T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

MİNİ VİDALARIN YENİDEN KULLANIMINDA FARKLI DEZENFEKSİYON YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

BARIŞ KOLİK

DANIŞMAN
PROF. DR. NİL CURA

ORTODONTİ
DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2022

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum…

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışma sürecinde verdiği destek ve katkılarından ötürü tez danışmanım Prof. Dr. Nil CURA'ya,

Tez izleme komite üyelerim Prof. Dr. Gülnaz MARŞAN ve Prof. Dr. Nursen TOPÇUOĞLU'na,

Doktora eğitimimdeki katkılarından ötürü Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Gülnaz MARŞAN, Prof. Dr. Sönmez FIRATLI, Prof. Dr. Hülya KILIÇOĞLU, Doç. Dr. Evren ÖZTAŞ ve Dr. Muhsin Çifter'e,

Tez çalışmamın deney aşamasındaki düzenek ve testlerdeki yardımları için TÜBİTAK Ulusal Metroloji Enstitüsü laboratuvar sorumlusu Doç. Dr. Bülent AYDEMİR'e,

Tez sürecim boyunca yardım için her daim yanımda olan ve karşılaştığım her zorlukta destek olan sevgili arkadaşlarım Dt. Oya ERTEN, Dt. Büşra PARLAK'a,

Tez çalışmam boyunca bana yol gösteren değerli arkadaşım Dr. Dt. Beliz ÖZEL'e,

Tez süreci yolculuğuna beraber başladığımız ve ilerlediğimiz değerli arkadaşlarım Dr. Dt. Tuğçe CECELOĞLU GÜLTEKİN, Dt. Esra GÖKKAYA ARICAN, Dt. Emine KARSLI ve Dt. Feyza HACIOĞLU AKKIZ, Dr. Dt. Elis MUTLU, Dr. Dt. Simin KOCAAYDIN'a,

Tüm doktora hayatım boyunca destek olan ve her anımda yanımda olduklarını bildiğim sevgili arkadaşlarım Dr. Ece ERDEM TUNCEL, Dr. Dt. Mustafa PEKMEZCİ, Dt. Burak Çağrı ÇİNİ, Dt. Görkem GÖKSOY, Dt. Birce KANAT, Dt. Gizem ÖRNEK, Dt. Öykü KESİM ve Dt. Elif ÖZTÜRK'e,

Hayatım boyunca desteklerini ve bana olan inançlarını her zaman hissettiğim anneme, kardeşime ve yanımda olduğunu her zaman hissettiğim babama

teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 37211

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
BEYAN..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
İTHAF..... İİ
TEŞEKKÜR ..... İİİ
İÇİNDEKİLER ..... İV
TABLOLAR LİSTESİ..... Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Vİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... İX
ÖZET X
ABSTRACT ..... Xİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ..... 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Ortodontide Ankraj 3
2.1.1. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi 3
2.2. Mini Vida 5
2.3. Mini Vidanın Primer Stabilitesi 5
2.3.1. Mini Vida İle İlgili Faktörler 6
2.3.1.1. Mini Vidanın Çapı 6
2.3.1.2. Mini Vidanın Uzunluğu 7
2.3.1.3. Mini Vidanın Şekli 9
2.3.1.4. Mini Vidanın Yiv Yapısı..... 10
2.3.1.5. Mini Vidanın Üretildiği Materyal 11
2.3.1.6. Mini Vidanın Yüzey Özellikleri..... 12
2.3.2. Hasta İle İlgili Faktörler 13
2.3.2.1. Cinsiyet 13
2.3.2.2. Yaş 13
2.3.2.3. Sistemik Hastalıklar 14
2.3.3. Hasta İle İlgili Anatomik Faktörler 14
2.3.3.1. Kemik Yoğunluğu 14
2.3.3.2. Kortikal Kemik Kalınlığı 16
2.3.3.3. Yerleştirilen Bölge 17

