



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SELF-TAPPING VE SELF-DRILLING
ORTODONTİK MİKRO İMPLANTLARIN
ORTODONTİK TEDAVİ SÜRECİNDE
STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sina YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON-2014



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**SELF-TAPPING VE SELF-DRILLING
ORTODONTİK MİKRO İMPLANTLARIN
ORTODONTİK TEDAVİ SÜRECİNDE
STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sina YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Mehmet Birol ÖZEL

TRABZON-2014

BEYAN

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

05.02. 2014

Sina YILDIRIM

TEŞEKKÜR

Ortodonti doktoram sürecinde üzerimde büyük emekleri olan, destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, çok değerli ağabeyim ve kıymetli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet Birol ÖZEL'e,

Ortodonti eğitimim sırasında bilgi ve birikimleriyle bana destek olan Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Mehmet BAYRAM'a,

Ortodonti doktoram sırasında bilgi ve emeklerini eksik etmeyen Sayın Doç. Dr. Mevlüt ÇELİKOĞLU'na, Sayın Doç. Dr. Metin NUR'a ve arkadaşım Sayın Yrd. Doç. Dr. Ersan İlsay KARADENİZ'e,

Ortak doktora programı kapsamında eğitimime katkıda bulunan başta Sayın Prof. Dr. Abdülvahit ERDEM ve Sayın Prof. Dr. Hüsametdin OKTAY olmak üzere Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim boyunca bana kapısını her zaman açık tutan kıymetli ağabeyim Sayın Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Doktora sürecimde desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve çok kıymetli anılar paylaştığım değerli arkadaşlarım Arş. Gör. Bilge Hamdiye CANTÜRK, Arş. Gör. Tuba ÜNAL ve Arş. Gör. Neslihan SEYHAN CEZAILİ'ye,

Yaşamım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve bugünlere gelmemde büyük emekleri olan aileme,

Doktora sürecimde benim için birçok fedakarlıklar yapan, birçok sıkıntıları beraber göğüslediğim ve bana dünyanın en güzel hediyesini verecek olan değerli eşim Miray YILDIRIM'a,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalıştığım tüm arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Teşekkür Ederim...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	v
TABLOLAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
KISALTMA, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Ankraj Nedir?	6
4.1.1. Ankrajın Sınıflandırılması	6
4.2. Kanin Distalizasyonu	8
4.2.1. Sürtünmesiz Sistemler	9
4.2.2. Sürtünmeli Sistemler	10
4.3. Sürtünmeli ve Sürtünmesiz Sistemlerin Karşılaştırılması	15
4.4. Ortodontide Mikro İmplant Kullanımı	16
4.4.1. Ortodontik Mikro İmplantların Tarihsel Gelişimi	16
4.4.2. Mikro İmplantların Yapısı	19
4.4.3. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantlar	20
4.4.4. Mikro İmplantların Başarısı ve Stabilitesi	21
4.4.5. Mikro İmplantların Stabilitesini Etkileyen Faktörler	21
4.4.6. Mikro İmplantların Komplikasyonları	31
4.4.7. Mikro İmplant Stabilitesi Ölçüm Yöntemleri	32
5. GEREÇ VE YÖNTEM	37
5.1. Bireylerin Seçimi	37
5.2. Ortodontik Tedavi Protokolü	38
5.2.1. Birinci Premolar Dişlerin Çekimi ve Sabit Ortodontik Tedavinin Başlanması	38
5.2.2. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi	39

	Sayfa
5.3. Başarı Oranının Değerlendirilmesi	43
5.4. Stabilitenin Değerlendirilmesi	43
5.5. Kanin Distalizasyon Mekanığı	47
5.6. İstatistiksel Değerlendirme	47
6. BULGULAR	49
6.1. Başarı Oranının Değerlendirilmesi	49
6.2. Periotest Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	52
6.2.1. Kız ve Erkeklerde Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Periotest Ölçümlerinin Karşılaştırılması	53
6.2.2. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin Karşılaştırılması	54
6.2.3. Maksillada Yer Alan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin İncelenmesi	57
6.2.4. Mandibulada Uygulanan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin Karşılaştırılması	60
6.2.5. Maksillaya Uygulanan Mikro İmplantların Tip ve Yön Açısından Karşılaştırılması	61
6.2.6. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi	65
6.2.7. Maksillada Uygulanmış Olan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi	71
6.2.8. Mandibulaya Uygulanan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Başı ve Sonu Stabilitelerinin Değerlendirilmesi	75
7. TARTIŞMA	77
8. SONUÇLAR	93
9. KAYNAKLAR	94
10. EKLER	110
Ek 1. Etik Kurul Onayı	110
Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu	112
Ek 3. Hasta Takip Formu	117
11. ÖZGEÇMİŞ	121

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo		Sayfa
Tablo 1.	Araştırmada yer alan bireylerin yaş ve cinsiyet dağılımı	37
Tablo 2.	Araştırmamıza katılan hastaların sefalometrik ölçümleri	38
Tablo 3.	0.022" slot metal MBT Avex braketlerinin preskripsiyonu	38
Tablo 4.	Dişlerin periodontal durumlarının değerlendirilmesi için oluşturulan skala	43
Tablo 5.	Dental implantların stabilitesinin değerlendirilmesi için oluşturulan skala	44
Tablo 6.	Başarısız olan ST ve SD mikro implantların kaybedildiği ayların değerlendirilmesi	49
Tablo 7.	ST ve SD mikro implantların başarı oranlarının ki-kare testi ile incelenmesi	49
Tablo 8.	Hosmer ve Lemeshow testi sonuçları model tahmininin iyi olduğunu gösteriyor	50
Tablo 9.	Lojistik regresyon analizi sonuçları	50
Tablo 10.	Cinsiyete göre ST ve SD mikro implantların başarı oranlarının incelenmesi	51
Tablo 11.	Sağ ve sol tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranlarının Fisher's Exact testi ile incelenmesi	51
Tablo 12.	Maksilla ve mandibulaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranlarının Fisher's Exact testi ile incelenmesi	52
Tablo 13.	Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların primer stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	53
Tablo 14.	Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 1. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	53
Tablo 15.	Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 2. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	54
Tablo 16.	Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 3. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	54

Tablo	Sayfa
Tablo 17. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 4. ay stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması	54
Tablo 18. ST ve SD mikro implantların primer stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	55
Tablo 19. ST ve SD mikro implantların 1. ay stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	55
Tablo 20. ST ve SD mikro implantların 2. ay stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	56
Tablo 21. ST ve SD mikro implantların 3. ay stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	56
Tablo 22. ST ve SD mikro implantların 4. ay stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	57
Tablo 23. 0. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların primer stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi	57
Tablo 24. 1. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi	58
Tablo 25. 2. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi	58
Tablo 26. 3. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi	59
Tablo 27. 4. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi	59
Tablo 28. 0. ayda mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi	60
Tablo 29. 1. ayda mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi	60
Tablo 30. 2. ayda mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi	60
Tablo 31. 3. ayda mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi	61

Tablo	Sayfa
Tablo 32. 4. ayda mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabiliteilerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi	61
Tablo 33. Sağ ve sol tarafa yerleştirilen ST mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.	62
Tablo 34. Sağ ve sol tarafa yerleştirilen SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.	63
Tablo 35. Sağ tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	64
Tablo 36. Sol tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	65
Tablo 37. ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	66
Tablo 38. ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	67
Tablo 39. SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	68
Tablo 40. SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	69
Tablo 41. Maksillada yer alan ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	72
Tablo 42. Maksillada yer alan ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	73

Tablo	Sayfa
Tablo 43. Maksillada yer alan SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	74
Tablo 44. Maksillada yer alan SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi	75
Tablo 45. Mandibulaya uygulanan ST mikro implantların 0. ay ile 4. ay periotest ölçümlerinin karşılaştırılması	76
Tablo 46. Mandibulaya uygulanan ST mikro implantların 0. ay ile 4. ay periotest ölçümlerinin karşılaştırılması	76

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Çalışma işleyiş şeması	6
Şekil 2. Ankraj sınıflaması	7
Şekil 3. Maksilla ve mandibulada kortikal kemik kalınlıklarının sınıflandırılması.....	26
Şekil 4. Mikro implantların stabilite ölçümü mesial (PTM) ve oklüzal (PTO) yönlerden yapılmıştır.	44
Şekil 5. Çalışma süreci ve periotest ölçüm zamanlarının şematik özeti	46
Şekil 6. ST ve SD mikro implantların PTM ölçümlerinin aylara göre grafiği.....	70
Şekil 7. ST ve SD mikro implantların PTO ölçümlerinin aylara göre grafiği.....	70

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ark	Arkadaşları
Niti	Nikel titanum
Ort	Ortalama
P	Önemlilik düzeyi
PTV	Periotest değeri
ST	Self-tapping
Std	Standart
SD	Self-drilling
SLA	Büyük kum taşları ile kumlanmış, asitlenmiş
TMA	Beta titanyum
yy	Yüzyıl
n	Birey sayısı
ang	Angulasyon
PTM	Periotest mesial
PTO	Periotest oklüzal
Df	Bağımsızlık derecesi
LSD	En az önemlilik farkı

Simgeler

gr	gram
mm	milimetre
HU	Hounsfield Unit
N	Newton
Ncm	Newton santimetre
Rpm	Dakikadaki dönüş sayısı

ÖZET

Self-Tapping ve Self-Drilling Ortodontik Mikro İmplantların Ortodontik Tedavi Sürecinde Stabilitelerinin Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, birinci premolar diş çekimli vakalarda kanin dişlerin distalizasyonu sürecinde, ankrajı korumak amacıyla yerleştirilen self-tapping (ST) ve self-drilling (SD) ortodontik mikro implantların tedavi boyunca stabilitelerini Periotest cihazı (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Araştırma grubumuz, tedavileri alt veya üst çenede veya her iki çenede de daimi birinci premolar diş çekimli olarak yürütülmüş ortalama yaşları 16.47 ± 2.3 yıl (kızlarda 16.72 ± 2.34 yıl, erkeklerde 16.12 ± 2.29 yıl) olan toplam 34 hastadan oluşmuştur. 1.5×8 mm mikro implantlar birinci molar ve ikinci premolar diş kökleri arasına split mouth tasarımına uygun olarak yerleştirilmiştir. 43'ü ST, 43'ü SD olmak üzere toplam 86 adet mikro implant (BioMaterials Korea Inc) yerleştirilmiş, 14 adet mikro implant ise başarısız kabul edilerek çalışma dışı bırakılmıştır. Stabilite ölçümleri 0., 1., 2., 3. ve 4. aylarda Periotest Classic ile yapılmıştır. Başarı oranları ki-kare ve Fisher's Exact testleriyle, ST ve SD mikro implantların tüm aylarda birbirleriyle karşılaştırılmaları bağımsız t-testleriyle ve aylık takip ölçümlerinin birbirleriyle karşılaştırılması tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testleriyle karşılaştırılmıştır. ST mikro implantların mesial ve oklüzal periotest ortalama değerleri aylara göre sırasıyla $1.36 \pm 2.39 / 2.19 \pm 1.54$, $11.94 \pm 8.62 / 11.06 \pm 7.84$, $14.50 \pm 7.17 / 12.93 \pm 6.04$, $15.43 \pm 6.07 / 13.83 \pm 5.51$, $16.07 \pm 5.81 / 13.41 \pm 5.61$ olarak bulunmuş iken, SD mikro implantların mesial ve oklüzal periotest ortalama değerleri aylara göre sırasıyla $-0.11 \pm 2.55 / -0.22 \pm 2.97$, $14.81 \pm 7.94 / 12.71 \pm 8.15$, $15.00 \pm 6.23 / 12.77 \pm 6.51$, $13.37 \pm 5.32 / 11.27 \pm 5.62$, $12.41 \pm 5.07 / 10.33 \pm 4.85$ şeklindedir. ST ve SD mikro implant stabilite ölçümleri birbirlerinden 0. ve 4. aylarda istatistiksel olarak önemli fark göstermiştir. Hem ST hem de SD mikro implant 0. ay stabiliteleri 1., 2., 3. ve 4. aylardan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. SD mikro implantlar ST mikro implantlardan daha yüksek primer stabilite göstermekte ve hem ST hem de SD mikro implantlar primer stabilitelerini, takip eden aylarda koruyamamaktadırlar.

Anahtar sözcükler: Mikro implant, self-tapping, self-drilling, stabilite

SUMMARY

Comparative Evaluation of the Stability of Self-Tapping and Self-Drilling Orthodontic Micro Implants During Orthodontic Treatment

The purpose of this study was to compare the stability of self-tapping and self-drilling orthodontic micro implants throughout canine distalisation in permanent first premolar extraction cases by means of PeriotestTM (Medizintechnik Gulden, Modautal, Germany). 34 patients (19 girls, 15 boys) with the mean age 16.47 ± 2.3 years (girls 16.72 ± 2.34 years, boys 16.12 ± 2.29) who were to be treated by the extraction of permanent first premolars in the maxilla, mandible or both were recruited for this study. 1.5×8 mm micro implants were placed between the roots of the second premolar and the first molar teeth within a split-mouth approach. 43 self-tapping and 43 self-drilling micro implants with a total of 86 micro implants (BioMaterials Korea Inc.) were inserted and 72 micro implants were included in the study owing to the failure of 14 implants. The stability measurements of the micro implants were made at the 0th, 1st, 2nd, 3rd and 4th months by means of Periotest ClassicTM. Success rates were compared by chi-square and Fisher's Exact tests, mean periotest values of self-tapping and self-drilling micro implants for the primary stability and 1st, 2nd, 3rd and 4th months were compared by independent samples t-test. Comparisons among monthly measurements were made by repeated measurements of ANOVA. The mean mesial and occlusal periotest values of self-tapping micro implants were $1.36 \pm 2.39 / 2.19 \pm 1.54$, $11.94 \pm 8.62 / 11.06 \pm 7.84$, $14.50 \pm 7.17 / 12.93 \pm 6.04$, $15.43 \pm 6.07 / 13.83 \pm 5.51$, $16.07 \pm 5.81 / 13.41 \pm 5.61$ respectively and the mean mesial and occlusal periotest values of self-drilling micro implants were $-0.11 \pm 2.55 / -0.22 \pm 2.97$, $14.81 \pm 7.94 / 12.71 \pm 8.15$, $15.00 \pm 6.23 / 12.77 \pm 6.51$, $13.37 \pm 5.32 / 11.27 \pm 5.62$, $12.41 \pm 5.07 / 10.33 \pm 4.85$ respectively. There was statistically significant difference between the stability of self-tapping and self-drilling micro implants at the initial and 4th month measurements. The stability of both ST and SD micro implants sex hibited statistically significant higher values at the 0th month than the 1st, 2nd, 3rd and 4th month measurements. Self-drilling micro implants exhibited higher primary stability than self-tapping micro implants but both of them failed to retain their primary stability values in the consequent months.

Key Words: Micro implant, self-tapping, self-drilling, stability.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Çapraşıklık ortodonti kliniğine başvurarak tedavi görme ihtiyacını ortaya çıkaran en önemli sebeplerdendir (1,2). Yer kazanma ve çapraşıklıkların düzeltilmesi için stripping, molar distalizasyonu, ekspansiyon vb. yöntemler ile birlikte diş çekimi de hem arkta yer kazanma hem de dentoalveolar uyumsuzlukların giderilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Ortodontide ilk olarak Charles Tweed tarafından şiddetli çapraşıklık, çeneler arasında uyumsuzluk ya da yüz estetiğinde denge sağlamak amacıyla diş çekimi yapılması önerilmiştir (3). Çekim stratejileri belirlenirken, çapraşıklık bölgesine en yakın diş olmaları nedeniyle birinci premolar dişlerin çekilmesi gereği savunulmuştur (4).

Birinci premolar dişlerin çekilmesi sonrasında yapılacak olan kanin distalizasyonu çekimli ortodontik tedavilerde en önemli aşamalardan birisidir (5,6). Olgunun ankraj ihtiyacı ve tedavi planına uygun olarak bitirilebilmesi için tedavinin ilk safhasından itibaren kuvvet sistemlerinin dikkatli seçimi ve doğru mekaniklerin kullanılması gerekmektedir (7).

Sabit tedavi mekaniklerinde kanin distalizasyonu sürtünmesiz ve sürtünmeli sistemler ile gerçekleştirilebilmektedir. Sürtünmesiz sistemlerde ark segmentlere ayrılarak dişin ark teli üzerinde kayarak değil, arkla birlikte sürtünmesiz hareketi amaçlanmaktadır. Robert M. Ricketts'in Las Vegas zembereği, PG retraksiyon zembereği, Ladanyi zembereği, Burstone'un T-loop zembereği, Drum zembereği, reverse closing loop, bull loop ve hibrit spring segmental olarak kullanılan kanin retraksiyon zembereklerine örnektir (8). Kanin dişin ark teli boyunca distalize edildiği sürtünmeli sistemlerde sürtünme nedeniyle diş hareketinin gecikmesi, bunun karşılığında kuvvet arttırıldığında ise ankraj kaybı ve kesici dişlerin ekstrüzyonu gibi dezavantajlar görülebilmesine rağmen, kanin dişin paralel distalizasyonu sağlanabilmektedir (6,7). Sürtünmeli sistemlerde kuvvet kaynağı olarak lateks elastikler, sentetik elastik modüller, alastik, lace-back ve süperelastik kapalı sarmal zemberekler kullanılabilmektedir (3,6,7,9).

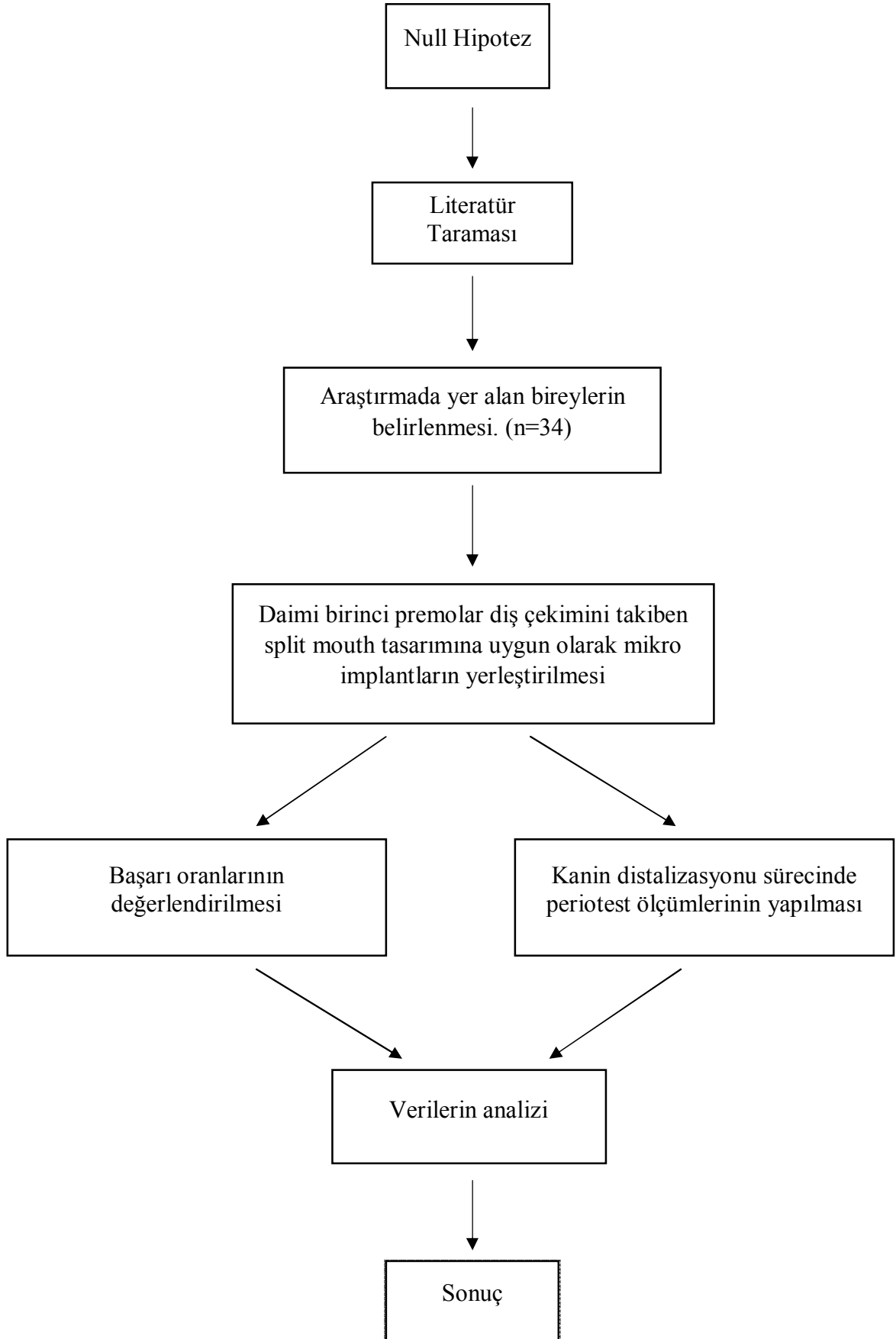
Günümüzde halen ankraj sağlamak için kullanılan transpalatal ark, lingual ark, nance aygıtı ve intermaksiller elastikler gibi intraoral aygıtların ve headgear ve yüz maskesi gibi ekstraoral aygıtların protrüzyon, ekstrüzyon, tipping, yumuşak dokularda

irritasyon ve hasta kooperasyonu gerekliliği gibi istenmeyen zorlukları bulunmaktadır (10). Ağız içi ve ağız dışı mekanik ve ankraj vasıtalarının kullanımında karşılaşılan bu tip problemleri, araştırmacıları implantlardan destek almaya yönlendirmiştir. İntraoral ankraj ünitesi olarak titanyum mikro implantların kullanılmaya başlanmasından sonra bu yan etkilerin çoğu elimine edilebilmiştir. Özellikle ortodontik kullanım için tasarlanan bu üniteler, küçük çapları ve buton veya braket başları ile ligatür ve elastomerlerin kullanımını mümkün kılmaktadır. Mikro implantlar komşu dişlerin kök araları da dahil olmak üzere maksilla ve mandibulada birçok bölgeye uygulanabilmektedir (11).

Günümüzde mikro implantlar uygulama şekillerine göre self-tapping (ST) ve self-drilling (SD) olarak iki tipte üretilmektedir. ST mikro implantlarda implant yerleştirilmeden önce özel bir dril yardımıyla mikro implant için yol açılmakta daha sonra mikro implant yerleştirilmektedir. SD mikro implantlarda ise bu şekilde bir yol açma ihtiyacı yoktur ve mikro implant direkt olarak kemiğe yerleştirilmektedir. Mikro implantlar uygulandıktan sonra hedeflenen diş/dişlerin hareketi yada ankraj gerekliliği sürecinde ağızda çevre dokulara herhangi bir zarar vermeden ve stabil bir şekilde varlıklarını sürdürmeleri beklenmektedir. Ortodontide ankraj amacıyla implantların ilk kullanımlarından itibaren pek çok yönden geliştirmeler yapılmış olmasına rağmen klinik gözlem ve uygulamalarımız ve literatürün tetkiki mikro implantların klinik öngörülebilirliklerinin henüz arzulanan düzeyde olmadığı kanaatini doğurmaktadır.

Bu durumdan hareketle bu çalışmanın amacı, kanin dişlerin maksimum ankraj ile distalizasyonu gerekli olan birinci premolar diş çekimli vakalarda, ankrajı korumak amacıyla daimi birinci molar diş ile ikinci premolar diş kökleri arasına yerleştirilen ST ve SD ortodontik mikro implantların tedavi boyunca stabiliteelerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Bu klinik çalışmanın Null hipotezi şu şekilde tanımlanabilir:

‘ST ve SD mikro implantların stabiliteeleri tedavi süreci boyunca hem birbirleriyle hem de kendi içlerinde fark göstermemektedir’ şeklindedir.



Şekil 1. Çalışmanın işleyiş şeması.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Ankraj Nedir?

Ortodontide ankraj, diş hareketine karşı direnç ve ortodontik kuvvetin destek aldığı bölge ise ankraj bölgesi olarak tanımlanır (3). Ortodontik kuvvetin etkisi ile hareketi istenen bölge çalışma bölgesi, yani hareket bölgesi olarak tanımlanabilir. Hareketi istenen diş veya dişler grubunun da, harekete karşı direnci, yani ankrajı vardır. Ankraj olarak alınan bölgenin harekete karşı olan direnci ile hareketi istenen bölgenin harekete karşı olan direnci arasındaki ilişkinin doğru oluşturulması önemlidir (12).

Newton'un etki-tepki kanununa göre ankraj olarak alınan bölge ile hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvet zıt yönlü ve birbirine eşittir. Bu noktada ankraj bölgesinin hareketine izin verilip verilmeyeceği, izin verilecek ise bunun ne kadar olacağı önemlidir. Bu nedenle amacımız istenilen diş hareketlerini en üst düzeye çıkarırken istenmeyen etkileri asgari düzeyde tutmaktır (12).

4.1.1. Ankrajın Sınıflandırılması

Ortodontik ankraj sınıflandırması Şekil 2'de özetlenmiştir.

Kuvvetin uygulama şekline göre basit ankraj tipping hareketine karşı gösterilen direnç, sabit ankraj paralel harekete karşı olan direnç, resiprokal ankraj iki veya daha fazla dişin birbirlerine doğru hareketine göstermiş oldukları direnç ve birleşik ankraj ise ortodontik kuvvetin destek aldığı bölgede birden fazla dişin oluşturduğu direnç olarak tanımlanabilir.

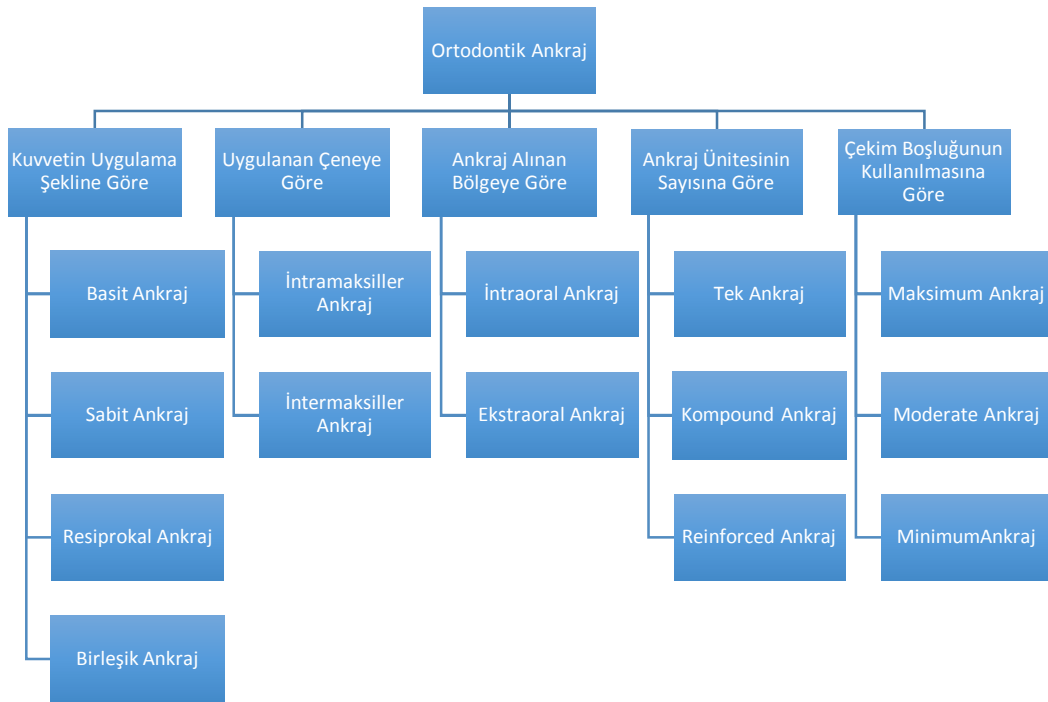
Uygulanan çeneye göre ankraj, intramaksiller ve intermaksiller olarak ikiye ayrılır. İntramaksiller ankraj aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan direnç olarak tanımlanırken, intermaksiller ankraj ise karşılıklı çenelerden sağlanan ankraj olarak tanımlanmaktadır.

Ankraj alınan bölgeye göre ise intraoral ve ekstraoral ankraj olarak ikiye ayrılmaktadır. İntraoral ankraj, alveolar kemik, dişler, dental arklar, palatal bölge ve mandibular bazal kemikten elde edilirken, ekstraoral ankraj ense, baş, alın ve çene ucundan elde edilmektedir.

Ankraj ünitesi sadece bir diş içeriyorsa tek ankraj, iki veya daha fazla diş içeriyorsa compound ankraj, dental olmayan ankraj bölgeleri ankraj ünitesine dahil

edilmişse reinforced ankraj olarak adlandırılır. Dental implantlar, mini plaklar, onplantlar ve ortodontik mikro implantların kullanımı reinforced ankraj tanımına dahil edilmektedir.

Çekim boşluğunun kullanılmasına göre ankraj maksimum, moderate ve minimum olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Çekim boşluğunun dörtte üçünün kanin ve kesici dişlerin geriye alınması ile önden arkaya doğru, dörtte birinin ise molar dişlerin mesial hareketi ile arkadan öne doğru kapatılması maksimum ankraj, çekim boşluğunun yarısının ön grup dişlerin arkaya, diğer yarısının da arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılması moderate ankraj, çekim boşluğunun dörtte birinin ön grup dişlerin arkaya doğru hareketiyle, dörtte üçünün ise arka grup dişlerin öne öne doğru hareketiyle kapanması işlemine minimum ankraj adı verilmektedir.



Şekil 2. Ankraj sınıflaması

4.2. Kanin Distalizasyonu

Çapraşıklıkların diş boyutları ve ark boyutları arasındaki uyumsuzluk sonucu ortaya çıktıkları ve etiyolojisinde de kalıtım, yaş, cinsiyet ve iyatrojen faktörlerin rol oynadıkları bildirilmiştir (2).

Tedavi planlaması hasta beklentileri de dahil olmak üzere tüm ortodontik kayıtlar toplanarak ve dikkatle değerlendirilerek yapılmaktadır. Çekimli bir tedavi planı ortaya çıktığında hangi dişin çekilmesi gerektiğine ve çekim boşluğunun nasıl kapatılacağına karar verilmesi hekimin sorumluluğundadır. Birinci premolar dişlerin çekimi, dental arkın merkezinde yer almaları, anterior ve posterior bölge içinde çapraşıklığa yakın olmaları ve ikinci premolar dişlere şekil ve boyut olarak benzediklerinden kanin dişle benzer interdental ilişkinin kurulabilmesi nedeniyle tercih edilmektedir (10).

Kanin dişi distalize edebilmek için uygulanması gereken optimum kuvvet aralığı tam olarak belirlenememiş olmasına rağmen, 75-250 gr arasında değişen kuvvetler önerilmiştir. Ayrıca bireysel farklılıklar, ölçüm hataları ve diş hareket tipinin tam olarak belirlenememiş olması optimum kuvvetin belirlenmesini zorlaştıran faktörlerdir (5,13).

Caputo ve ark.'na (14) göre, distalizasyon kuvveti üst kaninler için 150-200 gr, alt kaninler için ise 100-150 gr olmalıdır. Reitan (15) , mekanik prensiplere dikkat edilmesi gerektiğini vurgulamış ve kuvvet miktarı bakımından Caputo ve ark. ile aynı düşüncüyü savunmuştur. Boester ve Johnston (16), kanin dişlere 100-300 gr arasında değişen farklı kuvvet miktarları uygulamışlardır ve 55 gr kuvvette hiçbir hareket gözlemlememişlerdir. Quinn ve Yoshikawa (17), kanin retraksiyonu için 100-200 gr kuvvetin optimal kuvvet olduğunu ve hareket hızının, kuvvet şiddeti arttıkça bir miktar arttığını daha sonra ise durduğunu belirtmişlerdir.

Slechter (18), 150-200 gr ve 1200-1500 gr'lık kuvvet uygulayan iki farklı zemberek ile kanin dişte eşit miktarda distalizasyon elde edildiğini ve bu yüzden de hafif ve devamlı kuvvet uygulanması gerektiğini savunmuştur. Begg ve Kessling (19), differential force kavramını ortaya atmıştır. Buna göre Begg optimal kuvvet kullanımı ile kanin dişte hareket oluşurken ankraj ünitesi olan arka dişlerde herhangi bir hareket oluşmadığını belirtmiştir. Ağır kuvvet kullanımında ise kanin dişteki hareketin azalarak, ankraj ünitesi olarak alınan posterior bölge dişlerinin öne yürüdüğünü savunmuştur.

