektedir.

Fark analizi uygulanacak tüm radyografiler aynı araştırıcı tarafından transparan adaptörüne sahip düz yataklı Epson EXP 1680 Pro (Seiko Epson Corp., Nagano, Japan) marka bir tarayıcı ile dijitize edilmiş, Tagged Image File Format (TIFF) formatında bilgisayar ortamında saklanmıştır. Tüm başlangıç-bitiş görüntü çiftleri 1200x600 piksel ereve büyüklüğünde, 256 grilik derecesine sahip, 8-bit derinlik ve 600 dpi uzaysal çözünürlükte standardize edilmiştir. Tüm filmler yeni yazılım kullanılarak dijital fark analizine tabi tutulmuş v elde edilen fark görüntüler bilgisayar ortamında saklanmıştır.

Fark görüntüler üzerinde anatomik noktalar üzerinde meydana gelen farklılıklar, (-) kayıp, yada (+) kazanç olarak kaydedilmek üzere, bilgisayar ortamında Image Tool for Windows version 3.00 (UTHSCSA, San Antonio, TEXAS, USA) adlı programda hesaplanmıştır. Bu programda sefalometrik filmlerin nasal çubuğu üzerindeki milimetrik cetveldен yararlanılarak bilinen bir uzaklığın kalibre edilmesi yöntemi kullanılmıştır.



**Resim 8** Fark görüntüsü elde edilmesi



## **Lateral Sefalometrik Film Üzerinde Gerçekleştirilen Dijital Fark Radyografisi Ölçümleri (Şekil 11)**

Dijital Fark Radyografisi ölçümleri için, Akyalçın ve ark.(3) tarafından kullanılan yöntem seçilmiştir.

**1) A noktası (A):** Spina nasalis anterior'un altındaki iç bükeyliğin en derin noktasıdır.

**2) U1-Mid:** Üst keser kronunun en orta noktasıdır.

**3) U1-Inc:** Üst keserin kesici ucudur.

**4) L1-Mid:** Alt keser kronunun en orta noktasıdır.

**5) L1-Inc:** Alt keserin kesici ucudur.

**6) B noktası (B):** İnfradentale ile pogonion noktaları arasındaki iç bükeyliğin en derin noktasıdır.

**7) Pogonion (Pg):** Alt çene ucunun orta çizgi üzerindeki en ileri noktasıdır.

**8) Menton (Gn):** Alt çene sinfizin en alt noktasıdır.

**9) Gonion (Go):** Alt çenede ramusun arka kenarına çizilen teğet ile alt çene tabanına çizilen teğetin kesiştiği noktanın kemiksel izdüşümüdür.

**10) Nt'':** Yumuşak doku burun ucudur.

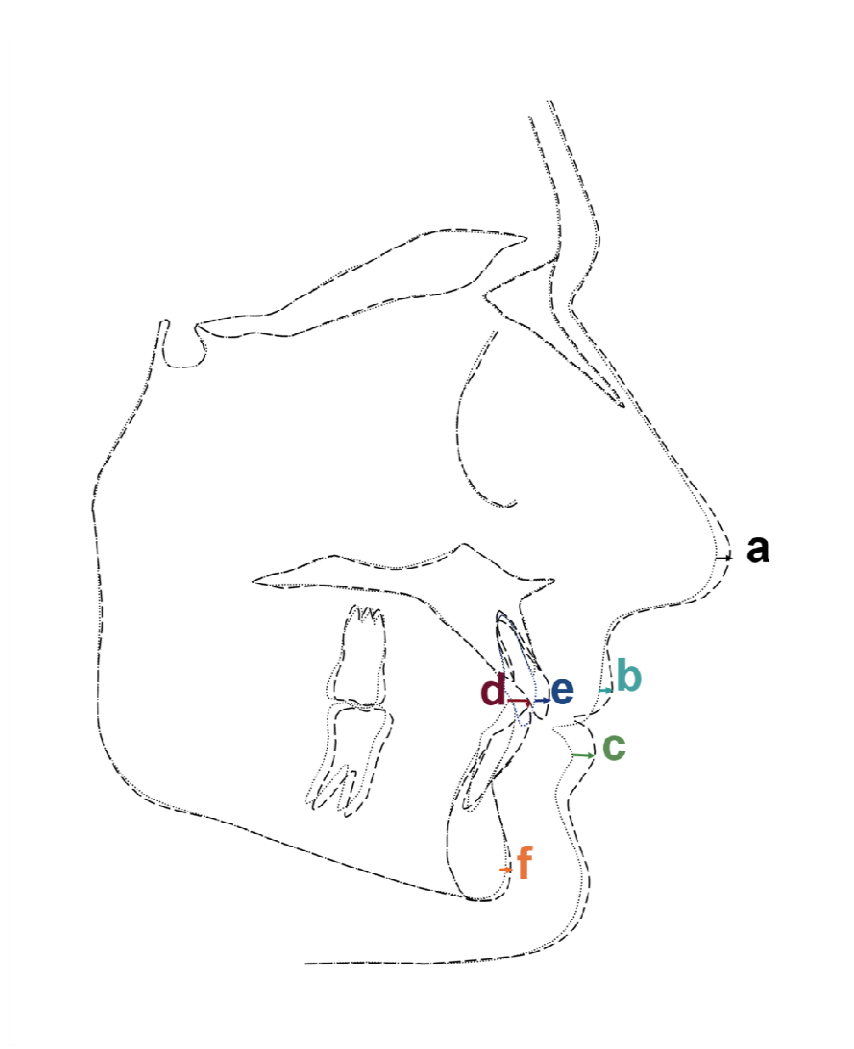
**11) Ss:** Yumuşak dokuda üst dudak oluşunun en derin noktasıdır.

**12) Ls:** Üst dudağın vermillion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.

**13) Li:** Alt dudağın vermillion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.

**14) Si:** Yumuşak dokuda alt dudak oluşunun en derin noktasıdır.

**15) Pg'':** Yumuşak doku çenenin en ön, ileri noktasıdır.



**Şekil 11.** DFR ölçümleri örneği

Fark ölçümlerini gösteren şematik resim. a- burun ucu (Nt), b- üst dudak (Ls), c- alt dudak (Li), d- alt kesici ucu (L1-Inc), e- üst keser kronu orta noktası (U1-Mid), f- Pogonion (Pg)' deki değişimler milimetrik uzaklıklar olarak kaydedilmiştir.

## 2.15. İstatistiksel Yöntem ve Metod Hatası

Ölçümler sonucu elde edilen veriler E.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda, SPSS Version 15.0 for Windows programı kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

Elde edilen değerlerin metod hatasını hesaplamak amacıyla Dahlberg (49) formülü kullanılmıştır. Bu yönetime göre 20 bireye ait başlangıç ve bitiş toplam 40 adet sefalometrik film içerisinde rastgele 10 film, başlangıç ve bitiş, sağ ve sol toplam 80 adet model ölçümü içinden rastgele 20 ölçüm, başlangıç ve bitiş, sağ ve sol toplam 80 adet ortopantomogram ölçümünden rastgele 20 ölçüm tekrarlanmıştır. İki ölçüm arasındaki farklar her bir parametre için belirlenmiş, bu farkların karesi alınarak ve aşağıdaki formüle yerleştirilerek standart metod hatası belirlenmiştir.

$$Sm = \sqrt{\frac{\sum d^2}{nx2}} \dots\dots\dots(\text{Standart Metod hatası})$$

Bu yöntemle her bir ölçüm için hesaplanan metod hatası Tablo 3'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.** Sefalometrik, model ve ortopantomogram ölçümleri standart metod

hatası

| <b>Model ölçümler hata testi</b>            | <b>Sm</b> |
|---------------------------------------------|-----------|
| Kanin rotasyon                              | 0,38      |
| Molar rotasyon                              | 0,48      |
| <b>Ortopantomogram ölçümleri hata testi</b> | <b>Sm</b> |
| OPG 6                                       | 0,61      |
| OPG 5                                       | 0,42      |
| OPG 3                                       | 0,58      |
| OPG 2                                       | 0,42      |
| OPG 1                                       | 0,25      |
| <b>Sefalometrik değerler hata testi</b>     | <b>Sm</b> |
| AO-BO (mm)                                  | 0,35      |
| ANS-FHp (mm)                                | 0,40      |
| Pg-FHp (mm)                                 | 0,39      |
| A-FHp (mm)                                  | 0,39      |
| B-FHp (mm)                                  | 0,37      |
| SNA °                                       | 0,40      |
| SNB °                                       | 0,30      |
| ANB °                                       | 0,16      |
| OD-SN °                                     | 0,35      |
| Ar-Go-Me °                                  | 0,43      |
| OD-MD °                                     | 0,75      |
| SN-MD °                                     | 0,40      |
| N'-Me' (mm)                                 | 0,46      |
| N'-ANS' (mm)                                | 0,45      |
| ANS'-Me' (mm)                               | 0,49      |
| S-Go' (mm)                                  | 0,52      |
| is-FHp (mm)                                 | 0,35      |
| ii-FHp (mm)                                 | 0,32      |
| <u>3</u> i-FHp (mm)                         | 0,34      |
| <u>3</u> a-FHp (mm)                         | 0,39      |
| <u>3</u> i-PD (mm)                          | 0,40      |

|                                   |           |
|-----------------------------------|-----------|
| ms-FHp (mm)                       | 0,43      |
| mi-FHp (mm)                       | 0,49      |
| is/FHp- A/FHp (mm)                | 0,51      |
| ii/FHp- Pg/FHp (mm)               | 0,27      |
| ms/FHp- A/FHp (mm)                | 0,30      |
| mi/FHp- Pg/FHp (mm)               | 0,46      |
| Overjet (mm)                      | 0,50      |
| Overbite (mm)                     | 0,25      |
| <u>1</u> -PD °                    | 0,80      |
| <u>3</u> -PD °                    | 0,69      |
| <u>6</u> -PD °                    | 0,39      |
| 1-MD °                            | 0,86      |
| 6-MD °                            | 0,77      |
| <u>1</u> -PD (mm)                 | 0,39      |
| <u>6</u> -PD (mm)                 | 0,34      |
| 1-MD (mm)                         | 0,39      |
| 6-MD (mm)                         | 0,37      |
| FHp-Nt'' (mm)                     | 0,35      |
| FHp-Ss (mm)                       | 0,76      |
| FHp-Ls (mm)                       | 0,30      |
| FHp-Li (mm)                       | 0,39      |
| FHp-Si (mm)                       | 0,49      |
| FHp-Pg'' (mm)                     | 0,45      |
| <b>DFR değerler hata testi</b>    | <b>Sm</b> |
| U1-Mid (mm)/Lateral sefalometrik  | 0,29      |
| U1-Inc (mm)/ Lateral sefalometrik | 0,00      |
| Nt'' (mm)/ Lateral sefalometrik   | 0,00      |
| Ls (mm)/ Lateral sefalometrik     | 0,13      |
| Li (mm)/ Lateral sefalometrik     | 0,10      |
| Pg'' (mm)/ Lateral sefalometrik   | 0,00      |
| Santral/Oklüzal                   | 0,12      |
| Lateral/ Oklüzal                  | 0,17      |
| Kanin/ Oklüzal                    | 0,21      |
| Premolar/ Oklüzal                 | 0,32      |
| Molar/ Oklüzal                    | 0,15      |
| Kanin-orta hat/ Oklüzal           | 0,36      |

**Sm-** Standart metod hatası



**Resim 9.** HRS uygulanan bir olgunun, uygulama öncesi ağız içi fotoğrafları



**Resim 10.** HRS'in uygulandığı seans çekilmiş ağız içi fotoğraflar



**Resim 11.** HRS uygulamasından 3 ay sonraki ağız içi fotoğraflar



**Resim 12.** HRS'in ağızdan uzaklaştırıldığı seans çekilen ağız içi fotoğraflar



**Resim 13.** HRS uygulanan bir olgunun, uygulama öncesi lateral sefalometrik filmi

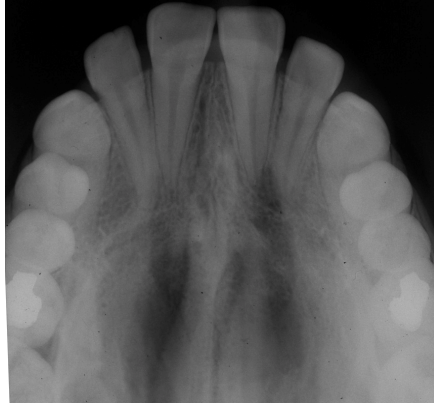




**Resim 14.** HRS uygulaması sonlandıktan sonra alınan lateral sefalometrik film



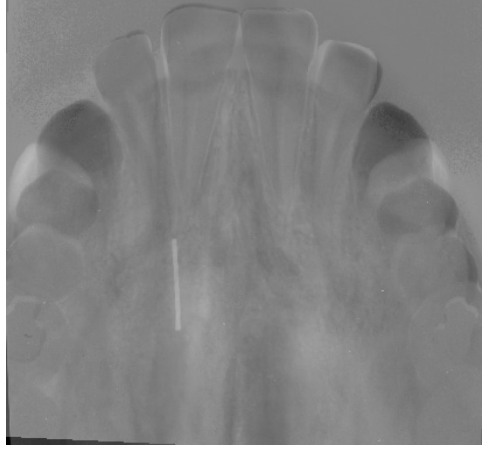
**Resim 15.** Lateral sefalometrik filmlerden elde edilen Dıfital Fark Radyografisi  
görüntüsü



**a**



**b**



**c**

**Reasim 16.** HRS uygulanan bir olguya ait, **a.** HRS uygulanmadan önce alınan oklüzal filmi, **b.** HRS uygulaması sonlandıktan sonra alınan oklüzal filmi, **c.** Oklüzal filmlerden elde edilen Difital Fark Radyografisi görüntüsü.

## **BÖLÜM III**

### **BULGULAR**

HRS uygulaması öncesinde ve sonrasında alınan lateral sefalometrik film, ortopantomogram, oklüzal film, model ve DFR görüntülerinden elde edilen veriler, E.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'nda, SPSS for Windows (Version 15.0) programı kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirilmiştir.

Uygulama öncesi ve sonrası tüm ölçümler “Eşleştirilmiş T Testi” ile karşılaştırılmıştır. VAS ölçümleri için “İkili Karşılaştırma Yöntemi (Pairwise Comparisons)” ve Bonferroni testi uygulanmıştır. Uygulama öncesi ve sonrası ölçümlerin farkı ve DFR bulguları için Pearson Korelasyon Testi uygulanmıştır. Olgu sayısı (n), ortalama değerler (X), standart sapma (SD), minimum (Min) ve maksimum (Max) ile gösterilmiştir.

#### **3.1. Lateral Sefalometrik Filmden Elde Edilen Bulgular**

Uygulama öncesine ait sefalometrik değerlendirmeden elde edilen verilerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

Uygulama sonrasına ait sefalometrik değerlendirmeden elde edilen verilerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 5’te gösterilmiştir.

Uygulama öncesi ve uygulama sonrası sefalometrik değerlerinin “Eşleştirilmiş T Testi” ile karşılaştırılması sonucu elde edilen bulgular Tablo 6’da gösterilmiştir.

Elde ettiğimiz bulgulara göre HRS ile; dişsel parametrelerden is-FHp,  $\underline{3}$ i-FHp,  $\underline{3}$ a-FHp,  $\underline{3}$ i-PD, ms-FHp, is/FHp- A/FHp, ms/FHp- A/FHp, Overjet, Overbite,  $\underline{1}$ -PD mesafelerinde ve  $\underline{1}$ -PD,  $\underline{3}$ - PD,  $\underline{6}$ -PD açılarında  $p<0,05$  düzeyinde anlamlı farklılıklar gözlenmiştir. İskeletsel parametrelerden; AO-BO, OD-SN ve OD-MD’de  $p<0,05$  düzeyinde anlamlı farklılıklar izlenmiştir. Yumuşak dokuya ait ölçümlerde ise, FHp- Ls ve FHp- Li değişkenleri,  $p<0,05$  düzeyinde anlamlı farklılıklar göstermiştir.

**Tablo 4.** Uygulama öncesi sefalometrik veriler

| N=20<br>Uygulama Öncesi      |                  |                  |             |                        |
|------------------------------|------------------|------------------|-------------|------------------------|
|                              | Minimum<br>(Min) | Maximum<br>(Max) | Mean<br>(X) | Std. Deviation<br>(SD) |
| <b>Sefalometrik Ölçümler</b> |                  |                  |             |                        |
| AO-BO (mm)                   | 2                | 15               | 6,80        | 2,78                   |
| ANS-FHp (mm)                 | 61               | 91               | 81,10       | 6,91                   |
| Pg-FHp (mm)                  | 42               | 74               | 59,23       | 8,33                   |
| A-FHp (mm)                   | 61               | 81               | 71,93       | 5,49                   |
| B- FHp (mm)                  | 43               | 71               | 58,35       | 7,15                   |
| SNA °                        | 75               | 89               | 81,60       | 3,53                   |
| SNB °                        | 69               | 81               | 75,10       | 3,37                   |
| ANB °                        | 3                | 11               | 6,50        | 1,82                   |
| OD-SN °                      | 9                | 23               | 15,40       | 3,96                   |
| Ar-Go-Me °                   | 107              | 137              | 118,43      | 7,52                   |
| OD-MD °                      | 8                | 29               | 19,30       | 5,88                   |

|                     |      |       |        |       |
|---------------------|------|-------|--------|-------|
| SN-MD °             | 18   | 50    | 34,48  | 7,30  |
| N'-Me' (mm)         | 114  | 148,5 | 128,98 | 10,03 |
| N'-ANS' (mm)        | 51   | 67    | 59,13  | 4,85  |
| ANS'-Me' (mm)       | 58,5 | 92,5  | 70,08  | 8,07  |
| S-Go' (mm)          | 73   | 105   | 86,33  | 8,88  |
| is-FHp (mm)         | 61   | 89    | 78,63  | 7,48  |
| ii-FHp (mm)         | 56,5 | 80    | 69,35  | 6,55  |
| <u>3</u> i-FHp (mm) | 53   | 77    | 66,30  | 7,10  |
| <u>3</u> a-FHp (mm) | 52   | 76    | 62,65  | 6,12  |
| <u>3</u> i-PD (mm)  | 25   | 39    | 31,85  | 3,78  |
| ms-FHp (mm)         | 32   | 53    | 43,83  | 6,28  |
| mi-FHp (mm)         | 30,5 | 55    | 42,45  | 7,29  |
| is/FHp- A/FHp (mm)  | 0    | 13    | 6,70   | 3,38  |
| ii/FHp- Pg/FHp (mm) | 2    | 21    | 10,33  | 5,47  |
| ms/FHp- A/FHp (mm)  | 23   | 38,5  | 27,65  | 3,73  |
| mi/FHp- Pg/FHp (mm) | 7    | 26,5  | 16,85  | 5,93  |
| Overjet (mm)        | 4,5  | 15    | 9,78   | 2,76  |
| Overbite (mm)       | 1    | 14    | 5,15   | 2,99  |
| <u>1</u> -PD °      | 104  | 129   | 117,58 | 6,78  |
| <u>3</u> - PD °     | 91   | 107,5 | 99,83  | 4,41  |
| <u>6</u> -PD °      | 65   | 95    | 79,25  | 7,00  |
| 1-MD °              | 89   | 117   | 102,65 | 6,54  |
| 6-MD °              | 85   | 108   | 92,83  | 6,17  |
| <u>1</u> -PD (mm)   | 25,5 | 38    | 32,85  | 4,06  |
| <u>6</u> -PD (mm)   | 21   | 33    | 26,80  | 3,41  |
| 1-MD (mm)           | 39   | 61    | 46,90  | 5,26  |
| 6-MD (mm)           | 28   | 46    | 34,73  | 4,15  |
| FHp- Nt''(mm)       | 98   | 116   | 107,70 | 6,34  |
| FHp- Ss (mm)        | 77   | 104   | 91,28  | 6,99  |
| FHp- Ls (mm)        | 73   | 107   | 91,85  | 8,47  |
| FHp- Li (mm)        | 67,5 | 98    | 82,80  | 8,82  |
| FHp- Si (mm)        | 60,5 | 89    | 72,93  | 8,13  |
| FHp- Pg'' (mm)      | 60   | 87    | 73,78  | 8,17  |