2.3.3.4. Yumuşak Dokunun Yapısı 18
2.3.3.5. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı 18
2.3.4. Cerrahi Uygulama İle İlgili Faktörler 19
2.3.4.1. İnsizyon Tekniği 19
2.3.4.2. Pre-Drillign veya Self-Drilling Uygulama 19
2.3.4.3. Yerleştirme Açısı 21
2.3.4.4. Yerleştirme Torku 22
2.3.4.5. Monokortikal-Bikortikal Uygulama 23
2.3.5. Mini Vidanın Yüklenmesi İle İlgili Faktörler 23
2.3.5.1. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı 23
2.3.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü 24
2.3.5.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi 24
2.3.5.4. Mini Vida Yüklemesinin Zamanı 25
2.4. Mini Vidanın Primer Stabilitesinin Değerlendirilmesi 26
2.4.1. Maksimum Yerleştirme ve Çıkarma Torku Ölçümleri 26
2.4.2. Kuvvet Direnci Ölçümleri 27
2.5. Mini Vidanın Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi 28
2.5.1. Işık Mikroskobu (Optik Miksroskop) 28
2.5.2. Elektron Mikroskobu 29
2.5.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 29
2.5.2.2. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) 31
2.6. Yeniden Kullanım 31
2.6.1. Mini Vidaların Yeniden Kullanımına Hazırlanmasında Kullanılan Kimyasal Temizlik Ajanları 35
2.6.2. Mini Vidanın Yeniden Kullanımına Yönelik Yapılan Çalışmalar 36
3. GEREÇ VE YÖNTEM 42
3.1. Gereç 42
3.2. Yöntem 45
3.3. Mini Vidaların Yeniden Kullanıma Hazırlanması 46
3.4. Deney Prosedürü 47
3.4.1. Sterilizasyon 54
3.5. İncelenen Parametreler 55
3.5.1. Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi 55

3.5.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 55
3.5.1.2. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi 55
3.5.2. Mekanik Deney Parametreleri 56
3.5.2.1. Maksimum Yerleştirme Torklarının (MYT) ve Maksimum Çıkarma Torklarının (MÇT) Ölçülmesi 56
3.5.2.2. Yatay Kuvvet Direnci Testi 56
3.6. İstatiksel İncelemeler 58
4. BULGULAR 59
4.1. Elektron Mikroskobu İncelemesi ile İlgili Bulgular 59
4.2. EDS Analizleri ile İlgili Bulguları 69
4.3. Maksimum Yerleştirme Torku Testleri Bulguları 70
4.4. Maksimum Çıkarma Torku Testleri Bulguları 71
4.5. Yatay Kuvvet Direnci Testleri ile İlgili Bulgular 72
5. TARTIŞMA 74
5.1. Bulguların Tartışılması 80
5.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulgularının Değerlendirilmesi 80
5.1.2. EDS Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi 85
5.1.3. Maksimum Yerleştirme Torku Bulgularının Değerlendirilmesi 86
5.1.4. Maksimum Çıkarma Torku Bulgularının Değerlendirilmesi 88
5.1.5. Yatay Kuvvet Direnci Test Bulgularının Değerlendirilmesi 90
6. SONUÇ 91
KAYNAKLAR 92
HAM VERİLER 113
FORMLAR 114
ETİK KURUL KARARI ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**
PATENT HAKKI İZNİ 116
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 117
ÖZGEÇMİŞ ..... **HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.**

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Ca+2 iyonunun gruplardaki ortalama değerleri ve grupların birbirleri ile istatistiksel anlamlıklarının karşılaştırılması 69
Tablo 4-2: Çalışma gruplarının maksimum yerleştirme tork değerleri ortalamaları ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması 71
Tablo 4-3: Çalışma gruplarının maksimum çıkarma tork değerleri ortalamaları ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması 72
Tablo 4-4: Grupların uygulanan yatay kuvvete karşı gösterdikleri direnç değerleri ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması 73

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: SEM'de görüntü elde etmek için gönderilen birincil elektronların (PE) yüzey özelliklerine göre çarpıştıktan sonra ikincil elektronlar (SE) ve yansıyan elektronlar (RE) olarak yüzeyden ayrılması (207)..... 30
Şekil 3-1: Bu çalışmada uygulanan deney adımlarının iş akış şeması 47
Şekil 4-1: EDS analizi sonucu gruplardaki Ca+2 iyonu yoğunluğu..... 70

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Ncm……...Newton santimetre

N……..Newton

mm…….……..Milimetre

µm…….Mikrometre

MYT……..Maksimum yerleştirme torku

MÇT……Maksimum çıkarma torku

KD……Kuvvet direnci

SEM……Taramalı elektron mikroskobu

EDS……...Enerji dağılım spektrometresi

Ca…….Kalsiyum

Al……..Alüminyum

Ti……..Titanyum

V…….Vanadyum

O……..Oksijen

C……...Karbon

P…….Fosfat

Fe……...Demir

S……Kükürt

°……Derece

°C…….Derece;Celcius

dk……..Dakika

sn……...Saniye

gr…….Gram

%.....Yüzde

NaOCl……Sodyum hipoklorit

HEDP…….Etidronik asit

pcf…….....pound/ft

ÖZET

Kolik B. Mini vidaların yeniden kullanımında farklı dezenfeksiyon yöntemlerinin in vitro incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2022.