Kanın retraksiyonu yapılmadan önce vakanın ankraj gereksinimi tam olarak belirlenmelidir. Ankrajın kritik olduğu vakalarda önce kanin dişler distalize edilir, ardından da kesici dişlerin retraksiyonuna geçilir (20).

Kanın distalizasyon teknikleri iki başlık altında incelenebilir:

A) Sürtünmesiz Sistemler

B) Sürtünmeli Sistemler

4.2.1. Sürtünmesiz Sistemler

Sürtünmesiz sistemler sürtünmeli sistemlerde oluşabilen zaman kaybı, sürtünme, rotasyon vb. yan etkilerden kaçınmak amacıyla tasarlanmışlardır (21). Dişlerde seviyeleme işlemine gerek duyulmaksızın doğrudan segmental arklar kullanılarak yapılan kanin distalizasyonudur. Özellikle anterior dişlerde çapraşıklık olan durumlarda ve çapraşıklık olmayan ancak seviyeleme sırasında anterior dişlerin protrüzyonunun istenmediği durumlarda, kanin dişlerin bu şekilde distale alınması gerekebilmektedir (12).

Bölümlü ark tekniğinde kuvvet sistemleri basit ve kontrollüdür. Bu sistemde molar ve premolar dişler ile kanin diş arasına çeşitli looplar bükülerek kanin distalizasyonu sağlanır. Düz ark mekaniğinde diş hareketleri tel ya da dişlerin konumlarına bağlı olarak gerçekleşir. Oysa bölümlü ark tekniğinde tüm mekanik iki diş arasındaki basit ilişkiye indirgenmektedir (21).

Bölümlü ark tekniğinde tellerin boyları daha uzun olduğundan elastikiyetleri ve çalışma aralıkları da daha fazladır. Bu nedenle kanin dişlere ve posterior diş grubuna hafif ve uzun süreli kuvvetler uygulamak mümkün olmaktadır. Bu avantaj TMA gibi yüksek elastikiyete sahip tellerin kullanılmasıyla daha da artırılabilir (21).

Bölümlü arkların köşeli tellerle bükülmesi tercih edilmektedir. 0.018" slotlu braketler için 0.016"×0.022", 0.022" slotlu braketler için ise 0.017"×0.025" çaplı dikdörtgen kesitli teller tercih edilir. Bu teller kullanılarak herhangi bir kapayıcı loop bükülebilir. Ricketts ise bunlardan farklı olarak 0.016"×0.016" çapında köşeli telden retraksiyon arklarının bükümünü tercih etmiştir (5).

Bölümlü ark bükerken kapayıcı loop bükümlerinin yanı sıra molar dişlerde rotasyonu önlemek için toe-in, kanin dişlerde rotasyonu önlemek için kanin offset

bükümleri yapılmalıdır. Bu bükümler yapılmazsa kapatma zembereği aktif hale getirildiğinde molar ve kanin dişte istenmeyen rotasyon hareketleri görülecektir (12). Bölümlü arkları bükerken birinci düzen bükümlerin yanı sıra molar dişlerin ankrajını arttırıcı tip-back bükümleri ve kanin dişin distale devrilmesini engelleyen ve paralel bir şekilde distale gelmesini sağlayan anti tip-back bükümleri gibi ikinci düzen bükümler yapılması gerekmektedir. Aksi takdirde hem molar dişin ankrajının kaybedilmesi hem de kanin dişin kronu distale alınırken kökünün de mesialde kalması söz konusudur (12). Bölümlü arklarda üçüncü düzen büküm olarak ise molar ve premolar bölgesinde pasif ve progresif bukkal kök torku verilirken, kanin dişler için ise hafif bir lingual kök torku verilerek distalizasyon sırasında kanin dişin kökünün spongioz kemik içinde kalması sağlanır (12).

Bölümlü arkların aktivasyonu, ark telinin molar tüpün arkasından howe pensi yardımıyla tutulup distale doğru çekilmesi ve bükülmesi suretiyle yapılır.

4.2.2. Sürtünmeli Sistemler

Ark teli üzerinde kayıcı mekanikler kullanılarak yapılan kanin distalizasyonu işlemidir. Bu teknikte kaninler rijit bir ark teli üzerinde kayarak distalize olurlar. Kaninlerin pozisyonuna ve uygulanan braket sistemine bağlı olarak bite derinleşebilir ve keser protrüzyonu oluşabilir. Bu tekniğin en büyük dezavantajı braket slotu ile ark teli arasında meydana gelen sürtünme kuvvetidir. Eğer bu sürtünme kuvveti uygulanan kuvvetten az olursa dişte hareket gerçekleşir. Ancak sürtünme kuvveti uygulanan kuvvetten fazla olursa dişte herhangi bir hareket gerçekleşmeyecektir (12,22).

Distalizasyon öncesinde ark teli kanin braket slotunda pasif bir şekilde yer almaktadır. Braket üzerine distal yönde sabit bir kuvvet uygulandığında diş distal yönde devrilir ve braketin mesial kanadı tele aşağı, distal kanadı ise yukarı yönlü olmak üzere bir kuvvet çifti uygular. Bu devrilme tel ile braket arasında sürtünme kuvvetini arttırır. Belli bir noktaya gelindiğinde tel direnç gösterir ve dişin devrilmesi durur. Dişte herhangi bir hareket yoktur ancak bu defa esneyen telin braket kanatları üzerine uyguladığı karşıt M_2 momenti sonucu diş dikleşmeye başlar. Sürtünme kuvvetinin yenilmesiyle beraber diş harekete geçer ve düzleşen tel üzerinde kaymaya devam eder. Bu kayma diş tekrar devrilip braket kanatları ile tel arasındaki sürtünme kuvveti diş hareketini durduracak şiddete ulaşıncaya kadar sürer (21).

Tel ile braket arasında oluşan aının fazla olması yani dişin aşırı devrilmesi bu iki materyal arasında kilitlenmeye neden olur. Eğer distalizasyon kuvveti çok arttırılırsa diş aşırı devrileceğinden telde plastik bir deformasyon meydana gelir (21).

Burstone ve Koenig (7), sürtünmeli sistemlerle kanin distalizasyonu sırasında, sürtünmenin tüm diş hareketini durdurabileceğini ve distalizasyon kuvvetinin iyi ayarlanması gerektiğini vurgulamışlardır.

Transversal düzlemde incelendiğinde distalizasyon kuvveti dişin direnç merkezinin uzağından geçtiği için dişin rotasyonuna neden olur. Bu rotasyon karşıt kuvvet çiftiyle düzeltilir. Katılığı yüksek olan tellerde tel esnekliği azalacağından rotasyon daha az olmaktadır (21).

Tel apı ile braket oluk çapı arasındaki boşluk da dişin devrilme miktarı üzerinde etkilidir. apı düşük olan tel kullanıldığı durumlarda tel katı da olsa devrilme miktarı fazla olacaktır. İnce teller seviyeleme sırasında daha az sürtünmeye neden olacaktır ancak kanin distalizasyonu gibi kontrollü kaydırma mekaniklerinde devrilmenin ve sürtünmenin en az olabilmesi için 0.016"×0.022" veya 0.017"×0.025" aplı paslanmaz elik tellerin kullanılması gerekmektedir (21).

Huffman ve Way (23), kalın ve ince tellerde oluşan hareket hızı, miktarı ve tipping oranını inceledikleri çalışmalarında, tüm tel tiplerinde hareket hızının hemen hemen aynı olduğunu ama kalın telde daha az tipping oluştuğunu bildirmişlerdir.

Kanin braketi üzerine kuvvet uygulandığında tel, braket ve ligatür arasında en az 6 noktada sürtünme meydana gelir. Sürtünme kuvvetleri aşırı olursa uygulanan kuvvetler ankraj dişlerin direncini kolayca yeneceğinden hareketi istenmeyen arka dişler mesiale doğru kayar ve ankraj kaybı meydana gelir (21).

Andreasen ve Zwanziger (24), kaninlere 100-150 gr ve 400-500 gr distalizasyon kuvveti uygulamışlardır. Dişlerin tümünde distalizasyon sağlanırken, yüksek kuvvetlerde molar dişler ne yürümüş, yani ankraj kaybı meydana gelmiştir.

Sürtünmeli sistemlerde tel ile braket arasında sürtünmeyi aşağıdaki faktörlerin etkilediği bildirilmiştir (21):

A. Brakete Bağlı Faktörler

a) Braket Materyali

- b) Braket Genişliği
- c) Braket şekli ve Yapım Tekniği
- B. Ark Teline Bağlı Faktörler
 - a) Ark Teli Materyali
 - b) Ark Teli apı ve Kesiti
- C. Ligatürleme Tekniğine Bağlı Faktörler
 - a) Ligatür Materyali
 - b) Self-Ligating Braketler
- D. Kuvvetin Uygulanma şekline Bağlı Faktörler
 - a) Kuvvetin şiddeti
 - b) Kuvvetin Uygulama Noktası
- E. Tel ile Braket Arasındaki Açı
- F. Biyolojik Faktörler
 - a) Tükrük
 - b) evre Doku Direnci

4.2.2.1.Sürtünmeli Sistemlerde Kanin Distalizasyonunda Kullanılan Kuvvet Vasıtaları

Sürtünmeli mekaniklerle distalizasyon amacıyla elastik iplik, elastomerik zincir, kapalı nitinol sarmal yaylar ve lace-backler'den yararlanılmaktadır (21).

Bu amaçla önceleri elastik iplikler kullanılmaktaydı. Büyük azı ile kanin diş arasına iplik 7 tur yapılarak gerdirilir ve kanin diş braketine 3 kere bağlanır. Kuvvetin 90 gr'ı geçmemesine dikkat edilir. Ancak elastik ipliklerin hijyenik olmamaları ve uygulanan kuvvetin tam olarak ayarlanamaması nedeniyle elastomerik zincir kullanımı yaygınlaşmıştır (25).

Elastomerik zincirler ise 1960'larda ortodontik kullanımda görölmeye başlanmıştır (26). Sentetik elastikler, poliüretan materyallerden üretilen amorf polimerlerdir fakat tam kompozisyonları üretici bilgilerinden elde edilebilmektedir. Sıcaklık ve zamanla mekanik özellikleri değiştiği için ideal elastik materyaller değillerdir. Elastomerik zincirlerler ortodontide, boşluk kapatma, rotasyon düzeltimi, ligatürleme ve kanin retraksiyonu için kullanılmaktadırlar (27).

Hasta kooperasyonu gerektirmemeleri, ucuz ve kolay uygulanabilir olmaları elastomeriklerin avantajları arasında sayılabilmektedir (28). Elastomerikler serbest radikaller ile temasa karşı oldukça hassas olmalarının yanı sıra uzatıldıklarında ya da ağız ortamıyla temas ettiklerinde su ve tükürük emilimi sebebiyle renk değişimi göstermektedirler. Elastomeriklerin en önemli dezavantajı ise uyguladıkları kuvvetin devamlı olmamasıdır. (29,30).

Santos ve ark. (31), yapmış oldukları çalışmada dört ayrı firmanın elastik chainleri ve NiTi kapalı yaylarını karşılaştırmışlar ve elastomerik zincirlerin daha yüksek başlangıç kuvveti uyguladıklarını ve ilk 24 saatte kuvvet kayıplarının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. NiTi yayların ise daha ideale yakın kuvvet uyguladıkları ve ilk 28 günde yavaş ve kademeli olarak artan kuvvet kaybı gözlemişlerdir. Zamanla önemli kuvvet kaybı olmasının elastik zincir ve aktif modüllerin dezavantajı olduğu bildirilmiştir (26,32).

Kanin distalizasyonu amacıyla kapalı yay kullanımı oldukça yaygındır. Bu amaçla piyasada hazır eyelet'li kapalı yaylar bulunmaktadır. Kapalı yaylar molar tüpün hooku ile kanin hook'u arasına yerleştirilir. Kuvvet miktarını ayarlamak için kuvvetölçerlerden faydalanılabilir.

Çelik spring'ler 1930'dan beri kullanılmakta olmasına karşın NiTi coil spring'ler yakın tarihlerde kullanıma sunulmuş olup, süper elasikiyet ve şekil hafıza özelliklerinin yanı sıra devamlı kuvvet uygulamaları nedeniyle elastomerik yapılardan daha üstün oldukları düşünülmektedir (33).

Yaylar açık ve kapalı olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Açık yaylar boşluk açılması, var olan boşluğun korunması, molar ve kanin distalizasyonunun sağlanması amacıyla sıkıştırılarak aktive edilmektedirler. Bununla birlikte, kapalı yaylar, kanin ve keser retraksiyonunda açılarak aktive edilerek kullanılmaktadırlar. Yaylar ile elde edilen kuvvet, sarımlarının eğim açısı (pitch angle), yayın uzunluğu, lümeninin çapı, telin çapı ve alaşımına bağlı olarak değişmektedir (21).

Tel çapı sabit olduğunda, yayın lümen çapının artması ya da lümen çapı sabit olan yaylarda tel çapının azalması yük/esneme oranını azaltmakta ve elastikiyeti artırmaktadır. Yayların uzunluğunun artması yük/esneme oranını düşürmekte ve telin elastikiyetini arttırmaktadır (21).

Barwart (34), yapmış olduğu çalışmada, süper elastikiyetin spesifik sıcaklıkta meydana geldiğini ve ağızdaki sıcaklık değişimlerinin yayların kuvvetini değiştirdiğini bildirmiştir. Aktif ligatürlü elastiklere nazaran 150-200 gr'lık kuvvet uygulayan nikel titanyum yayların en-masse veya bireysel kanin retraksiyonunda daha hızlı hareket sağladığı bildirilmiştir (35).

Alavi ve Yanghchie (36), yapmış oldukları çalışmada 12 mm gerilimdeki RMO medium yayların kuvvetlerinin, 396 gr kuvvet düzeyi ile 3M ve GAC firmalarına nazaran daha yüksek olduğunu ve kanin hareketi için uygun olmadığını bildirmişlerdir. 3M ve GAC'nin medium yaylarının ise birbirine benzer kuvvet uygulamakta olup kanin hareketinde kullanılabileceği bildirilmiştir.

Angolkar ve ark. (37), tüm yaylarda kuvvet kaybı oluştuğunu ve bunun genelde ilk 24 saat içerisinde meydana gelip 28 gün sonunda genelde % 8.7-20 arasında meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu oran elastomeriklere nazaran oldukça düşük bir değerdedir. Çalışmaya göre NiTi yaylarda kuvvet kaybı çelik ve krom kobalta nazaran daha azdır. NiTi yayların pahalı olmalarına rağmen etkin oldukları ve koltuk zamanlarının daha kısa olduğu bildirilmektedir (35). NiTi spring'lerin boşluk kapatmada daha hızlı ve daha kalıcı sonuçlar sağladığı bildirilmiştir. 150-200 gr kuvvet veren sarmal yayın 100 gr'lık kuvvet uygulayan sarmal yaydan en-masse retraksiyonda daha etkili olduğu ancak aralarında belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir (38).

Han ve Quick (39), yayların oral çevresel faktörleri taklit eden ortamlarda mekanik özelliklerinin etkilenmediğini ortaya koymuşlardır.

Lace-back olarak adlandırılan, kaninden en son bandlı molarla yapılan sekiz ligatörü, anterior dişlerin öne hareketini önlemek amacıyla kullanmış ve aynı zamanda efektif kanin retraksiyonu sağlamada da önemli rol oynayabileceği bildirilmiştir (40). Lace-backler başlangıçta periodontal ligament aralığı kadar sıkıştırılır. Bu şekilde kaninler biraz distale devrilmiş olur ancak ark telinin seviyeleme etkisi sonucunda kaninlerin köklerinin dikleşmesine zaman tanınmış olunur. Bu dikleşme elastomerik zincirlerde görülmeyip sadece lace-backlerle olmaktadır. Bunun nedeni de elastomeriklerin devamlı kuvvet uygulaması ve dişin eğiminin düzelmesine zaman tanınmamasıdır (40).

Lace-back ile etkili bir kanin retraksiyonu, sagittal, vertikal ve transversal olarak daha kontrollü bir hareket sağlanabilmektedir. Lace-back ile yapılan distalizasyonda kanin dişin hareketi azdır çünkü lace-back'ler yapıldıklarında periodontal ligamenti sıkıştırarak hafif tippinge sebep olmaktadır. Ancak ark etkisiyle doğru pozisyona hareket ederek dikleşecek rebound zamanları vardır. Lace-back'de gözlenen distopalatinal rotasyon, kuvvetin direnç merkezinin uzağından yani bukkalden geçmesi sebebiyledir. Bunun ark kontrolü ve kuvvet süresiyle alakalı olduğu bildirilmiştir (41).

4.3. Sürtünmesiz ve Sürtünmeli Sistemlerin Karşılaştırılması

Ortodontik tedavi, kuvvet kontrolü ve sabır gerektiren bir tedavidir. Hangi mekanik seçilirse seçilsin bazı istenmeyen etkilerin olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Yine de amaca ulaşmak için biyomekanik prensiplere tam olarak uyulması gerekir (21).

Hayashi ve ark. (42), yapmış oldukları çalışmada yaş ortalaması 23 olan 8 bireyde sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemde kanin distalizasyonunu etkinlik açısından karşılaştırmışlardır. Bir tarafta 0.018" çelik tel üzerinde molar hook'u ile kanin hook'u arasına kapalı yay yerleştirirken diğer tarafta 0.016"×0.022" çelik telden yapılmış PG spring uygulaması yapmışlardır. Sonuç olarak her iki mekanizma ile de etkili şekilde kanin distalizasyonu yapılırken, sürtünmeli mekaniklerle daha iyi rotasyon kontrolü sağlanmıştır.

Sürtünmesiz Sistemlerin Avantajları:

- 1) Loop'lu arkların kullanılması kuvvet kontrolü sağlar,
- 2) Tel üzerinde kuvvet uygulanan noktalar arasındaki mesafeyi uzatır. Bu durum telin yüklenme/esneme oranını azaltırken çalışma aralığını arttırır,
- 3) Kuvvet ve moment miktarlarının ölçülebildiği daha tahmin edilebilir mekanikler sunar,
- 4) En-masse retraksiyon yapıldığında keser intrüzyonu ve azı dişinin dikleştirilmesi gibi mekaniklerin gerçekleştirilmesi daha kolaydır (21).

Sürtünmesiz Sistemlerin Dezavantajları:

- 1) Loop bükümleri hasta başında geçirilen zamanı belirgin biçimde artırmaktadır,

- 2) Loop'lar hasta için konforunu olumsuz etkileyebilir ve hijyen güçlüğüne neden olabilir,
- 3) Sürtünmeli sistemlere göre kaninlerin distalizasyonları esnasında yatay yöndeki kontrolleri daha zordur (21).

Sürtünmeli Sistemlerin Avantajları:

- 1) Sürtünmeli sistemlerin uygulanması daha kolaydır ve hasta başında daha az zaman gerektirir,
- 2) Hastanın rahatsızlıkları (hijyen problemleri, yumuşak doku irritasyonları) loop'lu arklara göre daha az olur,
- 3) Seviyeleme yüksek derecede elastik olan NiTi tellerle daha kolaylıkla yapılabilir,
- 4) Tüm dental ark sadece bir ark teli ile kontrol edilebilir (21).

Sürtünmeli Sistemlerin Dezavantajları:

- 1) Sürtünme nedeniyle kurulan mekaniklerin sonuçları daha az tahmin edilebilir olmaktadır. Tel, braket ve ligatürler arasındaki herhangi bir temas sürtünmeye neden olur. Bu yüzden sürtünmeli sistemlerde ankraj kaybı daha fazla olmaktadır,
- 2) Oklüzal düzlem eğimi ve interoklüzal ilişkilerin, intermaksiller elastikler, mikrovidalar veya headgear'lar aracılığıyla kontrol edilmesi gerekebilir,
- 3) Esnek ark telleri boyunca yapılan kanin distalizasyonları veya aşırı güç uygulanması keserlerin ekstrüzyonuna ve dolayısıyla da anterior derin kapanışa neden olabilir,
- 4) Sürtünmeli sistemlerde en-masse retraksiyon yapıldığında ve headgear kullanılması gerektiğinde hasta uyumu ön plana çıkmaktadır (21).

4.4. Ortodontide Mikro İmplant Kullanımı

4.4.1. Ortodontik Mikro İmplantların Tarihsel Gelişimi

İmplant sözcüğü Latince “in” (içerisine) ve “planto” (ekme, dikme, yerleştirme) sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak ise, bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen isimdir.

Tıbbi açıdan, bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi işlemine implantasyon denir (43).

Oral implantolojinin tarihine baktığımızda ilk implant uygulamalarının Çin ve Maya uygarlıklarında eksik dişlerin yerine inorganik materyallerin yerleştirilmesi şeklinde olduğu görülmüştür. 12. yy'da Cordoba'da Abulcosisdi Zaero, çekilen bir dişin yerine bir inek dişinin transplante edilebileceğini ifade etmiştir. 1500'lü yıllarda Fransa'da ise Pare tarafından bir dişi çekilen prensesin çekilen dişinin yerine hizmetkarlarından birinin dişi transplante edilmiştir. 18. yy'da Fauchard, 1757'de yazmış olduğu kitabında diş implantasyonundan da detaylı bir şekilde bahsetmiştir. 1880'de California'da Harris, 1886'da New-York'ta Edmonds demirden kemik içi imlant yapmayı denemişlerdir. 1889'da Lewis ise, diş çekiminden sonra çekim yerinin ölçüsünü alıp, bu boyutlarda implant yapma girişiminde bulunmuştur (44).

Günümüz implantlarına benzer çalışmalar ilk defa 20. yy'ın başlarına rastlamaktadır. 1908 yılında ABD'de Greenfield ilk kez dental implant patentini almıştır. 1938 yılında Strock ilk defa vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Dahl, 1940 yılında ilk subperiosteal implantı geliştirmiştir (44).

Branemark (45), 1955 yılında saf titanyum implantlar ile tavşan tibiaları üzerinde yaptığı çalışmasında tesadüfen kemik ile implant arasında sıkı bir adaptasyon olduğunu farketmiştir. Yaptığı detaylı araştırma sonucunda titanyum implant ile kemik arasındaki bu fenomene osseointegrasyon adını vermiştir.

İlerleyen yıllarda dental implantların stabil bir şekilde protetik restorasyonlarda kullanılması, implantları ortodontide ankraj kaynağı olarak kullanma fikrinin gündeme gelmesine sebep olmuştur. Roberts ve ark. (46), 1984 yılında yaptıkları çalışmada, 10 adet tavşanın femur kemiğine ikişer adet implant yerleştirmişler ve aralarına kapalı yaylar ile 100'er gr kuvvet uygulamışlardır. Sekiz hafta sonunda sadece bir adet implant düşerken geriye kalan implantlar stabilitelerini korumuşlardır.

Dental implantlar, ankraj kaybı olmadan pek çok diş hareketine imkan vermektedirler. Alveoler kretin dışı alanlarına, palatal kemiğe, zigomatik bölgeye, retromolar bölgeye ve ramusa yerleştirilebilirler. Dezavantajları, invaziv bir cerrahi işleme ihtiyaç olması, 10 mm'lik implant boyu nedeniyle istenilen her alana rahatça uygulanamamaları, kuvvet uygulanabilmesi için beklenen 4-6 aylık osseointegrasyon

süresi ve maliyetleri olarak gösteriliyordu. Ayrıca 16 yaşından genç bayanlar ve 18 yaşından genç erkek hastalar için önerilmemekteydi. Bu dezavantajları sebebiyle sadece ortodontik amaçlar için kullanılacak implantlar dizayn edilmeye başlanmıştır (47).

Smalley ve ark. (48), 1988 yılında 4 tane erkek maymunda dental implantlardan destek alarak maksiller protraksiyon yapmış ve başarılı olmuşlardır. Roberts ve ark. (49), 1996 yılında yaptıkları çalışmada mandibular retromolar bölgeye dental implant yerleştirmiş, 2. ve 3. molar dişleri çekim boşluğuna açık yaylar vasıtasıyla mesialize etmişlerdir. Sonuç olarak dental implantlar rijit bir ankraj sağlamıştır. Block ve Hoffman (50), 1995'te palatal kemiğe uyguladıkları onplantı tanıtmışlardır. Onplant titanyumdan hazırlanan subperiosteal bir diskidir. Diskin kemiğe bakan tarafı hidroksiapatitle kaplanmıştır. Diğer yüzeyinde ise abutmentlerin yerleştirilebileceği bir yuva hazırlanmıştır. Onplantlar tedaviye ek mali yük getirmelerine karşılık bekleme süresinin yarıya düşerek tedavi süresini kısaltmaları ve hasta kooperasyonu gerektirmemeleri sayesinde iyi bir alternatif oluşturmuşlardır. TPA vasıtasıyla molarlara bağlanarak arka bölgenin ankrajını 300 grama kadar koruyabilmektedir. Ancak yerleştirme işleminin zorluğu ve çıkartma işleminin travması sebebiyle hekimler tarafından fazla rağbet görmemiştir.

Wehrbein ve ark. (51), tarafından 1996 yılında palatal bölgeden ankraj sağlamak amacıyla ortosistem implantlar geliştirmiştir. Ortosistem implantlar, endosseöz implant gövdesi, transmukozal boyun kısmı ve abutmenttan oluşan ve titanyumdan hazırlanan tek parça implantlardır. Endosseöz implant gövde kısmı kumlanmış, geniş dişli ve yüzeyi asitle pürüzlendirilmiş self-drilling bir vidadır. Çapı 3.3 mm, uzunluğu ise 4-6 mm dir. Transmukozal boyun kısmı 4.1 mm çapında, silindirik şekildedir ve taban kısmı hariç polisajlanmıştır. Boyun yüksekliği bölgedeki mukoza kalınlığına bağlıdır ve 1.5, 2.5 ve 4.5 mm uzunluğunda kullanılabilir. Kumlanmış ve asitlenmiş taban kısmı kemik yüzeye temas eder. Abutment'ı 0.8×0.8 mm veya 1.2×1.2 mm'lik kare kesitli bölümlü ark tellerinin yerleştirilebileceği bir slot içeren titanyum bir klempten oluşmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için 9-15 hafta beklenmelidir (43).

Kanomi (52), 1997'de daha küçük ve yerleştirmesi daha kolay bir implant arayışı içine girmiş ve 1.2 mm çapında mini-implantlar üretmiştir. Ancak bu implantlar tamamen dişeti altına gömülmüş, ortodontik kuvvet uygulamak için bir plakla veya

ligatürle uzatılmaları gerekmiş, bu da devamlı gingival irritasyona sebep olmuştur. Kanomi'nin bu çalışmasında kullanılan implantların boyutlarının küçük olması, maliyet avantajı ve hemen yüklenilebilmesi sayesinde mini-implantlara olan ilgide ani bir artış olmuştur.

Costa ve ark. (53), 1998 yılında çapı 2 mm, boyu ise 5 mm ve üzerinde olan minividaları tanıtmışlardır. Minividaların kemik içinde kalan kısmı 5-7 mm, kemik dışında kalan kısmı ise 2-4 mm'dir. Araştırmacılar minividaları lokal anestezi altında flep kaldırmaksızın yerleştirmişler ve yine lokal anestezi altında çıkartmışlardır. Minividaların maksillada spina nasalis anteriorun alt yüzeyi, midpalatal suture ve infrazigomatik sırta, mandibulada ise retromolar bölge, alveolar prosesin dişsiz bölgeleri ve mandibular simfiz bölgelerine yerleştirilebileceğini bildirmişlerdir (53,54).

Byloff ve ark. (55) tarafından 1999 yılında Graz implantlar geliştirilmiştir. Graz implantlar 10×15 mm ebatlarında ve üzerinde 4 adet deliği bulunan bir plak ve bu plağa dik açıyla 10 mm uzunluğunda ve 3.5 mm çapında lehimlenmiş silindirlerden oluşmaktadır. Bu plak 5 mm uzunluğunda titanyum vidalar ile fiks edilmektedir. Graz implantlar, yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeden hemen kuvvet uygulanmasına izin verir, rotasyona dirençlidir ve molar distalizasyonu için gereken kuvvetlere dayanıklıdır (43).

Park ve ark. (56), 2001 yılında ihtiyaca göre farklı uzunluklarda ve çaplarda interdental bölgelere dahi yerleştirilebilecek boyutlarda ve 200-300 gr kuvvete dayanıklı mikro implantları tanıtmışlardır. (43,56).

4.4.2. Mikro İmplantların Yapısı

Mikro implantlar, günümüzde ankraj sağlamak amacıyla kullanılan en pratik aytılardır. Ortodontik mikro implant sistemleri, anatomik oluşumlarla optimum uyum sağlayacak boy ve çap, ortodontik kuvvetleri kaldırabilecek mekanik direnç, immedat ve erken yükleme için uygun geometri ve yiv tasarımı gibi kritik faktörler göz önünde bulundurularak üretilmişlerdir (57). Çapları 1.2 mm ile 2.3 mm arasında uzunlukları 6 mm ile 15 mm arasında değişmektedir. Bir mikro implant baş, boyun ve yivli kısım olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır.

Mikro implantların baş kısmı ihtiyaca göre üretici firmalar tarafında braket başlı, buton başlı ve hook başlı olarak üretilmektedir. Yine üretici firmalar buna ek olarak baş kısmın altına ligatür bağlamak için ek bir delik oluşturabilmektedirler.

Boyun kısmı ise mikro implantın dişeti ve kortikal kemikle temasta olduğu kısımdır. Bu kısım üretici firmaya göre silindirik ve konik olarak değişmektedir. Son yıllarda kortikal kemikten daha iyi destek almak amacıyla boyun bölgesi yivli mikro implantlar geliştirilmiştir.

Mikro implantın yivli olan kısmı ise konik ve silindirik olmak üzere iki şekilde üretilmektedir. Mikro implantın yivli olan kısmının uzunluğu ihtiyaca göre 5 mm ile 11 mm arasında değişmektedir.

Kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı değişken olduğundan, vidaların yerleşim alanları incelenmiş ve kemik yapı açısından en elverişli bölgeler aşağıda sıralanmıştır:

- Retromolar bölge (alt ikinci moların distobukkalinde bulunan alan)
- Alt birinci ve ikinci molarlar arasındaki bukkal alveoler kemik
- Üst ve alt anterior bölge
- Üst ikinci premolar ve birinci molar arasında ve üst birinci ve ikinci molarlar arasında bulunan bukkal alveoler kemik
- Üst birinci ve ikinci molarlar arasında bulunan palatal alveoler kemik (8)

Yerleştirme şekline göre iki tip mikro implant mevcuttur:

1) *Self-Tapping Mikro İmplantlar*

2) *Self-Drilling Mikro İmplantlar*

4.4.3. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantlar

ST mikro implantlarda, implant yerleştirilmeden önce özel driller yardımıyla vidanın yerleşeceği oluk açılır ve daha sonra mikro implant yerleştirilir. Burada en önemli noktalardan biri vidanın yerleşeceği oluğu açmak için kullanılan pilot drilin ebatlarıdır. Pilot drilin çapı mikro implantın çapı ile eşit olduğunda mikro implantın primer stabilitesi çok düşük olacağından pilot drilin çapı mikro implantın çapından küçük olmalıdır (58,59).

Gantous ve Philips (59), yaptıkları araştırmada pilot drill çapının mikro implant çapının % 70-85'ine tekabül etmesini önermektedirler. Yani 1.5 mm çapındaki bir mikro implant için 1-1.2 çapında pilot drill kullanımı önerilmektedir.

SD mikro implantlarda ise vidanın yivlerinin keskin olması ve vidanın daha konik olması sayesinde implant, herhangi bir drill kullanılmadan direk olarak kemiğe yerleştirilebilmektedir. Mikro implant yerleşirken kendi yolunu kendisi açmaktadır (58).

