

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

**MİNİ VİDA DESTEKLİ MOLAR DİSTALİZASYONUNDA VİDANIN**  
**STABİLİTESİNİN İNCELENMESİ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI PROGRAMI**

**Doktora Tezi**

**Diş Hekimi**

**Dt. A. Neslihan TAHTALI ŞENGÜL**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Erdal IŞIKSAL**

**İZMİR**

**2010**



## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

**(Adı Soyadı)**

**(İmza)**

Başkan: Prof.Dr. Erdal IŞIKSAL (Danışman)

.....

Üye :Doç.Dr.Aslıhan Mediha ERDİNÇ

.....

Üye :Prof.Dr.Turgay SEÇKİN

.....

Üye :Prof. Dr. Bilge Hakan ŞEN

.....

Üye :Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih.....

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca benden bir an olsun desteğini esirgemeyen ve anlayışıyla olduğu kadar mükemmel yöneticiliğiyle de huzurlu bir ortamda çalışma ayrıcalığını bizlere yaşatan danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Erdal IŞIKSAL'a, tezimin her aşamasında ne zaman kapısını çalsam beni asla geri çevirmeyen, engin bilgilerini benden esirgemeyen ve sadece bilimsel anlamda değil hayata dair her konuda yanımda olan Doç. Dr. Aslıhan Mediha ERDİNÇ'e, tez konusu seçimimde ve sonrasındaki tüm aşamalarda üstün fizik ve mekanik bilgisi ve de yardım ve yakınlığı ile bana her zaman destek veren Dr. Çınar ATAGÜN'e, tez jürimde bulunarak beni onurlandıran ve yönlendiren Prof. Dr. Turgay SEÇKİN'e, SEM fotoğraflarının çekimi ve analizi aşamasında kendi mesaisinden kısararak büyük özveriyle tezime yardımcı olan Prof. Dr. Bilge Hakan ŞEN ve Dr. Tuğba TÜRK'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez seçimimden sonraki 2 yıllık süre zarfında tez jürimde olan fakat aramızdan zamansız ayrılışıyla beni ve fakültemizi üzüntüye boğan acı kaybımız, Prof. Dr. Servet KANDEMİR'e Allah'tan rahmet diliyorum.

Doktora eğitimim boyunca harcadığım 5 yılın hayatımın en büyük kazancına dönüşmesini sağlayan Anabilim Dalı'mızın tüm değerli öğretim üyelerine, bilme ve dostluğa dair kattıklarıyla bu süreci daha da yaşanılır kılan başta gelmiş geçmiş tüm oda arkadaşlarım olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve emekleriyle çalışma ortamımızın düzen içinde yürümesini sağlayan tüm görünmez kahramanlara teşekkürü bir borç biliyorum.

Yaşamdaki en büyük şansım olan eşim, yol arkadaşım Mustafa ŞENGÜL'e, hayat yolunda bana hep doğru yönü gösteren yaşam koçum babama, koruyucu

meleğim, sırdaşım ve beni ben yapan anneme, sevincimi üzüntümü her anımı paylaştığım can dostum kardeşime de çok teşekkür ederim.

TUBİTAK-BİDEB'e doktora eğitimim süresince vermiş olduğu maddi destekten ötürü teşekkür ederim.

İZMİR-2010

Dt. Neslihan TAHTALI ŞENGÜL

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>IV</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>X</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>XI</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>XII</b>
<b>BÖLÜM I</b>	
<b>GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>BÖLÜM II</b>	
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Sınıf II Anomaliler .....	3
2.2. Sınıf II Maloklüzyonun Tedavisi .....	5
2.3. Ağız Dışı Apareyler .....	6
2.4. Ağız İçi Molar Distalizasyon Mekanikleri .....	11
2.4.1 Mıknatıslar.....	12
2.4.2 Süperelastik Nikel-Titanyum Teller.....	14
2.4.3 Süperelastik Nikel-Titanyum Açık Sarmal Yaylar .....	15
2.4.4 Wilson'un 3D Bimetrik Distalizasyon Arkı .....	16
2.4.5 Pendulum Apareyi .....	18
2.4.6 Distal Jet .....	20
2.4.7 Jones Jig .....	22
2.4.8 First Class Apareyi .....	23
2.4.9 ACCO Apareyi .....	24
2.4.10 I.B.M.D (İntraoral Bodily Molar Distalizer) .....	25
2.4.11 K Loop.....	26
2.4.12 Keleş Slider Apareyi .....	26

2.5. İmplantlar .....	27
2.5.1 İmplantların Sınıflandırılması.....	28
2.5.1.1 Uygulama Yerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	28
2.5.1.2 Şekillerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	29
2.5.1.3 Yüzey Özelliklerine Göre İmplantların Sınıflandırılması .....	29
2.5.2 Ortodontik İmplant Endikasyonları.....	30
2.5.3 Ortodontide İmplantların Kullanımı .....	30
2.5.4 Ortodontik Ankraj Amacıyla Yerleştirilen İmplant Çeşitleri .....	32
2.5.4.1 Ortosistem İmplantlar.....	32
2.5.4.2 Onplantlar .....	32
2.5.4.3 Graz İmplantlar .....	32
2.5.4.4 Biodegradable İmplantlar (BİOS).....	33
2.5.4.5 Modüler Transitional İmplantlar (MTİ) .....	34
2.5.4.6 Impacted Post.....	34
2.5.4.7 Mini Plaklar .....	34
2.5.4.8 Mini Vidalar.....	35
2.5.4.9 Mini İmplant .....	35
2.5.4.10 Mikro İmplant .....	36
2.5.4.11 Spider-screw .....	37
2.5.4.12 C-Ortodontik Mikroimplant.....	37
2.5.5 Mini Vidanın Stabilitesini Etkileyen Faktörler.....	39
2.5.5.1 Hastanın Yaşı .....	39
2.5.5.2 Mini Vidanın Çapı ve Boyutu.....	40
2.5.5.3 Mini Vidanın Şekli .....	43
2.5.5.4 Mini Vidanın Yerleştirildiği Bölge .....	44

2.5.5.5 Mini Vidanın Yerleştirme Yöntemi .....	49
2.5.5.6 Mini Vidanın Yerleştirme Açısı ve Kemik ile Bağlantısı .....	50
2.5.5.7 Uygulanan Kuvvet Miktarı .....	52
2.5.5.8 Kuvvetin Uygulanma Zamanı .....	53
2.5.5.9 Mini Vida Çevresindeki Dokuların Enflamasyonu.....	56
2.6. Mini Vida Destekli Molar Distalizasyonu.....	56

### **BÖLÜM III**

<b>GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>63</b>
3.1. Gereç .....	63
3.2. Yöntem .....	64
3.2.1. Mini Vidaların Seçimi ve Klinik Uygulaması .....	67
3.2.2. Lateral Sefalometrik Radyografiler .....	71
3.2.3. Lateral Sefalometrik Radyografi Analizi .....	72
3.2.4. İstatistiksel Yöntem ve Metod Hatası .....	79

### **BÖLÜM IV**

<b>BULGULAR .....</b>	<b>82</b>
4.1. Metod Hatasının Değerlendirilmesi .....	82
4.2. Tanımlayıcı İstatistiksel Değerler .....	83
4.3. Mini Vidanın Stabilitesinin Değerlendirilmesi.....	84
4.4.Lateral Sefalometrik Filmlerden Elde Edilen Bulgular .....	84
4.5 SEM Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	88

### **BÖLÜM V**

<b>TARTIŞMA .....</b>	<b>94</b>
-----------------------	-----------



5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması .....	94
5.2. Bulguların Tartışması.....	101
5.2.1. Stabilitate Sonuçlarının Tartışması.....	102
5.2.2. SEM Bulgularının Tartışması.....	103
5.2.3. Lateral Sefalometrik Film Bulgularının Tartışması.....	104
<b>BÖLÜM VI</b>	
<b>SONUÇ.....</b>	<b>112</b>
<b>BÖLÜM VII</b>	
<b>ÖZET .....</b>	<b>114</b>
<b>SUMMARY.....</b>	<b>116</b>
<b>BÖLÜM VIII</b>	
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>118</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>144</b>

## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Bireylerin yaş, cinsiyet ve distalizasyon süresinin dağılımı .....	64
<b>Tablo 2.</b> Metod Hatası (Sm) .....	83
<b>Tablo 3.</b> Hemen kuvvet uygulanan ve 3 aylık bekleme periodu sonrasında kuvvet uygulanan taraflarda vidanın stabilitesinin değerlendirilmesi .....	84
<b>Tablo 4.</b> Distalizasyon Sonunda Oluşan Değişikliklerin Sefalometrik Film Analizinde İncelenmesi (n=19) .....	85

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Molar distalizasyonu amacıyla yapılan yardımcı büküm ve kuvvet uygulayan coil spring.....	65
<b>Resim 2.</b> Nikel titanyum coil spring.....	65
<b>Resim 3.</b> Çalışmamızda kullanılan Orclus mini vida .....	67
<b>Resim 4.</b> Mini vidanın yerleştirilmesi .....	67
<b>Resim 5.</b> Mini vidanın yerleştirilmesinde kullanılan tornovida ve ucu (driver handle ve driver tip).....	68
<b>Resim 6.</b> Mini vida yerleştirmeden önce ve sonra alınan periapikal radyografiler .....	68
<b>Resim 7.</b> LTP topikal jel.....	69
<b>Resim 8.</b> Tedavi öncesi ağız içi fotoğrafları .....	70
<b>Resim 9.</b> Distalizasyon öncesi ağız içi fotoğrafları.....	70
<b>Resim 10.</b> Distalizasyon sonu ağız içi fotoğrafları .....	70
<b>Resim 11.</b> Sol ve sağ taraf için yapılan işaret bükümleri .....	72
<b>Resim 12.</b> Kullanılmamış bir mini vida yüzeyinin 75, 500 ve 1500 büyütmedeki görüntüleri .....	88
<b>Resim 13.</b> 3 ay bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan mini vidaların fotoğrafları .....	89
<b>Resim 14.</b> Hemen kuvvet uygulanan mini vidaların fotoğrafları.....	90
<b>Resim 15.</b> Bazı mini vidalarda görülen biyofilm tabakası .....	91
<b>Resim 16.</b> 7 numaralı örneğe ait mini vida yüzeyindeki apozisyondan yapılan yüzey analizi sonuçları.....	92
<b>Resim 17.</b> 5 numaralı örneğe ait mini vida yüzeyindeki apozisyondan yapılan yüzey analizi ve sonuçları .....	93

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> Sefalometrik analizde kullanılan noktalar .....	74
<b>Şekil 2.</b> Sefalometrik analizde kullanılan düzlemler .....	75
<b>Şekil 3.</b> Sefalometrik analizde kullanılan doğrusal ölçümler .....	77
<b>Şekil 4.</b> Sefalometrik analizde kullanılan açısal ölçümler .....	79

# BÖLÜM I

## GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontik tedavilerin çekimli veya çekimsiz yapılması uzun yıllar tartışma konusu olmuştur. Tedavi mekaniklerindeki gelişmeler sonucunda son yıllarda çekimli tedavi oranı %60-80'lerden %30'lara düşmüştür (153). Angle Sınıf II anomaliye sahip bireylerde çekimsiz tedavi yapılabilmesi için molar distalizasyonu gerekmektedir. Üst birinci molar dişlerinin distalizasyonu amacıyla kullanılan ilk yöntemlerden olan ve günümüzde de kullanılmaya devam edilen "headgear"ler ile gerekli molar distalizasyonu başarıyla elde edilmektedir (7, 79, 88, 99, 164, 201, 231). Headgear'ler ile sürekli olmayan kesikli kuvvetler uygulanabilmektedir. Bu nedenle elde edilecek başarı hastanın kooperasyonuna bağlıdır (48, 55, 66, 177, 178, 205, 219).

Molar dişlerin distal hareketini gerçekleştirmek için mıknatıslar, süperelastik Nikel Titanyum teller, süperelastik Nikel Titanyum açık sarmal yaylar, Wilson'un 3D bimetrik distalizasyon arkı, Pendulum, Distal Jet, Jones Jig, First Class apareyi, ACCO apareyi, I.B.M.D, K-Loop, Keleş Slider apareyi gibi ağız içi distalizasyon apareyleri geliştirilmiş ve hasta kooperasyonu minimuma indirilmiştir (20, 24, 26, 36, 42, 71, 103, 111, 114, 121, 210, 225, 246, 247). Ağız içi molar distalizasyon apareylerinin birçoğunda molar distalizasyonu başarıyla gerçekleştirilmekte fakat bu sırada anterior bölgede ankraj kaybı meydana gelmektedir. Meydana gelen bu ankraj kaybı üst kesici dişlerin protrüzyonuna, overjet miktarının artmasına ve premolar dişlerin mezyle devrilmelerine sebep olmaktadır (4, 27, 32, 33, 68, 84, 98, 194).

Ortodontide implantların kullanılmaya başlanması ile birlikte hasta kooperasyonu ve ankraj kaybı ile ilgili sorunlar ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Ortodontide ankraj amacıyla implantların kullanılması ile ilgili ilk çalışma 1945 yılında Gainsforth ve Highley (76) tarafından yapılmıştır. Bu çalışmanın ardından birçok implant çeşidi ortodontik ankraj amacıyla kullanılmıştır (140, 150, 222). Osseointegre implantların yerleştirilmesi ve çıkarılması için cerrahi işlem gerekmektedir. Ayrıca kemik ile olan biyokimyasal bağlantısının sağlanabilmesi için implantların kemiğe yerleştirilmesinin ardından bir süre beklemek gerekmektedir (50). Mekanik olarak tutuculuk sağlayan ve cerrahi prosedüre ihtiyaç göstermeyen diğer bir implant türü de 'mini vidalar'dır. Boyut olarak implantlara göre çok daha küçüktürler. Mini vidaların yerleştirildiği kemik ile olan bağlantısı ise mekanik olarak sağlanmaktadır (50). Mini vidaların gerekli ankraj desteğini sağlamaları için ağız içerisinde buldukları süre boyunca stabil kalmaları gerekmektedir. Hastanın yaşı, mini vidanın çapı ve boyutu, şekli, yerleştirildiği bölge, yerleştirme yöntemi, yerleştirme açısı ve kemik ile bağlantısı, mini vidaya uygulanan kuvvet miktarı ve kuvvetin uygulanma zamanı ve mini vida çevresindeki dokuların enflamasyonu vidanın stabilitesini etkileyen faktörlerdir (38, 44, 100, 101, 120, 138, 139, 147, 165, 168, 180, 190, 193, 245, 251).

Bu çalışmanın amacı; bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidalardan destek olarak birinci molar distalizasyonu yapılacak olan adölesanlarda, rastgele seçilen bir tarafa yerleştirilen mini vidalara hemen, diğer tarafa 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanmasının mini vida stabilitesine etkisinin ve molar distalizasyonu sonrasında meydana gelen dişsel ve iskeletsel değişikliklerin değerlendirilmesi ayrıca distalizasyon sonrasında çıkartılan vida yüzeyinde osseointegrasyon meydana gelip gelmediğinin incelenmesidir.

## BÖLÜM II

### GENEL BİLGİLER

#### 2.1. SINIF II ANOMALİLER

Sınıf II maloklüzyonu 1899'da Edward H. Angle (6) tarafından tanımlanmıştır. Angle, kraniuma göre üst daimi birinci molar dişi anteroposterior ilişkide stabil kabul etmiş ve mandibulanın pozisyonunu mandibuler daimi birinci molar dişin, maksiller daimi birinci molar dişle ilişkisine göre sınıflandırmıştır. Bu sınıflandırmaya göre Sınıf II molar ilişkide alt daimi birinci molar diş, üst daimi birinci molar dişe göre daha posterior konumdadır. Angle bu durumun alt çenenin az gelişmesinin ya da geride kalmasının bir sonucu olduğuna inanmıştır (67). Angle'ın üst birinci molar dişi ile alt birinci molar dişinin mezio-distal ilişkisini temel alarak yaptığı bu sınıflama, günümüzde hala geçerli olsa da yeterli değildir (203). 1931 yılında Broadbert tarafından ortodontide kullanıma sunulan sefalometrik radyoloji sayesinde sadece dişsel ilişkilerin değerlendirilmesinin yeterli olmadığı, iskeletsel yapılarında tanı ve tedavi planlamasında önemli olduğu ortaya çıkmıştır (15, 65, 118, 203).

Droschl (64), 6-15 yaşları arasındaki çocuklarda Sınıf II maloklüzyon frekansının %37 civarında olduğunu belirtmiştir. Ast, Carlos ve Cons (10) ise inceledikleri, yaşları 15-18 arasında değişen 1413 lise öğrencisinden %23.8'nin Sınıf II maloklüzyona sahip olduğunu bildirmektedir. Massler ve Frankel (159) tarafından da Sınıf II maloklüzyon oranı %16.68 olarak bildirilmiştir. Sayın ve Türkkahraman'ın (209) çalışmalarında Türk çocukları için bildirilen Sınıf II maloklüzyonun görülme sıklığı %24'tür ve incelenen bireylerin %19'u Sınıf II Div 1 anomaliye sahiptir. Alkofide'e (2) göre Sınıf II Div. 1 anomaliye sahip hastaların %45'i subdivizyonlara sahiptir ve sıklıkla sağ taraf etkilenmektedir.

Birçok araştırmacı, Sınıf II malokluzyonu alt gruplara ayırarak incelemiştir (89, 90, 172, 239).

Graber (90), Sınıf II malokluzyonları, morfolojik ve iskeletsel olarak iki ana gruba ayırmıştır:

#### A-Morfolojik sınıflama

- 1- Dentoalveolar anomaliye sahip Sınıf II malokluzyonlar,
- 2- Alt çenenin geride, üst çenenin yerinde olduğu Sınıf II malokluzyonlar ,
- 3- Üst çenenin ileride, alt çenenin yerinde olduğu Sınıf II malokluzyonlar,
- 4- 2 ve 3 numaralı alt grupların kombinasyonu sonucu oluşan Sınıf II malokluzyonlar.

#### B- Sefalometrik Sınıflama

- 1- İskeletsel komponenti olmayan ,dentoalveolar uyumsuzluğun neden olduğu Sınıf II malokluzyonlar ,
- 2- Fonksiyonel olarak, alt çenenin habitüel okluzyonda , geriye zorlanarak kapanmasıyla oluşan Sınıf II malokluzyonlar,
- 3- Üst çenenin önde olduğu Sınıf II malokluzyonlar,
- 4- Alt çenenin geride olduğu Sınıf II malokluzyonlar,
- 5- Yukarıda bahsedilen 4 alt grubun kombinasyonu sonucu oluşan Sınıf II malokluzyonlar

Bışhara (22), her ne kadar Sınıf II malokluzyonların temelinde genelde iskeletsel faktörler rol oynasa da bazen normal iskeletsel ilişkiye sahip bireylerde de Angle Sınıf II ilişki görülebileceğini bildirmiştir.Bışhara'ya göre dental Sınıf II'nin 2 nedeni olabilir.

- 1- Maksiller dental protrüzyon



2- Maksiller daimi birinci molar dişin mesial drifti.

## **2.2. SINIF II MALOKLUZYONUN TEDAVİSİ**

Sınıf II malokluzyonların tedavisinde kullanılan farklı tedavi yöntemleri vardır (161, 171). Bu tedaviler malokluzyonun çeşidine ve bireyin yaşına göre değişiklik gösterir. İskeletsel probleme bağlı oluşan anomalide, birey aktif büyüme gelişim dönemindeyse genellikle fonksiyonel tedavi yaklaşımlarından yararlanır (39, 53, 162, 184, 220). Fonksiyonel tedaviler sabit ve hareketli apareyler olarak kullanılabilir (13, 39, 53, 93,184).

İskeletsel problemi olmayan fakat dişsel Angle Sınıf II anomaliye sahip olan bireylerde iki tip tedavi seçeneği vardır. Bunlardan biri küçük azı dişlerinin çekimi ile yapılan tedaviler diğeri ise üst birinci molar dişin distalizasyonu ile yapılan çekimsiz tedavilerdir.

Angle (5), ideal bir tedavinin tüm dişlerin ağızda olmasıyla mümkün olacağını savunurken, Tweed (231), çekim gerektiği halde çekimsiz tedavi edilen vakaların tedavi sonuçlarının stabil olmayacağını bildirmiştir. Bowbeer (29, 30), çekimli tedaviler sonucu profilin düzleştiğini savunmaktadır. Çekimsiz tedavi yaklaşımlarında bir çok araştırmacı, alt çenenin aşağıya ve geriye rotasyon yaptığını, bu durumun da alt ön yüz yüksekliği boyutunda artış meydana getirdiğini belirtmektedir (46, 133, 157). Bazı araştırmacılar, alt ön yüz yüksekliğinin azaltılmasının istendiği durumlarda çekim yapılması gerektiğini savunurken (208, 212, 213), Chua (46), çekimli tedaviler sonucu alt ön yüz yüksekliğinde belirgin bir değişiklik olmadığını bildirmiştir. Literatürdeki bu çekimli ve çekimsiz tedavi tartışmalarına rağmen çekimli tedavi oranının son 20 yılda %60-80'lerden % 30'lara düşmesi çekimsiz tedavinin yaygın olarak benimsenmeye başlandığını göstermektedir (23, 153).

Çekim kararını vermek bazı olgularda oldukça zor olmaktadır. Schwab (215), dişsel anomaliye sahip fakat güzel bir profili olan olguları, sınır olgular olarak değerlendirmiştir. Philip C. (192), normal büyüme gelişim paternine sahip, kooperasyon problemi olmayan sınır olgularının, doğru zamanlama ve doğru mekanik seçimleriyle diş çekimi yapmadan, başarıyla tedavi edilebileceğini söylemiştir. Çekim kararı verirken, model analizleri, lateral sefalometrik film analizleri ve yumuşak doku analizleri beraber değerlendirilmelidir. Sınır olgularda çekim kararı verirken yüz estetiği önem kazanmaktadır (81). Çekimli tedavilerde profil, çekimsiz tedavilere göre daha düz bir hal almaktadır. Eğer hastanın profili konveks ise, küçük azı dişlerinin çekimi ile hastanın profili düzleşmekte ve olumlu bir etki elde edilmektedir (23, 63, 81, 108, 153, 186).

Çekimsiz tedavi yapılacak olgularda birinci molar dişlerin distalize edilmesi için ilk geliştirilen ve günümüzde de hala kullanılmakta olan ağız dışı aygıtların kullanılması oldukça eskiye dayanmaktadır. İlk uygulama, 1800'lü yılların sonunda Kingsley tarafından yapılmış, 1900'lü yıllara kadar yaygın olarak kullanımları devam etmiştir (11). Büyüme ve gelişim döneminde bulunan bireylerde ağız dışı aygıtların kullanılmasının ortodontik etkileri yanında ortopedik etkileri de görülmüştür (7, 16, 17, 18, 49, 69, 132, 164, 197). Böylece Sınıf II molar ilişki, üst birinci molar dişlerin distalizasyonu, üst çenenin öne doğru büyümesinin frenlenmesi ve alt çenenin de spontan olarak öne doğru yer değiştirmesiyle düzeldiği bildirilmiştir (86).

### **2.3 AĞIZ DIŞI APAREYLER**

Ağız dışı apareyler, dentoalveolar bölgeyi etkilediği gibi kafa-yüz kompleksini de bir bütün olarak etkilemektedir. Bu nedenle sadece molar

distalizasyonu istenen durumlarda bile, büyüme gelişim dönemindeki çocuklarda iskeletsel etki ortaya çıkmaktadır (13, 16, 17, 18, 86, 93, 164, 197).

1953 yılında, Kloehn (134), günümüzde kullanılan yüz arkını uygulamaya sokmuş ve üst birinci molar dişin distalizasyonunda, en fazla servikal tip ağız dışı apareyin etkili olduğu söylemiştir.

Mosmann (169) 1956 yılında yaptığı çalışmada, oksipital bölgeden destek alan ağız dışı aparey kullanmış ve bu apareyin üst birinci molar dişinin mezyal yönde yer değiştirmesini engellediğini, üst birinci molar dişinde çok az miktarda distalizasyon elde edildiğini, Sınıf I ilişki elde edilmesinin alt çenenin öne doğru yaptığı rotasyondan kaynaklandığını bildirmiştir.

Baalack ve Poulsen'in (11) 1966 yılında yaptıkları çalışmada, oksipital bölgeden destek alan ağız dışı apareyi yaş ortalaması 11 olan 29 bireye kullandırmışlardır. Üst birinci molar dişinde 6 ay sonunda 1.2 mm, 12 ay sonunda 1.3 mm distal yönde hareket gözlenmiştir. Başlangıç yaş ortalaması 11 olan 22 bireyden oluşan kontrol grubunda ise 0.9 mm mesial yönde hareket gözlenmiştir. Tedavi grubunda Sınıf II ilişkinin düzelleme miktarı, üst birinci molar dişin distal yönde hareket miktarının iki katı daha fazladır. Bunun nedeni olarak, üst birinci molar dişin mesial yönde yapacağı hareket miktarının engellenmiş olması ve aynı zamanda alt çenenin öne doğru büyümüş olması gösterilmiştir.

Gould (88) 1957 yılında yaptığı çalışmada, distal yönlü ağız dışı kuvvetlerle ve kuvvetin üst birinci molar dişlerinin direnç merkezinden geçmesi halinde distal yönde gövdesel bir hareketin meydana geleceğini belirtmiştir.

Poulton (197) 1967 yılında yaptığı çalışmada üst birinci molar dişinde meydana gelen distal yönde hareketin, en etkin biçimde büyümenin yavaşladığı ve apareyin en az 14 saat kullanıldığı durumlarda görülebileceğini savunmuştur.

Mitani ve Brodie (167) 1970 yılında yaptıkları çalışmada, yaş ortalaması 8.87 yıl olan 16 Sınıf II anomaliye sahip bireyde servikal headgear'in etkilerini incelemek amacıyla tedavi başı, pekiştirme dönemi ve ortalama 17.20 yaşlarında kayıtlar almışlardır. Yaş ortalaması 8 yıl olan 30 bireyden oluşan kontrol grubundan kontrol başında ve ortalama 16 yaşlarındayken kayıtlar alınmıştır. Frankfurt düzleminin üst çeneyle yapmış olduğu açı, kontrol ve tedavi gruplarında artmış, fakat tedavi grubundaki artış tedavi sonrasında azalmıştır. Üst birinci molar dişin ön kafa kaidesi ile yaptığı açı, tedavi grubunda artarken, kontrol grubunda azalmıştır. Üst birinci molar dişin üst çene düzlemiyle yaptığı açı her iki grupta da azalmıştır.

Armstrong (7) 1971 yılında yaptığı çalışmada, servikal ve oksipital bölgelerden destek alan kombine tip headgear'lerin, servikal tip headgear'lere göre daha etkili olduğunu savunmuştur. Özellikle ağız dışı kolların kısa tutulduğu kombine tip headgear'i tercih etmektedir. Servikal tip headgear'lerin üst birinci molar dişinde uzamaya neden olduğunu bildirmiştir. Kombine tip headgear'lerde üst birinci molar dişlerin distal yönde gövdesel hareketinin sağlanmasında kuvvet çizgisinin dişin direnç merkezinden geçmesinin rahatlıkla ayarlanabileceğini söylemiştir. Armstrong'a göre dişler devrilerek hareket etmişlerse kısa sürede ilk pozisyonlarına geri dönerler. Armstrong bu çalışmasında üst birinci büyük azı dişlerinde ortalama 4-5 mm distal yönde gövdesel hareket elde etmiştir. Ayrıca premolar ve kanin dişlerinin de molar dişi takip ederek distal yönde hareket ettiğini tespit etmiştir.

Melsen (164), 1978 yılında yaptığı çalışmada, yaş ortalaması 9.7 yıl olan 10 bireyde servikal tip headgear'in ağız dışı kolunu okluzal düzleme göre 20° aşağıya doğru açıldırılmış, yaş ortalaması 9.4 yıl olan 10 bireyde ise, ağız dışı kolu okluzal düzleme göre 20° yukarıya açıldırılmıştır. Her iki grupta da toplam 400 gr kuvvet

uygulanmıştır. Aparenter günde 12 saat olmak üzere toplam sekiz ay kullanılmıştır. Birinci grupta, üst birinci molar dişin distale devrildiği, ikinci grupta ise, anlamlı bir devrilme olmadığı gözlenmiştir. Her iki grupta da, üst birinci molar dişinde uzama görülmüş, ikinci grupta uzama miktarı daha fazla bulunmuştur. Alt çenenin de buna bağlı olarak aşağıya ve geriye rotasyon yaptığı görülmüştür.

Baumrid ve arkadaşları (16, 17), 1981 ve 1983 yıllarında yaptıkları çalışmalarda, farklı ağız dışı aygıtlarla, modifiye aktivatörün, çenelere ve yüz oranlarına etkisini incelemiştir. Servikal headgear kullanan grupta, üst birinci molar dişlerdeki uzama sonucunda, ön yüz yüksekliğinde ve ramus boyunda anlamlı artış gözlenmiştir. Alt çene düzlem eğiminde önemli bir farklılık oluşmamıştır. Oksipital headgear grubunda kısa süreli ağır kuvvetler uygulanarak, daha çok ortodontik etki elde edilirken, servikal headgear grubunda, uzun süreli hafif kuvvetler uygulanarak daha çok ortopedik etki elde edilmiştir.

Firouz ve arkadaşlarının (69) 1992 yılında yaptıkları çalışmada, 12 yetişkin bireye 6 ay süreyle günde 12 saat oksipital headgear kullanılmıştır. Benzer özelliklere sahip 12 birey de kontrol grubunu oluşturmuştur. Kuvvet vektörü birinci molar dişin direnç merkezinden geçecek şekilde toplam 500 gr'lık kuvvet uygulanmıştır. Tedavi grubunda üst birinci molar dişinde ortalama 2.56 mm paralele yakın distal yönde hareket ve 0.54 mm uzama bulunmuştur. Kontrol grubunda ise; üst birinci molar dişinde ortalama 0.2 mm mezial yönde hareket ve 0.23 mm uzama görülmüştür.

Cook ve arkadaşları (49) 1994 yılında yaptıkları çalışmada, her biri 30 bireyden oluşan 3 grup oluşturmuşlardır. Birinci grup servikal headgear ve alt utility ark kullanılarak tedavi edilmiş, ikinci grupta sadece servikal headgear kullanılmış, üçüncü grupta tedavi uygulanmamıştır. Ağız dışı kollar 20° yukarıya doğru

açıldırılarak 450 gr kuvvet uygulanmıştır. Ortalama tedavi süresi 1.5 yıldır. Birinci grupta 1.65 mm, ikinci grupta ise 1.78 mm distalizasyon elde edilmiştir. Her iki grupta da istatistiksel olarak anlamlı bir devrilme gözlenmemiştir. A noktası her iki grupta da geriye gitmiştir. Alt birinci molar dişler utility arkların kullanıldığı grupta distal yönde hareket etmiş, diğer gruplarda mezial yönde hareket etmiştir. Her üç grupta da dişlerde vertikal yönde anlamlı bir hareket gözlenmemiştir.

Kirjavainen ve arkadaşları (132) 1997 yılında yaptıkları çalışmada, 40 bireye Kloehn tipi ortopedik servikal headgear uygulamışlardır. Yüz arkının ağız içi kolları, üst birinci büyük azı dişleri arasındaki mesafeden 10 mm daha geniş tutulmuştur. Ağız dışı kollar 15° yukarıya doğru açıldırılmıştır. Apanye günde 12-14 saat kullandırılmış ve 500 gr kuvvet uygulanmıştır. Tedavi sonunda overjet miktarında ortalama 2.1 mm azalma görülmüştür. Örtülü kapanış miktarında anlamlı bir farklılık olmamıştır. Bunun nedeni olarak tedavi sırasında alt ve üst azı dişlerinde uzama olmaması gösterilmiştir. Hem üst hem de alt çenede genişleme gözlenmiştir. Bunun da servikal headgear'in ağız içi kollarında yapılan genişletmeye bağlı olduğu düşünölmüştür.

Güray ve Orhan (96) 1997'de imal ettikleri ve laboratuvar şartlarında % 100 güvenilir olduğunu ispatladıkları zaman ölçer içeren Selçuk Tip Headgear ile 10 hasta üzerinde bir çalışma yapmışlar, hastaların headgearlerini arzulanan takma süresinin % 63'ü kadar taktıklarını, fakat zaman ölçerli headgear ile izlendiklerini öğrendikten sonra, takma sürelerini % 26 oranında arttırdıkları ve arzulanan takma süresinin % 89'una ulaştıklarını rapor etmişlerdir.

Nanda (175) 2006 yılında yayınladığı derlemede, headgear kullanılarak molar distalizasyonu elde edilebileceği gibi, büyüme gelişim dönemindeki bireylerde büyüme modifikasyonu da yapılabileceğini belirtmiştir. Servikal headgear

kullanıldığında üst birinci molar dişte oluşan uzamaya bağlı olarak; okluzal, palatal ve mandibular düzlemlerde aşağı ve geriye doğru rotasyon olduğunu, buna bağlı olarak da alt yüz yüksekliğinde ve fasiyal konveksitede artış meydana geldiğini belirtmiştir. Bunu engellemek için gerektiğinde ağız dışı kolun, okluzal düzlem ilişkisi göz önünde bulundurularak aşağı ve yukarı yönde hareket ettirilebileceğini bildirmiştir.

Reiman ve arkadaşları (201) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, 85 bireyi 2 gruba ayırmışlardır. 41 kişiden oluşan birinci grupta, üst ikinci molar dişleri sürmüş ve birinci molar diş ile kontak halindedir. 44 kişiden oluşan ikinci grupta ise ikinci molar dişler sürmemiştir. Hiçbir grupta üçüncü molar dişler ağızda görülmemektedir. Hastalara servikal headgear kullanılarak 1.5 N'dan başlayarak 3N, 4.5N, 6N, 7.5 N'a kadar artırılarak kuvvetler uygulamışlardır. Birinci grupta ikinci premolar ve birinci molar dişleri arasındaki boşluk miktarı %48, ikinci grupta %61 artmıştır. Bu sonuçlara göre, ikinci molar dişlerin sürmediği bireylerde molar distalizasyonun daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

## **2.4 AĞIZ İÇİ MOLAR DİSTALİZASYON MEKANİKLERİ**

Ağız dışı apareylerin kullanımıyla büyüme gelişimin bittiği vakalarda iskeletsel etki elde edilememekte ve molar distalizasyonu daha yavaş olmaktadır (11, 48, 86, 130, 135). Ayrıca kooperasyon göstermeyen ve ağız dışı apareyleri yeterli süre kullanmayan bireylerde başarısız sonuçlar elde edileceği bildirilmiştir (48, 55, 66, 177, 178, 205, 219). Kullanımının zor olmasının yanısıra ağız dışı aygıtların bireylerde cilt rahatsızlıklarına ve hatta körlüğe neden olduğuna dair çalışmalar mevcuttur (104, 158, 196, 207). Ayrıca, apareyin servikal elastik bant içeren

türlerinin, servikal spina ve boyun kaslarına fizyolojik olmayan kuvvetler uyguladığı da belirtilmektedir (109).

Bu tür problemler ve yaşanan kooperasyon sorunu nedeniyle, hasta kooperasyonunu minimuma indiren ağız içi molar distalizasyon mekanikleri geliştirilmiştir.

#### **2.4.1 Mıknatıslar**

Manyetik kuvvetlerle molar distalizasyonu yapılmasının, hasta kooperasyonuna ihtiyaç göstermemesi, uygulanan kuvvetin fizyolojik, sürekli ve kolay aktive edilebilir olması, sürtünme kuvvetinin az olmasına bağlı olarak anterior bölgede oluşan ankraj kaybının çok fazla olması gibi avantajları vardır. Uygulanan manyetik kuvvetler kök yüzeyine eşit dağılmakta ve tedavi süresi kısalmaktadır. Böylece hastada tedavi süresince ortaya çıkabilecek gingival problemler, dekalsifikasyonlar da minimuma inmektedir (24, 26).