Amaç: Bu çalışmanın amacı, mini vidaların yeniden kullanım için hazırlanmasında daha önce literatürde kabul görmüş olan kimyasal temizleme yöntemine alternatif yeni bir kimyasal temizleme yöntemi sunmak ve bu yeni yöntemin etkinliğini ve klinik uygulanabilirliğini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Metod: Çalışmada bulunan 80 adet mini vida, rastgele seçilerek 4 gruba ayrılmıştır. İlk üç grup çalışma grubu, dördüncü grup kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Çalışma gruplarındaki mini vidalar kemik bloklara uygulanıp çıkarılmıştır. Birinci gruba distile su ile, ikinci gruba %37'lik ortofosforik asit ve %5,25'lik NaOCl ile, üçüncü gruba %9'luk etidronik asit ve %2,5'lik NaOCl karışımı ile temizleme işlemi uygulanmış, dördüncü grup herhangi bir işlem görmemiştir. Deney gruplarının mekanik değerlendirmesi maksimum yerleştirme - çıkarma torku ve yatay kuvvet direnci ile, yüzey özellikleri de SEM/EDS ile değerlendirilmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde non-parametrik Kruskal-Wallis testi ve anlamlılığın karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Anlamlılık değeri %5 olarak belirlenmiştir.

Bulgular: Yapılan mekanik testlerde üçüncü gruptaki mini vidalar kontrol grubundakilere benzer değerlerler göstermiştir. Yatay kuvvet direnci açısından gruplar arası farklılık bulunmamıştır. Yüzey özellikleri incelemesinde birinci gruptaki mini vidaların yüzeylerinde doku artıkları gözlenmiş fakat kimyasal temizleme uygulanan mini vidaların yüzeylerinin doku artıklarından arındığı belirlenmiştir. EDS analizi bulguları da doku artıklarının incelenmesi bakımından SEM analizine parallellik göstermiştir. İkinci gruptaki mini vidalarda yüzey korozyonu daha yüksek bulunmuş, üçüncü grup yüzey morfolojisi bakımından kontrol grubuna benzerlik göstermiştir. Tüm çalışma grubu mini vidalarında uç deformasyonu belirlenmiştir.

Sonuç: Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, mini vidaların ikinci kez kullanımında kimyasal temizleme işleminin etkili olduğu belirlenmiştir. %9'luk etidronik asit ve %2,5'lik NaOCl karışımı ile oluşturduğumuz kimyasal temizleme yönteminin diğer kimyasal temizleme yöntemi kadar etkili olduğu, mini vida yüzeyinde daha az korozyona neden olduğu ve diğer yönteme göre zaman tasarrufu sağlayarak klinik uygulamada yerini alabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Kemik vidaları, Yeniden Kullanım Materyali, Ortodontik aygıtlar, Ortodontik ankraj yöntemleri, Dezenfeksiyon.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 37211

ABSTRACT

Kolik B. In vitro examination of different disinfection methods in the reuse of mini screws. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Orthodontics.PhD Thesis. İstanbul. 2022.

Objectives: The aim of this study is to present a new chemical cleaning method for the reuse of mini screws in orthodontic treatment and to compare its applicability, effectiveness, and clinical application convenience with a conventional method.
Methods: 80 mini screws were randomly selected and divided into 4 groups. The mini screws located in first three of the study groups were applied in bone blocks and then removed. Subsequently, the first group (AG) was cleaned with distilled water, the second group (OG) with 37% orthophosphoric acid and 5.25% NaOCl, the third group (HG) with a mixture of 9% etidronic acid and 2.5% NaOCl. The fourth (control) group (KG) did not receive any treatment. 10 randomly selected mini screws from the groups were inserted into the bone blocks by measuring the maximum insertion torque; were extracted by measuring the maximum extracting torque. Remaining 10 mini screws in each group were examined by SEM/EDS; followed by placement in bone blocks and subjected to the horizontal force resistance test to investigate their mechanical resistance.
Results: For mechanical testing, the second and third groups showed similar values to those in control. There was no difference between the groups in terms of horizontal force resistance ($p>.05$). SEM evaluation revealed that the tested chemical cleaning is effective for cleaning prior to the second application of mini screws.
Conclusion: It is determined that the tested chemical cleaning process is effective in the second use of mini screws. Hence, the chemical cleaning method, which we created is as effective as the other chemical cleaning method and can take its place in clinical practice by saving time compared to the other method.