Aşırı kuvvetler ile yerleştirilmeseler bile, özellikle ince çaplı mikro-implantlar için için yüksek giriş tork değerleri ve yüksek kemik densitesi tehlikeli olabilir. SD mikro implantlar ST mikro implantlardan ve pilot delik hazırlanan pre-tapping implantlardan daha yüksek basınca sahiptir. SD mikro implantlar birçok avantaja sahip olmalarına karşın, kemik yoğun ise tercih edilmemelidirler. Bu durumlarda ST mikro implantların kullanımı tavsiye edilmektedir (57).

4.4.4. Mikro İmplantların Başarısı ve Stabilitesi

Bir implantın başarılı olabilmesi için yeterli primer ve sekonder stabilitesinin olması ve tüm yükleme periodunda stabil kalabilmesi gereklidir. Primer stabilite, yeni yerleştirilmiş bir implantın kemik soketi içindeki ankrajıdır. Sekonder stabilite ise kemik-implant ara yüzeyindeki iyileşmeye ve osseointegrasyona bağlı olarak implantın kemik içindeki ankrajındaki artışı gösterir (57). Primer stabilite 4-6 hafta sonunda azalmakta iken sekonder stabilite ise 2-3 hafta arasında osteokonduktif proses nedeniyle artmaktadır. Mikro implantlarda potansiyel bir osseointegrasyon olduğu tartışmalıdır. Mikro implantlar da protetik amaçlı kullanılan dental implantlar gibi titanyumdan üretilmektedir. Mikro implantların çapları dental implantlardan küçüktür. Vida kısmına yüksek oranda polisaj yapılmış ve herhangi bir yüzey pürüzlendirme ve kaplama işlemi yapılmamıştır. Bu şekilde daha düşük oranda kemik-implant yüzey teması olmasına rağmen osseointegrasyon görülmesi mümkündür (58).

4.4.5. Mikro İmplantların Stabilitesini Etkileyen Faktörler

Hastayla ilgili faktörler olan yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar ve oral hijyen, mikro implantlarla ilgili faktörler olan çap, uzunluk, yiv yapısı, şekil ve yüzey özellikleri, anatomik faktörler olan kortikal kemik kalınlığı, kemik yoğunluğu ve yerleştirilen bölge, kuvvet uygulamasıyla ilgili olan kuvvetin uygulama zamanı, şiddeti,

tipi, süresi, yönü ve klinik tecrübe, yerleştirme torku, uygulama açısı ve yerleştirme tekniği gibi diğer faktörler mikro implantların stabiliteelerini etkilemektedir.

4.4.5.1. Yaş

Motoyoshi ve ark. (60), yaptıkları araştırmada erişkinlerde mikro implantların genç erişkinlere oranla daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

Lee ve ark. (61), 2010 yılında 141 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada, yerleştirilen bölge, klinisyen farkı, cinsiyet ve oral hijyen gibi faktörlerin minivida başarı oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını ancak 20 yaşından daha küçük hastalara yerleştirilen mikro implantların özellikle erken dönemdeki kayıplarına işaret etmişler ve bu hastalarda daha dikkatli çalışılmasını tavsiye etmişlerdir.

Moon ve ark. (62), 18 yaş altı bireylerde 253 tane, 18 yaş üstü bireylerde ise 228 tane mikro implant uyguladıkları çalışmada her iki yaş grubunda da mikro implantların başarı oranlarını istatistiksel olarak benzer bulmuşlardır.

4.4.5.2. Cinsiyet

Moon ve ark. (62), Park ve ark. (63) ve Motoyoshi ve ark. (64) tarafından yapılan araştırmalar sonucunda cinsiyetin mikro implant stabilitesini etkilemediği sonucuna varılmıştır.

4.4.5.3. Sistemik Hastalıklar

Osteoporoz, kontrol altına alınamayan diyabet, periodontal hastalık, sigara ve bifosfonatlar gibi ilaçların kullanımı mikro implantlar için risk faktörü olarak değerlendirilirler. Bu tür hastalar için mikro implant uygulamasında daha uzun iyileşme dönemi beklenir ve olguya özel yükleme protokolleri oluşturulabilir (63). Kardiyovasküler sistem hastalığı olan bireylerde ise mikro implant uygulaması kanamalı bir işlem olduğundan bakteriyemi oluşma riskine karşı profilaksi yapılması önerilmektedir. Bu nedenle bu tip hastalara mikro implantlar uygulanmadan önce konsültasyon yapılması önemlidir. Diabetli hastalarda mikro implantlar risk faktörüdür. Yapılan bir çalışmada kontrol altına alınmış diabetli hastalar ve sağlıklı bireyler minivida başarıları açısından karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak sağlıklı bireylerde başarı oranı çok az farkla daha yüksek bulunmuştur (65).

4.4.5.4. Oral Hijyen

Mikro implant etrafındaki yumuşak dokudaki inflamasyon büyük oranda implantın erken kaybıyla sonuçlanır (66). Mikro implant etrafında oral hijyenin sağlanması ve idamesi implantın stabilitesi ve başarısı açısından önemlidir (67,68). Miyawaki ve ark. (68), 51 hastaya yerleştirilen 134 minivida ve 17 mini plağın stabilitelerini inceledikleri çalışmada, vida çevresinde oluşan enflamasyonun ve yüksek mandibular açının vida stabilitesini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir.

4.4.5.5. Mikro İmplant Çapı

Mikro implantın çapı arttıkça, kemik yüzeyi ile olan temas alanı artacağından dolayı stabilite de artmaktadır (69,70).

Miyawaki ve ark. (68), 1.5 mm ve 2.3 mm çapındaki mikro implantların stabilitesinin 1 mm çapındaki mikro implantlardan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Buna rağmen, Park ve ark. (63), yaptıkları araştırmada 2 mm çapında ve üç farklı 1.2 mm çapında mikro implantları stabilite açısından karşılaştırmışlar ve 1.2 mm kalınlığındaki mikro implantlar ile 2 mm kalınlığındaki mikro implantlar arasında stabilite açısından fark olmadığını bildirmişlerdir.

Mikro implantın çapı arttıkça kırılmaya karşı direnç de artmaktadır. Carano ve ark. (71), 1.5 mm çapında olan titanyum mikro implantların 40 Ncm dirence sahip olduklarını ve implant çapının 0.2 mm azaltılmasının implant direncini yarı yarıya düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle, araştırmacılar çapı 1.5 mm'den daha az olan mikro implantların kullanımını tavsiye etmemektedirler.

4.4.5.6. Mikro İmplant Uzunluğu

Park ve ark. (63) ve Miyawaki ve ark. (68) mikro implantların uzunluğunun, implant stabilitesini etkilemediğini bildirilmişlerdir. Mikro implant tutuculuğunu esas olarak kortikal kemikten almaktadır. Bu nedenle daha uzun mikro implant gereksiniminin nedeni kalın mukozaya sahip olan yerlerde kemik içi vida uzunluğunun yetersiz olmasındandır (53). 5 mm'den daha uzun olan mikro implantlarda stabilite implant uzunluğundan etkilenmemektedir (68,72).

4.4.5.7. Mikro İmplantın Yiv Yapısı

Mikro implantlar yiv yapısına göre, simetrik yivli, asimetrik yivli ve çift yivli olmak üzere üç şekilde bulunmaktadır (73).

Kim ve ark. (73), yapmış oldukları çalışmada simetrik yivli ve çift yivli mikro implantları stabilite açısından değerlendirmişlerdir. In-vitro olarak yapılan araştırmada küp şeklindeki kemiklere 6 mm ve 8 mm uzunluğunda simetrik yivli silindirik, simetrik yivli konik ve çift yivli konik mikro implantlar yerleştirilmiş ve mikro implantların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri ölçülmüştür. Çift yivli ve konik şeklindeki mikro implantların yerleştirme torku en düşük iken çıkarma torkunun ise en yüksek olduğu ve üç implant tipi arasında en stabil olanının çift yivli ve konik mikro implantlar olduğu ancak bu implantı yerleştirme süresinin diğerlerine göre daha fazla olduğu vurgulanmıştır.

Brinley ve ark. (74), yaptıkları araştırmada yiv sıklığı ile stabilite arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Aynı çapta ve uzunluklarda ancak yivler arası mesafesi 0.75 mm, 1 mm ve 1.25 mm olan mikro implantları kemik bloklarına yerleştirerek yerleştirme tork değerlerini ve çekmeye karşı dirençlerini incelemişler ve yiv sıklığı arttıkça çekmeye karşı dayanıklılığın arttığını gözlemlemişlerdir.

4.4.5.8. Mikro İmplantın Şekli

Mikro implantlar silindirik ve konik olmak üzere iki şekilde üretilmektedir. Konik olan mikro implantlar silindirik olanlara göre kemik ile implant arasında daha sıkı bir kontakt ilişkisi kurduğundan daha stabil olmaktadır (75,76). Konik şekilli olan mikro implantlar silindirik şekilli olan mikro implantlara göre kemik ile implant arasında daha iyi bir mekanik retansiyon sağlamalarına rağmen, konik implantlar daha fazla krestal stres oluşturmaktadırlar (77). Drago ve Del Castillo (78), konik şekilli mikro implantların silindirik olanlara göre % 20-30 daha az kontak yüzeyine sahip olduklarından dolayı kemik ile mikro implant arasında daha az yüzey alanı bulunduğundan stabiliteyi azaltabileceğini bildirmişlerdir.

Kim ve ark. (79), yapmış oldukları çalışmada 1.6×8 mm'lik silindirik ve konik mikro implantları köpek maksilla ve mandibulasına yerleştirmişlerdir. 17 haftalık takip sonrasında konik grup daha fazla çıkarma tork değerine sahipken, rezonans frekans analizleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Cha ve ark. (80), yapmış oldukları çalışmada toplamda 48 adet konik ve silindirik mikro implantı 6 adet köpek maksillasına ve mandibulasına yerleştirmişlerdir. Sonuç olarak konik tarzdaki mikro implantların daha fazla çıkarma tork değeri gösterdikleri, yani daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

4.4.5.9. Mikro İmplantın Yüzey Özellikleri

Mikro implantlar yivli yapıya sahiptir ve büyük çoğunluğunun yüzeylerine parlatma işlemi yapılmıştır. Yüzey özelliklerini arttırmak için yüzeyi asitlenmiş ve bu kısımlara ısı ve basınçla maden parçaları yapıştırılmış SLA (sandblasted, large grit, asit etched) mikro implantlar da tercih edilebilmektedir.

Oh ve ark. (81), SLA yüzeyli mikro implantlar ve normal yüzeyli mikro implantları karşılaştırmış ve SLA yüzeyli mikro implantların daha yüksek çıkarma tork değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Lee ve ark. (61), SLA yüzeyli mikro implantların hem erken dönemde hem de osseintegrasyon sonrası artmış stabilite gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Kim ve ark. (82), yaptıkları araştırmada SLA uygulaması yapılan mikro implant başarı oranının % 98.7 olduğunu bildirmişlerdir.

4.4.5.10. Kortikal Kemik Kalınlığı

Mikro implantın yerleştirileceği kemik yapının kalite ve kantitesi de stabiliteyi etkilemektedir. İmplant stabilitesini etkileyen esas faktörün kortikal kemiğin trabeküler kemiğe oranı olmayıp, yoğun kortikal kemiğin miktarı olduğu bildirilmiştir (83,84).

Komputerize tomografide materyallerin yoğunluğu Hounsfield Unit (HU) ile ölçülmektedir. Kortikal kemik kalınlığı da HU ile ölçülmektedir (85). Kemik kalitesi, Misch (86) tarafından şu şekilde sınıflandırılmıştır (Şekil 3):

D1. Yoğun kortikal kemik. Anterior mandibula ve maksiller midpalatal bölgede yer alır. HU değeri 1250'den fazladır.

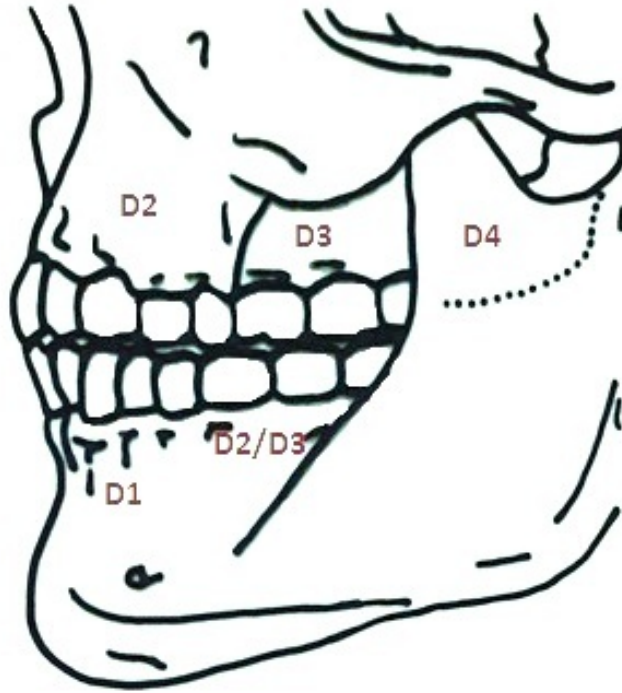
D2. Kaba trabeküllü, kalın, poröz kortikal kemiktir. Kalınlığı 2 mm civarındadır. Anterior maksilla ve posterior mandibulada yer alır. HU değeri 850-1250 arasındadır.

D3. İyi trabeküllü, ince, poröz kortikal kemiktir. Kalınlığı 1 mm civarındadır. Posterior maksilla ve posterior mandibulanın bir bölümünde yer alır. HU değeri 350-850 arasındadır.

D4. Neredeyse hiç kortikal kemik içermeyen ve ortası iyi trabeküllü kemiktir. Posterior maksilla tuberositaz bölgesinde yer alır. HU değeri 150-350 arasındadır.

Choi ve ark. (87), bilgisayarlı tomografi ile maksillada ortalama kemik yoğunluğunun 467-1103 HU arasında, mandibulada ise 721-1215 HU arasında olduğunu bildirmişlerdir. Chun ve Lim (88), kortikal kemik yoğunluğunu maksillada 824-1120 HU arasında, mandibulada ise 869-1700 HU arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Sevimay ve ark. (89), D1 ve D2 bölgesinde implant ve kemik arasında daha düşük bir stres olduğunu bildirmişlerdir. D2 ve D3 bölgeleri SD mikro implantlar için optimaldir ve D4 bölgesine mikro implant yerleştirilmesi önerilmemektedir (90,91).



Şekil 3. Maksilla ve mandibulada kortikal kemik kalınlıklarının sınıflandırılması (Kravitz'ten, 85).

4.4.5.11. Kemik Yoğunluğu

Mikro implantın yerleştirileceği kemik yapının yoğunluğu implantın stabilitesini etkilemektedir. Miyawaki ve ark. (68), yaptıkları araştırmada palatal bölgede kemik yoğunluğunun iyi olduğunu ve başarı oranının % 100'e yakın olduğunu bildirmişlerdir.

Cha ve ark. (80), yapmış oldukları araştırmada total kemik yoğunluğu ve kortikal kemik yoğunluğunun mikro implant stabilitesiyle olan ilişkisini incelemişler ve kortikal kemik yoğunluğunun stabiliteye etkisinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Wang ve ark. (92), yapmış oldukları araştırmada erişkin köpekler ile genç köpekler arasında mikro implant stabilitesi açısından farkı incelemişlerdir. Erişkin köpeklerde kemik yoğunluğu genç köpeklere göre yüksek bulunmuştur. Bu sebeple mikro implant çıkarma tork değerinin erişkin köpeklerde yüksek olduğu vurgulanmıştır.

Mikro implantların stabil kalması, büyük oranda kortikal kemik ile olan mekanik kilitlenme ile olmaktadır. Süngerimsi kemik stabilitede daha az rol oynamaktadır. Lim ve ark. (93), sonlu elemanlar analiz yöntemiyle yaptıkları çalışmada mikro implanta uygulanan kuvvetin büyük çoğunluğunun kortikal kemikte stres oluşturduğunu ve süngerimsi kemikte bunun daha az oranda olduğunu vurgulamışlardır.

4.4.5.12. Yerleştirilen Bölge

Mikro implant mobilite veya düşme görülmesi sıklığı farklı bölgelerde farklı oranlarda karşımıza çıkmaktadır (63,94). Üst çene başarı oranlarının, alt çeneden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (95,96). Kortikal kemiğin kalite ve kantitesinin daha iyi olmasına rağmen, alt çenedeki başarısızlığın nedenleri olarak rehber delik açılırken oluşan aşırı ısınma, vida yerleştirilirken oluşan aşırı stres, yapışık dişeti miktarının yetersiz olması ve hijyen sorunları olduğu düşünülmektedir (96).

Sağ elini kullanan kişilerin oral kavitenin sol tarafında daha iyi hijyen sağlamalarından dolayı, sağ tarafa yerleştirilmiş mikro implantlarda enflamasyon ve başarısızlığın daha fazla olabileceği düşünülmüştür ancak üst çenede ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasına yerleştirilen mikro implantların başarısında sağ ve sol bölgeler arası fark olmadığı bildirilmiştir (61).

Üst çenede ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasına yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 70-85 arasında iken, palatal bölgeye yerleştirilen mikro implantların başarı oranının % 100'e yakın olduğu bildirilmiştir (68).

4.4.5.13. Kuvvet Uygulama Zamanı

Ağız içine yerleştirilen ortodontik mikro implantlara kuvvetin ne zaman uygulanmaya başlanacağı tartışma konusudur.

Ortodontide kullanılan mikro implantlar, uygulanma ve yüklenmesi arasında geçen süre açısından immediat yükleme ve geç yükleme olarak iki şekilde değerlendirilirler. Değişik çalışmalarda, uygulandıktan hemen sonra yükleme veya 4 hafta sonra yükleme erken yükleme olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durum, sonuçların karşılaştırılmasında karmaşık bir durum ortaya çıkarmaktadır.

Miyawaki ve ark. (68), 41 hastada 124 adet mikro implant uyguladıkları çalışmada ortalama % 84 başarı oranı bildirmişler ve 2 N'un altında kuvvet uygulanacağı durumlarda immediat yükleme yapılmasını önermişlerdir.

Costa ve ark. (53) immediat yükleme yapılmasını, Park ve Kwon (97) 2 hafta sonra, Deguchi ve ark. (98) 3 haftalık bir iyileşme döneminden sonra, Kawakami ve ark. (99) 2 ay sonra kuvvet uygulanmasını önermişlerdir.

4.4.5.14. Ortodontik Kuvvetin Şiddeti

Yapılan klinik çalışmalarda mikro implant üzerine uygulanan ortodontik kuvvetler 50-400 gr arasında değişiklik göstermekteyken genellikle 200 gr veya altında kuvvet uygulamaları yapılmaktadır (100).

Park ve Kwon (97), anterior segmentin retraksiyonu amacıyla mikro implantlara 150 gr'lık kuvvet uygulaması yapmışlar, Miyawaki ve ark. (68) ortodontik ankraj amacıyla yerleştirmiş oldukları mikro implantlara 2 N'dan az miktarda kuvvet uygulamıştır, Santiago ve ark. (101) ise kanin distalizasyonu amacıyla daimi ikinci küçük azı ve daimi birinci molar dişler arasına yerleştirdikleri mikro implantlar ile kanin dişler üzerinde yer alan power hook'lar arasına kapalı yaylar ile 200 gr kuvvet uygulamışlardır.

4.4.5.15. Ortodontik Kuvvetin Tipi

Ortodontik diş hareketi oluşturmak için hafif ve devamlı veya şiddetli ve aralıklı kuvvetler kullanılabilir (100). Park ve ark. (63), kuvvetin tipi ve minivida stabilitesiyle ilişkisini analiz ettikleri klinik çalışma sonucunda minivida başarısı ve uygulanan ortodontik kuvvet tipi arasında bir korelasyon bulamamışlardır.

4.4.5.16. Ortodontik Kuvvetin Süresi ve Yönü

Klinik çalışmalarda, mikro implantlar üzerine kuvvet uygulama süresi 3 aydan 37 aya kadar değişiklik göstermektedir ve çoğunlukla bir yıla kadar olan süreler

değerlendirilmiştir. Bu yüzden mikro implantların uzun dönem stabilitesiyle ilgili çok az şey bilinmektedir (100).

Mikro implantın başarısı ve kuvvetin uygulandığı yön arasında ilişki mevcuttur. Cheng ve ark. (102), lateral ve torsiyonel kuvvetlerden kaçınılması gerektiğini belirtmiştir. Costa ve ark. (53), saat yönünün tersine uygulanacak olan kuvvetlerin mikro implant kaybına neden olacağını bildirmişlerdir.

4.4.5.17. Klinisyenin Tecrübesi

Klinisyen tecrübesinin mikro implant stabilitesine etkisi ile ilgili henüz yeterli çalışma bulunmamaktadır. Lim ve ark. (103), deneyim arttıkça daha uygun yerleştirme tork kuvveti uygulandığını ve kök temasının azalabildiğini bildirmiştir.

Lee ve ark. (61), yaptıkları araştırmada 30 yıllık klinik deneyimi olan ve 10 yıllık klinik deneyimi olan ortodontistlerin yerleştirdikleri mikro implantların başarı oranlarını karşılaştırmışlardır ve klinisyenlerin başarı oranları arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.

4.4.5.18. Yerleştirme Torku

Yerleştirme torkunun mikro implant stabilitesini etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (60,104,105).

Motoyoshi ve ark. (60,104), yüksek basınç uygulandığında mikro implant etrafında nekroz ve lokal iskemiye neden olduğunu ve 10 Ncm'den yüksek yerleştirme tork değerlerinin daha fazla oranda mikro implant kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar uygun yerleştirme tork değerini 5-10 Ncm olarak önermişlerdir.

Chen ve ark. (105), yaptıkları hayvan çalışmasında 1.3 mm çaplı ST mikro implantlarda üst çenede ortalama 3.5 Ncm ve alt çene ortalama 7.4 Ncm, SD mikro implantlarda üst çene ortalama 5.6 Ncm ve alt çene ortalama 8.7 Ncm yerleştirme tork değeri kaydetmişlerdir. Buna göre ST mikro implantlarda yerleştirme torkunun daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

4.4.5.19. Uygulama Açısı

Mikro implantın uygulama açısı implant stabilitesini etkilemektedir. Araştırmacılar kök hasarı ihtimalini azaltmak ve implant stabilitesini arttırmak için mikro implantların belirli açılarla yerleştirilmesini önermektedirler, ancak bir grup araştırmacı da mikro implantların kemiğe dik olarak yerleştirilmelerinin daha stabil olacağı kanısındadırlar.

Wilmes ve ark. (106), yaptıkları in-vitro araştırmada 28 tane domuz iliak kemik segmentine farklı açılarla mikro implantlar yerleştirmişler ve mikro implantların kemiğe 60° veya 70° açı yapacak şekilde yerleştirilmelerini önermişlerdir.

Nanda (107), ortodontik mikro implantların 45° açılı olarak yerleştirilmesini önerirken üç konuya dikkat çekmiştir: 1) Mikro implant aşırı açılı olarak yerleştirilirse özellikle ince kortikal kemik kalınlığı bulunan durumlarda kemik yüzeyinden kayabilir. 2) Bukkal taraftaki kortikal kemik mikro implant yivleri arasına sıkışabilir ve bu kortikal kemiğin zayıflamasına neden olabilir. 3) Mikro implantın aşırı açılı yerleştirildiği durumda implant bukkal bölgede lingual bölgeye göre daha az kemik teması sağlayacağından bu bölgede mikro implantı destekleyen kemik dokusu daha az olacaktır. Bu üç nedenden ötürü Nanda mikro implantların 45° açılı olarak yerleştirilmesini önermiştir.

Bunların tersine, Lee ve ark. (108), yaptıkları araştırma sonucunda ağır ortopedik kuvvetler uygulandığında biyolojik ve biyomekanik stabilite avantajı sağlamak için ortodontik mikro implantların kortikal kemiğe dik olarak yerleştirilmesini önermektedirler.

Jasmine ve ark. (109), sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları araştırma sonucunda en düşük von Misses stresin mikro implantın 90° açı ile yerleştirildiği durumda oluştuğunu ve bu nedenle maksilla ve mandibulada retraksiyon yapılırken mikro implantların kemiğe dik açıyla yerleştirilmesini önermişlerdir.

4.4.5.20. Yerleştirme Tekniği

Mikro implantlar yerleştirme tekniğine göre self-tapping ve self-drilling olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. ST mikro implantlarda mikro implant yerleştirilmeden önce implant boyu kadar bir rehber delik açılır. SD mikro implantlar ise rehber deliğe ihtiyaç

olmaksızın kemiğe direkt olarak yerleştirilir. ST ve SD yerleştirme tekniklerinin stabiliteyi etkileyip etkilemediği hala tartışmalı bir konudur.

Çehreli (57), yapmış olduğu çalışmada sığır kemiğine yerleştirilen SD ve ST mikro implantların primer stabilitesini Periotest cihazı ile karşılaştırmış ve aralarında istatistiksel olarak fark bulamamıştır.

Kim ve ark. (110), yapmış oldukları çalışmada av köpeği çenesine yerleştirilen ST ve SD mikro implantların stabilitesini Periotest cihazı ile karşılaştırmışlar ve SD mikro implantların daha stabil olduklarını bildirmişlerdir.

Pithon ve ark. (111), domuz maksilla ve mandibulasında 4 farklı SD mikro implant ile bir çeşit ST mikro implantın primer stabilitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında toplamda 180 adet mikro implant yerleştirmişler ve bunların stabilitelerini çıkarma testi yaparak incelemişlerdir. En düşük çıkarma testi ölçümlerini ST mikro implantların gösterdiği bildirilmiştir.

Su ve ark. (112), yapmış oldukları çalışmada domuz iliak kemiğine 27 adet ST ve 27 adet SD ortodontik mikro implant yerleştirmişler ve yerleştirme tork değerleri ölçülmüştür. Uygulanan yatay kuvvetlere her iki mikro implant tipi de benzer direnç göstermiştir.

4.4.6. Mikro İmplantların Komplikasyonları

Periodontal ligamentte ve köklerde oluşan hasar, mikro implantlarda kayma, mikro implant fraktürleri ve nazal kavite ve maksiller sinüs perforasyonları mikro implantların yerleştirilmesi sırasında karşılaşılabilecek komplikasyonlardan bazılarıdır.

Mikro implantların yerleştirilmesi sırasında en sık karşılaşılan komplikasyon periodontal ligamentlerde ve köklerde oluşan hasardır. Kök hasarı sonucunda vitalite kaybı, osteoskleroz ve dentoalveoler ankiloz meydana gelebilir (113,114).

Mikro implantların komşu kökler ile yakınlığı veya teması stabiliteyi ve başarı oranını olumsuz şekilde etkileyebilmektedir. Mikro implantların diş kökü ile teması sonucu sement ve dentin tabakasında rezorpsiyon gözlenmekte ve rezorbe kökler sekonder sement ile tamir edilmektedir. Ortodontik mikro implantların köklerde ve periodonsiyumda oluşturduğu hasarın tamiri, mikro implant çıkarıldıktan 12-18 hafta arasında tamamlanmaktadır (113). Kök rezorpsiyonu riskini önlemek amacıyla mikro

implantların diş kökünden en az 0.6 mm uzakta yerleştirilmesi önerilmektedir (115,116).

Mikro implantların pulpal hasar oluşturduğu durumlarda kanal tedavisi yapılması gerekebilir. Er ve ark. (117), ortodontik tedavi amacıyla mikro implant yerleştirilmesi sonrasında pulpal hasar ve apikal lezyon tespit etmişler ve yapılan kök kanal tedavisi sonrasında apikalde bulunan lezyonun tedavi edildiğini bildirmişlerdir. Bu komplikasyondan kaçınmak için klinisyenlerin rehber tel kullanılması önerilmiştir (85).

4.4.7. Mikro İmplant Stabilitesi Ölçüm Yöntemleri

Bir mikro implantın başarılı olabilmesi için yeterli primer ve sekonder stabilitesinin olması ve tüm yükleme periodunda stabil kalabilmesi gereklidir. Primer stabilite henüz yerleştirilmiş bir mikro implantın kemik soketi içindeki ankrajını ifade eder ve yerleştirme torkuyla indirekt olarak belirlenebilen mekanik bir faktördür. Sekonder stabilite ise kemik ile mikro implant arayüzeyindeki iyileşmeye ve osseointegrasyona bağlı olarak implantın kemik içindeki ankrajındaki artışı gösterir (57).

Mikro implant stabilitesi yerleştirme ve çıkarma tork değerleri, çıkarma tork değerleri, instron uygulamaları (pull-out testi), rezonans frekans analizi ve periotest cihazı ile ölçülmektedir.

4.4.7.1. Yerleştirme ve Çıkarma Tork Değerleri

Bir implantı kemik içine yerleştirmek için kullanılan kuvvet miktarı kesme veya yerleştirme torku olarak ifade edilir. Bu teknikte mikro implant özel bir cihaz vasıtasıyla kemik bloklarına yerleştirilir ve bu yerleştirme sırasında uygulanan tork cihaz tarafından ölçülür. Bu şekilde mikro implantın stabilitesi ölçülür.

Yerleştirme torku vidanın yivleri ve kemik arasındaki sürtünmeye bağlı olarak gelişir ve implantın primer stabilitesini belirler. Yerleştirme torku kemiğin miktar ve yoğunluğu, soket çapı ve implant çapı arasındaki fark, vida özellikleri, yerleştirme tekniği (monokortikal veya bikortikal), devamlı veya aralıklı yerleştirme ve vidanın kuru veya ıslak koşullarda yerleştirmesinden etkilenir (57).

Motoyoshi ve ark. (104), 41 hastada 1.6×8 mm ebatta mikro implantlara 2 N kuvvet uygulayarak yaptıkları 6 aylık takip sonrasında 8-10 Ncm tork uygulanmasını

önermişlerdir. Wilmes ve ark. (118), yaptıkları in-vitro araştırmada 6 farklı marka ve 13 farklı tipteki mikro implantın yerleştirme tork değerlerini tork ölçüm makinasıyla ölçerek değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak konik olan mikro implantların silindirik mikro implantlara göre daha yüksek yerleştirme tork değerleri gösterdiğini ve mikro implant çapı ve boyu arttıkça yerleştirme tork değerlerinin arttığını bildirmişlerdir.

Çıkarma torku ise, mikro implantların yerleştirildikten sonra çıkarılması sırasında uygulanan kuvvet miktarının tork ölçüm cihazlarıyla ölçülmesiyle elde edilmektedir. Motoyoshi ve ark. (64), 57 kişide 148 mikro implant uyguladıkları çalışmalarında mikro implantların stabilitesini değerlendirmek için yerleştirme ve çıkarma tork ölçümü yapmışlar ve yerleştirme torkunu ortalama 8 Ncm, çıkarma torkunu ise ortalama 4 Ncm olarak ölçmüşlerdir. Suzuki ve Suzuki (119), ortodontik tedavi gören hastalarda yerleştirme ve çıkarma tork değerlerini ölçerek ST ve SD mikro implantların stabilitelelerini karşılaştırmışlardır. Kim ve ark. (73) da yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin ölçümüyle silindirik ve konik mikro implantları stabilite açısından karşılaştırmışlardır.

4.4.7.2. Instron Uygulamaları (Pull-out Testi)

Pull-out testi mikro implant stabilitesini ölçmek için kullanılan diğer bir metottur. Bu metotta mikro implant kemik bloklarına yerleştirilir ve instron cihazı vasıtasıyla çekip çıkarılır. Bu çıkarma sırasında elde edilen değer mikro implantın stabilitesini göstermektedir.

Wang ve ark. (92), 8 adet genç, 8 adet erişkin av köpeğinde toplam 32 adet 1.6×6 mm Aarhus marka ortodontik mikro implant kullanarak yaptıkları in-vitro çalışmada, pull-out testi sonuçlarına göre erişkin köpeklerde pull-out testi değerlerini genç köpeklere göre daha yüksek bulmuşlardır.

Shah ve ark. (120), 1.75×6 mm, 1.75×3 mm ve 2×3 mm olan mikro implantlar üzerinde yaptıkları çalışmada instron cihazıyla pull-out testi uygulamışlardır. Sonuç olarak sırasıyla 1.75×6 mm ebatlarındaki mikro implantlar en yüksek pull-out ölçümlerini verirken, daha sonra 2×3 mm ebatlarındaki mikro implantlar gelmiş ve 1.75×3 mm ebatlarında olan mikro implantlar ise en düşük pull-out ölçümlerini göstermişlerdir. Bu durumda mikro implantların kalınlığında ve uzunluğundaki artışın mikro implant stabilitesine olumlu katkıda bulunduğu söylenebilir.