Bleechman (24) 1985 yılında yaptığı çalışmada; ilk olarak hayvan dişleri üzerinde kullanarak diş hareketi sağladığı mıknatısları yaş ortalaması 13 olan iki bireyde denemiş ve üst birinci molar dişleri distal yönde hareket ettirmiştir.

Gianelly ve arkadaşları (85) 1988 yılında yaptıkları çalışmada, 200-225 gr kuvvet uygulayarak 12 yaşındaki bir bireyde manyetik kuvvetlerden yararlanarak 7 haftada 3 mm. lik distalizasyon elde etmişlerdir. İkinci molar dişlerinin sürdüğü bireylerde ayda ortalama 0.75-1 mm'lik distalizasyon sağlandığını belirtmişlerdir. Ankraj olarak Nance apareyini kullanmışlardır. Üst premolar dişleri boşta bırakmışlar ve transseptal lifler aracılığıyla onlarında distal yönde hareket edeceğini öne sürmüşlerdir.



Gianelly ve arkadaşları (84) 1989 yılında yaptıkları çalışmada, ikinci molar dişlerin ağızda olmadığı 8 bireyde mıknatıs kullanarak 2-5 ay içinde Sınıf I ilişki sağlamışlardır. İkinci molar dişlerin ağızda olduğu olgularda bu süre artmıştır. Distalizasyon sonunda elde edilen boşluğun %80'inin molar distalizasyonu sonucu, %20'sinin ise premolar mezyalizasyonu sonucu elde edildiği belirtilmiştir.

Itoh ve arkadaşları (106) 1991 yılında yaptıkları çalışmada, karışık dişlenme dönemindeki 10 bireye mıknatıslar kullanılarak yaklaşık 240 gr kuvvet uygulanmış ve 39-75 gün arasında değişen sürelerde Sınıf I molar ilişki elde edilmiştir. Üst birinci molar dişlerde ortalama 2.1 mm distalizasyon, 7.4° distal yönde devrilme ve 6.2° meziobukkal rotasyon görülmüştür. Kesici dişlerde ise, ortalama 3.8° labial yönde devrilme 1.2 mm labial yönde hareket gözlenmiştir. Ankraj kaybının molar dişlerin distalizasyon miktarının %30-50'si kadar olduğunu bildirmişlerdir.

Bondemark ve Kurol (26) 1992 yılında yaptıkları çalışmada, üst birinci molar dişlerinin distalizasyonu amacıyla 10 bireyde mıknatısları kullanarak 220 gr manyetik kuvvet uygulamışlardır. Ankraj ünitesi olarak Nance apareyi kullanılmıştır. Distalizasyon süresi ortalama 16.6 hafta olup distalizasyon miktarı 4.2 mm. dir. Üst birinci molar dişleri ortalama 8° distale devrilmiş, ortalama 8.5° bukkal yönde rotasyona uğramışlardır. Ön dişler ortalama 1.8 mm labial yönde hareket etmişler ve 6° labial yönde devrilmişlerdir. Distalizasyon sonrasında Nance ve ona bağlı transpalatal arklar ağızdayken 2-4 ay başka kuvvet uygulanmadan beklenmiştir. Bu sürenin sonunda, premolar ve kanin dişlerinin, transseptal liflerin çekme kuvveti sayesinde tekrar eski konumlarına doğru yer değiştirdikleri görülmüştür.

## 2.4.2 Süperelastik Nikel-Titanyum Teller

Ni-Ti teller ilk olarak 1968 yılında Buehler tarafından bulunmuş, ancak ortodontide kullanılması ve geliştirilmesi Andreasen tarafından gerçekleştirilmiştir (3). Ni-Ti tellerin yüksek elastikiyet, şekil hafızası ve plastik deformasyon göstermeksizin paslanmaz çelik tellerin iki katı kadar esneme özellikleri vardır (225).

Locatelli ve arkadaşları (152) 1992 yılında yaptıkları çalışmada, üst ikinci premolar dişi hariç tüm dişleri braketlemişler ve Ni-Ti süperelastik teller kullanarak üst birinci molar dişini distalize etmişlerdir. Birinci premolar dişinin braketinin distali ile üst birinci molar dişin braketi arasındaki mesafe ölçülmüş, bu mesafeden 5-6 mm uzun olacak şekilde Ni-Ti tele stoplar konulmuştur. Böylece üst molar dişe distal, premolar dişe ise mezyal yönlü kuvvet uygulanmış, ön dişlerin ankrajını kuvvetlendirmek için de Sınıf II elastikler kullanılmıştır. Bu yöntemle ayda 1-2 mm distalizasyon elde etmişlerdir.

Gianelly (82), 1998 yılında yayınladığı makalesinde, süperelastik Ni-Ti açık sarmal yaylar ile, Locatelli'nin (152) kullanmış olduğu süperelastik Ni-Ti tellerin her ikisi ile de, 100 gr kuvvet uygulayarak ayda ortalama 1mm hareket sağladığını belirtmiştir. Üst birinci molar dişinin devrilerek yaptığı hareketin, gövdesel harekete göre çok daha hızlı olduğunu fakat stabilite açısından, distalizasyon bittikten sonra molar dişin mutlaka dikleştirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Ayrıca overjetin 2mm'den fazla olduğu bireylerde ankraj kaybını önlemek amacıyla Sınıf II elastiklerden faydalanılabileceğini bildirmiştir.

Hacıpoğlu (98), 2002 yılında yaptığı doktora çalışmasında, dişsel Sınıf II malokluzyona sahip 21 bireyi rastgele 2 gruba ayırmış, bir grupta Ni-Ti açık sarmal yaylar, diğer grupta ise Ni-Ti süperelastik teller kullanarak molar distalizasyonu yapmıştır. Her iki grupta da molar distalizasyonu başarıyla gerçekleştirilmiştir. Her

iki grupta da birinci molar dişlerde distopalatal yönde rotasyon ve sagittal düzlemde devrilme görülmüştür. Fakat bu bulgular Ni-Ti ark teli grubunda daha belirgindir. Bunun nedenini de Ni-Ti açık sarmal yayların 0.017x0.025 rijit paslanmaz çelik teller üzerinde uygulanmış olması fakat Ni-Ti tellerin yerterli rijiditeye sahip olmaması olarak açıklamıştır.

### **2.4.3 Süperelastik Nikel-Titanyum Açık Sarmal Yaylar**

Açık sarmal yaylar, sıkıştırılarak aktive edildiklerinde merkezden her iki yöne doğru itme kuvveti uygulayan yaylardır. Ortodontik tedavilerde birçok amaçla kullanılmakta, sürekli ve fizyolojik kuvvet uygulamaktadırlar. Açık sarmal yayların içerdikleri tel sayısı arttıkça diş hareketi için gerekli olan en hafif ve etkili hareketi oluşturacağı bildirilmiştir (42).

Gianelly ve arkadaşları (83) 1991 yılında yaptıkları çalışmada, süperelastik nikel-titanyum açık sarmal yayları 8-10 mm aktive edip 100 gr kuvvet uygulayarak üst birinci molar dişi ayda 1-1.5 mm distalize etmişlerdir. Ankraji desteklemek için, birinci premolar dişlerinden, damaktan ve kesici dişlerden destek alan ve önde ısırma düzlemi olan modifiye Nance apareyinden faydalanmışlardır. Böylece kapanışı açmışlar ve birinci molar dişinin distalizasyon sırasında alt dişlere çarpmasından kaynaklanacak ankraj kaybını ortadan kaldırmaya çalışmışlardır.

Bondemark ve Kurol (27) 1994 yılında yaptıkları çalışmada, süperelastik Ni-Ti açık sarmal yaylar ile manyetik kuvvetlerin birinci ve ikinci molar dişler üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Yaş ortalaması 14.9 olan 18 birey tedavi grubuna alınmıştır. Ankraji artırmak için ön bölgesi ısırma plaklı olan, ikinci premolar dişinden başlayan modifiye Nance apareyi kullanılmıştır. Üst çenede bir tarafa mıknatıs diğer tarafa açık sarmal yay kullanılarak 225 gr'lık kuvvet 6 ay

süreyle uygulanmıştır. Açık sarmal yayların kullanıldığı tarafta birinci molar dişde ortalama 3.2 mm, mıknatısın bulunduğu tarafta ise 2.2 mm distalizasyon görülmüştür. Açık sarmal yayların bulunduğu tarafta birinci molar dişlerde 2.9°, mıknatısların bulunduğu tarafta ise 2° disto-bukkal rotasyon görülmüştür. Kesici dişlerde ortalama 4.4°'lik labial yönde devrilme, 1,5- 2 mm labial yönde hareket ve overjet miktarında ortalama 1.5 mm artış görülmüştür. Distalizasyon sonunda derin kapanış ortalama 3.6 mm düzelmiştir.

Erverdi ve arkadaşlarının (68) 1997 yılında yaptıkları çalışmada, yaş ortalaması 12.5 olan ve ikinci molar dişleri sürmüş olan 15 bireyin sağ üst molar dişleri manyetik kuvvetler ile, sol üst molar dişleri ise süper elastik açık sarmal yaylar ile distalize edilmiştir. Sarmal yay ayda bir defa aktive edilirken, mıknatıs haftada bir defa aktive edilmiştir. Her iki tarafta da, 3 ay içinde Sınıf I ilişki elde edilmiştir. Distalizasyon sonunda manyetik kuvvet kullanılan taraftaki molar dişde ortalama 2.1 mm distalizasyon ve 9.9° distopalatinal rotasyon bulunmuştur. Ni-Ti açık sarmal yayların kullanıldığı tarafta 4.2 mm distalizasyon 8.6° disto-palatinal rotasyon bulunmuştur. Alt çenede ortalama 1.09° aşağıya ve geriye rotasyon, overjet miktarında 1.37 mm artış ve overbite miktarında 1.39 mm azalma görülmüştür.

#### **2.4.4 Wilson'un 3D Bimetrik Distalizasyon Arki**

Wilson ve Wilson tarafından geliştirilen bimetrik distalizasyon arkında elgiloy telden bükülen açık sarmal yay kullanılmaktadır. Bu mekanikte uygulanan kuvvetin anterior bölgede meydana getireceği ankraj kaybını azaltmak için alt birinci molar diş ile üst kanin diş arasına Sınıf II elastik uygulanmaktadır (243, 244).

Muse ve arkadaşları (173) 1993 yılında yaptıkları çalışmada, 19 bireyde Wilson'un (246, 247) bimetrik distalizasyon arklarını kullanmışlardır. Bireylerin üst çenelerine bimetrik distalizasyon arki uygulanmış, alt çeneye ise, kullanılacak olan Sınıf II elastığın yan etkilerini azaltmak için lingual ark uygulanmış veya tüm dişler braketlenerek kalın tellere geçilmiştir. Sınıf II elastiklerin 24 saat kullanılması istenmiştir. Ortalama distalizasyon 14.9 hafta sürmüştür. Üst birinci molar dişlerde ortalama 2.16 mm distalizasyon ve 7.8° distal yönde devrilme görülmüştür. Üst kesici dişler ortalama 0.3 mm labial yönde hareket edip 1.6 mm uzamışlardır. Alt birinci molar dişlerde ise ortalama 1.38 mm mezyal yönde hareket gözlenmiştir.

Doğanay A. tarafından (62) 1996 yılında sunulan doktora tez çalışmasında, Wilson'un bimetrik distalizasyon arkları dişsel Sınıf II malokluzyona sahip, yaş ortalamaları 13.65 yıl olan 21 bireyde kullanılmıştır. Distalizasyon süresi 3.4 ay, kontrol süresi 4.8 aydır. Üst birinci molar dişlerinde 4.14 mm distalizasyon, 4.24° distal yönde devrilme ve 0.74 mm gömülme görülmüştür. Dişsel sınıf I ilişkinin elde edilmesinde, Sınıf II elastiklerin kullanılmasının neden olduğu alt birinci molar dişin mezyalizasyonu da etkili olmuştur.

Rana ve Becher (199) 2000 yılında, Wilson Bimetrik Distalizasyon Arkı ve edgewise mekaniklerini kullanarak yaşları 9-19 arasında değişen Sınıf II molar ilişkiye sahip 18 hastayı tedavi etmişlerdir. Tedavi öncesi ve sonrasında alınan sefalometrik radyografiler üzerinde yaptıkları değerlendirmede, distalizasyon sonrası üst molar dişlerin ortalama 0,8 mm distalize olduğunu ve 2,3° distal devrilmeye uğradığını saptamışlar, üst keser protrüzyonunun ise ortalama 0,6 mm ve 3,5° olduğunu bulmuşlardır. Mandibular molar dişlerde ortalama 0,1° hareket olurken alt keserlerin ise 4° protrüzyona uğradığını bildirmişlerdir.

#### 2.4.5 Pendulum Apareyi

Hilgers (103) tarafından 1992 yılında molar distalizasyonu amacıyla literatüre “Pendulum Apareyi” sunulmuştur. Apareyde ankraj ünitesi olarak Nance plağı ve bu plaktan 1. ve 2. premolar dişlere uzanan teller yer almaktadır. Aktif elemanlar olarak ise 0,32 inch TMA telden bükülen springler kullanılmış, vakanın ihtiyacına göre her ay 0,6–1,2 mm’lik distalizasyon ile üst molarlar Sınıf I ilişkiye getirilmiştir. Araştırmacı aynı zamanda Nance plağına bir vida eklediği “Pend-X” ismini verdiği aparey ile üst çenesinde darlık bulunan hastalarda distalizasyon ile birlikte ekspansiyon da elde edilebilmesini sağlamıştır.

Ghosh ve Nanda (79), 1996 yılında yaptıkları çalışmada, J.J. Hilgers’in (103) 1992 yılında ilk kez tanıttığı ağız içi distalizasyon apareyi olan pendulum apareyinin, dişler, iskeletsel yapılar ve yumuşak dokular üzerine etkilerini incelemiştir. Tedavi grubu yaş ortalamaları 12.5 olan 41 bireyden oluşmuştur. Ortalama distalizasyon süresi 6.21 aydır. Zemberekler 60°-70° arası açıldırılarak, sadece ağıza ilk takıldıklarında aktive edilmişlerdir. Bu sırada dişlere 230 gr. kuvvet uygulanmıştır. Distalizasyon sonunda üst birinci büyük azı dişlerinde ortalama 3.37 mm distalizasyon, 8.36° distal yönde devrilme ve 0.1 mm gömülme görülmüştür. Üst birinci premolar dişte ortalama 2.55 mm mezyalizasyon, 1.29° mezyal yönde devrilme ve 1.7 mm uzama görülmüştür. Üst keserler ortalama 2.4° labial yönde devrilmişler ve 0.65 mm uzamışlardır. Overjet ortalama 1.3 mm artmış, örtülü kapanış miktarı ise 1.39 mm azalmıştır.

Byloff ve Darendeliler (34) 1997 yılında yaptıkları çalışmada, pendulum apareyinin dişsel ve iskeletsel etkilerini incelemek amacıyla yaş ortalaması 11 olan 13 bireyi tedavi etmişlerdir. Pendulum apareyinin akrilik plak kısmına, üst çeneyi transversal yönde genişletecek bir vida yerleştirilmiş ve bireylere bu vidayı 4 hafta

boyunca 3 günde bir açmaları söylenmiştir. Zembereklerde 45° aktivasyon yapılarak üst birinci molar dişine 200-250 gr kuvvet uygulanmıştır. 16.6 haftalık distalizasyon sürecinin sonunda üst birinci molar dişinde ortalama 3.39 mm distal yönde hareket, 14.5° distal yönde devrilme, üst ikinci premolar dişinde ise ortalama 1.63 mm mezyal yönde hareket görülmüştür. Üst çenede kazanılan toplam yerin %70.92'si birinci molar dişin distal yönde hareketi ile olmuştur.

Byloff ve Darendeliler (34) 1997 yılında, Pendulum apareyini modifiye ederek kullandıkları ikinci çalışmada, distalizasyon zembereklerine, devrilmeyi düzelten bir büküm eklemişlerdir. Sınıf II dişsel ilişkiye sahip, yaş ortalaması 13 yıl 11 ay olan 20 bireye ilk çalışmada kullanılan pendulum apareyinin aynısı kullanılmış, üst birinci molar dişlerinde süper Sınıf I ilişki elde edilene kadar (ortalama 16.45 hafta) distalizasyona devam edilmiştir. Daha sonra zembereklerin azı dişi bantlarının palatinal ataşmanlarına gelen kısmına 10°-15° büküm verilmiş yeterli dikleşme görülünce (ortalama 10.9 hafta) apareyler ağızdan çıkarılmıştır. Bu durumda apareyin ağızda kalma süresi 27.25 hafta olmuştur. Distalizasyon sonunda; üst birinci molar dişinde ortalama 4.1 mm distal yönde hareket, 6.07° distal yönde devrilme görülürken, üst ikinci premolar dişinde ortalama 2.22 mm mezyal yönde hareket görülmüştür. Üst kesici dişler ortalama 3.2° labial yönde devrilmişlerdir. Bir önceki çalışmada kazanılan yerin %70.92'si birinci molar dişin distal yönde hareketi ile sağlanırken, bu çalışmada bu oran %64.16'ya düşmüştür. Bu çalışmada birinci molar dişlerinin dikleştirilmesi esnasında, mezyal ve distal yönlü kuvvetlerin varlığını sürdürmesinden dolayı, bir önceki çalışmaya göre hem distalizasyon miktarı hem de ankraj kaybı daha çok olmuştur.

Bussick ve Mc Namara (32), 2000 yılında yaptıkları çalışmada pendulum apareyinin dişsel ve iskeletsel etkilerini değerlendirmek amacıyla, yaş ortalaması 12

olan 101 birey tedavi etmişlerdir. Ortalama distalizasyon süresi  $7\pm 2$  aydır. Üst birinci molar dişlerde ortalama 5.7 mm distal yönde hareket ve ortalama  $10.6^\circ$  distal yönde devrilme görülmüştür. Üst birinci premolar dişinde ortalama 1.8 mm mezyal hareket,  $1.5^\circ$  mezyal devrilme ve 1.1 mm uzama olmuştur. Üst orta kesici dişlerde, ortalama 1.4 mm labial hareket,  $3.6^\circ$  labial yönde devrilme olduğu belirtilmiştir.

Angelieri ve arkadaşları (4) 2006 yılında yaptıkları çalışmada, ağız içi birinci molar distalizasyonu için pendulum apareyini kullanmışlar, birinci molar dişlerine 250 gr kuvvet uygulayarak ortalama 5.87 ay distalizasyon yapmışlardır. 7.25 mm boşluk elde edilmiştir. Bu boşluğun %63.5'i birinci molar distalizasyonu ile sağlanırken %36.5'i birinci premolar dişin mezyalizasyonu ile sağlanmıştır.

Schütze ve ark tarafından (214) 2007 yılında yapılan çalışmada, tek taraflı Sınıf II malokluzyona sahip 15 hastaya modifiye ettikleri pendulum apareyini tek taraflı molar distalizasyonu yapacak şekilde uyumlayan 8,5 haftada birinci molar dişlerde ortalama olarak  $3.83 \pm 1.09$  mm, ikinci molar dişlerde ise ortalama olarak  $2.83 \pm 1.32$  mm distalizasyon elde etmişlerdir. Araştırmacılar, kullandıkları Nance apareyinin ankraj segmenti olarak yetersiz olabileceğini, ortodontik implant veya mini vidalardan ankraj amacıyla faydalanmanın daha yararlı olacağı sonucuna varmışlardır.

#### **2.4.6 Distal Jet**

Carano ve Testa (36) 1996 yılında, ağız içi distalizasyon yöntemlerinin kuvvet uygulanan dişte meydana getirdiği devrilme ve rotasyonları engellemek için geliştirdikleri 'Distal Jet' apareyini tanıtmışlardır. Molar distalizasyonu amacıyla bir ucu Nance apareyinin akrilik parçasına gömülü olan diğer ucu ise distalizasyonu hedeflenen molar dişin palatinal tüpüne yerleştirilen kalın tel üzerindeki açık sarmal



yayların aktivasyonu ile molar distalizasyonu sağladıklarını belirtmişlerdir. Distal Jet aparatı ile ortalama 4 ay içerisinde Sınıf I molar ilişkisi elde etmişler, yaptıkları sefalometrik değerlendirmelerde distalizasyonun gövdesel olarak meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Türk ve Arıcı (229) 1998 yılında yaptıkları çalışmada, modifiye ettikleri Distal Jet aparatını 2 hastaya uygulamışlardır. 3,5 aylık süre sonunda üst birinci molar dişlerinde 3,5 mm distale hareket, 2° ila 6,5° distale devrilme, üst birinci premolar dişlerde mezyal devrilme, alt yüz yüksekliği ve alt çene düzlem açısında ise artış olduğunu bildirmişlerdir.

Chiu ve Mc Namara (45) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, distal jet ve pendulum aparatlarını karşılaştırmak için, ortalama yaşları 12.3 yıl olan 32 bireye distal jet aparatı uygulanırken, ortalama yaşları 12.6 yıl olan 32 bireye pendulum aparatı uygulamışlardır. Distal jet grubunda üst birinci molar dişin distalizasyonu 10 ay, pendulum grubunda 7 ay sürmüştür. Pendulum aparatı ile 6.4 mm boşluk oluşmuş ve bu miktarın 6.1 mm'si birinci molar dişinin distalizasyonu ile elde edilmiştir. Distal jet aparatı ile 3.8 mm boşluk oluşmuş ve bu mesafenin 2.8 mm'si birinci molar dişinin distalizasyonu ile elde edilmiştir. Pendulumda üst birinci molar dişde 10.7°, distal jet aparatında 5° distal tipping görülmüştür. Pendulumda birinci premolar dişde 1.4 mm mezyal hareket görülürken, distal jet aparatında 2.6 mm mezyal hareket görülmüştür. Pendulumda 1.2 mm overjet artarken 1.7 mm overbite azalmıştır. Distal jet grubunda 2.4 mm overjet artmış, 2.9 mm overbite azalmıştır. Distal jet grubunda birinci molar distalizasyonu daha az olurken daha fazla ankraj kaybı meydana gelmiştir. Fakat distal jet aparatında kuvvet, birinci molar dişin direnç merkezine yakın geçtiğinden daha gövdesel hareket elde edilmiştir.

#### 2.4.7 Jones Jig

Jones ve White (111) 1992 yılında kalın bir segmental ark ve üzerine adapte edilmiş Ni-Ti açık sarmal yay bulunduran sistemi 'Jones Jig' apareyi olarak tanıtmışlardır. Ni-Ti açık sarmal yayların 1-1,5 mm.lik aktivasyonları ile 70-75 gr kuvvet uygulanmaktadır. Bu yayın 4-5 haftada bir aktivasyonları yapılmıştır.

Gulati ve arkadaşları (94) 1998 yılında yaptıkları çalışmada, Jones Jig apareyinin dişsel ve iskeletsel etkilerini değerlendirmek amacıyla 12-15 yaşları arasında bulunan 10 bireyin üst birinci molar dişlerine 12 hafta boyunca 150 gr kuvvet uygulamışlardır. Ankraj apareyi olarak üst ikinci premolar dişini de içine alan modifiye Nance apareyi kullanılmıştır. Üst birinci molar dişinde ortalama 2.75 mm distal yönlü hareket, 3.5° distal yönde devrilme ve 1.60 mm uzama, üst ikinci premolar dişte ise ortalama 1.1 mm mezyal yönde hareket ve 2.6° mezyal yönde devrilme görülmüştür. Overjet miktarı, ortalama 1.05 mm artmış, örtülü kapanış miktarı ise 0.95 mm azalmıştır. Alt çene düzlemi ortalama 1.3° aşağı ve geriye rotasyon yapmıştır.

Runge ve arkadaşları (206) 1999 yılında yaptıkları çalışmalarında, yaş ortalamaları 14 yıl 6 ay olan 13 bireyde Jones Jig apareyini kullanmışlardır. Lateral sefalometrik film üzerinde yaptıkları değerlendirmede, üst birinci molar dişinde 2.23 mm distal yönde hareket ve ortalama 4°'lik devrilme görülmüştür. İkinci premolar dişte 9.47° mezyal yönde devrilme ve 2.23 mm mezyal yönde hareket meydana gelmiştir. Overjet miktarında ise 1.53 mm artış olmuştur.

Haydar ve Üner (99), 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında Jones Jig apareyi ile servikal headgear'in etkilerini lateral sefalometrik film analizleriyle karşılaştırmışlardır. Yaş ortalaması 10.6 olan 10 bireye Jones Jig apareyi, yaş ortalaması 10.7 10 bireye de servikal headgear kullanılmıştır. Headgear ile günde

16 saat 600 gr kuvvet uygulanmıştır. Jones Jig apareyi 4 haftada bir aktive edilmiş ve aktivasyonlar sırasında 75 gr.'lık kuvvet uygulanmıştır. Headgear grubunda ortalama distalizasyon süresi 10.7 ayken, Jones Jig grubunda 2.5 aydır. Headgear grubunda, üst birinci molar dişinde ortalama 5 mm distal yönde hareket görülürken 3.8°'lik devrilme olmuştur. Üst ikinci premolar dişinde ortalama 3.1 mm distal yönde hareket ve 9.75° distal yönde devrilme görülmüştür. Jones Jig kullanan grupta ise, üst birinci molar dişinde ortalama 2.8 mm distal yönde hareket, 7.85° distal yönde devrilme görülmüştür. Üst ikinci premolar dişlerinde ortalama 2.05 mm mezyal yönde hareket 3.45° mezyal yönde devrilme ve 1.95 mm gömülme bulunmuştur.

Mavropoulos ve arkadaşları (160) 2005 yılında Jones Jig apareyini modifiye ederek 17,5 haftada 2 mm molar distalizasyonu ve 1,9 mm keser protrüzyonu elde etmişlerdir. Araştırmacılar diğer çalışmalardan farklı olarak alçı modelleri lazerle taramışlar, 3 boyutlu hale getirdikleri modellerin analizini yapmış, bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak yapılan model analizinin sefalometrik analizden daha güvenilir olduğunu iddia etmişlerdir.

#### **2.4.8 First Class Apareyi**

Fortini ve arkadaşları (71) 1999 yılında yaptıkları çalışmada, distal jetin anterior segmentte oluşturduğu ankraj kaybını minimize etmek için geliştirdikleri ve 'First class apareyi' adını verdikleri distalizasyon sistemi ile hızlı molar distalizasyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir. Aparey vestibuler ve palatinal olmak üzere iki komponentten oluşmaktadır. Vestibuler komponent, formatif vidalar, bu vidaları kontrol eden split halkalar ve durdurucu vidalar içermektedir. Palatinal komponent ise modifiye Nance apareyi şeklinde fakat daha büyük ve kelebek şeklindedir. Bu çalışmada yaşları 8.7-14.5 yıl olan 62 bireyde first class apareyinin

kullanımı ile ortalama 42 günde ortalama 4.8 mm molar distalizasyonu sağlamışlardır.

Fortini ve arkadaşları (70) 2004 yılında, Sınıf II malokluzyona sahip yaş ortalaması 13,4 olan 17 hasta üzerinde çalışma yürütmüşler, 2-4 ayda Sınıf I molar ilişkisi sağlamayı başarmışlardır. Birinci molar diş ortalama 4 mm distalize olurken, 4,6° distale devrilmiş ve 1,2 mm uzamıştır. İkinci premolar dişler ise ortalama olarak 1,7 mm mezyalize olurken 2,2° mezyale devrilmiş ve 1mm uzamıştır. Araştırmacılar oluşan distalizasyon boşluğunun %70'inin molar distalizasyonu, %30'unun ise ankraj kaybına bağlı olduğunu ortaya koymuşlardır.

#### **2.4.9 ACCO Apareyi**

Hareketli apareyle birlikte ağız dışı aygıtların birarada kullanıldığı bir distalizasyon apareyi olan ACCO (Acrylic Cervical Occipital Appliance) ilk kez Margolis tarafından tanıtılmıştır (20). İlk zamanlarda apareyin kullanım amacı üst çenenin büyümesini frenlemek iken daha sonraları molar distalizasyonu amacıyla kullanılması için apareye zemberekler eklemiştir.

Bernstein 1969 ve 1970 yıllarında ACCO apareyinin avantajlarından kullanımından bahsettiği makaleler yayınlamıştır (20, 21).

Cetlin ve arkadaşları (41) 1983 yılında, ACCO apareyi ile molar distalizasyonu yaptığı ve çekimsiz olarak tedavi ettiği bir olguyu, Warren ise (238, 239) 1992 yılında yayımlanan iki makalesinde ACCO ile tedavi ettiği 4 vakayı sunmuştur.

Dietz ve Gianelly'nin (61) 2000 yılında yaptıkları çalışmada, simetrik veya asimetrik birinci molar distalizasyonu gerektiren olgularda ACCO apareyinin kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu aparey ile distalizasyon esnasında birinci molar

dişlerde meydana gelen hareket kron tippingi şeklindedir. 4 mm birinci molar distalizasyonunda 2 mm overjet artışı gözlenmiştir. Araştırmacılar birinci molar dişlerinde süper Sınıf I ilişkinin elde edilmesinin önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Ülgen (235) 1999 yılında sunduğu doktora çalışmasında, başlangıç yaş ortalaması 13.2 yıl olan 15 birey tedavi grubuna modifiye ACCO aпаратыni uygulamış, sonuçları başlangıç yaş ortalaması 13.1 olan 10 birey kontrol grubuyla karşılaştırmıştır. Tedavi grubunda servikal headgear'in ağız dışı kolları 25° yukarı doğru açıldırılmış ve 400 gr kuvvet uygulanmıştır. Birinci molar dişlerde ortalama 4.3 mm distalizasyon, 2.2° mezyal yönde devrilme ve 2.6 mm ekstrüzyon görülmüştür. Molar dişlerde ortaya çıkan mezyal yönde devrilmenin sonuçların stabilitesi açısından faydalı olacağını belirtilmiştir.

#### **2.4.10 I.B.M.D (İntraoral Bodily Molar Distalizer)**

Sayinsu (210) tarafından 2000 yılında yapılan tez çalışmasında, 'I.B.M.D' adı verilen ağız içi distalizasyon aпаратыni kullanılmıştır. Bu aпаратыde üst çenenin ön bölgesinde ankraji artırmak amacı ile hazırlanan geniş bir Nance aпараты ve Nance aпаратыnin akrilik kısmına adapte edilmiş distalize edici yaylar bulunmaktadır. Aпараты yaş ortalaması 13.2 olan 10 bireyde ortalama 7.6 ay kullanılmıştır. Bireylere 230 gr kuvvet uygulanmıştır. Ortalama 5.23 mm gövdesel birinci molar distalizasyonu görülürken, birinci premolar dişlerinde 4.33 mm mezyal hareket görülmüştür. Üst kesici dişlerde 4.7 mm labial yönde hareket gözlenirken, 6.73° labial devrilme gözlenmiştir.

#### **2.4.11 K Loop**

Kalra (114) 1995 yılında yaptığı çalışmada, 0.017x0.025'lik TMA telden 'K' harfi şeklinde çift loop içeren segmental bir ark bükümüştür. Bu arkı üst birinci premolar ve birinci molar dişleri arasına yerleştirmiştir. Loop'un kollarını açarak aktive etmiş, 2'şer mm.lik iki aktivasyon yaparak 4 mm molar distalizasyonu elde edilmiştir. Bükülen loop'un birinci premolar ve birinci molar dişlere yerleştirilen kollarına 20° lik açı verilmesinin mezyal ve distal yönde oluşabilecek devrilme hareketlerini kontrol altında tutmakta faydalı olacağını bildirmiştir.

#### **2.4.12 Keleş Slider Apareyi**

Keleş ve İşgüden (121) 1999 yılında Nance apareyi ve premolarlardan ankraj olarak üst birinci molarlara palatinal taraftan ve direnç merkezine yakın 200 gram kuvvet uygulayıp tek taraflı üst molar distalizasyonu yapmışlardır. Molar Slider ismini verdikleri bu apareyle distalizasyon sonrasında üst molar dişlerin paralel olarak hareket ettiğini, ancak üst keser dişlerde hem protrüzyon hem de overjetten artış olduğunu ortaya koymuşlardır.

Keleş 2001 (125) yılında yaptığı çalışmada, geliştirdiği Keleş Slider apareyi ile yaş ortalaması 13.32 yıl olan 15 hastada unilateral birinci molar distalizasyonu yapmıştır. Hastalarda ikinci molar dişlerinin sürmüş olmasına dikkat edilmiştir. Ankrajı desteklemek için, modifiye Nance apareyi kullanılmıştır. Aparey kuvvetin molar dişin direnç merkezinden geçeceği şekilde tasarlanmıştır. Ni-Ti coil spring ile 200 gr distal yönlü kuvvet uygulanmıştır. Distalizasyon sonunda birinci molar dişte ortalama 4.9 mm distal yönde gövdesel hareket görülmüştür. Kesicilerde 1.8 mm protrüzyon, kesici açısında 3.2° artış, overbite miktarında 3.1 mm azalma overjet

miktarında 2.1 mm artma görülmüştür. İkinci premolar dişte 1.3 mm mezyal hareket görülmüştür.

Keleş ve Pamukçu'nun (123) 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında, Sınıf II bölüm 1 anomaliye sahip 2 adolesan hastada birinci molar distalizasyonu yapmak amacıyla Keleş Slider aпараты, 200 gr kuvvetin dişin direnç merkezinden geçeceği şekilde uygulanmıştır. Ankraji desteklemek için Nance aпаратыndan yararlanılmıştır. Birinci molar dişte gövdesel hareket sağlanmıştır. Distalizasyondan sonra stabilizasyon amaçlı 2 ay beklendiği için üst ikinci premolar dişinin transseptal lifler aracılığıyla yeniden distalize olduğu görülmüştür. Hastalardan birinde ikinci molar, diğerinde ise üçüncü molar diş çekilmiş, ikinci molar dişin çekildiği tarafta distalizasyonun daha hızlı olduğu görülmüştür.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde ağız içi distalizasyon tekniklerinde, distalizasyon miktarı ile ankraj kaybı arasındaki ilişkinin %40-60 olduğu söylenebilir (61, 70, 99, 210, 235). Bu nedenle ankraj kaybını ortadan kaldıran ve hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymayan yöntemler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Son yıllarda implant teknolojisinin hızla gelişmesi ile klinisyenler ağız içi molar distalizasyonu sırasında oluşan ankraj kayıplarını önlemek için implantları ve mini vidaları kullanmaktadırlar.

## **2.5. İMPLANTLAR**

İmplant sözcüğü Latince "in" içerisine, içerisinde ve "planto" ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur.(126) Anlam olarak ise bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen addır. Tıbbi açıdan implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi işlemine denir (228).

## 2.5.1 İmplantların Sınıflandırılması

### 2.5.1.1 Uygulama Yerlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması (183)

- ✓ Endosteal implantlar
- ✓ Subperiostal implantlar
- ✓ Endodontik implantlar
- ✓ İnamukozal implantlar
- ✓ Transmandibular implantlar

Endosteal (kemik içi) implantlar; üst çene veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, protez destek ünitesi olarak kullanılan aygıtlara denir (224).

Subperiostal (kemik üstü) implantlar; 1943 yılında İsveçli dişekimi G.S. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostumun altına yerleştirilen dental implant türü (224). Bu tip implantlar alveol kretinin üzerine adeta bir eğer gibi yerleştirilen implantlardır (227).

Endodontik implantlar; Dişin kök kanalı içinden geçip periapikal kemiğe yerleşen ve mobilitesi olan dişleri stabilize eden, yivli ve/veya yivsiz, pin şeklindeki implantlara denir (224). Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (227).