**Tablo 5.** Uygulama sonrası sefalometrik veriler

| N=20<br>Uygulama Sonrası     |                  |                  |             |                        |
|------------------------------|------------------|------------------|-------------|------------------------|
|                              | Minimum<br>(Min) | Maximum<br>(Max) | Mean<br>(X) | Std. Deviation<br>(SD) |
| <b>Sefalometrik Ölçümler</b> |                  |                  |             |                        |
| AO-BO (mm)                   | 2                | 15               | 6,20        | 3,05                   |
| ANS-FHp (mm)                 | 61               | 91               | 81,15       | 6,92                   |
| Pg-FHp (mm)                  | 42               | 74               | 59,28       | 8,30                   |
| A-FHp (mm)                   | 61               | 81               | 71,95       | 5,46                   |
| B- FHp (mm)                  | 43               | 71               | 58,38       | 7,18                   |
| SNA °                        | 75               | 89               | 81,55       | 3,60                   |
| SNB °                        | 69               | 81               | 75,08       | 3,41                   |
| ANB °                        | 3                | 11               | 6,48        | 1,81                   |
| OD-SN °                      | 8,5              | 26               | 16,95       | 4,22                   |
| Ar-Go-Me °                   | 109              | 137              | 118,65      | 7,36                   |
| OD-MD °                      | 4                | 25               | 17,40       | 5,43                   |
| SN-MD °                      | 18,5             | 50               | 34,42       | 7,35                   |
| N'-Me' (mm)                  | 114              | 150,5            | 129,07      | 10,10                  |
| N'-ANS' (mm)                 | 51               | 68               | 59,18       | 4,75                   |
| ANS'-Me' (mm)                | 58               | 92,5             | 70,05       | 8,11                   |
| S-Go' (mm)                   | 73               | 105              | 86,20       | 8,84                   |
| is-FHp (mm)                  | 60               | 89               | 76,18       | 6,90                   |
| ii-FHp (mm)                  | 56               | 80               | 69,10       | 6,42                   |
| <u>3</u> i-FHp (mm)          | 50               | 73               | 61,65       | 6,80                   |
| <u>3</u> a-FHp (mm)          | 48               | 71,5             | 59,80       | 5,72                   |
| <u>3</u> i-PD (mm)           | 27               | 40               | 32,53       | 3,66                   |
| ms-FHp (mm)                  | 34               | 55               | 45,98       | 6,72                   |
| mi-FHp (mm)                  | 31               | 55               | 42,52       | 7,22                   |
| is/FHp- A/FHp (mm)           | 0                | 9,5              | 4,60        | 2,95                   |
| ii/FHp- Pg/FHp (mm)          | 1                | 19               | 9,28        | 4,88                   |
| ms/FHp- A/FHp (mm)           | 22               | 36,5             | 25,98       | 3,50                   |
| mi/FHp- Pg/FHp (mm)          | 7                | 26               | 16,75       | 5,84                   |
| Overjet (mm)                 | 4                | 11               | 7,63        | 1,99                   |
| Overbite (mm)                | 2                | 14               | 6,10        | 2,95                   |
| <u>1</u> -PD °               | 92               | 133              | 112,58      | 8,65                   |
| <u>3</u> - PD °              | 88               | 108,5            | 96,83       | 5,45                   |

|                |      |     |        |      |
|----------------|------|-----|--------|------|
| 6-PD °         | 68   | 93  | 82,60  | 6,76 |
| 1-MD °         | 89   | 117 | 102,98 | 7,39 |
| 6-MD °         | 85   | 106 | 92,68  | 5,89 |
| 1-PD (mm)      | 27   | 40  | 33,67  | 4,00 |
| 6-PD (mm)      | 21   | 33  | 27,03  | 3,15 |
| 1-MD (mm)      | 39   | 62  | 46,90  | 5,39 |
| 6-MD (mm)      | 28   | 47  | 34,75  | 4,29 |
| FHp- Nt''(mm)  | 98   | 116 | 107,65 | 6,39 |
| FHp- Ss (mm)   | 77   | 104 | 91,10  | 6,87 |
| FHp- Ls (mm)   | 73   | 107 | 91,03  | 8,09 |
| FHp- Li (mm)   | 67   | 98  | 82,43  | 8,72 |
| FHp- Si (mm)   | 60,5 | 89  | 72,78  | 8,02 |
| FHp- Pg'' (mm) | 60   | 87  | 73,80  | 8,15 |

**Tablo 6.** Uygulama öncesi-sonrası sefalometrik değişikliklerin eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması

| N=20                  |                 |      |                  |      |   |
|-----------------------|-----------------|------|------------------|------|---|
| Sefalometrik Ölçümler | Uygulama Öncesi |      | Uygulama Sonrası |      |   |
|                       | Ortalama        | SD   | Ortalama         | SD   |   |
| AO-BO (mm)            | 6,80            | 2,78 | 6,20             | 3,05 | * |
| ANS-FHp (mm)          | 81,10           | 6,91 | 81,15            | 6,92 |   |
| Pg-FHp (mm)           | 59,23           | 8,33 | 59,28            | 8,30 |   |
| A-FHp (mm)            | 71,93           | 5,49 | 71,95            | 5,46 |   |
| B-FHp (mm)            | 58,35           | 7,15 | 58,38            | 7,18 |   |
| SNA °                 | 81,60           | 3,53 | 81,55            | 3,60 |   |
| SNB °                 | 75,10           | 3,37 | 75,08            | 3,41 |   |
| ANB °                 | 6,50            | 1,82 | 6,48             | 1,81 |   |
| OD-SN °               | 15,40           | 3,96 | 16,95            | 4,22 | * |
| Ar-Go-Me °            | 118,43          | 7,52 | 118,65           | 7,36 |   |



|                     |        |       |        |       |   |
|---------------------|--------|-------|--------|-------|---|
| OD-MD °             | 19,30  | 5,88  | 17,40  | 5,43  | * |
| SN-MD °             | 34,48  | 7,30  | 34,42  | 7,35  |   |
| N'-Me' (mm)         | 128,98 | 10,03 | 129,07 | 10,10 |   |
| N'-ANS' (mm)        | 59,13  | 4,85  | 59,18  | 4,75  |   |
| ANS'-Me' (mm)       | 70,08  | 8,07  | 70,05  | 8,11  |   |
| S-Go' (mm)          | 86,33  | 8,88  | 86,20  | 8,84  |   |
| is-FHp (mm)         | 78,63  | 7,48  | 76,18  | 6,90  | * |
| ii-FHp (mm)         | 69,35  | 6,55  | 69,10  | 6,42  |   |
| <u>3</u> i-FHp (mm) | 66,30  | 7,10  | 61,65  | 6,80  | * |
| <u>3</u> a-FHp (mm) | 62,65  | 6,12  | 59,80  | 5,72  | * |
| <u>3</u> i-PD (mm)  | 31,85  | 3,78  | 32,53  | 3,66  | * |
| ms-FHp (mm)         | 43,83  | 6,28  | 45,98  | 6,72  | * |
| mi-FHp (mm)         | 42,45  | 7,29  | 42,52  | 7,22  |   |
| is/FHp-A/FHp (mm)   | 6,70   | 3,38  | 4,60   | 2,95  | * |
| ii/FHp-Pg/FHp (mm)  | 10,33  | 5,47  | 9,28   | 4,88  |   |
| ms/FHp-A/FHp (mm)   | 27,65  | 3,73  | 25,98  | 3,50  | * |
| mi/FHp-Pg/FHp (mm)  | 16,85  | 5,93  | 16,75  | 5,84  |   |
| Overjet (mm)        | 9,78   | 2,76  | 7,63   | 1,99  | * |
| Overbite (mm)       | 5,15   | 2,99  | 6,10   | 2,95  | * |
| <u>1</u> -PD °      | 117,58 | 6,78  | 112,58 | 8,65  | * |
| <u>3</u> - PD °     | 99,83  | 4,41  | 96,83  | 5,45  | * |
| <u>6</u> -PD °      | 79,25  | 7,00  | 82,60  | 6,76  | * |
| 1-MD °              | 102,65 | 6,54  | 102,98 | 7,39  |   |
| 6-MD °              | 92,83  | 6,17  | 92,68  | 5,89  |   |
| <u>1</u> -PD (mm)   | 32,85  | 4,06  | 33,67  | 4,00  | * |
| <u>6</u> -PD (mm)   | 26,80  | 3,41  | 27,03  | 3,15  |   |
| 1-MD (mm)           | 46,90  | 5,26  | 46,90  | 5,39  |   |
| 6-MD (mm)           | 34,73  | 4,15  | 34,75  | 4,29  |   |
| FHp- Nt''(mm)       | 107,70 | 6,34  | 107,65 | 6,39  |   |
| FHp- Ss (mm)        | 91,28  | 6,99  | 91,10  | 6,87  |   |
| FHp- Ls (mm)        | 91,85  | 8,47  | 91,03  | 8,09  | * |
| FHp- Li (mm)        | 82,80  | 8,82  | 82,43  | 8,72  | * |
| FHp- Si (mm)        | 72,93  | 8,13  | 72,78  | 8,02  |   |
| FHp- Pg'' (mm)      | 73,78  | 8,17  | 73,80  | 8,15  |   |

### 3.2. Ortopantomogramdan Elde Edilen Bulgular

Ortopantomogram üzerinde gerçekleştirilen ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesinde, sağ ve sol kanin, premolar ve molarlara ait açısal değerlerin ortalaması alınmıştır.

Uygulama öncesine ait ortopantomogram değerlendirmesinden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 7’de gösterilmiştir.

Uygulama sonrasına ait ortopantomogram değerlendirmesinden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir.

Uygulama öncesi ve uygulama sonrası ortopantomogram ölçümlerine ait değerlerin “Eşleştirilmiş T Testi” ile karşılaştırılması sonucu elde edilen bulgular Tablo 9’da gösterilmiştir. Elde ettiğimiz bulgulara göre; OPG 6 (°), OPG 5 (°) ve OPG 3 (°) açı parametrelerinde  $p < 0,05$  düzeyinde anlamlı farklılık izlenmiştir.

**Tablo 7.** Uygulama öncesi ortopantomogram verileri

| Uygulama Öncesi           |    |          |                     |
|---------------------------|----|----------|---------------------|
| Ortopantomogram Ölçümleri |    |          |                     |
|                           | N  | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| OPG 6 (°)                 | 20 | 92.13    | 5.18                |
| OPG 5 (°)                 | 20 | 88.63    | 3.12                |
| OPG 3 (°)                 | 20 | 89.00    | 2.81                |
| OPG 2 (°)                 | 20 | 90.17    | 4.29                |
| OPG 1 (°)                 | 20 | 87.20    | 2.79                |

**Tablo 8.** Uygulama sonrası ortopantomogram verileri

| Uygulama Sonrası          |    |          |                     |
|---------------------------|----|----------|---------------------|
| Ortopantomogram Ölçümleri |    |          |                     |
|                           | N  | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| OPG 6 (°)                 | 20 | 89.63    | 5.81                |
| OPG 5 (°)                 | 20 | 80.60    | 3.17                |
| OPG 3 (°)                 | 20 | 97.25    | 5.16                |
| OPG 2 (°)                 | 20 | 90.23    | 3.46                |
| OPG 1 (°)                 | 20 | 87.95    | 2.04                |

**Tablo 9.** Uygulama öncesi-sonrası ortopantomogram verilerinin eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması

| N=20                      |                 |      |                  |      | P |
|---------------------------|-----------------|------|------------------|------|---|
| Ortopantomogram Ölçümleri | Uygulama Öncesi |      | Uygulama Sonrası |      |   |
|                           | Ortalama        | SD   | Ortalama         | SD   |   |
| OPG 6 ( ° )               | 92.13           | 5.18 | 89.63            | 5.81 | * |
| OPG 5 ( ° )               | 88.63           | 3.12 | 80.60            | 3.17 | * |
| OPG 3 ( ° )               | 89.00           | 2.81 | 97.25            | 5.16 | * |
| OPG 2 ( ° )               | 90.17           | 4.29 | 90.23            | 3.46 |   |
| OPG 1 ( ° )               | 87.20           | 2.79 | 87.95            | 2.04 |   |

### 3.3. Modelden Elde Edilen Bulgular

Model üzerinde gerçekleştirilen ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesinde, sağ ve sol kanin ve molar ait açılma değerlerinin ortalaması alınmıştır.

Uygulama öncesine ait model değerlendirmesinden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir.

Uygulama sonrasına ait model değerlendirmesinden elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 11’de gösterilmiştir.

Uygulama öncesi ve uygulama sonrası model ölçümlerine ait değerlerin “Eşleştirilmiş T Testi” ile karşılaştırılması sonucu elde edilen bulgular Tablo 12’de gösterilmiştir. Elde ettiğimiz bulgulara göre; hem Kanin (°) hem de Molar (°) açılma parametrelerinde  $p < 0,05$  düzeyinde anlamlı farklılık izlenmiştir.

**Tablo 10.** Uygulama öncesi modele ait veriler

| Uygulama Öncesi |    |          |                     |
|-----------------|----|----------|---------------------|
|                 | N  | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| Model Ölçümleri |    |          |                     |
| Kanin (°)       | 20 | 50.07    | 8.33                |
| Molar (°)       | 20 | 34.21    | 4.89                |

**Tablo 11.** Uygulama sonrası modele ait veriler

| Uygulama Sonrası |    |          |                     |
|------------------|----|----------|---------------------|
|                  | N  | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| Model Ölçümleri  |    |          |                     |
| Kanin (°)        | 20 | 55.34    | 13.93               |
| Molar (°)        | 20 | 35.73    | 4.52                |

**Tablo 12.** Uygulama öncesi-sonrası model verilerinin eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırılması

| N=20               |                 |      |                  |       |   |
|--------------------|-----------------|------|------------------|-------|---|
| Model<br>Ölçümleri | Uygulama Öncesi |      | Uygulama sonrası |       |   |
|                    | Ortalama        | SD   | Ortalama         | SD    | P |
| Kanin ( °)         | 50.07           | 8.33 | 55.34            | 13.93 | * |
| Molar ( °)         | 34.21           | 4.89 | 35.73            | 4.52  | * |

#### 3.4. Uygulama Öncesi ve Sonrası Ölçümlerin Farkı ve DFR Bulguları

Lateral sefalometrik, model ve ortopantomogram üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerin uygulama öncesi ve sonrası farklarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 13'te gösterilmiştir. Negatif değerler, sonraki ölçümün ilk ölçümden küçük olduğunu göstermektedir.

DFR görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 14'te gösterilmiştir.

DFR görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen bazı ölçümlerle lateral sefalometrik üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerin farklarının ilişkisi (DFR LS/Ls ve f FHp-Ls, DFR LS/Li ve f FHp-Li, DFR LS/U1-Mid ve f is-FHp, DFR Okl/Kanin ve f 3i-FHp, DFR Okl/Molar ve f ms-FHp) ve lateral sefalometrik film üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerin farklarının birbirleri ile ilişkileri Pearson Korelasyon Testi ile hesaplanmıştır. Korelasyondaki negatif işareti, fark değerlerinden gelmekte, korelasyonun negatif olduğunu göstermemektedir.

DFR ölçümleri ve lateral sefalometrik film ölçümlerinin farklarının ilişkisi Tablo 15'te gösterilmiştir. Elde edilen bulgulara göre; DFR LS/Li ve f FHp-Li,

DFR LS/U1-Mid ve f is-FHp, DFR Okl/Kanin ve f 3i-FHp, DFR Okl/Molar ve f ms-FHp arasındaki ilişki  $p<0.01$  düzeyinde anlamlıdır.

Lateral sefalometrik film üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerin farklarının birbirleri ile ilişkileri Tablo 16'da gösterilmiştir. Elde edilen bulgulara göre; f 3i-FHp ile f is-FHp mesafeleri ve f 3i-FHp ile f FHp-Ls mesafeleri arasındaki ilişki  $p<0,05$  düzeyinde anlamlıdır. f 3i-FHp ve f FHp-Li mesafeleri, f 3-PD açısı ile f 3i-PD mesafesi, f 3-PD ve f 6-PD açıları, f 3i-PD ve f 1-PD mesafeleri arasındaki ilişki  $p<0,01$  düzeyinde anlamlıdır.

Kanin distalizasyon hızına ait bulgular Tablo 17'de gösterilmiştir.

**Tablo 13.** Lateral sefalometrik, model ve ortopantomogram ölçümlerinin uygulama öncesi ve sonrası farkları

| Uygulama Öncesi ve Sonrası Ölçümlerin Farkları |    |               |               |          |                     |
|------------------------------------------------|----|---------------|---------------|----------|---------------------|
|                                                | n  | Minimum (Min) | Maximum (Max) | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| F Kanin ( ° )                                  | 20 | -11,3         | 26,5          | 5,26     | 9,72                |
| F Molar ( ° )                                  | 20 | -1,94         | 5,44          | 1,51     | 1,78                |
| F OPG 6 ( ° )                                  | 20 | -11           | 6             | -2,50    | 4,70                |
| F OPG 5 ( ° )                                  | 20 | -14,0         | -5            | -8,02    | 4,29                |
| F OPG 3 ( ° )                                  | 20 | -4,5          | 20,5          | 8,25     | 5,28                |
| F OPG 2 ( ° )                                  | 20 | -7,5          | 10,5          | 0,05     | 4,61                |
| F OPG 1 ( ° )                                  | 20 | -3,5          | 4,5           | 0,75     | 2,38                |
| F AO-BO (mm)                                   | 20 | -3            | 0             | -0,60    | 0,91                |
| F ANS-FHp (mm)                                 | 20 | 0             | 1             | 0,05     | 0,15                |
| F Pg-FHp (mm)                                  | 20 | 0             | 1             | 0,05     | 0,15                |
| F A-FHp (mm)                                   | 20 | -1            | 1             | 0,03     | 0,25                |
| F B-FHp (mm)                                   | 20 | 0             | 1             | 0,03     | 0,11                |
| F SNA °                                        | 20 | -1            | 0             | -0,05    | 0,15                |
| F SNB °                                        | 20 | -1            | 0             | -0,03    | 0,11                |
| F ANB °                                        | 20 | -1            | 0             | -0,03    | 0,11                |
| F OD-SN °                                      | 20 | -2            | 6             | 1,55     | 2,03                |
| F Ar-Go-Me °                                   | 20 | 0             | 2             | 0,23     | 0,52                |
| F OD-MD °                                      | 20 | -9            | 2             | -1,90    | 2,52                |
| F SN-MD °                                      | 20 | -3            | 1             | -0,05    | 0,74                |
| F N'-Me' (mm)                                  | 20 | -2            | 2             | 0,10     | 0,71                |
| F N'-ANS' (mm)                                 | 20 | -2            | 2             | 0,05     | 0,68                |
| F ANS'-Me' (mm)                                | 20 | -1            | 1             | -0,03    | 0,38                |
| F S-Go' (mm)                                   | 20 | -1            | 0             | -0,13    | 0,31                |
| F is-FHp (mm)                                  | 20 | -7            | 0             | -2,45    | 2,40                |
| F ii-FHp (mm)                                  | 20 | -3            | 0             | -0,25    | 0,69                |
| F <u>3</u> i-FHp (mm)                          | 20 | -9            | -1            | -4,65    | 1,92                |
| F <u>3</u> a-FHp (mm)                          | 20 | -5            | 0             | -2,85    | 1,40                |
| F <u>3</u> i-PD (mm)                           | 20 | -1            | 3             | 0,68     | 1,10                |
| F ms-FHp (mm)                                  | 20 | 0             | 5             | 2,15     | 1,02                |
| F mi-FHp (mm)                                  | 20 | 0             | 1             | 0,15     | 0,28                |
| F is/FHp- A/FHp (mm)                           | 20 | -7            | 1             | -2,10    | 2,17                |
| F ii/FHp- Pg/FHp (mm)                          | 20 | -16           | 0             | -1,05    | 3,58                |
| F ms/FHp- A/FHp (mm)                           | 20 | -4            | 4             | -1,68    | 1,54                |
| F mi/FHp- Pg/FHp (mm)                          | 20 | -1            | 0             | -0,10    | 0,20                |

|                            |    |      |    |        |      |
|----------------------------|----|------|----|--------|------|
| F Overjet (mm)             | 20 | -7   | 0  | -2,15  | 2,23 |
| F Overbite (mm)            | 20 | -1   | 4  | 0,95   | 1,09 |
| F $\underline{1}$ -PD °    | 20 | -22  | 4  | -5,00  | 5,36 |
| F $\underline{3}$ - PD °   | 20 | -10  | 3  | -3,00  | 4,12 |
| F $\underline{6}$ -PD °    | 20 | -4   | 16 | 3,35   | 5,61 |
| F 1-MD °                   | 20 | -3   | 8  | 0,33   | 2,14 |
| F 6-MD °                   | 20 | -2   | 1  | -0,15  | 0,56 |
| F $\underline{1}$ -PD (mm) | 20 | -1   | 4  | 0,83   | 1,28 |
| F $\underline{6}$ -PD (mm) | 20 | -1   | 1  | 0,23   | 0,63 |
| F 1-MD (mm)                | 20 | -1   | 1  | 0,00   | 0,32 |
| F 6-MD (mm)                | 20 | -1   | 1  | 0,03   | 0,25 |
| F FHp- Nt''(mm)            | 20 | -1   | 0  | -0,05  | 0,22 |
| F FHp- Ss (mm)             | 20 | -2.0 | ,5 | -0,175 | 0,65 |
| F FHp- Ls (mm)             | 20 | -5.0 | ,0 | -0,825 | 1,31 |
| F FHp- Li (mm)             | 20 | -2   | 1  | -0,38  | 0,66 |
| F FHp- Si (mm)             | 20 | -1   | 0  | -0,15  | 0,32 |
| F FHp- Pg'' (mm)           | 20 | -1   | 1  | 0,03   | 0,34 |