4.4.7.3. Rezonans Frekans Analizi

Meredith (121), osseointegrasyonun in-vivo olarak ölçülmesinde yeterli bir sistemin bulunmadığını gözlemlemişler ve esasen inşaat mühendisliğinde kullanılan bu tekniği diş hekimliğine adapte etmişlerdir. Araştırmacılar implant yük taşıma kapasitesini belirlemek için bir skala geliştirmiş ve en uygun ölçüm yöntemi olarak da Rezonans Frekans Analizi adı verilen ölçütü kullanmışlar ve bu amaçla Osstell™ (Integration Diagnostics AB, Göteborg, Sweden) cihazı geliştirilmiştir. Daha sonra bu cihaz üzerinde değişiklikler yapılarak Osstell Mentor™ geliştirilmiştir.

Osstell, implant ya da desteğe bağlanan, elektronik diyapozon gibi davranan küçük bir transdüktör içerir. Cihazın çalışma prensibi bu transdüktörün 1 mm'den daha az aralıklarla gerçekleşen vibrasyonuna dayanır. Transdüktör diğer tarafta frekans yanıt çözümleyicisine bağlanarak ölçümler yapar. Yanıt ölçümleri rezonans frekansı yani Hertz ve oran olarak belirtilir. Ancak günümüzde bu sistem kullanılmamaktadır.

Yeni geliştirilen Osstell Mentor cihazı ise benzer prensiple çalışır ve aynı şekilde implant üzerinden ölçüm yapar. Ancak önceki modelden farklı olarak Smartpeg adı verilen ve markaya uygun tasarımda üretilmiş özel kablosuz transdüktörleri vardır. Ölçüm öncesi Smartpeg implanta vidalanır ve cihaz belirli bir mesafeden rezonans frekans dalgaları gönderir.

Cihazın frekans aralığı 4500-8500 Hertz arasındadır. Eğer rezonans frekans değerleri 500-1000 Hertz'e düşerse implant üzerindeki yüklemenin kaldırılması gerekir. Rezonans frekans sonuçlarını değerlendirmek için ISQ denilen bir indekse çevrilmiştir. Bu indekste değerler 0-100 arasındadır.

Ure ve ark. (122), yapmış oldukları çalışmada 22 tane ST ortodontik mikro implantı av köpeği maksillasına yerleştirmiş ve yerleştirildikten sonra 8 hafta boyunca Osstell Mentor cihazı ile stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak ilk üç hafta stabilite azalırken, üç hafta sonrasında stabilitede artış gözlenmiştir. Veltri ve ark. (123), yaptıkları çalışmada üç farklı mikro implantın primer stabilitesini Osstell cihazı ile değerlendirmişler ve Osstell cihazı ve rezonans frekans analiz yöntemi başarılı bulunmuştur.

Uysal ve ark. (124), LED fotobiyomodülasyon uygulamasının mikro implant stabilitesine etkisini inceledikleri çalışmalarında mikro implant stabilitesini rezonans

frekans analizi ile değerlendirmişler ve LED fotobiyomodülasyon uygulaması yapılmış mikro implantların daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

4.4.7.4. Periotest Uygulaması

Periotest cihazı (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) ilk olarak 1980’li yıllarda Siemens tarafından Tübingen Üniversitesi’nde geliştirilmiştir. Günümüzde Medizintechnik Gulden firması tarafından üretilmektedir. Geliştirme amacı doğal diş çevreleyen periodontal dokuları mobilite açısından değerlendirerek sayısal verilerle ölçebilmektir.

Periotest Classic, Periotest S ve Periotest M olmak üzere üç tipi mevcuttur. Cihaz elektromıknatıslar yardımıyla diş üzerine doğru hızlandırılan metal ucu bulunan bir perküsyon çubuğundan ve buna bağlı bir değerlendirme aygıtından oluşmaktadır. Cihaz diş veya implant ataçmanlarına hafifçe vuran mikrokompüterize ölçüm parçaları içermektedir.

Perküsyon çubuğunun ucunda bir başlık yer alır ve bu başlık saniyede 4 ve toplamda 16 kere olacak şekilde implant ya da diş üzerine ufak vuruşlar yapar ve cihaz bunu elektronik dalgalar olarak algılar.

Metal çubuğun diş veya implant yüzeyine temas süresi perküsyon çubuğunun içinde yer alan akselerometre tarafından ölçülür. Çubuğun temas süresi dişin veya implantın mobilitesine bağlı olarak cihazın programına kaydedilir ve bu değerler cihazın kendi değerleri ile karşılaştırılır. Perküsyon çubuğu, diş veya implant yüzeyi ile temas ettiğinde yavaşlar. Bu yavaşlama süresi stabil yapılarda daha kısadır.

Çehreli (57), ST ve SD mikro implantların primer stabilitesini incelemek amacıyla yapmış olduğu tez çalışmasında 12 kemik bloğuna 36 adet ST ve 36 adet SD mikro implant yerleştirmişler. İmplantların primer stabilitesini Periotest cihazı ile karşılaştıran araştırmacı her iki tip mikro implant için stabilite açısından istatistiksel olarak fark bulamamıştır. Kim ve ark. (110), yapmış oldukları çalışmada av köpeği çenesine 16 adet ST ve 16 adet SD mikro implant yerleştirmişlerdir. 12 hafta boyunca implantlara 200-300 gr kuvvet uygulamışlardır. 12 hafta sonunda mikro implantların stabilitesini Periotest cihazı ile ölçen araştırmacılar SD mikro implantları daha stabil bulmuşlardır. Motoyoshi ve ark. (125), yaptıkları in-vivo araştırmada 79 hastaya toplam 143 tane mikro implant yerleştirmişlerdir. 70 tanesi SD ve 73 tanesi ise ST olarak yerleştirilen

mikro implantların köklere temasının stabilite üzerine etkisi periotest cihazı ile incelenmiştir. Sonuç olarak sadece SD mikro implantların kök yüzeyine teması stabiliteyi olumsuz yönde etkilemiştir.

Uemura ve ark. (126), yapmış oldukları çalışmada dril çapının mikro implant stabilitesine etkisini periotest vasıtasıyla incelemişlerdir. Fare tibiasına 1.4×4 mm ebatlarında mikro implantları 0.8, 0.9, 1.0 ve 1.1 mm çapında driller kullanarak yerleştirmişler ve bir tarafa 3 hafta boyunca 200 gr kuvvet uygulanırken diğer tarafta yer alan mikro implantlara kuvvet uygulamamışlardır. Periotest ölçümleri mikro implantlar yerleştirildikten sonra ve 3 hafta sonunda yapılmıştır. Sonuç olarak 1.3 mm çapındaki mikro implantlar için dril çapının mikro implant çapının % 69-77 oranında olması tavsiye edilmiştir. 3 hafta sonra mikro implant stabilitesinde anlamlı miktarda düşüş yaşanmıştır. Inaba (127), yapmış olduğu in-vitro araştırmada 15 adet beyaz Japon tavşanın nasal kemiğine 7 mm aralıklarla 1.4×4 mm ebatlarındaki mikro implantları 60°, 90° ve 120° derece açılarla yerleştirmiştir. Mikro implantlar arası 2 N kuvvet uygulayan araştırmacı iki hafta sonunda implantların stabilitelerini Periotest vasıtasıyla incelemiş ve eğimli olarak yerleştirilen mikro implantların Periotest değerlerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu bölümde giriş ve amaç kısmında yer alan hipotezlerin araştırılması amacıyla kullanılan gereçler ve uygulanan yöntem hakkında detaylı bilgi verilecektir. Araştırma için Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından alınan rapor Ek-1’de yer almaktadır.

5.1. Bireylerin Seçimi

Bu araştırmada, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’na başvuran ve tedavileri alt veya üst çenede veya her iki çenede de daimi birinci premolar diş çekimli olarak yürütülmüş toplam 34 hasta (19 kız, 15 erkek) yer almıştır. Araştırma grubumuzun yaş ortalaması 16.54 ± 2.34 (kızlarda 16.88 ± 2.38 yıl, erkeklerde 16.12 ± 2.28 yıl) yıldır (Tablo 1).

Tablo 1. Araştırmada yer alan bireylerin yaş ve cinsiyet dağılımı

	n	Ort	Std. Sapma
Kız	19	16.88	2.38
Erkek	15	16.12	2.28
Toplam	34	16.54	2.34

Araştırma grubuna dahil edilme kriterleri:

- 1) Yer darlığının giderilmesi ve/veya çeneler arası ilişkinin sağlanabilmesi için daimi 1. premolar diş çekimi endikasyonu bulunması,
- 2) Hastanın daimi dişlenmesinin tamamlanmış olması,
- 3) Bilinen herhangi bir sistemik rahatsızlık ve sendrom durumunun bulunmaması,
- 4) Ağız hijyeninin iyi olması,
- 5) Herhangi bir daimi diş eksikliği olmaması şeklindedir.

Araştırma grubuna dahil edilmeme kriterleri:

- 1) Yer darlığı veya çapraşıklığın az olması ve çekim endikasyonu teşkil etmemesi,
- 2) Hastanın süt veya karışık dişlenme döneminde olması
- 3) Herhangi bir sistemik rahatsızlık ve sendromun bulunması

- 4) Ağız hijyeninin kötü olması
- 5) Metal ya da ortodontik tedavide kullanılabilecek diğer materyallere karşı bilinen bir alerjisinin bulunması

Çalışmamızda yer alan hastalarda rutin ortodontik kayıtlar olan ortodontik model, ağız içi ve ağız dışı fotoğraflar, ortopantomograf ve lateral sefalogramlar elde edilmiştir. Bu kayıtlar incelenip değerlendirildikten sonra çalışma kriterlerini taşıyan hastalara ve ebeveynlerine tedavi esnasında uygulanacak olan işlemler ve tedavi alternatifleri anlatılarak aydınlatılmış onamları alınmıştır (Bkz. Ek 2).

Araştırmamıza katılan 34 hastanın SNA açısı ortalama $77.88^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$, SNB açısı ortalama $73.68^{\circ} \pm 3.65^{\circ}$ ve ANB açısı ortalama $4.21^{\circ} \pm 2.11^{\circ}$ 'dir. GoGn/SN açısı ise ortalama $33.79^{\circ} \pm 4.87^{\circ}$ bulunmuştur (Tablo 2).

Tablo 2. Araştırmamıza katılan hastaların sefalometrik ölçümleri.

Ölçümler	SNA	SNB	ANB	GoGn/SN
Değerler	$77.88^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$	$73.68^{\circ} \pm 3.65^{\circ}$	$4.21^{\circ} \pm 2.11^{\circ}$	$33.79^{\circ} \pm 4.87^{\circ}$

5.2. Ortodontik Tedavi Protokolü

5.2.1. Birinci Premolar Dişlerin Çekimi ve Sabit Ortodontik Tedavinin Başlanması

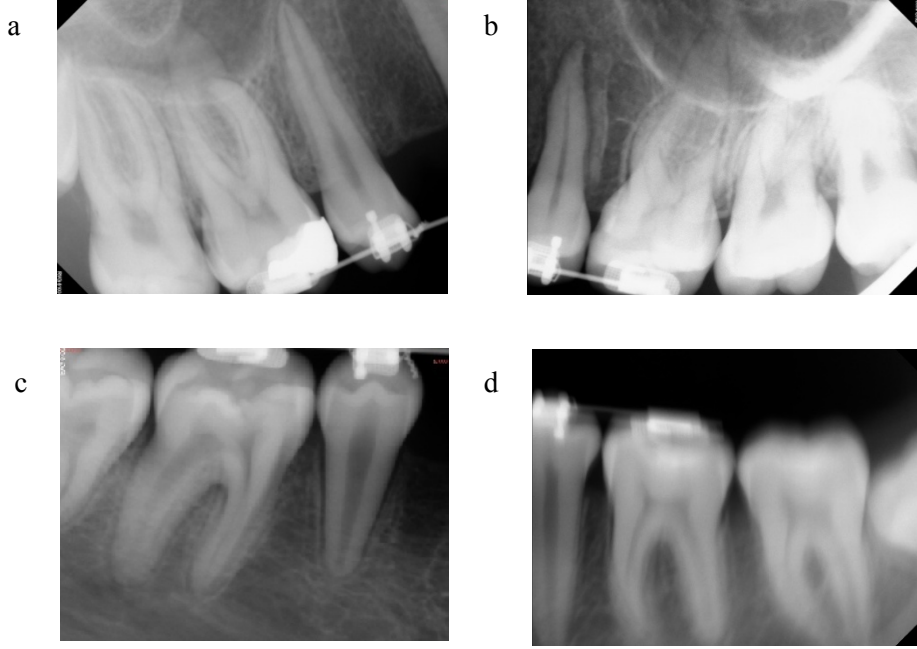
Çalışma grubumuzda yer alan hastaların daimi birinci premolar diş çekimlerini takiben sabit ortodontik tedavilerine başlanmıştır.

Çalışma grubumuzu oluşturan tüm hastaların tedavisi 0.022" slot metal MBT braketler (Avex Suite, OPAL, South Jordan, USA) kullanılarak yürütülmüştür (Tablo 3).

Tablo 3. 0.022" slot metal MBT Avex braketlerin preskripsiyonu.

5/4	3	2	1	1	2	3	4/5
-7° tork 0° ang.	0° tork 8° ang.	+10° tork 8° ang.	+17° tork 4° ang.	+17° tork 4° ang.	+10° tork 8° ang.	0° tork 8° ang.	-7° tork 0° ang.
-17° tork 2° ang.	-12° tork 2° ang.	0° tork 3° ang.	-6° tork 0° ang.	-6° tork 0° ang.	0° tork 3° ang.	-12° tork 2° ang.	-17° tork 2° ang.
5/4	3	2	1	1	2	3	4/5

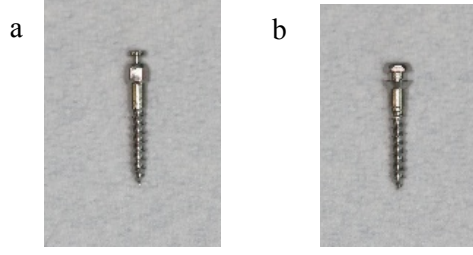
Seviyeleme tamamlandıktan sonra mikro implantların uygulanacağı daimi birinci molar diş ve daimi ikinci premolar diş bölgelerinden periapikal radyografiler alınmıştır (Resim 1).



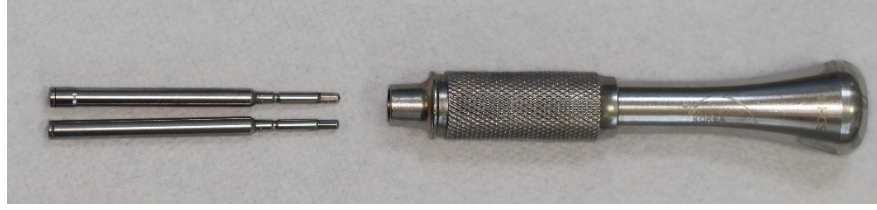
Resim 1. Mikro implantların yerleştirileceği bölgelerden değerlendirme amacıyla alınan periapikal radyografiler. **a)** Sağ üst çene, **b)** Sol üst çene, **c)** Sağ alt çene, **d)** Sol alt çene

5.2.2. Mikro İmplantların Yerleştirilmesi

Klinik çalışma sürecinde silindirik tipte ve 1.5×8 mm ebatlarında toplam 86 adet (43 adet ST, 43 adet SD) mikro implant (BioMaterials Korea Inc.) uygulaması yapılmıştır (Resim 2a, Resim 2b). Yerleştirme işlemi aynı firma tarafından üretilen tornavida (Handle SDH4, Biomaterials Korea Inc.) kullanılarak yapılmıştır (Resim 3). Kullanılan her iki mikro implant tipi de aynı firmaya ait, aynı çapta, aynı boyutta ve aynı yiv aralığına sahip olan mikro implantlardır. Mikro implantların sadece baş kısmı farklıdır.



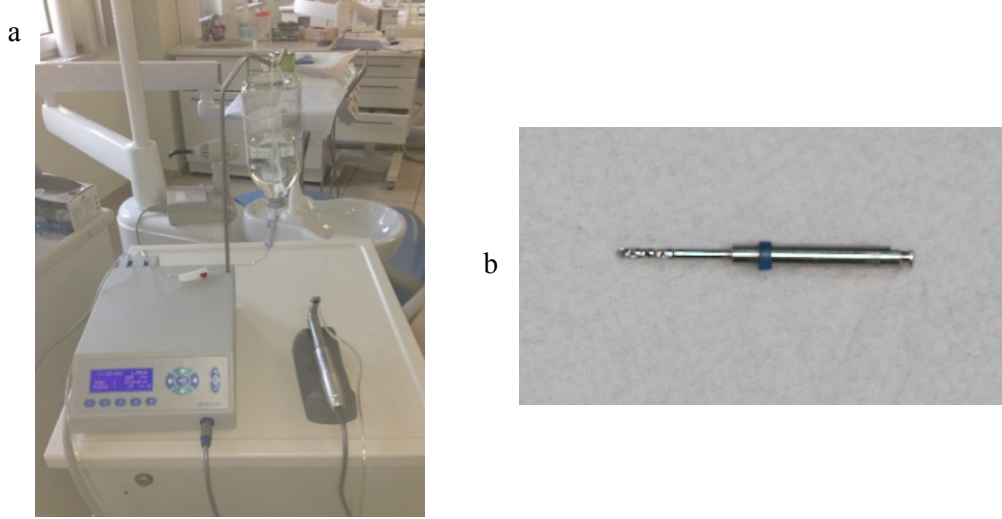
Resim 2. a) ST mikro implant b) SD mikro implant



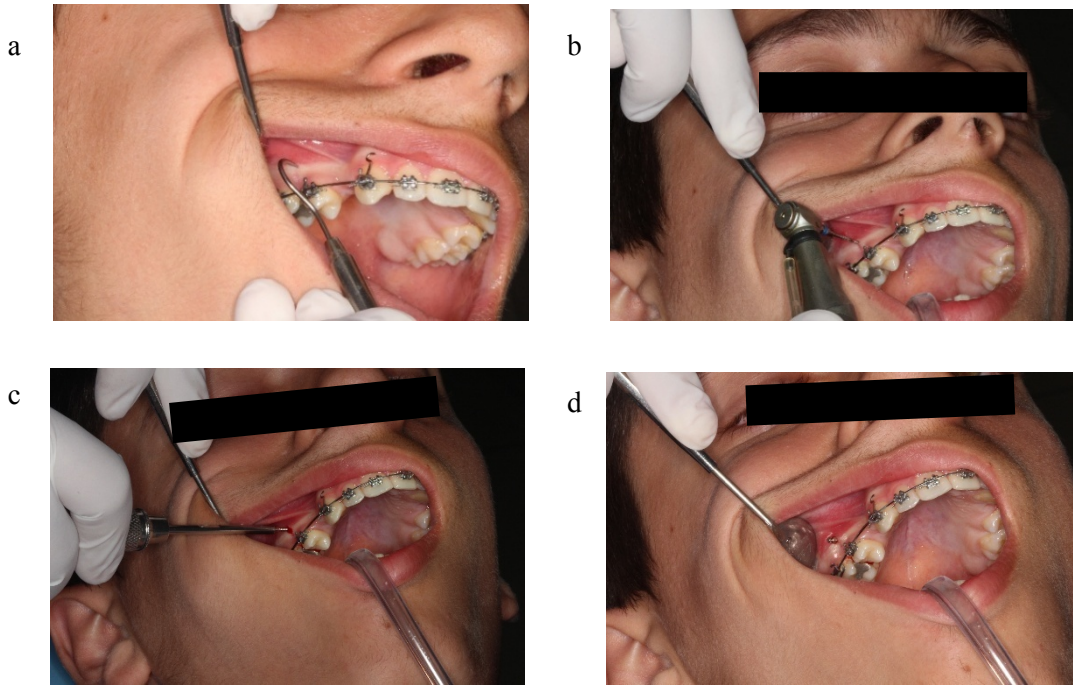
Resim 3. Mikro implantları yerleştirmede kullanılan Biomaterials firması tarafından üretilmiş tornavida ve uçları.

Mikro implantlar yerleştirilmeden önce maksillada ilgili bölgeye lokal infiltratif anestezi (Maxicaine Fort, Vem İlaç Sanayi, İstanbul, Türkiye), mandibulada ise mandibular anesteziyi takiben ilgili bölgeye lokal infiltratif anestezi yapılmıştır.

ST mikro implantların yerleştirilebilmesi için oluşturulması gereken rehber delik mikromotor başlığı ile kullanılan fizyodispenser cihazı (Ortron FD-35, Ortron Elektronik, Ankara, Türkiye) ile hazırlanmıştır. Sond ile işaretlenen bölgeye alveolar kemiğe dik olacak şekilde 700 rpm. hızla 1.2×31 mm ebatlarındaki dril (OSD-1231-12C, BioMaterials Korea Inc.) kullanılarak rehber delik oluşturulmuştur (Resim 4a, Resim 4b). Daha sonra aynı firma tarafından üretilen tornavida kullanılarak mikro implant alveolar kemiğe yerleştirilmiştir (Resim 5).

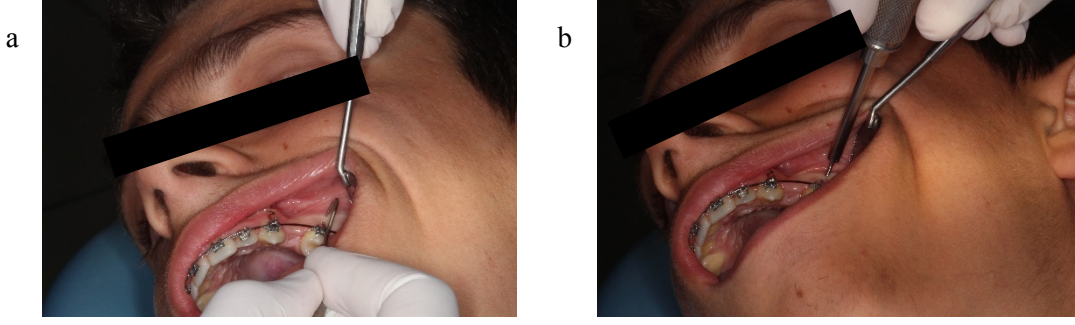


Resim 4. a) ST mikro implantları yerleştirilmesi için kullanılan fizyodispenser cihazı. **b)** Rehber delik oluşturmak için kullanılan dril.



Resim 5. ST mikro implantın yerleştirilme işlemi. a) Mikro implantın yerleştirileceği yerin sond ile belirlenmesi, **b)** 1.2 mm çapındaki dril ile oluk açma işlemi, **c)** Mikro implantın yerleştirilme işlemi, **d)** Yerleştirilmiş olan ST mikro implantın görünümü.

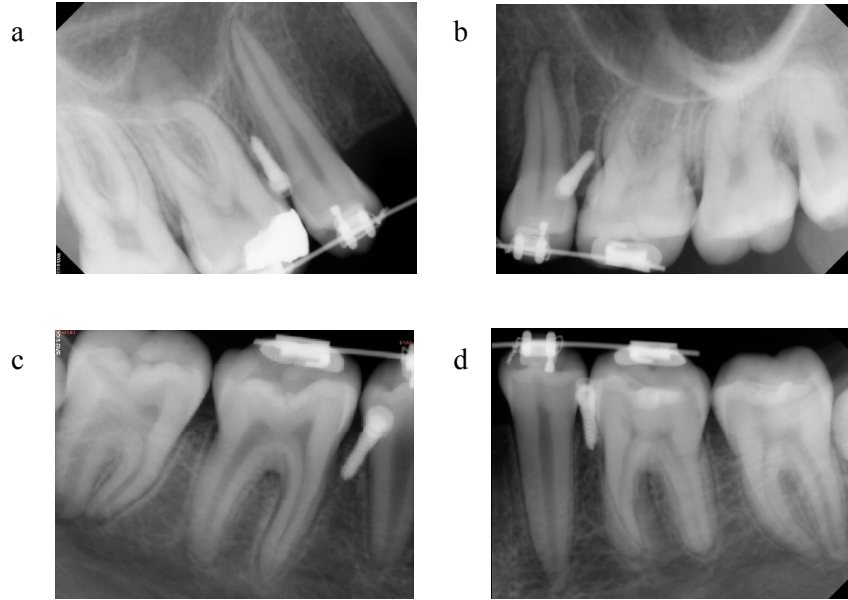
SD mikro implantlar yerleştirilmeden önce, implantın yerleştirileceği yer direkt olarak sond ile delinerek işaretlenmiştir. Daha sonra mikro implant, aynı firma tarafından üretilmiş tornavida kullanılarak alveolar kemiğe dik olacak şekilde, daimi daimi birinci molar diş ve ikinci premolar diş arasına yerleştirilmiştir (Resim 6).



Resim 6. SD mikro implantların yerleştirilmesi. **a)** Mikro implantın yerleştirileceği yerin sond ile belirlenmesi, **b)** Mikro implantın yerleştirilme işlemi.

Çalışmamızda split mouth tasarımına uygun olarak bir tarafa ST mikro implant uygulanırken diğer tarafa SD mikro implant uygulanmıştır. Eğer her iki çeneye de mikro implant yerleştirilmesi gerekiyorsa maksiller sağ ile mandibuler sol tarafa aynı tip implant, maksiller sol ile mandibuler sağ tarafa aynı tip implant yerleştirilmiştir.

Tüm mikro implantlar tek bir araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Mikro implant uygulamasının hemen sonrasında kontrol amaçlı periapikal radyografiler alınmıştır (Resim 7).



Resim 7. Mikro implantlar uygulandıktan sonra alınan periapikal radyografiler. **a)** Sağ üst çene, **b)** Sol üst çene, **c)** Sağ alt çene, **d)** Sol alt çene.

5.3. Başarı Oranının Değerlendirilmesi

Yerleştirilen ST ve SD mikro implantların kanin distalizasyonu tamamlanana kadar takibi yapılmış ve düşen mikro implantların düşme zamanları kaydedilmiştir. Bu şekilde ST ve SD mikro implant tiplerinin başarı oranları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

5.4. Stabilitenin Değerlendirilmesi

Mikro implantların stabilitesini ölçmek amacıyla Periotest Classic cihazı (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) kullanılmıştır. Bu cihaz, -8 ile +50 arasında ölçüm değerleri vermektedir. Düşük değerler yüksek stabiliteye, yüksek değerler düşük stabiliteye işaret etmektedir. Üretici firma tarafından dişlerin stabilitesini değerlendirme amaçlı bir skala oluşturmuştur (Tablo 4).

Tablo 4. Dişlerin periodontal durumlarının değerlendirilmesi için oluşturulan skala.

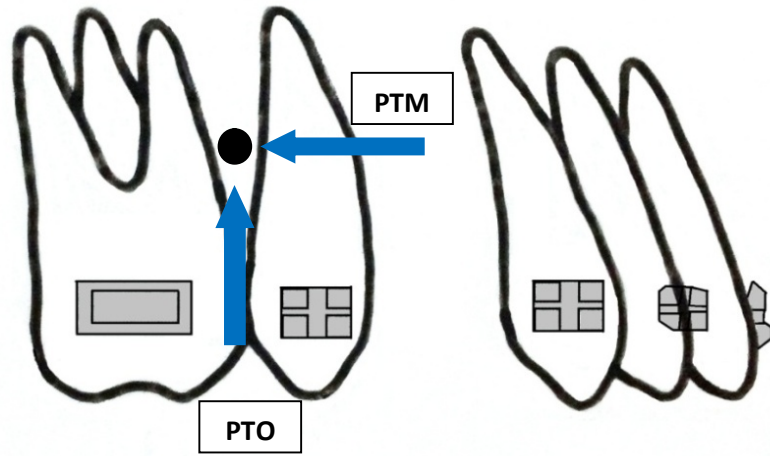
	Periotest Değeri
0	-8 - +9
I	+10 - +19
II	+20 - +29
III	+30 - +50

Ayrıca üretici firma tarafından dental implantların stabilitelerinin değerlendirilmesi amacıyla da bir skala oluşturulmuştur (Tablo 5). Buna göre 0'ın altındaki değerler implantın iyi osseointegre olduğunu, 0 ile +9 arasındaki değerler implantın yeterli bir osseointegrasyon sağladığını, +10 ve üstü değerler ise implantın yeterince osseointegre olmadığını göstermektedir. Mikro implantların Periotest ile değerlendirildiği bir skala henüz bulunmamaktadır.

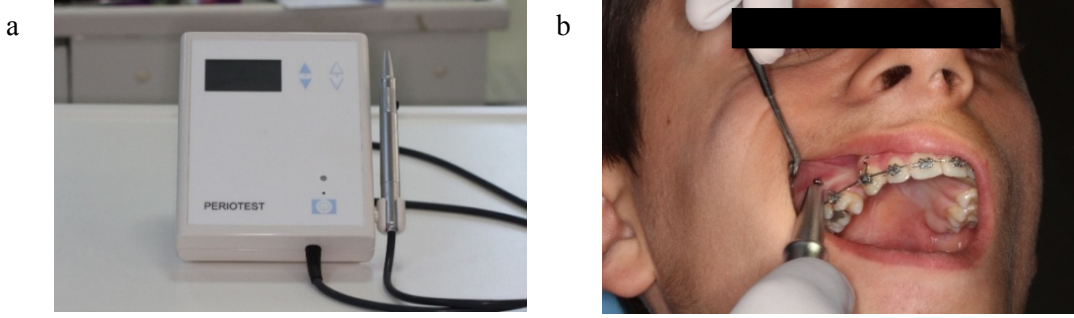
Tablo 5. Dental implantların stabilitesinin değerlendirilmesi için oluşturulan skala

Periotest Değeri	
PTV < 0	Negatif değerler implantın iyi osseointegre olduğunu gösterir
PTV 0 ile +9 arası	Klinik muayene yeterli
PTV > +10	İmplant yeterince osseointegre olamamıştır.

Mikro implantlar yerleştirildikten hemen sonra ve 1, 2, 3 ve 4. aylardaki stabiliteleri Periotest Classic cihazı ile değerlendirilmiştir (Resim 8a, Resim 8b). Ölçümler mikro implanta dik olacak şekilde mesial (PTM) ve (PTO) oklüzal yönlerden yapılmıştır (Şekil 4). Elde edilen periotest ölçümleri hasta takip formuna kaydedilmiştir (Ek 3).