İnamukozal implantlar; Buton şeklinde olan bu implantlar total veya parsiyel hareketli protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla, bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır. İnamukozal implantlar submukozal yada subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (227).

Transmandibular implantlar; Mandibulanın ön bölümünde vertikal olarak üst ve alt kortikal kemiği geçerek uzanan, submental bölgeye yerleştirilen implant türüdür (224). Dişsiz atrofik mandibulaların anterior bölgesine yerleştirilirler. Özellikle



mandibulanın kaza sonucu veya tümör, kist nedeniyle cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede defekte uğrayacağı durumlarda kullanılırlar (230).

#### **2.5.1.2 Şekillerine göre implantların sınıflandırılması (95)**

1. Silindirik implantlar,
2. Yivli implantlar,
3. İğne şeklinde implantlar,
4. Spiral şeklinde implantlar,
5. Kök şeklinde implantlar.

#### **2.5.1.3 Yüzey özelliklerine göre implantların sınıflandırılması (95)**

1. İşlenmemiş yüzeyli implantlar
2. İşlenmiş yüzeyli implantlar
  - a) Parlatılmış yüzeyli implantlar,
  - b) Kumlanarak pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar,
  - c) Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar,
  - d) Kumlanarak ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar,
  - e) Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar,
  - f) Pöröz yüzeyli implantlar,
  - g) Pöröz sinterlenmiş yüzeyli implantlar
3. Kaplanmış yüzeyli implantlar:
  - a) Plazma spreyi kaplanmış yüzeyli implantlar,
  - b) Seramik kaplanmış yüzeyli implantlar
    - i. Trikalsiyumfosfat kaplanmış yüzeyli implantlar (TCP)
    - ii. Hidroksiapatit kaplanmış yüzeyli implantlar (HA)

4. Kombine implantlar.

### **2.5.2. Ortodontik İmplant Endikasyonları**

1. Supra erüpsiyona uğramış diş ya da diş gruplarının buldukları ark üzerinde gömülmesinde,
2. Açık kapanış vakalarında aşırı erüpsiyona uğramış olan posterior segmentin gömülmesi ya da kesici dişlerin uzatılmasında,
3. Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu ya da tüm arkın en masse retraksiyonunda,
4. Çekimli maksimum ankraj vakalarında posterior segmentin ankrajının arttırılması ve anterior segmentin retraksiyonunda,
5. Çekimsiz vakalarda posterior ve anterior segmentin hareket ettirilmesinde,
6. Rijit bir destek noktası olarak gömülü dişlerin sürdürülmesinde,
7. Mezyale devrilmiş dişlerin (genellikle alt ikinci ve üçüncü molarlar) eksen eğimlerinin düzeltilmesinde ve bireysel diş hareketlerinin yaptırılmasında,
8. Öncelikle preprotetik olarak dişlerin sıralanması daha sonra gerekiyorsa eksik diş veya dişlerin daimi restorasyonunda,
9. Büyüme ve gelişim çalışmalarında sabit değişmez referans olarak,
10. Ortopedik kuvvet veya cerrahi uygulamalarda ankraj olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (233).

### **2.5.3. Ortodontide İmplantların Kullanımı**

İmplantların ortodontide ankraj olarak kullanımı iki şekilde olabilir:

1. Direkt ankraj,
2. İndirekt ankraj

İmplantın mukoza dışında kalan kısmından ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa direkt ankraj, bir diş veya diş grubu implant ile stabilize edilip, bu

stabilize segment ankraj alınarak kuvvet uygulanıyorsa indirekt ankraj olarak adlandırılır (40).

İskeletsel ankraj için, protetik amaçla yerleştirilmiş implantlardan faydalanılabileceği gibi, sadece ankraj sağlamak amacıyla da implantlar yerleştirilebilir. Melsen (163) ve Cope (50) ortodontik ankraj sağlamak amacıyla yerleştirilen implantları, sadece tedavi süresince kullanılacakları için “Geçici Ankraj Gereçleri” olarak tanımlamaktadırlar. Geçici iskeletsel ankraj gereçlerinin ankraj görevini sorunsuz olarak yerine getirebilmesi, bu gereçlerin kemik içindeki tutuculuklarının iyi olmasına bağlıdır. Cope (50), geçici iskeletsel ankraj gereçlerinin yerleştirildiği kemik ile olan bağlantısını biyokimyasal ve mekanik bağlantı olarak 2 gruba ayırmaktadır. Birinci grup gereçlerin kemiğe yerleştirilmesinin ardından, yerleştirilen gereçlerin yüzeyi ile kemik arasında biyokimyasal olarak bir bağlantı, osseointegrasyon meydana gelmekte ve meydana gelen bu bağlantı sayesinde tutuculuk sağlanmaktadır. Retromolar ve palatinal bölgelere yerleştirilen protetik implantlar ve palatinal onplantlar bu gruptadır. İkinci grup gereçlerin tutuculuğu ise mekanik olarak sağlanmaktadır. Bu gruptaki gereçler ise fiksasyon vidaları ve telleri, mini-plaklar ve mini-vida implantlardır. Cope (50) tarafından mini-vida implant olarak tanımlanmış olan bu gereçler farklı bilimsel kaynak ve üretici firma tarafından farklı isimlendirilmektedir. “Mini implant” “mikro implant”, “mikro vida”, “mini vida” ve “mini-vida implant” terimlerinin hepsi uygulama şekilleri, fiziksel yapıları ve mekanik tutuculukları açısından benzer gereçleri ifade etmekte olup bu araştırma kapsamında mini vida terimi kullanılacaktır.

## **2.5.4 Ortodontik Ankraj Amacıyla Yerleştirilen İmplant Çeşitleri**

Ortodontik tedavilerde ankraj amacıyla çeşitli implantlar kullanılmaktadır (233, 112).

### **2.5.4.1 Ortosistem İmplantlar**

Ortosistem implantlar, 1999 yılında Wehrbein (243) tarafından tanıtılan, 4-6 mm uzunluğunda 3.3 mm çapında bir endosseöz implant gövdesi, bir transmukozal boyun kısmı ve bir abutmenttan oluşan, tek parça implantlardır. Titanyumdan yapılmıştır. Endosseöz implant gövdesi kumlanmış ve yüzeyi asitle pürüzlendirilmiştir. Silindirik transmukozal boyun kısmı 4.1 mm çapındadır. Boyun yüksekliği 1.5, 2.5 ve 4.5 mm olmak üzere 3 çeşittir. Kemik yüzeye temas edecek olan taban kısmı kumlanmış ve asitlenmiştir. Abutmenti, köşeli ark tellerinin (transpalatal arkların) implantla bağlantısını sağlamak için slot içeren titanyum bir klempten oluşmaktadır (243). İmplant yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için 9-15 hafta beklenmelidir.

### **2.5.4.2 Onplantlar**

Onplantlar, 1989 yılında Block ve Hoffman (25) tarafından tanıtılmıştır. Kemiğe bakan yüzeyinin 0.75 mikron hidroksiapatitle kaplandığı, diğer yüzeyinin ise abutmentların yerleştirileceği şekilde yuvaların hazırlandığı subperiostal bir diskidir. Block ve Hoffman (25), 1995 yılında onplantın ortodontik hareketler için ankraj olarak kullanılabilirliğini, köpekler ve maymunlar üzerinde göstermişlerdir.

### **2.5.4.3 Graz İmplantlar**

Byloff ve arkadaşlarının (35) 1999 yılında tanıttıkları Graz implantlara yerleştirildikten 2 hafta sonra kuvvet uygulanabilmekte, osteointegrasyon için beklemeye gerek kalmamaktadır. Rotasyonel kuvvetlere karşı dirençlidirler. Graz implantlar, %100 titanyumdan yapılmış olup palatinal bölgeye yerleştirilmektedir. Graz implantlar 15x10 mm boyutlarında , üzerinde 4 adet deliği bulunan ve ortasına dik açıyla 10 mm uzunluğunda ve 3.5 mm çapında iki adet silindir lehimlenmiş bir plaktan ve bu plağı palatinal kemiğe fikse etmeye yarayan 5mm uzunluğunda 4 adet mini vidadan oluşmaktadır (35, 117).

### **2.5.4.4 Biodegradable İmplantlar (BIOS)**

Glatzmaier (87) tarafından 1996 yılında tanıtılan BIOS implantlar, biyolojik ortamda rezorbe olabilen bir ortodontik implant sistemidir. Bu implantlar, rezorbe olabilen polylactide alpha-polyester materyalden hazırlanmış olan bir implant gövdesi ve çeşitli metal abutment üst yapılardan oluşmaktadır. rezorbe olabilen gövdenin şekillendirilmesi enjeksiyonla sağlanmaktadır. Metal abutmentler ise ITI-Bonefit vida implantlardan esinlenerek yapılan 6 mm uzunluğunda vidalardır. BIOS implantlar, çene kemiğinde 9-12 ay stabil kalmakta ve sonrasında hiçbir kalıntı bırakmadan ve yabancı cisim reaksiyonu oluşturmadan rezorbe olmaktadır. Bu sayede tedavi bitiminde implantların çıkartılması için ikinci bir cerrahi işleme gerek duyulmamaktadır.

#### **2.5.4.5 Modular Transitional İmplantlar (MTI)**

MTI'lar, protetik tedavi amacıyla implantların yerleştirilmesinin ardından yükleme yapılmadan önce osseointegrasyonun oluşumunun beklenmesi sırasında geçici restorasyonlara destek olmak amacıyla üretilmiştir. 1,8 mm çapında, 14-17-21 mm uzunluğunda titanyum alaşımlardır. Gray ve Smith (91), 2000 yılında yaptıkları çalışmada preprotetik ortodontik tedavide ankraj amacıyla MTI'ları kullanmışlardır. İmplant yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanmaması gerektiğini ve implantların rotasyona karşı direncinin yeterli olmadığını bildirmişlerdir.

#### **2.5.4.6 Impacted Post**

“Impacted post”lar 2 kg kuvvet uygulayan mekanik bir sıkıştırma aygıtı tarafından herhangi bir insizyon yapılmadan yerleştirilen, sıkıştırıldığında eğilmesini engellemek üzere saf titanyumdan daha sert bir titanyum alaşımından üretilen 0.7 mm çapında ve 6mm uzunluğunda postlardır (28). İmpacted postlar ilk kez 1996 yılında Frederik Bousquet ve arkadaşları (28) tarafından ikinci küçük azı dişi çekilen bir vakada keser retraksiyonu yapmak amacıyla kullanılmıştır.

#### **2.5.4.7 Mini Plaklar**

Titanyumdan yapılmış, üzerinde 5-7 mm uzunluğundaki monokortikal mini vidaların yerleştirilmesi için delikler bulunan, maksillofasiyal fraktürlerde ve ortognatik cerrahi uygulamalarda fragmanların stabilizasyonu için kullanılan mini plakların kemik fiksasyonundaki başarısı göz önüne alınarak, ortodontide geçici ankraj kaynakları olarak kullanılması fikri 1999 yılında Umemori ve arkadaşları (232) tarafından öne sürülmüştür. Mini vidalar plağın kemiğe fiksasyonunu sağlamaktadır. Miniplakların en önemli avantajı, kuvvet uygulamadan önce

osseointegrasyon için beklemek gerekmemesidir. Ortodontik ankraj için kullanılacak mini plaklar L, Y, T, I gibi farklı şekillerde üretilmektedir. Maksillada genellikle Y ve T, mandibulada ise yerleştirilme kolaylığından dolayı L şeklinde mini plaklar tercih edilmektedir (112).

#### **2.5.4.8 Mini Vidalar**

Mini vidalar 1998 yılında Costa ve arkadaşları (52) tarafından tanıtılmıştır. Titanyumdan üretilmişlerdir. 2 mm çapındadır ve 5 mm'den başlayan değişik uzunluklara sahiptir. Kemik içinde kalan kısmı, lokalizasyona bağlı olarak 5-7 mm, kemik dışında kalan kısmı 2-4 mm arasında değişir. Mini vidalar, flap kaldırmayı gerektirmeksizin lokal anestezi altında yerleştirilebilirler (59). Yerleştirildikten sonra hemen kuvvet uygulanabilmektedir. Ortodontik tedaviyi takiben lokal anestezi altında aynı tornavida kullanılarak mini vidalar rahatça sökülebilmektedir (52). Mümkün olduğunca yapışık dişetine yerleştirilmesi tercih edilmelidir. Ayrıca eğer palatinal bölgeye yerleştirilecekse yumuşak doku kalınlığı göz önünde bulundurulmalıdır (191).

#### **2.5.4.9 Mini İmplant**

1997 yılında Kanomi (115) %100 titanyumdan tapılmış olan, çapı 1.2mm ve uzunluğu 6mm olan mini-implantları tanıtmıştır. Dental implantların uzunluk ve çaplarının fazla olmasından dolayı istenilen her bölgeye yerleştirilememesi, osseointegrasyon için bekleme zorunluluğu ve kuvvetin yönünün ayarlanmasındaki güçlükleri ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Bukkal veya palatinal bölgeye yerleştirilebilirler ve ortodontik ankraj gerektiren olgularda kullanılabilirler.

#### 2.5.4.10 Mikro İmplant

Park ve arkadaşları (190) tarafından 2001 yılında ilk olarak tanıtılan “mikro-implant”lar mandibular retromolar bölge, mandibular alveolar bölge, maxiller alveolar bölge ve palatinal bölge için ayrı boyutlarda olacak şekilde %100 titanyumdan üretilmiştir. Mikro-implantlar kesit olarak silindirik ve konik(uca doğru incelen) olmak üzere iki tipte üretilmiştir. Mikro-implantlar farklı uzunluklarda, 1.2 mm çapında, interradiküler bölge dahil, istenilen bölgeye yerleştirilebilecek boyutlardadır. 200-300 gr lık ortodontik kuvvetlere dayanıklıdır (40). Mikro implant yerleştirilmesi için Park ve arkadaşlarının (190) tavsiye ettiği cerrahi prosedür şöyledir:

- ✓ Uygulanacağı bölgeye ve bu bölgedeki kemik kalınlığına göre mikro-implant seçilir.
- ✓ İmplantın yerleştirileceği bölgeye lokal anestezi yapılır.
- ✓ Eğer mikro-implantın yerleştirileceği bölgede kemiğin üzeri yapışık diş eti ile örtülüyse insizyon yapmaya gerek yoktur, kemiğin üzeri hareketli mukoza ile örtülü ise ufak bir insizyon yapılır, fakat flap kaldırılmaz.
- ✓ Pilot frezle implant yatağı hazırlanır. Pilot frez seçilirken yerleştirilecek mikro-implantın çapından 0.3-0.1 mm küçük olmasına dikkat edilir.
- ✓ Mikro-implantları vidalarken maxiller ve mandibular bukkal bölgede “long-hand driver”, palatal bölgede ise “medium” veya “short hand driver” kullanılması kolaylık sağlar.
- ✓ Eğer hazırlanan yuvaya mikro-implant vidalanırken zorlanılıyorsa o mikro-implant derhal çıkartılmalı ve bu implantın çapından 0.1mm daha düşük bir çapa sahip mikro-implant ile işleme devam edilmelidir.



- ✓ Mikro-implantların ortodontik tedaviyi takiben sökülmesi lokal anestezi altında insizyon gerektirmeksizin gerçekleştirilmektedir. Kyung ve arkadaşları (138) bazı vakalarda lokal anestezi kullanımına gerek kalmaksızın mikro implantların sökülebildiğini bildirmektedir.

#### **2.5.4.11 Spider-screw**

Spider Screw 2003 yılında Guiliano Maino ve arkadaşları (155) tarafından tanıtılmıştır. 7mm, 9mm ve 11mm'lik üç boyu mevcuttur ve self-tapping (kendinden vidalama) özelliğe sahiptir. Spider Screw 0.021x0.025 inç dikdörtgen ve vertikal konumlanmış 0.025 inç yuvarlak iki adet internal slota ve yine 0.021x0.025inç dikdörtgen bir eksternal slota sahiptir. Tamamen titanyumdan yapılmıştır. Yerleştirileceği bölgedeki değişik yumuşak doku kalınlıklarına uyacak şekilde 3 tipi vardır:

- ✓ Regular tip; kalın bir başa ve orta yükseklikte bir boyna sahip olan tiptir.
- ✓ Low profile; ince bir başa ve regular tipten daha uzun bir boyna sahip olan tiptir.
- ✓ Low profile flat; low profile ile eşit kalınlıkta bir başa ve kısa bir boyna sahip olan tiptir.

#### **2.5.4.12 C-Ortodontik Mikroimplant**

Chung ve arkadaşları (47), sınıf III vakalarda, mandibular dentisyonun retraksiyonu için sınıf III elastikler kullanıldığında meydana gelen maksiller molar ekstrüzyonunu elimine etmek amacıyla "C-İMLANT"ları dizayn etmişlerdir. Konvansiyonel ortodontik mikro-implantlar ortodontik tüplerle kıyaslandığında elastik asmak için elverişli değildirler. C-implantlar değişik baş tasarımları ile hem

elastik asmak için elverişli hale gelmekte hemde kemik ankrajı vazifesi görmektedir. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada 16 yaşındaki bir hastanın sınıf III malokluzyonunu, üst çenede 1. molar ve 2. premolar dişler arasına yerleştirdikleri c-implantlar ile alt çenede molar tüpüne dayanan sliding jigler arasına astıkları sınıf III elastikler yardımıyla 15 ay içerisinde tedavi etmişlerdir (47).

Ortodontide ankraj amacıyla yukarıda anlatıldığı gibi dental implantlardan, onplantlardan, miniplaklardan, mini implantlardan ve son zamanlarda daha yaygın olarak vidalardan faydalanılmaya başlanmıştır. Bu yüzden vidaların ankraj amaçlı kullanımları için literatürde kemik içi vida, mini implant, mini vida, mikro vida, mikro implant vb. olmak üzere birçok terim oluşmuştur (97).

Bu çalışmada da bütün terimler için 'mini vida' terimi kullanılmıştır.

Mini vidaları ilk olarak Creekmore ve Eklund (54) kullanmışlardır. Uygulamadan sonra 10 gün süreyle kuvvet uygulamamışlardır. 1997'de Kanomi (115) 1,2 mm çapındaki 6 mm uzunluğundaki mini implantları kullanarak alt dişlerin 6 mm intrüzyonunu 4 ayda başarıyla gerçekleştirmiştir. Kanomi, vidaları mukoperiosteal flap ve pilot yuva açarak direkt olarak kemiğe yerleştirmiştir. Costa ve arkadaşları (52) flap kaldırmadan 14 hastada 16 mini vida uygulamışlardır. 1.5 mm'lik yuvalar açarak 2mm çapındaki vidaları yerleştirmişler ve hemen kuvvet uygulamışlardır. Uygulanan 16 vidadan 14'ünün başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Birbirini takip eden bu iki uygulama mikroimplantların ankraj amaçlı kullanımı ile ilgili ilk başarılı araştırmalardır. Mikroimplantlar ile ilgili ilk kapsamlı hayvan çalışması 2001'de Ohmae ve arkadaşlarının (180) köpeklerde yaptıkları araştırmadır. Araştırmacılar mukoperiosteal flap açarak yerleştirdikleri 36 implant yardımıyla küçük azı dişlerini başarılı bir şekilde intrüze ettiklerini ve araştırma sırasında implantların stabilitelelerini koruduklarını ve implantlarda mobilite veya yerdeğiştirme

görülmeyi bildirmişlerdir. Bu araştırmaları takiben mini implantlar ile ilgili birçok başarılı araştırma ve vaka raporu literatürde yer almıştır.

### **2.5.5 Mini Vidanın Stabilitesini Etkileyen Faktörler**

Vidanın stabilitesini etkileyen faktörler;

1. Hastanın yaşı
2. Mini vidanın çapı ve boyutu
3. Mini vidanın şekli
4. Mini vidanın yerleştirildiği bölge
5. Mini Vidanın Yerleştirme yöntemi
6. Mini vidanın yerleştirme açısı ve kemik ile bağlantısı
7. Uygulanan kuvvet miktarı
8. Kuvvetin uygulanma zamanı
9. Mini vida çevresindeki dokuların enflamasyonudur.

#### **2.5.5.1 Hastanın Yaşı**

Lee (140) 2007 yılında, ilk geliştirilen Orlus mini vidaların 15 yaş ve altındaki bireylerde başarı oranının %80 olduğunu bunun da erişkin hastaların başarı oranından çok düşük olduğunu bildirmiştir. Bu durumun 15 yaş ve altındaki bireylerde yeni kemik oluşum hızının yüksek olmasına bağlı olarak kemiğin kalite ve kantitesinin zayıf olmasından kaynaklandığını belirtmiştir (82, 94). Başarı oranını artırmak için self-drilling yöntemiyle yerleştirilebilen ve vida yüzeyi daha yumuşak kemik içinde de tutuculuk sağlayacak şekilde dizayn edilmiş olan mini vidalar geliştirilmiştir.

Miyawaki ve arkadaşları (168) 2003 yılında yaş, cinsiyet, vida uzunluğu, yerleştirme yöntemi, kuvvetin uygulanma zamanı ve vidanın yerleştirildiği bölgenin vidanın stabilitesine belirgin bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

Wu ve arkadaşları (249) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, 166 hastada 414 mini vida kullanmışlardır. Kullanılan mini vidaların çeşidi, uzunluğu, hastanın yaşı, cinsiyeti gibi faktörlerin vidanın stabilitesini değiştirmediğini bildirmişlerdir.

Motoyoshi ve arkadaşları (170) 2007 yılında yaptıkları çalışmada, 30'u adolesan 27'si erişkin olan 57 hastada 169 mini vida uygulamışlar, vidanın 6 ay ağızda kalması durumunda başarılı kabul edilmiştir. Adolesanlardan 15 tanesine yerleştirilen vidalara 1 aydan daha az süre beklenerek yükleme yapılırken diğer 15 tanesine yerleştirilen vidalara 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanmıştır. Hemen kuvvet uygulanan grupta %63.7 başarı oranı görülürken, bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan grupta %97.2 başarı görülmüştür. Erişkin 27 hastaya uygulanan 86 vidaya 2-4 hafta içinde yükleme yapılmış ve %91.9 başarı oranı görülmüştür.

#### **2.5.5.2 Mini Vidanın Çapı ve Boyutu**

Mini vidalar 1.2 ile 2.3 mm arasında değişen çaplarda üretilmektedir. Miyawaki ve arkadaşlarının (168) 2003 yılında yaptıkları çalışmada, 51 hastada yerleştirilen 134 mini implant ve 17 mini plağın stabiliteyi incelendiğinde 1 yılın sonunda 1mm çapındaki mini vidaların stabiliteyi 1.5 mm ile 2.3 mm çapları arasındaki vidalara ve mini plaklara oranla çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Başarı oranı açısından değerlendirildiğinde 1.5 mm çapındaki (%83.9) ve 2.3 mm çapındaki (%85) vidaların stabilitesi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca yüksek mandibular açının ve implant çevresinde oluşan enflamasyonun da stabiliteyi olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

Freudenthaler ve arkadaşları (73) 2001 yılında mini vidanın en az 5 mm uzunluğunda olması gerektiğini fakat uzunluğun bundan daha fazla olmasının primer stabilitenin artırılması açısından pozitif bir etki yaratmadığını bildirmişlerdir.

Lim ve arkadaşları (147) 2003 yılında yaptıkları çalışmada, stabilite için çapın uzunluktan daha önemli olduğunu bildirmişlerdir. Çapı 1 mm'den düşük olan mini vidaların başarı oranlarının çok düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Berens ve arkadaşları (19) ortodontik tedavi amacıyla 85 ortodontik tedavi gören bireyde 239 mini vida kullanmışlardır. Bu vidalardan 133 tanesi önce uygulanmış, uygulanan vidaların stabiliteyi değerlendirilmiş, sonuçlara göre diğer mini vidalar yerleştirilmiştir. Böylece vidaların kaybedilme oranının %23'den %5'e düştüğünü bildirmişlerdir. Üst çene anterior ve alt çene anterior bölgede daha ince mini vidaların kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Alt çenede posterior bölgede 2 mm çapındaki vidaların, üst çene palatal bölgede ise en az 1.5 mm çapındaki mini vidaların kullanılması gerektiğini, üst çene posterior bölgede ise 10 mm uzunluğundaki mini vidaların ideal olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca alt çene lingual bölgeye yerleştirilen mini vidaların başarı oranlarının düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Lee (141) 2005 yılında hemen kuvvet uygulanan vidalar üzerinde yaptığı sonlu elemanlar model analizi sonucunda vida uzunluğunun stres dağılımına etkisinin az olduğunu, vidanın şeklinin ve çapının stabilite üzerinde çok daha etkili olduğunu belirtmiştir. Yapılan çalışmada 4 mm, 6 mm ve 10 mm uzunluğundaki mini vidalar arasında stres dağılımı açısından çok az fark olduğu bildirilmiştir.

Kayalıoğlu ve arkadaşları (120) 2007 yılında, mini-vidaların uzunluğunun 6-12 mm olmasının yeterli olduğunu, daha uzun ve kısa olanların kullanım alanının çok

sınırlı olduğunu bildirmişlerdir. Mini-vidaların iç çapının en az 1.2 mm olması gerektiğini, bundan daha kısa olanların kırılma riskinin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, çok ince mini vidalar kullanıldığında yeterli primer stabilite sağlamak daha zordur. Aynı makalede belirtildiğine göre, mini-implantların boyun kısımları parlatılmış olmalıdır. Aksi halde, dişetini geçecek kısımda plak akümüasyonu ve istenmeyen dişeti enflamasyonları oluşabilmektedir.

Leung ve arkadaşları (145) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, 15 yeni öldürülmüş sığır mandibulasından alıp inceltiltikleri 15 kemik plakaya yerleştirilen mini vidalar ile 3 çeşit iskeletsel ankraj kullanmışlardır; 1) 0,021x0,025 inch SS tel ile birbirine bağlanan 1.5 mm çapında 2 silindirik mini vida 2) 0,021x0,025 inch SS tel ile birbirine bağlanan 1.6 mm çapında 2 konik mini vida 3) Kilitli titanyum mini-plaklarla birbirine bağlanan 2mm çapında silindirik mini vidalar. Herbir ankraj tipi 5 numuneye uygulanmıştır. 15 kemik numuneye yapılan çekme testlerinde uygulanan kuvvetlere karşı sistemlerin dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. 1.5 mm(316 N) ve 1.6 mm(371 N) çapındaki vidalarla oluşturulan ilk 2 sistem arasında belirgin bir fark bulunamazken, 2 mm çapındaki vidalarla oluşturulan sistemde maksimum kuvvet 529 N'a kadar çıkmıştır.

Jiang ve arkadaşlarının (110) 2009 yılında maksiller posterior bölgeye yerleştirilen mini vidaların çap ve boyut değişiminin vidanın stabilitesine etkisini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmada, 1mm ile 2mm arasındaki vida çapları ile 6 ile 16 mm arasındaki vida uzunluklarını değerlendirmişlerdir. 1.5 mm'den büyük 15 mm'den uzun mini vidaların en iyi stabiliteye sahip oldukları görülmüştür. Araştırmacılar mini vidanın çapının ve boyunun artmasının, kortikal ve kansellöz kemikte oluşan maksimum stres değerini düşürdüğünü bildirmişlerdir.

Ayrıca aynı şartlar altında çap değişiminin vida uzunluğu değişimine göre stabilite açısından daha etkili olduğu bildirilmiştir.

Wu ve arkadaşları (249) 2009 yılında yayınladıkları makalede, 166 hastada 1.2 ile 2 mm arasında değişen çaplardaki 414 mini implantı kullanmışlar ve üst çenede 1.4 mm ve daha küçük çaplı mini vidaların kullanılmasının, alt çenede ise 1.4 mm ve daha yüksek çaplı mini vidaların kullanılmasının stabiliteyi artırdığını bildirmişlerdir. Kullanılan mini vidaların çeşidi, uzunluğu, hastanın yaşı, cinsiyeti gibi faktörlerin vidanın stabilitesini değiştirmedğini bildirmişlerdir.

Hua ve arkadaşları (105) 2009 yılında yaptıkları çalışmada mini vidanın stabilitesinin; alveoler kemik kalınlığına ve vidanın uzunluğuna bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Mukoza kalınlığı maksilla ve mandibulada bukkal bölgede yaklaşık aynıdır(0,7mm). Maksillada palatinal bölgede kalınlık çok daha fazladır.(servikal bölgede 1-2mm, apikal bölgede 3-4 mm). Bu nedenle palatinal bölgeye yerleştirilen mini vidalar 2mm daha uzun olmalıdır.

### **2.5.5.3 Mini Vidanın Şekli**

Mini vidalar silindirik ve konik şekilli olabilirler. Silindirik gövde de tork değeri yerleştirme boyunca pek değişmez. Konik tipte ise vidalama sırasında tork değeri giderek artar ve doku sıkışır. Carano ve arkadaşları (38) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, konik mini vidaların interradiküler alanda daha uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Yano ve arkadaşları (251) 2006 yılında yaptıkları çalışmada, konik şekilli mini vidaların hemen yapılan yüklemde kemik vida bağlantısını indüklediğini ve çıkarma sırasında fraktür riskinin az olduğunu bildirmişlerdir.

Wilmes ve arkadaşları (244) 2007 yılında yaptıkları çalışmada, 6 ayrı tip mini vidanın farklı çaplarda ve şekillerdeki primer stabilitelelerini değerlendirmişler, konik vidaların primer stabilite açısından çok daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca mini vida çapının da stabilitede çok etkili olduğunu savunmuşlardır.

Kim ve arkadaşları (129) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, silindirik mini vidada en düşük maksimum yerleştirme tork değeri ve en düşük maksimum yer değiştirme tork değeri bulmuşlardır. Konik mini vidada ise her örnekte en yüksek maksimum yerleştirme tork değeri bulmuşlardır. Ayrıca uzun mini vidalarda tork oranı daha yüksek değerlerde bulunmuştur.

Lim ve arkadaşları (148) 2008 yılında mini vidanın şeklinin, uzunluğunun ve çapının vidanın yerleştirme tork değerine etkisini değerlendirmişlerdir. Başlangıç stabilitesini değerlendirmek için en iyi yöntem mekanik tutuculuğu değerlendirmek de kullanılan yerleştirme torkunun ölçülmesidir. Hem silindirik hemde konik tipte mini vidanın boyunun artması yerleştirme tork değerini artırmıştır fakat silindirik tipte artış çok daha belirgin olmuştur. Mini vidanın çapının artması ise her iki tipte de tork değerini artırmıştır fakat konik tipte artış çok daha fazladır. Ayrıca kortikal kemik kalınlığının artmasının da maksimum yerleştirme tork değerini artırdığı görülmüştür.

#### **2.5.5.4 Mini Vidanın Yerleştirildiği Bölge**

Suzuki ve arkadaşları (223) 2005 yılında mini vidaların yerleştirilmesinden önce periapikal yada panoramik filmler alınarak vidanın yerleştirileceği en güvenli bölgenin belirlenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Ayrıca topikal anestezi altında yerleştirilen mini vidaların yerleştirilmesi sırasında, vida periodontal ligamente



yakınlaşırsa hastanın hassasiyet duyacağını, böylece vidanın kök yüzeyine temas etmesinin engellenebileceğini bildirmişlerdir.

Kök yüzeyi ile mini vidanın temas ettiği durumlarda dişin prognozunu değerlendiren çalışmalarda mevcuttur.

Asscherickx ve arkadaşlarının (8) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, 5 köpek mandibulasına yerleştirilen 20 mini vidanın 6'sında kök teması olduğu görülmüştür. Temas olan tüm köklerde vidalar çıkarıldıktan sonra 12. haftada tamir başlamış, 18. haftada neredeyse tamamen kök tamiri olmuş, iyileşme çizgisi oluşmuştur.

Melsen ve arkadaşları (163) 2005 yılında, mini vidanın yerleştirilmesi sırasında vida pulpaya temas etmediği sürece, diş kökünün dış kısmına gelen hasarın dişin prognozunu olumsuz etkilemediğini, sementin tamir olduğunu bildirmişlerdir.

Kadioğlu ve arkadaşları (113) 2008 yılında, dişlerin hareket ederek köklerinin mini vida ile temas etmesi sonucunda sement ve dentinde görülen değişiklikleri ve tamir mekanizmasını SEM ve mikro CT kullanarak incelemişlerdir. Bu amaçla 10 bireyde kullanılan 20 mini vida dişler ile temas ettirilmiş ve 4-8 haftalık bekleme süresinin ardından dişler çekilerek incelenmiştir. Vida-diş teması sonucunda köklerde rezorbsiyon meydana gelmiş fakat bekleme periyodunun ardından kök rezorbsiyonunun tamir olduğu görülmüştür.

Mandibulada kortikal kemik kalınlığının daha fazla olmasına bağlı olarak mandibular implantların kemik kontağı daha fazladır (60). Maksillada kortikal kemik kalınlığının en fazla olduğu bölge kanin ve premolar bölgesidir ve vidanın yerleştirilmesinde en çok tercih edilen bölgeler interdental bölge, anterior nasal çıkıntının altı ve sert damaktır. Mandibulada ise interdental bölge, retromolar bölge ve simfis ön duvarıdır (189).

Ortodontik kuvvet uygulaması sonrasında vidanın kaybedilmesi %11-%30 oranları arasındadır (1, 74). vidaların kaybedilmesinin en önemli nedenlerinden biri

de uygulanan bölgedeki kortikal kemik kalınlığının yetersiz olmasıdır (163). Kortikal kemik kalınlığı 4 grupta incelenebilir.(D1, D2, D3, D4) Bu gruplama için maddenin yoğunluğunu ölçebilmek için, bilgisayarlı tomografide kullanılan x-ray ışınlarını inceltme ünitesi HU(Hounsfield Units) temel alınarak oluşturulmuştur (144). D1>1250 ise yoğun kortikal kemik (mandibula anteriorda ve maksilla midpalatal suturda görülür)(32nes) D2(850-1250) kalın(2 mm) pöröz kortikal kemik kaba trabeküllü(maksilla anterior ve mandibula posteriorda), D3(350-850 HU) ince(1mm) pöröz kortikal kemik iyi trabekül yapıyla kaplı(maksilla posteriorda ve nadiren mandibula posteriorda görülür). D4(150-350 HU) iyi tarbeküler kemik maksilla posterior ve tüber bölgesinde görülür (166). Sevimay ve arkadaşları (217) D1-D3 kemiğin self drilling için çok ideal olduğunu bildirmişlerdir. Bu bölgeye yerleştirilen vidaların ortodontik kuvvetler için ideal ankraj desteği oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Lee ve arkadaşları (139) 2004 yılında, nonkeratinize dokuya yerleştirilen vidaların yapışık dişeti bölgesine yerleştirilen vidalara oranla çok daha fazla kaybedilme riskine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Hareketli alveoler mukozanın kolayca irrite olabileceğini hatta alveoler mukozaya yerleştirilen vidaların üstünün dişetiyle kapanma riski olduğundan bahsetmişlerdir. Ayrıca kalın keratinize yumuşak dokunun olduğu bölgelere yerleştirilen vidaların çok daha fazla kaybedilme riskine sahip olduğunu, bundan kaçınmak için ince keratinize dokunun tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle palatinal midpalatal sutur bölgesinin yeterli kortikal kemik kalınlığına sahip olması ve ince keratinize yumuşak dokuya sahip olması nedeniyle midpalatal bölgeye yerleştirilen mini vidaların ortodontik tedavilerde başarıyla kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Cheng ve arkadaşları (44) 2004 yılında ortodontik mini vidaların başarısızlıklarını araştırdıkları makalede 44 hastaya toplam 140 adet mini vida

uygulamışlardır. Bunların 48 tanesi mini vidalarla fikse edilen L şeklindeki mini plaklar, 92 tanesi ise farklı boylarda mini vidalardır. 15 mini vidada mobilite, kayıp gözlenmiş ve toplam başarı oranı %89 olarak bulunmuştur. Mini vidanın anatomik lokalizasyonunun ve vida bölgesindeki yumuşak doku karakterinin sonuçları önemli ölçüde etkilediği bulunmuştur. Araştırmacılar, posterior mandibular bölgede ve nonkeratinize mukozayla çevrili vidaların başarısızlık eğilimi olduğunu, posterior maksiller bölgedeki implantların posterior mandibular bölgedekilerden daha uzun süreli stabilite gösterdiğini ve keratinize mukozadaki vidaların nonkeratinize dokuyla çevrili olanlardan daha uzun süreli stabilite gösterdiğini belirtmişlerdir.