Key Words: Bone screw, Equipment reuse, Orthodontic appliance, Orthodontic anchorage procedures, Disinfection.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 37211

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Bilimin çeşitli alanlarında farklı araştırmacılar tarafından, günlük hayatımızda kullanılan malzemeleri geri dönüştürmek ve yeniden kullanmak için farklı yöntemler denenmektedir. Diş hekimliğinde de 'Yeşil Diş Hekimliği (Green Dentistry)' bu amaca yönelik yeni bir konsept olmuş ve çevre dostu teknolojilerin ve malzemelerin kullanılmasını benimsemiştir. Yeşil Diş Hekimliği konsepti dört R'den oluşmaktadır; "Yeniden Düşün (Rethink), Azalt (Reduce), Yeniden Kullan (Re-use) ve Geri Dönüştür (Recycle)" (1–4).

Tıbbi aletlerin yeniden kullanımı tıp ve diş hekimliğinde uzun bir geçmişe sahiptir (5,6). Tedavi maliyetleri açısından ekonomik bir uygulama olan yeniden kullanım, işlem veya hazırlık sırasında tıbbi cihazın zarar görmediği durumlarda veya cihazın klinik özellikleri değiştirilmediğinde mümkün olabilmektedir (7).

Ortodontik tedavide kullanılan bant, braket ve tellerin geri dönüşümü rutin klinik uygulamada yerini almıştır (8–11). Ortodontik tedavilerde iskeletsel ankraj elde etmek için genellikle mini vidaların yerlerinin değiştirilmesi ve yeniden konumlandırılması gerekmektedir. Bu nedenle ortodontik tedavi maliyetini azaltmak için ortodontideki diğer materyaller gibi mini vidaların da yeniden kullanımına olan ilgi giderek artmaktadır (12–14). Mini vidaların yeniden kullanımı güncel bir araştırma konusudur (12,15–19). Mini vidaları tekrar kullanırken kontaminasyonu ve enfeksiyonu önlemek amacıyla uygulama öncesi etkili bir temizleme ve sterilizasyon işlemi yapılmalıdır (17). Temizleme işleminin amacı, vida yüzeyinde biriken kan, protein ve debris gibi doku kalıntılarını uzaklaştırmak veya azaltmaktır (20,21).

Yapılan çalışmalar (12,15–18,22), yeniden kullanımda mini vida yüzey özelliklerindeki değişiklikleri, primer stabiliteyi ve farklı temizleme protokolleri ile mini vidaların yeniden kullanımındaki başarısını incelemiştir. Daha önceki çalışmalarda; hava su spreyi, ultrasonik temizleme ve 90 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama gibi farklı mekanik temizleme yöntemleri kullanılarak mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarının uzaklaştırılması ve mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanması araştırılmıştır (12,15,17,18). Bu çalışmalar sonucunda mekanik temizleme yöntemlerinde mini vidaların fiziksel özelliklerinde kayıpların olabildiği ve mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarının tam olarak uzaklaştırılamadığı görülmüştür. Noorollahian ve ark.'ın (15)

çalışmasında; mini vidaların yeniden kullanımı için mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarının % 37'lik ortofosforik asit ve % 5,25'lik NaOCl ile uygulanan bir kimyasal temizleme yöntemi ile uzaklaştırılması araştırılmıştır ve başarılı bir sonuç elde edilmiştir. Ancak mini vidaların yeniden kullanımı konusunun güncel ve konu ile ilgili çalışma sayısının kısıtlı olması nedeniyle bu alanda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, mini vidaların yeniden kullanım için hazırlanmasında daha önce literatürde kabul görmüş olan kimyasal temizleme yöntemine alternatif yeni bir kimyasal temizleme yöntemi sunmak ve bu yeni yöntemin etkinliğini ve klinik uygulanabilirliğini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontide Ankraj

Ortodontik tedavilerde diş hareketlerinin sağlanabilmesi için ihtiyaç duyulan ankraj; istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanır (23). Tedavilerde hareketi istenen diş grubunun olduğu bölge çalışma bölgesi, kuvvetin destek alındığı bölge ise ankraj bölgesi olarak isimlendirilir (24).