**Tablo 14.** DFR ölçümleri

| DFR Ölçümleri          |    |                  |                  |             |                           |
|------------------------|----|------------------|------------------|-------------|---------------------------|
|                        | n  | Minimum<br>(Min) | Maximum<br>(Max) | Mean<br>(X) | Std.<br>Deviation<br>(SD) |
| DFR LS/Nt              | 20 | 0                | 0                | 0.00        | 0.00                      |
| DFR LS/Ls              | 20 | 0                | 2                | 0.38        | 0.80                      |
| DFR LS/Li              | 20 | 0.00             | 2.19             | 0.51        | 0.77                      |
| DFR LS/L1-Inc          | 20 | 0                | 0                | 0.00        | 0.00                      |
| DFR LS/U1-Mid          | 20 | 0.00             | 7.16             | 2.56        | 2.16                      |
| DFR LS/Pg              | 20 | 0                | 0                | 0.00        | 0.00                      |
| DFR Okl//Santral       | 20 | 0.30             | 4.51             | 1.65        | 1.31                      |
| DFR Okl/Lateral        | 20 | 0.00             | 1.84             | 1.04        | 0.54                      |
| DFR Okl/Kanin          | 20 | 2.98             | 7.64             | 4.85        | 1.27                      |
| DFR Okl/Premolar       | 20 | 1.08             | 3.55             | 2.15        | 0.76                      |
| DFR Okl/Molar          | 20 | 0.8              | 3.8              | 2.38        | 0.72                      |
| DFR Okl/Kanin-orta hat | 20 | 1.6              | 5.9              | 3.36        | 1.26                      |



**Tablo 15.** DFR ölçümleri ve lateral sefalometrik film ölçümlerinin farklarının ilişkisi

**Tablo 15.a.**

|           |                     | f FHp-Ls |
|-----------|---------------------|----------|
| DFR LS/Ls | Pearson Correlation | -,353    |
|           | Sig.                | ,127     |
|           | N                   | 20       |

**Tablo 15.b.**

|           |                     | f FHp-Li |
|-----------|---------------------|----------|
| DFR LS/Li | Pearson Correlation | -,745**  |
|           | Sig.                | ,000     |
|           | N                   | 20       |

**Tablo 15.c.**

|               |                     | f is-FHp |
|---------------|---------------------|----------|
| DFR LS/U1-Mid | Pearson Correlation | -,898**  |
|               | Sig.                | ,000     |
|               | N                   | 20       |

**Tablo 15.d.**

|               |                     | f 3i-FHp |
|---------------|---------------------|----------|
| DFR Okl/Kanin | Pearson Correlation | -,829**  |
|               | Sig.                | ,000     |
|               | N                   | 20       |

**Tablo 15.e.**

|               |                     | f ms-FHp |
|---------------|---------------------|----------|
| DFR Okl/Molar | Pearson Correlation | -,706**  |
|               | Sig.                | ,001     |
|               | N                   | 20       |

\*\*. p<0.01, \*. p<0.05

**Tablo 16.** Lateral sefalometrik film ölçümlerinin farklarının birbirleri ile ilişkileri**Tablo 16.a.**

|                                 |            | f $\underline{3i}$ -PD<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD <sup>0</sup> | f $\underline{6}$ -PD <sup>0</sup> | f ms-FHp<br>(mm) | f is-FHp<br>(mm) | f 3a-FHp<br>(mm) | f<br>Over-<br>bite | f FHp-Ls<br>(mm) | f FHp-Li<br>(mm) |
|---------------------------------|------------|--------------------------------|-------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------|------------------|------------------|
| f $\underline{3i}$ -FHp<br>(mm) | Pearson C. | ,316                           | ,026                          | ,010                               | -,260                              | ,225             | ,502*            | ,329             | ,121               | ,548*            | ,599**           |
|                                 | Sig.       | ,174                           | ,913                          | ,966                               | ,268                               | ,341             | ,024             | ,156             | ,613               | ,012             | ,005             |
|                                 | N          | 20                             | 20                            | 20                                 | 20                                 | 20               | 20               | 20               | 20                 | 20               | 20               |

**Tablo 16.b.**

|                                    |            | f $\underline{3i}$ -PD<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD <sup>0</sup> | f $\underline{6}$ -PD <sup>0</sup> | f ms-FHp<br>(mm) | f is-FHp<br>(mm) | f $\underline{3i}$ -FHp<br>(mm) | f<br>Over-<br>bite | f FHp-Ls<br>(mm) | f FHp-Li<br>(mm) |
|------------------------------------|------------|--------------------------------|-------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------|------------------|---------------------------------|--------------------|------------------|------------------|
| f $\underline{3}$ -PD <sup>0</sup> | Pearson C. | ,601**                         | ,194                          | -,195                              | -,600**                            | -,161            | ,151             | ,430                            | ,267               | ,078             | ,086             |
|                                    | Sig.       | ,005                           | ,412                          | ,410                               | ,005                               | ,497             | ,524             | ,058                            | ,256               | ,744             | ,718             |
|                                    | N          | 20                             | 20                            | 20                                 | 20                                 | 20               | 20               | 20                              | 20                 | 20               | 20               |

**Tablo 16.c.**

|                                |            | f $\underline{3i}$ -FHp<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD<br>(mm) | f $\underline{1}$ -PD <sup>0</sup> | f $\underline{6}$ -PD <sup>0</sup> | f ms-FHp<br>(mm) | f is-FHp<br>(mm) | f 3a-FHp<br>(mm) | f<br>Over-<br>bite | f FHp-Ls<br>(mm) | f FHp-Li<br>(mm) |
|--------------------------------|------------|---------------------------------|-------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------|------------------|------------------|
| f $\underline{3i}$ -PD<br>(mm) | Pearson C. | ,316                            | ,563**                        | -,360                              | -,365                              | ,080             | -,133            | -,035            | ,409               | ,232             | ,022             |
|                                | Sig.       | ,174                            | ,010                          | ,073                               | ,114                               | ,737             | ,577             | ,884             | ,073               | ,324             | ,925             |
|                                | N          | 20                              | 20                            | 20                                 | 20                                 | 20               | 20               | 20               | 20                 | 20               | 20               |

\*\* . p<0.01, \* . p<0.05

**Tablo 17.** Kanin distalizasyon hızı ve lateral sefalometrik film ölçümlerinin farklarının ilişkileri

| Kanin distalizasyon hızı (mm/ay) |                  |                  |             |                     |
|----------------------------------|------------------|------------------|-------------|---------------------|
| N                                | Minimum<br>(Min) | Maximum<br>(Max) | Mean<br>(X) | Std. Deviation (SD) |
| 20                               | 0.10             | 1.66             | 0.6         | 0.35                |

### 3.5. VAS Değerlendirmesi

5 kez onlu gruplar halinde uygulanan ve her bir onlu grubun bir aktivasyonu gösterdiği VAS'nın, ölçümlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 18'de gösterilmiştir.

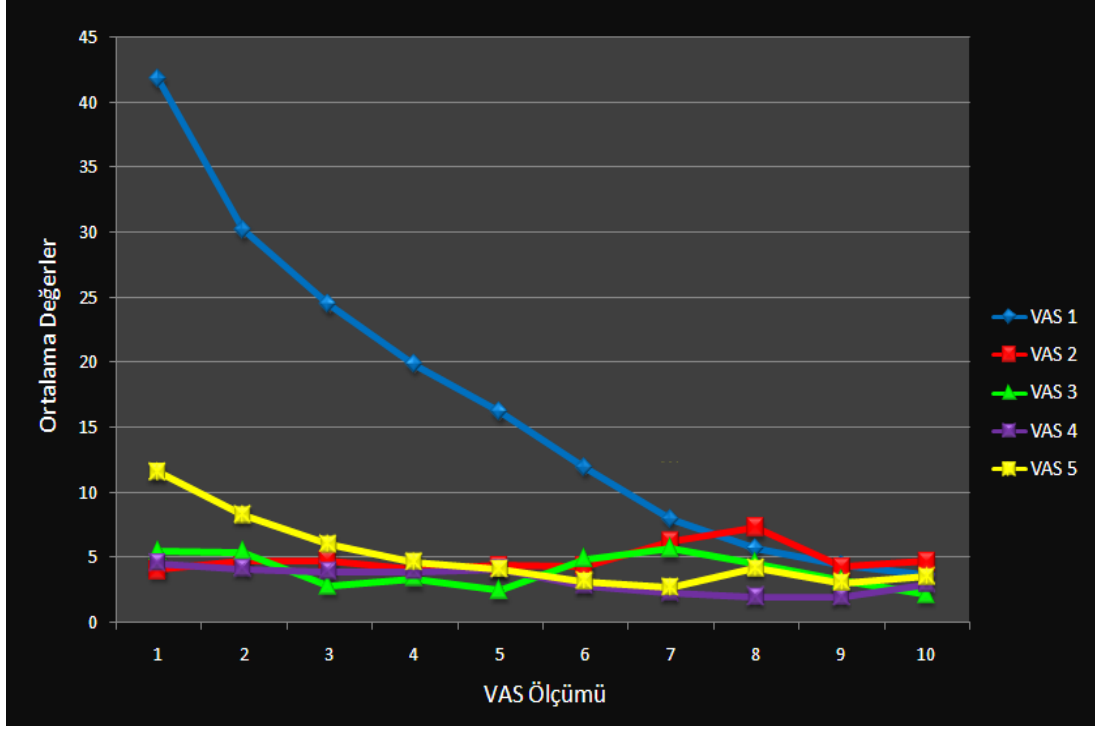
Her grupta 10 ölçüm için hesaplanan ortalama değerlerin grafiği Grafik 1'de gösterilmiştir.

**Tablo 18.** VAS Ölçümleri

| VAS          |          |    |          |                     |
|--------------|----------|----|----------|---------------------|
|              |          | N  | Mean (X) | Std. Deviation (SD) |
| 1.aktivasyon | VAS 1.1  | 20 | 41,80    | 31,97               |
|              | VAS 1.2  | 20 | 30,20    | 26,06               |
|              | VAS 1.3  | 20 | 24,45    | 24,09               |
|              | VAS 1.4  | 20 | 19,90    | 23,88               |
|              | VAS 1.5  | 20 | 16,20    | 21,34               |
|              | VAS 1.6  | 20 | 11,95    | 16,82               |
|              | VAS 1.7  | 20 | 8,00     | 10,57               |
|              | VAS 1.8  | 20 | 5,70     | 11,01               |
|              | VAS 1.9  | 20 | 4,45     | 9,61                |
|              | VAS 1.10 | 20 | 3,70     | 8,13                |
| 2.aktivasyon | VAS 2.1  | 20 | 4,10     | 8,11                |
|              | VAS 2.2  | 20 | 4,70     | 7,20                |
|              | VAS 2.3  | 20 | 4,75     | 9,89                |
|              | VAS 2.4  | 20 | 4,05     | 10,72               |
|              | VAS 2.5  | 20 | 4,40     | 9,96                |
|              | VAS 2.6  | 20 | 4,30     | 8,60                |
|              | VAS 2.7  | 20 | 6,20     | 12,92               |
|              | VAS 2.8  | 20 | 7,30     | 14,72               |
|              | VAS 2.9  | 20 | 4,25     | 9,75                |
|              | VAS 2.10 | 20 | 4,70     | 11,47               |

|              |          |    |       |       |
|--------------|----------|----|-------|-------|
| 3.aktivasyon | VAS 3.1  | 20 | 5,40  | 9,08  |
|              | VAS 3.2  | 20 | 5,35  | 9,41  |
|              | VAS 3.3  | 20 | 2,85  | 7,03  |
|              | VAS 3.4  | 20 | 3,40  | 6,87  |
|              | VAS 3.5  | 20 | 2,50  | 6,28  |
|              | VAS 3.6  | 20 | 4,85  | 10,58 |
|              | VAS 3.7  | 20 | 5,65  | 14,18 |
|              | VAS 3.8  | 20 | 4,50  | 10,42 |
|              | VAS 3.9  | 20 | 3,20  | 6,42  |
|              | VAS 3.10 | 20 | 2,20  | 4,26  |
| 4.aktivasyon | VAS 4.1  | 20 | 4,55  | 11,08 |
|              | VAS 4.2  | 20 | 4,15  | 9,22  |
|              | VAS 4.3  | 20 | 3,95  | 8,17  |
|              | VAS 4.4  | 20 | 3,95  | 7,45  |
|              | VAS 4.5  | 20 | 4,10  | 5,96  |
|              | VAS 4.6  | 20 | 2,85  | 5,57  |
|              | VAS 4.7  | 20 | 2,30  | 5,20  |
|              | VAS 4.8  | 20 | 2,00  | 3,90  |
|              | VAS 4.9  | 20 | 2,00  | 5,05  |
|              | VAS 4.10 | 20 | 2,95  | 7,18  |
| 5.aktivasyon | VAS 5.1  | 20 | 11,55 | 22,60 |
|              | VAS 5.2  | 20 | 8,25  | 17,53 |
|              | VAS 5.3  | 20 | 6,00  | 13,02 |
|              | VAS 5.4  | 20 | 4,65  | 11,21 |
|              | VAS 5.5  | 20 | 4,15  | 11,36 |
|              | VAS 5.6  | 20 | 3,20  | 9,08  |
|              | VAS 5.7  | 20 | 2,75  | 9,00  |
|              | VAS 5.8  | 20 | 4,20  | 9,70  |
|              | VAS 5.9  | 20 | 3,10  | 8,55  |
|              | VAS 5.10 | 20 | 3,55  | 8,57  |

**Grafik 1.** VAS ortalama değerler grafiği



## BÖLÜM IV

### TARTIŞMA

#### 4.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması

Sınıf II maloklüzyon, ortodonti pratiğinde sıklıkla karşılaşılan bir anomalidir (92,121,138,159). Bu nedenle Sınıf II maloklüzyonun tedavisi, araştırmacıların ilgisini yoğun biçimde çekmiştir.

Sınıf II maloklüzyonun tedavi yönteminin belirlenebilmesi için, maloklüzyona neden olan faktörlerle beraber olgunun büyüme ve gelişim potansiyeli de yol gösterici olmaktadır. Büyüme-gelişim potansiyeli göz önünde tutulduğunda iskeletsel Sınıf II maloklüzyonun tedavisi; büyüme modifikasyonu, çeneler arası uyumsuzluğu maskeleyecek biçimde dental düzeltim ve cerrahi tedavidir (12,56,75,120,139).

İskeletsel Sınıf II olguların ideal tedavisi, büyüme-gelişim potansiyeline sahip olan hastalarda gerçekleştirilebilen büyüme modifikasyonudur. Çocuklarda ve adolesanlarda gerçekleştirilen tedavi, büyüme modifikasyonu ve dental düzeltimin birleşimine dayanmaktadır. Ancak belirgin büyüme potansiyelinden yoksun olan geç adolesan ve yetişkinler için sınırlı olan tedavi seçeneklerini, dişsel düzeltimle beraber kamuflaj tedavisi ve cerrahi tedavi oluşturmaktadır (139).

Ortodontik kamuflaj ve cerrahi tedavi arasında seçim yapılması gerektiği durumda değerlendirilmesi gereken nokta, tedavi sonucunda elde edilecek dentofasial iyileşmenin cerrahi uygulama ile ortaya çıkacak maliyet ve risk artışına değer olup

olmadığıdır. Cerrahi tedavide en çok görülen risk dudaklarda duyu azalması iken, kamuflaj tedavisinde maksiller keserlerin lingual kortikal kemiğe doğru retrakte edilip tork almalarından dolayı oluşan rezorpsiyondur. Risk değerlendirmesinin yanında hastaların kendi problemleri ile ilgili farkındalık düzeyleri cerrahi, kamuflaj veya hiç tedavi uygulanmaması gibi seçeneklerin değerlendirilmesinde anahtar role sahiptir (12,120).

Kamuflaj tedavisinde amaç, çekim boşluğunun çenelerdeki uyumsuzluğun dental kompensasyonunu sağlayacak biçimde kullanılmasıdır. Kamuflaj tedavisinde çekimler bu amaca yönelik planlanır. Sınıf II maloklüzyonlu bir bireyin dişsel kamuflaj tedavisi için maksiller anterior dişlerin retraksiyonuna izin verecek biçimde üst birinci premolarların çekimi tercih edilmelidir (57,138,150).

Denny ve arkadaşları (57), gelişimini tamamlamış bireylerde Sınıf II maloklüzyonun, kaninlerde Sınıf I, molarlarda Sınıf II ilişkiyi oluşturacak biçimde kesici dişlerin çekim boşluğuna hareket ettirilmesi ile tedavi edilebileceğini bildirmiştir.

Tulloch ve arkadaşları (181), Sınıf II tedavisi için cerrahi ve otodontik tedavi arasında seçim yaparken, problemin şiddetinin ve yaşı değerlendirilmesinin büyük öneme sahip olduğunu bildirmiştir.

Çalışma grubumuzu oluştururken ilk göz önünde bulundurduğumuz ölçüt, tüm bireylerin iskeletsel Sınıf II ve dişsel Sınıf II Divizyon 1 maloklüzyona sahip, büyüme-gelişimini tamamlamış bireyler olmasıdır. Büyüme-gelişim durumunun tespiti amacıyla el-bilek filmlerinden yararlanılmış, filme göre radius epifiz-diafiz kaynaşması gerçekleşmiş olan bireyler çalışma grubuna dahil edilmiştir.