Liou ve arkadaşları (151) 2004 yılında yaptıkları çalışmada, en masse retraksiyon yapılacak 16 erişkin bireyde ankraj sağlamak amacıyla 2mm çapında 17 mm uzunluğunda mini vidaları zigoma bölgesine yerleştirmişlerdir. 2 haftalık bekleme periyodunun ardından 250 gr kuvvet uygulamışlardır. Vidalarda ortalama 0.4 mm devrilme, 1-1.5 mm ekstrüzyon görülmüştür. Araştırmacılar mini vidaların klinik olarak stabil olmalarına rağmen, endosseous implantlar gibi mutlak ankraj gereçleri olmadıklarını bildirmişlerdir. Ayrıca mini vidaların kemik ile temas ettiği yüzeylerde osseointegrasyon olmadığını, fibröz doku tabakası oluştuğunu belirtmişlerdir.

Tseng ve arkadaşlarının (226) 2006 yılında yaptıkları çalışmada, 2mm çapında 8, 10, 12, 14 mm uzunluğunda 45 mini vida kullanılmıştır. Self-drilling yöntemi kullanılarak yerleştirilen mini vidalar uygulandıktan 2 hafta sonra 100-200 gr NiTi coil spring ve elastomerik chain ile kuvvet uygulanmıştır. 27 mini vida üst çenede bukkal bölgeye, 18 mini vida alt çenede bukkal kemiğe yerleştirildi. Uygulanan vidalardan 12 mm ve 14 mm uzunluğunda olanlarda % 100 başarı, 8 mm uzunluğunda olanlarda %80 başarı, 10 mm uzunluğunda olanlarda % 90 başarı oranı

bulunmuştur. Üst ve alt anterior bölgede %100 üst çenede posterior bölgede % 95 alt çene posterior bölgede %85.7, ramusta %60 başarı oranı bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda vidanın stabilitesini etkileyen en önemli faktörün vidanın yerleştirildiği yer olduğu bildirilmiştir.

Poggio ve arkadaşları (195) 2006 yılında yaptıkları çalışmada, 25 maksilla 25 mandibuladan tomografi çektirmişler ve mini vidaların yerleştirileceği en güvenli bölgeleri belirlemek için volumetrik ölçümler yapmışlardır. Mandibular ve maksiller kret tepesinden 2, 5, 8, 11 mm mesafelerden kökler arası bukkolingual ve mesiodistal yönlere uzaklıklar ölçülmüştür. Maksilla da mesiodistal açıdan en büyük mesafe 2. premolar ve 1. molar dişler arasında bulunurken, en az mesafe tüber bölgesinde bulunmuştur. En fazla kemik kalınlığı 1. ve 2. molar dişler arasında bulunurken, en düşük kemik kalınlığı yine tüber bölgesinde bulunmuştur. Mandibulada meziodistal yönde en fazla kemik miktarı 1. ve 2. premolar dişler arasında bulunurken, en az kemik miktarı kanin ve 1. premolar dişleri arasında bulunmuştur. Bukkolingual yönde en fazla kemik kalınlığı 1. ve 2. molar dişler arasında bulunurken, en az kemik kalınlığı 1. premolar ve kanin dişleri arasında bulunmuştur.

Baumgaertel ve arkadaşları (14) 2008 yılında yayınladıkları makalede, implant bölgesi seçiminde önemli 5 faktörden bahsetmişlerdir; 1) Endikasyona, kullanılan sisteme ve gerekli olan mekaniğe uygun bölge seçilmelidir, 2) Frenilumun olmadığı yapışık dişetine yerleştirilmelidir, 3) Yerleştirilen bölgede kökler arasında yeterli mesafe olmalıdır, 4) anatomik yapılara dikkat edilmelidir, 5) Yeterli kortikal kemik kalınlığı olmalıdır.

Hua ve arkadaşları (105) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, vida yerleştirilmesinde kök hasarı veya periodontal doku hasarı oluşmaması için, vidanın etrafında en az 1mm'lik alveoler kemik bulunması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu

nedenle kökler arası mesafe 3mm ve üzerinde olduğunda vida güvenle yerleştirilebilir. Maksillada 2. premolar ve 1. molar arası ve servikal çizginin 6mm altına yerleştirilen, mandibulada 1. ve 2. molar arası ve servikal çizgiden 5mm. aşağıya yerleştirilen vidaların en güvenli sahada olduğunu belirtmişlerdir.

#### **2.5.5.5 Yerleştirme Yöntemi**

Mini vidaların yerleştirilmesi için flap açılabilir, predrilling veya self-drilling yöntemleri kullanılabilir. Flap açılmaksızın yerleştirilen vidalar flap açılarak uygulanan vidalara göre daha yüksek başarı oranına sahip olup bireylerde daha az ağrı ve rahatsızlık oluşturmaktadır (136).

Self tapping (predrilling): Kendinden tıkaçlama da denir. Yumuşak doku panç ile delinir. Pilot frezle giriş noktası belirlendikten sonra vida yuvası hazırlanır. Ardından el ile vidalama işlemi yapılır.

Self drilling: Kendinden vidalama da denir. Bu teknikte vida kemik içinde kendi yuvasını açarak ilerler. Bu yöntemde yerleştirme sırasında diş köküne zarar verme riski düşüktür.

İnce ve yoğun olmayan kortikal kemik varlığında self drilling, kalın ve yoğun kortikal kemik varlığında ise self tapping tercih edilmektedir (165).

Heidemann ve arkadaşları (100, 101) 1999 ve 2001 yıllarında yaptıkları çalışmalarda, self drilling ile uygulanan vidaların kemik fragmanlarına bağlantısının başarılı olduğunu ve uygulamasının kolay olduğunu bildirmişlerdir.

Kim ve arkadaşlarının (128) 2005 yılında köpekler üzerinde yaptığı çalışmada, kullanılan 32 vidanın yarısı self drilling diğer yarısı ise self tapping yöntemi kullanılarak uygulanmıştır. Yapılan histomorfometrik incelemede self

drilling yönteminde daha fazla kemik-metal teması sağlandığı ve daha az mobilite ortaya çıktığı anlaşılmıştır.

Chen ve arkadaşları (43) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, köpeklerde maksilla ve mandibulanın bukkal bölgesine yerleştirdikleri 56 mini vidanın yarısını self drilling, diğer yarısını ise self tapping yöntemi ile uygulamışlardır. Vidalara immedat yükleme yapılmış ve 9 hafta süreyle horizontal yönlü 1.96 N kuvvet uygulanmıştır. Hem alt çenede hem de üst çenede maksimum yerleştirme tork değeri ve maksimum çıkarma tork değeri self-drilling yönteminde çok daha fazla bulunmuştur. Self-drilling yönteminde fraktür riskide daha fazla bulunmuştur. Self drilling grubunda %93 self tapping grubunda ise % 86 başarı oranı görülmüştür. Hem üst çenede hemde alt çenede başarıyla kullanılabilceğini bildirmişlerdir.

Wanga ve Lioub (240) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, infrazigomatik sırta pre-drilling ve self-drilling yöntemleri kullanarak yerleştirdikleri mini vidaların yükleme periyodundaki başarılarını değerlendirmişlerdir. 32 hastaya en-masse retraksiyon amacıyla 2 mm çapında 10-17 mm uzunluğunda mini vidalar; yarısı self-drilling yöntemiyle diğer yarısı ise self-tapping yöntemiyle olmak üzere yerleştirilmiştir. Yerleştirme işleminden 2 hafta sonra kuvvet uygulanmaya başlanmıştır. Tüm vidaların mobilite göstermeden stabil kaldığı görülmüştür. Vidalarda kuvvet uygulama süresinin uzunluğuna bağlı olarak ekstrüzyon ve tipping görülmüştür. Sonuç olarak infrazigomatik sırta pre-drilling ve self-drilling yöntemleri kullanılarak yerleştirilen vidaların başarı oranları aynı olmuştur.

#### ***2.5.5.6 Mini Vidanın Yerleştirme Açısı ve Kemik ile Bağlantısı***

Wilmes ve arkadaşları (245) 2008 yılında yaptıkları hayvan çalışmasında, 28 hayvana 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda ve 2 mm çapında 10 mm uzunluğunda

2 mini vida çeşidini 30°,40°,50°,60°,70°,80°,90° olacak şekilde 7 farklı açıyla yerleştirmişlerdir. 60°-70°de en yüksek yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Oblik yerleştirme yapıldığında (30°) primer stabilitenin azaldığı görülmüştür. Mini vidanın yerleştirme açısının primer stabiliteyi çok etkilediğini bildirmişlerdir.

Park ve arkadaşları (190) kök hasarına neden olmamak için vidanın dik yerleştirilmesi yerine oblik şekilde yerleştirilmesinin daha uygun olacağını bildirmişlerdir. Ayrıca oblik yerleştirildiğinde vida-kemik yüzey teması daha fazla olacaktır.

Pickard ve arkadaşları (193) 2010 yılında, 1.8 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda 10 mini vidayı 9 insan kadavrasının mandibula korpusuna yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen mini vidalar maksimum kemik kalınlığı boyunca, minimum kemik kalınlığı boyunca, makaslama cihazıyla aynı ve zıt yönlerde 45° açılı ve 90° açılı olacak şekilde subgruplara ayrılarak makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı test edilmiştir. 90° açıyla yerleştirilen mini vidaların çekme testlerine karşı en iyi stabiliteyi gösterdiği görülmüştür. Kuvvetin uygulanma yönünün tersine 45° açıyla yerleştirilmiş olan mini vidalar sıyırma testi sonunda ilk pozisyonlarından uzaklaşmışlardır ve en düşük stabiliteyi göstermişlerdir. Fakat bu haliyle dahi mini vidaların önemli ölçüde kuvvete karşı dirençli olduğu görülmüştür. Kuvvetin uygulama yönü ile aynı yönde 45° açıyla yerleştirilen mini vidalar makaslama kuvvetlerine karşı en yüksek stabiliteyi göstermişlerdir. Vidaların stabilitesi ve direncinin maksimum ve minimum kemik kalınlığından bağımsız olduğu görülmüştür.

### 2.5.5.7 Uygulanan Kuvvet Miktarı

“Jiggling” kuvvetleri ile oluşan mikro hareketler, implant-kemik ara yüzüne bağ dokusu dolmasına ve bundan dolayı da mini-implantın zaman içerisinde düşmesine neden olabilmektedir (50).

Literatürde mini-implantların 300 gramlık kuvvetlere kadar güvenle kullanılabilmesinin belirtilmesine rağmen çok düşük veya çok yüksek kuvvetlerin implant başarısını olumsuz yönde etkilediği genel olarak kabul görmektedir. Ancak hangi kuvvet değerlerinin düşük, hangilerinin ise yüksek olduğu ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır (137, 156).

Birçok klinisyen mini vidaların 50 gr (190) ile 450 gr (138) arasındaki kuvvetler karşısında stabilitelerini koruduklarını bildirmişlerdir.

Motoyoshi ve arkadaşlarının (170) 2007 yılında yaptıkları çalışmada, farklı amaçlarla 57 hastada uygulanan 169 mini vidanın her birine 2N’luk kuvvet (yaklaşık 200 gr) uygulanmıştır.

Ma ve arkadaşları (154) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, 14 erkek 16 kızdan oluşan 18-22 yaşları arasındaki bimaksiller protrüzyona sahip bireylerde birinci küçük azı dişlerini çekmişlerdir. Ankracı desteklemek için hastaların yarısında oksipital headgear diğer yarısında ise mini vida kullanmışlardır. Mini vidaları üst çenede 2. Premolar dişi ile 1. Molar dişi arasına alt çenede 1. ve 2. molar dişler arasına yerleştirmişlerdir. Mini vida grubunda 100 gr oksipital headgear grubunda 350 gr kuvvet uygulanmıştır.

Yamada ve arkadaşları (250) molar distalizasyonu yaptıkları çalışmada her bir vidaya 200 gr kuvvet uygulamışlardır.

Dalstra ve arkadaşlarının (57) yaptığı çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanarak değişik kortikal kalınlıklarda ve trabeküler kemik densitelerinde 2 mm



çapındaki mikroimplanta 50 N kuvvet uzun aksları boyunca uygulanmıştır. Sonuçta ince kortikal kemik ve düşük densitede trabeküler kemikte strain değerleri mikrofraktür seviyesini arttırmış ve vidanın kaybına yol açmıştır. Bu nedenle immediate yüklemenin 50 N'la sınırlı tutulması gerektiğini belirtmişlerdir.

Kyung (137) ise 300 gr'ın altındaki kuvvetlerle yapılan ani uygulamalarla, beklenip kuvvet uygulanması arasında başarısızlık açısından klinik olarak bir fark olmadığını savunmaktadır.

#### **2.5.5.8 Kuvvetin Uygulanma Zamanı**

Ağız içine yerleştirilen mini vidalara kuvvetin hemen mi yoksa beklenerek mi beklenecekse ne kadar beklenerek kuvvet uygulanacağı tartışma konusudur.

Ohmae ve arkadaşları (180) 2001 yılında, 3 erişkin erkek köpeğin; 3. premolar dişlerinin mezyal, distal ve kökler arası bölgesine bukkal ve lingualden olmak üzere toplam 6'şar mini vida yerleştirmişlerdir. 6 haftalık iyileşme periyodunun ardından intrüzyon amacıyla kökler arasındaki mini vidalara 12-18 hafta süreyle 150 gr kuvvet uygulanmıştır. Yükleme yapılmayan mini vidalarda hiç hareket gözlenmemiştir. Periimplant dokudaki kemik oluşum miktarına bakıldığında; yükleme yapılmayan tarafta %18.9, yükleme yapılan tarafta ise %25 oranında osseointegrasyon görülmüştür.

Miyawaki ve arkadaşları (168) 2003 yılında yaptıkları çalışmada 2 N(~200 gr)'a kadar uygulanan kuvvetin mini vidalara immediate yüklenebileceğini bildirmişlerdir.

Asscherickx ve arkadaşlarının (9) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, 5 köpeğe 2 sağ alt, 2 sol alt çeneye olmak üzere 20 mini vida yerleştirilmiş, yerleştirilen vidalardan sol yarım çenedekilere 200 gr immediate kuvvet uygulanırken, sağ yarım çenedekilere en az 6 hafta beklendikten sonra 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Vidalar

25 hafta ağızda kaldıysa başarılı kabul edilmiştir. Fakat vidalarda %55 başarı sağlanmış, tedavi sonunda 3 çift vida kalmıştır. Bunlardan bir tanesi hemen yüklenen 2'si ise beklenen taraftadır. Vidaların 6'sında kök teması olduğu görülmüş ve bunlardan 5'i kaybedilmiştir. Marjinal sırt-vida mesafesi 1mm'den az olan 11 mini vidadan 9'u kaybedilmiştir. Gingival enflamasyonun artmasıyla vidaların stabilitesi arasında bir ilişki bulunamamıştır. Kök teması olmayan ve vida marjinal sırt mesafesi 1 mm'den fazla olan tüm mini vidalar başarılı olmuştur. Fakat ağızda kalan mini vida sayısı yetersiz olduğu için erken yada geç yüklemenin değerlendirilmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır sonucuna varılmıştır.

Vannet ve arkadaşları (60) 2007 yılında 5 erkek köpek üzerinde yaptıkları çalışmada, köpeklerin mandibulalarına sağ ve sol tarafa 2'şer tane olmak üzere toplam 20 mini vida uygulamışlardır. Uygulanan mini vidalar 1.7 mm çapında 6 mm uzunluğundadır. Bunlardan 11 tanesi kaybedilmiştir. Bir tanesinde vidanın çıkarılmasının değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Sonuçta kalan 8 mini vida kuvvet uygulanmayan, hemen 100 N kuvvet uygulanan ve 6-12 hafta sonra kuvvet uygulanan vidalar olmak üzere 3 kategoriye ayrılarak incelenmiştir. Yapılan histomorfometrik incelemede tüm vidalara % 74.48 oranında osseointegrasyon görülmüştür. Bu osseointegrasyon 'parsiyel osseointegrasyon' olarak değerlendirilmiştir. Osseointegrasyon oluşumunun vidanın lokalizasyonundan ve kuvvetin uygulanma zamanından bağımsız olduğu bildirilmiştir.

Serra ve arkadaşları (216) 2008 yılında yaptıkları çalışmada, 18 tavşan kullanmışlar her bir tavşana 4 mini vida (2 mm çapında 6 mm uzunluğunda silindirik) uygulamışlar, 1, 4 ve 12. haftalarda kuvvet uygulanan ve uygulanmayan tarafları çıkarma torku açısından ve SEM mikroskopunda incelemişlerdir. Uygulanan kuvvet miktarı 1 N'dur. Çıkarma torku açısından; hemen yükleme yapılan, 1 ve 4

hafta beklenen vidalar arasında fark yokken, 12 hafta yükleme yapılan vidaların tork değeri 12 hafta yüklenmeyen vidaların tork değerinden daha düşüktür. SEM sonuçlarına bakıldığında, immediate yükleme yapılan grupla 1 ve 4 hafta yükleme yapılmadan bekleyen grup arasında fark bulunamamıştır. 12 hafta yükleme yapılmayan grupta implant üzerine doğru globuler yapıda kemik benzeri yapı oluşumu görülmüştür.

Motoyoshi ve arkadaşlarının (170) 2007 yılında yaptıkları çalışmada, 57 hastada 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda 169 mini vida uygulamışlardır. Hastaların 30'u adolesan dönemdeyken, kalan 27 kişi erişkin dönemdedir. Uygulanan vidaların 6 ay ağızda kalması durumunda başarılı kabul edilmiştir. Adolesanlardan 15 tanesine yerleştirilen vidalara 1 aydan daha az süre beklenecek şekilde yükleme yapılırken diğer 15 tanesine yerleştirilen vidalara 3 aylık latent periyod sonrasında yükleme yapılmıştır. Erken yükleme yapılan grupta %63.7 başarı oranı görülürken, latent periyod sonrasında kuvvet uygulanan grupta %97.2 başarı görülmüştür. Erişkin 27 hastaya uygulanan 86 vidaya 2-4 hafta içinde yükleme yapılmış ve %91.9 başarı oranı görülmüştür.

Lee ve arkadaşları (143) 2010 yılında yaptıkları çalışmada, keser retraksiyonu amacıyla 12-51 yaşları arasındaki (ortalama yaş 27) toplam 141 hastaya, 260 tane 1.8 mm çapında 8.5 mm uzunluğunda 2 mm çapında kafa kısmına sahip C-implant uygulamışlardır. Kullanılan implantların yüzeyleri asitlenmiş ve kumlanmıştır. Vidalar yerleştirildikten 4 hafta sonra kuvvet uygulamışlardır. Uygulanan 260 implantın 22 tanesi kaybedilmiştir. İmplantları uygulayan klinisyenlerin farklı olmasının, cinsiyetin, implantın yerleştirildiği tarafın başarıyı etkilemediği belirtmişlerdir. İmplant kaybının en riskli olduğu zamanın ilk yerleştirildiği anda başladığını daha sonra azaldığını belirtmişlerdir. 20 yaşından daha büyük bireylerde

başarı oranının 20 yaşından küçük bireylere oranla çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

#### **2.5.5.9 Mini Vida Çevresindeki Dokuların Enflamasyonu**

Miyawaki ve arkadaşları (168) 2003 yılında, 51 hastada yerleştirilen 134 mini vida ve 17 mini plağın stabilitelelerini inceledikleri çalışmada, vida çevresinde oluşan enflamasyonun ve yüksek mandibular açının vidanın stabilitesini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

Freire ve arkadaşları (72) 2007 yılında yaptıkları çalışmada, 6 köpeğin mandibulasına yerleştirilen 2.5 mm çapında olan 6 ve 10 mm uzunluğundaki 78 mini vidanın stabilitesini değerlendirmişlerdir. Deney grubunda %77.78, kontrol grubunda ise %100 başarı elde edilmiştir. Deney grubunda 10 mm uzunluğundaki vidalarda başarı oranı %88.89 iken, 6 mm uzunluğundaki mini vidalarda başarı oranı %66.67 bulunmuştur. Başarısız olan tüm mini vidalarda yumuşak doku enfeksiyonu bulunduğunu belirtmişlerdir.

#### **2.6 Mini Vida Destekli Molar Distalizasyonu**

Üst birinci molar dişin distalizasyonunda kullanılan birçok implant türü ve bu implantlardan direk veya indirek ankraj olarak uygulanabilen birçok distalizasyon yöntemi mevcuttur. Byloff ve Darendeliler (35) 2000 yılında, damağın ortasına yerleştirilen Graz implant destekli pendulum apareyini kullanarak 8 ayda distalizasyon sağlamış, yine Graz implantları kullanarak 2002 yılında Karcher ve arkadaşları (117) 8 ayda Sınıf I ilişkiye ulaşmışlardır. Karaman ve arkadaşları (116) 2002 yılında insiziv kanalın 2-3 mm posterioruna yerleştirdikleri palatal implant destekli modifiye distal jet apareyini uyguladıkları bir vakada üst sol molar dişte 4

ayda 5 mm distalizasyon elde etmişlerdir. Keleş ve arkadaşları (122) 2003 yılında palatinalde midpalatal suturun lateraline ve insiziv foramenin posterioruna yerleştirdikleri osseointegre implanttan destek alarak 5 ayda 3 mm gövdesel molar distalizasyonu sağlamışlardır. Gelgör ve arkadaşları (77) 2004 yılında palatinaya yerleştirdikleri intaossez IMF vidasından destek alarak premolar dişlerin ankrajını korumuş ve Ni-Ti açık sarmal yaylar ile uygulanan 250 gr kuvvet sonucunda 4.6 ayda birinci molar dişlerde 3.9 mm distalizasyon elde etmişlerdir. Sugawara ve arkadaşları (221) 2006 yılında 25 kişilik tedavi grubunda sadece molar veya kütleli posterior diş distalizasyonu elde etmek için ankraj amacıyla zigoma plaklarını uygulamışlar ve ortalama 19 aylık tedavi süresinde molarlarda kron seviyesinde 3.78, kök seviyesinde 3.20 mm distalizasyon elde etmişlerdir. Kırçelli ve arkadaşları (127) 2006 yılında palatinaya yerleştirilen IMF vidasından destek alarak uygulanan pendulum apareyi ile 7 ayda 6.4 mm distalizasyon elde etmişlerdir. Önçağ ve arkadaşları (182) 2007 yılında klasik pendulum ile palatinal bölgeye yerleştirilen osseointegre implantla desteklenen pendulum apareyini karşılaştırdıkları çalışmalarında, klasik pendulum grubunda 29 haftada molarlarda yaklaşık 5 mm distalizasyon ve 6.5° distale devrilme, premolarlarda yaklaşık 3° mezyale devrilme görülürken implant destekli pendulum grubunda ise 27 haftada molarlarda yaklaşık 4 mm distalizasyon ve 12° distale devrilme, premolarlarda yaklaşık 3.1 mm distalizasyon ve 6.8° distale devrilme olduğunu bildirmişlerdir. Gelgör ve arkadaşları (78) 2007 yılında molar distalizasyonu amacıyla uygulamış oldukları implant destekli modifiye transpalatal ark uygulamasının etkilerini, Keleş ve arkadaşlarının (122) sundukları yöntemle palatinaldeki implant etrafına akrilik ekleyerek oluşturdukları yeni sistemin etkileri ile karşılaştırmak amacıyla her iki grupta da palatinal bölgeye intraosseoz IMF vidası yerleştirmişlerdir. Birinci sistemde 4.6 ayda

molarlarda yaklaşık 3.95 mm distalizasyon ve 9.05° distale devrilme, premolarlarda yaklaşık 3.15° mezyale devrilme izlenirken ikinci sistemde ise 5.4 ayda molarlarda yaklaşık 3.88 mm distalizasyon ve 0.75° distale devrilme, premolarlarda yaklaşık 0.10° mezyale devrilme izlenmiştir.

Son yıllarda yerleştirilmesi ve çıkarılması çok daha kolay olan, cerrahi prosedür gerektirmeyen mini vidalar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Park ve arkadaşları (187) 2004 yılında mini vidalardan destek alarak üst çene posterior bölgede kütleli distalizasyon sağladıkları 2 vaka sunmuşlardır. Vakalarda ankraj sağlamak amacıyla 1.2 mm çapında ve 8-10 mm uzunluğunda mini vidalar kullanılmıştır. Birinci vakada mini vidalar, maksillada palatal alveol kemikte birinci ve ikinci molarlar arasına yerleştirilmiş ve birinci premolardan mini vidaya elastik ipler uygulanmıştır. 10 ayda posterior dişlerde 3 mm distalizasyon ve anterior dişlerde posteriora doğru hareket sağlanmıştır. İkinci vakada ise mini vidalar, maksillada bukkal alveol kemikte ikinci premolar ile birinci molar arasına yerleştirilmiş ve kaninlerden mini vidalara Ni-Ti kapalı sarmal yaylar uygulanarak 17 ayda tüm posterior dişlerde 2.5 mm distalizasyon elde edilmiştir. Bu uygulamalar sonunda hastaların SNA ve ANB açıları sabit kalmış veya çok hafif azalmıştır.

Carano ve arkadaşları (37) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, molar distalizasyonunda iskeletsel ankraj için ideal bölgenin palatina olabileceğini fakat osseointegre implantlar yerleştirildiğinde iki cerrahi prosedür gerektiğini ve çapı 2 mm'den küçük implantların palatina için kullanıldığında genelde stabil olmadıklarını ve kaybedildiklerini belirtmişlerdir. Bunun için Distal Jet aпараты ve mikroimplant kullanımının çözüm olabileceğini öne sürmüşlerdir. Distal Jet aпараты yerleştirilip aktive edildikten sonra palatal mini vidalar 1. ve 2. premolar kökleri arasına yerleştirilmiştir. Aktivasyon sırasında oluşacak mezyal yönlü hareketi mini vidalar

önlemektedirler. Distalizasyon bittikten sonra Distal Jet'in retainer olarak kullanılabileceğini veya mini vidaların çıkarılıp distalize edilmiş moların mezyaline yerleştirilmesini önermektedirler.

Park ve arkadaşlarının (188) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, yaş ortalaması 17.9 olan 13 bireye 11 tanesi mandibular, 4 tanesi maksiller, 2 tanesi de hem mandibular hemde maksiller olmak üzere mini vidalar yerleştirmişlerdir. Distalizasyon süresince üst çenede 0.016x0.022 TMA teller, alt çenede 0.018x0.025 TMA teller bulunmuştur. Maksillada bukkal bölgede 2. premolar ile 1. molar dişleri arasında 4, palatal alveolar kemikte 1. ve 2. premolar dişleri arasında 2, mandibulada 2. moların distalindeki kemiğe 16, retromolar bölgeye 2, mandibular 1. ve 2. molar dişleri arasında ise 2 mini vida yerleştirilmiştir. Mini vidalara ortalama 12.3 ay 200 gr'dan daha az kuvvet uygulanmış ve implantlarda %90 başarı görülmüştür. Üst birinci ve ikinci molar dişlerde belirgin distalizasyon gözlenirken kesici dişlerde hareket gözlenmemiştir.

Kaan'ın (112) 2007 yılında yaptığı tez çalışmasında, 35 bireyde üst ikinci premolar diş ile birinci molar diş arasında yerleştirilen 1.4 mm çapında 7 mm uzunluğundaki mini vidalardan destek olarak Modifiye Lokar Molar Distalizasyon Apareyi 240 gr kuvvet uygulayacak şekilde hazırlanmıştır. Molar bantlar arasında trans palatal ark (TPA) uygulanmıştır. Bireyler 4 haftada bir kontrole çağırılarak reaktivasyonlar yapılmıştır. Distalizasyon ortalama  $10.8 \pm 2.6$  ay sürmüştür. Birinci molar dişlerde  $3.28 \pm 1.18$  mm distalizasyon ve  $5.48 \pm 3.42^\circ$  devrilme görülmüştür. İkinci premolar dişte ortalama  $1.83 \pm 1.36$  mm distale hareket ve  $10.75^\circ \pm 6.28^\circ$  devrilme görülmüştür. Kesici dişlerde ortalama  $0.23 \pm 0.91$  mm distale hareket ve  $1.08 \pm 0.82$  mm ekstrüzyon görülmüştür. Birinci molar dişlerde ortalama  $0.78 \pm 0.82$  mm intrüzyon görülmüştür.

Lim ve arkadaşlarının (149) 2008 yılında 2 vaka ile yaptıkları çalışmada, sabit ortodontik tedavi yapılmaksızın birinci molar dişlerine yerleştirilen molar bantlara mini vidalardan destek olarak uygulanan lever arm'lar yardımıyla (0.019x0.025 inch paslanmaz çelik telden yapılan) distalizasyon amacıyla kuvvet uygulanmıştır. Bu amaçla üst çenede palatinaya 1 tane ve bukkal bölgeye üst 2. premolar ile birinci molar diş arasında sağ ve sola birer tane olmak üzere 2 tane mini vida yerleştirilmiştir. Palatinal bölgeye yerleştirilen TPA (transpalatal ark) ile her bir diş için 150 gr olmak üzere toplam 300 gr, bukkal taraftan ise her bir dişe 150 gr kuvvet uygulanmıştır. TPA (0.9 mm paslanmaz çelik telden yapılan) kullanılarak üst birinci büyük azı dişlerinin distalizasyonu sırasında ortaya çıkacak tork kontrolü, devrilme gibi yan etkilerin ortadan kalkmasını sağlamıştır. Bir hastada 3.4 mm değerinde ise 3.9 mm üst birinci büyük azı distalizasyonu elde edilmiştir.

Papadopoulos (185) 2008 yılında, 11.5 yaşında bir kız olan Sınıf II malokluzyona, artmış overjete ve derin kapanışa sahip bireyde, damağın ön bölgesinde paramedian konumlu olacak şekilde 2 mini vida yerleştirmiştir. Keleş ve arkadaşlarının (78) palatal osseointegre implanttan destek olarak uyguladıkları Keleş Slider aparatının modifikasyonunu palatinaya yerleştirilen 2 mini vidadan destek olarak uygulamıştır. 4-6 aylık sürede molar ilişkisinin Sınıf I olması sağlandıktan sonra coil springler uzaklaştırılarak 2-3 ay molar dişlerin stabil kalması ve keser dişlerin retraksiyonu için beklenmiştir.

Yamadaa ve arkadaşları (250) 2009 yılında, 12 hastada uyguladıkları 24 mini vida ile molar distalizasyonu yapmışlardır. Vidalar üst ikinci premolar ile üst birinci molar dişi arasına yerleştirilmiştir. Çalışmada 3 ayrı çeşit mini vida kullanılmıştır. Mini vidalar dişin uzun aksı ile 20°-30° açı yapacak şekilde (okluzal düzlem ile 60-70°) yerleştirilmiştir. Vidalar hastalarda 0.016x0.022 paslanmaz çelik tellere



geçildiğinde yapılmıştır. Mini vida yapıldıktan sonra 4 hafta beklenmiş sonra Ni-Ti coil spring'ler ve elastik chain'ler kullanılarak 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Üst birinci molarlarda, 2.8 mm distal hareket ve 4.8° distal yönde devrilme görülmüştür. Üst birinci molar dişinin kökünde ise 1.2 mm distal yönde hareket gözlenmiştir. Distalizasyon sırasında istenilmeyen yan etkiler (kesicilerde hareket, kök rezorbsiyonu, ve mandibulanın rotasyonu) gözlenmemiştir.

Kinzinger ve arkadaşlarının (131) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, bilateral molar distalizasyonu istenilen 8 kız 2 erkekten oluşan yaş ortalaması 12 yıl 1ay olan 10 hastada 1.6 mm çapında 8-9 mm uzunluğundaki ikişer mini vidayı palatinanın anterior bölgesine paramedian lokalizasyonlu olarak yerleştirmişlerdir. Mini vidalardan destek alınarak yapılan distal jet apareyi ile molar distalizasyonu amaçlanmıştır. Kullanılan sistem; prefabrike coil-teleskop sistemden ve mini implantlardan destek alması için 1. küçük azı dişine yerleştirilen okluzal tırnaklardan oluşmaktadır. Bu tırnaklar dişe kompozit yardımıyla yapıştırılmıştır. Birbirine bağlı olan bu tırnaklar distal kısımlarından prefabrike sisteme kompozitler aracılığıyla yapıştırılmıştır. Mini vidalar yerleştirildikten 1 hafta sonra 200 N (~200gr) kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezinden geçmesi sayesinde 3.92±0.53 mm'lik molar distalizasyonu 8.35°±7.66°'lik mesial yönlü rotasyonla beraber görülmüştür. 1. küçük azı dişinde 0.72±0.78 mm'lik mesial harekete bağlı ankraj kaybı görülmüştür.

Oberti ve arkadaşlarının (179) 2009 yılında yaptıkları çalışmada, yaş ortalaması 14.3 olan 16 hastada dual force distalizer (DFD) apareyi mini vida destekli olarak uygulanmıştır. Tedavi başında ve sonunda alınan modeller ve sefalometrik filmler üzerinde yapılan analizler sonucu, 5 ayda molar dişlerde ortalama 5.9±1.72 mm distalizasyon ve ortalama 5.6°±3.7° devrilme gözlenmiştir.

İkinci premolar dişlerinin yaklaşık 4.26 mm distal yönde hareket ettiği, kesici dişlerin de 0.53 mm retrakte olduğu görülmüştür.

## BÖLÜM III

### GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Gereç

Bu araştırma Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvuran iskeletsel Sınıf I dişsel Sınıf II malokluzyona sahip 9 kız 10 erkek toplam 19 birey üzerinde yürütülmüştür.

Araştırma kapsamına alınan olguların seçiminde;

1. İskeletsel Sınıf I dişsel Sınıf II anomaliye sahip olmasına,
2. El bilek filmine göre  $MP_{3cap}$  döneminde (aktif büyüme gelişim döneminde) olmasına,
3. Normal veya hipodiverjan dik yön gelişimine sahip olmasına,
4. 2. molar dişlerin sürmüş veya sürmekte olmasına,
5. Alt arkta minimum çapraşıklığının olmasına dikkat edilmiştir.

Çalışmaya katılan 19 bireyin tedavi başındaki yaş ortalaması 13.5 yıl  $S=7$ ay (minimum=12.3, maksimum=14.5)dır.

9 kız bireyin tedavi başındaki yaş ortalaması 13.1 yıl  $S=4$ ay (minimum= 12.3, maksimum= 13.5) yıldır. 10 erkek bireyin tedavi başındaki yaş ortalaması  $X= 13.8$   $S= 5$ ay (minimum= 13.3, maksimum= 14.5) yıldır.

Bu araştırma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurulu'nun 02-06-2008 tarih ve 08-3/11 numaralı kararıyla onaylanmıştır.

Bireylerin yaş, cinsiyet ve distalizasyon süresinin dağılımı Tablo 1'de görülmektedir.