Ortodontik tedavilerde istenen ankraj; kolay uygulanabilmeli ve çıkarılabilmeli, uygulanan ortodontik kuvvetlere karşı direnç gösterebilmeli, hasta açısından konforlu ve maliyet açısından düşük olmalıdır (25).

Ankrajı kuvvetlendirmek için posterior bölgede bulunan dişlerden alınacak ankrajın yeterli olmadığı koşullarda ağız içi ve ağız dışı ankraj aygıtları kullanılmaktadır. Bu ankrajı güçlendirmek için kullanılan aygıtlar mutlak bir ankraj sağlamasa da istenmeyen diş hareketlerini en aza indirirler. Hasta kooperasyonuna bağlı ve genellikle hasta konforunu olumsuz yönde etkileyen aygıtlar olması sebebiyle hastanın yaşam kalitesini düşürürler (26).

Tedavinin hastalar üzerinde oluşturduğu bu olumsuz etkileri azaltacak, hasta kooperasyonunun elimine edilmesini sağlayacak (non-compliance), ağız dışından destek almadan ağız içi bölgelere uygulanacak ve mutlak ankraj oluşturacak yeni ankraj aygıtları ihtiyacı doğmuştur. Bu kadar güçlü bir ankrajın sağlanması ankraj ünitesinde ankiloze bir dişin bulunması veya ankraj olarak kullanılacak dental implantların kullanılması ile mümkündür. Her ikisi de istenmeyen diş hareketini engellemek için kemik dokudan destek almaktadır (27). Ankraj ünitesinin güçlendirilmesini sağlayan dental implantların veya kemik doku üzerine sabitlenen mini vida implantların gündeme gelmesi ortodontide yeni bir dönemi başlatmış ve iskeletsel ankrajı kolaylaştırmıştır (28).

2.1.1. İskeletsel Ankrajın Tarihçesi

Diş hekimliğinde ilk implant uygulamasında başarı 1937 yılında Harvard Üniversitesi'nde kobalt-kronyum-molibden alaşımlı vitalium implantlarla sağlanmıştır (29). Dental implantlar, kaybedilen diş dokusunun yerini almak amacıyla kemik içine veya üzerine uygulanan biyolojik açıdan uyumlu malzemelerdir ve implantlarla sabit veya hareketli protezlere destek sağlamak hedeflenmektedir (30). 1945 yılında ise ilk kez ortodontik ankrajı sağlamak amacıyla Iowa Üniversitesi'nde Gainsforth ve ark. (31)

tarafından vitalium implantlar köpeklerin ramusuna yerleştirilmiştir. Yerleştirdikleri bu implantlarla hem kanin distalizasyonu hem de mandibula üzerinde çekme kuvveti oluşturmak amaçlanmıştır. Fakat implantların osseointegre olamaması sebebiyle 16-30 günde kaybedilmiştir. 1969'da ön dişlerin retrakte edilmesi için Linkow (32) tarafından kemik içi bıçak tipi implantlar önerilmiştir. 1969'da osseointegrasyon konusunda başarılı olan ve mutlak ankrajı sağlayabilen titanyum implantlar Branemark ve ark. (33) tarafından tanıtılmıştır.

1983'te Creekmore ve Eklund (34) kemik içi vidaları iskeletsel ankraj desteği ile maksiller kesicilerin intrüzyonu ve retraksiyonu için nazal kavitenin alt hizasına yerleştirmişlerdir. Sonraki yıllarda Robert ve ark. (35) tarafından retromolar bölgeye uygulanan implantlar, Wehrbein ve Mets (36) tarafından palatal implantlar, 1995'te Block ve Hoffman (37) tarafından ise ortodontik onplantlar tanıtılmıştır. 1996'da Wehrbein ve ark. (38) tarafından 'ortosistem' implantları geliştirilerek palatal bölgenin ankraj amacıyla implant yerleştirilmesi için uygun bir bölge olduğu belirtilmiştir.