Mihalik ve arkadaşlarına göre (120) kamuflaj tedavisi için ideal hasta, başlangıçta kabul edilebilir derecede iyi yüz estetiğine sahip ve artmış overjetin mandibuler retrüzyondan ziyade maksiller keserlerin protrüzyonundan kaynaklandığı olgulardır.

Çalışma grubumuza seçtiğimiz hastaların SNA açısı, ortalama 81,60 derecedir yani çalışma grubumuz, Sınıf II maloklüzyonun mandibuler retrüzyondan çok maksiller gelişimden kaynaklandığı hastalardan oluşmaktadır. SNA açısının ortalama değeri, benzer çalışmalarla paralellik göstermektedir (170).

Gültan (78), sadece üst çeneden çekim yapıldığında, üst diş kavsinin alt diş kavsine göre küçültüleceğini bildirmiştir.

Çalışma grubumuzdaki bireylerin maksiller birinci premolar dişlerinin çekimi gerçekleştirileceği için, tedavi öncesinde maksiller darlık nedeniyle posterior çapraz kapanışa sahip olmayan bireyler olmasına özen gösterilmiştir.

Çekimli tedavinin planlandığı olgularda değerlendirilmesi gereken konulardan biri de çekim sonrası vertikal boyutta oluşabilecek değişimlerle beraber TME düzensizlikleridir. Drobocky (59), 1.premolar çekimi ile yapılan ortodontik tedavi sonucunda posterior dişlerin mezyale hareketi ile vertikal boyutun azalarak TME bozukluklarının görülme sıklığının arttığını belirtmiştir. Kocadereli (100) ise, çekimli ve çekimsiz yürütülen ortodontik tedavilerin sonucunda dik yön boyutlarında gruplar arasında farklılık olmadığını belirtmiştir.

Literatürde farklı görüşler olmasına rağmen çalışma grubumuza dahil ettiğimiz hastaların başlangıçta dik yön gelişimlerinin azalmamış olmasına ve TME şikayetlerinin olmamasına dikkat edilmiştir. Olgularımızda, mandibuler düzlemin ön kafa kaidesine göre diverjansını belirleyen SN-MD açısının ortalama değeri, 34,48 derecedir.

Üst birinci premolar dişlerin çekiminin ardından, boşluğun kapatılması için ilk basamak kanin distalizasyonudur. Çekimli ortodontik tedavilerde kanin distalizasyonu için uygulanacak tedavi mekaniğinin doğru biçimde belirlenebilmesi, ortodontik tedavinin başarılı şekilde tamamlanmasında oldukça önemlidir (73).



Sabit tedavi mekanikleri kullanılarak gerçekleştirilen kanin distalizasyonu, sürtünmeli ve sürtünmesiz sistem olarak iki kısımda incelenmektedir. Her iki sistemde de önemli olan, kuvvetin sürekliliği, biyolojik sınırlar içinde olması, doku hasarı oluşturmaması ve diş hareketinin optimum hızda gerçekleşmesidir (50). Farklı kuvvet elemanlarının denenmesi ile kanin distalizasyonunda oluşan rotasyon, devrilme ve ankraj kaybı gibi istenmeyen etkilerin ortadan kaldırılması için bugüne kadar birçok çalışma gerçekleştirilmiştir (30,41,51,52,55,58,56,71,73,80,82,85,89,101,108,112,129,134,136,145,161,163,171,175,188,195).

Sürtünmesiz sistemde kanin distalizasyonu, looplar veya springler aracılığıyla uygulanan kuvvet çiftleri ile gerçekleştirilmektedir. Bölümlü arkların kullanımında amaç, kuvvetin sürekliliğinin ankraj kaybı olmadan sağlanabilmesidir (33).

Kanin distalizasyonu amacıyla çalışmamızda kullandığımız aparey, yapısında çeşitli materyalleri barındırmasından dolayı Hybrid Retraction Spring (HRS) ismini alan bir bölümlü ark mekaniğidir. HRS, sürtünmesiz sistemle kanin distalizasyonu gerçekleştirmekte ancak sürtünmesiz sistemdeki bilinen zemberekler gibi loop içermemektedir.

Araştırma grubumuzu oluşturan bireylerin seçiminde; iskeletsel Sınıf II ve dişsel Sınıf II Divizyon 1 anomalisi göstermesine, tüm bireylerin daimi dentisyon döneminde olmasına, büyüme-gelişimin tamamlanmış olmasına, dental arkların düzgün olmasına, maksiller darlık nedeniyle posterior çapraz kapanış olmamasına, maksiller ve mandibuler ark uzunlukları arasında fark bulunmasına, overjet miktarının artmış olmasına ve artmış overjetin maksiller keserlerin protrüzyonundan kaynaklanıyor olmasına, dik yön gelişiminin normal veya hiperdiverjan olmasına, TME düzensizliğinin bulunmamasına, bireylerin iyi oral hijyene sahip olmalarına dikkat

edilmiştir. Bu kriterler maksiller birinci premolar çekimi ile Sınıf II olgularda kamuflej tedavisi uygulayan diğer araştırmacıların kriterleri ile uyumludur (44,56,139).

Molar dişlerin mezyal hareketine karşı direnç anlamına gelen ankraj, çekimli olgularda boşluk kapatma sırasında dikkatle üzerinde durulması gereken bir konudur. Şimdiye kadar pek çok araştırmacı ankraj arttırıcı mekanikler konusunda çalışmalar yapmıştır. Quinn ve Yoshikawa (140), ankraj kaybının önlenmesi gerektiği durumlarda ikinci molarların bantlanması gerektiğini bildirmiştir. Roth (146), 2. molarların bantlanması ile ankraj desteğinin sağlanacağını ve böylece tedavinin tüm aşamalarında headgear kullanımının en alt düzeyde tutulabileceğini bildirmiştir. Bennett ve Mc Laughlin (22), idealde 2. molarların ark teline dahil edilmesi gerektiğini, aksi takdirde 1. molarlar mezyale hareket ederken 2. molarların palatinal tüberküllerinin uzaması sonucu mandibuler düzlem açısının artabileceğini belirtmiştir. Alexander (4) ise, yetişkinler dışında maksiller 2. molarların tedavi başında bantlanmasına gerek olmadığını bildirmiştir. Shpack ve arkadaşları (163), iki farklı tipte braketle kanin distalizasyonunu inceledikleri çalışmalarında, Nance arkının maksimum ankraj sağlamada yetersiz kaldığını tespit etmişlerdir. Zablocki ve arkadaşları (193), transpalatal arkın çekimli tedavilerde maksiller 1. molarların vertikal ve anteroposterior pozisyonu üzerinde belirgin bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Altuğ (7), maksimum ankraj olgularında ekstraoral kuvvet kullanımı ile başarılı sonuçlar alınabileceğini bildirmiştir.

Bizim çalışma grubumuzun erişkin bireylerden oluşması ve erişkin bireylerin ekstraoral kuvvet kullanımına sıcak bakmamalarından dolayı ankraj arttırıcı önlemler olarak 2. molarların bantlanması ve Nance apareyi uygulaması tercih edilmiştir. Grup içerisinde, 1. ve 2. molarlar arasındaki seviye farkı olan olgular olmasında dolayı tüm bireylerde HRS'in çelik uzantısı 2. molarlara kadar uzatılmayıp 1. ve 2. molarlar sekiz ligatürü ile bağlanmıştır.

Sabit mekaniklerde, braket slotunun boyutu, braketin genişliği, ark teli ile slot arasındaki ilişki ve uygulanan kuvvet miktarına bağlı olarak sürtünme kuvveti oluşmakta ve bu, dişin köküne iletilen kuvvet düzeyinde düşüşe neden olmaktadır (138). Kanin dişe iletilen kuvvet miktarının sürtünme kuvvetinden bağımsız olarak değerlendirilebilmesi için rehber ark teli kullanılmamıştır. Rehber ark teli kullanılmaması, kuvvet düzeyinin hassas biçimde hesaplanmasına yardımcı olmuş ancak HRS'in meydana getirdiği yan etkilerin daha belirgin hale gelmesine yol açmıştır.

Ortodontik tedavide tercih edilen; kuvvet ileten sistemlerin uygulamasının pratik, klinik ortamda fazla zaman almayan, hasta üzerinde rahatsızlık yaratmayan, diş hareketlerini biyolojik sınırlar içinde ve optimum hızda gerçekleştiren sistemler olmasıdır. Burstone (33), dişe hareket kazandırmak için uygulanan kuvvetin, optimal biyolojik yanıtı oluşturacak yani optimal hızda kemik rezorpsiyon ve apozisyonunu sağlayacak özellikte olması gerektiğini bildirmiştir. Bu konudaki genel görüş, hafif kuvvetlerin ağır kuvvetlere göre daha fizyolojik hareketler meydana getirdiğidir (33,112,129,180).

Schwartz (162), ortodontik kuvvetlere karşı doku cevabında kuvvetin şiddetinden daha çok birim yüzeye gelen kuvvet miktarının önemli olduğunu ve biyolojik olarak en uygun diş hareketinin 20-26 gr/cm<sup>2</sup> lik kuvvetlerle elde edilebileceğini bildirmiştir.

Kanın distalizasyonunda ankraj kaybı olmaksızın intikali hareket elde edilebilecek kuvvet miktarının 150-200 gr. olduğu araştırmacılar tarafından gösterilmiştir (18,30,173). Bunun en az 50 g'ı sürtünme kuvveti tarafından kullanılır (116,138,173). Quin ve Yoshikawa (140), kanin retraksiyonu için 100-200 g arası kuvvetin optimal olacağını belirtirken Boester ve Johnston (30), kanin dişlerin 100-300 g arası kuvvetlerle retrakte edilmesi gerektiğini, kuvvetin 55 g'ın altına düşmesi durumunda dişte hiçbir hareket görülmeceğini vurgulamışlardır.

Storey ve Smith (173)'in ortaya attığı görüşe göre, molar ankraj ünitesinin istenmeyen hareketi olmadan kanin dişte maksimum oranda hareket elde edebilmek için optimum sınırlarda kuvvet uygulanmalıdır. Bu görüşü kanıtlayan çalışmalarında, kanine uygulanan 200 g.lık hafif kuvvetin posterior dişlere etkisi olmadan sadece kanini hareket ettireceğini, 350 g.lık kuvvetin kanini distale alırken molar segmentini de mezyale hareketlendireceğini, 500 g.lık kuvvetin ise kanini hareket ettirmeden sadece posterior segmenti mezyale alacağını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda HRS'in aktivasyonu 2 mm'i aşmayacak biçimde gerçekleştirilmiştir. 2 haftalık aralarla gerçekleştirilen kontrollerde, deaktivasyon gerçekleşen olgularda 2 mm'lik aktivasyonları tekrarlanmış, kanin distalizasyonu için uyguladığımız kuvvet miktarının 200 g. olmasına özen gösterilmiştir.

Uygulanan kuvvetin miktarının yanında diğer bir özelliği de sürekliliğidir. İdeal diş hareketinin elde edilebilmesi için optimal seviyedeki kuvvetin sürekli ve sabit olarak uygulanması gerekmektedir (138).

Kuvvetin sürekliliği, kullanılan kuvvet iletme sisteminin özelliklerine bağlıdır (167). Elastomerik materyaller, yaylar ve looplar, boşluk kapatma amacıyla intraoral kuvvet kaynakları olarak kullanılmaktadır (52,111,152).

Angolkar ve arkadaşları (11), paslanmaz çelik, kobalt-krom-nikel ve nikel titanyum alaşımlardan üretilmiş yaylarda meydana gelen kuvvet kaybını araştırmışlardır. 28 günlük süre sonunda kuvvet kaybının %8-%20 arasında görüldüğünü, bunun lateks elastikler ve sentetik elastik modüllerinde meydana gelen kuvvet kaybından çok daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Santos ve arkadaşları (156), elastomerik zincirler ve kapalı NiTi coil springlerin kuvvet kayıplarını inceledikleri çalışmalarında, elastomerik zincirlerin kapalı NiTi coil springlere göre daha yüksek başlangıç kuvveti uyguladığını ancak ilk 24 saat içinde

daha yüksek oranda kuvvet kaybına uğradığını belirtmişlerdir. Elastomerik zincirlerin tam tersine kapalı NiTi coil springler, ideale yakın başlangıç kuvveti meydana getirip 28 gün boyunca yavaş yavaş kuvvet azalması göstermiştir.

Nattrass ve arkadaşları (127), elastomerik zincir ve NiTi coil spring üzerinde su, kola gibi gıdalar ve ısıнын etkini inceledikleri çalışmalarının sonucunda, elastomerik zincirin her tip çevresel faktörden etkilendiğini ancak NiTi coil springlerin sadece ısıdan etkilendiğini göstermişlerdir.

Schneevoigt ve arkadaşları (160), piyasada bulunan, geometrik özellikleri ve alaşımları farklı 32 NiTi kompresyon zembereğinin fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda, NiTi kompresyon zembereklerinin kuvvet düzeylerinin önceden belirlenebilir ve neredeyse sabit olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız HRS’de kuvvet kaynağı olarak, paslanmaz çelik kapsüle alınmış süperelastik kompresyon zembereğini bulunmaktadır. Sander (154), HRS’in uyguladığı kuvvetin ( $F_x$ ), hareket boyunca sabit olduğunu ayrıca 10 N.mm’lik anti-tipping moment ( $M_y$ ) ve anti-rotasyonel moment ( $M_z$ )’in 4 mm’lik aktivasyon aralığında sabit olduğunu, uygulanan kuvvet sıfırlandığında dahi etkinliğini koruduğunu belirtmiştir.

Kanın distalizasyonu ile ilgili çalışmalarda, distalizasyon sonrasında kanın ve birinci molar dişlerdeki vertikal ve sagittal yöndeki hareket miktarı ve tipping derecesinin değerlendirilebilmesi için, uygulama öncesi ve sonrasında lateral sefalometrik filmler alınmaktadır. Soyak Cura (169), birbiri üzerine süperpoze olan sağ ve sol bölgelerdeki kanın ve molar dişleri ayırt edebilmek için, retraksiyon zembereklerini ağıza yerleştirip her bir taraf için ayrı film almıştır. Darendeliler (50), üst sağ ve sol birinci molar bantlarına, uzayın üç yönünde düzlem oluşturacak biçimde bükülmüş çelik teller lehimlemiştir. Kurt (103) ise, lateral sefalometrik filmler

üzerindeki çift görüntülerin orta noktalarını almıştır. Bizim çalışmamızda, konvansiyonel sefalometrik analizlerin yanında Dijital Fark Radyografisi de kullanıldığından rehber çelik teller kullanma imkânı olmamıştır. Film üzerinde görülen çift görüntülerin çiziminde orta noktaları alınmıştır.

Lateral sefalogramlar üzerinde yapılan analizler sonucu dişlerin sagittal yöndeki hareket miktarının tespitinde farklı referans düzlemlerinden yararlanılmıştır. Biz ölçümlerimizde, oklüzal düzlem ve Frankfurt düzleminde daha güvenilir olduğunu düşündüğümüz vertikal referans düzlemini kullandık (17,97). Bunun için, Sella-Nasion düzlemi ile saat yönünde 7<sup>0</sup>'lık bir açı yapan ve Sella noktasında geçen düzlem (düzeltilmiş Frankfurt Horizontal düzlem) kullanılmış, bu düzleme S noktasından dik olarak çizilen ikinci bir doğru vertikal referans düzlemini oluşturmuştur.

Kanın distalizasyonu sonrasında kanin ve posterior dişlerde oluşabilecek tipping miktarının belirlenmesi için genellikle lateral sefalometrik filmler kullanılmaktadır (50,51,131,169). Panoramik radyografiler ise, üzerinde ölçüm yapmak için sıklıkla başvurulmuş filmlerden olmamakla beraber bu konuda yapılmış çalışmalar da bulunmaktadır (1,99,174). Kim ve arkadaşları (99), panoramik radyograflar üzerinde dişlerin mezyodistal açılanmalarını değerlendirmede kullanılabilecek yöntemi tarif ettikleri çalışmalarının sonucunda, filmin üst ve alt kenarlarının ön 6 dişin mezyodistal açılanmasının belirlenmesinde yararlı referans düzlemini oluşturduğunu belirtmiştir. Aynı çalışmada, posterior dişler ve kanin dişin açılanmasının tespitinde, mandibuler düzlemin referans olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Stramotas ve arkadaşları (174), panoramik radyograflar üzerindeki ölçümleri değerlendirdikleri çalışmalarında, maksilla için 3, mandibula için 1 referans düzlemi tarif etmişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak, dişler ve referans düzlemleri arasındaki ve aynı segmentteki dişlerin birbirleri ile açılanmalarının net ve güvenilir biçimde hesaplanabileceğini bildirmişlerdir. Akçam ve

arkadaşları (1), panoramik radyograflar üzerinde gerçekleştirilen dentoiskeletsel ölçümlerde Frankfurt Horizontal düzlemin kullanılabileceğini ve ortopantomogram üzerinde sadece açısal ölçümlerin güvenle gerçekleştirilebileceğini bildirmişleridir. Shpack (163), kanin retraksiyonunda süre ve ankrajı değerlendirdiği çalışmasında panoramik radyograflardan faydalanmış, film üzerinde referans düzlemi olarak da orbitaların alt sınırından geçen infraorbital düzlemi almıştır. Şukurica (176), ortopantomogram üzerinde dişlerin tipping miktarını hesaplamak için, infraorbital bölgede ve mandibulada 4 adet referans nokta tespit edip bu noktalardan alt ve üst çene dişleri için 2 adet ana referans düzlemi belirlemiştir.

Çalışmamızda, dişlerin mezyodistal açılanmalarının tespitinde ortopantomogramdan yararlanılmıştır. Referans düzlemi olarak, sağda ve solda başlangıç noktalarının film üzerinde tespitinin kolaylığından ötürü spinalar düzlemi seçilmiştir. Dişlerin uzun akslarının tespitinde Stramotas ve arkadaşlarının (174) tarif ettiği, mezyal ve distalde mine-sement sınırları arasında çizilen doğruya dik ve tek köklü dişlerde apekten, çok köklü dişlerde furkasyondan geçen doğrular kullanılmıştır.

Model üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerde referans noktası olarak rugaların kullanılması oldukça yaygın bir uygulamadır. Bu konudaki çalışmalar 1950'lere dayanmaktadır. Palatal rugaların sınıflandırılması ilk kez 1955 yılında Lysell (107) tarafından simetrograf kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmasında tedavinin rugalar üzerindeki etkisinin yanında, tedavi gerçekleştirilmeden sadece çekimin etkisini de incelemiştir. Lysell (107), çekimin rugalar üzerinde lokal bir etkisi olduğunu ancak rugaların yönünü değiştirecek biçimde genel bir etkisinin olmadığını bildirmiştir. Van der Linden (187) 1978 yılında gerçekleştirdiği çalışmasında, ortodontik tedavi görmeyen bireylerde rugaların belirgin stabilite gösterdiğini ancak tedavi görmüş bireylerde rugaların medial ve lateral noktaları arasında anteroposterior mesafenin

etkilendiğini belirtmiştir. Almeida ve arkadaşları (6), rugaların medial noktalarının sagittal ve transversal yönde stabil olduğunu, uzun dönemli model çalışmalarında rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bailey ve arkadaşları (13), Hoggan-Sadowsky (86) ve Christou-Kiliaridis (43), 3.palatal ruga noktalarının diş hareketlerinin transversal ve anteroposterior yönde değerlendirilmesinde en güvenilir noktalar olduğunu gösteren çalışmalar yapmışlardır.