**Tablo 1:** Bireylerin yaş, cinsiyet ve distalizasyon süresinin dağılımı

Hasta sayısı	Cinsiyet		Yaş (yıl)			Distalizasyon süresi (ortalama ay)
	Kız	Erkek	Minimum	Maksimum	Ortalama	
19	9	10	12.3	14.5	13.5	8.13±1.91

### 3.2 Yöntem

Tedaviye dahil edilen tüm bireylere, sabit ortodontik tedavi amacıyla Ormco firmasının ürettiği (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) 0.018x0.022 inch slotlara sahip roth üst braketler uygulanmıştır. Bireylerde ark dışında olan bir diş mevcutsa arka dahil edilmemiştir. Tüm bireylere ilk olarak 0.014 Nikel Titanyum(NiTi) yuvarlak teller uygulanarak seviyelemeye başlanmıştır. Bireyler 4 haftada bir kontrole çağırılarak, 0.016 inç NiTi, 0.016x0.016 inç NiTi, 0.016x0.022 inç Ni-Ti teller kullanılarak, seviyeleme aşaması bitirilmiştir. 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tellere geçildikten sonra mini vidanın stabilitesinin değerlendirilmesi amacıyla üst çene iki kadrana ayrılmış, rastgele seçilen bir tarafa mini vida yerleştirilmiştir. Bu taraf bekleme tarafı olarak kabul edilmiş ve mini vida yerleştirildikten sonra 3 ay kuvvet uygulanmadan beklenilmiştir. 3 aylık bekleme süresi dolduktan sonra mini vidanın uygulanmadığı diğer kadrana da mini vida uygulanmış ve mini vidanın yerleştirildiği seans hem bekleme tarafına hem de vidanın yeni uygulandığı tarafa kuvvet uygulanarak molar distalizasyonuna başlanılmıştır. Kuvvet uygulamak için 0.7 mm çapındaki tam yuvarlak laboratuvar telinden yardımcı bükümler (modifiye sliding jig) yapılmış ve bu bükümlerle mini vidalar arasına yerleştirilen Ni-Ti kapalı coil spring'ler yardımıyla 200 gr kuvvet uygulanarak molar distalizasyonuna başlanılmıştır.(Resim 1) Çalışmada kullanılan NiTi coil springlerin seçiminde mini vidaya takılan gözcüğün tel ligatür kullanılmadan direk bağlanabilmesi için büyük

olanı tercih edilmiştir.(Resim 2) Yapılan bükümlerin, birinci molar dişlerle temasta olmasına fakat diğer dişlere temas etmemesine dikkat edilmiştir. Böylece salt birinci molar dişin distalizasyonunun değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Distalizasyon işlemi bitene kadar alt çenede sabit ortodontik tedaviye başlanılmamıştır.



**Resim 1:** Molar distalizasyonu amacıyla yapılan yardımcı büküm ve kuvvet uygulayan coil spring



**Resim 2:** Nikel titanyum coil spring

Yerleştirilen mini vidalardan herhangi bir tanesi kaybedildiğinde bu mini vida başarısız olarak kabul edilmiş fakat molar distalizasyonunun tamamlanması amacıyla tekrar yerleştirilerek kuvvet uygulanmıştır.

Mini vida destekli molar distalizasyonun bittiği seans, yerleştirilmiş olan mini vidalar hand driver (tornovida) yardımıyla yerleştirme yönünün tam tersi yönde çevrilerek çıkarılmıştır. Mini vida destekli molar distalizasyonuna başlanılan ve jiglerin, mini vidaların ağızdan uzaklaştırıldığı seanslar arasında geçen süre, distalizasyon süresi olarak kabul edilmiştir. Tedaviye dahil edilen 19 bireyden rastgele

10 birey seçilmiştir. Bu bireylere yerleştirilmiş olan 10 tanesi bekleme tarafına, 10 tanesi de hemen yükleme tarafına ait toplam 20 mini vida taramalı elektron mikroskobunda incelenmek üzere hazırlanmıştır.

Ağız içinden çıkartılan mini vidalar distile su ile yıkanıp ve fiksasyon işlemi uygulanmıştır. Mini vidalar, fiksasyon işlemi için distile su ile hazırlanan %2,5'lük glutaraldehit (Merck, Darmstadt, Almanya) solüsyonu içinde 12 saat, +4°C'de bekletilmiştir. Daha sonra 3 defa 0,1 M Sörensen fosfat tamponu ile yıkanıp, 1 dakika distile suda bekletilmiştir. Hava kurutması yapıp, artan alkol serisi ile dehidratasyon uygulanmıştır. Mini vidalar her konsantrasyonda (%20, %40, %60, %80, %90, %100, %100) 15'er dakika olmak üzere alkol (Etanol Absolu, Fisher Scientific, ABD) serisinden geçirilmiş ve kabaca kurulanıp 24 saat desikatörde bekletilmiştir.

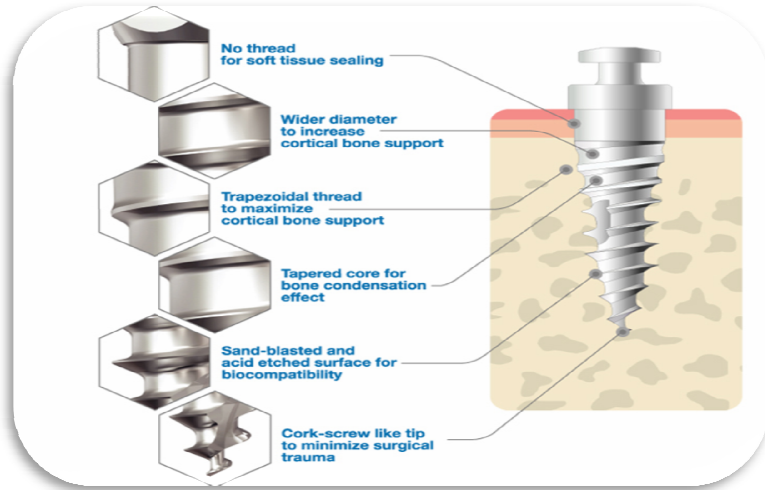
Örnekler çift taraflı karbon yapıştırıcı ile taşıyıcılara yerleştirilmiş ve 200Å kalınlığında altınla kaplanmıştır. (Fisons Instruments, Polaron SC502, Uckfield, İngiltere). Daha sonra, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi SEM laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu (JSM-5200, JEOL, Tokyo, Japonya) ile incelenmiş ve Semafor sistemi ile (SA20, JEOL, Tokyo, Japonya) dijital fotoğraflar çekilmiştir.

Fotoğrafta belirlenen apozisyonların osseointegrasyon olup olmadığının anlaşılabilmesi için D.E.Ü. Malzeme ve Metalurji Mühendisliği SEM laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu ve IXRF sistemindeki (JSM-6060, JEOL, Tokyo, Japonya) EDS (Enerji Dağılım Spektrometresi) ile yüzey analizi yapılmıştır. Farklı görüntülerdeki apozisyonlar üzerinde yapılan yüzey analizlerinde kalsiyum, fosfat ve oksijen elementleri incelenmiştir.

Böylece immedat yükleme yapılan ve 3 aylık bekleme süresinin ardından yükleme yapılan mini vidaların yüzeylerinde osseointegrasyon olup olmadığı, eğer olduysa iki taraf arasında bir fark olup olmadığı değerlendirilmiştir.

### 3.2.1 Mini Vidaların Seçimi ve Klinik Uygulaması

Çalışmamızda kullanılan Orlus firmasının ürettiği (ORLUS 1016107, Ortholution Co.Ltd.;KOREA) mini vidalar, 1.6 mm çapında 7 mm uzunluğunda konik (uca doğru incelen) tipte seçilmiştir (Resim 3).



**Resim 3:** Çalışmamızda kullanılan Orlus mini vida ([www.ortholution.com](http://www.ortholution.com) adresinden 15-06-2010 tarihinde alınmıştır)

Mini vidalar self-drilling yöntemi kullanılarak okluzal düzlem ile 60<sup>0</sup>-70<sup>0</sup> açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir (Resim 4).



**Resim 4:** Mini vidanın yerleştirilmesi

Vidaların yerleştirilmesinde hand driver handle (tornovida) (OS-DRH-01) ve ucuna takılan hegzagonal tipte hand driver tip(tornovida ucu) (OS-DRT-102) kullanılmıştır (Resim5).



**Resim 5:** Mini vidanın yerleştirilmesinde kullanılan tornovida ve ucu  
(driver handle ve driver tip)

Her hastadan mini vidalar yerleştirilmeden hemen önce ve vidalar yerleştirildikten hemen sonra periapikal radyografiler alınmış, böylece mini vidaların çevre diş ve dokularla ilişkisi değerlendirilmiştir (Resim 6).



**Resim 6:** Mini vida yerleştirmeden önce ve sonra alınan periapikal radyografiler

Çalışmada kullanmış olduğumuz Orulus mini vidalar Tip V (Ti-6Al-4V) titanyumdan üretilmiştir. Titanyum, paslanmaz çelikten 3 kat daha güçlü, elektriğe, ısıya ve manyetik kuvvete düşük düzeyde yanıt veren, yüksek biyouyumluluğa sahip ve tepkimeye girmeyen bir materyaldir. Tip V titanyum %6 aliminyum %4 vanadium



içermektedir. Bu içerik yapısıyla tüm titanyum tipleri arasında yabancı alaşım miktarı en düşük olanıdır. Bundan dolayı gerilmeye karşı direnci çok yüksektir. Mini vida yüzeyi biyo-uyumluluğu artırmak için asitlenmiş ve kumlanmıştır.

Mini vidalar maksiller bukkal bölgede, daimi 2. premolar ve 1. molar dişler arasına ve serbest-yapışık diş eti birleşim sınırına yerleştirilmiştir. Vidaların yerleştirilmesinde anestezi amacıyla North Pointe Pharmacy tarafından Oklahoma'da üretilen LTP Topikal Anestezik Jel kullanılmıştır (Resim 7). Jel kullanımı sayesinde bireylere enjeksiyon yapılmasına gerek kalmamıştır. Anestezik jelin içeriği %20 Lidocaine, %4 Tetracaine ve %2 Pheynlephrine'den oluşmaktadır. Jel kıvamında olan solüsyon vidanın yerleştirileceği bölgeye uygulanmış, 1-2 dakika bekledikten sonra gereken yüzeysel anestezi sağlandığında mini vidalar yerleştirilmiştir. LTP topikal jel derin doku anestezisi sağlamamaktadır. Bu nedenle mini vidaların yerleştirilmesi sırasında periodontal dokuya yaklaşıldığında hasta ağrı hissedeceğinden istenilmeyen kök temasları engellenmektedir.



**Resim 7:** LTP topikal jel

Bireyler dört haftada bir kontrole çağırılmış, her kontrolde kuvvet kontrol edilmiş, gerektiğinde coil springin boyu kısaltılarak kuvvetin her seansta 200 gr olması sağlanmıştır.

Aşağıdaki resimlerde mini vida destekli molar distalizasyonu yapılmış olan bir vakanın ağız içi fotoğrafları izlenebilir (Resim 8,9,10).



**Resim 8:** Tedavi öncesi ağız içi fotoğrafları



**Resim 9:** Distalizasyon öncesi ağız içi fotoğrafları



**Resim 10:** Distalizasyon sonu ağız içi fotoğrafları

### 3.2.2 Lateral Sefalometrik Radyografiler

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 Orthoceph OP100, 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'de sabitlenmiştir. Film çekimi sırasında hasta dik olarak ayakta tutulmuş, kulak çubukları yerleştirildikten sonra baş, nasion çubuğu yardımıyla Frankfurt düzlemi yere paralel olacak şekilde sabitlenmiştir. Hastanın dişleri habitüel oklüzyonda kapatıldıktan sonra merkezi ışın hastanın orta oksal düzlemine dik olacak şekilde ayarlanmış, 77 kV gücündeki ışın 0,64 saniye süreyle verilerek film çekimi tamamlanmıştır.

Radyografide gerçekleşen süperpozisyonlar sonucu sağ ve sol dişleri belirlemedeki zorlukları elimine etmek için distalizasyon öncesi ve sonrasında bireylerin sağ ve sol taraflarından, hazırlanan işaret telleri aracılığıyla ayrı ayrı lateral sefalometrik radyografiler alınmıştır. Böylece her bireyden distalizasyon başlangıcında 2, bitiminde 2 tane olmak üzere toplam 4 adet sefalometrik film alınmıştır. Maksiller 1.molar dişlerindeki bantlara ve 1. premolar ve santral dişlerindeki braketlere 0.016x0.022 inç çelik telden hazırlanan işaret telleri yerleştirilmiştir (Resim 11).



**Resim 11:** Sol ve sağ taraf için yapılan işaret bükümleri

Her bir hasta için hazırlanan işaret telleri araştırma süresince saklanmış ve aynı bireyden distalizasyon öncesi ve distalizasyon bitiminde radyografilerin alınması esnasında aynı teller kullanılmıştır. Dişsel ölçümler bu referans telleri aracılığı ile sağ ve sol taraf için ayrı ayrı ölçülmüştür. İskeletsel ölçümlerde ise her iki radyografideki ortalama değerler kullanılmıştır.

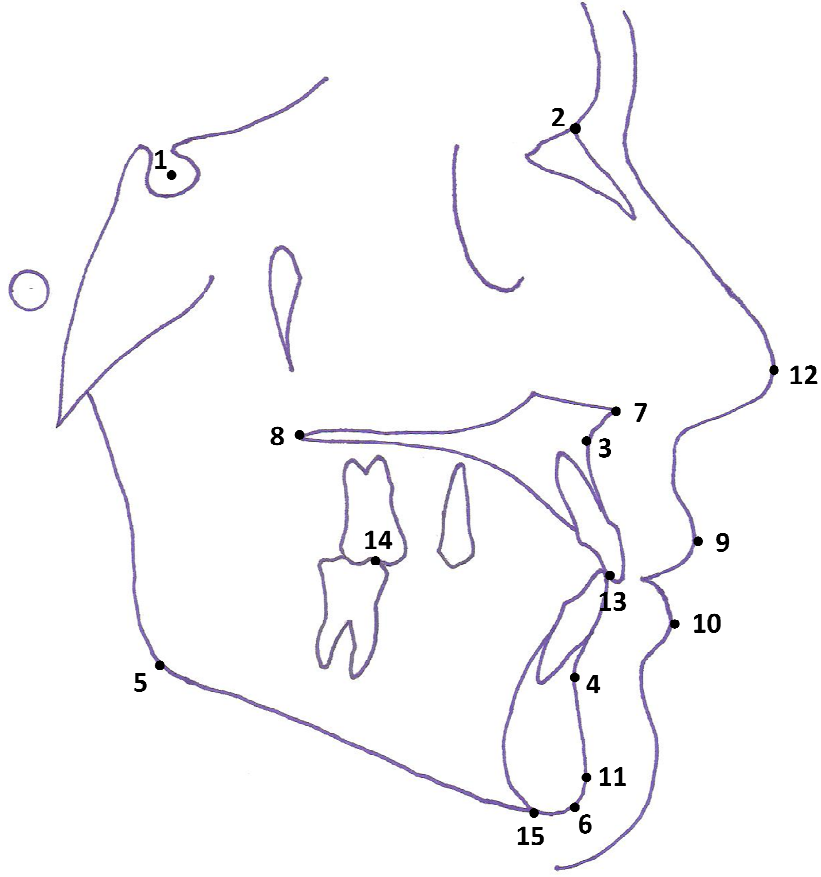
### **3.2.3 Lateral Sefalometrik Radyografi Analizi**

Sefalometrik filmlerin değerlendirilmesi; negatoskop üzerinde, asetat kâğıdı ile 0,3mm'lik 2B uçlu kurşun kalem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Açısal ölçümler 0.5°, boyutsal ölçümler ise 0.5 mm duyarlılığına kadar yapılmıştır. 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 ve dişsel ölçümler için Baumrind ve arkadaşları (15), Valant ve Sinclair (237) ile Uzel ve Enacar (234)'ın analizlerinin bir kombinasyonundan faydalanılmıştır.

Sefalometrik ölçümlerde referans düzlemi olarak, Sella – Nazion düzlemine 7°'lik bir açıyla çizilmiş olan horizontal referans düzlemi ile bu horizontal referans düzleme Sella noktasından çizilen dikme ile oluşturulan vertikal referans düzlemi kullanılmıştır. Filmlerdeki çift görüntülerin çiziminde orta noktaları alınmıştır.

Lateral sefalometrik radyografilerin çiziminde kullanılan sefalometrik noktalar;

- 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 teget ile Corpus mandibulanın alt kenarına çizilen tegetin kesisme noktasıdır.
- 6) **Gnathion (Gn):** Mandibular simfizinin en ön ve en alt noktasıdır.
- 7) **Spina Nasalis Anterior (ANS):** Orta oksal düzlemde sert damağın en ileri noktasıdır.
- 8) **Spina Nasalis Posterior (PNS):** Orta oksal düzlemde sert damağın en geri noktasıdır. Molar superius(ms): Üst daimi birinci molar dişin mezyal kontak noktasıdır.
- 9) **Li''':** Üst dudağın vermilion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.
- 10) **Li''':** Alt dudağın vermilion deri sınırındaki en ön, en ileri noktasıdır.
- 11) **Pg''':** Yumusak doku üzerinde alt çene ucunun en ileri noktasıdır.
- 12) **Nt''':** Yumuşak doku burun ucudur.
- 13) **Apoccc noktası:** Oklüzyondaki kesici overbite'nin orta noktası olup oklüzal düzlemin de ön noktasını oluşturur.
- 14) **Ppoccc noktası:** Alt ve üst daimi birinci molar kapanışının orta noktasıdır.
- 15) **Menton(Me):** Orta oksal düzlemde corpus mandibula ile symphysis mandibula bölgesinin kesiştiği en alt bölgedir.

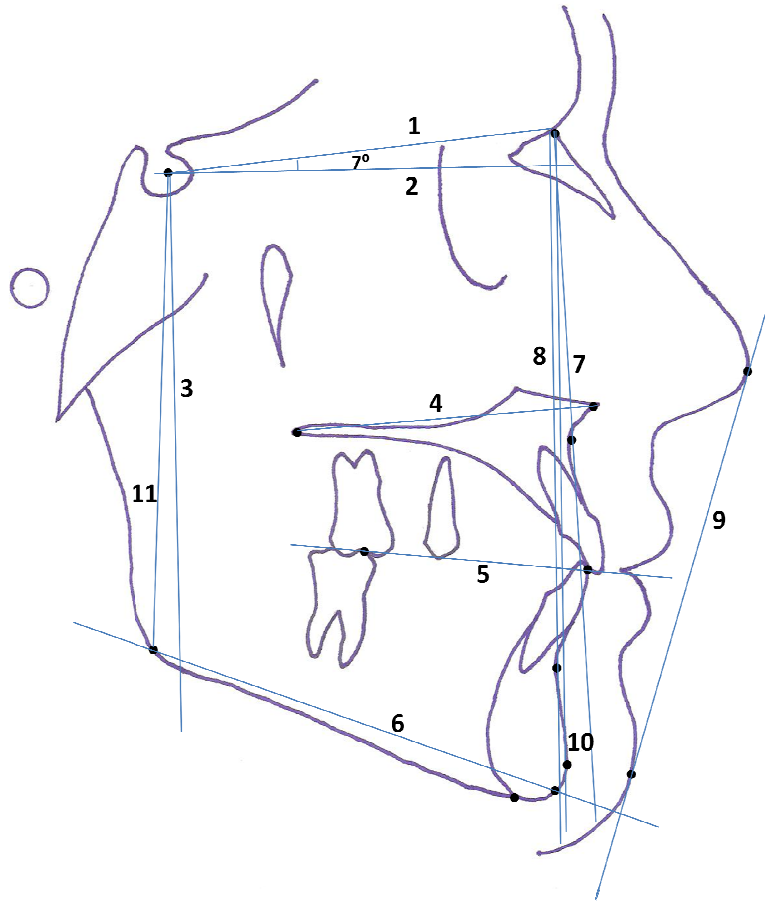


**Şekil 1:** Sefalometrik analizde kullanılan noktalar

Lateral sefalometrik filmlerin değerlendirilmesinde kullanılan düzlemler;

- 1) **SN düzlemi:** Sella ve Nasion noktalarından geçen doğrudur.
- 2) **Horizontal düzlem(HD):** SN düzlemine S noktasından aşağıya doğru 7°'lik bir açı ile çizilen doğrudur. Bu düzlem düzeltilmiş SN olarak tanımlanmaktadır.
- 3) **Vertikal düzlem(VD):** HD'e S noktasından dik çizilen doğrudur. Bu düzlem horizontal lineer ölçümlerde kullanılmıştır.
- 4) **Palatal Düzlem (PD):** ANS ve PNS noktalarını birleştiren doğrudur.
- 5) **Oklüzal Düzlem:** Apoc ile Ppoc noktalarından geçen düzlemdir.

- 6) **Go-Gn Düzlemi:** Go ve Gn noktalarından geçen doğrudur.
- 7) **NA düzlemi:** Nasion ve A noktalarını birleştiren doğrudur.
- 8) **NB düzlemi:** Nasion ve B noktalarını birleştiren doğrudur.
- 9) **E düzlemi:** Nt'', Pg'' noktalarını birleştiren düzlemdir.
- 10) **Yüz düzlemi:** Nasion ve pogonion noktalarından geçen düzlemdir.
- 11) **Se-Go düzlemi:** Sella ve gonion noktalarından geçen düzlemdir.



Şekil 2: Sefalometrik analizde kullanılan düzlemler

Uygulama başlangıcı ve sonunda alınan lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan doğrusal ölçümler;

**1) VD-Maksiller Sağ ve Sol Santral:** Maksiller sağ ve sol santral dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile VD arasındaki uzaklıktır.

**2) VD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Premolar:** Maksiller sağ ve sol birinci premolar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile VD arasındaki uzaklıktır.

**3) VD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Molar:** Maksiller sağ ve sol birinci molar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile VD arasındaki uzaklıktır.

**4) HD-Maksiller Sağ ve Sol Santral:** Maksiller sağ ve sol santral dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile HD arasındaki uzaklıktır.

**5) HD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Premolar:** Maksiller sağ ve sol birinci premolar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile HD arasındaki uzaklıktır.

**6) HD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Molar:** Maksiller sağ ve sol birinci molar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin, yatay ve dikey kısımlarının orta oksal düzlemde kesiştiği nokta ile HD arasındaki uzaklıktır.

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

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



9) **ANS-Me:** Nasion ve pogonion noktalarından geçen yüz düzlemi üzerinde ANS noktası ile Me noktası arasındaki uzaklıktır.

10) **N-Me:** Nasion ve pogonion noktalarından geçen yüz düzlemi üzerinde N noktası ile Me noktası arasındaki uzaklıktır.

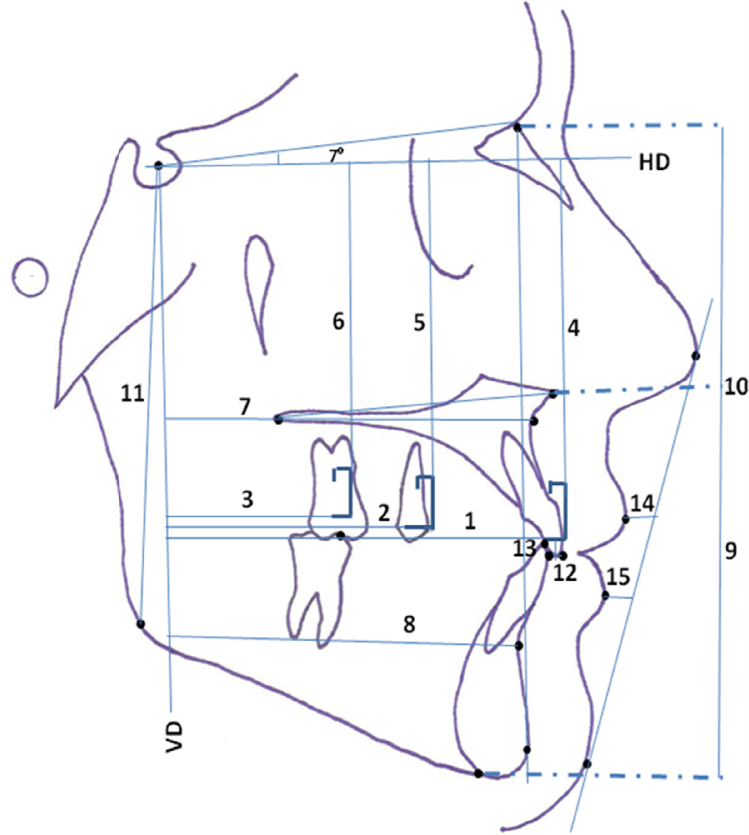
11) **S-Go:** S noktası ile Go noktası arasındaki uzaklıktır.

12) **Overjet:** Üst en ileri keser dişin insizal kenarı ile alt en ileri keser dişin vestibül yüzeyi arasında kalan sagittal yöndeki dik mesafedir.

13) **Overbite:** Üst ve alt en ileri keser dişlerin insizal kenarları arasındaki dik yön kapanış fazlalığıdır.

14) **E düzlemi-Ls:** Ls noktası ile E düzlemi arasında çizilen düzlemdir.

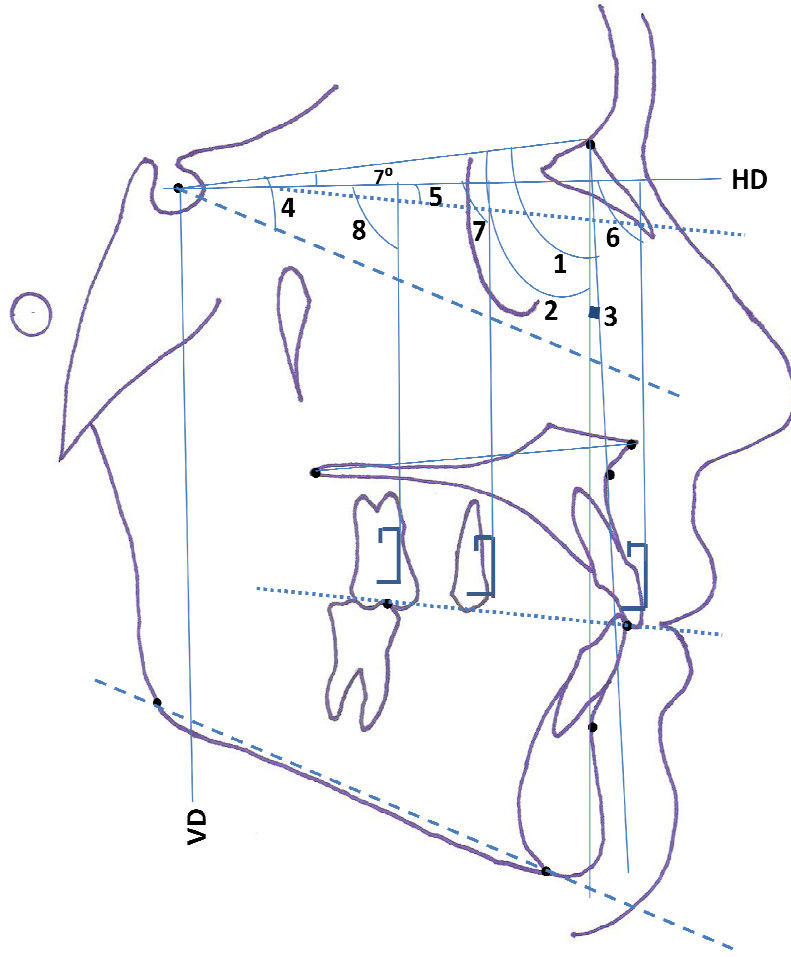
15) **E düzlemi-Li:** Li noktası ile E düzlemi arasında çizilen düzlemdir.



Şekil 3: Sefalometrik analizde kullanılan doğrusal ölçümler

Lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan açısal ölçümler;

- 1) **SNA:** SN ve NA düzlemlerinin nasion noktasında oluşturdukları açıdır. Üst çenenin ön kafa kaidesine göre konumunu belirler.
- 2) **SNB:** SN ve NB düzlemlerinin nasion noktasında oluşturdukları açıdır. Alt çenenin ön kafa kaidesine göre konumunu belirler.
- 3) **ANB:** NA ve NB düzlemlerinin nasion noktasında oluşturdukları açıdır. Alt ve üst çenenin birbirlerine göre konumunu belirler.
- 4) **SN/Go-Gn:** SN düzlemi ile Go-Gn düzlemi arasındaki açıdır. Mandibular düzlemin ön kafa kaidesine göre diverjansını belirler.
- 5) **OD-HD:** Okluzal düzlem ile HD düzlemi arasındaki açıdır. Okluzal düzlemin horizontal düzleme göre eğimini belirler.
- 6) **HD-Maksiller Sağ ve Sol Santral:** Maksiller sağ ve sol santral dişlere yerleştirilen işaret tellerinin dikey kısımları ile HD arasındaki açıdır.
- 7) **HD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Premolar:** Maksiller sağ ve sol birinci premolar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin dikey kısımları ile HD arasındaki açıdır.
- 8) **HD-Maksiller Sağ ve Sol Birinci Molar:** Maksiller sağ birinci molar dişlere yerleştirilen işaret tellerinin dikey kısımları ile HD arasındaki açıdır.



Şekil 4: Sefalometrik analizde kullanılan açısal ölçümler

### 3.2.4 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. Hemen ve 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan gruplar arasında vidaların stabiliteyi arasındaki farkın değerlendirilmesinde Fisher's Exact Test kullanılmıştır. Diğer tüm ölçümlerde nonparametrik testlerden Wilcoxon testi (Wilcoxon signed rank test) kullanılmıştır.

Bireylerin herbir taraf için ayrı ayrı distalizasyon öncesi ve distalizasyon sonrası ölçülen değerleri karşılaştırılmıştır.

Lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan ölçümlerde meydana gelebilecek hataları belirlemek amacı ile ölçülen her parametre için standart metod hatası (Sm) hesaplanmıştır. 19 bireyden alınan distalizasyon başında 38, distalizasyon sonunda 38 olmak üzere toplam 76 lateral sefalometrik film üzerinde çizim ve ölçümler yapıldıktan 1 ay sonra rastgele seçilen 20 sefalometrik film üzerinde analizler tekrarlanmıştır. Aynı filme ait iki ölçüm arasındaki farklar herbir parametre için belirlenmiş, yapılan ölçümler arasındaki metod hatasını hesaplamak amacıyla Dahlberg (56) formülü kullanılmıştır. Bu yöntemle göre 20 bireye ait başlangıç ve bitiş toplam 40 adet sefalometrik film içerisinde rastgele seçilen 10 film üzerinde yapılan ölçümler tekrarlanmıştır. İki ölçüm arasındaki farklar her bir parametre için belirlenmiş, bu farkların karesi alınarak ve aşağıdaki formüle yerleştirilerek standart metod hatası hesaplanmıştır.

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

Sm: Standart metod hatası

d: Birinci ve ikinci ölçüm arasındaki fark

n: İkinci defa ölçüm yapılan lateral sefalometrik radyografi sayısı

Ayrıca her parametre için metod hatası belirlendikten sonra gerçek metod hatasının %95'lik alt ve üst güvenlik sınırları aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı:

$$S_m^2 / (x^2 \cdot 0.975/n) < \delta_m^2 < S_m^2 / (x^2 \cdot 0.025/n)$$

$\delta^2$ = Gerçek metod hatası

$x^2$  = n serbestlik derecesinde ki-kare (n = 20)

Gerçek metod hatasının %95'lik alt ve üst güvenlik sınırları şöyle açıklanabilir: metod hatasını bulmak için yapılan çizim ve ölçümler 3., 4., 5...100. defa tekrarlandığında, bulunacak metod hatasını gösteren rakamların %95'i Tablo 2'de gösterilen alt ve üst sınırlar arasında olacaktır. Örneğin Tablo 2'de görüldüğü gibi, lateral sefalometrik radyografilerin iki defa çizim ve ölçümü sonucunda ANB açısındaki metod hatası  $S_m$ : 0,22° olarak bulunmuştur. Bu açı ile ilgili gerçek metod hatasını belirlemek için çizim ve ölçümler 100 defa tekrarlandığında, bulunacak olan metod hatası değerlerinin %95'i 0,10 ile 0,36 dereceleri arasında olacaktır.

## BÖLÜM IV

### BULGULAR

#### 4.1 Metod Hatasının Değerlendirilmesi

Yapılan çizim ve ölçüm hatalarını belirlemek amacıyla materyali oluşturan 76 lateral sefalometrik radyografi arasından tesadüfen seçilen 20 adet lateral sefalometri üzerinde çizim ve ölçümler birinci ölçümlerden bağımsız olacak şekilde ikinci defa tekrarlanmış ve her parametre için metod hatası (Sm) belirlenerek Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2’de görüldüğü gibi ölçülen toplam 32 parametreden en büyük metod hatası 0,44 mm ile sol 1-VD parametresinde yapılmıştır. En düşük metod hatası ise 0,13 mm ile 4-VD sağ parametresinde görülmüştür.

#### 4.2 Tanımlayıcı İstatistiksel Değerler

Lateral sefalometrik filmlerin değerlendirilmesinde olgu sayısı (n), ortalama değer (X), standart sapma (SD), distalizasyon başı ve sonu yapılan ölçümler arasındaki farkın ortalama değeri (D) ile gösterilmiştir.

Biyolojik araştırmalarda ortaya çıkan farklılıkların önemini saptamak için yapılan istatistik testlerde yanılığı payı en az  $p \leq 0.05$  olarak kabul edilmektedir. Çeşitli araştırmalarda bu yanılığı payı  $p \leq 0.05$ ,  $p \leq 0.01$ ,  $p \leq 0.001$  olarak ayrı ayrı gösterilmektedir. Bu çalışmada da tablolarda yanılığı payı düzeyine göre aradaki farkın önemi řu şekilde gösterilmiştir;

$p \leq 0.05$  ise (\*),  $p \leq 0.01$  ise (\*\*),  $p \leq 0.001$  ise (\*\*\*)

**Tablo 2:** Metod Hatası (Sm) ve gerçek metod hatasının %95'lik güvenlik sınırları

Sm:Metod Hatası

As:Alt Güvenlik Sınırı

Üs: Üst Güvenlik Sınırı

Ölçümler	Sm	Üs	As
<b>İskeletsel</b>			
SNA (°)	0,19	0,31	0,09
SNB (°)	0,21	0,32	0,13
ANB (°)	0,22	0,36	0,10
SNGoGn (°)	0,34	0,48	0,16
HD-OD (°)	0,23	0,39	0,1
Na-Me (mm)	0,36	0,5	0,19
ANS-Me (mm)	0,24	0,38	0,09
Se-Go (mm)	0,43	0,57	0,30
VD-A (mm)	0,16	0,28	0,11
VD-B (mm)	0,22	0,36	0,09
<b>Yumuşak Doku</b>			
E-Ls (mm)	0,38	0,51	0,28
E-Li (mm)	0,29	0,41	0,19
<b>Dişsel Açısal (°)</b>			
<u>1</u> -HDsağ (°)	0,14	0,25	0,5
<u>1</u> -HDsol (°)	0,17	0,3	0,6
<u>4</u> -HDsağ (°)	0,21	0,32	0,12
<u>4</u> -HDsol (°)	0,22	0,35	0,9
<u>6</u> -HDsağ (°)	0,15	0,29	0,6
<u>6</u> -HDsol (°)	0,22	0,36	0,1
<b>Dişsel Çizgisel (mm)</b>			
<u>1</u> -VDsağ (mm)	0,36	0,51	0,27
<u>1</u> -VDsol (mm)	0,44	0,64	0,34
<u>4</u> -VDsağ (mm)	0,13	0,19	0,07
<u>4</u> -VDsol (mm)	0,23	0,36	0,14
<u>6</u> -VDsağ (mm)	0,19	0,33	0,14
<u>6</u> -VDsol (mm)	0,17	0,35	0,11
<u>1</u> -HDsağ (mm)	0,19	0,29	0,10
<u>1</u> -HDsol (mm)	0,28	0,4	0,12
<u>4</u> -HDsağ (mm)	0,19	0,32	0,07
<u>4</u> -HDsol (mm)	0,32	0,48	0,17
<u>6</u> -HDsağ (mm)	0,27	0,4	0,11
<u>6</u> -HDsol (mm)	0,23	0,37	0,13
Overjet	0,42	0,59	0,31
Overbite	0,42	0,55	0,29

### 4.3 Mini Vidanın Stabilitesinin Değerlendirilmesi

Hemen ve 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan gruplar arasında vidaların stabiliteleri arasındaki farkın değerlendirilmesi sonucu elde edilen veriler Tablo 3’de gösterilmiştir.