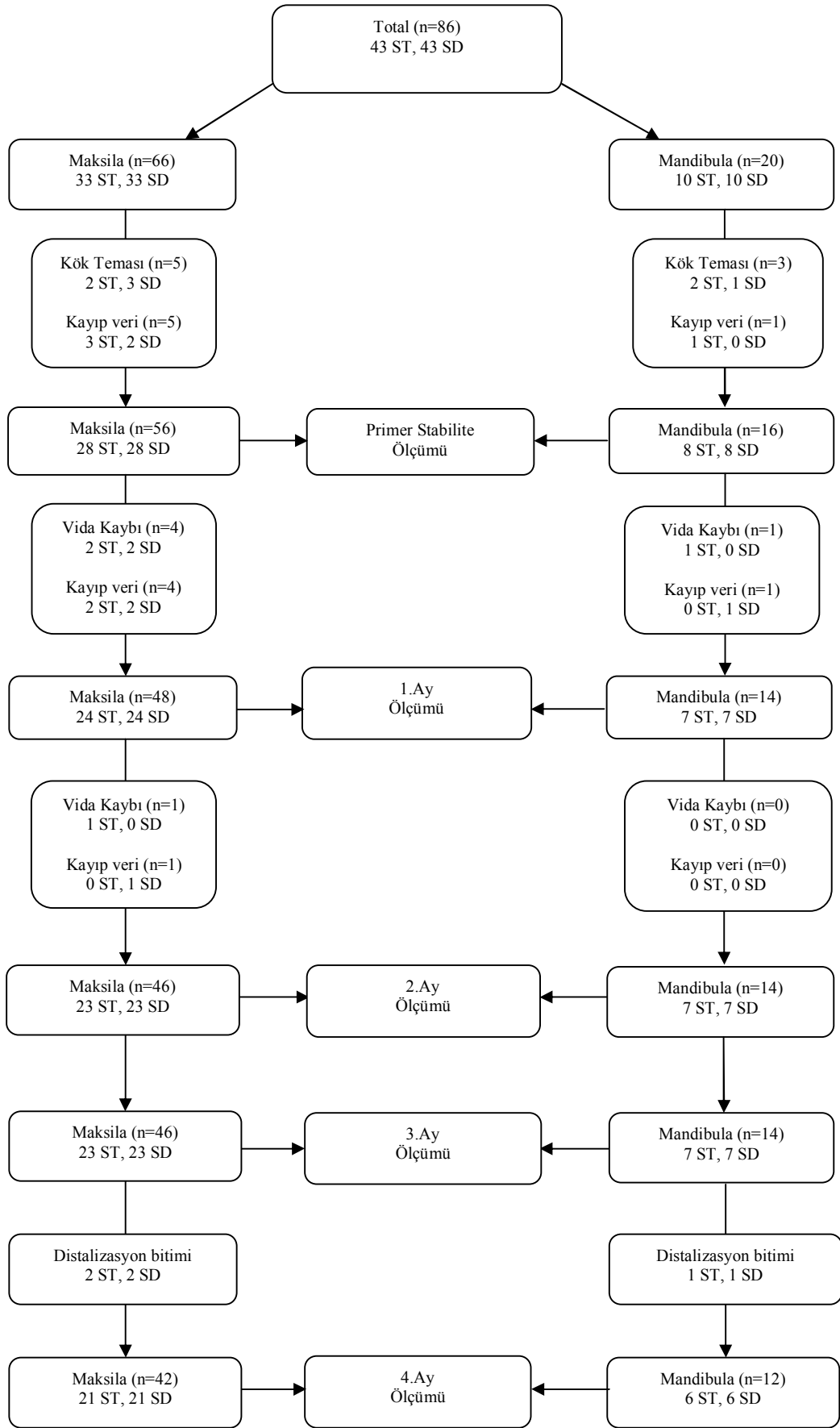


Şekil 4. Mikro implantların stabilite ölçümü mesial (PTM) ve (PTO) oklüzal yönlerden yapılmıştır.



Resim 8. a) Periotest Classic cihazı. **b)** Yerleştirilen mikro implantın Periotest Classic cihazı ile primer stabilitesinin ölçüm işlemi.

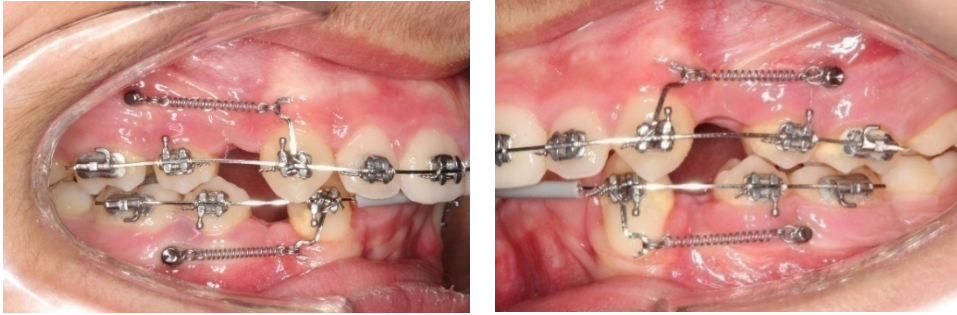
Mikro implant uygulaması sonrası radyografik olarak kök teması tespit edilen 8 adet mikro implant ve bunların karşısında yer alan 6 mikro implanta periotest ölçümleri alınmamıştır. Bu nedenle maksillada toplam 56, mandibulada toplam 16 adet mikro implantın primer stabilitesi ölçülmüştür. Birinci ayda kayıp olan vidalar ve bunların karşısında yer alan mikro implantların periotest ölçümleri de değerlendirme dışı bırakılmıştır. Böylece birinci ayda maksillada 48, mandibulada ise 14 mikro implantın stabilite ölçümleri yapılmıştır. İkinci ayda maksillada 1 adet ST mikro implant kaybı yaşanmış ve bunun karşı tarafında bulunan SD mikro implant ile birlikte periotest ölçümü yapılamamıştır. Mandibulada herhangi bir mikro implant kaybı yaşanmamıştır. Böylece maksillada toplam 46, mandibulada toplam 14 mikro implantın periotest ölçümleri yapılmıştır. Üçüncü ayda ne maksillada ne de mandibulada periotest ölçümü yapılmasını engelleyecek herhangi bir durum yaşanmamıştır. Dördüncü ayda ise iki hastada maksillada, bir hastada ise mandibulada kanin distalizasyonu tamamlandığından, maksillada 42, mandibulada ise 12 mikro implantın periotest ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sürecinde periotest ölçümlerini esas teşkil eden mikro implant sayılarının zaman içindeki değişimi Şekil 5’te görülmüştür.



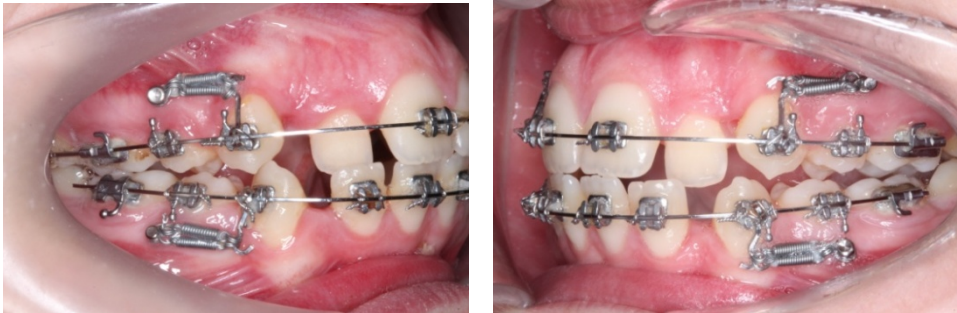
Şekil 5. Çalışma süreci ve periosteal ölçüm zamanlarının şematik özeti.

5.5. Kanin Distalizasyon Mekaniki

Seviyeleme sonrasında kanin distalizasyonu 0.017"×0.025" çapındaki çelik tel ve kanin dişler bölgesine uygulanmış power hook'lar vasıtasıyla mikro implant ankrajı kullanılarak yürütülmüştür. 0.016"×0.022" çelik telden bükülmüş olan power hook'lar ile mikro implantlar arasında kapalı yaylar kullanılarak 200 gr kuvvet uygulanarak ark teli üzerinde kanin distalizasyonu gerçekleştirilmiştir (Resim 9). Aylık rutin kontrollerde kapalı yaylar çıkarılmış ve mikro implantın stabilitesi Periotest Classic cihazı ile tekrar ölçülerek elde edilen değerler kaydedilmiştir. Daha sonra kapalı yaylar 200 gr uygulayacak şekilde tekrar ayarlanıp sabitlenmiştir. Ölçümler kanin distalizasyonu tamamlanana kadar sürdürülmüştür (Resim 10). Kanin distalizasyonu tamamlandıktan sonra mikro implantlar çıkarılmıştır.



Resim 9. Mikro implantlar yerleştirildikten sonra uygulanan kanin distalizasyonu mekaniki



Resim 10. Kanin dişlerin distalizasyonunun tamamlanması.

5.6. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada yapılan bütün istatistik hesaplamalar SPSS 13.0 programında yapılmıştır. Başarı oranları değerlendirilmeden önce bir lojistik regresyon modeli

kurularak, sonrasında tip, yön, çene ve cinsiyeti tek tek değerlendirme amacıyla ki-kare ve Fisher's Exact testleri uygulanmıştır.

Öncelikle tüm aylarda alınmış periotest ölçümlerinin normal dağılıma uyup uymadığı % 95 güvenlilikte Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. Tüm ayların ölçümlerinde normal dağılım saptanmasına rağmen kız ve erkek birey sayıları arasında fark olduğundan ölçümler arasında cinsiyet yönünden bir fark olup olmadığı bütün aylar için non-parametrik Mann Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Maksillada ve mandibulada yer alan ve sadece maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteleri bağımsız t-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Maksillanın sağ ve sol taraflarına yerleştirilmiş olan ST ve SD mikro implantların periotest ölçümlerinin karşılaştırmaları, maksillanın sağ tarafına yerleştirilen mikro implantların uygulama yöntemi açısından karşılaştırmaları, maksillanın sol tarafına yerleştirilen mikro implantların uygulama yöntemi açısından karşılaştırmaları bağımsız t-testi ile yapılmıştır. ST ve SD mikro implantların tamamının tedavi sürecinde periotest ölçümlerinin değişimi, maksillada ST ve SD mikro implantların tedavi sürecinde periotest ölçümlerinin değişimleri, tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiştir. Mandibulada uygulanan mikro implantlar sayıca daha az olduğundan ST ve SD mikro implantların periotest ölçümlerini karşılaştırmak amacıyla non-parametrik hipotez testlerinden Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Ayrıca mandibulada uygulanan mikro implantların tedavi başı ve sonu periotest ölçümleri Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

6. BULGULAR

Bu araştırmada mikro implant stabiliteleeri kanin distalizasyonu sürecinde birer aylık periyotlarla yapılan periotest ölçümleri vasıtasıyla incelenmiştir.

6.1. Başarı Oranının Değerlendirilmesi

Bu araştırma 43 ST, 43 SD olmak üzere 86 adet mikro implant kullanılarak yrtlmştır. Toplamda 72 mikro implant başarılı olarak kanin distalizasyonu sonuna kadar ağızda kalmıştır. Yerleştirilen mikro implantların 14 tanesi başarısız olmuştur. Mikro implantların 13 tanesi 1. ayda başarısız olmuşken, 1 tanesi ise 2. ayda başarısız olmuştur (Tablo 6). Araştırma boyunca yerleştirilen tüm mikro implantların başarı oranı % 83.7dir. Ortalama kanin distalizasyon süresi 4.51 ± 0.91 aydır.

Tablo 6. Başarısız olan ST ve SD mikro implantların kaybedildiği ayların değerlendirilmesi.

	ST	SD	Toplam
1. ay	6	7	13
2. ay	1	-	1
3. ay	-	-	-
4. ay	-	-	-
Toplam	7	7	14

Başarısız olan mikro implantların 7 tanesi ST mikro implant iken 7 tanesi de SD mikro implanttır. Bu durum ST ve SD mikro implantların genel klinik başarı oranlarının benzer olduğunu göstermektedir ($p > 0.05$) ((Tablo 7).

Tablo 7. ST ve SD mikro implantların başarı oranlarının ki-kare testi ile incelenmesi.

	ST	SD	Toplam	P değeri
Başarısız	7	7	14	1.000
Başarılı	36	36	72	
Toplam	43	43	86	

Başarı oranına tip, yön, çene ve cinsiyetin etkilerini değerlendirmek amacıyla bir regresyon modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan lojistik regresyon modeli, model tahminin iyi olduğunu ancak parametrelerin farkı açıklayıcı nitelikte olmadığını göstermektedir ($p>0.05$) (Tablo 8,9). Bu nedenle bütün bu parametreler ki-kare ve Fisher's Exact testleriyle değerlendirilmiştir.

Tablo 8. Hosmer ve Lemeshow testi sonuçları model tahminin iyi olduğunu göstermektedir.

Step	Ki-Kare	Df	P Değeri
1	4.797	8	0.779

Tablo 9. Lojistik regresyon analizi sonuçları.

	B	S.E.	Wald	P değeri	Exp (B)	%95 C.I. Exp (B)	
						Alt	Üst
Tip	0.070	0.607	0.013	0.909	0.933	0.284	3.066
Yön	1.123	0.649	2.994	0.084	0.325	0.091	1.161
Çene	0.488	0.690	0.501	0.479	0.614	0.159	2.372
Cinsiyet	0.948	0.615	2.374	0.123	0.388	0.116	1.294

Kızlarda ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların başarı oranları eşit bulunmuştur. Toplam başarı oranına baktığımızda kızlarda bu oran % 88.4 iken erkeklerde bu oran % 76.4'tür. Yapılan ki-kare ve Fisher's Exact testleri sonucunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 10).

Tablo 10. Cinsiyete göre ST ve SD mikro implantların başarı oranlarının incelenmesi.

	Kız	Erkek	Toplam	P değeri
ST Başarısız	3	4	7	0.407 ^β
ST Başarılı	23	13	46	
SD Başarısız	3	4	7	0.407 ^β
SD Başarılı	23	13	46	
Toplam Başarısız	6	8	14	0.141 ^α
Toplam Başarılı	46	26	72	
%	% 88.4	% 76.4	% 83.7	

α: Ki-kare testi, p<0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

β: Fisher's Exact testi, p<0.05 için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Başarısız olan mikro implantların 4 tanesi sağ tarafa yerleştirilmişken, 10 tanesi ise sol tarafa yerleştirilmiştir. Bu durumda sağ tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 90.6 iken sol tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 76.7'dir. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 11).

Tablo 11. Sağ ve sol tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranlarının Fisher's Exact testi ile incelenmesi.

	Sağ	Sol	Toplam	P değeri
ST Başarısız	2	5	7	0.420
ST Başarılı	18	18	36	
SD Başarısız	2	5	7	0.222
SD Başarılı	21	15	36	
Toplam Başarısız	4	10	14	0.142
Toplam Başarılı	39	33	72	
%	% 90.6	% 76.7	% 83.7	

Bu çalışmada maksillada toplam 66 mikro implant uygulanmışken, mandibulada ise toplam 20 mikro implant uygulaması yapılmıştır. Maksillada toplam mikro implant kaybı 10 adet, mandibulada ise bu sayı 4 adettir. Toplam kaybedilen mikro implantların yarısı sol üst bölgede gerçekleşmiştir. Bu durumda maksillaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 84.8 iken mandibulaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 80 olarak bulunmuştur. Yerleştirilen çene ile mikro implant başarısı arasındaki ilişkinin Fisher's Exact testi ile değerlendirilmesi neticesinde aralarında herhangi bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 12).

Tablo 12. Maksilla ve mandibulaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranlarının Fisher's Exact testi ile incelenmesi.

	Maksilla	Mandibula	Toplam	P değeri
ST Başarısız	4	3	7	0.325
ST Başarılı	29	7	36	
SD Başarısız	6	1	7	0.476
SD Başarılı	27	9	36	
Toplam Başarısız	10	4	14	0.730
Toplam Başarılı	56	16	72	
%	% 84.8	% 80	% 83.7	

6.2. Periotest Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Bu çalışma kapsamında toplam 86 adet mikro implant uygulanmıştır. Mikro implant uygulaması sonrasında radyografik olarak kök teması saptanan 8 mikro implant ve bunların karşısındaki mikro implantlar periotest ölçümleri açısından ölçüm dışı bırakılmıştır. Sonuç olarak toplamda 72 adet mikro implantın primer stabilite ve takip ölçümleri yapılmıştır. Periotest ölçümleri mikro implantın mesiali (PTM) ve oklüzali (PTO) olmak üzere iki yönden yapılmıştır. Öncelikle tüm aylarda alınmış periotest ölçümlerinin normal dağılıma uyup uymadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiş ve tüm ayların ölçümlerinde normal dağılım saptanmıştır.

6.2.1. Kız ve Erkeklerde Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Periotest Ölçümlerinin Karşılaştırılması

Tüm ayların ölçümlerinde normal dağılım saptanmasına rağmen kız ve erkek birey sayıları arasında fark olduğundan dolayı ölçümler arasında cinsiyet yönünden bir fark olup olmadığı bütün aylar için non-parametrik Mann Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Cinsiyet açısından tüm aylarda her iki mikro implant tipinin de istatistiksel olarak farklı periotest ölçümü göstermediği görülmüştür. Bu duruma istinaden periotest ölçümleri ile ilgili istatistiklerde cinsiyet ayrımı yapılmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 13-17).

Tablo 13. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların primer stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.

Tip	Ölçüm	Kız (n=22)	Std. Sapma	Erkek (n=14)	Std. Sapma	P değeri
ST	PTM	1.61	2.38	0.92	2.43	0.177
	PTO	2.30	1.57	2.00	1.52	0.161
SD	PTM	0.90	2.35	-0.46	2.93	0.503
	PTO	0.00	2.86	-0.62	3.25	0.344

Tablo 14. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 1. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.

Tip	Ölçüm	Kız (n=21)	Std. Sapma	Erkek (n=10)	Std. Sapma	P değeri
ST	PTM	10.95	7.71	14.33	10.65	0.409
	PTO	10.50	8.14	12.44	7.35	0.351
SD	PTM	14.73	8.35	15.00	7.31	0.865
	PTO	13.05	8.84	11.89	6.58	0.688

Tablo 15. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 2. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.

Tip	Ölçüm	Kız (n=20)	Std. Sapma	Erkek (n=10)	Std. Sapma	P değeri
ST	PTM	14.10	7.34	15.44	7.09	0.724
	PTO	12.24	6.04	14.56	6.06	0.440
SD	PTM	15.57	6.13	13.67	5.87	0.300
	PTO	13.86	6.94	10.22	4.76	0.193

Tablo 16. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 3. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.

Tip	Ölçüm	Kız (n=20)	Std. Sapma	Erkek (n=10)	Std. Sapma	P değeri
ST	PTM	14.76	5.76	17.00	6.83	0.300
	PTO	13.62	5.25	14.33	6.38	0.596
SD	PTM	13.67	5.46	12.67	5.22	0.332
	PTO	11.76	6.02	10.11	4.64	0.690

Tablo 17. Kız ve erkeklerde ST ve SD mikro implantların 4. ay stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile karşılaştırılması.

Tip	Ölçüm	Kız (n=18)	Std. Sapma	Erkek (n=9)	Std. Sapma	P değeri
ST	PTM	15.74	5.53	16.88	6.77	0.423
	PTO	13.05	5.00	14.25	7.16	0.624
SD	PTM	12.32	4.84	12.63	5.92	0.877
	PTO	10.42	5.16	10.13	4.32	0.757

6.2.2. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin Karşılaştırılması

0. ay periotest mesial ölçümleri (PTM) ST mikro implantlar için ortalama 1.36 ± 2.39 iken SD mikro implantlar için ise ortalama -0.11 ± 2.55 bulunmuştur. 0.

aydaki Periotest oklüzal ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 2.19 ± 1.54 iken, SD mikro implantlar için ortalama -0.22 ± 2.97 bulunmuştur. 0. ayda SD mikro implantların hem mesial, hem oklüzal periotest ölçümleri daha iyi stabiliteye işaret edecek şekilde ST mikro implantlarının periotest ölçümlerinden istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 18).

Tablo 18. ST ve SD mikro implantların primer stabilitelerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

	ST (n=36)	Std. Sapma	SD (n=36)	Std. Sapma	P değeri
PTM	1.36	2.39	-0.11	2.55	0.014*
PTO	2.19	1.54	-0.22	2.97	0.000*

* $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

1. ay klinik kontrolde 7 adet mikro implantın stabilitelerini kaybettiği görülmüş ve karşısındaki mikro implantlar ile birlikte araştırma dışı bırakılmıştır. Kalan 31'er adet mikro implant için ölçülen PTM ölçümleri ST mikro implantlar için ortalama 11.94 ± 8.62 iken SD mikro implantlar için ise ortalama 14.81 ± 7.94 bulunmuştur. 1. aydaki PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 11.06 ± 7.84 SD mikro implantlar için ortalama 12.71 ± 8.15 bulunmuştur. Bağımsız t-testi sonucu ST ve SD mikro implantların 1. ay stabiliteleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 19).

Tablo 19. ST ve SD mikro implantların 1. ay stabilitelerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

	ST (n=31)	Std. Sapma	SD (n=31)	Std. Sapma	P değeri
PTM	11.94	8.62	14.81	7.94	0.178
PTO	11.06	7.84	12.71	8.15	0.422

2. ayda bir adet mikro implant kaybı yaşanmıştır ve bunun karşısında yer alan mikro implant da araştırma dışı bırakılmıştır. 2. ay PTM ölçümleri ST mikro implantlar

için ortalama 14.50 ± 7.17 iken, SD mikro implantlar için ise ortalama 15.00 ± 6.23 bulunmuştur. 2. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 12.93 ± 6.04 SD mikro implantlar için ortalama 12.77 ± 6.51 bulunmuştur. Bu ortalamalar bağımsız t-testi ile karşılaştırıldığında 2. ayda ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı gözlemlenmiştir ($p > 0.05$) (Tablo 20).

Tablo 20. ST ve SD mikro implantların 2. ay stabilitelerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

	ST (n=30)	Std. Sapma	SD (n=30)	Std. Sapma	P değeri
PTM	14.50	7.17	15.00	6.23	0.771
PTO	12.93	6.04	12.77	6.51	0.919

3. ay PTM ölçümleri ST mikro implantlar için ortalama 15.43 ± 6.07 iken SD mikro implantlar için ise ortalama 13.37 ± 5.32 bulunmuştur. 3. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 13.83 ± 5.5 iken, SD mikro implantlar için ortalama 11.27 ± 5.62 bulunmuştur. Bağımsız t-testi ile bu ortalamalar karşılaştırıldığında 3. ayda ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 21).

Tablo 21. ST ve SD mikro implantların 3. ay stabilitelerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

	ST (n=30)	Std. Sapma	SD (n=30)	Std. Sapma	P değeri
PTM	15.43	6.07	13.37	5.32	0.166
PTO	13.83	5.51	11.27	5.62	0.079

4. ay periotest ölçümleri alınırken 3. ayda 3 hastada kanin distalizasyonu tamamlandığından bu hastalarda 4. ay periotest ölçümleri alınmamıştır. 4. ay PTM ölçümleri ST mikro implantlar için ortalama 16.07 ± 5.81 iken, SD mikro implantlar için ise ortalama 12.41 ± 5.07 bulunmuştur. 4. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 13.41 ± 5.61 iken, SD mikro implantlar için ortalama 10.33 ± 4.85 bulunmuştur.

Bağımsız t-testi sonuçlarına göre 4. ayda ST ve SD mikro implantların periotest ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 22).

Tablo 22. ST ve SD mikro implantların 4. ay stabilitelerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

	ST (n=27)	Std. Sapma	SD (n=27)	Std. Sapma	P değeri
PTM	16.07	5.81	12.41	5.07	0.017*
PTO	13.41	5.61	10.33	4.85	0.036*

* $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. ay itibariyle 15 tane hastanın kanin distalizasyonu tamamlanmış olduğundan ölçüm yapılabilecek mikro implant sayısı istatistiksel analize imkan vermediği için 5. ay periotest ölçümleri istatistiksel olarak değerlendirilmemiştir.

6.2.3. Maksillada Yer Alan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin Karşılaştırılması

Maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabiliteleri bağımsız t-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır.

0. ay değerlendirme sonucunda ST mikro implantların PTM ölçümleri ortalama 1.11 ± 2.45 iken, SD mikro implantlar için ortalama -0.61 ± 2.37 bulunmuştur. 0. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 2.07 ± 1.3 iken, SD mikro implantlar için ortalama -0.61 ± 2.58 olarak bulunmuştur. Bağımsız t-testi SD mikro implantların periotest ölçümlerinin ST mikro implantlardan istatistiksel olarak daha düşük olduğunu göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 23).

Tablo 23. 0. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların primer stabilitelerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi

	ST (n=28)	Std. Sapma	SD (n=28)	Std. Sapma	P değeri
PTM	1.11	2.45	-0.61	2.37	0.010*
PTO	2.07	1.30	-0.61	2.58	0.000*

* $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

1. ay değerlendirme sonucunda ST mikro implantların PTM ölçümleri ortalama 10.21 ± 8.27 iken, SD mikro implantlar için ortalama -15.63 ± 8.55 bulunmuştur. 1. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 9.13 ± 6.82 iken, SD mikro implantlar için ortalama 12.50 ± 9.04 olarak bulunmuştur. Mesialden yapılan ölçümlere göre ST mikro implantların periotest ölçümleri SD mikro implantlardan istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Oklüzal ölçümlerde de ST mikro implantların periotest ölçüm ortalamaları daha düşüktür ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 24).

Tablo 24. 1. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi

	ST (n=24)	Std. Sapma	SD (n=24)	Std. Sapma	P değeri
PTM	10.21	8.27	15.63	8.55	0.031*
PTO	9.13	6.82	12.50	9.04	0.151

* $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

2. ay değerlendirme sonucunda ST mikro implantların PTM ölçümleri ortalama 13.61 ± 7.00 iken, SD mikro implantlar için ortalama 14.26 ± 5.77 bulunmuştur. 2. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 11.61 ± 5.81 iken, SD mikro implantlar için ortalama 11.52 ± 6.49 olarak bulunmuştur. Bağımsız t-testi ile karşılaştırılan ST ve SD mikro implantların PTM ve PTO ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 25).

Tablo 25. 2. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi

	ST (n=23)	Std. Sapma	SD (n=23)	Std. Sapma	P değeri
PTM	13.61	7.00	14.26	5.77	0.732
PTO	11.61	5.81	11.52	6.49	0.962

3. ay değerlendirme sonucunda ST mikro implantların PTM ölçümleri ortalama 14.96 ± 6.15 iken, SD mikro implantlar için ortalama 12.30 ± 4.51 bulunmuştur. 3. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 12.35 ± 4.89 iken, SD mikro implantlar için ortalama 9.57 ± 4.59 olarak bulunmuştur. Bağımsız t-testi ile ST ve SD mikro implantların PTM ve PTO ölçümlerinin ortalamaları karşılaştırıldığında, elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 26).

Tablo 26. 3. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi

	ST (n=23)	Std. Sapma	SD (n=23)	Std. Sapma	P değeri
PTM	14.96	6.15	12.30	4.51	0.103
PTO	12.35	4.89	9.57	4.59	0.053

4. ay değerlendirme sonucunda ST mikro implantların PTM ölçümleri ortalama 15.14 ± 5.89 iken, SD mikro implantlar için ortalama 12.05 ± 5.11 bulunmuştur. 4. ay PTO ölçümleri ise ST mikro implantlar için ortalama 11.71 ± 4.60 iken, SD mikro implantlar için ortalama 9.19 ± 4.20 olarak bulunmuştur. Bağımsız t-testine göre mesialden yapılan ölçümlere göre ST mikro implantların periotest ölçüm ortalamaları SD mikro implantlardan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuşken ($p < 0.05$), oklüzal yönden yapılan periotest ölçümlerinde de ST mikro implantların periotest ölçüm ortalamaları daha yüksektir ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 27).

Tablo 27. 4. ayda maksillada yer alan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin bağımsız t-testi ile incelenmesi

	ST (n=21)	Std. Sapma	SD (n=21)	Std. Sapma	P değeri
PTM	15.14	5.89	11.71	4.60	0.042*
PTO	12.05	5.11	9.19	4.20	0.055

* $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.4. Mandibulada Uygulanan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Stabilitelerinin Karşılaştırılması

Mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implant stabilitesi 0., 1., 2., 3. ve 4. aylarda Mann Whitney U testiyle karşılaştırılmış ve mikro implantların periotest değerleri arasında hiçbir ayda istatistiksel fark görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 28-32).

Tablo 28. 0. ay mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi

Mandibula	ST (n=8)		SD (n=8)		P değeri
	Ortalama	Std. Sapma	Ortalama	Std. Sapma	
PTM	2.25	2.05	1.63	2.50	0.520
PTO	2.63	2.26	1.13	3.98	0.397

Tablo 29. 1. ay mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi

Mandibula	ST (n=7)		SD (n=7)		P değeri
	Ortalama	Std. Sapma	Ortalama	Std. Sapma	
PTM	17.86	7.51	12.00	4.83	0.109
PTO	17.71	7.91	13.42	4.27	0.248

Tablo 30. 2. ay mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi

Mandibula	ST (n=7)		SD (n=7)		P değeri
	Ortalama	Std. Sapma	Ortalama	Std. Sapma	
PTM	17.43	7.45	17.43	6.65	1.000
PTO	17.29	4.88	16.86	4.98	0.898

Tablo 31. 3. ay mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi

Mandibula	ST (n=7)		SD (n=7)		P değeri
	Ortalama	Std. Sapma	Ortalama	Std. Sapma	
PTM	17.00	5.97	16.86	6.59	0.898
PTO	18.71	4.78	16.86	5.27	0.654

Tablo 32. 4. ay mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların stabilitelerinin Mann Whitney U testi ile incelenmesi

Mandibula	ST (n=6)		SD (n=6)		P değeri
	Ortalama	Std. Sapma	Ortalama	Std. Sapma	
PTM	19.33	4.54	14.83	6.30	0.197
PTO	18.17	4.91	14.33	5.20	0.256

6.2.5. Maksillaya Uygulanan Mikro İmplantların Tip ve Yön Açısından Karşılaştırılması

6.2.5.1. Maksillada Sağ ve Sol Tarafa Yerleştirilen Self-Tapping Mikro İmplantların Karşılaştırılması

Maksillanın sağ ve sol taraflarına yerleştirilmiş olan ST mikro implantların periotest ölçümlerinin kıyaslanması bağımsız t-testi ile yapılmıştır. PTM ve PTO ölçümlerinin sağ ve sol tarafta hiçbir ayda istatistiksel olarak anlamlı fark göstermediği görülmektedir ($p>0.05$) (Tablo 33).

Tablo 33. Sağ ve sol tarafa yerleştirilen ST mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Ölçüm	Ay	Sağ ST	Std. Sapma	Sol ST	Std. Sapma	P değeri
PTM	0. ay	-0.08	2.27	2.00	2.25	0.064
	1. ay	8.80	7.56	11.21	8.87	0.493
	2. ay	12.78	6.96	14.14	7.24	0.659
	3. ay	13.89	6.39	15.64	6.13	0.517
	4. ay	14.78	6.01	15.42	6.05	0.813
PTO	0. ay	2.25	1.42	1.94	1.23	0.540
	1. ay	9.90	7.88	8.57	6.22	0.649
	2. ay	12.00	5.74	11.36	6.00	0.803
	3. ay	12.44	4.66	12.29	5.21	0.942
	4. ay	12.00	5.09	12.08	5.35	0.972

6.2.5.2. Maksillada Sağ ve Sol Tarafa Yerleştirilen Self-Drilling Mikro İmplantların Karşılaştırılması

Maksillanın sağ ve sol taraflarına yerleştirilmiş olan SD mikro implantların periotest ölçümlerinin kıyaslanması bağımsız t-testi ile yapılmıştır. Elde edilen PTM ve PTO ölçümlerinin sağ ve sol tarafta hiçbir ayda istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği görülmektedir ($p>0.05$) (Tablo 34).

Tablo 34. Sağ ve sol tarafa yerleştirilen SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi testi ile karşılaştırılması.

Ölçüm	Ay	Sağ SD	Std. Sapma	Sol SD	Std. Sapma	P değeri
PTM	0. ay	-0.81	2.07	-0.33	2.80	0.607
	1. ay	14.14	9.28	17.70	7.34	0.326
	2. ay	14.29	5.82	14.22	6.03	0.980
	3. ay	13.07	5.15	11.11	3.21	0.321
	4. ay	12.83	5.20	10.22	3.38	0.206
PTO	0. ay	-0.88	2.33	-0.25	2.95	0.537
	1. ay	11.14	10.38	14.40	6.81	0.396
	2. ay	11.14	7.53	12.11	4.80	0.736
	3. ay	9.71	5.19	9.33	3.74	0.851
	4. ay	9.83	4.87	8.33	3.16	0.432

6.2.5.3. Maksillada Sağ Tarafa Yerleştirilen Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Karşılaştırılması

Maksillanın sağ tarafına yerleştirilen mikro implantlar, uygulama yöntemi açısından bağımsız t-testi ile karşılaştırılmıştır. PTM ölçümleri açısından hiçbir ayda ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). PTO ölçümleri açısından değerlendirildiğinde ise 0. ayda sağ tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel fark mevcutken ($p<0.05$), diğer aylarda istatistiksel bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 35).