Simmons ve arkadaşları (164) ise, 41 hasta üzerinde gerçekleştirdikleri, süt dişlenmeden daimi dişlenmenin tamamlanmasına kadar devam eden uzun süreli çalışmalarının sonucunda, medial ruga noktalarının anteroposterior uzunluklarının gelişimle beraber belirgin biçimde arttığını ve bu artışın bireysel kraniofasial gelişimle ilgili olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle medial ruga noktalarının, diş hareketlerinin araştırıldığı çalışmalarda sabit referans noktası olarak kullanılamayacağını bildirmişlerdir.

Olgularımızın tümü, daimi dentisyonda ve büyüme-gelişimini tamamlamış bireyler olmasının yanında en uzun gözlem süremizin 13 ay olması, rugaların uzun dönemli değişimlerinin söz konusu olamayacağını düşündürmektedir.

Bizim çalışmamızda, ankraj gereksinimini karşılamak üzere uyguladığımız Nance apareyinin akrilik butonunun rugalar bölgesi üzerine temas ediyor olması, HRS ile birlikte Nance apareyinin ağızdan uzaklaştırıldığı seans alınan tedavi sonrası kayıtlarda rugaların deforme olması riskini ortaya çıkarmıştır. Bu durumda en güvenilir ruga noktası, Nance apareyinin sınırları dışında kalan anterior raphe noktasıdır.

Model üzerinde gerçekleştirilen ölçümler, rugalar işaretlenerek model fotokopileri üzerinden (40,131,169), lazer tarama yöntemiyle (43,86), doğrudan model üzerinden (48,164) veya modellerin fotoğraflarının alınmasıyla (195) gerçekleştirilebilmektedir. Uygulama başında ve sonunda alınan kayıtlarda, oklüzal düzlem eğiminde oluşabilecek



değişimlerin fotokopi ile elde edilecek görüntüyü etkileyebileceği düşüncesi, lazer tarama yönteminin farklı bir donanım gerektirmesi ve doğrudan model üzerinden gerçekleştirilen ölçümlerde hata payının yüksek olabileceğinin düşünülmesi, pratik bir yöntem olan fotoğraf üzerinden ölçümlerin gerçekleştirilmesinin tercih edilmesine neden olmuştur.

Çalışmamızda fotoğraflar üzerinde ölçümleri gerçekleştirirken, Image Tool (Image Tool 3.0, UTHSCSA, San Antonio Texas, USA) programı tercih edilmiştir. HRS uygulamasından önce ve ağızdan uzaklaştırıldıktan hemen sonra alınan modeller, retrakte edilen maksiller kanin dişte ve ankraj olan maksiller molar dişte oluşabilecek rotasyonun varlığı ve derecesinin belirlenmesi amacıyla incelenmiştir.

Ortodontik tedavi sırasında oluşan rahatsızlığın tespiti amacıyla Visual Analog Skala (VAS) kullanımı, sıklıkla başvurulmuş bir yöntemdir. Ngan ve arkadaşları (128) VAS'ı, “uç kısımları ağrı duyusunun sınırlarını temsil eden uygun sözlü tanımlamalarla sonlandırılabilen, genellikle 10 cm uzunluğunda bir doğru” olarak tanımlamıştır. Erdiç ve Dinçer (62), tedaviden kaynaklı rahatsızlığın VAS ile ölçülmesinin, içeriği algılayabilecek küçük çocuklarda dahi uygun olduğunu, Otasevic ve arkadaşları (130) ise, ağrı algılamasının ölçümünde en güvenilir yöntemin VAS olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, HRS'in uygulanmasının ardından oluşabilecek rahatsızlığın varlığı ve derecesinin tespiti amacıyla VAS kullanılmıştır. Bireylerin skalayı daha rahat algılayabilmeleri için gösterge çizelgesi üzerine, ‘ağrı yok’, ‘hafif’, ‘orta’, ‘şiddetli’ ve ‘çok şiddetli’ gibi tanımlamalar eklenerek skala modifiye edilmiştir.

Ortodontik tedavi planlaması ve tedavi sonu değerlendirmede kullanılan analizler, çeşitli sefalometrik düzlemler ve anatomik işaret noktaları üzerine kurulu olduğu için bu düzlem ve işaret noktalarının doğru tespiti gerekliliği bulunmaktadır. Dijital Fark

Radyografisi (DFR), sefalometrik düzlem ve anatomik işaret noktaları olmadan, bireyin kendi içindeki tedavi değişimlerini saptayabilme imkânı vermektedir.

DFR ile güvenilir kantitatif ölçüm yapmak, yeteri kadar densitometrik ve geometrik standardizasyon sağlanması ile mümkün olmaktadır (123). DFR için ideal görüntüler, lateral sefalometrik radyograflardır. Lateral sefalometrik görüntülerde projeksiyon geometrisinin sağlanması, sefalostatların kullanımıyla büyük ölçüde sağlanmaktadır. Küçük magnifikasyon ve açılendirma farklılıkları ile kontrast değişimleri, kullanılan yazılımlarla ortadan kaldırılmaktadır (2).

Çalışmamızda kullanılan yazılımda kontrast düzeltimi için, geçerliliği çalışmayla gösterilmiş olan Ruttiman algoritmasının bir modifikasyonu kullanılmıştır (132).

Şimdiye kadar ortodontik araştırmalarda da kullanılan DFR, sefalometrik filmlerde konvansiyonel yöntemlerle elde edilen verilere ek olarak tedavi ile meydana gelen değişiklikleri alternatif şekilde görüntüleyebilme olanağı sunmaktadır. Hellsing ve arkadaşları (83), sabit anterior bite plane tedavisinin sonrasında temporomandibuler eklemden meydana gelen değişiklikleri saptayabilmek için, temporomandibuler eklemin radyografları üzerinden elde ettikleri fark görüntülerini kullanmıştır. Perona ve Wenzel (137), maksiller kanin retraksiyonunda apikal kök rezorpsiyonunu inceledikleri çalışmalarında, üst ve alt kaninlerden alınan standardize radyografi çiftlerinden dijital fark görüntüleri elde etmiş ve bu görüntüler üzerinden apikal kök rezorpsiyonu miktarını hesaplamıştır. Cope ve Samchukov (45), bilateral mandibuler distraksiyon osteogenezi uyguladıkları köpeklerde, mineralizasyon düzeyinin saptanması amacıyla fark görüntülerini kullanmışlardır.

Çalışmamızda, DFR ile değerlendirilmek üzere lateral sefalometrik radyografinin yanında oklüzal ve periapikal radyografiler de kullanılmıştır. Lateral sefalometrik radyograflardan elde edilen fark görüntüsü ile, kesicilerin pozisyonları ve profil

değerlendirilirken oklüzal filmlerden elde edilen fark görüntüsü ile, kanin dişin transversal ve sagittal düzlemlerdeki hareketi ve ankraj bölgesinin mezyale hareketi değerlendirilmiştir. Periapikal film kayıtları, diğer radyografik kayıtlar gibi uygulama öncesi ve sonrasında alınmış ancak uygulama sırasında periapikal filmin sınırları içinde kalan bölgenin neredeyse tamamı, kaninin distale hareketi ve molar-premoların mezyale hareketinden dolayı değişime uğramıştır. Bu durumda, uygulama öncesi ve sonrası alınan periapikal filmler, birbirinden oldukça farklı görüntüler oluşturmuş ve bundan dolayı periapikal filmlerden elde edilen DFR görüntülerinin PSNR (En yüksek sinyal değerinin kirlilik değerine oranı) değeri 20'nin altında kaldığı için ölçümler gerçekleştirilememiş ve çalışmamızda kullanılmamıştır.

## **4.2. Bulguların Tartışması**

### **4.2.1. Lateral Sefalometrik Film Bulgularının Değerlendirilmesi**

Sagittal yönde değerlendirme yapmamızı sağlayan lateral sefalometrik film bulguları incelendiğinde; dişsel parametrelerden, 10'u lineer, 3'ü açısal olmak üzere toplam 13 parametrede (is-FHp, 3i-FHp, 3a-FHp, 3i-PD, ms-FHp, is/FHp- A/FHp, ms/FHp- A/FHp, Overjet, Overbite, 1-PD, 3- PD, 6-PD, 1-PD) istatistiksel olarak anlamlı değişimler gözlenmiştir. İskeletsel parametrelerden, biri lineer 2'si açısal olmak üzere toplam 3 parametredeki (AO-BO, OD-SN, OD-MD) değişim istatistiksel olarak anlamlı iken, yumuşak doku parametrelerinden 2'sindeki değişim (FHp-Ls, FHp-Li) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Üst kesici dişin sagittal yöndeki hareketi, lateral sefalometrik film bulgularının dişsel parametrelerinden olan, üst santral dişin kesici kenarının vertikal referans düzlemine olan uzaklığı ölçülerek belirlenir. Çetinşahin (48), PG retraksiyon springi kullanarak kanin retraksiyonu gerçekleştirdiği çalışmasında kesici dişlerin, uygulanan

distal yönlü kuvvetin etkisi ile bir miktar distalize olup aynı zamanda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ekstrüzyona uğradığını ve retraksiyon hareketinin devrilme şeklinde meydana geldiğini belirtmiştir. Aynı çalışmada, overbite miktarının önemli derecede arttığı da gösterilmiştir.

Rajcic ve Sadowsky (142), kanin distalizasyonu sonrasında keser dişlerin vertikal, açısal ve horizontal pozisyonlarında istatistiksel olarak belirgin değişim gözlenmediğini belirtmişlerdir.

Esen Uzuner (64) çalışmasında, kanin retraksiyonunda distal yönde uygulanan kuvvetin etkisi ile üst keser dişlerde görülen retraksiyon ve beraberindeki relatif ekstrüzyonun oklüzal düzlem eğimini 0,74 derece arttırdığını bildirmiştir.

Çalışmamızda, üst santral dişin kesici kenarının vertikal referans düzlemine uzaklığında, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde 2,45 mm'lik azalma gözlenmiştir. A noktasında sagittal yönde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde hareket gözlenmezken, üst keser pozisyonunda A noktasından 2,10 mm'lik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde uzaklaşma görülmesi, üst kesici dişte meydana gelen retrüzyonu doğrular niteliktedir.

Üst kesici dişe kuvvet uygulanmamasına rağmen meydana gelen hareketi McCollum (114), kanin retraksiyonu sırasında uygulanan distal yönlü kuvvetin transseptal lifler aracılığıyla kesici dişlere iletilmesi ile açıklamaktadır. İşcan (90), alt kanin retraksiyonu sırasında alt keser dişlerde gözlediği 1 mm'lik retrüzyonun nedeni olarak, transseptal lifler aracılığıyla alt keser dişlere iletilen kuvveti göstermiştir. Bu konudaki görüşlerimiz McCollum (114) ve İşcan (90)'ın görüşleri ile paralellik göstermektedir.

Üst kesici dişin palatal düzlemle yaptığı açıda meydana gelen istatistiksel olarak anlamlı 5 derecelik azalma, kesici dişin hareketinin palatine devrilme biçimde gerçekleştiğini göstermektedir. Üst kesici dişte, palatine doğru devrilmeyle beraber

retraksiyon gerçekleşirken, 0,83 mm’lik istatistiksel olarak anlamlı miktarda ekstrüzyon oluşmuştur. Mandibuler santral kesicide değişim gözlenmezken üst kesici dişte retrüzyonla beraber ekstrüzyon görölmesi, overjet miktarında, uygulama öncesi ve sonrası arasında 2,15 mm’lik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalma ve overbite miktarında 0,95 mm’lik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artışa neden olmuştur.

Kanin distalizasyonu sırasında ankraj kaybı oluşması riskini en az seviyede tutabilmek için ağız içi veya ağız dışı mekaniklerden yararlanılmaktadır. Özer (131), Goshgarian tipi palatal ark ile ankrajın kuvvetlendirildiği çalışmasında, HRS uygulanan grupta 1,30 mm ankraj kaybı gözlenirken Ni-Ti coil spring kullanılan grupta 1,42 mm’lik ankraj kaybı gözlendiğini bildirmiştir. Ayrıca molar dişlerde HRS grubunda 0,8 mm, Ni-Ti coil spring grubunda ise 0,35 mm ekstrüzyon tespit edildiğini belirtmişlerdir.

Ziegler ve Ingervall (195), kanin distalizasyonunda sliding mekanik ve retraksiyon springi karşılaştırdığı çalışmasında, birinci molarları Goshgarian tipi transpalatal arkla stabilize edip standart headgear ile ankrajı desteklemişlerdir. Buna rağmen retraksiyon spring uygulanan olgularda 0,59 mm, sliding mekanik uygulanan grupta 0,35 mm ankraj kaybı gözlendiğini belirtmişlerdir.

Dinçer ve Işcan (58), PG kanin retraksiyon spring ve reverse closing loopun etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, PG kanin retraksiyon spring uygulanan grupta maksiller molarlarda 1,63 mm, reverse closing loop uygulanan grupta ise 2,46 mm ankraj kaybı gözlendiğini bildirmişlerdir.

etinşahin (48), kanin distalizasyonu uyguladığı olguların yarısına ankraj arttırmak amacıyla zigoma ankraj sistemini uygulamıştır. Kanin distalizasyonu sonrasında, implant uygulanan grupta 0,63 mm, implant uygulanmayan grupta ise 1,50 mm mezyalizasyon gözlendiğini belirtmiştir.

Soyak Cura (169), PG retraktörü ile kanin distalizasyonları tamamlanan olgularda maksiller birinci molar dişte 1,73 mm'lik, Ni-Ti coil spring uygulanan tarafta ise 0,98 mm'lik ankraj kaybı oluştuğunu belirtmiştir.

Boester ve Jhonston (30), 56 gr. (2 oz), 140 gr. (5 oz), 224 gr. (8 oz) ve 308 gr. (11 oz) kuvvetlerle bölümlü arklar kullanarak gerçekleştirdikleri kanin distalizasyonu sonucunda, 56 gramlık kuvvet sonrasında kanin hareketinin diğer kuvvet düzeylerine göre daha az olduğunu ve molarlarda gözlenen ankraj kaybının kuvvet miktarından bağımsız olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda üst molar dişin vertikal referans düzlemine uzaklığı 2,15 mm artış göstermiştir ve bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. A noktasında sagittal yönde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde hareket meydana gelmemişken üst molar diş, A noktasına istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yaklaşmıştır. Bu bulgular, kanin distalizasyonu sırasında molarlarda ankraj kaybı meydana geldiğini göstermektedir.

Çetinşahin (48), kanin distalizasyonunda zigoma ankraj sisteminin etkilerini incelediği çalışmasında, implant uygulanan ve uygulanmayan grubun her ikisinde de üst molarlarda yaklaşık 1 derecelik mezyale devrilme gözlemiştir. Üst molar dişlerin, implant uygulanan grupta intrüze olurken diğer grupta ekstrüze olduğunu, bunun da implant grubunda oklüzal düzlem eğiminde artışa neden olduğunu belirtmiştir.

Soyak Cura (169), PG retraktörü ile kanin distalizasyonu gerçekleştirdiği grupta, üst molarlarda vertikal yönde 0,42 mm'lik uzama ve istatistiksel olarak önemli olmayan miktarda mezyal tipping görüldüğünü belirtmiştir. Ni-Ti coil spring uyguladığı tarafta ise, maksiller birinci büyük azıda mezyal yönde 2,28 derecelik tipping ile beraber istatistiksel olarak önemsiz düzeyde uzama oluştuğunu bildirmiştir.

Bizim bulgularımızda, üst molar dişin palatal düzlemle yaptığı açı, 3,35 derecelik artış göstermiştir ve bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Üst molar dişin palatal düzlemle yaptığı açı tespit edilirken posteriora bakan açı ölçüldüğü için, bu açıda artış gözlenmesi üst molar dişin anteriora devrildiğini göstermektedir. Ayrıca üst molar dişin palatal düzleme olan uzaklığı, 0,23 mm'lik artış göstermiştir ancak, bu artış istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir. Üst molar dişin 0,23 mm'lik ekstrüzyonunun yanında üst keser dişlerin 0,83 mm'lik istatistiksel olarak anlamlı miktarda ekstrüzyonu, oklüzal düzlem eğiminde değişime neden olmuştur.

Kanin distalizasyonunda ankraj kaybının az miktarda gözleendiği çalışmalarda ankraj, çoğunlukla ağız dışı mekaniklerle desteklenmiştir (134,195). Bizim çalışmamızda ankraj arttırıcı yöntemler olarak, ikinci molarların birinci molarlarla tek bir ünite haline getirilmesi yanında Nance arkı uygulaması tercih edilmiştir. Ancak sonuçlar, bu yöntemlerin maksillada kanin distalizasyonu sırasında molarların tipping, uzama ve mezyalizasyon gibi hareketlerinin önlenmesi için yeterli olmadığını ortaya koymaktadır.

Üst kanin dişin sagittal düzlemdeki hareketlerini gösteren parametreler, kanin dişin palatal ve vertikal referans düzlemlerine uzaklığı ve palatal düzlemle oluşturduğu açıdır. Özer (131), kanin distalizasyonu amacıyla kullandığı Ni-Ti coil spring ve HRS'in etkilerini incelediği çalışmasında, üst çenede Ni-Ti coil spring ile distalizasyon gerçekleştirilen grupta kanin dişin kron tepe noktasının 3,4 mm distalize olurken kök apeksinin 0,60 mm distalize olduğunu ve bunun sonucu olarak da kanin dişin palatal düzleme göre 7,45 derece tipping yaptığını ortaya koymuştur. HRS uygulanan grupta ise, kanin dişin kron tepe noktasının 3,77 mm distalize olurken kök apeksinin 3,47 mm distalize olduğunu ve kanin dişin palatal düzlemle yaptığı açının sadece 1 derece değişim gösterdiğini belirtmiştir. Bu bulgularla, HRS ile gerçekleştirilen kanin

distalizasyonunda Ni-Ti coil spring ile yapılan distalizasyona göre daha paralel diş hareketi elde edildiğini ortaya koymuştur.

Diğer ve İşcan (58), PG kanin retraksiyon spring grubunda kanin kronunun distalizasyon miktarının 4,67 mm iken kök hareketinin 2,4 mm olduğunu, reverse closing loop uygulanan grupta ise, kanin kronunun distalizasyon miktarının 4,00 mm iken kök hareketinin 1,1 mm olduğunu belirtmişlerdir.

Çetinşahin (48), kanin dişlerin retraksiyon süresince 6,20 mm'lik mesafe kat ettiklerini ve bunun kök hareketi olmadan sadece kron hareketi olduğunu belirtmiştir. Aynı çalışmada ayrıca kanin dişlerde, 13,03 derecelik distale devrilme ile beraber 0,37 mm'lik intrüzyon gözlenmiştir.

Ziegler ve Ingervall (195), sliding mekanikle kanin distalizasyonunda kaninde 4,67 mm distale hareket ile beraber 1,41 derece tipping, retraksiyon spring kullandığı olgularda ise kaninde 6,23 mm distale harekete hareket ile beraber 0,77 mm tipping gözlendiğini belirtmişlerdir.

Soyak Cura (169), PG retraktörü ile kaninlerin 3,37 mm distalize olduğunu ve distalizasyon sonrasında maksiller kanin dişte ortalama 4,67 derecelik tipping meydana geldiğini belirtmiştir. Ni-Ti coil spring uygulanan dişlerde ise, 3,30 mm distalizasyon ile distalizasyon sonrasında 3,67 derecelik distal tipping gözlemlendiğini belirtmiştir.