**Tablo 3:** Hemen kuvvet uygulanan ve 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan taraflarda vidanın stabilitesinin değerlendirilmesi

	<b>N</b>	<b>Başarılı</b>	<b>Başarısız</b>	<b>P</b>
<b>Hemen Kuvvet Uygulama</b>	19	18 (%94,7)	1 (%5,3)	0,604
<b>Beklenerek Kuvvet Uygulama</b>	19	16 (%84,2)	3 (%15,8)	

Yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanan 19 mini vidadan sadece 1 tanesi kaybedilmiş, 18 mini vida distalizasyon sonuna kadar ağızda kalmıştır. Bu durumda başarı oranı %94.7 olarak bulunmuştur. 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan 19 mini vidadan 3 tanesi kaybedilmiş, 16 mini vida distalizasyon sonuna kadar ağızda kalmıştır. Bu durumda ise başarı oranı %84.2 olarak bulunmuştur. Hemen kuvvet uygulanan ve 3 ay beklendikten sonra kuvvet uygulanan taraflar arasında mini vidanın stabilitesi değerlendirildiğinde 2 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

### 4.4 Lateral Sefalometrik Filmlerden Elde Edilen Bulgular

Uygulama öncesi ve sonrasına ait sefalometrik değerlendirmeden elde edilen veriler Tablo 4’de gösterilmiştir.



**Tablo 4:** Distalizasyon sonunda oluşan değişikliklerin sefalometrik film analizinde incelenmesi (n=19)

			Distalizasyon Başı		Distalizasyon Sonu		Fark		P	Wilcoxon Test
			X	S	X	S	D	S		
İskeletsel	1	SNA (°)	79.05	2.77	78.93	2.82	-0.12	0.88	0.132	
	2	SNB (°)	75.92	3.00	75.77	3.06	-0.14	1.10	0.111	
	3	ANB (°)	3.13	0.84	3.05	0.94	-0.07	0.50	0.603	
	4	SNGoGn (°)	32.11	3.55	33.45	3.73	1.34	0.78	0.000	***
	5	HD-OD (°)	9.21	4.20	8.67	4.19	-0.54	0.72	0.01	**
	6	Na-Me (mm)	125.92	6.70	127.16	7.44	1.23	1.46	0.000	***
	7	ANS-Me (mm)	69.68	5.22	70.87	5.75	1.18	1.37	0.000	***
	8	Se-Go (mm)	80.05	7.22	80.77	7.45	0.72	0.91	0.05	*
	9	VD-A (mm)	70	7.04	69.88	7.11	-0.11	1.08	0.067	
	10	VD-B (mm)	60.21	7.63	60.13	7.72	-1.07	1.33	0.114	
Yumuşak Doku	11	E-Ls (mm)	-3.63	1.53	-3.58	1.86	0.05	1.06	0.746	
	12	E-Li (mm)	-1.63	1.95	-1.84	2.01	-0.21	0.96	0.327	
Dişsel Açısal	13	1-HDsağ (°)	82.92	7.28	81.82	6.04	-1.10	3.81	0.002	**
	14	1-HDsol (°)	80.66	7.00	79.52	6.41	-1.13	3.82	0.002	**
	15	4-HDsağ (°)	82.50	6.57	82.29	7.36	-0.21	0.83	0.063	
	16	4-HDsol (°)	83.13	7.03	82.92	6.81	-0.21	0.78	0.111	
	17	6-HDsağ (°)	76.16	5.98	73.87	5.82	-2.29	1.08	0.002	**
	18	6-HDsol (°)	76.71	7.64	74.82	6.69	-1.88	2.75	0.004	**
Dişsel Çizgisel	19	1-VDSağ (mm)	76.21	8.10	74.61	8.57	-1.60	1.42	0.001	***
	20	1-VDsol (mm)	76.55	8.23	75.03	8.53	-1.52	1.09	0.001	***
	21	4-VDSağ (mm)	60.24	7.76	57.97	8.39	-2.26	1.29	0.000	***
	22	4-VDsol (mm)	59.63	6.51	56.84	6.47	-2.78	1.35	0.000	***
	23	6-VDSağ (mm)	43.74	6.45	39.68	6.50	-4.05	1.12	0.000	***
	24	6-VDsol (mm)	42.21	6.01	37.53	5.88	-4.68	1.49	0.000	***
	25	1-HDsağ (mm)	74.87	4.37	75.84	4.43	0.97	0.82	0.001	***
	26	1-HDsol (mm)	75.08	4.88	76.08	4.94	1.0	0.79	0.001	***
	27	4-HDsağ (mm)	72.24	4.38	72.29	4.52	0.05	0.66	0.927	
	28	4-HDsol (mm)	70.92	4.51	71.08	4.49	0.15	0.62	0.294	
	29	6-HDsağ (mm)	70.26	5.01	71.5	5.39	1.23	0.83	0.000	***
	30	6-HDsol (mm)	67.71	4.72	68.92	4.90	1.21	0.82	0.000	***
	31	Overjet	2.15	1.02	1.89	1.05	-0.26	0.45	0.026	*
	32	Overbite	2.97	1.57	2.74	1.55	-0.23	0.51	0.083	

Distalizasyon başında ve sonunda alınan lateral sefalometrik filmler üzerinde yapılan ölçümler değerlendirildiğinde ;

SNA açısının ve VD-A mesafesinin distalizasyon başı ve distalizasyon sonu ölçülen değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

SNB açısının ve VD-B mesafesinin distalizasyon başı ve distalizasyon sonu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

ANB açısında distalizasyon başı ve sonunda yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Distalizasyon başı ve distalizasyon sonunda yapılan ölçümler arasındaki fark Total (N-Me) ve alt (ANS-Me) ön yüz yüksekliğinde  $p \leq 0.001$ , arka yüz yüksekliğinde (S-Go) ise  $p \leq 0.05$  düzeyinde anlamlı artış göstermiştir.

SN/GoGn açısı distalizasyon sonunda  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak önemli bir artış göstermiştir.

HD-OD açısı distalizasyon sonunda  $p \leq 0.01$  düzeyinde istatistiksel olarak önemli bir azalma göstermiştir.

E düzlemi ile üst dudak ve alt dudak arasındaki mesafeyi belirten E-Ls ve E-Li parametrelerinde distalizasyon başı ve distalizasyon sonu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Sağ ve sol maksiller santral kesici dişlerin distalizasyon miktarını gösteren 1-VD parametresi distalizasyon sonunda sırasıyla 1.60 ve 1.52 mm azalmıştır. Bu azalma her iki taraf içinde  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller birinci premolar dişlerin distalizasyon miktarını gösteren 4-VD parametresi distalizasyon sonunda sırasıyla 2.26 ve 2.78 mm azalmıştır. Bu azalma her iki taraf içinde  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin distalizasyon miktarını gösteren 6-VD parametresi distalizasyon sonunda sırasıyla 4.05 ve 4.68 mm azalma göstermiştir. Bu azalma her iki taraf içinde  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller santral dişlerin devrilme miktarını değerlendirmek için kullanılan 1-HD açısı distalizasyon sonunda sırasıyla  $1.10^\circ$  ve  $1.13^\circ$  azalmıştır. Bu azalma  $p \leq 0.01$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller birinci premolar dişlerin devrilme miktarını değerlendirmek için kullanılan 4-HD açısı distalizasyon sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermemiştir.

Sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin devrilme miktarını değerlendirmek için kullanılan 6-HD açısı distalizasyon sonunda sırasıyla  $2.28^\circ$  ve  $1.88^\circ$  azalmıştır. Bu azalma  $p \leq 0.01$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller santral kesici dişlerin vertikal yöndeki değişikliğini gösteren 1-HD parametresi distalizasyon sonunda sırasıyla 0.97 ve 1.0 mm artmıştır. Bu artış  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Sağ ve sol maksiller birinci premolar dişlerin vertikal yöndeki değişikliğini gösteren 4-HD parametresi distalizasyon sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermemiştir.

Sağ ve sol maksiller birinci molar dişlerin vertikal yöndeki değişikliğini gösteren 6-HD parametresi distalizasyon sonunda sırasıyla 1.23 ve 1.21 mm artmıştır. Bu artış  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

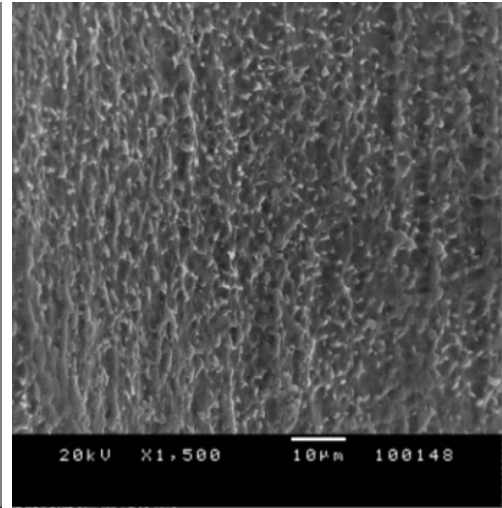
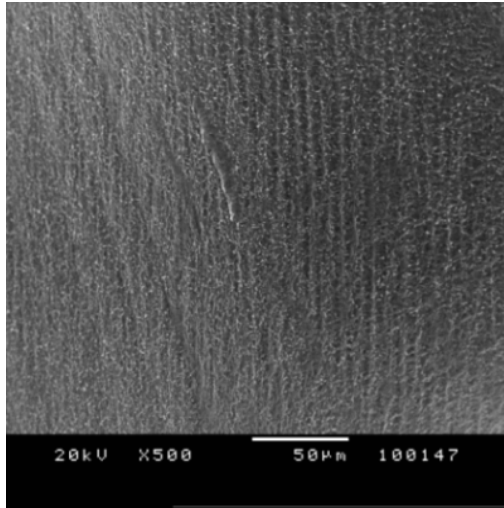
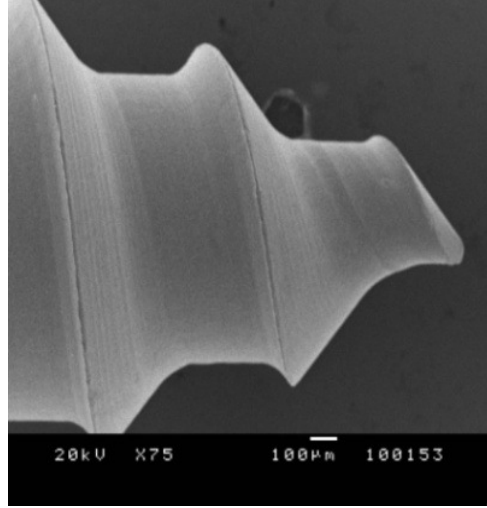
Overjet miktarı distalizasyon sonunda 0.26 mm azalma göstermiştir. Bu azalma  $p \leq 0.05$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Overbite miktarında distalizasyon sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmamıştır.

#### 4.5 SEM Sonuçlarının Değerlendirilmesi

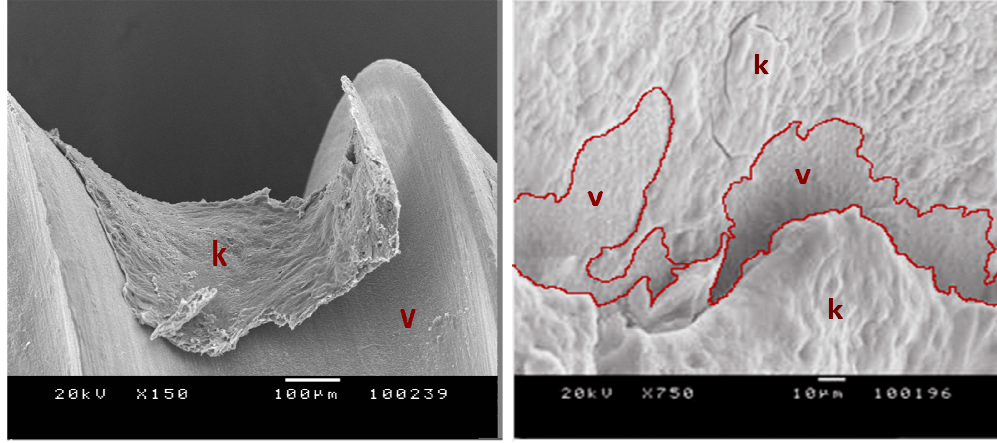
Distalizasyon sonunda çıkartılan mini vidaların SEM’de incelenmesi sonucunda elde edilen görüntüler Resim 12-17’de gösterilmiştir.

İncelenecek yüzeyin görüntülenmesi amacıyla ilk olarak kullanılmamış bir mini vidanın fotoğrafları çekilmiştir (Resim 12).



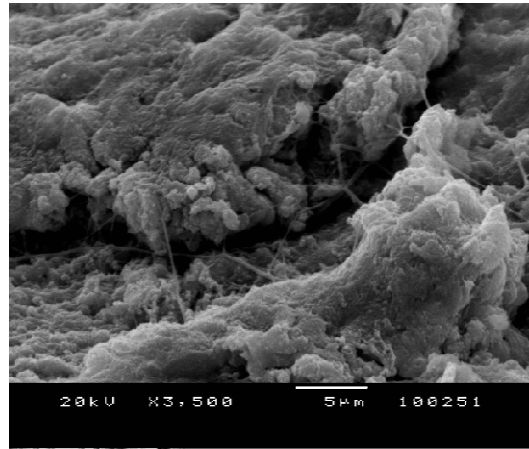
**Resim 12:** Kullanılmamış bir mini vida yüzeyinin 75, 500 ve 1500 büyütmedeki görüntüleri

3 aylık bekleme tarafına ait mini vidaların distalizasyon sonunda çıkartılmasını takiben SEM’de incelenmesi sonunda elde edilen görüntüler Resim 13’de gösterilmektedir.



**a**

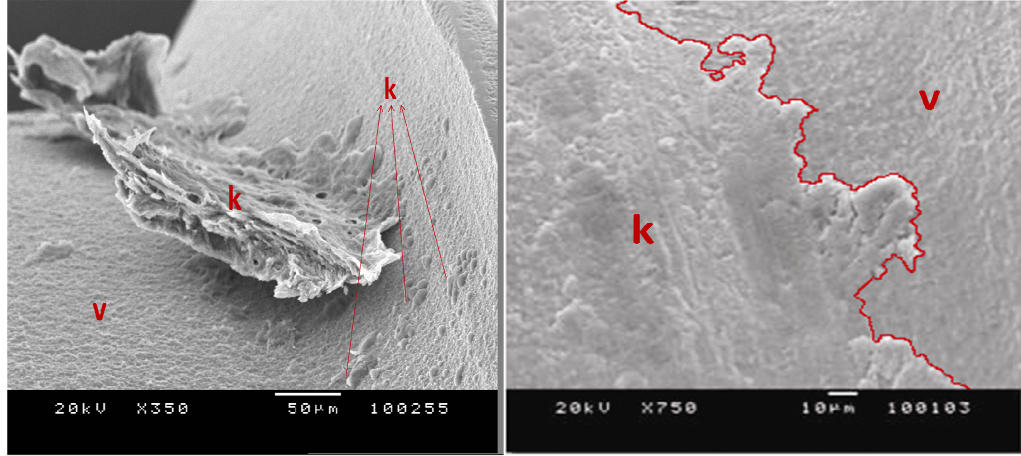
**b**



**c**

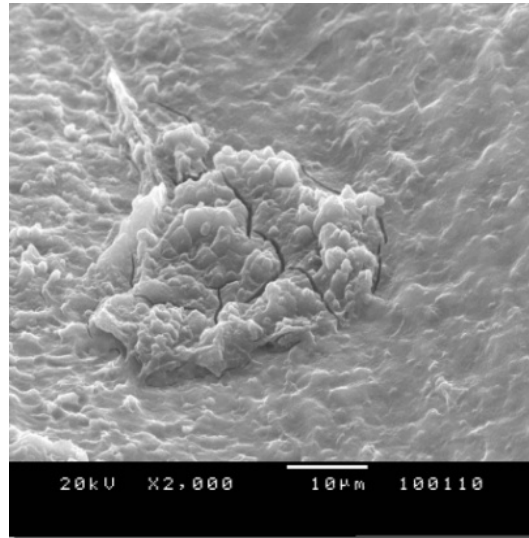
**Resim 13:** 3 ay bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan mini vidaların fotoğrafları **a**) Mini vidanın çıkartılması sırasında kemik dokunun (k) bir kısmı vida yüzeyine (v) yapışık kalmış, diğer kısım disloke olmuştur (150 büyütme) **b**) a resminin 750 büyütme ile görüntülenmesi **c**) Sert doku apozisyonun görüldüğü resimde kollagen fibriller izlenmektedir (3500 büyütme)

Hemen kuvvet uygulanan tarafa ait mini vidaların distalizasyon sonunda çıkartılmasını takiben SEM’de incelenmesi sonunda elde edilen görüntüler Resim 14’de görülmektedir.



a

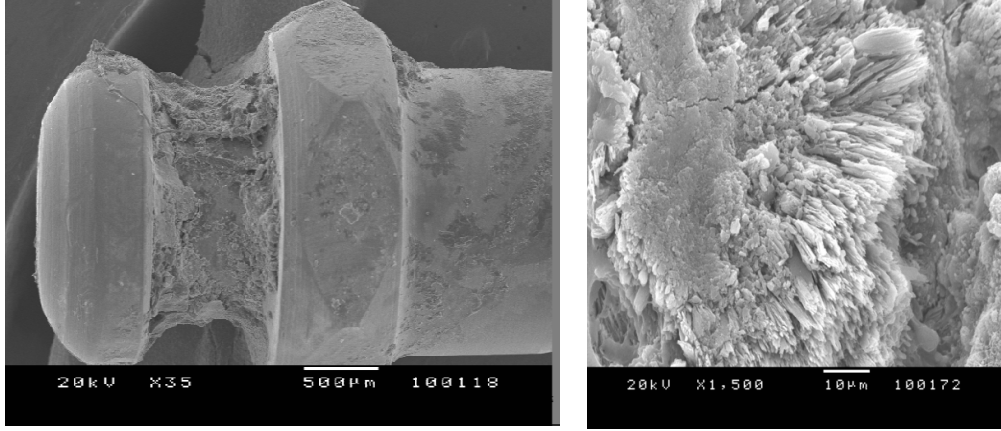
b



c

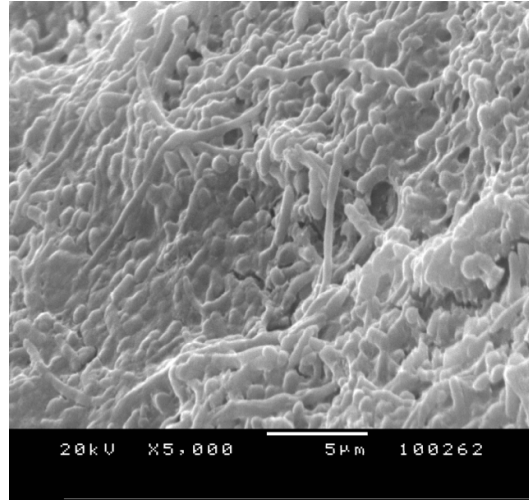
**Resim 14:** Hemen kuvvet uygulanan mini vidaların fotoğrafları **a)** Sert doku apozisyonu olan alanlar (k) ve mini vida yüzeyi (v) görülmektedir (350 büyütme). **b)** Yüzeyi kaplayan sert doku (k) ile mini vida yüzeyi (v) arasındaki ayrım görülmektedir (750 büyütme). **c)** Mini vida yüzeyinin ayırdedilemediği tamamen sert dokuyla kaplı alan (2000 büyütme)

Ağız hijyenine bağlı olarak hem hemen kuvvet uygulanan bazı mini vida yüzeylerinde, hem de 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanan bazı mini vida yüzeylerinde gözlenen, ağız içinden gelen organik ve inorganik eklentilerle beraber ekstraselüler matris içinde yatan mikroorganizmaların oluşturduğu biofilm tabakası Resim 15’de görülmektedir.



**a**

**b**

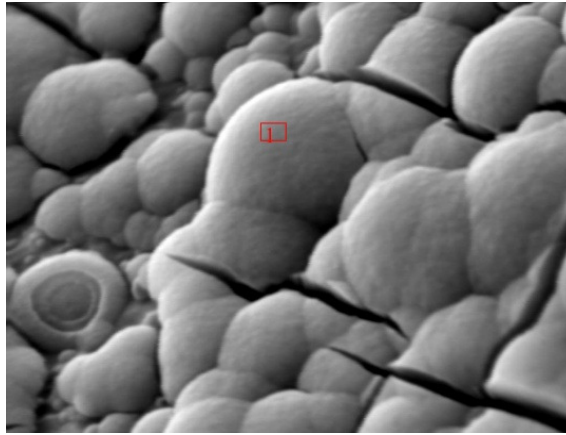


**c**

**Resim 15:** Bazı mini vidalarda görülen biyofilm tabakası **a)** Mini vidanın baş ve boyun kısmında görülen biyofilm tabakası (35 büyütme) **b)** 1500 büyütmede görülen kalkulus ve biyofilm tabakası **c)** Aynı bölgenin 5000 büyütmedeki resmi

Elde edilen görüntülerde hem hemen kuvvet uygulanan, hem de bekleme tarafına ait mini vida yüzeylerinde farklı tipte sert doku oluşumları izlenmiştir. Bu dokuların bazıları globüler apozisyonlar şeklindeyken, bazıları yüzeyi kaplayan normal kemik dokusunu andıran kristal formasyondadır. Bu apozisyonlar her yüzeyde aynı yoğunlukta görülmemekle birlikte her mini vida yüzeyinde yaygın şekilde mevcuttur. Mini vida yüzeylerinde ki apozisyonlar hem 3 aylık bekleme süresinin ardından kuvvet uygulanan, tarafta hem de hemen kuvvet uygulanan tarafta mevcut olup aynı bireye yerleştirilen iki mini vida yüzeyi arasında apozisyonların yoğunluğu açısından görsel olarak fark bulunmamıştır.

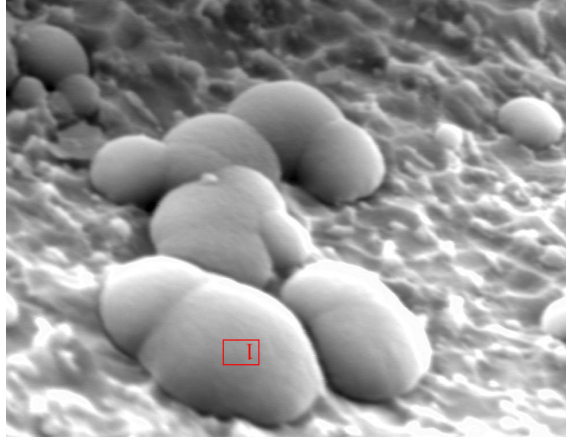
EDS analizi ile vida yüzeyindeki 3 farklı apozisyonda bulunan elementler incelenmiştir. Farklı görüntülerdeki apozisyonlar üzerinde yapılan yüzey analizlerinde farklı miktarlarda olmakla birlikte kalsiyum, fosfat ve oksijen elementlerine rastlanmıştır (Resim 16, 17).



Component	Mole Conc.	Conc.		
P	11.247	<u>18.321</u>	wt.%	
Ca	5.529	<u>11.653</u>	wt.%	
O	83.224	<u>70.026</u>	wt.%	
	100.000	100.000	wt.%	Total

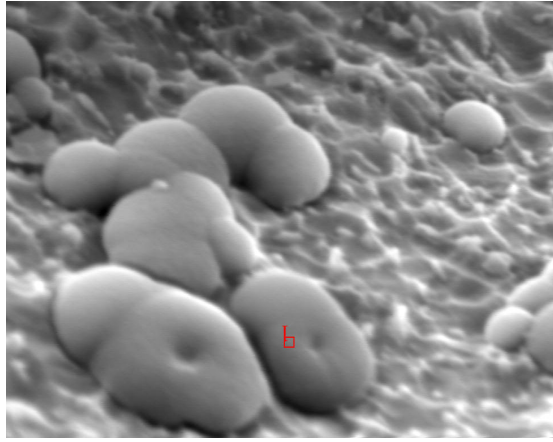
**Resim 16:** 7 numaralı örneğe ait mini vida yüzeyindeki apozisyondan yapılan yüzey analizi sonuçları





Component	Mole Conc.	Conc.		
P	13.715	<u>20.806</u>	wt.%	
O	76.467	<u>59.921</u>	wt.%	
Ca	9.818	<u>19.273</u>	wt.%	
	100.000	100.000	wt.%	Total

**a**



Component	Mole Conc.	Conc.		
P	32.823	<u>34.941</u>	wt.%	
Ca	33.979	<u>46.804</u>	wt.%	
O	33.198	<u>18.255</u>	wt.%	
	100.000	100.000	wt.%	Total

**b**

**Resim 17:** 5 numaralı örneğe ait mini vida yüzeyindeki apoziyondan yapılan yüzey analizi ve sonuçları **a)** işaretli dokunun yüzey analizi ve sonuçları **b)** a resmindeki bölgeye komşu işaretli dokunun yüzey analizi ve sonuçları

## BÖLÜM V

### TARTIŞMA

#### 5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışması

İskeletsel Sınıf I dişsel Sınıf II anomaliye sahip bireylerin çekimsiz tedavi edilebilmesi için molar distalizasyonu yapılması gerekmektedir. Bu amaçla headgear'ler (7, 49, 79, 88, 99, 164, 201) ve ağız içi distalizasyon mekanikleri (20, 24, 26, 36, 42, 71, 75, 103, 111, 121, 210, 225, 246, 247) uzun yıllar kullanılmıştır. İki yöntemle de gerekli molar distalizasyonu gerçekleştirilebilmektedir. Fakat headgear'ler ile kesikli kuvvetler uygulanmakta ve bu nedenle tedaviden yararlanım sağlanabilmesi için hasta kooperasyonuna ihtiyaç duyulmaktadır (48, 55, 66, 177, 178, 205, 219). Ağız içi distalizasyon mekaniklerinde ise kesici ve premolar dişlerde resiprokal ankraj kaybı meydana gelmektedir. Mezyale ve anteriora doğru hareket ederek ankraj kaybeden dişlerin tekrar distalize edilmesi sırasında ise molar dişlerden ankraj alınmakta, buna bağlı olarak da distalize edilmiş olan molar dişlerde mezyalizasyon meydana gelmektedir (4, 27, 32, 33, 68, 84, 98, 194).

Bu nedenle günümüzde hasta kooperasyonunu minimuma indiren ve ankraj kaybını ortadan kaldıran implant destekli molar distalizasyon yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

Mutlak ankraj amacıyla kullanılan implant çeşitlerinden osseointegre implantların; cerrahi prosedür gerektirmesi, iyileşme periyodu için 4-6 ay beklenilmesi gerekliliği, geniş çaplı implantların yerleştirilmesi için her bölgede yeterli kemik varlığının olmamasına bağlı olarak pterigoid bölge, retromolar bölge, palatinal sutur gibi dişsiz bölgelerin tercih edilmesi gerekliliği (102, 204), anatomik limitasyonlar(maksiller sinüs, yumuşak doku, sinirler, çocuklarda sürmemiş daimi

dişler), 16 yaşından küçük bireylerde kullanılamaması ve pahalı olmalarından dolayı uygulanmaları her zaman mümkün olmamaktadır. Bu nedenle son yıllarda iskeletsel veya mutlak ankraj sağlamak için titanyum mini vidalardan, palatal implantlardan ve mini vidalardan destek alınarak yapılan mini-plaklardan daha yaygın olarak faydalanılmaktadır. Mini vidalar; anatomik limitasyonlarının az olması, flap kaldırılmadan vidanın yerleştirilebilmesi sayesinde daha az invaziv olması, yerleştirilmesinin ve çıkarılmasının kolay olması, osseointegrasyon için bekleme gerek kalmadan hemen kuvvet uygulanabilir olması, maliyetinin konvansiyonel implantlardan çok daha düşük olması, 16 yaşından küçük bireylerde de kullanılabilir olması daha fazla tercih edilmesine neden olmuştur (140).

Mini vidaların gerekli ankraj desteğini sağlamaları için ağız içerisinde buldukları süre boyunca stabil kalmaları gerekmektedir. Hastanın yaşı, vidanın çapı ve boyutu, şekli, yerleştirildiği bölge, yerleştirme yöntemi, yerleştirme açısı ve kemik ile bağlantısı, vidaya uygulanan kuvvet miktarı, kuvvetin uygulanma zamanı ve mini vida çevresindeki dokuların enflamasyonu vidanın stabilitesini etkileyen faktörlerdir (38, 44, 100, 101, 120, 138, 139, 147, 165, 168, 180, 190, 193, 245, 251).

Bu araştırmada iskeletsel Sınıf I dişsel Sınıf II malokluzyona sahip bireylerin tedavisinde mini vidalardan destek alınarak molar distalizasyonu gerçekleştirilmiştir.

El bilek filmine göre MP<sub>3cap</sub> döneminde olan 19 birey üzerinde yürütülen bu çalışmada, her bireyin üst çenesi iki kadrana ayrılmış ve rastgele seçilen bir tarafa mini vida uygulandıktan sonra 3 ay kuvvet uygulanmadan beklenilmiştir. 3 ayın sonunda diğer tarafa da mini vida uygulanmış ve aynı seans her iki tarafa birden kuvvet uygulanmıştır. Böylece adolesanlarda hemen ve 3 aylık bekleme süresinin sonunda uygulanan kuvvetin vidanın stabilitesini etkileyip etkilemediği değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada mini vidanın hem yeterli stabiliteyi elde edecek hem de interradiküler alanda kök hasarına sebep olmayacak çapta olmasını sağlamak amacıyla 1.6 mm çapında mini vidalar tercih edilmiştir. Yapılan çalışmalarda vida çapının 1 mm den küçük olmasının vidanın stabilitesini olumsuz etkilediği (120, 147, 168), 1.5 mm çapın üstündeki değerlerin ideal olduğu bildirilmiştir (110, 168). Mini vida çapının 1.5 mm-2.3mm arasında olduğu durumlarda başarı oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir (168).

Tseng ve arkadaşları (226), 12 mm ve 14 mm uzunluğundaki mini vidalarda % 100, 10 mm uzunluğundaki mini vidalarda % 90, 8 mm uzunluğundaki mini vidalarda ise %80 başarı oranı bulmuşlardır. Maksilla posterior bölgede 10 mm uzunluğun ideal olduğunu belirten çalışmalar mevcutken (19), 15 mmden uzun vidaların en iyi stabilite gösterdiğini bildiren çalışmalarda bulunmaktadır (110). Kayalıoğlu ve arkadaşları (120) ise vida uzunluğunun 6-12 mm arasında olmasının ideal olduğu daha uzun ve kısa olanların kullanım alanının çok sınırlı olduğunu bildirmişlerdir. Freudenthaler ve arkadaşları (73) mini vidanın stabilitesinin sağlanabilmesi için en az 5 mm uzunluğunda olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda 8 mm uzunluğunda mini vidalar kullanılmıştır. Böylece farklı araştırmacılar tarafından farklı önerilerde bulunan vida uzunlukları arasında hem interradiküler alanda güvenle kullanılacak hemde yeterli stabiliteyi sağlayabilecek bir uzunluk tercih edilmiştir. Wilmes ve arkadaşları (244) konik mini vidaların silindirik vidalara göre primer stabilite açısından çok daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Yano ve arkadaşları (251) konik şekilli mini vidaların hemen yapılan yüklemde kemik vida bağlantısını indüklediğini ve çıkarma sırasında fraktür riskinin az olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada da benzer şekilde konik tipte mini vidalar kullanılmıştır.

Mini vidanın anatomik lokalizasyonunun ve vida bölgesindeki yumuşak doku karakterinin stabilizasyonu önemli ölçüde etkilediği belirtilmiş ve keratinize mukozadaki vidaların nonkeratinize dokuyla çevrili olanlardan daha uzun süreli stabilite gösterdiğini bildirilmiştir (44, 139). Poggio ve arkadaşları palatinal bölgedeki kemik kalınlığının stabilite açısından daha uygun olduğunu fakat anatomik yapılar nedeniyle bu bölgeye mini vidaların yerleştirilmesinin daha zor olduğunu bildirmişlerdir. Maksillada bukkal bölgede ise mesiodistal açıdan en büyük mesafenin 2. premolar ve 1. molar dişler arasında olduğunu belirtmişlerdir (195). Kökler arası mesafenin 3mm ve üzerinde olduğu durumlarda mini vidanın güvenle yerleştirilebileceği belirtilmektedir. Maksillada 2. premolar ve 1. molar arası ve servikal çizginin 6mm altına yerleştirilen mini vidaların maksilla için en güvenli sahada olduğu belirtilmiştir (105).

Bu araştırmada da mini vidalar maksiller bukkal bölgede sağ ve sol yarım çenelerde ikinci premolar diş ile birinci molar diş arasına ve serbest-yapışık diş eti birleşim sınırına yerleştirilmiştir. Böylece kökler arası mesafenin yeterli olduğu ve kortikal kemik kalınlığının en uygun olduğu bölge tercih edilmeye çalışılmıştır.

Mini vidaların yerleştirme yönteminde; ince ve yoğun olmayan kortikal kemik varlığında self drilling, kalın ve yoğun kortikal kemik varlığında ise self tapping tercih edilmektedir (165). Kim ve arkadaşları (128) yaptıkları histomorfometrik incelemede self drilling yönteminde daha fazla kemik-metal teması sağlandığını ve daha az mobilite ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Chen ve arkadaşları (43) self-drilling yönteminde fraktür riskinin daha fazla olduğunu fakat self drilling grubunda %93 self tapping grubunda ise % 86 başarı oranı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan mini vidalar, spongiöz kemik miktarı daha fazla olan

maksiller bölgeye yerleştirildiğinden ve özellikle adolesanlarda çok yoğun kortikal kemik bulunmadığından self-drilling yöntemi kullanılarak yerleştirilmiştir.

Bu araştırmada mini vidalar okluzal düzlemlerle 60° açı yapacak şekilde (dişin uzun aksına 30°) oblik yerleştirilmiştir. Böylece hem maksimum kemik yüzey teması sağlamak hem de mini vidanın stabilitesi artırılmak istenmiştir. Wilmes ve arkadaşları (245) mini vidaları 7 farklı açıyla yerleştirmişler ve 60°-70°'de yüksek yerleştirme tork değerleri olduğunu ve en iyi primer stabilitenin sağlandığını, oblik yerleştirme yapıldığında (30°) ise primer stabilitenin azaldığını bildirmişlerdir. Park ve arkadaşları (190) mini vidanın oblik yerleştirilmesinin, hem kök hasarı oluşumunu engelleyeceğini hemde vida-kemik yüzey teması fazla olacağından vidanın stabilitesini artıracığını bildirmişlerdir. Pickard ve arkadaşları (193), 90° açıyla yerleştirilen mini vidaların çekme testlerine karşı en iyi stabiliteyi gösterdiğini, kuvvetin uygulama yönü ile aynı yönde 45° açıyla yerleştirilen mini vidaların ise makaslama kuvvetlerine karşı en yüksek stabiliteyi gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada tedavi sırasında vidaya uygulanacak kuvvetler çekme şeklinde olmayacağından 90° açıyla yerleştirme yapılmamıştır.