1997 yılında Kanomi (39) bir olgu raporu sunumuyla ortodontik uygulamaya yönelik tasarlanmış ilk mini implantı tanıtmıştır. Boyut olarak bu mini implantlar 1,2 mm çapında ve 6 mm uzunluğundadır ve uygulandığı vakalarda 4 ayda 6 mm alt keser intrüzyonunu gerçekleştirmişlerdir. Kullanılan bu mini implantlar dişetinin altında kalması nedeniyle bir plak veya ligatür yardımıyla ortodontik kuvvet uygulayabilmiş ve bu durum gingival irritasyonlar oluşturmuştur. 1998 yılında Costa ve ark. (40) tarafından braket benzeri başlık içeren, direkt ve indirekt ankraj sağlayabilen mini vida tanıtılmıştır.

1999 yılında yaptıkları çalışmalarında Umemori ve ark. (41) mini plak ankrajı ile mandibular molar dişlerinin intrüzyonunu ön açık kapanışa sahip bir hastanın tedavisini gerçekleştirmişlerdir. Ankraj sağlaması için kullandıkları bu titanyum plaklar ve vidalar için 'İskeletsel Ankraj Sistemi' terimini tanıtmışlardır. Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalarla miniplaklar geliştirilerek tek dişin veya bir diş grubunun intrüzyonu, Sınıf II maloklüzyon ve açık kapanış tedavilerinde kullanılmıştır (42–46).

Mini vidalar biyoyumlu, mekanik olarak kemik dokuya tutanan osseointegre plaklar veya mini plaklarla beraber kullanılabilen geçici ankraj aygıtlarıdır (28). Kemik dokuya sadece mekanik olarak tutunurlar ve osseointegrasyonu beklenmez (47). Mini vidalar iskeletsel ankraj aracı olarak kullanıldığında ortodontik tedavilerin sınırlarını genişleterek; protraksiyon, retraksiyon, intrüzyon, ekstrüzyon ve dikleşme hareketleri gibi birçok diş hareketini sağlamaktadır (48).

2.2. Mini Vida

Farklı tasarımlarda ve farklı özelliklere sahip birçok mini vida piyasada yer almaktadır. Ne kadar farklı yapısal özelliklere sahip olsalar bile temel olarak mini vidalar baş, boyun ve gövde olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır (49).

Mini vidanın baş kısmı; kemik dokuya yerleştirildikten sonra yumuşak dokunun üzerinde kalan en koronal kısmıdır (28). Mini vidalar üretildiği firmalara göre farklı baş yapılarına sahip olabilmektedirler (50).

Farklı tipteki mini vida başlarının birbirlerine göre klinik açıdan avantaj ve dezavantajları vardır (51). Yuvarlak yapıya sahip olan mini vida başlarına sadece bir veya iki adet yay bağlanabilir, çünkü kortikal kemik tabakasına göre yerleştirme açısı dar olmak zorundadır. Bu yüzden de yalnızca diş hareketlerinin iki boyutlu kontrolü mümkün olmaktadır. Hook başlıklı mini vidaların; yerleştirme açısı dik olduğu için kopma riski daha düşüktür ve ikiden fazla sarmal yay barındırabilmektedir. Braket şeklindeki başlığa sahip mini vidalar ise slota sahip oldukları için ark telinin yerleştirilmesi açısından uygundur ve diş hareketinin üç boyutlu kontrolünü sağlayabilmektedir. Klinik olarak tavsiye edilen başlık tipi de dikdörtgen slota sahip başlıklı mini vida tipleridir (52).

Mini vidanın baş kısmı ve kemik doku içerisinde kalan kısmıdır. Farklı uzunluklarda bulunan boyun yapısı yumuşak dokuda irritasyon oluşturmamak için genellikle cilalıdır (53).

Mini vidanın gövde kısmı helikal yivlerle sarılıdır ve şekil olarak konik ve silindirik yapıda bulunabilir. Mini vidanın yerleştirilmesi esnasında gövde kısmında bulunan yivler mini vidanın rotasyonel hareketlerini roto-translasyona dönüştürerek yerleştirmeyi kolaylaştırır. Aynı zamanda bu yivli yapı mini vidanın kemik dokudan çıkmasına sebep olacak aksiyal kuvvetlere karşı retansiyon oluşturur (49).