Tablo 35. Sağ tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Ölçüm	Ay	Sağ ST	Std. Sapma	Sağ SD	Std. Sapma	P değeri
PTM	0. ay	-0.08	2.27	-0.81	2.07	0.385
	1. ay	8.80	7.56	14.14	9.28	0.149
	2. ay	12.78	6.96	14.29	5.82	0.580
	3. ay	13.89	6.39	13.07	5.15	0.739
	4. ay	14.78	6.01	12.83	5.20	0.437
PTO	0. ay	2.25	1.42	-0.88	2.33	0.000*
	1. ay	9.90	7.88	11.14	10.38	0.754
	2. ay	12.00	5.74	11.14	7.53	0.774
	3. ay	12.44	4.66	9.71	5.19	0.215
	4. ay	12.00	5.09	9.83	4.87	0.335

* $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.5.4. Maksillada Sol Tarafa Yerleştirilen Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Karşılaştırılması

Maksillanın sol tarafına yerleştirilen mikro implantlar, uygulama yöntemi açısından bağımsız t-testi ile karşılaştırılmıştır. PTM ölçümleri açısından 0. ve 4. aylarda ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$). PTO ölçümleri açısından değerlendirildiğinde ise 0. ayda sol tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel fark mevcutken diğer aylarda istatistiksel bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 36).

Tablo 36. Sol tarafa yerleştirilen ST ve SD mikro implantların mesial ve oklüzal ölçümlerinin bağımsız t-testi testi ile karşılaştırılması.

Ölçüm	Ay	Sol ST	Std. Sapma	Sol SD	Std. Sapma	P değeri
PTM	0. ay	2.00	2.25	-0.33	2.80	0.022*
	1. ay	11.21	8.87	17.70	7.34	0.072
	2. ay	14.14	7.24	14.22	6.03	0.978
	3. ay	15.64	6.13	11.11	3.21	0.055
	4. ay	15.42	6.05	10.22	3.38	0.032*
PTO	0. ay	1.94	1.23	-0.25	2.95	0.030*
	1. ay	8.46	6.46	14.40	6.81	0.093
	2. ay	11.36	6.05	12.11	4.80	0.756
	3. ay	12.29	5.21	9.33	3.74	0.157
	4. ay	12.08	5.35	8.33	3.16	0.078

* $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.6. Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

Tüm ST ve SD mikro implantların tedavi sürecinde periotest ölçümlerinin değişimi tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiş ve Şekil 6 ve 7 'de grafik olarak gösterilmiştir. PTM ve PTO ölçümlerinden elde edilen Mauchly's Test of Sphericity değerleri sırasıyla 0.001 ve 0.000 olarak bulunmuş ve $p < 0.05$ olduğundan dolayı Pillai's Trace değerine bakılmıştır. Tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ve bu farkın nedenini belirlemek için post-hoc testler uygulanmıştır ($p=0.00$).

6.2.6.1. Self-Tapping Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

ST mikro implantların PTM ölçümleri 0. ay ile diğer aylar arasında ve 1. ay ile 4. ay arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p < 0.05$) (Tablo 37). PTO ölçümleri ise sadece 0. ay ile diğer aylar arasında ve 1. ay ile 3. ay arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ($p < 0.05$) (Tablo 38).

Tablo 37. ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-9.889	-13.000	-14.333	-15.111
	Std. Error		1.553	1.319	1.137	1.088
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		-3.111	-4.444	-5.222
	Std. Error	-		1.184	1.516	1.324
	P değeri	-		0.143	0.069	0.005*
2. ay	Mean Difference	-	-		-1.333	-2.111
	Std. Error	-	-		0.952	0.803
	P değeri	-	-		1.000	0.142
3. ay	Mean Difference	-	-	-		-0.778
	Std. Error	-	-	-		0.690
	P değeri	-	-	-		1.000
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

*Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 38. ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-8.037	-10.889	-11.889	-11.519
	Std. Error		1.420	1.221	1.106	1.140
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		-2.852	-3.852	-3.481
	Std. Error	-		1.040	1.146	1.175
	P değeri	-		0.109	0.024*	0.064
2. ay	Mean Difference	-	-		-1.000	-0.630
	Std. Error	-	-		0.539	0.639
	P değeri	-	-		0.750	1.000
3. ay	Mean Difference	-	-	-		-0.370
	Std. Error	-	-	-		0.414
	P değeri	-	-	-		1.000
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.6.2. Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

SD mikro implantların PTM ve PTO ölçümleri incelendiğinde, 0. ay ile diğer aylar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcutken ($p<0.05$), diğer ayların kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 39,40).

Tablo 39. SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-16.444	-15.296	-13.704	-13.037
	Std. Error		1.709	1.191	0.987	0.967
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		1.148	2.741	3.407
	Std. Error	-		1.174	1.487	1.570
	P değeri	-		1.000	0.768	0.393
2. ay	Mean Difference	-	-		1.593	2.259
	Std. Error	-	-		0.634	0.758
	P değeri	-	-		0.186	0.062
3. ay	Mean Difference	-	-	-		0.667
	Std. Error	-	-	-		0.316
	P değeri	-	-	-		0.445
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

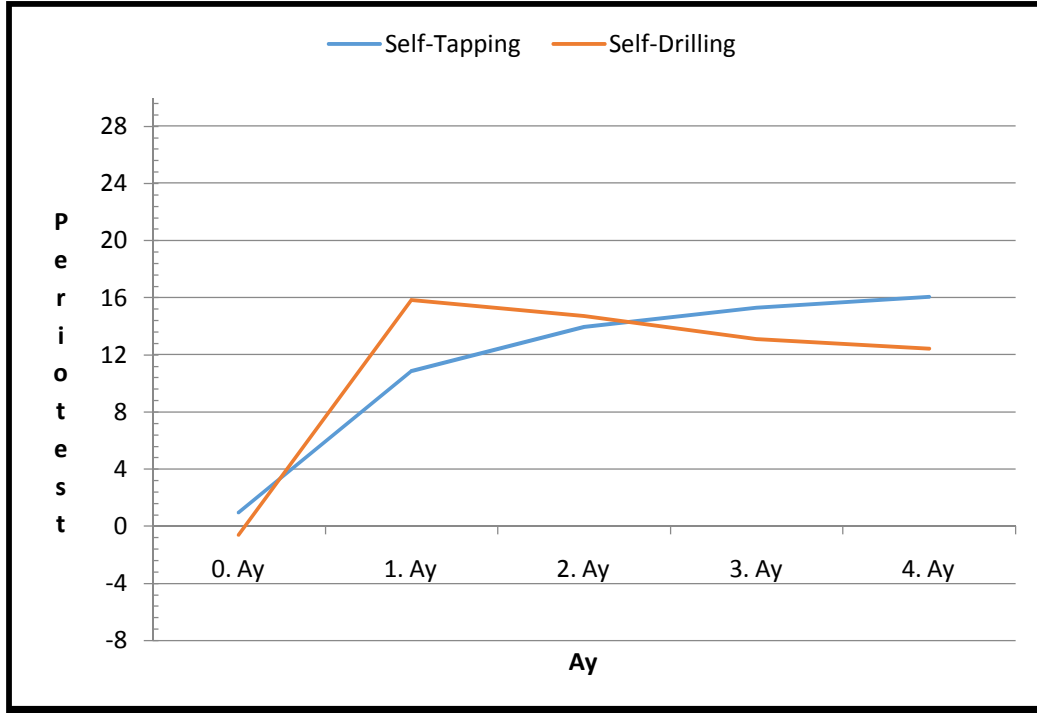
* Bonferroni düzeltmesine göre $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 40. SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

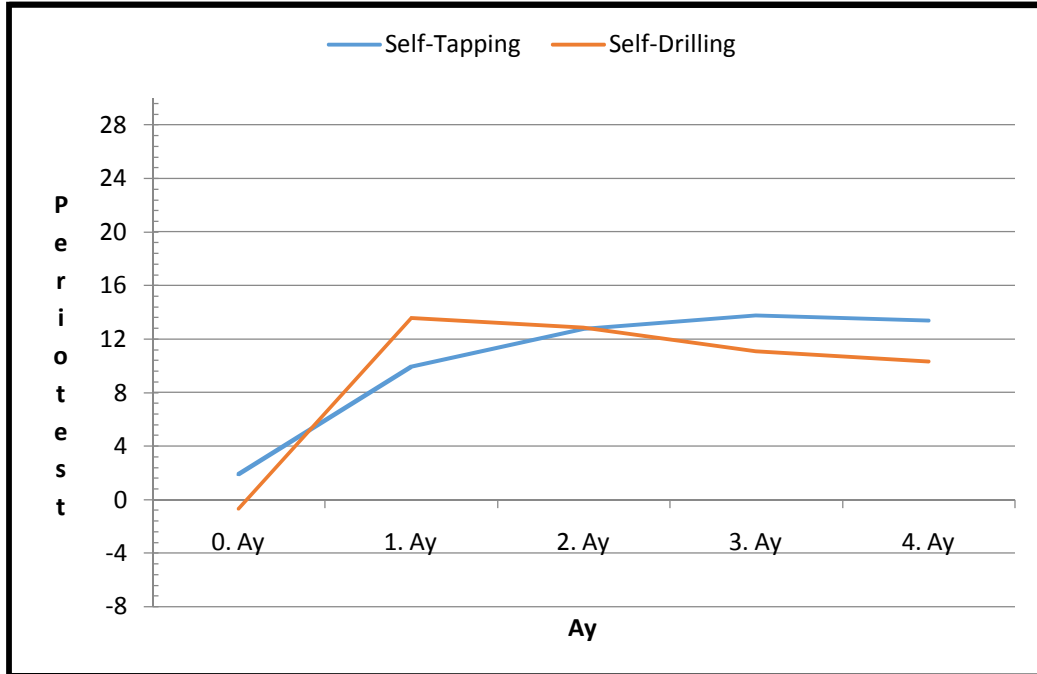
		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-14.296	-13.593	-11.815	-11.037
	Std. Error		1.640	1.226	0.940	0.896
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		0.704	2.481	3.259
	Std. Error	-		1.213	1.322	1.376
	P değeri	-		1.000	0.718	0.256
2. ay	Mean Difference	-	-		1.778	2.556
	Std. Error	-	-		0.845	1.008
	P değeri	-	-		0.451	0.175
3. ay	Mean Difference	-	-	-		0.778
	Std. Error	-	-	-		0.304
	P değeri	-	-	-		0.165
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Şekil 6. ST ve SD mikro implantların PTM ölçümlerinin aylara göre grafiği.



Şekil 7. ST ve SD mikro implantların PTO ölçümlerinin aylara göre grafiği.



6.2.7. Maksillada Uygulanmış Olan Self-Tapping ve Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

Maksillada ST ve SD mikro implantların tedavi sürecinde periotest ölçümlerinin değişimi, tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmiştir. PTM ve PTO ölçümlerinden elde edilen Mauchly's Test of Sphericity değerleri sırasıyla 0.001 ve 0.000 olarak bulunmuş ve $p < 0.05$ olduğundan dolayı Pillai's Trace değerine bakılmıştır. Tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ve bu farkın nedenini belirlemek için post-hoc testler uygulanmıştır ($p=0.00$).

6.2.7.1. Maksillada Uygulanmış Olan Self-Tapping Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

Maksillada uygulanmış olan ST mikro implantların PTM ve PTO ölçümleri 0. ay ile diğer aylar arasında ve 1. ay ile 3. ve 4. ay arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 41,42).

Tablo 41. Maksillada yer alan ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-8.667	-12.714	-14.429	-14.571
	Std. Error		1.791	1.565	1.369	1.303
	P değeri		0.001*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		-4.048	-5.762	-5.905
	Std. Error	-		1.410	1.799	1.521
	P değeri	-		0.095	0.045*	0.009*
2. ay	Mean Difference	-	-		-1.714	-1.857
	Std. Error	-	-		1.203	0.826
	P değeri	-	-		1.000	0.360
3. ay	Mean Difference	-	-	-		-0.143
	Std. Error	-	-	-		0.694
	P değeri	-	-	-		1.000
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 42. Maksillada yer alan ST mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-6.333	-9.857	-10.810	-10.286
	Std. Error		1.435	1.391	1.118	1.219
	P değeri		0.003*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		-3.524	-4.476	-3.952
	Std. Error	-		1.152	1.234	1.200
	P değeri	-		0.062	0.017*	0.036*
2. ay	Mean Difference	-	-		-0.952	-0.429
	Std. Error	-	-		0.634	0.732
	P değeri	-	-		1.000	1.000
3. ay	Mean Difference	-	-	-		0.524
	Std. Error	-	-	-		0.273
	P değeri	-	-	-		0.691
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.7.2. Maksillada Uygulanmış Olan Self-Drilling Mikro İmplantların Tedavi Sürecinde Değerlendirilmesi

Maksillada uygulanmış olan SD mikro implantların PTM ve PTO ölçümleri incelendiğinde, 0. ay ile diğer aylar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcutken ($p < 0.05$), diğer ayların kendi aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 43,44).

Tablo 43. Maksillada yer alan SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTM ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-18.095	-15.571	-13.714	-13.048
	Std. Error		1.943	1.301	1.015	0.977
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		2.524	4.381	5.048
	Std. Error	-		1.321	1.685	1.822
	P değeri	-		0.706	0.171	0.118
2. ay	Mean Difference	-	-		1.857	2.524
	Std. Error	-	-		0.775	0.948
	P değeri	-	-		0.265	0.149
3. ay	Mean Difference	-	-	-		0.667
	Std. Error	-	-	-		0.380
	P değeri	-	-	-		0.947
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 44. Maksillada yer alan SD mikro implantların tedavi sürecindeki PTO ölçümlerinin tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirilmesi.

		0. ay	1. ay	2. ay	3. ay	4. ay
0. ay	Mean Difference		-15.095	-13.524	-11.286	-10.714
	Std. Error		1.961	1.275	1.035	0.969
	P değeri		0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
1. ay	Mean Difference	-		1.571	3.810	4.381
	Std. Error	-		1.494	1.487	1.619
	P değeri	-		1.000	0.186	0.136
2. ay	Mean Difference	-	-		2.238	2.810
	Std. Error	-	-		0.968	1.226
	P değeri	-	-		0.316	0.329
3. ay	Mean Difference	-	-	-		0.571
	Std. Error	-	-	-		0.369
	P değeri	-	-	-		1.000
4. ay	Mean Difference	-	-	-	-	
	Std. Error	-	-	-	-	
	P değeri	-	-	-	-	
ANOVA P değeri: 0.000						

* Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

6.2.8. Mandibulaya Uygulanan Mikro İmplantların Tedavi Başı ve Sonu Stabiliteilerinin Değerlendirilmesi

Mandibulada uygulanan ST ve SD mikro implantların primer stabiliteileri ile 4. ay stabiliteileri arasında istatistiksel fark Wilcoxon testi ile incelenmiş ve 0. ay ile 4. ay stabiliteileri arasında hem ST hem de SD mikro implantlarda istatistiksel fark bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 45,46).

Tablo 45. Mandibulada uygulanan ST mikro implantların 0. ay ile 4. ay periotest ölçümlerinin karşılaştırılması.

ST (n=6)	0. ay	Std. Sapma	4. ay	Std. Sapma	P değeri
PTM	2.33	2.06	19.33	4.54	0.028*
PTO	2.33	2.58	18.17	4.91	0.027*

* Wilcoxon testi, $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 46. Mandibulada uygulanan SD mikro implantların 0. ay ile 4. ay periotest ölçümlerinin karşılaştırılması.

SD (n=6)	0. ay	Std. Sapma	4. ay	Std. Sapma	P değeri
PTM	1.83	2.85	14.83	6.30	0.028*
PTO	2.17	3.65	14.33	5.20	0.027*

* Wilcoxon testi, $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

7. TARTIŞMA

Ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı olan direnç olarak tanımlanmaktadır ve ankraj kaybı ortodontik tedavilerde yaşanan önemli komplikasyonlardan biri olarak karşımıza çıkar. Bu nedenle ankraj, seviyelemeden itibaren ortodontik tedavinin her safhasında önem arz eden bir konudur (21).

Günümüzde intraoral bölgede ankraj kontrolünü sağlamak için transpalatal ark, lingual ark, nance aygıtı ve intermaksiller elastikler gibi aygıtlar kullanılmaktadır. Bu tip geleneksel ankraj aygıtlarının istenmeyen ekstrüzyon, intrüzyon, protrüzyon ve tipping gibi yan etkileri olduğu bilinmektedir. Bu tip yan etkileri elimine etmek amacıyla iskelet yapıdan destek alma düşüncesi ortaya çıkmış ve dental implantlar iskeletsel ankraj olarak kullanılmaya başlanmıştır (10).

Ortodontik ankraj amacıyla kullanılan geleneksel dental implantların, geniş ve uzun olmaları ve osseointegre olmaları gibi dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla ortodontik mikro implantlar tasarlanmıştır. Ortodontik mikro implantların çaplarının küçük ve kısa olması ve buton veya braket başlı olabilmeleri bunları ortodontik olarak daha fonksiyonel kılmıştır (11).

Ortodontik mikro implantlar yerleştirme tekniğine göre self-tapping ve self-drilling olmak üzere ikiye ayrılır. ST mikro implantlarda, implant yerleştirilmeden önce özel driller yardımıyla vidanın yerleşeceği oluk açılır ve daha sonra mikro implant yerleştirilir. SD mikro implantlarda ise herhangi bir dril kullanılmadan vida direkt olarak alveolar kemiğe yerleştirilmektedir.

Bir mikro implantın başarılı olabilmesi için yeterli primer ve sekonder stabilitesinin olması ve tüm yükleme periyodunda stabil kalması gerekmektedir. Günümüzde mikro implantların primer stabilitesinin değerlendirildiği çalışmalar mevcutken (57,79,125,127), hem primer hem de sekonder stabilitelerini değerlendirilen klinik çalışmalar yeterli değildir.

Bu çalışmadaki amacımız birinci premolar diş çekimli vakalarda ST ve SD ortodontik mikro implantların stabilitelerini kanin distalizasyonu sürecinde karşılaştırmak ve stabilizeyi etkileyen faktörleri değerlendirmektir.

Araştırma grubumuz, tedavileri alt veya üst çenede veya her iki çenede de daimi birinci premolar diş çekimi yapılarak yürütülecek olan ve çalışmaya kendi rızası ile katılmış bulunan 34 bireyden oluşmuştur.

Çalışmamıza dahil edilen bireylerin yaş ortalaması 16.47 ± 2.3 yıldır. Daha önceki çalışmalarda yaş ortalamaları genelde 19 veya 20 yaş altı ve üstü olarak sınıflandırıldığı görülmüştür. Bunun nedeni yaş ilerledikçe kortikal kemik kalınlığının ve kemik yoğunluğunun artması olarak bildirilmiştir (94,96). Ancak çalışmamızda yer alan bireylerin yaş ortalaması 19 yaşın altında olmasından dolayı yaşa bağlı herhangi bir sınıflandırma yapma gereği görülmemiştir.

Bu çalışmada, uygulanan mikro implantların 52 tanesi kız, 34 tanesi erkek bireylerde kullanılmıştır. Bu yönüyle de çalışma grubumuz Türköz ve ark. (128) ile benzerlik göstermekteyken, Gupta ve ark. (129)'nın yaptığı çalışmada ise mikro implantların 3/4'ü kızlarda, 1/4'ü erkeklerde uygulanmıştır.

Çalışmamız, maksillada, mandibulada veya her ikisinde de birinci premolar diş çekimi sonrasında maksimum ankraj ile tedavi gereksinimi olan vakalar üzerinde yürütülmüştür. Birinci premolar diş çekimi sonrası sabit ortodontik tedaviye başlanmış ve seviyeleme tamamlanmıştır.

Daha önceki çalışmalarda, birinci premolar diş çekimli maksimum ankraj vakalarında mikro implantların genellikle ikinci premolar ve birinci molar dişler arasına yerleştirildiği bildirilmiştir (61,63,104,125). Çalışmamızda da mikro implantların birinci molar ve ikinci premolar dişler arasına yerleştirilmesi tercih edilmiştir.

Mikro implantlar split mouth tasarımına uygun olarak yerleştirilmiştir. Yüz, maksilla ve mandibula ile sağ ve sol olmak üzere dört kadrana ayrıldığında, sağ üst ile sol alt tarafa veya sol üst ile sağ alt tarafa aynı tipte mikro implant yerleştirilmiştir. Daha az sayıda hasta ile paralel grupları karşılaştırma olanağı sunmasının split mouth tekniğinin en önemli avantajı olduğu bildirilmiştir (130). Aynı hastalarda sağ ve sol taraftaki kortikal kemik kalınlık ve kemik yoğunluklarının, iki ayrı grup hastaya göre farkının daha az olması da split mouth tasarımının çalışmamız açısından avantajlı olmasını sağlamaktadır.

Literatürde birinci molar ve ikinci premolar dişler arasında 1.2 mm ile 1.8 mm arasında değişen çaplarda mikro implantlar tercih edildiği görülmüştür

(97,101,125,131,132). Çalışmamızda 1.5 mm çapındaki ST ve SD mikro implantların kullanılması tercih edilmiştir.

Mikro implantların çapının, uzunluğunun, yiv yapısının, şeklinin ve yüzey özelliklerinin mikro implantların stabilitesini etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (63,68-74,79,80,133). Mikro implantların yapısal özelliklerinin stabiliteyi etkilememesi için aynı firmanın aynı çapta, aynı uzunlukta, aynı yiv yapısında, aynı şekilde ve aynı yüzey özelliklerine sahip ve sadece yerleştirme yöntemi açısından farklı olan mikro implantları tercih edilmiştir.

Kökler arasına yerleştirilen mikro implantların yerleştirme açısının, mikro implantların stabilitesini etkileyip etkilemediği hala tartışma konusudur. Bazı yazarlar kortikal kemiğe daha fazla temas sağlayarak stabiliteyi arttırmak ve kök temasından kaçınmak amacıyla mikro implantların açılı şekilde yerleştirilmelerini savunmuşlardır (58,134-136). Xu ve ark. (135), yaptıkları araştırmada 12 av köpeği maksillasına 30°, 50°, 70° ve 90° açılarla 4 adet olmak üzere toplam 48 adet mikro implant yerleştirmişlerdir. Her yarım çenede yer alan 2 mikro implant arasına kapalı yaylar ile 2N kuvvet uygulamışlar ve 8 hafta takip etmişlerdir. 8 hafta sonunda hayvanlar öldürülmüş ve instron cihazıyla pull-out testi yapılarak stabilite ölçülmüştür. Sonuç olarak 50° ve 70° açılarla yerleştirilen mikro implantlar daha stabil bulunurken aşırı oblik ve dik olarak yerleştirilen mikro implantların stabilitesinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Kim ve ark. (137), cone-beam CT kullanarak birinci molar ve ikinci premolar dişler arası bölgeyi implant yerleştirme uygunluğu açısından incelemişler ve 35 hastada 1 mm aralıklarla yapılan incelemede mikro implantların dişlerin uzun aksına 45°'den daha az açıyla yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir.

Mikro implantların alveolar kemiğe dik olarak yerleştirilmesini tavsiye eden çalışmalar da mevcuttur (108,109,138). Woodall ve ark. (138), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında her bir yarım çeneye 24 adet olmak üzere toplamda 96 adet mikro implantı alveolar kemiğe 30°, 60° ve 90° açılarla yerleştirdikten sonra mikro implantlar 0.6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulamışlardır. Sonuç olarak mikro implantların alveolar kemiğe 90°'den az açıyla yerleştirilmesinin kuvvet ankraj direnci açısından bir avantaj sağlamadığını bildirmişlerdir. Lee ve ark. (108), yaptıkları araştırmada farklı yerleştirme açılarını ve yükleme oryantasyonların, pull-out testi ve

sonlu elemanlar analizi kombinasyonuyla karşılaştırmışlardır. 30°, 60° ve 90° açılarla yerleştirdikleri mikro implantlara 800'er gr kuvvet uygulamışlar ve sonuç olarak ağır ortopedik kuvvetler uygulandığında biyolojik ve biyomekanik stabilite avantajı sağlamak için ortodontik mikro implantların kortikal kemiğe dik olarak yerleştirilmesini önermişlerdir. Jasmine ve ark. (109), yaptıkları araştırmada 1.3×7 mm ve 1.3×8 mm ebatlarındaki mikro implantları sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir. Kortikal kemiğe 30°, 45°, 60° ve 90° açıyla yerleştirilen mikro implantlara 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Sonuç olarak kortikal kemiğe 90° açıyla yerleştirilen mikro implantların, mikro implanta gelen stresi azalttığını bildirmişler ve daha iyi bir stabilite için mikro implantların kortikal kemiğe dik bir şekilde yerleştirilmesini önermişlerdir.

Jung ve ark. (139) ise 130 tane hastaya 1.3×8 mm veya 1.2×8 mm ebatlarında toplamda 228 tane mikro implant uygulamışlar ve CBCT kullanarak mikro implantların yerleştirme açısının başarı oranını etkileyip etkilemediği incelemişlerdir. Sonuç olarak vertikal ve horizontal yerleştirme açılarının ve kortikal kemik kalınlığının mikro implant stabilitesini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Bu araştırmalar ışığında yerleştirme açısının mikro implant stabilitesini etkilemesi ihtimali göz önünde bulundurularak, çalışmamızda mikro implantlar olabildiğince kortikal kemiğe dik olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ST mikro implantların yerleştirilmesinde 1.2 mm çapında dril kullanılmıştır. Gantous ve Philips (59), ST mikro implantlar yerleştirilirken kullanılacak olan drilin mikro implant çapının % 70-85'i kadar olması gerektiğini bildirmişlerdir. Nanda (140), 1.3 mm çapında mikro implantlar için 0.9 mm çapında dril kullanımını önermiştir. Uemura ve ark. (126), yaptıkları çalışmada dril çapının mikro implant çapının % 69-76 arasında olması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda kullanılan 1.5 mm çapında mikro implant için kullanılan 1.2 mm çapında dril implant çapının % 80'ine tekabül etmektedir.

Araştırmamızda kanin distalizasyonu sırasında, kanin dişlerin paralel hareketini sağlamak amacıyla iki önlem alınmıştır. İlk olarak distalizasyonun 0.017"×0.025" paslanmaz çelik ark teli üzerinde uygulanması, ikinci olarak ise kanin dişe ait distalizasyon kuvvetinin power hook vasıtasıyla uygulanarak kuvvetin direnç merkezine yaklaştırılmaya çalışılmasıdır.

Periotest cihazıyla mikro implantların stabilite ölçümleri gerçekleştirildikten sonra mikro implant ile power hook arasında kapalı yaylar ile 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Mezomo ve ark. (141) ve Burrow (142), sürtünmeli sistem ile yaptıkları kanin distalizasyonunda 0.018" ark teli üzerinde 150 gr kuvvet uygulamışlardır. Santiago ve ark. (101), sürtünmeli sistemde mikro implant ankrajı kullanarak kanin distalizasyonu yaptıkları çalışmalarında 0.017"×0.025" ark teli üzerinde 200 gr kuvvet uygulamışlardır. Bir dişin paralel bir şekilde hareket etmesi için dişin kök yüzey alanı hesaba katıldığında gereken kuvvet 70 ile 120 gr arasında olmaktadır (3). Distalizasyon sırasında ark telinin braket ile yaptığı sürtünme kuvveti de hesaba katıldığında, yaptığımız çalışmada kanin distalizasyonu amacıyla kapalı yaylar vasıtasıyla 200 gr kuvvet uygulanmıştır.

Hastalar aylık kontrollerle görülmüştür. Mikro implant etrafında oral hijyenin sağlanmasının implant stabilitesi ve başarısı açısından önemli olduğu bildirilmiştir (67,68). Bu nedenle gerekli görüldüğünde oral hijyen konusunda uyarılar yapılmış ve diş fırçalama eğitimi verilmiştir. Bunlara ek olarak kapalı yaylar çıkartıldığında mikro implant çevresi bakımı yapılmıştır. Periotest cihazı ile stabilite kontrolü yapıldıktan sonra power hooklar ve ark teli kontrol edilip kapalı yaylar 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde tekrar yerleştirilmiştir. Periotest ölçümleri kanin distalizasyonu tamamlanana kadar kontroller sürdürülmüştür.

Bu çalışmada, mikro implantların tedavi sürecindeki stabilitelerini incelemek için kanin distalizasyonu yapılan vakaları tercih etmemizin iki nedeni vardır. Birincisi kanin distalizasyonu yapılan vakalarda mikro implantların sıklıkla kullanılması, ikincisi ise mikro implantların uygulandığı bölgelerin periotest ölçümünün yapılabilmesine müsait olmasıdır.

Thiruvenkatachari ve ark. (131), kapalı yaylar ile kanin distalizasyonu yaptıkları çalışmalarında ortalama distalizasyon süresinin 4-5 ay arasında olduğunu bildirmişlerdir. Ziegler ve Ingervall (6), sürtünmeli sistemde elastik kullanarak yaptığı kanin retraksiyonu ile segmental olarak Gjessing kanin retraksiyon springini karşılaştırdıkları çalışmalarında kanin distalizasyonu süresinin ortalama 103 gün olduğunu bildirmişlerdir. Rajcich ve Sadowsky (4), kapalı yaylar ile yaptıkları kanin

distalizasyonunun süresinin ortalama 7.1 ay olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise kanin distalizasyonunun süresi ise ortalama 4.51 ± 0.91 ay olarak bulunmuştur.

Bu çalışmadaki amacımız, ST ve SD ortodontik mikro implantların başarı oranlarını değerlendirmek ve yerleştirme yöntemlerinin tedavi süreci boyunca stabiliteye olan etkisini incelemek olduğundan dolayı yöntem farkı haricinde mikro implant stabilitesini etkileyebilecek faktörler mümkün olduğunca elimine edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla aynı firmanın aynı çapta, aynı boyutta, aynı şekilde ve aynı yüzey özelliklerine sahip implantları kullanılmıştır. ST mikro implantların SD mikro implantlardan farkı implant yiv kenarlarının keskin olmamasıdır.

Mikro implant çaplarının stabiliteye etkisiyle ilgili çalışmalar mevcuttur. Lim ve ark. (143), minivida kalınlığı arttıkça maksimum yerleştirme torkunun ve primer stabilitenin arttığını bildirmişlerdir. Fritz ve ark. (144), yaptıkları in vivo araştırmada 1.4 mm, 1.6 mm ve 2 mm çaplarındaki mikro implantların stabilitesini incelemişlerdir. 17 hasta üzerinde yaptıkları araştırma sonucunda ortodontik ankraj amacıyla 1.6 mm ve 2 mm çaplarındaki mikro implantların kullanılmasını önermişlerdir.

Seçilen bireylerde anatomik faktörlerin oluşturmuş olabileceği farklılıkları minimize etmek için, bütün mikro implantlar birinci molar diş ve ikinci premolar diş arasında yapışık dişeti ve mukogingival hat sınırına uygulanmıştır.

Hipodiverjan veya hiperdiverjan bireylerde bukkal alveolar kortikal kemik kalınlığının değişebildiği ve hipodiverjan vakalarda kortikal kemik kalınlığının hiperdiverjan vakalara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. (145,146). Araştırma grubumuzdaki hastaların dik yön boyutuyla ilgili GoGn/SN açısı ölçümü ortalaması $33.79^\circ \pm 4.87^\circ$ 'dir. Bu açı için norm değeri $32^\circ \pm 6^\circ$ olarak bildirilmiş olduğundan vakalarımızda kortikal kemik kalınlığına etki edebilecek dik yön artışının veya azalmasının minimal olduğu söylenebilir.

Ortodontik kuvvetin uygulanma zamanlamasının, şiddetinin, tipinin ve yönünün mikro implantların stabilitesini etkilediği bildirilmiştir (53,63,68,98,100,102). Bu nedenle çalışmamızda mikro implantların tümüne immedat yükleme yapılarak kuvvetin uygulama zamanlaması, aynı yönde kapalı yaylar ile 200'er gr kuvvet uygulanarak kuvvetin şiddeti, tipi ve yönü mümkün olduğunca standardize edilmiştir.

Mikro implant başarısında yerleştirme torkunun da etkili olabileceği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (60,103,104). Yerleştirme torkunu standardize etmek için motorlu driverlar geliştirilmiştir. Ancak çalışmamızda kullanılmış olan mikro implantlar için geliştirilmiş bir cihaz mevcut değildir. Bununla birlikte tüm mikro implantlar tek bir araştırmacı tarafından yerleştirildiğinden, bu konuda oluşabilecek varyasyonların en aza indirgenmiş olduğu düşünülmüştür.

Yerleştirme yönteminin mikro implant stabilitesini etkileyip etkilemediği tartışmalıdır. Yerleştirme yönteminin mikro implant stabilitesi üzerinde etkisinin olmadığını bildiren çalışmalar varken (57,112), bunun zıttına yerleştirme yönteminin mikro implant stabilitesini etkilediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (110,111). Literatür bilgisi ışığında mikro implant stabilitesini etkileyebilecek pek çok faktör bulunmakla birlikte, bu çalışmada esas olarak yerleştirme yöntemlerinin kanin distalizasyonu sürecinde mikro implant stabilitesine etkilerinin araştırılması amaçlanmıştır.