Mini vidaların 50 gr ile 450 gr arasındaki kuvvetler karşısında stabilitelelerini korudukları bildirilmiştir (138, 190). Yamadaa ve arkadaşları (250) , Kinzinger ve arkadaşları (131) ve Park ve arkadaşları (190) mini vida destekli molar distalizasyonu yaptıkları çalışmalarında vidalara 200gr kuvvet uygularken, Oberti ve arkadaşları (179) 250-300 gr kuvvet uygulamışlardır. Dalstra ve arkadaşları (57) sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı çalışmada immediate yüklemenin 50 N(~50gr)'la sınırlı tutulması gerektiğini belirtmişlerdir. Kyung (137) ise 300 gr'ın altındaki kuvvetlerle yapılan ani uygulamalarla, beklenip kuvvet uygulanması arasında başarısızlık açısından klinik olarak bir fark olmadığını savunmaktadır.

Literatürde, maksiller dişlerde distalizasyon hareketi elde etmek için gerekli olan kuvvetler konusunda farklı görüşler bulunmakla birlikte, yaygın olarak kabul edilen görüş hafif kuvvetlerin dişsel hareket, ağır kuvvetlerin ise iskeletsel hareket sağlamakta kullanılması gerektiğidir. Üst birinci molar distalizasyonunda kimi araştırmacılar 150-200 gr kuvveti yeterli görürken kimisi 300-450 gr kuvvetin uygun olduğunu belirtmiştir (7, 198, 202). Bu çalışmada molar distalizasyonu amacıyla her bir mini vidaya 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Böylece hem molar distalizasyonu için yeterli kuvvet uygulanması hemde vidanın stabilitesini etkileyecek aşırı kuvvetlerden kaçınılması hedeflenmiştir.

Bu çalışmada bireylere uygulanan distalizasyon kuvvetinin nikel-titanyum kapalı sarmal yaylar ile uygulanması kuvvetin sürekliliğini sağlamak amacıyla tercih edilmiştir. Daskalogiannakis ve McLachan (58) devamlı kuvvetlerle kesik kesik uygulanan kuvvetlere göre daha hızlı diş hareketi elde edildiğini belirtmişlerdir. Molar distalizasyonu konusunda yapılan çalışmalar ise, kesik kesik kuvvet uygulayan ağız dışı yöntemlerle kıyaslandığında devamlı kuvvet uygulayan ağız içi yöntemler kullanıldığında tedavi süresinin daha kısa olduğunu ortaya koymuşlardır (26, 36, 80, 84, 106, 111).

Bu çalışmada iskeletsel Sınıf I, dişsel olarak ise en az başabaş veya daha şiddetli Sınıf II ilişkiye sahip olan bireyler üzerinde yürütülmüştür. Bireylerin, vertikal yöndeki iskeletsel ölçümlerinin azalmış veya normal değerler göstermelerine, alt çene diş arkında yer darlığının minimum düzeyde olması veya hiç olmamasına ve üst ikinci molar dişlerin sürmüş veya sürmekte olmalarına dikkat edilmiştir. Üst ikinci molar dişlerin sürmüş veya sürmekte olması koşulunun aranma sebebi; birinci molar distalizasyonu sırasında ikinci molar dişlerin sürmelerine engel olmamaktır.

Bireylerde ark dışında olan bir diş mevcutsa ‘jiggling’ etkisi yaratmamak için distalizasyon işlemi tamamlanana kadar arka dahil edilmemiştir. Böyle bir diş mevcut değilse tüm dişler braketlenmiş, seviyeleme aşaması bitip 0.016x 0.022 inç paslanmaz çelik tellere geçildikten sonra distalizasyon aşamasına başlanılmıştır. Böylece distalizasyon aşaması sırasında, dişler ark teli üzerinde distale hareket ettirilirken kullanılan ark telinin hem yeterince rijit olup deformasyona uğramaması hem de kalınlığı ve materyalin yapısı nedeniyle aşırı sürtünme kuvveti yaratmaması sağlanmak istenmiştir.

Molar distalizasyonu uygulamalarında elde edilen okluzyonun daha düzgün ve sonucun daha stabil olması için molar dişlerde devrilme yerine paralel hareket yani translasyon hareketi oluşturulması tavsiye edilmektedir. Paralel hareket ise ancak distalizasyon kuvvetinin hareket ettirilen dişin direnç merkezinden geçmesi ile elde edilebilir. Üst birinci molar dişin direnç merkezinin dişin trifurkasyon bölgesinde olduğu bildirilmiştir (248). Molar dişe uygulanan distalizasyon kuvveti dişin direnç merkezinin altından geçerse diş distale doğru devrilir. Devrilme olan dişlerin okluzal kuvvetlerin etkisiyle okluzal konumlarına geri dönecekleri bildirilmiştir (7). Bu araştırmada, vertikal olarak yapışık dişeti sınırına yerleştirilen mini vidalardan destek almak için yapılan bükümlerin vertikal uzunluğunun mini vida ile aynı hizada olmasına dikkat edilmiştir. Böylece yapılan bükümlerden mini vidalara kuvvet uygulamak için yerleştirilen coil springlerin horizontal konumda olması sağlanmıştır. Bu şekilde molar dişin direnç merkezinden dik geçen kuvvetin devrilmeye neden olmadan paralel distalizasyon hareketi sağlaması amaçlanmıştır.

Gianelly (82), Jeckel ve Rakosi (109) ve Cetlin (41) üst 2. daimi molar dişlerin mevcut olduğu durumlarda molar distalizasyonunun daha güç olacağını belirtmesine karşın Museve arkadaşları (173), Byloff ve Darendeliler (33), Ghosh ve



Nanda (79) ve Bussick ve Mc Namara (32) üst 2. molar dişlerin varlığının üst 1. molar hareket miktarı, hareket hızı, devrilme miktarı ya da ankraj kaybı miktarını etkilemediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada 2. molar dişleri sürmüş veya sürmekte olan bireyler tercih edilmiştir. Böylece 2. molar dişleri sürmemiş bireylerde 1.molar dişlerin hızla distalize olması sonucu 2. molarların sürmesini engellememesi planlanmıştır.

Dik yön yüz boyutlarının molar distalizasyonu esnasında artış gösterdiği, özellikle 2. molarları mevcut olan vakalarda bu artışın daha belirgin olduğu bildirilmiştir (182, 209). Bu araştırmada dik yön yüz boyutları normal sınırlar içinde olan ya da hipodiverjan bireyler tercih edilmiş, hiperdiverjan bireyler çalışma grubuna dahil edilmemiştir.

## **5.2 Bulguların Tartışması**

### **5.2.1. Stabilité Sonuçlarının Tartışması**

Bu araştırmada adolesanlarda iki kadrana ayrılan üst çeneye yerleştirilen mini vidalardan hemen kuvvet uygulanan 19 vidadan 1 tanesi kuvvet uygulanmaya başladıktan 3 ay sonra düşmüştür. Bu durumda başarı oranı % 94.7 olarak bulunmuştur. Yerleştirildikten 3 ay sonra kuvvet uygulanan 19 mini vidanın 3 tanesi düşmüştür. Başarısız olan mini vidaların hepsi 3 aylık bekleme süreci içinde kaybedilmiştir. Bu durumda başarı oranı ise % 84.2 olarak bulunmuştur. Bu iki değer arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Lee (140) 2007 yılında, ilk geliştirilen Orlus mini vidaların 15 yaş ve altındaki bireylerde başarı oranının %80 olduğunu bildirmiş, bu durumun da 15 yaş ve altındaki bireylerde yeni kemik oluşum hızının yüksek olmasına bağlı olarak

kemiğin kalite ve kantitesinin zayıf olmasından kaynaklandığını belirtmiştir (200, 218). Lee ve arkadaşları (143) 20 yaşından daha büyük bireylerde başarı oranının 20 yaşından küçük bireylere oranla çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Motoyoshi ve arkadaşları (170), adolesanlarda uygulanan mini vidalardan hemen kuvvet uygulanan grupta %63 başarı elde edilirken, 3 aylık bekleme periyodunun ardından kuvvet uygulanan tarafta ise % 97.2 başarı elde ettiklerini bildirmişlerdir. Lee ve arkadaşları (143) mini vidanın stabilitesinin en riskli olduğu zamanın ilk yerleştirildiği anda başladığını daha sonra azaldığını belirtmişler, bu nedenle hemen kuvvet uygulanmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen başarı oranı her iki tarafta da oldukça yüksek değerdedir. Fakat Motoyoshi ve arkadaşlarının (170) ve Lee ve arkadaşlarının (143) aksine bu çalışmada beklenecek kuvvet uygulanan tarafla karşılaştırıldığında, hemen kuvvet uygulanan tarafta istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha yüksek başarı oranı bulunmuştur. Bu durumun mini vidaların yerleştirildiği seans aşırı olmayan horizontal yönlü kuvvet uygulanmasının mekanik tutuculuğa olumlu etkisi olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Mini vidaların asıl amacı gerekli olduğu süre boyunca ağız içinde kalması ve işlevi bittiğinde çıkarılması olduğundan, ağız içindeki tutuculuğunun mekanik olması hedeflenmiştir (140). Mini vidaların primer stabilitesinin çok önemli olduğu ve vida kayıplarının genellikle ilk 1 ay içinde meydana geldiği belirtilmektedir (143). Özellikle adolesanlarda kemik kalite ve kantitesinin yetersizliği göz önüne alındığında bu durum daha da belirgin olmaktadır. Kuvvet uygulanmadan beklendiğinde kemik yoğunluğunun yetersizliğine bağlı olarak primer stabilitesi çok iyi olmayan mini vidalar fonksiyon esnasında meydana gelen kuvvetlerden etkilenmektedir.

### 5.2.2. SEM Bulgularının Tartışması

Çalışmamızda kullanılan mini vidalar distalizasyon işlemi bittikten sonra ağızdan çıkarılıp SEM’de dijital fotoğrafları çekilmiştir. İncelenen mini vida yüzeylerinde sert doku oluşumları bulunmuştur. Bu doku oluşumlarının osseointegrasyon olup olmadığının araştırılması için yapılan EDS yüzey analizi sonuçlarında kalsiyum, fosfat ve oksijen bulunmuştur. Bu elementlerin varlığı bize apozisyonların osseointegrasyon olduğunu göstermektedir. Osseointegrasyonun aynı hastanın her iki tarafında aynı oranlarda olduğu görülmüştür. Fakat bu osseointegrasyon hiçbir mini vidada her yüzeyde görülmemiştir. Bu nedenle hem hemen yükleme yapılan tarafta, hem de 3 aylık latent periyod sonrasında kuvvet uygulanan tarafta ‘parsiyel osseointegrasyon’ varlığından söz edilebilir. Vannet ve arkadaşları (238) uyguladıkları 8 mini vidayı kuvvet uygulanmayan, hemen 100 N(~100gr) kuvvet uygulanan ve 6-12 hafta sonra kuvvet uygulanan vidalar olmak üzere 3 kategoriye ayırarak incelemiştir. Yapılan histomorfometrik incelemede tüm vidalarda % 74.48 oranında osseointegrasyon görülmüştür. Bu osseointegrasyon ‘parsiyel osseointegrasyon’ olarak değerlendirilmiş ve osseointegrasyon oluşumunun kuvvetin uygulanma zamanından bağımsız olduğu bildirilmiştir. Ohmae ve arkadaşları (180) yaptıkları hayvan çalışmasında ise mini vida çevresindeki dokudaki kemik oluşum miktarına bakıldığında; kuvvet uygulanmayan tarafta %18.9, kuvvet uygulanan tarafta ise %25 oranında osseointegrasyon görülmüştür. Vannet ve arkadaşlarının sonuçları kuvvetin uygulama zamanının osseointegrasyon oluşumundan bağımsız olduğu açısından çalışmamızla uyumludur. Fakat Vannet ve arkadaşları ile Ohmae ve arkadaşlarından farklı olarak bizim çalışmamızda her bireyde görülen osseointegrasyon miktarı farklı olduğundan % ile ifade etmek mümkün olmamaktadır. Bunun nedeni çalışmamızda incelenen mini vidaların

çıkarılırken tornovida yardımıyla geri çevrilerek çıkarılmasına bağlı olarak oluşan kopmalar olduğu düşünülmektedir. Çünkü yapılan hayvan çalışmalarında hayvanlar öldürüldükten sonra kemik parçaları alınmıştır. Böylece geri çevirme yapılmadığından kopma olmadan tüm apozisyonlar görüntülenebilmiştir.

Serra ve arkadaşlarının (216) yaptığı hayvan çalışmasında hemen kuvvet uygulanan ve 1, 4, 12 hafta kuvvet uygulanmadan beklenen mini vida yüzeyleri SEM’de incelenmiştir. Hemen kuvvet uygulanan grupla 1 ve 4 hafta kuvvet uygulanmadan beklenen grup arasında fark bulunmazken, 12 hafta kuvvet uygulanmayan grupta implant üzerine doğru globuler yapıda kemik benzeri yapı oluşumu görülmüştür. Bizim çalışmamızda hemen kuvvet uygulanan ve beklenerek kuvvet uygulanan her iki mini vida yüzeyinde de osseointegrasyon görülmüştür. Bunun nedeni çalışmamızda kullanılan mini vidaların yüzeylerinin asitlenmiş ve kumlanmış olmasına karşın Serra ve arkadaşlarının kullandığı mini vidaların yüzeylerinin makine ile işlenmiş ve asitlenmiş olması olabilir. Li ve arkadaşları (146) sadece asitlenmiş protetik implantlar ile asitlenmiş ve kumlanmış implantları karşılaştırdıkları çalışmada, kumlanmış yüzeye sahip implantların çekme testlerine karşı çok daha güçlü olduğunu, asitlenmiş yüzeye sahip implantların çok daha iyi kemik ankrajı sağladığını bildirmişlerdir.

### **5.2.3. Lateral Sefalometrik Film Bulgularının Tartışması**

Bu araştırmada lateral sefalometrik filmlerin üzerinde 5’i iskeletsel açısal, 5’i iskeletsel çizgisel, 6’sı dişsel açısal, 14’ü dişsel çizgisel, 2’si yumuşak doku ölçümü olmak üzere toplam 32 ölçüm yapılmıştır.

Bu araştırmada molar distalizasyonu başında ve sonunda yapılan ölçümlerden 22 tanesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmış, 8 ölçümde ise fark bulunmamıştır.

SNA, SNB ve ANB açılarının distalizasyon başı ve distalizasyon sonu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik meydana gelmemiştir. Bu bulgu mini vida ve implant destekli molar distalizasyonu yapılan çalışmaların bazılarıyla uyum içerisinde (77, 116, 182, 250). Bazı araştırmacılar mutlak ankraj destekli molar distalizasyonu sonucunda A noktasının ileri gittiğini bildirmişlerdir (112, 122, 127). Bunun nedeninin ise kesicilerde meydana gelen retrüzyon sonucu A noktasında oluşan remodelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada ark dışında olan dişler distalizasyon öncesinde arka dahil edilmediğinden molar distalizasyonu sonucu oluşan boşluklar genellikle ark dışındaki dişlerin yerleşmesi için kullanılmıştır. Böylece kesici dişlere çok fazla kuvvet uygulanmamış ve A noktasında hareket gözlenmemiştir.

VD-A ve VD-B mesafelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmamıştır. Bu da yine A ve B noktalarında distalizasyona bağlı yer değiştirme olmamasından kaynaklanmaktadır.

Total yüz (N-Me) ve alt (ANS-Me) ön yüz yüksekliklerinin her ikisi de distalizasyon sonunda sırasıyla 1.23 mm ve 1.18 mm artış göstermiştir. Bu artış istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0.001$ ) Bu bulgu molar veya bukkal segment distalizasyonu yapan araştırmacılarla uyum içerisinde (112, 119, 174, 182, 188). Ön yüz yüksekliğinde meydana gelmiş olan bu artışın mandibulanın hafif posterior rotasyonuna bağlı olduğu düşünölmektedir. Arka yüz yüksekliği (S-Go) distalizasyon sonunda 0.72 mm artış göstermiştir. Bu artış istatistiksel olarak  $p \leq 0.05$  düzeyinde

anlamli bulunmuş olup molar distalizasyonu çalışmalarıyla uyum içerisinde (112, 182).

SN/GoGn açısında distalizasyon sonunda 1.34°lik bir artış bulunmuştur. Bu artış  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır. İmplant destekli molar distalizasyonu yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda benzer şekilde vertikal yön açılarında artış bulunmuştur (116, 119, 122, 127, 182, 187). Bu çalışmalarda mandibulanın posterior yönde yapmış olduğu rotasyonun mandibular düzlem eğimini değiştirdiği ve buna bağlı olarak da dik yön açılarında artışa neden olduğu belirtilmiştir. Buna karşın distalizasyon sonunda mandibular düzlem eğiminin değişmediğini gösteren çalışmalarda mevcuttur (77, 78).

Okluzal düzlemin horizontal düzleme göre eğimini belirten HD-OD açısı distalizasyon sonunda 0.54°lik bir azalma göstermiştir. Bu azalma  $p \leq 0.01$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu çalışmada okluzal düzlem, üst kesici diş ve birinci molar dişin konumlarına göre belirlenmiştir. Distalizasyon sonunda kesici ve molar dişlerde meydana gelen vertikal değişiklikler okluzal düzlem eğimini de etkilemiştir. Distalizasyon sonunda hem birinci molar hem de kesici dişlerde ekstrüzyon meydana gelmiştir. Bu ekstrüzyon miktarı molar dişlerde biraz daha fazladır buna bağlı olarak da okluzal düzlem eğiminde 0.54°lik bir azalma olmuştur. Bazı çalışmalarda molar distalizasyonu sonunda okluzal düzlem eğiminin arttığı bildirilmiştir (112, 182). Fakat Kaan'ın çalışmasında okluzal düzlem 2. molar dişin distal tüberkülünden geçecek şekilde belirlenmiştir. 2. molar dişte meydana gelen distale devrilme sonucunda distal tüberkülden yapılan ölçüm moların intrüze olduğunu göstermektedir. Buna bağlı olarak da okluzal düzlem eğimi artmıştır.

Maksiller sağ ve sol kesici dişlerde distalizasyon sonunda sırasıyla 1.60 mm ve 1.52 mm retrüzyon görölmüş olup  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı

bulunmuştur. Mutlak ankraj destekli molar distalizasyonu sonucunda kesici dişlerde de retrüzyon olduğunu bildiren birçok çalışma mevcuttur (112, 119, 174, 182, 250). Fakat bazı çalışmalarda üst keser dişlerin pozisyonlarının distalizasyon sonrası stabil kaldığını bildirmişlerdir (116, 122). Bizim çalışmamızda meydana gelen keser retrüzyonunun tüm dişlerin braketlenip devamlı arkların uygulanmasından ve spontan olarak distalize olan premolar dişlerin transseptal lifler yardımıyla anterior bölgedeki dişleri de etkilemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Maksiller sağ ve sol premolar dişlerde sırasıyla 2.26 ve 2.78 mm distalizasyon meydana gelmiş ve bu distalizasyon  $p \leq 0.001$  düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Premolar dişlerde meydana gelen bu distalizasyon implant ve vida destekli molar distalizasyonu yapılan çalışmalar da da görülmektedir (112, 116, 119, 122, 174, 182, 250). Bizim çalışmamızda molar dişlerde meydana gelen distalizasyon miktarının premolar dişlere oranla daha fazla olmasının mini vidaların ikinci premolar diş ile birinci molar diş arasına yerleştirilmesinden kaynaklandığı söylenebilir. Çünkü molar distalizasyonu sırasında transseptal lifler aracılığıyla premolar dişlerde distale doğru hareket etmektedir. Fakat ikinci premolar dişin kökü mini vida yüzeyi ile temas ettiğinde distalizasyon son bulur. Bundan sonra molar dişte distalizasyon devam ederse molar diş ile ikinci premolar diş arasında diastema oluşmaktadır.

Maksiller sağ ve sol birinci molar dişlerde sırasıyla 4.05mm ve 4.68 mm distalizasyon meydana gelmiş olup istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0.001$ ) Çalışmamıza dahil ettiğimiz bireylerde distalizasyon süresi ortalama  $8.13 \pm 1.91$  ay olarak bulunmuştur.

Sınıf II anomaliye sahip bireylerde molar distalizasyonu amacıyla headgear'lerin kullanılması sonucunda Sınıf I ilişkinin elde edildiğini bildiren çok

sayıda çalışma bulunmaktadır (7, 16, 17, 69, 96, 197). Farklı çalışmalarda birinci molar dişlerde kombine headgear ile 2.3 mm'den 4.5 mm'ye kadar, servikal headgear ile 1.25 mm'den 3.6 mm'ye kadar oksipital headgear ile 1.3 mm'den 2.56 mm'ye kadar distalizasyon elde edildiği bildirilmiştir (7, 11, 12, 49, 69, 99, 164). Headgear'lerin kullanımı ile Sınıf I ilişki elde edilmesi 6 ay ile 1.5 yıl arasında değişiklik göstermektedir.

Klasik ağız içi distalizasyon yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalarda mıknatıslarla 2.1 mm ila 4.2 mm, Wilson bimetrik arkları ile 2.16 mm ila 4.14 mm, Ni-Ti sarmal yaylarla 1.5 ila 4.2 mm, pendulum ile 3.37 mm ila 6.1 mm, distal jet ile 2.8 ila 3.5 mm, Jones Jig ile 2 mm ila 2.8 mm, first class ile 4 mm ila 4.8 mm, ACCO apareyi ile 4mm ila 4.3 mm, intraoral bodily molar distalizer ile 5.23 mmi K loop ile 4 mm, Keleş Slider ile 4.9 ila distalizasyon elde edilmiştir (26, 45, 61, 62, 68, 70, 71, 79, 83, 99, 106, 114, 125, 160, 173, 229, 235). Ancak tüm bu molar distalizasyonları gerçekleştirirken, premolar ve kesici dişlerde 4.3 mm ve 4.7 mm ye varan mezyalizasyon ve protruzyonlar gözlenmiştir. Distalizasyonlar 2-4 ay gibi kısa sürelerde elde edilmesine rağmen çok ciddi ankraj kayıpları oluşmuştur.

İmplantlar ve zigoma plakları ile istenilen molar distalizasyonu bizim çalışmamızla benzer şekilde elde edilmiştir (77, 116, 119, 122, 127, 174, 182, 221). Fakat bu çalışmada elde edilen distalizasyon miktarı, mini vidalardan destek alınarak yapılan diğer molar distalizasyon çalışmalarına oranla daha fazladır. Kaan (112) 3.28 mm, Kinzinger (131) 3.92mm, Yamadaa (250) 2.8 mm, Lim (149) 3.4mm ve 3.9 mm, Park (187) 3mm ve 2.5 mm birinci molar distalizasyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada elde edilen distalizasyon miktarı headgear'ler ile elde edilen distalizasyon kadar başarılı olup daha kısa sürede elde edilmiştir. Ağız içi molar



distalizasyon tekniklerinde ise çok kısa sürede molar distalizasyonu olması distalizasyonun tipping hareketi ile olmasına bağlanabilir. Bu çalışmada az miktarda devrilme ile paralele yakın molar distalizasyonu sağlanmıştır.

Maksiller sağ ve sol kesici dişlerde distalizasyon sonunda sırasıyla  $1.10^{\circ}$  ve  $1.13^{\circ}$ lik palatinal tipping görülmüş olup, istatistiksel olarak  $p \leq 0.01$  düzeyinde anlamlıdır. İmplant ve mini vida destekli molar distalizasyonu çalışmalarında benzer sonuçlar elde edilmiştir (112, 119, 187). Kesici dişlerde ortaya çıkan bu devrilme molar dişlerde meydana gelen distalizasyon ve distal tipping ile ilişkilendirilebilir. Bireylerde tüm dişlerin braketlenmiş ve paslanmaz çelik telle bağlı olması molar dişteki distalizasyon ve devrilme hareketlerinin kesicilere etki etmesine neden olmaktadır. Kaya (119) kesicilerde  $5.20^{\circ}$ , Yamadaa (250) ve arkadaşları  $4.23^{\circ}$ , Park ve arkadaşları (188)  $3.13^{\circ}$ lik palatinal tipping olduğunu bildirmişlerdir. Devamlı ark üzerinde distalizasyonun yapıldığı bu çalışmalara kıyasla bizim çalışmamızda palatinal tipping miktarı oldukça azdır. Kaan (112) devamlı ark kullanmadan gerçekleştirdiği molar distalizasyonu çalışmasında kesici dişlerde  $0.93^{\circ}$ lik palatinal tipping meydana geldiğini bildirmiştir.

Maksiller sağ ve sol premolar dişlerde istatistiksel olarak anlamlı bir devrilme olmamıştır.

Maksiller sağ ve sol molar dişlerde sırasıyla  $2.28^{\circ}$  ve  $1.88^{\circ}$  distale devrilme meydana gelmiştir. Bu devrilme istatistiksel olarak  $p \leq 0.01$  düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Distalizasyon kuvvetinin üst birinci molar dişlerin direnç merkezinin altından geçmesinin, diş kronlarını distale devrilmesine neden olacağı bildirilmiştir (7, 107, 176). Bu çalışmada uygulanan mekaniğin molar dişin direnç merkezinden geçmesi sağlanmış olmasına ve  $0.016 \times 0.022$  inch paslanmaz çelik teller üzerine distalizasyon yapılmasına rağmen az miktarda da olsa molar dişlerde devrilme

meydana gelmiştir. Yapılan çalışmalarda da uygulanan distalizasyon kuvvetinin dişin direnç merkezinden geçtiği horizontal yönlü kuvvet uygulamalarında dahi devrilme meydana gelmeden distalizasyon sağlanmasının güç olduğu bildirilmiştir (7, 92). Molar dişlerde distalizasyon sonunda Kaan (112) 5.48°, Yamadaa ve arkadaşları (250) 4.8°, Kaya (119) 5.43° distale devrilme olduğunu bildirmişlerdir. Nalçacı (174) ise distalizasyon sonunda istatistiksel olarak anlamlı olmayan 1.49°, Park (188) 0.31° distale devrilme olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmada meydana gelen distale devrilme miktarı yapılan molar distalizasyonu çalışmalarının çoğundan daha azdır.

Maksiller sağ ve sol kesici dişlerde distalizasyon sonunda sırasıyla 0.97 ve 1 mm ekstrüzyon meydana gelmiştir. Bu ekstrüzyon istatistiksel olarak  $p \leq 0.001$  düzeyinde anlamlıdır. Bu bulgu yapılan diğer molar distalizasyonu çalışmalarıyla uyum içindedir. (112, 119, 131, 174). Ülgen (236) bütün üst çene dişleri bantlanmış ve braketter içerisine bir ark ligatüre edilmişse, molarların distal devrilme hareketine bağlı olarak, kesici dişler bölgesinde istenmeyen ekstrüzyon hareketi meydana geleceğini bildirmiştir.

Maksiller sağ ve sol premolar dişlerde distalizasyon sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir ekstrüzyon meydana gelmemiştir.

Maksiller sağ ve sol molar dişlerde distalizasyon sonunda sırasıyla 1.23 ve 1.21 mm ekstrüzyon meydana gelmiştir. Bu ekstrüzyon istatistiksel olarak  $p \leq 0.001$  düzeyinde anlamlıdır. Yamadaa (250) mini vida destekli molar distalizasyonu sonucunda molar dişlerde intrüzyon olduğunu belirtirken, Nalçacı (174) ve Kinzinger (131) distalizasyon sonucunda molar dişlerde istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmiştir. Bu çalışmada molar dişlerde meydana gelen bu ekstrüzyonun distal yönde meydana gelen devrilmeye bağlı olduğu düşünülebilir. Çünkü referans telleri hastaların molar tüplerine mesial kısımdan

yerleştirilmiştir ve molar dişler distale devrildiğinde de mezyal tüberkülden yapılan ölçümlerin daha ekstrüviz çıkması beklenen bir sonuçtur. Kaya (119) distalizasyon sonucunda molar dişlerde intrüzyon görüldüğünü bununda dişlerde meydana gelen distale devrilmeye bağlı olduğunu belirtmiştir. Çünkü ölçümler distal tüberkül referans alınarak yapılmıştır. Benzer şekilde distalizasyon sonucunda molar dişlerde intrüzyon olduğunu bildiren Kaan (112) bunu ölçümlerin diş kronlarının orta noktasının referans alınmasından kaynaklandığını belirtmiştir.

Overjet miktarında 0.26 mm'lik istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana gelmiştir ( $p \leq 0.05$ ). Kaya (119) 1.16 mm, Kaan (112) 0.30 mm azalma olduğunu bildirmişlerdir. Nalçacı (174) ve Karaman (116) ise distalizasyon sonunda overjet miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmadığını belirtmişlerdir. Overjet miktarındaki azalmanın keserlerin retrüzyonu ve distal tippinginden kaynaklandığı söylenebilir.

Overbite miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmamıştır.

## BÖLÜM VI

### SONUÇ

Mini vida destekli molar distalizasyonu yapılan adolesanlarda mini vidalara hemen ve 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanmasının vidanın stabilitesine olan etkisinin, molar distalizasyonu sonucunda meydana gelen iskeletsel ve dişsel değişikliklerin ve distalizasyon sonunda çıkartılan mini vida yüzeyinde meydana gelen osseointegrasyonun araştırıldığı bu çalışmada elde edilen sonuçlar şunlardır:

- Adolesanlarda yerleştirilen mini vidalara hemen yada 3 aylık bekleme süresi sonunda kuvvet uygulanmasının, mini vidanın stabilitesi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur.
- Hem hemen kuvvet uygulanan hem de 3 aylık bekleme süresi sonrasında kuvvet uygulanan mini vidaların yüzeylerinde SEM’de çekilen fotoğraflar ve yapılan EDS analizi sonuçlarına göre ‘parsiyel osseointegrasyon’ olduğu tespit edilmiştir.
- Aynı bireye uygulanan iki mini vida yüzeyi arasında ‘parsiyel osseointegrasyon’ açısından fark görülmemiştir.
- Sınıf II malokluzyona sahip adolesanlarda mini vidalar kullanılarak ortalama 8.13 ayda molar distalizasyonu tamamlanmıştır.
- Distalizasyon sonunda alt ve total ön yüz yüksekliklerinde ve arka yüz yüksekliğinde artış meydana gelmiştir.
- Distalizasyonu sonunda mandibula geriye doğru rotasyon yapmış ve SNGoGn açısında artış meydana gelmiştir.
- Okluzal düzlem açısında azalma meydana gelmiştir.

- Sağ tarafta ortalama 4.05, sol tarafta ise ortalama 4.68 mm molar distalizasyonu elde edilmiştir.
- Distalizasyon sırasında molar dişlerde distale devrilme ve ekstrüzyon meydana gelmiştir.
- Molar distalizasyonu sonunda kesici dişlerde retrüzyon, palatine devrilme ve ekstrüzyon görölmüştür.

## BÖLÜM VII

### ÖZET

#### MINİ VIDA DESTEKLİ MOLAR DİSTALİZASYONUNDA VIDANIN STABİLİTESİNİN İNCELENMESİ

**AMAÇ:** Bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidalardan destek alarak birinci molar distalizasyonu yapılacak olan adolosanlarda, rastgele seçilen bir tarafa yerleştirilen mini vidalara hemen, diğer tarafa 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanmasının mini vida stabilitesine etkisinin ve molar distalizasyonu sonrasında meydana gelen dişsel ve iskeletsel değişikliklerin değerlendirilmesi ayrıca distalizasyon sonrasında çıkartılan vida yüzeyinde osseointegrasyon meydana gelip gelmediğinin incelenmesidir.

**MATERYAL VE METOD:** Bu çalışma iskeletsel Sınıf I dişsel Sınıf II malokluzyona sahip 9 kız 10 erkek toplam 19 adolosan üzerinde yürütülmüştür. Bireylerde molar distalizasyonu yapmak amacıyla bukkal bölgeye ikinci premolar ve birinci molar arasına yerleştirilecek mini vidalardan rastgele seçilen biri seviyeleme aşaması bittikten hemen sonra yerleştirilmiş, diğeri ise 3 aylık bekleme periyodu sonrasında yerleştirilmiştir. Her iki taraftaki mini vidaya da aynı zamanda kuvvet uygulanmıştır. Distalizasyon ile meydana gelen iskeletsel ve dişsel değişiklikleri değerlendirmek amacıyla distalizasyon başında ve sonunda sefalometrik filmler alınmıştır. Distalizasyon bittikten sonra yerleştirilen mini vidalar çıkarılmış ve SEM’de incelenmek üzere hazırlanmıştır. SEM’de dijital fotoğraflar çekilmiş ve analizleri yapılmıştır. Vida yüzeyinde görülen apozisyonların ne olduğunu

anlayabilmek için EDS analizi yapılarak kalsiyum, fosfat, oksijen analizleri yapılmıştır.

**BULGULAR:** Yerleştirilen mini vidalardan hemen kuvvet uygulanan ve 3 aylık bekleme süresinin ardından kuvvet uygulanan mini vidaların stabiliteleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çıkartılan mini vida yüzeylerinde SEM’de yapılan analizlerde apozisyonlara rastlanmıştır. Bu apozisyonlar hemen kuvvet uygulanan ve 3 aylık bekleme süresinin ardından kuvvet uygulanan iki tarafta da aynı miktarlardadır.

Distalizasyon başında ve sonunda alınan sefalometrik filmler üzerinde yapılan analizler sonucunda mandibulanın posterior yönde rotasyon yaptığı, buna bağlı olarak total ve alt ön yüz yükseklikleri, arka yüz yüksekliği ve SNGoGn açısı artmıştır. Molar distalizasyonu sağlanmış aynı zamanda da distal tipping ve ekstrüzyon meydana gelmiştir. Kesici dişlerde de retrüzyon, palatinal tipping ve ekstrüzyon meydana gelmiştir.

**SONUÇ:** Mini vidalara 3 aylık bekleme periyodu sonrasında kuvvet uygulanmasının vidanın stabilitesini artırmada etkili olmadığı tespit edilmiştir. Yapılan EDS analizi sonuçlarına göre apozisyonların kalsiyum, fosfat ve oksijen içerdiği görülmüş, ‘parsiyel osseointegrasyon’ varlığı tespit edilmiştir. Molar dişlerde paralele yakın distalizasyon sağlanmıştır.

## SUMMARY

### **Investigation of Implant Stability in Miniimplant Supported Molar Distalization**

**Aim:** Our purpose is the investigation of miniimplant stability, dental and skeletal changes as a consequence of molar distalization in addition to presence of osseointegration seen on surfaces of removed miniimplants after distalization in adolescents whom first molars will be distalized by buccally placed miniimplants which are randomly allocated in two groups one being the immediate force application side and the other group having the force application after 3 months of delay.

**Material and Method:** This study was conducted on 19 adolescents (9 girls and 10 boys) presenting with skeletal Class I and dental Class II malocclusions. Miniimplants were placed buccally between 2<sup>nd</sup> premolar and 1<sup>st</sup> molar teeth to achieve distalization in the subjects, which one of the randomly selected mini implants was placed immediately after levelling and the other miniimplant was placed after 3 months latency period. Force was applied simultaneously to both miniimplants. Lateral cephalometric films were acquired before and after distalization to evaluate skeletal and dental alterations following distal movement of the molars. Miniimplants were removed following adequate distalization and were prepared to be investigated in SEM. Digital photographs were taken in SEM and analyzed. EDS was carried out to determine the composition of the tissue formation and Ca, P and O ratios were assessed.



**Results:** No statistically significant difference was determined between the groups concerning whether the force was applied immediately or after 3 months of delay. Tissue formation was encountered on the removed miniimplant surfaces at SEM analysis. The amount of tissue formation around the miniimplants were identical between immediate and delayed force application groups.