Huffman ve Way (89), 0.016 ve 0.020 inç yuvarlak teller ve 0.022x0.028 inç boyutlarında Siamese braketler kullanarak, 200 gramlık sürekli kuvvetlerle kanin distalizasyonu gerçekleştirdikleri çalışmalarının sonucunda, 0.016 inç kalınlığındaki tellerde ortalama kanin distalizasyon miktarının 3,37 mm, tipping miktarının ise 5,3 derece olduğunu bildirmişlerdir. 0.020 inç kalınlığındaki tellerde ise ortalama distalizasyon miktarının 2,99 mm, tipping miktarının ise 1,7 derece olduğunu belirtmişlerdir. Farklı kalınlıktaki tellerde ortalama distalizasyon miktarının benzer



olmasına karşın tipping derecelerinin farklı olması nedeniyle, kanin distalizasyonu için ince yuvarlak tellerin seçilmesinin dezavantaj yaratacağını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, kanin kronunun vertikal referans düzlemine göre anteroposterior yöndeki hareketini gösteren parametrede 4,65 mm'lik önemli düzeyde azalma tespit edilmiştir. Kanin dişin kök ucunun vertikal referans düzlemine olan uzaklığında ise 2,85 mm'lik istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalma gözlenmiştir. Kanin dişte meydana gelen devrilme miktarını gösteren, palatal düzlemle oluşturduğu açıda, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde 3 derecelik azalma tespit edilmiştir. Ayrıca kanin dişte meydana gelen uzama miktarını gösteren, kanin kronunun palatal düzleme olan mesafesinde ise 0,68 mm'lik artış gözlenmiştir. Bu değer, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Kök ve kron hareket miktarının birbirinden farklı oluşu ve palatal düzlemle yaptığı açının azalması, kanin dişin retraksiyon sırasında gövdesel hareketten ziyade tipping gerçekleştirdiğini ve az miktarda uzadığını göstermektedir.

Bulgularımız, HRS ile gövdesele yakın distalizasyon gerçekleştiren Özer (131)'in ve kaninde kök hareketi gözlemlemeyen Çetinşahin (48)'in bulgularıyla çelişirken, kaninde kron hareketinin yarısı kadar kök hareketi gözlemleyen Dinçer ve İşcan (58)'in bulgularıyla uyumludur.

Lateral sefalometrik film bulgularından iskeletsel parametreler değerlendirildiğinde, lineer ölçümlerden olan AO-BO parametresinde 0,6 mm'lik azalma gözlenmiştir ve bu değer istatistiksel açıdan anlamlıdır. Oklüzal düzlemin Sella-Nasion düzlemi ile yaptığı açıda 1,55 derecelik artış, mandibuler düzlem ile yaptığı açıda ise 1,9 derecelik azalma tespit edilmiştir. İstatistiksel açıdan anlamlı olan bu değişimlerin, dişsel parametrelerin değerlendirilmesinde de açıklandığı gibi, oklüzal düzlemin saat yönünde rotasyona uğramasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Lateral sefalometrik film ölçümlerinden elde edilen yumuşak doku verileri, üst ve alt dudağın vertikal referans düzlemine göre anteroposterior yöndeki değişimini göstermektedir. Üst dudağın vertikal referans düzlemine uzaklığı 0,82 mm, alt dudağın ise 0,38 mm'lik, istatistiksel açıdan anlamlı miktarlarda azalma göstermiştir. Dudaklarda gerçekleşen bu değişimin, kanin distalizasyonu ile beraber gözlenen keser retrüzyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir.

#### **4.2.2. Ortopantomograma Ait Bulguların Değerlendirilmesi**

Ortopantomogram üzerinde ölçüm gerçekleştirilmesiyle, posterior dişlerin yanında anterior dişlerin de tipping miktarlarında meydana gelen değişimin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Ortopantomogram kullanılarak yapılan ölçümlerin güvenilirliği ile ilgili çalışmalar, ortopantomogram üzerinde lineer ölçümlerdense açısal ölçümlerin gerçekleştirilmesinin daha güvenilir sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir (1,99,174).

Şukurica (176), alveoler distraksiyon osteogenezis ile hızlı kanin distalizasyonu gerçekleştirdiği çalışmasında, kanin distalizasyonu sonrasında kanin ve molar dişlerde görülen tipping miktarını ortopantomogram kullanarak değerlendirmiştir. Kanin dişler için 9,4 derece distal yönde tipping, molar dişler için ise 5,2 derece mezyal yönde tipping gözlendiğini belirtmiştir. Araştırmacı, kanin ve molar tipping miktarı için başka ölçüm aracı kullanmadığından ölçümlerle ilgili karşılaştırma imkânı bulunmamıştır.

Bizim çalışmamızda; maksiller birinci molar, ikinci premolar, kanin, lateral ve santral dişlerin tipping miktarlarında görülen değişimler içerisinde istatistiksel olarak anlamlı olanlar; molar, premolar ve kanin ölçümlerine ait değerlerdir. Molar dişe ait tipping miktarında 2,5 derecelik, ikinci premolar dişe ait tipping miktarında ise 8 derecelik azalma tespit edilmiştir. Tipping derecesinin belirlenmesinde dişlerin uzun

aksları ile spinalar düzlemi arasında orta hatta bakan açı ölçüldüğü için, açı miktarında azalma dişlerin mezyale doğru devrildiğini göstermektedir. Kanin dişe ait tipping miktarında 8 derecelik artış gözlenmiştir. Açı değerinin artması, kaninin distale devrildiğini göstermektedir. Bulgularımız, Şukurica (176)'nın bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda ortopantomogramdan elde edilen bulgular, lateral sefalometrik filmde kanin ve moların tipping derecesini gösteren bulgularla uyumlu olmakla beraber, kanin için ortopantomogram üzerinden elde edilen tipping miktarı, lateral sefalometrik film üzerinden elde edilen değere göre daha yüksektir. Bu farklılığın, ortopantomogram elde edilmesinde bireyin sabitken röntgen cihazının hareketli, lateral sefalometrik filmin elde edilmesinde ise, hem cihaz hem bireyin sabit pozisyonlanmasından kaynaklı olarak dişlerin görüntülerinde oluşabilecek farklılıklara bağlı olabileceği düşünülmektedir.

#### **4.2.3. Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi**

Kanin ve birinci molarda, kanin distalizasyonu sonrasında oluşan rotasyon miktarı, model üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerle hesaplanmıştır. Özer (131), rotasyon tespiti için model fotokopilerini kullandığı çalışmada, Ni-Ti coil spring uygulanan grupta kanin dişte 16,15 derece mezyobukkal, molar dişte ise 1,80 derece mezyopalatinal rotasyon tespit etmiştir. HRS grubunda ise, kanin dişte 8,4 mezyobukkal, molar dişte ise 1,70 derece mezyopalatinal rotasyon meydana geldiğini bildirmiştir.

Çetinşahin (48), dişlerdeki rotasyon derecelerinin belirlenmesinde, model üzerinde doğrudan ölçüm yapmayı tercih etmiştir. Araştırmacı kanin distalizasyonu sonrasında, implant uygulanan grupta hem kanin hem de molar dişte istatistiksel olarak anlamlı miktarda mezyobukkal rotasyon gerçekleştiğini belirtmiştir.

Soyak Cura (169), model fotokopilerinden faydalananak, PG retraktörü ile distalizasyon sonrasında maksiller kaninde ortalama 14,35 derecelik, Ni-Ti coil spring ile 10,02 derecelik mezyobukkal rotasyon olduğunu belirtmiştir. Araştırmacı, rotasyon miktarının yüksek bulunmasının zemberek üzerindeki antirotasyonel momentin klinik uygulamada yetersiz kalmasından ve kanin dişin direnç merkezi ile braket arasındaki mesafenin transversal düzlemde değişkenlik göstermesinden kaynaklanabileceğini belirtmiştir.

Ziegler ve Ingervall (195), modellerin fotoğraflarının fotokopileri üzerinde gerçekleştirdikleri ölçümler sonucunda, sliding mekanikle distalizasyon sonrasında kaninlerde ortalama 4,04 derece, retraksiyon springle distalizasyon sonrasında ise 5,07 derece rotasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre, kanin dişte 5,26 derecelik, molar dişte ise 1,51 derecelik rotasyon meydana gelmiştir. Her iki sonuç da istatistiksel olarak anlamlıdır. Sonraki ölçümle ilk ölçüm arasındaki farkın pozitif olması, hem kaninde hem de molarda mezyobukkal rotasyon varlığına işaret etmektedir. Çalışmamızda rehber ark teli kullanılmamış olmasına rağmen rotasyon miktarı, sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerle elde edilen miktarlardan çok farklı değildir. Bu sonucun, HRS üzerindeki süperelastik telin kanin dişteki direk tüp içerisine antirotasyonel moment oluşturmak üzere 45 derece bükülerek yerleştirilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bizim çalışmamızda kullandığımız HRS'in etkilerini kendi çalışmasında inceleyen Özer (131)'in rotasyona ilişkin bulgularının daha yüksek olması, süperelastik telin kanin dişteki direk tüp içerisine yerleştirilmesindeki farklılık ile açıklanabilmektedir.

#### 4.2.4. Ölçümlerin Farkı ve DFR Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda sefalometrik ölçümlerden elde edilen bulguların bir kısmı, DFR yöntemi ile de analiz edilerek tutarlılıkları karşılaştırılmıştır. Akyalçın (2), çalışmasında DFR bulguları ve sefalometrik analiz sonuçlarını karşılaştırmış ve DFR analizleri ile yapılan tüm değerlendirmelerin sefalometrik yöntemlerle gerçekleştirilmiş olanlarla mükemmel biçimde örtüştüğünü, çalışmalarda DFR analizlerinin kullanılmasının hem kontrol hem de bulguların desteklenmesi amacıyla tercih edilebileceğini belirtmiştir.

Bizim çalışmamızda DFR ölçümleri, lateral sefalometrik ve oklüzal filmlerden elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Lateral sefalometrik film üzerinde; yumuşak doku ve kesici dişlerin pozisyonundaki değişim izlenmiş, değişim gözlenen parametrelerde miktar hesaplanmıştır. Oklüzal film üzerinde; laterallerin mezyo-distal konum değişikliği miktarı, kanin distalizasyon miktarı, premolar ve molarların mezyalizasyon miktarı ve kaninin transversal yöndeki hareket miktarı hesaplanmıştır.

Lateral sefalometrik film üzerinde gerçekleştirilen DFR ölçümlerine göre; alt dudakta 0,51 mm retrüzyon gerçekleştiği görülmektedir. Lateral sefalometrik film üzerinde konvansiyonel yöntemle gerçekleştirilen ölçümlerde ise, alt dudakta retrüzyon miktarı 0,38 mm olarak hesaplanmıştır. Konvansiyonel yöntemle lateral sefalometrik film ölçümlerinin farkları ile DFR ölçümlerinin Pearson korelasyon testine göre bağlantısı, alt dudak ölçümü için anlamlı bulunmuştur yani alt dudak retrüzyon miktarının ölçümü, konvansiyonel yöntemle ve DFR ile benzer sonuç vermiştir.

Üst keserin retraksiyon miktarı, DFR ölçümlerine göre 2,56 mm, konvansiyonel yöntemle lateral sefalometrik film üzerinde gerçekleştirilen ölçümde 2,45 mm bulunmuştur. Pearson korelasyon testine göre aralarındaki ilişki anlamlı bulunmuş, her iki ölçümden de benzer sonuçlar alınmıştır.

Kanin dişin distalizasyon miktarı, oklüzal film üzerinde DFR yöntemi ile hesaplanmış ve 4,85 mm distalize olduğu görölmüştür. Kanin distalizasyon miktarının, lateral sefalometrik üzerinde konvansiyonel yöntemle gerçekleştirilen ölçüm sonucu ise 4,65 mm olarak hesaplanmıştır. İki değerin ilişkisi, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş, iki ölçüm de birbirine yakın sonuçlar vermiştir.

Ankraj kaybının değerlendirilmesi amacıyla molar dişlerin mezyale hareket miktarı, lateral sefalometrik film üzerinde konvansiyonel yöntemle hesaplandığı gibi aynı zamanda oklüzal film üzerinde DFR yöntemi ile de hesaplanmıştır. Lateral sefalometrik filmde molar mezyalizasyon miktarı 2,15 mm olarak hesaplanmıştır. Oklüzal film üzerinde DFR yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen ölçümde ise molar mezyalizasyonu 2,38 mm bulunmuştur. İki ölçüm arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da Akyalçın (2)'ın bulgularında olduğu gibi, DFR bulguları ve lateral sefalometrik film bulgularının birbirleriyle oldukça paralel sonuçlar ortaya koyduğu gösterilmiştir.

Premolar dişin mezyalizasyon miktarının hesaplanması için oklüzal filmler ve DFR yöntemi kullanılmıştır. Premolar mezyalizasyon miktarı, molar mezyalizasyon miktarı ile benzer biçimde 2,15 mm olarak hesaplanmıştır. Lateral sefalometrik film üzerinde premolar dişin mezyalizasyon miktarı ölçülemediği için DFR bulgusu ile karşılaştırma yapılamamaktadır ancak molar mezyalizasyon miktarı ile benzer sonuç alınması ölçümün doğru yapılmış olduğuunu düşündürmektedir.

Lateral dişlerin, kanin distalizasyonu etkisiyle distal yöndeki hareket miktarı, oklüzal filmler kullanılarak DFR ile elde edilen görüntüler üzerinde hesaplanmış ve 1,04 mm olarak bulunmuştur. Kuvvet uygulanmadan, santral dişler gibi lateral dişlerin de hareket etmelerinin, transseptal lifler aracılığıyla olduğuunu düşünüyöruz.

Paquette (133) ve Bishara (27), çekimli tedavi edilen olgularda kanin dişlerin ark üzerinde arkin daha geniş olan posterior bölgesine doğru taşınması ile interkanin mesafenin artacağını bildirmişlerdir.

Esen Uzuner (64), model fotokopileri ve posteroanterior filmler üzerinde yaptığı ölçümlere göre, kanin distalizasyonu sonrasında kanin dişlerin kasp tepelerinin orta hat düzlemine olan uzaklığında artış tespit etmiştir.

Çetinşahin (48), implant uyguladığı grupta kanin distalizasyonu sonrasında interkanin mesafede 5,50 mm, implant uygulanmayan grupta ise 3,43 mm artış tespit etmiştir.

Kanin dişin transversal yöndeki hareket miktarının belirlenmesi amacıyla da oklüzal filmler ve DFR yönteminden yararlanılmıştır. Kanin dişin sutura palatina mediaya uzaklığı 3,36 mm artmıştır yani kanin diş, distalizasyonu sonucunda 3,36 mm kadar daha bukkale yerleşmiştir. Bu hesaplanan değer, tek bir kanine aittir. Kaninler arası mesafenin artışı, bu değer iki katı yani 6,72 mm olarak hesaplanabilir.

Bizim çalışmamızda, kaninler arası mesafede artış miktarının fazla olmasının, HRS'in paslanmaz çelik uzantısı üzerinde ark formu verilecek biçimde büküm yapılamamasından kaynaklanmakta olduğu düşünülmektedir.

Kanin distalizasyonu sonrasında, ölçümü yapılan değişkenlerin birbirleri ile bağlantı dereceleri Rajcic ve Sadowsky (142) tarafından incelenmiştir. Sefalometrik ölçümler ve model ölçümleri üzerinde yaptıkları karşılaştırmalarda, molar rotasyonu ve kanin retraksiyonu arasında bağlantı olduğunu bulmuşlardır. Sonuç olarak, bu ilişkilerin rotasyon kontrolünün daha iyi sağlanabildiği durumda, molar mezyalizasyon miktarının da az olacağı sonucunu ortaya çıkardığını belirtmişlerdir.

Darendeliler (50), çalışmasında üst orta kesici dişlerin sagittal hareketleri ile aynı dişlerin aksial eğimleri arasında ve kanin dişlerin sagittal hareketleri ile vertikal konumları ve aksial eğimleri arasında belirgin korelasyon olduğunu bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda, lateral sefalometrik film üzerinde hesaplanan; kanin dişin distalizasyon, tipping ve uzama miktarının molar dişler, kesici dişler ve yumuşak doku ile ilişkileri Pearson korelasyon testi ile hesaplanmıştır. Buna göre; kanin distalizasyon miktarı arttıkça üst keser, üst dudak ve alt dudak retrüzyonu artmıştır. Kanin distalizasyon miktarı ile en yakın ilişkisi olan alt dudak retrüzyonudur. Kanin dişin tipping miktarı arttıkça, uzama miktarı da artmış, aynı zamanda molar dişin devrilme miktarında da artış gözlenmiştir. Kanin dişteki uzama miktarı arttıkça üst kesicinin uzama miktarında da artış gözlenmiştir.

Bu bulgular ışığında, kanin retraksiyonu sonrasında overbite artışı, oklüzal düzlemde rotasyon ve molarda tipping oluşmasının engellenebilmesi veya en az seviyede tutulabilmesi için, kanin dişin tipping derecesini azaltacak mekaniklerin seçimine dikkat edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Kanin distalizasyon hızı, bir ayda elde edilen kanin distalizasyon miktarı olarak hesaplanmaktadır. Dinçer ve İşcan (58), PG kanin retraksiyon spring uygulanan dişlerde bir ayda oluşan distalizasyon miktarını 0,85 mm, reverse closing loop uygulanan dişlerde ise 0,59 mm olarak bildirmiştir.

Soyak Cura (169), maksiller kanin dişte PG retraktörü ile ayda ortalama 1,07 mm, Ni-Ti coil spring ile ayda ortalama 1,01 mm distalizasyon sağlandığını bildirmiştir. Araştırmacı, seviyeleme sonrasında kanin distalizasyonuna başlamış olduğu için, kanin dişin bu aşamada bir miktar distalize olmuş olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



Çetinşahin (48), implant destekli kanin distalizasyonu uyguladığı grupta kanin distalizasyon hızının ortalama 1,20 mm/ay, implant uygulamadığı grupta ise hızın 1,64 mm/ay olduğunu belirtmiştir.

Ziegler ve Ingervall (195), sliding mekanikle kanin distalizasyon hızının 1,41 mm/ay, retraksiyon springle kanin distalizasyon hızının ise 1,91 mm/ay olduğunu belirtmiştir.

Miura ve arkadaşları (122), Japon NiTi coil springlerle ilgili çalışmalarında, sürtünmel sistemde kapalı coil spring ile 120–130 gram kuvvet uyguladıkları olgularda distalizasyonun 5 ayda tamamlandığını, açık coil spring ile 150 gram kuvvet uyguladıkları olgularda ise distalizasyonun 3 ayda tamamlandığını bildirmiştir.

Samuels (152), süper-elastik nikel-titanyum kapalı coil springlerin, elastik retraksiyon modüllerine göre boşluk kapatma oranlarının belirgin biçimde yüksek olduğunu belirtmiştir. Ayrıca aynı araştırmacı, oklüzal çatışmaların boşluk kapatma oranını etkileyebileceğini bildirmiştir.

Kanin distalizasyonu süresinin uygulanan kuvvet dışında yaşa ve bireysel faktörlere bağlı olduğunu söyleyen çalışmalar mevcuttur (50,134,144). Darendeliler ve arkadaşları (51), kanin distalizasyonunun adolesanlarda yetişkinlere göre daha hızlı gerçekleştiğini bildirmiştir. Bunun nedeni olarak; küçük yaş grubunda kemik yoğunluğunun az, hücre aktivitesinin ve alveol kemiğinin yenilenme hızının fazla olmasını göstermiştir.

Soyak Cura (169), yaş ortalaması 13 yıl 5 ay olan çalışma grubunda kanin distalizasyonunun ortalama 6–16 hafta arasında tamamlandığını ancak 18 yaşındaki bir bireyde distalizasyonun 39 hafta sürdüğünü belirtmiştir.

Reitan (144), periodontal ligament hücrelerinin ve kemik yoğunluğundaki farklılıkların, hastanın yaşına ve maturasyon düzeyine göre değişiklik gösterdiğini ve

buna bağı olarak da erişkin bireylerde diş hareketlerinde yavaşlama görölmesinin beklenebileceğini belirtmiştir.