Mikro implant stabilitesi; yerleştirme tork testi, pull-out testi, rezonans frekans analizi ve periotest uygulamalarıyla ölçülebilmektedir.

Yerleştirme tork testi, mikro implantların yerleştirilmesi sırasında uygulanan torkun, özel bir cihaz tarafından ölçülmesi vasıtasıyla yapılmaktadır (74,104,143,147). Ancak bu test ile mikro implantların sadece primer stabilitesi ölçülebildiğinden çalışmamızda bu yöntem tercih edilmemiştir.

Mikro implantların stabilitesi pull-out testi ile de değerlendirilmektedir (57,74,92,120). Bu metot uygulanırken mikro implant kemik bloklarına yerleştirilmekte ve instron cihazı vasıtasıyla çekilerek çıkartılmaktadır. Bu esnada elde edilen değer mikro implantın stabilitesini göstermektedir. Bu testin bireyler üzerinde klinik olarak uygulanabilirliği yoktur.

Günümüzde mikro implant stabilitesinin klinik ölçümünün non-invaziv olarak yapılabilirdiği güncel iki sistem bulunmaktadır. Bunlardan ilki Osstell cihazı ile yapılan rezonans frekans analizi, ikincisi ise periotest değerleridir.

Rezonans frekans analizi, Osstell adı verilen elektronik diyapozon gibi davranan ve küçük bir transdüktör içeren cihaz ile yapılmaktadır. Osstell cihazının ölçüm yapabilmesi için mikro implantın baş kısmına yerleştirilen SmartPeg adı verilen bir ara

parçaya gereksinim vardır. Bu ara parçanın implantlara özel olarak üretilmesi gerekmektedir. Ölçüm sırasında SmartPeg mikro implanta bağlanır ve cihaz belirli mesafeden rezonans frekans dalgası göndererek stabilite ölçümü yapar. Son yıllarda mikro implant ölçümlerinin Osstell cihazı ile yapıldığı klinik araştırmalar mevcuttur (79,122-124).

Periotest cihazı ise PTV yani Periotest value ölçümü yapmaktadır. Cihaz içerisinde diş veya implant üzerine hafifçe vuran bir perküsyon çubuğu ve buna bağlı değerlendirme aygıtından oluşmaktadır. Periotest cihazı aslında dişlerin lüksasyon miktarını ölçmek amacıyla üretilen klinik kullanılabilirliği olan bir cihazdır. Daha sonra implant stabilitesini ölçmede de kullanılmıştır. Son yıllarda birçok araştırmada cihaz mikro implant stabilitesinin ölçümünde de kullanılmıştır (57,110,125,126,127,132).

Oh ve ark. (148), yaptıkları çalışmada implant stabilitesinin ölçümünde hem Osstell hem de Periotest'in kullanışlı ve güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. Lachmann ve ark. (149), yaptıkları in-vitro araştırmada Osstell cihazı ile Periotest cihazının performanslarını karşılaştırmışlardır. Gerçek implant stabilitesini belirlemede Osstell cihazı ile daha kesin sonuçlar elde edilebilmesine rağmen SmartPeg adı verilen mıknatıslı ara parçanın kullanım zorluğu oluşturduğuna değinen araştırmacılar, her iki sistemin de implant stabilite ölçümünde kullanışlı olduğunu bildirmişlerdir. Nienkemper ve ark. (150), rezonans frekans ölçümlerini Periotest değerleri ile kıyaslamak amacıyla yaptıkları in-vitro araştırmada 110 adet ortodontik mini implantı domuz illiak kemiğine yerleştirmişler ve her iki ölçüm değerlerinin korelasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca rezonans frekans analizinin kullanımının günümüzde in-vitro ve hayvan çalışmaları için uygun olduğunu ve SmartPeg kullanımının geliştirildiği taktirde ilerde klinik olarak da kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamız açısından düşünüldüğünde ölçümler sırasında SmartPeg'in yanak mukozasına temas etme ve kaldırıcı kolunu yükselterek yanlış ölçümlere neden olma ihtimali bulunması nedeniyle, bu araştırmada rezonans frekans analizi tercih edilmemiştir.

Bu araştırma, herhangi bir ara parça gerektirmemesi, klinik kullanımının kolay olması ve ayrıca rezonans frekans analizi yöntemiyle korelasyon göstermesi nedeniyle Periotest cihazı kullanılarak yürütülmüştür.

Bu çalışma kapsamında, maksilla ve mandibulada toplam 86 adet mikro implant uygulanmıştır. Yerleştirilen bu mikro implantların 72 tanesi başarılı, 14 tanesi başarısız olmuştur. Toplamdaki başarı oranı % 83.7'ye tekabül etmektedir. Moon ve ark. (62), yaptıkları çalışmada 209 hastaya yerleştirilen 480 tane mikro implantın başarı oranını % 83.8 bulmuşlardır. Berens ve ark. (151), yaptıkları araştırmada 85 hastaya 239 tane mikro implant yerleştirmişler ve başarı oranını % 84.9 bulmuşlardır. Yoo ve ark. (132), yaptıkları in-vivo araştırmada konik ve silindirik mikro implantların başarı oranlarını sırasıyla % 82.9 ve % 80.3 olarak bildirmişlerdir. Yapılan diğer çalışmalarda Garfinkle ve ark. (152) % 80.5, Kuroda ve ark. (153) % 83.8, Luzi ve ark. (154) % 84.3, Motoyoshi ve ark. (60) % 85.2, Oh ve ark. (148) % 89.7, Türköz ve ark. (128) % 77.7, Wang ve ark. (155) % 77.8, Wiechmann ve ark. (156) % 76.7, Antoszewska ve ark. (157) % 93.43 başarı oranı bildirmişlerdir. Çalışmamızda ortaya çıkan % 83.7'lik oran daha önce yapılmış klinik çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Moon ve ark. (62), mikro implant kayıplarının en sık 1. ve 2. aylar arasında olduğunu bildirmişlerdir. Park (158), yaptığı araştırmada toplamda 12 adet başarısız olan mikro implantların 6'sının ilk iki ay içerisinde, geriye kalan 6'sının da 2-10 ay arasında kaybedildiğini bildirmiştir. Çalışmamızda ise mikro implantın 13 tanesi birinci ayda, 1 tanesi ise ikinci ayda kaybedilmiştir (Tablo 6). Bu durum ilk aylarda mikro implant başarısızlık oranının fazla olduğunu desteklemektedir.

Çalışmamızda, kızlarda genel başarı oranı % 88.4 iken erkeklerde bu oran % 76.4'tür. Ancak istatistiksel olarak kız ve erkeklerde başarı oranı açısından fark bulunmamıştır (Tablo 10). Moon ve ark. (62), kızlarda 270, erkeklerde ise 132 SD mikro implant uygulayarak yaptıkları çalışmada, başarı oranını kızlarda % 83.6, erkeklerde % 84.1 bulunmuş ve kız ve erkeklerde başarı oranları arasında fark bulunamamıştır. Watanabe ve ark. (95), kızlara 138, erkeklere 52 mikro implant uyguladıkları çalışmalarında kızlarda başarı oranını % 86.96, erkeklerde başarı oranını % 80.77 bulmuştur ancak kızlarda ve erkeklerde başarı oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır. Yoo ve ark. (132), kızlara 153, erkeklere 74 tane mikro implant yerleştirdikleri çalışmalarında başarı oranını kızlarda % 83.7, erkeklerde ise % 77 olarak bildirmişler ve kız ve erkeklerde başarı oranları açısından istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Antoszewska ve ark. (157), kızlara 214, erkeklere 136 tane ST mikro implant yerleştirdikleri çalışmalarında kızlarda ve erkeklerde başarı oranları

arasında istatistiksel fark bildirmemişlerdir. Lee ve ark. (61), kızlara 185, erkeklere 53 tane mikro implant yerleştirdikleri çalışmalarında kız ve erkeklerde başarı oranları arasında istatistiksel olarak fark bildirmemişlerdir.

Bu araştırmada, sağ tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 90.6 iken, sol tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 76.7'dir. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 11). Sol tarafa yerleştirilen mikro implantlarda daha fazla kayıp yaşanmasının, sağ elini kullanan hekimlerin hastanın sol tarafında mikro implant uygulamasında manipölasyonun daha güç olmasına bağlamaktayız. Moon ve ark. (62), Antoszewska ve ark. (157), Yoo ve ark. (132) ve Lee ve ark. (61)'nin yaptığı çalışmalarda da sağ ve sol tarafa yerleştirilen mikro implantların başarı oranları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda, maksillada toplam 66 mandibulada ise toplam 20 adet mikro implant uygulanmıştır. Maksillada başarı oranı % 84.8 iken mandibulada başarı oranı % 80 bulunmuştur (Tablo 12). Maksillaya ve mandibulaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı bildirilmiştir. Moon ve ark. (62), Yoo ve ark. (132) ve Antoszewska ve ark. (157)'nin yaptıkları çalışmalarda maksilla ve mandibulaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranları arasında istatistiksel olarak fark olmadığını bildirmişlerdir. Watanabe ve ark. (95)'nin yaptığı çalışmada ise maksillaya yerleştirilen mikro implantların başarı oranı % 90.67 iken mandibulada bu oran % 70.69 olarak bulunmuş ve bu çalışmada maksilladaki başarı oranının daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

ST ve SD mikro implantların her ikisinden de 7'şer tanesi başarısız olmuştur. Bu da her iki mikro implant tipinin eşit başarı oranına sahip olduğunu göstermektedir. Türköz ve ark. (128), yaptıkları klinik çalışmada 62 bireye toplam 112 mikro implant yerleştirmişlerdir. ST ve SD mikro implantların başarı oranlarının karşılaştırıldığı çalışmada ST grup dril çapına göre 1.1 mm ve 0.9 mm dril kullanılan grup olmak üzere ikiye ayrılmıştır. ST grupta başarı oranı birinci grupta % 65.12, ikinci grupta ise % 77.14 bulunmuştur. SD grupta ise bu oran % 94.12'dir. Yazarlar sonuç olarak SD grubunun başarı oranının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Gupta ve ark. (129), yaptıkları araştırmada anterior retraksiyon gereken 20 bireyde ST ve SD mikro implantların başarı oranlarını karşılaştırmışlardır. Total başarı oranının % 77.5 olarak

bildiren araştırıcılar ST ve SD mikro implantların başarı oranları arasında istatistiksel fark bildirmemişlerdir.

Çalışmamızda ST ve SD mikro implantların tedavi sürecinde stabilitelerinin değerlendirilmesi, Periotest cihazı ile mesial ve oklüzal yönden yapılan ölçümlerle gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamız sürecinde tüm aylarda elde edilen periotest ölçümlerinin cinsiyetler açısından fark gösterip göstermediğinin değerlendirilebilmesi için bütün aylarda Mann Whitney U testi ile incelenmiş ve hiçbir ayda ST ve SD mikro implantların periotest ölçümleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (Tablo 13-17). Bu nedenle periotest ölçümlerinin değerlendirildiği istatistiki analizlerde cinsiyet ayrımı gözetilmemiştir. Türköz ve ark. (128) ve Gupta ve ark. (129) tarafından yapılmış araştırmalarda başarı oranları değerlendirilirken kız ve erkek ayrımı gözetilmezken, Park ve ark (63), Kuroda ve ark. (96) ve Miyawaki ve ark. (68) başarı oranlarını değerlendirirken kız ve erkek ayrımı gözetmişlerdir.

Primer stabiliteler açısından karşılaştırıldığında PTM ölçümlerine göre ST mikro implantların primer stabilite ortalama değerleri 1.36 ± 2.39 iken SD mikro implantların primer stabilite ortalama değerleri ise -0.11 ± 2.55 bulunmuştur. PTO ölçümlerinde ise ST mikro implantların primer stabilite ortalama değerleri 2.19 ± 1.54 iken, SD mikro implantların primer stabilite ortalama değerleri -0.22 ± 2.97 bulunmuştur. Bu veriler bağımsız t-testi ile karşılaştırıldığında, SD mikro implantların primer stabilitelerinin ST mikro implantlara göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür (Tablo 18). Çehreli (57) ise ST ve SD mikro implantların primer stabilitesini karşılaştırdığı in-vitro çalışmasında her iki mikro implant tipinin primer stabiliteleri arasında fark bulmadığını belirtmiştir.

Birinci, ikinci ve üçüncü ayda alınan periotest ölçümleri bağımsız t-testi ile değerlendirildiğinde ST ve SD mikro implantlar arasında istatistiksel fark olmadığı görülmüştür (Tablo 19, 20, 21). Kim ve ark. (110), av köpekleri üzerinde yaptıkları ve 12 hafta süreyle 200'er gr kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, 12 hafta sonunda periotest ölçümleri yapmışlar ve SD mikro implantların ST mikro implantlardan daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

Dördüncü ayda yapılan periotest ölçümleri açısından ST ve SD mikro implantlar karşılaştırıldığında, SD mikro implantların stabilitesi ST mikro implantlara göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (Tablo 22). Bu, SD mikro implantların ilerleyen zamanda kemiğe daha iyi adapte olduğunu düşündürmektedir. Kim ve ark. (110), yaptıkları histomorfometrik çalışmada, 12 hafta sonunda SD mikro implantların kemik-implant yüzey temasının ST mikro implantlara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Maksillada uygulanmış olan ST ve SD mikro implantların primer stabiliteyi bağımsız t-testi ile karşılaştırılmış ve hem PTM hem de PTO ölçümleri arasında SD mikro implantlar ST mikro implantlara göre istatistiksel olarak daha yüksek stabilite göstermiştir (Tablo 23). Bu durumun ST ve SD mikro implantların tümünün primer stabilite karşılaştırma sonucuyla uyum içinde olduğu gözle çarpılmaktadır. Suzuki ve Suzuki (119) ve Florvaag ve ark. (159) dril kullanılmadan uygulanan mikro implantların primer stabiliteyi daha iyi olduklarını belirtirken, Çehreli (57), ST ve SD mikro implantların primer stabiliteyi benzer olduğunu bildirmiştir. Birinci aya baktığımızda yapılan PTM ölçümlerinde, ST mikro implantların stabilitesi SD mikro implantlardan istatistiksel olarak yüksek bulunmuşken, PTO ölçümlerinde ST mikro implantların periotest ölçümleri ile SD mikro implantların periotest ölçümleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 24). Birinci ayda istatistiksel farkın sadece PTM ölçümlerinde bulunmuş olması ortodontik kuvvetin etkisine bağanabilir. İkinci ve üçüncü aylarda ST ve SD mikro implantların PTM ve PTO ölçümleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (Tablo 25, 26). Dördüncü aya baktığımızda yapılan PTM ölçümlerinde, SD mikro implantların stabilitesi ST mikro implantlardan istatistiksel olarak yüksek bulunmuşken, PTO ölçümlerinde ST mikro implantların periotest ölçümleri ile SD mikro implantların periotest ölçümleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 27).

Mandibulaya uygulanan ST ve SD mikro implant stabiliteyi 0, 1, 2, 3 ve 4. aylarda Mann Whitney U testiyle karşılaştırılmış ve ST ve SD mikro implantlar arasında hiçbir ayda istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 28-32). Bu durumun mandibular bölgede daha az sayıda örnek olması ve maksilla ve mandibulanın kemik yapılarının birbirlerinden farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Cha ve ark. (80)

ve Wang ve ark. (92), kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğunun mikro implant stabilitesini etkilediğini bildirmişlerdir.

Kemik remodellingi, mikro implant etrafında yer alan hasarlı kemik dokunun kaldırılıp, implant yüzeyi ile kemik doku arasında meydana gelen osseointegrasyonun meydana geldiği olaylar silsilesidir ve mikro implantların stabilitesini direk olarak etkilediği bildirilmektedir (58,110,160). Ludwig (58), mikro implantların primer stabilitelerinin 4-6 hafta azaldığını, ikinci ve üçüncü hafta sonunda kemik ile mikro implant arasında osteokondüktif oluşumun meydana gelerek sekonder stabilitenin başladığını bildirmiştir. Mikro implantlar yerleştirildikten sonra bu bölgede iyileşme ve osseointegrasyonun düşük oranda olması özellikle 0. ve 1. aylar arasındaki stabilite düşüşünü açıklayabilmektedir. Ayrıca araştırmacı mikro implantların da protetik implantlar gibi titanyumdan yapıldığını ve bu nedenle osseointegre olabileceğini ancak mikro implant yüzeyine kumlama gibi yüzey alanı arttırıcı işlemlerin yerine parlatma işlemi uygulandığından, kemik ile daha az yüzey temasa geçeceğinden osseointegrasyonun çok sıkı bir şekilde olmayacağını bildirmiştir. Kim ve ark. (110), mikro implant yüzeyleri ile kemik arasında demet kemik remodelingi ve osseointegrasyonun yanında fibröz doku yapımı da gözlemlemiştir.

Deguchi ve ark. (161) tarafından yapılan histomorfometrik çalışmada 8 tane av köpeğine toplam 98 adet ST mikro implant yerleştirmiştir ve 12 hafta boyunca. 3, 6 ve 12 haftalık iyileşme sürelerini inceledikleri çalışmalarında 3 hafta sonunda maksillaya yerleştirilen mikro implantların 1/3 boyun kısmında % 49'luk bir kemik-implant teması gözlemlerken, 1/3 orta kısımda % 26.4, 1/3 apikal kısımda ise % 15.9'luk bir kemik-implant teması gözlemlemiştir. 6 ve 12. haftalarda da benzer oranlarda kemik-implant teması gözlemlemiştir. Çalışmamız kapsamında uygulanmış tüm ST ve SD mikro implantların 0. ay haricindeki takip eden tüm aylarda daha yüksek periotest ölçümleri göstermiş olması, bu iyileşme prosesi sırasında tam bir osseointegrasyonun oluşmaması ve yer yer fibröz doku oluşumundan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca mikro implant kayıplarının neredeyse tümünün ilk ayda olmuş olması da kemik remodelingine işaret edebilir.

Bu durum mikro implant uygulamaları sonrasında komşu kemik ve yumuşak dokularda meydana gelen değişikliklerin aydınlatılabileceği çalışmalara ihtiyaç olduğunu göstermektedir.

Maksillada toplamda 33 ST, 33 SD mikro implant, mandibulada toplamda 10 ST, 10 SD mikro implant uygulanmıştır. Bu durum implantların ağırlıklı olarak maksillada uygulandığını, mandibulada mikro implant endikasyonu gösteren maksimum ankraj vakalarının daha az olmasıyla ilişkilendirilebilir.

Maksillanın sağ ve sol taraflarına yerleştirilmiş olan ST ve SD mikro implantların periotest ölçümlerinin kıyaslanması bağımsız t-testi ile yapılmıştır. Periotest mesial ve periotest oklüzal ölçümlerinin sağ ve sol tarafta hiçbir ayda istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği görülmektedir. Bu durum hem ST hem SD mikro implantların stabiliteilerinin tedavi boyunca yöne bağlı bir değişiklik göstermediğine işaret etmektedir (Tablo 33, 34). Oral hijyenin ortodontik mikro implantların stabiliteilerini etkilediği çeşitli araştırmalarla bildirilmiştir (63,68). Tezel ve ark. (162), fırçalama sırasında sağ elini kullanan bireylerin dental arkların sol tarafında daha iyi oral hijyen sağladıklarını bildirmişlerdir. Addy ve ark. (163), sağ elini kullanan çocuklarda dental arkın sağ tarafında daha yüksek oranda gingivitis ve plak akümüasyonu gözlemlemişlerdir. Sağ elini kullanan kişilerin oral kavitenin sol tarafında daha iyi hijyen sağlamalarından dolayı, sağ tarafa yerleştirilmiş mikro implantlarda enflamasyon ve başarısızlığın daha fazla olabileceği düşünülmüştür ancak üst çenede birinci molar ve ikinci premolar arasına yerleştirilen mikro implantların başarısında sağ ve sol bölgeler arası fark olmadığı Lee ve ark. (61) tarafından bildirilmiştir. Bu çalışmada yer alan 34 bireyin sadece bir tanesi fırçalama sırasında sol elini kullanırken, 33 birey dişlerini sağ ellerini kullanarak fırçalamaktadır. Ancak oral hijyenin oluşturabileceği bu etki bizim çalışmamızda mikro implantların başarı oranlarını ve periotest ölçümleri ile değerlendirilen stabiliteilerini etkilememiştir.

Aynı tarafa uygulanan ST ve SD mikro implantların her ay için birbirleriyle karşılaştırması bağımsız t-testi ile yapılmıştır. Sağ tarafa bakıldığında PTM ölçümlerinde hiçbir ayda fark yokken, PTO ölçümlerinde sadece 0. ayda SD mikro implantların stabiliteilerinin daha yüksek olduğu görülmektedir (Tablo 35). Sol tarafa bakıldığında PTM ölçümleri açısından 0. ve 4. aylarda SD mikro implantlar istatistiksel

olarak daha stabil görülmekteyken, PTO ölçümlerinde ST ve SD mikro implantlar arasındaki istatistiksel fark sadece 0. ayda bulunmuştur (Tablo 36). PTM ve PTO ölçümleri arasındaki bu farkın kuvvetin uygulanma yönünden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

ST ve SD mikro implantların dört ay boyunca tedavi sürecindeki değerlendirilmesi tekrarlanan ölçümler için tek yönlü ANOVA testi kullanılarak yapılmıştır. ST mikro implantların tümünün tedavi süreci boyunca stabilitesi incelendiğinde PTM ölçümleri için 0. ay ile tüm aylar arasında ve 1. ay ile 4. ay arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (Tablo 37). PTO ölçümlerine bakıldığında 0. ay ile tüm aylar arasında ve 1. ay ile 3. ay arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (Tablo 38). Bu durum ST mikro implantların stabilitesinin 0. ay ile 1. ay arasında ve 1. ay ile 3. ve 4. aylar arasında düşük değerler sergilediğini göstermektedir.

Ure ve ark. (122), av köpeği maksillasına 22 tane ST mikro implant yerleştirmişler ve herhangi bir kuvvet yüklemesi yapmadan 8 hafta boyunca rezonans frekans analiz yöntemiyle stabilitelelerini incelemişlerdir. Araştırmacılar ilk 3 hafta stabilitede azalma, 3 hafta sonrasında stabilitede artış gözlemlemişlerdir. Yaptığımız bu çalışma Ure ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstermektedir.

SD mikro implantların tedavi süreci boyunca stabilitesi incelendiğinde PTM ve PTO ölçümleri için 0. ay ile tüm aylar arasında istatistiksel olarak fark varken, 1. aydan sonra elde edilen periotest değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 39, 40). Böylece, SD mikro implantların tedavi süreci boyunca stabilitesi incelendiğinde PTM ve PTO ölçümleri için 0. ay ile tüm aylar arasında istatistiksel olarak fark varken, 1. aydan sonra elde edilen periotest değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 39, 40). Böylece, SD mikro implantların stabilitesinin ilk ay düştüğü ve sonraki aylarda sabit kaldığı söylenebilir.

Yoo ve ark. (132)'nin silindirik ve konik mikro implantların tedavi başı ve sonu stabilitelelerini Periotest cihazı ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikro implantların primer stabiliteleleri maksillada sırasıyla ortalama -0.6 ± 5.0 ve -1.9 ± 3.4 , mandibulada ise sırasıyla ortalama 1.7 ± 4.6 ve -0.6 ± 4.1 olarak ölçülmüştür. Tedavi sonunda silindirik ve konik mikro implantların periotest ölçümlerini sırasıyla maksillada ortalama 5.8 ± 6.4 ve 3.8 ± 6.1 , mandibulada ortalama 7.8 ± 6.9 ve 5.2 ± 6.1 olarak bildiren araştırmacılar maksilla

ve mandibulada tedavi sonunda elde edilen periotest ölçümlerinin artış gösterdiğini gözlemlemişlerdir.

Maksillada ST mikro implantların tedavi süreci boyunca stabilitesi incelendiğinde, PTM ve PTO ölçümleri için 0. ay ile tüm aylar arasında ve 1. ay ile 3. ve 4. ay arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (Tablo 41,42). Bu durum maksillada ST mikro implantların stabilitesinin 0. ay ile 1. ay arasında ve 1. ay ile 3. ve 4. aylar arasında düşüş gösterdiğine işaret edebilir.

Maksillada SD mikro implantların tedavi süreci boyunca stabilitesi incelendiğinde PTM ve PTO ölçümleri için 0. ay ile tüm aylar arasında istatistiksel olarak fark varken, 1. aydan sonra elde edilen periotest değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır (Tablo 43, 44). Bunun sonucunda, maksillada SD mikro implantların stabilitesinin ilk ay düştüğü ve sonraki aylarda sabit kaldığı söylenebilir.

Her iki çenede uygulanan mikro implantlar ve sadece maksillada uygulanan mikro implantlar tedavi süreci boyunca benzer davranışlar göstermiştir.

Mandibulaya yerleştirilen mikro implantlar sayıca daha az olduğundan, sadece primer stabilite ve 4. ay periotest ölçümleri Wilcoxon testi ile karşılaştırılmış ve ST ve SD mikro implantların tedavi başı ve tedavi sonunda elde edilen periotest ölçümleri arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiştir (Tablo 45, 46). Bu durum hem tüm ST ve SD mikro implantların tedavi sürecindeki periotest ölçümleriyle değerlendirilen stabilite düzey değişimleriyle, hem de maksillada ST ve SD mikro implantların tedavi sürecindeki periotest ölçümleriyle değerlendirilen stabilite düzey değişimleri arasında paralelliğe işaret edebilir.

8. SONUÇLAR

1) SD mikro implantlar ST mikro implantlara göre daha yüksek primer stabilite göstermektedir.

2) ST ve SD mikro implantlar genel olarak birbirine benzer klinik başarı oranları göstermektedir.

3) Hem ST hem de SD mikro implantlar uygulandıktan sonra primer stabilite değerlerini koruyamamaktadır.

4) Çalışmamızda hem maksilla hem de mandibulada uygulanan mikro implantların periotest ölçümleri benzer klinik seyir göstermiş olmalarına rağmen bu durumun mandibulada daha yüksek örnek sayısı ile yapılacak çalışmalarla teyit edilmesine ihtiyaç vardır.

5) Mikro implant uygulamalarında tedavi süreci boyunca çalışmamızda tespit edilmiş olan stabilite değişimlerinin hücresel düzeyde aydınlatılmasına yönelik çalışmalara ihtiyaç vardır.

9. KAYNAKLAR

1. Shigenobu N, Hisano M, Shima S, Matsubara N, Soma K (2007). Patterns of dental crowding in the lower arch and contributing factors. A statistical study. Angle Orthod 77: 303-310.
2. Normando D, Almeida MA, Quintao CC (2013). Dental crowding: the role of genetics and tooth wear. Angle Orthod 83: 10-15.
3. Proffit WR, Sarver DM, Ackerman JL (2013). Contemporary Orthodontics. 4th Edition. Elsevier Inc.
4. Rajcich MM, Sadowsky C (1997). Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. Am J Orthod Dentofacial Orthop 112: 441-448.
5. Ricketts RM, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulof RF (1980). Bioprogressive Therapy Book, 1. 2. nd Printing: Rocky Mountain Orthodontics.
6. Ziegler P, Ingervall B (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 95: 99-106.
7. Burstone CJ, Koenig HA (1976). Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod 70: 1-19.
8. Memili B (2009). Çekimli Vakalarda Mini Vida Yöntemi İle Üst Kanin Distalizasyonunun Ankraj Yönünden Değerlendirilmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
9. Sonis AL (1994). Comparison of NiTi coil springs vs elastics in canine retraction. J Clin Orthod 28: 293-295.
10. Ozkan S (2012). Direk ve İndirek İskeletsel Ankraj Kullanılarak Yapılan İki Farklı Kanin Distalizasyon Tekniğinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması. Doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.
11. 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.

12. Ülgen M (2005). Ortodontik Tedavi Prensipleri, Ankara Üniversitesi Yayınevi, Ankara
13. Fortin JM (1971). Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. Am J Orthod 59: 541-551.
14. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 65: 250-259.
15. Reitan K (1971). Orthodontic treatment of patients with psychogenic, muscular and articulation disturbances. Tandlaegebladet 75: 1182-1197.
16. Boester CH, Johnston LE (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Angle Orthod 44: 113-119.
17. Quinn RS, Yoshikawa DK (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 88: 252-260.
18. Sleichter CG (1971). A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. Angle Orthod 41: 66-75.
19. Begg PR, Kesling PC (1977). The differential force method of orthodontic treatment. Am J Orthod 71: 1-39.
20. Marcotte MR (1990). Biomechanics in Orthodontics. B.C. Decker Inc. Toronto.
21. Tosun Y (1999). Sabit Ortodontik Aparentlerin Biyomekanik Prensipleri. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
22. Sander FG (2000). Biomechanical investigation of the hybrid retraction spring. J Orofac Orthop 61: 341-351.
23. Huffman DJ, Way DC (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. Am J Orthod 83: 453-459.
24. Andreasen GF, Zwanziger D (1980). A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. Am J Orthod 78: 25-40.
25. Erdem A (2010). Edgewise Teknik Ders Notları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Erzurum.

26. Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA (1994). Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105: 536-542.
27. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R (1985). Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *Am J Orthod* 87: 377-384.
28. Baty DL, Volz JE, von Fraunhofer JA (1994). Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106: 40-46.
29. Andreasen GF, Bishara S (1970). Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod* 40: 151-158.
30. Andreasen GF, Bishara S (1971). Comparison of alastik chains of elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Am J Orthod* 60: 200-201.
31. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW (2007). An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res* 21: 51-57.
32. Genova G, Rimi C, Pinto G, Filippazzo MG, De Feo G (1985). Epithelial dysplasias of the gallbladder. *Pathologica* 77: 479-485.
33. Manhartsberger C, Seidenbusch W (1996). Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109: 8-21.
34. Barwart O (1996). The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110: 553-558.
35. Dixon V, Read MJ, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA (2002). A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod* 29: 31-36.
36. Alavi SH, Yangchie M (2006). Force Characteristics of Nickel Titanium Closed Coil Springs. *Dental Research Journal*: 77-85.

37. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG (1992). Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102: 127-133.
38. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH (1998). A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114: 73-79.
39. Han S, Quick DC (1993). Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 63: 67-72.
40. McLaughlin RP, Bennett J, Trevisi HJ (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*. Elsevier Health Sciences.
41. Sueri MY, Turk T (2006). Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod* 76: 1010-1014.
42. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I (2004). Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *Eur J Orthod* 26: 585-589.
43. Uysal T (2005). İmplantlar ve Ortodonti. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 8: 146-155.
44. Tunalı B (2000) *Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji: Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul.*
45. Branemark PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50: 399-410.
46. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 86: 95-111.
47. Dinçyürek K (2009). Mikrovida İmplant Ankrajı Kullanılan Çekimli Vakalarda Anterior Segmentin Kütlesel (En Masse) Retraksiyonu İle İki Aşamalı Retraksiyonunun Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

48. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Branemark PI (1988). Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94: 285-295.
49. Roberts WE, Arbuckle GR, Analoui M (1996). Rate of mesial translation of mandibular molars using implant-anchored mechanics. *Angle Orthod* 66: 331-338.
50. Block MS, Hoffman DR (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107: 251-258.
51. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P (1996). The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J Orofac Orthop* 57: 142-153.
52. Kanomi R (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31: 763-767.
53. Costa A, Raffaini M, Melsen B (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13: 201-209.
54. Kaan E (2007). Mikro-İmplant Destekli Modifiye Lokar Apareyinin Ortodontik Bölgeye Etkisi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
55. 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: 129-137.
56. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH (2001). Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 35: 417-422.
57. Çehreli S (2011) Ortodontik Mikro-İmplantların Primer Stabilitesinin İn Vitro Koşullarda İncelenmesi. Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara.
58. Ludwig B (2008). Mini-implants in Orthodontics. Quimessence Publishing Co Ltd. Berlin.