On the cephalograms acquired before and after distalization, increases on total and lower anterior facial heights, posterior facial height and SNGoGn angle were determined as a result of mandibular posterior rotation. Molar distalization was achieved with simultaneous distal tipping and extrusion. Retrusion, palatinal tipping and extrusion of incisor teeth were determined.

**Conclusion:** Force application after 3 months delay period was determined to have no effect on miniimplant stability. According to the results of EDS analysis, composition of the tissue included Ca, P and O, and 'partial osseointegration' was determined. Sufficient distalization of molar teeth was achieved.

## BÖLÜM VIII

### KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg*, 10: 387-416
2. Alkofide E. A. (2001). Class II division 1 malocclusions: The subdivision problem, *J Pediatric Dent*, 26: 37-40
3. Andreasen G.F., Morrow R.E. (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, *Am J Orthod*, 73: 142-151
4. Angelieri F., Almeida R. R., Almeida M. R., Fuziy A. (2006). Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance followed by fixed orthodontic treatment, *Am J Orthod. Dentofac Orthop*, 129: 520-527
5. Angle E. (1907). *Malocclusion of the teeth*, Philadelphia, S.S White
6. Angle, E.H., (1900). *Treatment of malocclusion of the teeth and fractures of the maxillae*, 6 ed. S.S. White, Philadelphia
7. Armstrong M. (1971). Controlling the magnitude, direction and duration of extraoral force, *Am J Orthod*, 59: 217-243
8. Asscherickx K., Vannet B.V., Wehrbein H., Sabzevar M.M. (2005). Root repair after injury from miniscrew, *Clin Oral Implants Res*, 16: 575-589
9. Asscherickx K., Vannet B.V., Wehrbein H., Sabzevar M.M. (2008). Success rate of miniscrews relative to their position to adjacent roots, *Eur J Orthod*, 30: 330-335
10. Ast D.B., Carlos J.P., Cons D.C. (1965). Prevalance and characteristics of malocclusion among senior high school students in up-state New York, *Am J Orthod*, 51: 437-445

11. Baalack I., Poulsen A. (1966). Occipital anchorage for distal movement of the maxillary first molars, *Acta Odont Scand*, 24: 307-325
12. Badell M.C. (1976). An evaluation of extraoral combined high-pull traction and cervical traction to the maxilla, *Am J Orthod*, 69: 431-446
13. Bartsch A., Witt E., Sahn G., Schneider S. (1993). Correlates of objective patient compliance with removable appliance wear, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104: 378-386
14. Baumgaertel S., Razavi M.R., Hans M.G. (2008). Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner, *Am J Dentofac Orthop*, 133:621-627
15. Baumrind S., Frantz R.C.(1971). The reliability of head film measurements, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 60: 111-127
16. Baumrind S., Korn E. L., Isaacson R. J., West E. E. , Molthen R. (1983). Quantitative analyses of the orthodontic and ortopedic effects of maxillary traction, *Am J Orthod*, 84: 384-398
17. Baumrind S., Korn E. L., Molthen R., West E. E. (1981). Changes in facial dimensions associated with the use of forces to retract the maxilla, *Am J Orthod*, 80: 17-30
18. Baumrind S., Molthen R., West E. E., Miller D. M. (1979). Distal displacement of the maxilla and the upper first molar, *Am J Orthod*, 75: 630-640
19. Berens A., Wiechmann D., Dempf R. (2006). Mini and micro screws for temporary skletal anchorage in orthodontic therapy, *J Orofac Orthop*, 6: 450-458
20. Bernstein L. (1969). The ACCO appliance, *J Clin Orthod*, 3: 461-468

21. Bernstein L. (1970). Treatment of Class II , Division I maximum anchorage cases with the ACCO appliance, J Clin Orthod, 4: 374-383
22. Bishara S. E., (2001). Textbook of orthodontics, Philadelphia, W.B. saunders Company, section:1, chap:8
23. Bishara S. E., Cummins D. M., Zaher A. R. (1997). Treatment and posttreatment changes in patients with Class II Division I malocclusion after extraction and nonextraction treatment, Am J Orthod Dentofac Orthop, 111: 18-27
24. Bleechman A. M. (1985). Magnetic force systems in orthodontics: clinical results of a pilot study, Am J Orthod, 87:201-210
25. Block MS, Hoffman DR. (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics, Am J Orthod Dentofac Orthop, 107:251-258
26. Bondemark L., Kurol J. (1992). Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets, Eur J Orthod, 14: 264-272
27. Bondemark L., Kurol J., Bernhold M. (1994). Repelling magnets versus superelastic nickel-titanium coils in simultaneous distal movement of maxillary first and second molars, Angle Orthod, 3: 189-198
28. Bousquet F, Bousquet P, Mauran G, Parguel P. (1996). Use of an impacted post for anchorage, J Clin Orthod, 30: 261-5
29. Bowbeer GRN. (1986). Saving the face and the TMJ-part 2, Funct Orthod, 3:9-24
30. Bowbeer GRN.(1985). Saving the face and the TMJ, Funct Orthod, 2: 32-44
31. Branemark PI. (1983). Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent, 50 :399-410

32. Bussick T. J., Mc Namara J. A. (2000). Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 117: 333-343
33. Byloff F. K., Darendeliler M. A., Clar E. (1997). Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 2: The effects of maxillary molar root uprighting bends, *Angle Orthod*, 67: 261-270
34. Byloff F. K., Darendeliler M. A., Clar E. (1997). Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 1: Clinical and radiological evaluation, *Angle Orthod*, 67: 249-260
35. Byloff FK, Karcher H, Clar E, Stoff F. (2000). An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: a case report involving the Graz implant-supported pendulum, *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 15: 129-37
36. Carano A, Testa M. (1996). The Distal Jet for upper molar distalization, *J Clin Orthod*, 30: 374-380
37. Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. (2005). Clinical applications of the miniscrew anchorage system, *J Clin Orthod*, 39: 9-23
38. Carano A., Lonardo P., Velo S., Incorvati C.(2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage, *Prog Orthod*, 6: 82-97
39. Cash R. G. (1991). Adult nonextraction treatment with a jasper jumper, *J Clin Orthod*, 25:43-47
40. Celenza F, Hochman MN. (2000). Absolute anchorage in orthodontics: Direct and indirect implant-assisted modalities, *J Clin Orthod*, 34:397-402

41. Cetlin N. M., Ten Hoeve A. (1983). Nonextraction treatment, *J Clin Orthod*, 17: 396-413
42. Chaconas S.J., Caputo A.A., Harvey K. (1984). Orthodontic force characteristics of open coil springs, *Am J Orthod*, 85: 494-497
43. Chen Y, Shin H., Kyung H. (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 133: 44-50
44. Cheng S, Tseng I, Lee J, Kok S. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19: 100-106
45. Chiu P. P., McNamara J. A., Franchi L. (2005). A comparison of two intraoral molar distalization appliances: Distal jet versus pendulum, 128: 353-365
46. Chua A., Lim Y. S., Lubit E. C. (1993). The effects of extraction versus nonextraction orthodontic treatment on the growth of the lower anterior face height, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104: 361-368
47. Chung K., Kim SH, Kook Y. (2005). C-orthodontic mikroimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction, *Angle Orthod*, 75: 119-128
48. Clemmer E. J., Hayes E. W. (1979). Patient cooperation in wearing orthodontic headgear, *Am J Orthod*, 75: 517-524
49. Cook A. H., Sellke T. A., BeGole E.A. (1994). Control of the vertical dimension in Class II correction using a cervical headgear and lower utility arch in growing patients, Part I: *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 106: 376-388
50. Cope JB. (2005). Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift, *Semin Orthod*, 11: 3-9

51. Cornelis M.A., De Clerck H.J. (2007). Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: A prospective clinical trial, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 132: 373-377
52. Costa A, Raffainl M, Melsen B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage:a preliminary report, *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*; 13:201-209
53. Covell Jr. D. A., Trammel D. W., Boero R. P., West R. (1996). A cephalometric study of Class II div I malocclusions treated with the Jasper Jumper appliance, *Angle Orthod*, 69:311-320
54. Creekmore TD, Eklund MK (1983). The possibility of skeletal anchorage, *J Clin Orthod* 17: 266-269
55. Cureton S. (1994). Headgear and pain, *J Clin Orthod*, 28: 525-530
56. Dahlberg, G. (1940). *Statistical methods for medical and biological students.* Allen and Unwin, London, p:122–32
57. Dalstra, M., Cattaneo PM, Melsen B. (2004). Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, *Orthodontics*, 1: 53-62
58. Daskalogiannakis, J., McLachlan, K.R. (1996). Canine retraction with rare earth magnets : an investigation into the validity of the contrast force hypothesis, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109: 489-495
59. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. (2002). The zygoma anchorage system, *J Clin Orthod*, 36: 455-459
60. Deguchi T., Yamamoto T.T., Kanomi R., Hartsfield J.K., Roberts W.E., Garetto L.P. (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage, 82: 377-381

61. Dietz V. S., Gianelly A. A. (2000). Molar distalization with Acrylic Cervical Occipital Appliance, *Semin Orthod*, 6: 91-97
62. Doğanay A. (1996). Üst birinci molar distalizasyonunda bimetrik maksiller distalizasyon arklarının klinik etkinliğinin araştırılması, Doktora tezi, İstanbul
63. Drobocky O. R., Smith R. J. (1989). Facial profile changes during orthodontic treatment with extraction of four premolars, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 95: 220-230
64. Droschl H.(1984). Die fernrontgenwerte unbehandelter kinder zwischen dem 6. und 15. lebensjahr, *Quintessenz*, Berlin, p: 68-103
65. Du S. Q., Rinchuse D. J.(1998). Reliability of three methods of occlusion classification, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 113: 463-470
66. Egolf R. J., BeGole E. A., Upshew H. S. (1990). Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 97: 336-348
67. Ertürk N. (2005). Disler ve Artiküle, İzmir
68. Erverdi N., Koyutürk Ö., Küçükkeleş N. (1997). Nickel-titanium coil springs and repelling magnets: a comparison of two different intra-oral molar distalization techniques, *Br J Orthod*, 24: 47-53
69. Firouz M., Zernik J., Nanda R. (1992). Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, Division 1 malocclusion, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 102: 197-205
70. Fortini A, Lupoli M, Giuntoli F, Franchi L. (2004). Dentoskeletal effects induced by rapid molar distalization with the first class appliance, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 6: 697–704



71. Fortini A., Lupoli, M., Parri, M. (1999). The first class appliance for rapid molar distalization, *J Clin Orthod*, 33: 322-328
72. Freire J.N., Silva N.R.F.A, Gil J.N., Magini R.S., Coelho P.G. (2007). Histomorphologic and histomorphometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 131: 704e1-704e9
73. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: A preliminary report on clinical applications, *Clin Oral Implants Res* , 2: 358-363
74. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. (2004). Clinical stability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences, *J Orofac Orthop*, 65: 410-8
75. Fuziy A, Rodrigues de Almeida R, Janson G, Angelieri F, Pinzan A. (2006). Sagittal, vertical, and transverse changes consequent to maxillary molar distalization with the pendulum appliance, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130: 502-510
76. Gainsforth BL, Higley LB. (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone, *Am J Orthod*, 31: 406-17
77. Gelgör İ.E., Büyükyılmaz T., Karaman A.İ., Dolanmaz D., Kalaycı A. (2004). Intraosseous screw-supported upper molar distalization, *Angle Orthod*, 74: 838-850
78. Gelgör İ.E., Karaman A.İ., Büyükyılmaz T. (2007). Comparison of 2 distalization systems supported by intraosseous screws, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 161.e1-161.e8

79. Ghosh J., Nanda R. S. (1996). Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 110: 639-646
80. Ghosh, J., Nanda, R.S. (1996). Class II, Division 1 malocclusion treated with molar distalization therapy, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 110: 672-677
81. Gianelly A. A. (1996). White: Dr Anthony Gianelly on current issues in orthodontics, *J Clin Orthod*, 30: 439-446
82. Gianelly A. A. (1998). Distal movement of the maxillary molars, *Am J Orthod* 114: 66-72
83. Gianelly A. A., Bednar J., Dietz V. S. (1991). Japanese NiTi coils to move molar distally, *Am J Orthod*, 99: 564-568
84. Gianelly A. A., Vaitas A. S., Thomas W. M. (1989). The use of magnets to move molars distally, *Am J Orthod*, 96: 161-167
85. Gianelly A. A., Vaitas A. S., Thomas W. M., Berger D. G. (1988). Distalization of molars with repelling magnets, *J clin Orthod*, 22: 40-44
86. Gianelly A. A., Valentini V. (1976). The role of 'orthopedics' and orthodontics in the treatment of Class II, Division 1 malocclusions, *Am J Orthod*, 69: 668-6788
87. Glatzmaier J, Wehrbein H, Diedrich P. (1996). Biodegradable implants for orthodontic anchorage: A preliminary biomechanical study, *Eur J Orthod*, 18:465-469
88. Gould E. (1957). Mechanical principles in extraoral anchorage, *Am J Orthod*, 43: 319-386
89. Graber M. T., (1986). Orthodontics state of art essence of the science. In Rakosi T.: Differential diagnosis and planning in treatment of Class II malocclusions in the mixed dentition. The Mosby Company, chap:11, 122-139

90. Graber M. T., Rakosi T., Petrovic A. G. (1985). Dentofacial orthopedics with functional appliances . The C.V. Mosby Company, Chap:11, 122-139
91. Gray JB, Smith R. (2000). Transitional implants for orthodontic anchorage, J Clin Orthod, 34: 659-666
92. Greenspan R.A. (1970). Reference charts for controlled extraoral force application to maxillary molars, Am J Orthod, 58:486-491
93. Gross A. M., Samson G., Dierkes M. (1985). Patient cooperation in treatment with removable appliances: A model of patient noncompliance with treatment implications, Am J Orthod Dentofac Orthop, 87:392-397
94. Gulati S., Kharbanda O. P., Parkash H. (1998). Dental and skeletal changes after intraoral molar distalization with sectional jig assembly, Am J Orthod Dentofac Orthop, 114: 319-327
95. Gülhane Askeri Tıp Akademisi (2003). Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi, Ortodonti Anabilim Dalı Seminer (233 numaralı kaynaktan alınmıştır)
96. Güray E, Orhan M. (1997). Selçuk type headgear-timer, Am J Orthod and Dentofac Orthop 11: 87-92
97. Güvenç T.N., Kocadereli İ. (2006). Ankraj sistemlerine genel bakış: ortodontide mikroimplant ankraj sistemleri, Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Dergisi, 9: 68-75
98. Hacipoğlu E. (2002). Açık Ni-Ti coil springler ve süperelastik Ni-Ti ark telleri ile yapılan molar distalizasyonu yöntemlerinin karşılaştırılması, Doktora tezi, İzmir
99. Haydar S., Üner O. (2000). Comparison of jones jig molar distalization appliance with extraoral tractional, Am J Orthod Dentofac Orthop, 117: 49-53

100. Heidemann W., Gerlach K.L. (1999). Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery, *J Craniomaxillofac Surg*, 27: 252-255
101. Heidemann W., Terheyden H., Gerlach K.L. (2001). Analyses of the osseous/metal interface of drill free screws and self tapping screws, *J Craniomaxillofac Surg*, 29: 69-74
102. Higuchi KW, Slack JM. (1991). The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6:338-344
103. Hilgers J. J. (1992). The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy, *J Clin Orthod*, 26: 706-714
104. Holland G. (1985). Severe ocular injuries from orthodontic headgear, *J Clin Orthod*, 19: 819-825
105. Hua K.S., Kangb M.K., Kimc T.W., Kimd K.H., Kime H.J. (2009). Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic mini-screw installation, *Angle Orthod*: 79: 37-45
106. Itoh T., Tokuda T., Kiyosue S., Hirose T., Matsumoto M., Chaconas S. (1991). Molar distalization with repelling magnets, *J Clin Orthod*, 25: 611-617
107. Jacobson A. (1979). A key to the understanding of extraoral forces, *Am J Orthod*, 75: 361-386
108. James R. D. (1998). A comparative study of facial profiles in extraction and nonextraction treatment, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 114: 265-276
109. Jeckel N., Rakosi T. (1991). Molar distalization by intra-oral force application, *Eur J Orthod*, 13: 43-46

110. Jiang L., Kong L., Li T., Gu Z., Hou R., Duan Y.(2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, 40: 1124–1130
111. Jones R. D., White J. M. (1992). Rapid Class II molar correction with an open coil jig, *J Clin Orthod*, 26: 661-664
112. Kaan E.(2007). Mikro-implant destekli modifiye lokar apareyinin ortodontik bölgeye etkisi, Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
113. Kadioglu O., Buyukyılmaz T., Zachrisson B.U., Maino G. (2008). Contact damage to root surfaces of human premolars touching miniscrews during orthodontic treatment, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 134: 353-360
114. Kalra V. (1995). The K-loop molar distalizing appliance, *J Clin Orthod*, 29: 298-301
115. Kanomi R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage, *J Clin Orthod*, 31: 763-767
116. Karaman A.I., Basciftci F.A., Polat O. (2002). Unilateral distal molar movement with an implant-supported distal jet appliance, *Angle Orthod*, 72: 167-174
117. Kärcher H, Byloff FK, Clar E. (2002). The Graz implant supported pendulum, a technical note, *J Cranio-Maxillofacial Surgery*, 30:87-90
118. Katz M.I.(1992). Angle classification revisted, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 102: 173-179
119. Kaya B. (2007). Bukkal segment distalizasyonunda zigoma ankrajı ve ağız dışı ankraj uygulamalarının karşılaştırılması, Doktora tezi, Ankara

120. Kayahoglu M., Uzdil F., Kendi E., Toroğlu S. M., Gurey E., Uzel I. (2007). (nes) Klinik ortodontide mini-implant uygulamaları, ADO klinik bilimler dergisi, 1(2): 18-24
121. Keleş A, İşgüden B. (1999). Unilateral molar distalization with molar slider (Two Case Report), Türk Ortodonti Dergisi, 12: 193–202
122. Keleş A, Erverdi N, Sezen S. (2003). Bodily distalization of molars with absolute anchorage, Angle Orthod, 73: 471-482
123. Keleş A, Pamukçu B. (2002). Bilateral maxillary molar distalization with sliding mechanics: Keles slider, World J Orthod, 3: 57-66
124. Keleş A, Sayinsu K.(2000). A new approach in maxillary molar distalization: intraoral bodily molar distalizer, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 117: 39-48
125. Keleş A. (2001). Maxillary unilateral molar distalization with sliding mechanics: a preliminary investigation, Eur J Orthod. 23: 507–15
126. Kır N. (2000). Ortodontide implantlar. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora Semineri (233 numaralı kaynaktan alınmıştır)
127. Kırçelli B.H., Pektaş Z.Ö., Kırçelli C. (2006). Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance, Angle Orthod, 76: 650-659
128. Kim JW, Ahn Sj, Chang YI. (2005). Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 128: 190-194
129. Kim Y.K., Kim Y. J., Yun P.Y., Kim J.W. (2009). Effects of the taper shape, dual threadf and lenght on the mechanical properties of mini-implants, Angle Orthod, 79: 908-914

130. King G. J., Keeling S. D., Hocevar R. A., Wheeler T. T. (1990). The timing of treatment for Class II malocclusions in children: a literature review, *Angle Orthod*, 2: 87-97
131. Kinzinger G.S.M., Gülden N., Yıldızhan F., Diedrich P.R. (2009). Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 136: 578-586
132. Kirjavainen M., Kirjavainen T., Haavikko K. (1997). Changes in dental arch dimensions by use of an orthopedic cervical headgear in Class II correction, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 111: 59-66
133. Klapper L, Navarro S. F., Bowman D., Pawlowski B. (1992). The influence of extraction and nonextraction orthodontic treatment on brachyfacial and doliofacial growth patterns, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 101:425-430
134. Kloehn S. J. (1953). Orthodontics- force or persuasion, *Angle Orthod*, 23:1
135. Kopecky G. R., Fishman L. S. (1993). Timing of cervical headgear treatment based on skeletal maturation, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104: 162-169
136. Kuroda S., Sugowara Y., Deguchi T., Kyung H.M., Yamamoto T.T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 131: 9-15
137. Kyung H.M. (2004). Handbook for the Absobanchor orthodontic microimplant 3rd ed. Dentos, Korea
138. Kyung SH, Hong SG, Park YC. (2003). Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew, *J Clin Orthod*, 37:22-6.

139. Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK. (2004). The efficient use of midpalatal miniscrew implants, *Angle Orthod*, 74: 711-4
140. Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. (2007). *Applications of Ortodontic Miniimplants*, Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co, Inc.
141. Lee JS. (2005). *Contact Non-linear Finite Element Model Analysis of Immediately Loaded Orthodontic Mini Implant* [thesis], Seoul, Korea, Yonsei University
142. Lee JS. (2005). *Development of orthodontic mini implant anchorage system*. Presented at Pre-Conference: Basic Researches on Implant Orthodontics, 4th Asian Implant Orthodontics Conference, Seoul, Korea
143. Lee S.J., Ahn S.J., Lee J.W., Kim S.H., Kim T.W. (2010). Survival analyses of orthodontic mini-implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137: 194-199
144. Lekholm U, Zarb GA. (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence
145. Leung M.T.C., Rabie A.B.M., Wong R.W.K. (2008). Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics, *Eur J Orthod* 30: 483-489
146. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt PH (2002). Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and machined and acid-etched titanium surface for dental implants, *J Biomed Mater Res*, 60:325-32



147. Lim JW, Kim IK, Son CY, Byun HI. (2003). Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness, *Korea J. Orthod*, 33:11-20
148. Lim S.A., Cha J.Y., Hwang C.J. (2008). Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length, *Angle Orthod*, 78: 234-240
149. Lim S.M., Hong R.K. (2008). Distal movement of maxillary molars using a lever-arm and mini-implant system, *Angle Orthod*, 78: 167-175
150. Linkow L. I. (1970). Implant-orthodontics, *J Clin Orthod*, 4: 685-705
151. Liou E.J.W., Pai B.C.J., Lin J.C.Y. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 126: 42-47
152. Locatelli R., Bednar J., Dietz V. S., Gianelly A. A. (1992). Molar distalization with superelastic NiTi wire, *J clin Orthod*, 26:277-278
153. Luppapornlarp S., Johnston L.E. (1993). The effects of premolar extraction: Long term comparison of outcomes in clear-cut extraction and nonextraction Class II patients, *Angle Orthod*, 63: 257-272
154. Ma J., Wang L., Zhang W., Chen W., Zhao C., Smales R.J. (2008). Comparative evaluation of micro-implant and headgear anchorage used with a pre-adjusted appliance system, *European Journal of Orthodontics*, 30: 283-287
155. Maino BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. (2003). The spider screw for skeletal anchorage, *J Clin Orthod*, 37: 90-7
156. Maino G., Mura P., Bednar J. (2005). Miniscrew implants: The spider screw anchorage system, *Semin Orthod*, 11: 40-46

157. Mair A. D., Hunter W. S. (1992). Mandibular growth direction with conventional Class II nonextraction treatment, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 101: 453-549
158. Mason S. B., Birnie D. (1988). Penetrating eye injury from orthodontic headgear- A case report, *Eur J Orthod*, 10: 111-114
159. Massler M., Frankel J.M. (1951). Prevalance of malocclusion in children aged 14-18 years, *Am J Orthod*, 37: 751-768
160. Mavropoulos A, Karamouzou A, Kiliaridis S, Papadopoulos MA. (2005). Efficiency of noncompliance simultaneous first and second upper molar distalization: a three-dimensional tooth movement analysis, *Angle Orthod*, 75: 532-539
161. Mc Namara J. A., Brudon W. L. (1993). Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition., Michigan U.S.A, Needham Press, s: 95-116
162. McDougall P. D., Mc Namara J. A., Dierkes J. M. (1982). Arch width development in Class II patients treated with the Frankel appliance, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 82:10-22
163. Melsen B, Verna C. (2005). Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System. *Semin Orthod*; 11: 24-31
164. Melsen B. (1978). Effects of cervical anchorage during and after treatment: An implant study, *Am J Orthod*, 73: 526-540
165. Melsen B. (2005). Mini-implants: Where are we?, *J Clin Orthod*, 39: 539-547
166. Misch CE. (1998). Contemporary implant dentistry, 2nd ed. St Louis, Mosby

167. Mitani H., Brodie A. G. (1970). Three plane analyses of tooth movements, growth and angular changes with cervical traction, *Am J Orthod*, 40: 80-94
168. Miyawaki S., Koyama I., Inoue M., Mishima K., Sugahara T., Yamamoto T. T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 124: 373-378
169. Mosmann W. H. (1956). Diagnosis and treatment with occipital anchorage, *Am J Orthod*, 42:2
170. Motoyoshi M., Matsuoka M., Shimizu (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents 36: 695-699
171. Moyers R. E., (1988). *Handbook of orthodontics.*, Chicago, Year book medical publishers, s: 270-273
172. Moyers R. E., Riolo M. L., Giure K. E., Wainright R. L., Bookstein F. L. (1980). Differential diagnosis of Class II malocclusions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 78:477-494
173. Muse D. S., Fillman M. J., Emmerson W. J., Mitchell R. D. (1993). Molar and incisor changes with Wilson rapid molar distalization, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104: 556-565
174. Nalçacı R. (2008). Hasta kooperasyonu gerektirmeyen kemik içi vida destekli molar distalizasyonu, Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas
175. Nanda R. S., Dandajena T. C. (2006). The role of the headgear growth modification, *Seminars in Orthodontics*, 12: 25-33
176. Nanda, R., Goldin, B. (1980). Biomechanical approaches to the study of alterations of facial morphology, *Am J Orthod*, 78: 213-226

177. Northcutt M. (1974). The timing headgear, *J clin Orthod*, 8: 321-324
178. Northcutt M. (1975). Updating the timing headgear, *J Clin Orthod*, 9:713-717
179. Oberti G., Villegas C., Ealo M., Palacio J.C., Bacetti T. (2009). Maxillary molar distalization with the dual force distalizer supported by mini-implants: A clinical study, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135: 282-283
180. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. (2001). A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 119: 489-97
181. Oppenheim A. (1936). *Biologisch-orthodontische therapie und wirklichkeit*, urban und schwarzenberg, Wien 9:166
182. Önçağ G., Seçkin Ö., Dinçer B., Arıkan F. (2007). Osseointegrated implants with pendulum springs for maxillary molar distalization: A cephalometric study, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 131: 16-26
183. Özdemir, T. (1998). Oral İmplantoloji, In; Çalikkocaoglu S., Tam Protezler, Protez Akademisi ve Gnatoloji Dernegi Yayınları, 3. Baskı, İstanbul
184. Pancherz H. (1985). The Herbst appliance- its biologic effects and clinical use, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 87:1-20
185. Papadopoulos M.A. (2008). Orthodontic treatment of Class II malocclusion with mini screw implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 134: 604.e1-604.e16
186. Paquette d. E., Beattie J. R., Johnson L.E. (1992). A long term comparison of nonextraction and premolar extraction edgewise therapy in borderline Class II patients, *Am J Orthod Dentofac Orthop* , 102:1-14

187. Park H., Kwon T., Sung J. (2004). Nonextraction treatment with microscrew implants, *Angle Orthod*, 74: 539-549
188. Park H.S., Lee S.K., Kwon O.W (2005). Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage, *Angle Orthod*, 75: 602-609
189. Park H.S., Lee Y.J., Jeong S.H., Kwon T.G. (2008). Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible, 133: 30-37
190. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. (2001). Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod*, 35:417-22
191. Park Y, Lee S, Kim D, Jee S. (2003). Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 123: 690-694
192. Philip C. (1975). Tandem concept in the nonextraction treatment of Class II malocclusion, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 63: 119-164
193. Pickard M.B., Dechow P., Rossouw E., Buschang P.H. (2010). Effects of miniscrews orientation on implant stability and resistance to failure, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 137: 91-99
194. Pieringer M., Droschl H., Permann R. (1997). Distalization with a Nance appliance and coil springs, *J Clin Orthod*, 31:321-326
195. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. (2006). "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch, *Angle Orthod*, 76: 191-197
196. Postlethwaite K. (1989). The range and effectiveness of safety headgear products, *Eur J Orthod*, 11:228-234
197. Poulton D. R. (1967). The influence of extraoral traction, *Am J Orthod*, 53: 8-18

198. Proffit W.R., Fields H.W., Ackerman J.L., Bailey L.J., Camilla Tulloch, J.F. (2000). Contemporary Orthodontics, Vol. III. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc. Chapter 15
199. Rana R, Becher M. K. (2000). Class II correction using the bimetric distalizing arch, *Semin Orthod*, 6:106-118
200. Rauch F, Schoenau E. (2001). Changes in bone density during childhood and adolescence: An approach based on bone's biological organization, *J Bone Miner Res*, 16: 597-604
201. Reimann S., Keilig L., Jäger A., Broshc., Shpinko Y., Vardimond A.D., Bourauela C. (2009). Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance, *Medical Engineering & Physics*, 31: 539-546
202. Reitan K. (1975). Biomechanical Principles and Reactions. In: Graber T.M., Swain, B.F. eds. *Current Orthodontic Concepts and Techniques*. Vol 1, Philadelphia, Penn: W.B. Saunders
203. Rinchuse D.J., Rinchuse D.J. (1989). Ambiguities of Angle's classification, *Angle Orthod*, 4:295-298
204. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 86: 95-111
205. Rubin R. M. (1969). Treatment planning in class II malocclusions, *Angle Orthod*, 39: 152-161
206. Runge M. E., Martin J. T., Bukai F. (1999). Analyses of rapid maxillary molar distal movement without patient cooperation, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 115: 153-157

207. Samuels R. H. A.(1993). Evans S. M., Wigglesworth S. W., Safety catch for a Kloehn facebow, *J Clin Orthod*, 27: 138-141
208. Sassouni V., Nanda S. (1964). Analyses of dentofacial vertical proportions, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104:361-368
209. Sayın M. O., Turkkahraman H. (2004). Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population, *Angle Orthod*, 74: 635-639
210. Sayınsu K. (2000). Yeni geliştirilen ağız içi maksiller molar distalizasyon apareyinin etkilerinin sefalometrik ölçümler ve model analizi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
211. Schlegel KA, Kinner F, Schlegel KD. (2002). The anatomic basis for palatal implants in orthodontics, *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*,17: 133-9
212. Schudy F. F. (1965). The rotation of the mandible resulting from growth: its implication in orthodontic treatment, *Angle Orthod*, 35: 36-50
213. Schudy F. F. (1968). The control of vertical overbite in clinical orthodontics, *Angle Orthod*, 38: 19-39
214. Schütze SF, Gedrange T, Zellmann M. R., Harzer W. (2007). Effects of unilateral molar distalization with a modified pendulum appliance, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 131: 600-608
215. Schwab D. T. (1963). Extraction effects on the dental profile in borderline cases, *Angle Orthod*, 33:120-122
216. Serra G., Morais L.S., Elias C.N., Meyers M.A., Andrade L.,Muller C., Muller M. (2008). Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 134: 44-52

217. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality of stress distribution in an implant-supported crown, *J Prosthet Dent*, 93: 227-34
218. Simon S.R. (1994). *Orthopedic Basic Science*, ed 1. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons
219. Sinclair P. M. (1994). The reader's corner, *J Clin Orthod*, 28: 361-363
220. Spahl T.J., Witzig J. W. (1991). *The clinical management of basic maxillofacial orthopedic appliances*, PSG Publishing Company
221. Sugawara J., Kanzaki R., Takahashi I., Nagasaka H., Nanda R. (2006). Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 723-33
222. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, Park HS, Kwon OW, McNamara JA (2006). *Microimplants in Orthodontics*, Daegu, Korea: Dentos, Inc
223. Suzuki EY, Buranastidporn B. (2005). An adjustable surgical guide for miniscrew placement, *J Clin Orthod*, 39: 588-90
224. The Academy of Prosthodontics. (2005). *Glossary of Prosthodontic Terms*, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94: 10-92
225. Tosun Y. (1999). Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri, *Ege Üniversitesi Basımevi*, İzmir, s: 38-42, 162
226. Tseng Y.C., Hsieh C. H., Chen C.H., Shen Y.S., Huang I.Y., Chen C.M. (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 35: 704-707



227. Tunalı B. (1996). Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul
228. Tunalı B. (2000). Oral implantoloji, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul
229. Türk T, Arıcı S. (1998). Üst birinci azı dişlerinin distalizasyonunda “Modifiye Distal Jet” apareyi (2 olgu nedeniyle). Türk Ortodonti Dergisi. 11: 313–320
230. Türker M., Yücetaş S. (1997). Oral İmplantoloji, In; Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Sti., Birinci Baskı, Ankara
231. Tweed C.H. (1944). indications for the extraction of the teeth in orthodontic procedures, Am J Orthod Oral Surg, 30:405-428
232. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 115: 166-74
233. Uysal T. (2005). İmplantlar ve ortodonti, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8: 146-155
234. Uzel İ., Enacar A. (2000). Ortodontide sefalometri. Çukurova Üniversitesi Basımevi, Adana, Türkiye
235. Ülgen A. N. (1999). Üst büyük azı distalizasyonu yapan bir plak ile servikal headgear kombinasyonunun (modifiye ACCO apareyi (acrylic cervical occipital appliance) diş-çene ve yüz iskeletine etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
236. Ülgen M. (1990). Ortodontik tedavi prensipleri, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi

237. Valant J.R., Sinclair P.M. (1989). Treatment effects of the Herbst appliance, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 95:138-147
238. Vannet B.V., Sabzevar M.M., Wehrbein H., Asscherickx K. (2007). Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation, 29: 437-442
239. Vargervik K., Harvold E. P. (1985). Response to activator treatment in Class II malocclusions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 88:242-251
240. Wanga Y.C., Lioub E.J.W. (2008). Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133: 38-43
241. Warren D. W. (1992). Clinical application of the ACCO appliance. Part 1, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 101: 101-111
242. Warren D. W. (1992). Clinical application of the ACCO appliance. Part 2, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 101: 199-209
243. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. (1999). Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 116: 678-686
244. Wilmes B., Ottenstreuer S., Su Y.Y., Drescher D. (2007). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants, *J Orofac Orthop*, 69: 42-50
245. Wilmes B., Su Y.Y., Drescher D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants *Angle Orthod*, 78: 1065-1070
246. Wilson W. L., Wilson R. C. (1984). Modular 3D appliances problem solving in edgewise, straightwire and lightwire treatment, *J Clin Orthod* 18: 272-281

247. Wilson W. L., Wilson R. C. (1987). Multi- Directional 3D functional Class II treatment, *J Clin Orthod*, 21:186-189
248. Worms, F.W., Isaacson, R.J., Speidel, T.M. (1973). A concept and classification of rotation and extraoral force systems, *Angle Orthod*, 43: 384-401
249. Wu T., Kuang S., Wu C. (2009). Factors Associated With the Stability of Mini-Implants for Orthodontic Anchorage: A Study of 414 Samples in Taiwan, *J Oral Maxillofac Surgery*, 67:1595-1599
250. Yamadaa K., Kurodab S., Deguchib T., Yamamotoc T.T., Yamashirod T. (2009). Distal Movement of Maxillary Molars Using Miniscrew Anchorage in the Buccal Interradicular Region, *Angle Orthod*, 79: 78–84
251. Yano, S., Motoyoshi M., Uemura M., Ono A. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading, *Eur J Orthod*, 28: 541-546

## ÖZGEÇMİŞ

1982 Malatya doğumluyum. İlkokulu Malatya Gazi İlkokulu'nda 1993 yılında, ortaokulu Malatya Anadolu Lisesi'nde 1997 yılında, liseyi Malatya Fen Lisesi'nde 2000 yılında bitirdim. Aynı yıl Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ni kazandım. 5 yıl süren üniversite eğitimimi 2005 yılında tamamladım. Aynı sene Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım. İngilizce bilmekteyim.