Bizim çalışmamızda, bir ayda ortalama distalizasyon miktarı 0,6 mm olarak hesaplanmıştır. Bu oranın benzer çalışmalardan düşük olmasının, çalışma grubumuzu oluşturan bireylerin büyüme-gelişimini tamamlamış erişkin bireyler olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

#### **4.2.5. VAS Bulgularının Değerlendirilmesi**

VAS birçok çalışmada, dişsel estetiğin değerlendirilmesi ve ağrı algısının tespitinde kullanılmıştır (62,87,128,130,179,196). Howells (87), dental estetiğin tespit edilmesi amacıyla fotoğraf kayıtlarının değerlendirilmesinde VAS'nın geçerli bir yöntem olduğunu belirtirken, Ziuchkovski (196) ve Otasevic (130), VAS'nın verilerin skorlanması için uygun bir araç olduğunu ifade etmişleridir.

Todd ve arkadaşları (179), 100mm'lik skalada, ağrının klinik olarak belirgin hale geldiği sınırın 9–13 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Otasevic (130), ortodontik tedaviye yeni başlayan hastalar üzerinde gerçekleştirdiği çalışmasında, ark teli takıldıktan sonraki ilk 7 günde ağrıyı VAS ile değerlendirmiştir. Ağrının, braketlerin yerleştirilmesinden sonraki günün akşamında en yüksek düzeye çıktığını ve sonraki günlerde düzenli biçimde azalma gösterdiğini belirtmiştir.

Bizim çalışmamızda da, HRS'in aktivasyonundan sonra oluşan hassasiyet, ağrı vb. şikâyetlerin derecesinin belirlenmesi amacıyla VAS uygulanmıştır. Her olgunun ilk beş aktivasyonunun ardından, 10 gün boyunca şikâyetlerini değerlendirip dolduracakları 10 adet VAS çizelgesi verilmiştir. Her bir VAS çizelgesi üzerindeki çizimler cetvel ile ölçölüp ortalamaları alınmıştır. En yüksek değer, ilk aktivasyon sonrasında gözlenmiş

ve ilk 10 günlük verilerde, sonraki günler için skala değerlerinde düzenli biçimde düşüş meydana gelmiştir. İlk aktivasyondan sonraki aktivasyonlarda, değerlerde belirgin biçimde yükseliş gözlenmemiş, birbirine yakın değerler alınmıştır. Bu sonuçlar, HRS'in ilk aktivasyonunu takip eden günlerde hassasiyet, ağrı vb. şikâyetlerin azaldığını göstermektedir. Bulgularımız, benzer çalışmaların bulgularıyla paralellik göstermektedir.

## BÖLÜM V

### SONUÇ

Çalışmamızda büyüme-gelişimini tamamlamış, tedavi planlamasında maksiller birinci premolarların çekiminin uygun görüldüğü iskeletsel ve dişsel Sınıf II olgularda, kanin distalizasyonu apareylerinden HRS'in maksiller dişler üzerine etkileri, konvansiyonel sefalometrik radyografiler ve Dijital Fark Radyografisi ile incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. HRS ile kanin dişlerde etkili distalizasyonla beraber uzama, distal tipping ve rotasyon gözlenmiştir.
2. Uygulama sonunda kaninler arası mesafede artış gözlenmiştir.
3. Molar dişlerde ankraj kaybı ile beraber anteriora devrilme ve rotasyon gözlenmiştir.
4. Üst kesici dişlerde uzama, retrüzyon, palatine devrilme ve ekstrüzyon meydana gelmiştir.
5. Overjet azalmış, overbite artmıştır.
6. Oklüzal düzlem saat yönünde rotasyona uğramıştır.
7. Üst ve alt dudakta, keser retrüzyonu ile uyumlu olarak anlamlı derecede retrüzyon meydana gelmiştir.
8. Kanin distalizasyon miktarı arttıkça, üst keser, üst dudak ve alt dudak retrüzyonu artmıştır.
9. Kaninde tipping miktarı arttıkça, molarlarda devrilme ve kaninde uzama artmıştır.

10. Kanin dişteki uzama ile beraber üç kesici dişin uzaması artmıştır.
11. HRS kullanımı, kanin distalizasyonunun süresini kısaltmamıştır.
12. DFR yöntemi ile elde edilen sayısal veriler, sefalometrik bulguları doğrulamıştır.
13. DFR yöntemi ile, periapikal film kullanılarak diş hareketlerinin incelenmesi mümkün olmamıştır.
14. DFR analizlerinde oklüzal film kullanımı, başarılı sonuçlar vermiştir.
15. HRS'in en fazla rahatsızlık verdiği dönem, ilk aktivasyonun yapıldığı gündür.

## BÖLÜM VI

### ÖZET

# HYBRID RETRACTION SPRING'İN MAKSİLLER DİŞLER ÜZERİNE ETKİLERİNİN DİJİTAL FARK RADYOGRAFİSİ İLE İNCELENMESİ

**AMAÇ:** Hybrid Retraction Spring (HRS)'in maksiller kanin distalizasyonu sonrasında maksiller dişlerde oluşturduğu etkilerin değerlendirilmesi.

**GEREÇ ve YÖNTEM:** Bu çalışma; daimi dentisyon döneminde, iskeletsel Sınıf II, dişsel Sınıf II Divizyon 1 anomalisi gösteren, dental arkları düzgün, maksiller darlık nedeniyle posterior çapraz kapanışı olmayan, maksiller ve mandibuler ark uzunlukları arasında fark bulunan, overjet miktarı artmış, dik yön gelişimi normal veya hiperdiverjan, büyüme-gelişimini tamamlamış, TME düzensizliği bulunmayan 20 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. HRS uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra, lateral sefalometrik filmler, ortopantomogramlar, oklüzal ve periapikal filmler çekilmiş, model ve fotoğraf kayıtları alınmıştır. Her aktivasyondan sonra VAS içeren kağıt hastaya verilmiş ve 10 günlük süre için HRS'den kaynaklı rahatsızlık derecelerini belirtmeleri istenmiştir. İskeletsel ve dişsel ölçümler lateral sefalometrik filmler üzerinde, tipping dereceleri ortopantomogram üzerinde, rotasyon miktarları model üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerle belirlenmiştir. DFR tekniği, lateral sefalometrik ve oklüzal

filmler üzerinde uygulanmış ve bu görüntüler üzerinde lineer ölçümler gerçekleştirilmiştir. Periapikal filmler kullanılarak başarılı DFR görüntüleri elde edilemediğinden bunlar üzerinde ölçüm de gerçekleştirilememiştir. Uygulama öncesi ve sonrası tüm ölçümler “eşleştirilmiş t testi” ile karşılaştırılmıştır. VAS ölçümleri için “ikili karşılaştırma yöntemi” ve “Bonferroni testi” uygulanmıştır. Uygulama öncesi ve sonrası ölçümlerin farkı ve DFR bulguları için “Pearson korelasyon testi” uygulanmıştır.

**BULGULAR:** HRS ile kanin dişte distalizasyon, tipping ve uzama, keserlerde retrüzyon, tipping ve uzama, ankraj bölgesinde mezyalizasyon, kanin ve molar dişlerde rotasyon ve interkanin mesafede artış, overjet miktarında azalma, overbite miktarında artış, oklüzal düzlemde saat yönünde rotasyon tespit edilmiştir. DFR bulguları ve konvansiyonel ölçümler, birbirine paralel sonuçlar vermiştir. VAS değerlerinin, en yüksek değere ilk aktivasyondan sonra ulaştığı belirlenmiştir.

**SONUÇ:** HRS, kanin distalizasyonunda kullanılabilecek bir bölümlü ark mekaniğidir. DFR yöntemi, konvansiyonel sefalometrik ölçümlerle belirlenen değişimleri neredeyse aynen yansıtmaktadır.

## **ABSTRACT**

### **EFFECTS OF HYBRID RETRACTION SPRING ON MAXILLARY TEETH USING DIGITAL SUBTRACTION RADIOGRAPHY**

**OBJECTIVE:** To evaluate the effects of Hybrid Retraction Spring (HRS) on maxillary teeth following canine distalization.

**MATERIAL AND METHODS:** The study was conducted on 20 adult patients in permanent dentition with skeletal Class II and dental Class II Division 1 malocclusions, smooth dental arches, different lower and upper arch lengths, increased overjet, either normal or increased vertical dimensions. Patients with maxillary constriction and TMJ problems were not included. Lateral cephalometric, panoramic, occlusal and periapical radiographs together with dental casts and photographs were taken at the beginning and at the end of HRS application. A VAS evaluation chart was given to the patients to determine the amount of discomfort caused by HRS in the following ten days of each activation. Skeletal and dental measurements were made on lateral cephalometric radiographs where as tipping and rotation of the relevant teeth were measured on panoramic radiographs and dental casts respectively. Digital Subtraction Radiography (DSR) was performed on both lateral cephalometric and occlusal radiographic images and linear measurements were made on subtracted resultant images. DSR analysis was not carried on periapical radiographs for it was found not convenient to do so. Pretreatment and posttreatment comparisons were made



using “Paired Samples t-test”. “Pairwise Comparisons” and “Bonferroni test” were used for VAS evaluation. Mean differences of conventional measurements and DSR values were subjected to Pearson Correlation analysis.

**RESULTS:** The effects of HRS on maxillary dental structures can be summarized as distalization, tipping and extrusion of the canines, retrusion, tipping and extrusion of the incisors, mesial movement of anchorage teeth, rotation of canines and the molars, decrease in overjet, increase in overbite and a clockwise rotation of the occlusal plane. DSR findings were found parallel to conventional measurements. VAS scores reached the highest values following the first activation.

**CONCLUSIONS:** HRS may be regarded as a safe sectional arch mechanic for canine distalization. DSR method was proven to reflect almost the exact same changes as determined by conventional cephalometric measurements.

## KAYNAKLAR

1. Akçam, M.O., Altıok, T., Özdiler, E. (2003). Panoramic radiographs: A tool for investigating skeletal pattern, Am J Orthod Dentofacial Othop, 123: 175–81.
2. Akyalçın, S. (2008). Carrière Distalizer Apareyinin Erken Daimi Dentisyondaki Class II Div.1 Anomalili Bireylerde Meydana Getirdiği Dentofasial Değişikliklerin Sefalometrik Ölçümler ve Dijital Fark Radyografileri ile Araştırılması, Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
3. Akyalçın, S., Hazar, S., Guneri, P., Gogus, S., Erdinc, A.M. (2007). Extraction versus Nonextraction: Evaluation by Digital Subtraction Radiography. Eur J. Orthod, 29: 639–47.
4. Alexander, W.G.R. (1986). The Alexander Discipline published by Ormco Corporation in USA.
5. Allen M. K., Emrich L., Hausmann E. (1992). Relationship of texture measurements to the prediction of correct evaluations in subtraction radiography. J Periodontal Res, 27: 197–206.
6. Almeida, M.A., Phillips, C., Kula, K., Tulloch, C. (1995). Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. Angle Orthod, 65: 43–8.
7. Altuğ, Z., Parlar, Ş., Kural, V. (1988). Sınıf II bölüm 1 anomalilerin ortodontik ve ortopedik tedavi kombinasyonu ile tedavisi. Türk Ortodonti Dergisi. 1: 125–133.

8. Andreasen, G.F., Bishara, S. (1970). Comparison of elastik chains with intra arch molar to molar forces. *Angle Orthod*, 40: 151–158.
9. Angle, E.H. (1907). Classification of malocclusion. *The Dental Cosmos* XLI–18: 248–265.
10. Angle, E.H. (1900). Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae, 6 ed. S.S. White, Philadelphia.
11. Angolkar, P.V., Arnold, J.V., Nanda, R.S., Duncanson, M.G. (1992). Force degradation of closed coil springs: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 102: 127–133.
12. Bailey, L., Proffit, W.R., White, R. (1999). Assessment of patients for orthognathic surgery. *Semin Orthod*, 5: 209–222.
13. Bailey, L.J., Esmailnejad, A., Almeida, M.A. (1996). Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts in extraction and nonextraction cases. *Angle Orthod*, 66: 73–8.
14. Baker, R.W., Guay, A.H., Peterson, H.W. (1972). Current conepts of anchorage management. *Angle Orthod*, 42: 129–138.
15. Baltromejus, S., Ruf, S., Pancherz, H. (2002). Effective temporomandibular joint growth and chin position changes: Activator versus Herbst treatment. A cephalometric roentgenographic study. *Eur J. Orthod*, 24: 627–637.
16. Baty, D.L., Storie, D.J., Frauhofer, J.A. (1994). Synthetic elastomeric chains: A literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 105: 536–542.
17. Baumrind, S., Miller, D., Molthen, R. (1976). The reliability of head film measurements. 3. Tracing superimposition. *Am J Orthod*, 70: 617-644.
18. Begg, P.R. (1956). Differantial force in orthodontic treatment. *Am J Orthod*, 42: 481–510.

19. Bell, W.R. (1951). A study of applied force as related to use of elastics and coil springs. *Angle Orthod*, 21: 151–154.
20. Benn, D.K. (1990). Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture. *Dentomaxillofac Radiol*, 19: 97–104.
21. Bennett, C.J., McLaughlin, P.R. (1990). Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, 24: 251–259.
22. Bennett, C.J., McLaughlin, P.R. (1990). Overjet reduction with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, 26: 293–308.
23. Bernstein, M. (1974). An approach to the treatment of Class II treatment. *Am J Orthod*, 66: 172–188.
24. Bishara, S.E. (2001). *Textbook of Orthodontics*. W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania.
25. Bishara, S.E., Cummins, D.M., Jakobsen, J.R. (1995). The morphologic basis for the extraction decision in Class II, Division 1 malocclusions: A comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107: 129–135.
26. Bishara, S.E., Cummins, D.M., Jakobsen, J.R., Zaher, A.R. (1995). Dentofacial and soft tissue changes in Class II, Division 1 cases treated with and without extractions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107: 28–37.
27. Bishara, S.E., Cunnins, D.M., Zaher, A.R. (1997). Treatment and post treatment changes in patients with class II division1 malocclusion after extraction and nonextraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111: 18–27.
28. Bishara, S.E., Zaher, A.R., Cummins, D.M., Jakobsen, J.R. (1994). Effects of orthodontic treatment on the growth of individuals with Class II division 1 malocclusion. *Angle Orthod*, 64: 221–230.

29. Björk, A., Skieller, V. (1972). Facial development and tooth eruption. An implant study at the age of puberty. *Am J Orthod*, 62: 339–383.
30. Boester, C.H., Johnston, L.E. (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod*, 44: 113–119.
31. Brantley, W.A., Salender, S., Myers, C.L. (1979). Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. *Angle Orthod*, 49: 37–41.
32. Braun, S., Marcotte, M.R. (1995). Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108: 1–8.
33. Burstone, C.J. (1966). The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*, 36: 99–120.
34. Burstone, C.J. (1982). The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod*, 82: 361–378.
35. Burstone, C.J. (1961b). Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. *J Dent Res*, 36: 695.
36. Burstone, C.J., Baldwin, J.J., Lawless, D.T. (1961). The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod*, 31: 1–14.
37. Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, 77: 396–409.
38. Carrière, L. (2004). A New Class II Distalizer. *J Clin Orthod*, 38: 224–31.
39. Chaconas, S.D., Caputo, A.A., Belting, C.W. (1977). Force degradation of orthodontic elastics. *J Dent. Res. (Abstract)*, 56: B–84.
40. Champagne M. (1992). Reliability of measurements from photocopies of study models. *J Clin Orthod*, 26: 648–650.
41. Charles, C.R., Jones, M.L. (1982). Canine retraction with edgewise appliance – some problems and solutions. *Br J Orthod*, 9: 194–202.

42. Christgau, M., Wenzel A., Hiller K.-A., Schmalz G. (1996). Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofac Radiol*, 25: 25–33.
43. Christou, P., Kiliaridis, S. (2008). Vertikal growth-related changes in the position of palatal rugae and maxillary incisors. *Am J Orthod Denofacial Orthop*, 133: 81–6.
44. Conley, R.S., Jernigan, C. (2006). Soft tissue changes after upper premolar extraction in Class II camouflage therapy. *Angle Orthod*, 76: 59–65.
45. Cope, J.B., Samchukov, M.L. (2001). Mineralization dynamics of regenerate bone during mandibular osteodistraction. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 30: 234–242.
46. Craig, C.E. (1951). The skeletal patterns characteristic of Class I and Class II, Division I malocclusions in norma lateralis. *Angle Orthod*, 21: 44–56.
47. Çelik, A.Z. (2004). Alt-üst 1.küçük azı, sadece üst 1.küçük azı çekilerek ve çekimsiz, servikal headgear kullanılarak tedavi edilen Angle Sınıf II vakaların keser konumu ve profil değişimleri açısından karşılaştırılması, Doktora Tezi. T.C. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
48. Çetinşahin, A. (2007). Çekimli olgularda zigoma ankrajının kanin retraksiyonuna etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi. T.C. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
49. Dahlberg, G. (1940). Statistical methods for medical and biological students. Allen and Unwin, London, p:122–32.

50. Darendeliler, M.A. (1993). Devamlı ve sabit kuvvet uygulamak için oluşturulan yeni bir düzeneğin kanin distalizasyonu için kullanımı ve etkinliğinin incelenmesi, Doktora Tezi. T.C. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
51. Darendeliler, M.A., Darendeliler, H., Üner, O. (1997). The drum spring (DS) retractor: a constant and continuous force for canine retraction. *Eur J Orthod*, 19: 115–13.
52. Daskalogiannakis, J., McLachlan, K.R. (1996). Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109: 489–495.
53. Davis M., Allen M. K., Hausmann E. (1994). Effects of small angle discrepancies on interpretations of subtraction images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 78: 397–400.
54. De Genova, D.C., Mc Innes, P., Weinberg, R., Shaye, R. (1985). Force degradation of ortodontic elastomeric chains-a product study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 87: 377–384.
55. Deguchi, T., Imai, M., Sugawara, Y., Ando, R., Kushima, K., Takano-Yamamoto, T., (2007). Clinical evaluation of a low-friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthod*, 77: 968–972.
56. Demir, A., Uysal, T., Sarı, Z., Başçiftçi, F.A. (2005). Effects of camouflage treatment on dentofacial structures in Class II division 1 mandibuler retrognathic patients. *Eur J Orthod*, 27: 524–531.
57. Denny, J., Weiskircher, M., Dorminey, J.C. (2007). Anterior open bite and overjet treated with camouflage therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 670–678.

58. Dinçer, M., İşcan, H.N. (1994). The effects of different sectional arches in canine retraction. *Eur J Orthod*, 16: 317–323.
59. Drobocky, B.O., Smith, J.R. (1989). Changes in facial profile during treatment with extraction of four first premolars. *Am J Orthod*, 95: 220–230.
60. Dunn, S.M., Stelt, P.F. (1992). Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*, 21: 142–147.
61. Ellwood, R.P., Davies, R.M., Worthington, H.V. (1997). Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodontal Res*, 32: 241–248.
62. Ertan Erdiñç, A.M., Dinçer, B. (2004). Perception of pain during orthodontic treatment with fixed appliance. *Eur J Orthod*, 26: 79–85.
63. Ertürk, N. (1975). Anomaliler, Ders Teksiri, 1–12.
64. Esen Uzuner., F.D. (2000). Sabit ortodontik tedavide kanin retraksiyonu safhasında kanin dişe uygulanan kortikotominin diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi. T.C. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
65. Farrant, S.D. (1974). An evaluation of different methods of canine retraction. *British Jour Orthod*, 4: 5–15.
66. Faulkner, M.G., Lipsett, A.W., El-Rayers, K., Habersstock, D.L. (1991). On the use of vertikal loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99: 328–336.
67. Feldmann, I., Bondemark, L. (2008). Anchorage capacity of osseointegrated and conventional anchorage systems: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133: 339.e19–339.e28.