59. Gantous A, Phillips JH (1995). The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plast Reconstr Surg* 95: 1165-1169.
60. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg* 36: 695-699.
61. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW (2010). Survival analysis of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 194-199.
62. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod* 78: 101-106.
63. Park HS, Jeong SH, Kwon OW (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 18-25.
64. Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Okazaki K, Shigeeda T (2010). Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 588 e581-585; discussion 588-589.
65. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL (2005). Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20: 569-577.
66. Maino BG, Maino G, Mura P (2005). Spider Screw: skeletal anchorage system. *Prog Orthod* 6: 70-81.
67. Melsen B, Costa A (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 3: 23-28.
68. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124: 373-378.
69. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129: 721 e727-712.

70. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 78: 107-113.
71. 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.
72. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 12: 358-363.
73. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW (2009). Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod* 79: 908-914.
74. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, et al. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 79: 1156-1161.
75. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R (2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* 12: 423-432.
76. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 15: 474-480.
77. Siegele D, Soltesz U (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 333-340.
78. Drago CJ, Del Castillo RA (2006). A retrospective analysis of osseointegrated NT implants in clinical practice: 1-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26: 337-345.
79. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI (2008). Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *Angle Orthod* 78: 692-698.

80. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ (2010). The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 777-783.
81. Oh NH, Kim SH, Kook YA, Mo SS (2006). Study on removal torque of SLA (sandblasted, large grit and acid etched) treated microimplant. *Korean J Orthod*: 324-330.
82. Kim H, Choi SH, Ryu JJ, Koh SY, Park JH (2008). The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed Mater* 3: 025011.
83. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 67: 162-174.
84. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 307-313.
85. Kravitz ND, Kusnoto B (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131: S43-51.
86. Misch CE (1999). *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Inc. St. Louis, Missouri.
87. Choi JH, Park CH, Yi SW, Lim HJ, Hwang HS (2009). Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 766 e761-712; discussion 766-767.
88. Chun YS, Lim WH (2009). Bone density at interradicular sites: implications for orthodontic mini-implant placement. *Orthod Craniofac Res* 12: 25-32.
89. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 93: 227-234.
90. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T (1995). Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of

- overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 33-42.
91. Jaffin RA, Berman CL (1991). The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 62: 2-4.
 92. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, et al. (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 100-107.
 93. Lim JK KW, 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*: 11-20.
 94. Moon SH, Park SH, Lim WH, Chun YS (2010). Palatal bone density in adult subjects: implications for mini-implant placement. *Angle Orthod* 80: 137-144.
 95. Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S (2013). Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res* 16: 44-55.
 96. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131: 9-15.
 97. Park HS, Kwon TG (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 74: 703-710.
 98. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 82: 377-381.
 99. Kawakami M, Miyawaki S, Noguchi H, Kirita T (2004). Screw-type implants used as anchorage for lingual orthodontic mechanics: a case of bimaxillary protrusion with second premolar extraction. *Angle Orthod* 74: 715-719.

100. Murat T (2010). Yeni Geliştirilen Mini İmplant Ring Aparatının Minivida Stabilesi ve Kuvvet Direncine Olan Etkisi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
101. Santiago RC, de Paula FO, Fraga MR, Picorelli Assis NM, Vitral RW (2009). Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 243-250.
102. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 100-106.
103. Lim HJ, Choi YJ, Evans CA, Hwang HS (2011). Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. *Eur J Orthod* 33: 528-532.
104. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 17: 109-114.
105. Chen Y, Shin HI, Kyung HM (2008). Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133: 44-50.
106. Wilmes B, Su YY, Drescher D (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod* 78: 1065-1070.
107. Nanda RS (2009). *Temporary Anchorage Devices In Orthodontics*. Mosby Inc, Elsevier Inc. St. Louis, Missouri.
108. Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim KH, Chung CJ (2013). Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod* 83: 667-673.
109. Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM (2012). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 141: 71-80.

110. 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.
111. Pithon MM, Nojima MG, Nojima LI (2012). Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 113: 748-754.
112. Su YY, Wilmes B, Honscheid R, Drescher D (2009) Comparison of self-tapping and self-drilling orthodontic mini-implants: an animal study of insertion torque and displacement under lateral loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 404-411.
113. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM (2005). Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res* 16: 575-578.
114. Mine K, Kanno Z, Muramoto T, Soma K (2005). Occlusal forces promote periodontal healing of transplanted teeth and prevent dentoalveolar ankylosis: an experimental study in rats. *Angle Orthod* 75: 637-644.
115. Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG (2009). Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. *Angle Orthod* 79: 248-255.
116. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI (2010). Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. *Angle Orthod* 80: 452-458.
117. Er K, Bayram M, Tasdemir T (2011). Root canal treatment of a periradicular lesion caused by unintentional root damage after orthodontic miniscrew placement: a case report. *Int Endod J* 44: 1170-1175.
118. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 69: 42-50.
119. Suzuki EY, Suzuki B (2011). Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139: 669-678.

120. Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH (2012). Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod* 82: 603-610.
121. Meredith N (1998). Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11: 491-501.
122. Ure DS, Oliver DR, Kim KB, Melo AC, Buschang PH (2011). Stability changes of miniscrew implants over time. *Angle Orthod* 81: 994-1000.
123. Veltri M, Balleri B, Goracci C, Giorgetti R, Balleri Pet (2009). Soft bone primary stability of 3 different miniscrews for orthodontic anchorage: a resonance frequency investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135: 642-648.
124. Uysal T, Ekizer A, Akcay H, Etoz O, Guray E (2012). Resonance frequency analysis of orthodontic miniscrews subjected to light-emitting diode photobiomodulation therapy. *Eur J Orthod* 34: 44-51.
125. Motoyoshi M, Uchida Y, Matsuoka M, Inaba M, Iwai H (2013). Assessment of damping capacity as an index of root proximity in self-drilling orthodontic mini-implants. *Clin Oral Investig*.
126. Uemura M, Motoyoshi M, Yano S, Sakaguchi M, Igarashi Y (2012). Orthodontic mini-implant stability and the ratio of pilot hole implant diameter. *Eur J Orthod* 34: 52-56.
127. Inaba M (2009). Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci* 51: 347-353.
128. Turkoz C, Atac MS, Tuncer C, Balos Tuncer B, Kaan E (2011). The effect of drill-free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. *Eur J Orthod* 33: 533-536.
129. Gupta N, Kotrashetti SM, Naik V (2012). A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *J Maxillofac Oral Surg* 11: 29-33.

130. Pandis N, Walsh T, Polychronopoulou A, Katsaros C, Eliades T (2013). Split-mouth designs in orthodontics: an overview with applications to orthodontic clinical trials. *Eur J Orthod* 35: 783-789.
131. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM (2006). Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129: 551-554.
132. Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim JY, Choi EH, et al. (2013). A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *Eur J Orthod* 10.1093/ejo/cjt092.
133. Choi SH, Cha JY, Joo UH, Hwang CJ (2012). Surface changes of anodic oxidized orthodontic titanium miniscrew. *Angle Orthod* 82: 522-528.
134. Nanda RS (2010). *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*. Quintessence Publishing Inc. Chicago.
135. Xu Z, Wu Y, Zhao L, Zhou Y, Wei X (2013). Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews in beagle jaws. *Angle Orthod* 83: 659-666.
136. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z (2011). Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: a microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139: 628-635.
137. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, Hwang EH, Kook YA (2009). Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135: 635-641.
138. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 139: e147-152.
139. Jung YR, Kim SC, Kang KH, Cho JH, Lee EH (2013). Placement angle effects on the success rate of orthodontic microimplants and other factors with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 143: 173-181.

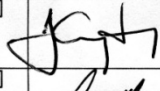
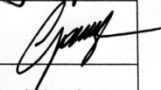
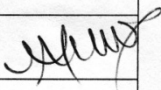
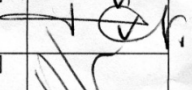
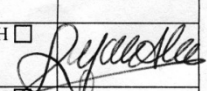
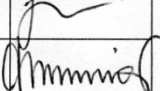
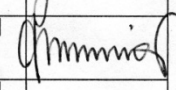
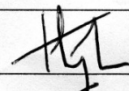
140. Nanda RS (2009) Temporary Anchorage Devices in Orthodontics. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier.
141. Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S (2011). Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. Angle Orthod 81: 292-297.
142. Burrow SJ (2010). Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. Angle Orthod 80: 438-445.
143. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ (2008). Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthod 78: 234-240.
144. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. J Orofac Orthop 65: 410-418.
145. Horner KA, Behrents RG, Kim KB, Buschang PH (2012). Cortical bone and ridge thickness of hyperdivergent and hypodivergent adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop 142: 170-178.
146. Tsunori M, Mashita M, Kasai K (1998). Relationship between facial types and tooth and bone characteristics of the mandible obtained by CT scanning. Angle Orthod 68: 557-562.
147. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, et al. (2012). Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. Am J Orthod Dentofacial Orthop 142: 228-234.
148. Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL (2009). A comparative study of two non-invasive techniques to evaluate implant stability. Periotest and Osstell Mentor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 107: 513-518.
149. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, et al. (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. Clin Oral Implants Res 17: 75-79.

150. Nienkemper M, Wilmes B, Panayotidis A, Pauls A, Golubovic V, et al. (2013). Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod* 83: 230-238.
151. Berens A, Wiechmann D, Dempf R (2006). Mini and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 67: 450-458.
152. Garfinkle JS, Cunningham LL, Jr., Beeman CS, Kluemper GT, Hicks EP (2008). Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133: 642-653.
153. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131: S68-73.
154. Luzi C, Verna C, Melsen B (2007). A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 8: 192-201.
155. Wang ZD, Li QY, Wang L, Gu YJ (2009). Comparative evaluation of two kinds of micro-implant system with different size. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 27: 150-153.
156. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A (2007). Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 18: 263-267.
157. Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park HS, Ludwig B (2009). Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 158 e151-110; discussion 158-159.
158. Park HS (2003). Clinical study on success rate of micro-screw implants for orthodontic anchorage. *Korea J Orthod*: 151-156.
159. Florvaag B, Kneuert P, Lazar F, Koebke J, Zoller JE (2010). Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* 71: 53-67.

160. Ashley ET, Covington LL, Bishop BG, Breault LG (2003). Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review. *J Contemp Dent Pract* 4: 35-50.
161. Deguchi T, Yabuuchi T, Hasegawa M, Garetto LP, Roberts WE (2011). Histomorphometric evaluation of cortical bone thickness surrounding miniscrew for orthodontic anchorage. *Clin Implant Dent Relat Res* 13: 197-205.
162. Tezel A, Orbak R, Canakci V (2001). The effect of right or left-handedness on oral hygiene. *Int J Neurosci* 109: 1-9.
163. Addy M, Griffiths G, Dummer P, Kingdom A, Shaw WC (1987). The distribution of plaque and gingivitis and the influence of toothbrushing hand in a group of South Wales 11-12 year-old children. *J Clin Periodontol* 14: 564-572.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onayı

KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU									
KARAR BİLGİLERİ	DİĞER:	☐							
	Karar No: 3	Tarih: 06/05/2013							
	Y.Doç.Mehmet Birol ÖZEL'in sorumluluğunda yapılması tasarlanan Arş.Gör.Dt.Sina YILDIRIM'a ait "Self-Tapping ve Self-Drilling Ortodontik Mikro İmplantların Ortodontik Tedavi Sürecinde Stabilitelelerinin Karşılaştırılması Değerlendirilmesi" başlıklı 2012/169 no'lu yukarıda bilgileri verilen araştırma/tez başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oybirliği ile karar verilmiştir. (Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.)								
KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU ONAY BELGESİ									
ÇALIŞMA ESASI		Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof.Dr.Faruk AYDIN							
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		İlişki *		Katılım **		İmza
Prof.Dr.Faruk AYDIN Başkan:	Tıbbi Mikrobiyoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☒	☐	
Prof.Dr.Gamze ÇAN Başkan Yrd.	Halk Sağlığı	KTÜ Tıp Fakültesi	☐	☒	☐	☒	☒	☐	
Prof.Dr.S.Caner KARAHAHAN Üye:	Tıbbi Biyokimya	Özel Yıldızlı Güven Hastanesi	☒	☐	☐	☒	☐	☒	İZİNLİ
Prof.Dr.Hafiz AYDIN Üye:	Ortopedi ve Travmatoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☒	☐	
Prof.Dr.Yüksel ALİYAZICIOĞLU Üye:	Tıbbi Biyokimya	KTÜ Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☐	☒	İZİNLİ
Prof.Dr.S. Murat KESİM Raportör:	Farmakoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☒	☐	
Doç.Dr.Hülya ULUSOY Üye:	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	KTÜ Tıp Fakültesi	☐	☒	☐	☒	☒	☐	
Doç.Dr. Murat LİVAOĞLU Üye:	Plastik, Rekons. ve Estetik Cer.	KTÜ Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☒	☐	
Prof.Dr.Gülay KARAGÜZEL Üye:	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	☐	☒	☐	☒	☐	☒	İZİNLİ
Doç.Dr.Şafak ERSÖZ Üye:	Patoloji	KTÜ Tıp Fakültesi	☐	☒	☐	☒	☒	☐	
Y.Doç.Dr. Evrim ÖZKORUMAK Üye:	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	KTÜ Tıp Fakültesi	☐	☒	☐	☒	☒	☐	
Doç.Dr.Fatih Mehmet GÖKÇE Üye:	Fizyoloji	RTE Üniv. Tıp Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☒	☐	
Miraç ÇELİK Üye:	Hukuk	KTÜ Hukuk Fakültesi	☒	☐	☐	☒	☐	☒	İZİNLİ
Tufan SAĞLAM Üye:	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbest (Tekstil Mühendisi)	☒	☐	☐	☒	☒	☐	

* :Araştırma ile İlişki / ** :Toplantıda Bulunma

Ek 1. Etik Kurul Onayı (Devam)

KTÜ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	“Self-Tapping ve Self-Drilling Ortodontik Mikro İmplantların Ortodontik Tedavi Sürecinde Stabilitelerinin Karşılaştırılması Değerlendirilmesi”			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	2012/169			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Y.Doç.Dr.Mehmet Birol ÖZEL			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi			
	TEZ SAHİBİ VE DİĞER ARAŞTIRICILAR UNVANI/ADI/SOYADI	Arş.Gör.Dt.Sina YILDIRIM			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
FAZ 4		☐			
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon	☐			
	Yüksek Doz Araştırması	☐			
	Diğer	☒ Tıbbi Cihaz Klinik Araştırması			
	UZMANLIK TEZİ ☒ AKADEMİK AMAÇLI ☐				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐	

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

Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ !!!

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

ÇALIŞMANIN AMACI NEDİR?

Rutinde ortodontik tedavide kullanmakta olduğumuz iki farklı minivida tipi arasında dayanıklılık açısından fark olup olmadığının araştırılmasıdır.

KATILMA KOŞULLARI NEDİR?

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

NASIL BİR UYGULAMA YAPILACAKTIR?

Sizde bulunmakta olan diş çapraşıklığını giderebilmek için yere ihtiyaç vardır. Bu yer üst çeneden ve/veya alt çeneden simetrik iki dişin çekilmesi ile elde edilecektir. Diş çekimini takiben rutinde kullandığımız iki farklı vida tipi de alt ve üst çenenize yerleştirilecek ve diş çekimi sonrası kalan boşluklar bu vidadan destek alınan mekanikler kullanılarak kapatılacaktır. Bu vidalardan elde edilen destek gereksinimimiz bitince vidalar çıkarılacaktır. Sonrasında ise tüm dişler hizalanacak ve düzgün bir diş görünümü teller vasıtasıyla elde edilecektir.

SORUMLULUKLARIM NEDİR?

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

KATILIMCI SAYISI NEDİR?

Araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 40'tır.

KATILIMIM NE KADAR SÜRECEKTİR?

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

Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu (Devam)

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI YARAR NEDİR?

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

ÇALIŞMAYA KATILMA İLE BEKLENEN OLASI RİSKLER NEDİR?

Size bu araştırmada ortodontik tedavide rutinde kullandığımız metodlar dışında bir uygulanma yapılmayacaktır.

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

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

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

HANGİ KOŞULLARDA ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILABİLİRİM?

Uygulanan tedavide hekiminizin tavsiyelerine ve uyarılarına uymadığınız takdirde ve randevularınızı aksatmanız hallerinde doktorunuz sizin izniniz olmadan sizi çalışmadan çıkarabilir.

DİĞER TEDAVİLER NELERDİR?

Şu anki yüz ve çene yapınıza en uygun olan tedavi biçimi seçilmiş olup hekiminiz rutin ortodontik tedavinizi sürdürecektir.

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

Araştırmaya bağlı olarak beklenen bir zarar söz konusu olmamakla beraber, araştırmayı yürüten hekimlerimizce ortaya çıkabilecek masraflar KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD. tarafından karşılanacaktır.

Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu (Devam)

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLAR İÇİN KİMİ ARAMALIYIM?

Uygulama süresi boyunca, tavsiye edilen önerilere uyulamayacaksa veya uygulanan vidaların, tellerin veya braketlerin çıkması durumunda tedaviyi yürütmekte olan hekimimizi bilgilendirmek için, araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 05548672390 no.lu telefonda Dt. Sina Yıldırım'a başvurabilirsiniz.

ÇALIŞMA KAPSAMINDAKİ GİDERLER KARŞILANACAK MIDIR?

25.03.2010 tarih ve 27532 sayılı Resmi Gazetede yayınlanarak yürürlüğe giren Sosyal Güvenlik Kurumu Sağlık Uygulama Tebliği (SUT) gereğince, Ortodonti tedavileri ile tedavisi mümkün olmayan iskeletsel anomali veya doğumsal anomali (dudak damak yarığı, Crouzon sendromu, Apert sendromu vb.) hastalarda fonksiyon kaybı, fonksiyon bozukluğu durumlarında cerrahi tedavi ile birlikte yapılması gereken ve cerrahi tedavinin tamamlayıcısı olan ortodontik tedaviler hariç olmak üzere 18 yaşını doldurmuş kişilerin ortodontik diş tedavilerine ilişkin giderler kurumca ödenmez.

Bu sebeple tedavi süreci içerisinde 18 yaşını dolduran hastaların kurumlarınca ödenmeyen tedavi giderleri hasta tarafından karşılanır. Ayrıca, SUT EK-7 A Madde 8 gereğince, Ortodontik tedavide kullanılan braket ve ortodontik materyal hasta tarafından karşılanır.

ÇALIŞMAYI DESTEKLEYEN KURUM VAR MIDIR ?

Çalışmayı destekleyen kurum yoktur.

ÇALIŞMAYA KATILMAM NEDENİYLE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILACAK MIDIR?

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır.

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

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

Tedavi grubundaki hastaların tedavi süresince toplanan veriler bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, gerekirse sizle ilgili tıbbi veriler de bilimsel amaçla kullanılabilir.

Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu (Devam)

KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MİDİR?

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

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren 2 sayfalık metni okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

GÖNÜLLÜNÜN		İMZASI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

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

Ek 2. Bilgilendirilmiş Hasta Onam Formu (Devam)

4.1.1. ARAŞTIRMA EKİBİ DIŞINDAN YETKİN BİR HEKİM		4.1.1. İMZASI
ADI & SOYADI		
TARİH		

4.1.1. GEREKTİĞİ DURUMLARDA TANIK		4.1.1. İMZASI
ADI & SOYADI		
GÖREVİ		
TARİH		

Ek 3. Hasta Takip Formu

Hastanın Adı ve Soyadı:

Doğum Tarihi:

Anamnez Formu:

Alındı

Alınmadı

Onam Formu:

Alındı

Alınmadı

Minivida Yeri Yerleştirilme Tarihi:

Minivida Yerleştirilmeden Önce ve Sonra Periapikal Radyografi

Alındı

Alınmadı

Yerleştirilen Minivida Markası ve Tipi:

Minivida Kaybı ve Tarihi:

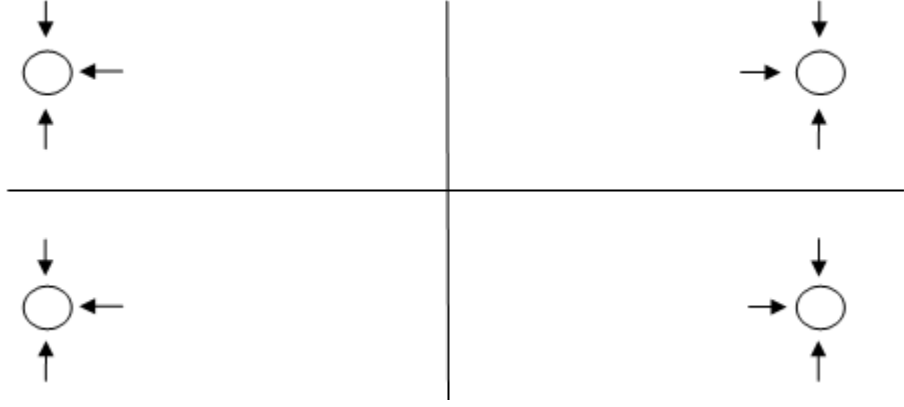
		
		

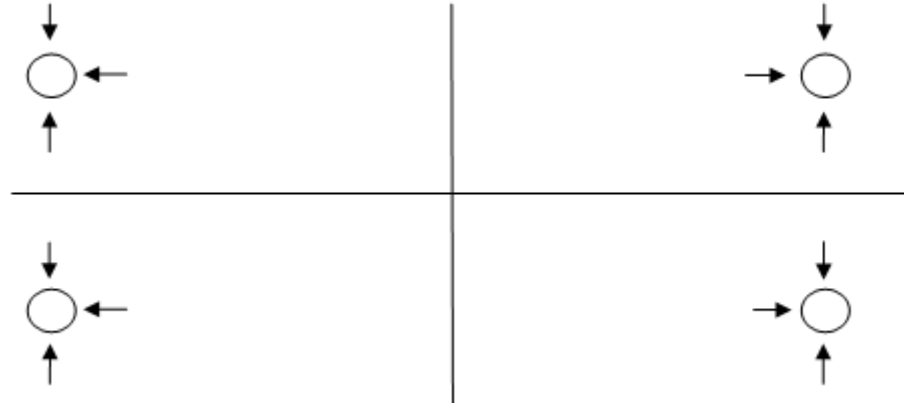
Ek 3. Hasta Takip Formu (Devam)

PERİOTEST ÖLÇÜMLERİ

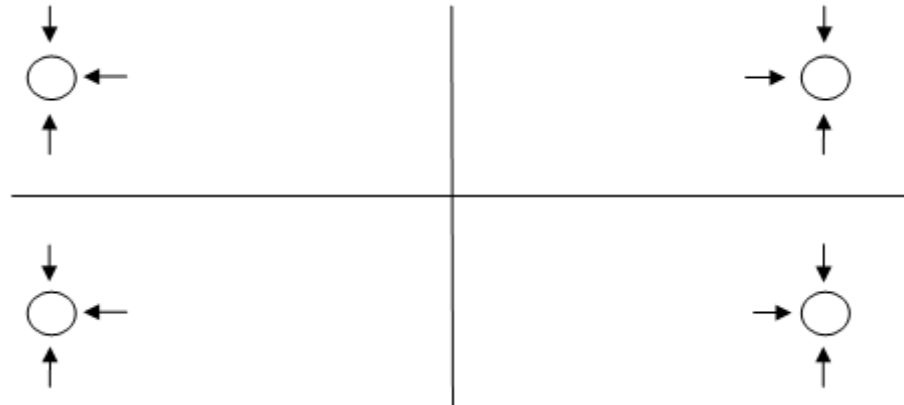
YERLEŞTİRİLEN SEANS



1. AY

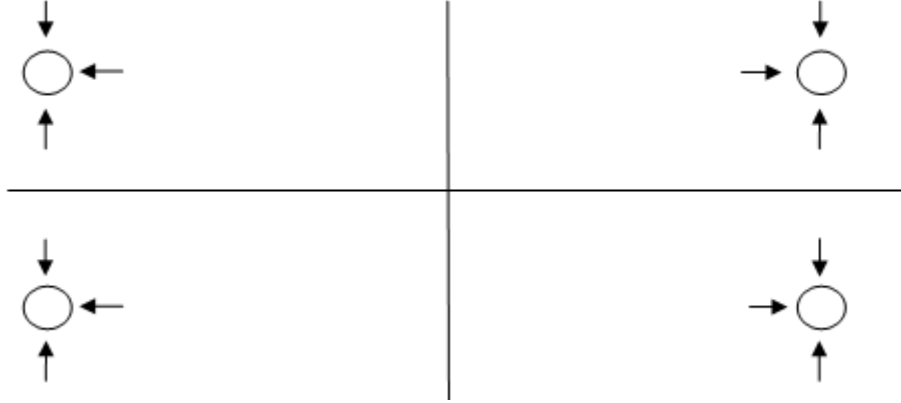


2. AY

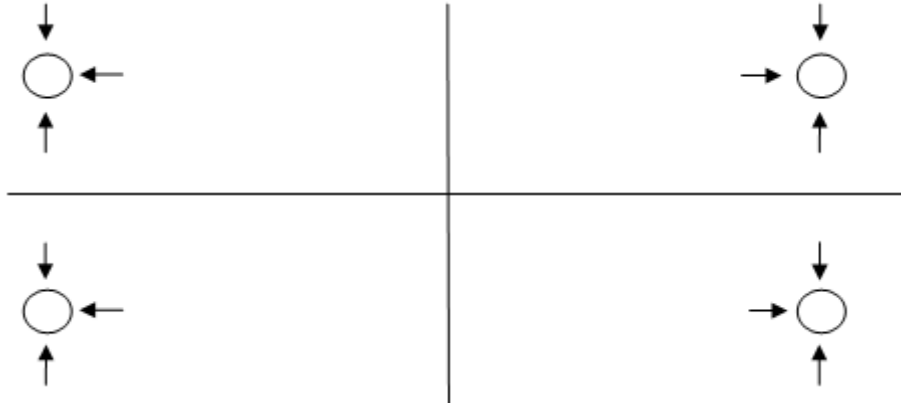


Ek 3. Hasta Takip Formu (Devam)

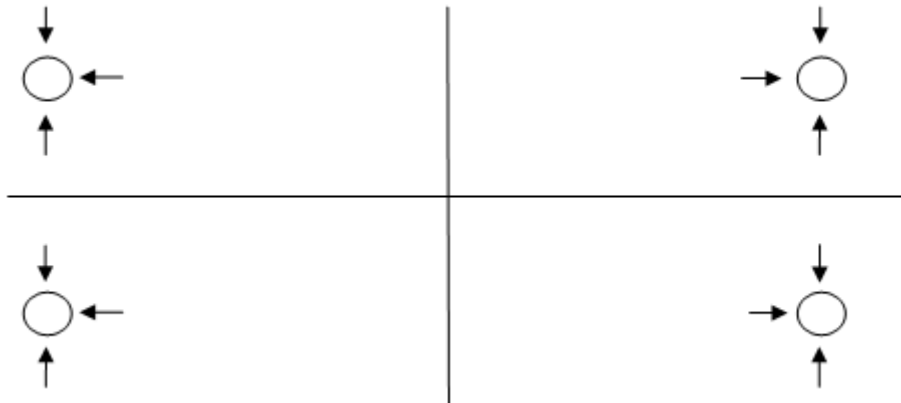
3. AY



4. AY

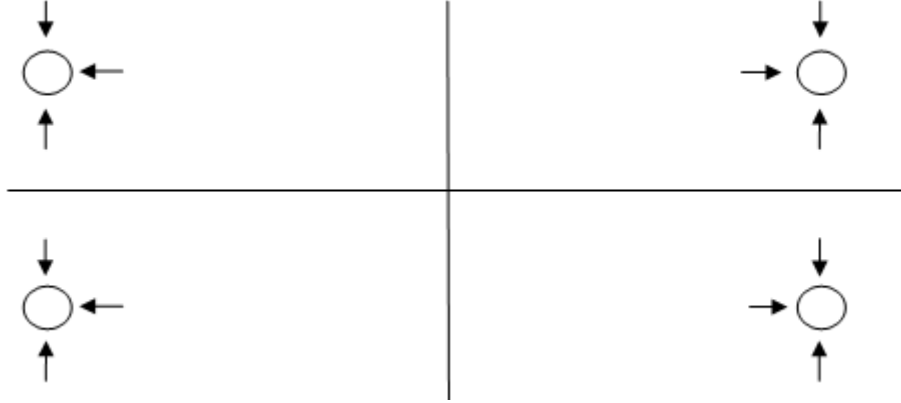


5. AY

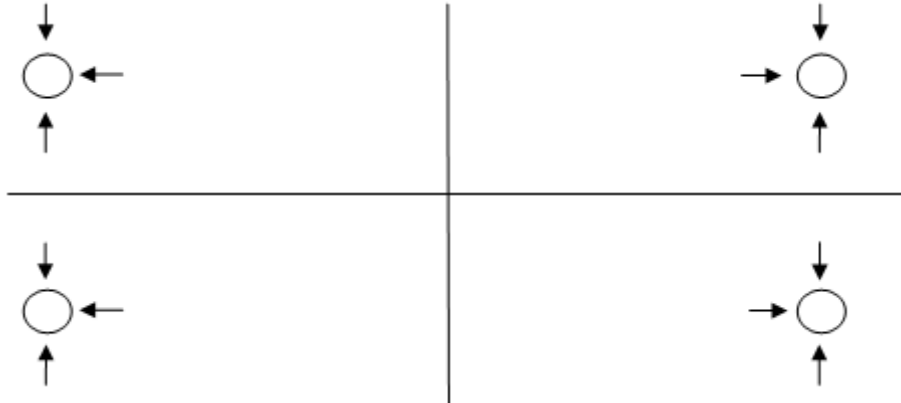


Ek 3. Hasta Takip Formu (Devam)

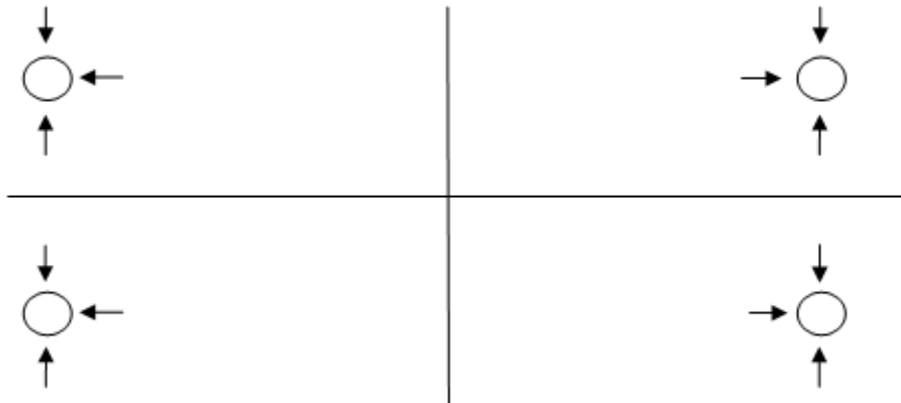
6. AY



7. AY



8. AY



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik/Pasaport No :
Soyadı,Adı : YILDIRIM, Sina
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 17/11/1984 -Erzurum
Medeni Hali : Evli
Telefon : 0 (462) 3774732
Faks : 0 (462) 3253017
E-Posta : sinayildirim@yahoo.com
Yazışma Adresi : KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.
: Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans/Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Dış Hek. Fak.	2007
Lise	Tokat G.O.P. Lisesi	2002

AKADEMİK / MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi	2009 -

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ortodonti

YAYINLAR / BİLDİRİLER

A. Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Nur B, Kusgoz A, Bayram M, Celikoglu M, Nur M, Kayipmaz S, Yildirim S. (2012). Validity of demirjian and nolla methods for dental age estimation for Northeastern Turkish children aged 5-16 years old. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 17: 871-7.

B. Uluslararası ve Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Nur B, Kuşgöz A, Bayram M, Çelikoğlu M, Nur M, Kayıpmaz S, Yıldırım S. 5-6 Yaş Arası Kuzeydoğu Türk Çocuklarında Dental Yaş Hesaplamasında Demirjian ve Nolla Metodlarının Geçerliliği. Türk Ortodonti Derneği 12. Sempozyumu. 17-20 Ekim 2011, İzmir, Türkiye.
2. Ozel MB, Yildirim S. The Relationship of Upper and Lower Incisor Cephalometric Measurements. 88. Congress EOS 2012, 18-23 June 2012, Santiago de Compostela, Spain.
3. Ozel MB, Yildirim S. Comparison of the Bond Strength of Three Adhesives Used in Lingual Retainer Bonding. 2013 AAO Annual Session, 3-7 Mayıs 2013, Philadelphia, U.S.A.