68. Ferro, F., Monsurro, A., Perillo, L. (2000). Sagittal and vertical changes after treatment of Class II Division 1 malocclusion according to the Cetlin method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118: 150–8.
69. Fidler, A., Likar, B., Pernus, F., Skaleric, U. (2002). Comparative evaluation of JPEG and JPEG2000 compression in quantitative digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, 31: 379–384.
70. Fisk, G.V., Culbert, M.R., Grainer, R.M., Hemrend, B., Moyers, R.E. (1953). The morphology and physiology of distocclusion. *Am J Orthod*, 35: 3–12.
71. Garner, L.D., Allai, W.W., Moore, B.K. (1986). A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 90: 199–203.
72. Geron, S., Shpack, N., Kandos, S., Davidovitch, M., Vardimon, A.D. (2003). Anchorage loss- A multifactorial response. *Angle Orthod*, 73: 730–737.
73. Gjessing, P. (1985). Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring. *Am J Orthod*, 87: 353–362.
74. Göğüş, S. (2005). Dişhekimliğinde bilgisayarlı dijital fark (digital subtraction) radyografisinde kullanılmak üzere yeni bir dental yazılım programı hazırlanması ve in-vitro ve in-vivo araştırmalarla etkinliğinin değerlendirilmesi, Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
75. Graber, T.M. Swain, B.F. (1985). *Orthodontics-Current Principles and Techniques*. The C.V. Mosby Company, St. Louis, Toronto, Princeton.
76. Gröndahl, H-G., Gröndahl, K. (1983). Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 55: 208–213.

77. Gröndahl, H-G., Gröndahl, K., Webber, R.L. (1983). A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 55: 96–102.
78. Gültan, S.A. (1990). Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonların üst 1. küçük azı dişlerinin çekimi ile tedavisi. *Türk Ortodonti Dergisi*, 3: 144–152.
79. Hart, A., Taft, L., Greenberg, S.N. (1992). The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 102: 434–42.
80. Häsler, R., Schmid, G., Ingervall, B., Gebauer, U. (1997). A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites- a pilot study. *Eur J Orthod*, 19: 711–719.
81. Hausmann, E. (1999). Digital Subtraction Radiography: Then (1983) and Now (1998), *J Dent Res*, 78: 7–10.
82. 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: 585–589.
83. Hellsing, E., Hellsing, G., Eliasson, S. (1996). Effects of fixed anterior biteplane therapy-a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 110: 61–68.
84. Henry, R.G. (1957). A classification of Class II division 1 malocclusion. *Angle Orthod*, 27: 83–92.
85. Herman, R.J., Currier, G.F., Miyake, A. (2006). Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130: 228–235.

86. Hoggan, B.R., Sadowsky, C. (2001). The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119: 482–8.
87. Howells, D.J., Shaw, W.C. (1985). The validity and reliability of ratings of dental and facial attractiveness for epidemiologic use. *Am J Orthod*, 88: 402–8.
88. <http://www.traumacare.no/Resources/Tools/VAS.aspx>.
89. Huffman, D.J., Way, D.C. (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *Am J Orthod*, 83: 453–459.
90. İşcan, H.N. (1990). Alt kaninlerin bölümlü arklar ile distalizasyonlarının alt keser ve molar diş konumlarına etkisi. *Türk Ortodonti Dergisi*, 3: 52–57.
91. Jacobson A. Radiographic cephalometry from basics to videoimaging. Quintessence Publishing, IL, 1995.
92. James, L.V. (1991). Sequential directional forces treatment: Two Class II case reports. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99: 491–504.
93. Janson, G.R., Toruno, J.L., Martins, D.R., Henriques, J.F., de Freitas, M.R. (2003). Class II treatment effects of the Frankel appliance. *Eur J Orthod*, 25: 301-309.
94. Janson, G., Graciano, J.T.A, Henriques, J.F.C., de Freitas, M.R., Pinzan, A., Pinzan-Vercelino, C.R.M. (2006). Occlusal and cephalometric Class II Division 1 malocclusion severity in patients treated with and without extraction of 2 maxillary premolars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 759–767.
95. Jeffcoat, M.J., Reddy, M.S. (1993). Digital subtraction radiography for longitudinal assessment of peri-implant bone change: Method and validation. *Adv Dent Res*, 7: 196–201.

96. Jeffcoat, M.K., Reddy, M.S., van den Berg, H.R., Bertens, E. (1992). Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. Clin Oral Implants Res, 3: 22–27.
97. Kalra, V., Burstone, C.J., Nanda, R. (1989). Effect of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 95: 467-478.
98. Karadağ, E. (2005). Sınıf II Div.1 malokluzyonu tedavisinde MARA (Mandibular Anterior Repositioning Appliance)’nın çene-yüz sistemi ve TME üzerine etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
99. Kim, D.M., Park, K.D., Kwon, O.W. (2000). Assessment of mesiodistal tooth angulation on the panoramic radiograph. Ortho. Cranio. Research, 3: 153–154.
100. Kocadereli, İ. (1999). The effect of first premolar extraction on vertical dimension. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 116: 41–5.
101. Kojima, Y., Fukui, H., Miyajima, K. (2006). The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 130: 275.e1–275.e10.
102. Kuhlberg, A.J., Priebe, D.N. (2001). Space closure and anchorage control. Semin Orthod, 7: 42–49.
103. Kurt, G. (2005). Distraksiyon osteogenezi yöntemi ile uygulanan hızlı kanin distalizasyonu tekniğinin dentofasial yapılar üzerine etkilerinin incelenmesi. Doktora Tezi. T.C. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
104. Lee, S.S., Huh, Y.J., Kim, K.Y., et al. (2004). Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 98: 471–475.

105. Lehmann, T.M., Gröndahl, H-G., Benn, D.K. (2000). Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofac Radiol*, 29: 323–346.
106. Likar, B., Pernus, F. (1997). Evaluation of three contrast correction methods for digital subtraction in dental radiography: An in vitro study. *Med Phys*, 24: 299–307.
107. Lysell, L. (1955). Plicae palatinae transversa and papilla incisiva in man: a morphologic and genetic study. *Acta Odont. Scand*, 13: 106–33.
108. Magness, W.B. (2006). Non-invasive maxillary anchorage for canine retraction in premolar extraction cases. *J Clin Orthod*, 40: 594–598.
109. Maj, G., Luzi, C., Lucchese, P.O. (1960). Cephalometric Appraisal of Class II and Class III Malocclusions. *Angle Orthod*, 30: 26–34.
110. Manhartsberger, C., Morton, C.Y., Burstone, C.J. (1989). Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod*, 59: 205–210.
111. Manhartsberger, C., Seidenbusch, W. (1996). Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthop Dentofacial Orthop*, 109: 8–21.
112. Markostamos, K., Akli, K. (1989). The ideal forces for canine retraction. *Orthod Epitheorese*, 1(4): 191–201.
113. McLaughlin, R.P., Bennett, J.C. (1991). Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod*, 25: 687–696.
114. McCollum, A.G.H., Preston, C.B. (1980). Maxillary canine retraction, periodontal surgery and relaps. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 78: 610–622.
115. McHenry, K., Hausmann, E., Wikesjö, U., Dunford, R., Lyon-Bottenfield, E., Christersson, L. (1987). Methodological aspects and quantitative adjuncts to computerized subtraction radiography. *J Periodontal Res*, 22: 125–132.

116. McLaughlin, R.P., Bennet, J.C., Trevisi, H.J. (2001). *Systemeized Orthodontic Treatment Mechanics*. Mosby International Ltd.
117. McNamara, J.A., Jr. (1981). Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age. *Angle Orthod*, 51: 177–201.
118. McSherry, P.F., Bradley, H. (2000). Class II correction-reducing patient compliance: a review of the available techniques. *J Orthod*, 27: 219–225.
119. Melsen, B., Bosch, C. (1997). Different approaches to anchorage: a survey and an evaluation. *Angle Orthod*, 67: 23–30.
120. Mihalik, C.A., Proffit, W.R., Phillips, C. (2003). Long-term follow-up of Class II adults treated with orthodontic camouflage: a comparison with orthognathic surgery outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123: 266–278.
121. Mitchell, L. (2001). *An Introduction to Orthodontics*, 2nd Edition Oxford University Pres.
122. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., Karibe, M. (1988). The super elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthop Dentofacial Orthop*, 94: 89–96.
123. Mol, A., Dunn, S.M. (2003). Effect of bone chip orientation on quantitative estimates of changes in bone mass using digital subtraction radiography. *J Periodontal Res* 38: 296–302.
124. Moyers, R.E., Riolo, M.L., Guine, K.E., Wainright, R.L., Bookstein, F.L. (1980). Differential diagnosis of Class II malocclusions. Part 1. *Am J Orthod*, 78: 477–494.
125. Moyers, R.E. (2005). Classification and termination of Malocclusion. In: *Handbook of Orthodontics*. Year Book Medical Publishers, Inc., pp. 183–195.

126. Nanda, R. (2005). Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. Elsevier Saunders.
127. Nattrass, C., Ireland, A.J., Sherriff, M. (1998). The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. *Eur J Orthod*, 20, 169–176.
128. Ngan, P., Bradford, K., Wilson, S. (1989). Perception of discomfort by patients undergoing orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 96: 47–53.
129. Nikolai, R.J. (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthod*, 68: 290–302.(cr1).
130. Otasevic, M., Naini, F.B., Gill, D.S., Lee, R.T. (2006). Prospective randomized clinical trial comparing the effects of a masticatory bite wafer and avoidance of hard food on pain associated with initial orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 130: e9–6.e15.
131. Özer, Törün. (2004). Ortodontik vakalarda farklı yöntemlerle kanin distalizasyonunun etkilerinin incelenmesi. Doktora Tezi. T.C. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır.
132. Öztürk, A., Güngör, C., Güneri, P., Tuğsel, Z., Göğüş, S. (2004). A histogram smoothing method for digital subtraction radiography. *Advances in information systems - Lecture Notes in Computer Science* 3261, Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, pp: 392-399.
133. Paquette, D.E., Beatie, J.R., Johnston, L.E.Jr. (1992). A long term comparison of non-extraction and premolar extraction edgewise therapy in “borderline” class II patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 102: 1–14.
134. Paulson, R.C., Speidel, T.M., Isaacson, R.J. (1970). A laminographic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. *Angle Orthod*, 40: 20–27.

135. Peck, S., Peck, H. (1979). Frequency of tooth extraction in orthodontic treatment. *Am J Orthod*, 76: 491–495.
136. Perez, C.A., Alba, A., Caputo, A.A., Chaconas, S.J. (1980). Canine retraction with J hook headgear. *Am J Orthod*, 78: 538–547.
137. Perona, G., Wenzel, A. (1996). Radiographic evaluation of the effect of orthodontic retraction on the root of maxillary canine. *Dentomaxillofacial Radiology*, 25: 179–185.
138. Proffit, W.R., Field, H.W. (2005). *Contemporary Orthodontics*, 3 ed. Mosby Year Book, St. Louis.
139. Proffit, W.R., Phillips, C., Douvartzidis, N. (1992). A comparison of outcomes of orthodontic and surgical-orthodontic treatment of Class II malocclusion in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 101: 556–565.
140. Quin, R.S., Yoshikawa, D.K. (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod*, 88: 252–259.
141. Raboud, D.W., Faulkner, M.G., Lipsett, A.W., Haberstock, D.L. (1997). Three-dimensional effects in retraction appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112: 378–392.
142. Rajcic, M.M., Sadowsky, C. (1997). Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112,: 441–448.
143. Ramos, D.S.P., Lima, E.M. (2004). A longitudinal evaluation of the skeletal profile of treated and untreated skeletal Class II individuals. *Angle Orthod*, 75: 47–53.
144. Reitan, K. (1967). Clinical and histological observations on tooth movement during and after treatment. *Am J Orthod*, 53: 721–745.



145. Rhee, J.N., Chun, Y.S., Row, J. (2001). A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119: 292–299.
146. Roth, H.R. (1985). In: *Orthodontics-Current Principles and Techniques*, Graber, T.M., Swain, B.F., St. Louis, The Mosby Company, 665-715.
147. Rothstein, T., Yoon-Tarlie, C. (2000). Dental and facial skeletal characteristics and growth of males and females with Class II, Division 1 malocclusion between the ages of 10 and 14 (revisited)-Part I: Characteristics of size, form, and position. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117: 320–32.
148. Rothstein, T.L. (1971). Facial morphology and growth from 10 to 14 years of age in children presenting Class II Div1 malocclusion: A comparative roentgenographic cephalometric study. *Am J Orthod*, 60: 619–620.
149. Ruttimann, U.E., Webber, R.L. (1987). Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography. *J Periodontal Res*, 22: 215–216.
150. Sabri, R. (2006). Orthodontic objectives in orthognathic surgery: state of the art today. *World J. Orthod*, 7: 177–191.
151. Samarabandu, J., Allen, K.M., Hausmann, E., Acharya, R. (1994). Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 77: 75–9.
152. Samuels, R.H.A., Rudge, S.J., Mair, L.H. (1993). A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 103: 464–467.
153. Sander, C., Geiger, M., Sander, F.G. (2002). Contactless measurement of canine retraction by digital macrophotogrammetry during Hybrid Retractor Application. *Journal Orofac Orthop*, 63: 472–82.

154. Sander, F.G. (2000). Biomechanical investigation of the Hybrid Retraction Spring. *Journal Orofac Orthop*, 61: 341–51.
155. Sangchearn, Y., Ho, C. (2007). Effect of incisor angulation on overjet and overbite in Class II camouflage treatment. *Angle Orthod*, 77: 1011–8.
156. Santos, A.C.S., Tortamano, A., Naccarato, S.R.F., Dominguez-Rodriguez, G.C., Vigorito, J.W. (2007). An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res*, 21: 51–7.
157. Saraçoğlu, H., (2007). Sınıf II Bölüm 1 malokluzyona sahip iki farklı yaş grubundaki bireylerin tedavisinde sabit çeneler arası yayaların değerlendirilmesi, Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
158. Sassouni, V. (1970). The Class II syndrome: Differential diagnosis and treatment. *Angle Orthod*, 40: 334–341.
159. Sayın, M.O., Türkahraman, H. (2004). Malocclusion and in an orthodontically referred Turkish population. *Angle Orthod*, 74: 635–9.
160. Schneevoigt, R., Haase, A., Eckardt, V.L., Harzer, W., Bourauel, C. (1999). Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Medical Engineering&Physics*, 21: 119–125.
161. Schumacher, H.A., Bourauel, C., Drescher, D. (1998). Frictional forces when rectangular guiding arches with varying edge bevel are employed. *J Orofac Orthop*, 59: 139–149.
162. Schwartz, A.M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int. J. Orthod*, 18: 331–352.

163. Shpack, N., Davidovitch, M., Sarne, O., Panayi, N., Vardimon, A.D. (2008). Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *Angle Orthod*, 78: 95–100.
164. Simmons, J.D., Moore, R.N., Erickson, L.C. (1987). Alongitudinal study of anteroposterior growth changes in the palatine rugae. *J Dent. Res*, 66: 1512–15.
165. Smith, J.R., Burstone, C.J. (1984). Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*, 85: 294–306.
166. Sonis, A. (1994). Comparison of Niti coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod*, 18: 293–295.
167. Sonis, A.L., Van der Plas, E., Gianelly, A. (1986). Comparison of elastomeric auxiliaries vs. elastic thread. *Am J Orthod*, 89: 73–78.
168. Southard, T.E., Marshall, S.D., Grosland, N.M. (2007). Friction does not increase anchorage loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 412–414.
169. Soyak Cura, B. (1995). Kanin distalizasyonunda bölümlü ve devamlı arkların etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
170. Soysal, M. (1994). Straight wire ile tedavi edilen üst çekimli olgularda ankraj sistemlerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi, Doktora Tezi. T.C. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
171. Staggers, J.A., Germane, N. (1991). Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod*, 25: 364–369.
172. Stalpers, M.J.P., Booij, J.W., Bronkhorst, E.M., Kuijpers-Jagtman, A.M., Katsaros, C. (2007). Extraction of maxillary first permanent molars in patients with Class II Division 1 malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132: 316–323.

173. Storey, E., Smith, R. (1952). Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Austral J Dent*, 56:11.
174. Stramotas, S., Geenty, J.P., Darendeliler, M.A., Byloff, F., Berger, J., Petocz, P. (2000). The reliability of crown-root ratio, linear and angular measurement on panoramic radiographs. *Clin Orthod Res*, 3: 182–191.
175. Sueri, M.Y., Türk, T. (2006). Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod*, 76: 1010–1014.
176. Şukurica, Y. (2003). Alveoler distraksiyon osteogenezis metodu ile hızlı kanin distalizasyonu. Doktora Tezi. T.C. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
177. Tane, K., Koenig, H.A., Burstone, C.J. (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 94: 426–431.
178. Thiruvengkatachari, B., Pavithranand, A., Rajasigamani, K., Kyung, H.M. (2006). Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 551–554.
179. Todd, K.H., Funk, K.G., Funk, J.P., Bonacci, R. (1996). Clinical significance of reported changes in pain severity. *Ann Emerg Med*, 27: 485–9.
180. Tosun, Y. (1999). Sabit Ortodontik Aparentlerin Biyomekanik Özellikleri. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
181. Tulloch, J.F., Lenz, B.E., Phillips, C. (1999). Surgical versus orthodontic correction for Class II patients: age and severity in treatment planning and treatment outcome. *Semin Orthod*, 5: 231–40.
182. Urias, D., Mustafa, F.I.A. (2005). Anchorage control in bioprogressive vs straight-wire treatment. *Angle Orthod*, 75: 987–992.

183. Uzel, İ., Enacar, A. (2000). Ortodontide sefalometri. Çukurova Üniversitesi Basımevi, Adana, Türkiye.
184. Ülgen, M. (1993). Ortodontik Tedavi Prensipleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul.
185. Ülgen, M. (2000). Ortodonti: Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı. Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul.
186. Valant, J.R., Sinclair, P.M. (1989). Treatment effects of the Herbst appliance. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 95: 138-147.
187. Van der Linden, F.,P.,G.,M. (1978). Changes in the position of posterior teeth in relation to ruga points. Am J Orthod, 74: 142–61.
188. Watanabe,Y., Miyamoto,K. (2002). A nickel titanium canine retraction spring. J Clin Orthod, 36: 384–388.
189. Webb, R.I., Caputo, A.A., Chaconas, S.J. (1978). Orthodontic force production by closed springs. Am J Orthod, 74: 405–409.
190. Wenzel, A. (1991). Sewerin I. Sources of noise in digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 71: 503–508.
191. Wong, A.K. (1976). Orthodontic elastic materials. Angle Orthod, 46: 196–205.
192. Young, J., Sadrik, J. (1979). The influence of preloading on stres relaxation ortodontic elastic polimers. Angle Orthod, 49: 104–109.
193. Zablocki, H.L., McNamara, J.A., Franchi, L., Bacetti, T. (2008). Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 133: 852–860.
194. Zeides des Plantes B.G. (19349. Ein methode om bepaalde onderdeelen van het Röntgenologisch te onderzoeken voorwerp afzonderlijk in beeld te brengen. Ned Tijdschr voor Geneeskde, 78: 762–769.

195. Ziegler, P., Ingervall, B. (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod*, 95: 99–106.
196. Ziuchkovski, J.P., Fields, H.W., Johnston, W.M., Lindsey, D.T. (2008). Assessment of perceived orthodontic appliance attractiveness. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133: 68–78.

## ÖZGEÇMİŞ

1979 Manisa doğumluyum. İlkokulu 1985-1990 yılları arasında Manisa Gazi İlkokulu'nda, ortaokul ve liseyi 1990-1997 yılları arasında Manisa Fatih Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1998 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ni kazandım. Aynı fakülteden 2003 yılında mezun oldum. 2004 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora yapmaya başladım. İngilizce bilmekteyim.