2.3. Mini Vidanın Primer Stabilitesi

Mini vidanın kemik dokuya yerleştirilmesinden sonra oluşan mekanik kilitlenme ‘primer stabilite’ olarak isimlendirilir (54). Chen ve ark. (55) tarafından 2009’da yayınlanan bir çalışmada primer stabilite mini vidanın başarısındaki en kritik değerlendirme faktörü olarak bulunmuştur. Çünkü mini vidalar immediate olarak yüklendiğinde, primer stabilite oluşabilecek mikro düzeydeki hareketleri engeller ve bu da yüklendiği bölgedeki doku iyileşmesini destekler. Mini vidalar mekanik tutuculuk açısından değerlendirildiğinde; yükleme esnasında amaç, kemik dokuda kontrollü bir

şekilde sıkıştırma kuvvetleri yaratarak mini vidanın yivleri ve kemik doku arasında maksimum seviyede interdijitasyon oluşturmaktır (56).

Sekonder stabilite ise mini vidanın yerleştirilmesinden sonra komşu kemik dokunun biyolojik cevabıdır. Mini vidanın yüklemesi yapıldıktan sonra primer stabilite azalır, sekonder stabilite artar. Mini vidanın klinik stabilitesi de primer ve sekonder stabilitenin toplamı olarak tanımlanır (23).

Mini vidanın stabilitesi değerlendiren çalışmalarda başarı oranı genel olarak %80'nin üzerinde bulunmuş olsa da %60 ile %100 arasında değişiklik gösterdiği belirtilmiştir (57–60). Primer stabilite; mini vida ile ilgili, hasta ile ilgili, hastanın anatomik yapıları ile ilgili, cerrahi yöntem ile ilgili, yükleme ile ilgili faktörlerden etkilenmektedir.

2.3.1. Mini Vida İle İlgili Faktörler

2.3.1.1. Mini Vidanın Çapı

Ortodontide kullanılan mini vidaların çapı; 1.0 ile 2.3 mm arasında değişkenlik gösterir ve gövde ve yivleri içeren toplam genişliği ifade etmektedir (61). Mini vidanın stabilitesi, mini vidanın temas halinde olduğu kortikal kemik dokusu yüzey alanına bağlıdır ve bu yüzden mini vida çapı arttıkça stabilite de artar (62–64). Mini vida başarı oranının, çapı 1,3 mm'den küçük mini vidalarda daha düşük olduğu belirtilmiştir (23). Liu ve ark.'ın (65) yaptıkları çalışmada mini vida stabilitesinin sağlanmasındaki major faktörün mini vidanın çapı olduğu ve çap artıkça uygulanan ortodontik kuvvetler dolayısıyla mini vidadaki yer değiştirmenin ve çevre kemik dokuda oluşan stres miktarının azaldığı bildirilmiştir.

Mini vida çapının seçimi yerleştirileceği bölge için de önemlidir. Uygulanacağı bölgeye komşu dokulara zarar vermemek için gerekli mesafe; mini vidanın çapı, komşu dişlerin periodontal ligaman kalınlığı ve gerekli interradiküler mesafe (ortalama 0,25 mm) ile hesaplanır. Ayrıca uygulanacağı bölgedeki kortikal kemik kalınlığı da mini vida çapının seçiminde göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin, damak bölgesine uygulanacak bir mini vidanın çapı en az 1,5 mm, mandibulaya uygulanacak mivi vida çapının ise en az 2 mm olması önerilmektedir (49).

2003 yılında Miyawaki ve ark.'ın (47) yaptıkları çalışmaya göre; 1,5 mm ve 2,3 mm çapa sahip mini vidaların başarı oranları aynı; 1 mm çapa sahip mini vidaların başarı oranı ise daha düşük bulunmuştur. Bu konuda yapılan in-vitro çalışmalarda da mini vida

çapı ve stabilitesi arasında direkt bir bağlantı olduğu görülmektedir. Mini vida çapının seçiminde her ne kadar geniş çapa sahip mini vidalar daha stabil olsa da; uygulanacağı bölgede yeterli alanın olması ve kök teması gibi faktörlerin mutlaka dikkate alınması gerektiği de söylenmektedir (66,67).

Mini vida çapının küçük olduğu durumlarda komşu diş kökleriyle temas riski azalsa da yükleme esnasında kırılma ihtimali artmaktadır. Özellikle 1,3 mm'den küçük çapa sahip mini vidalar kortikal kemik dokunun kalın olduğu bölgelerde (örn. mandibula) uygulanmamalıdır (68–70). Mini vida çapının küçük olduğu uygulamalarda eğer kortikal kemik kalın ise yükleme esnasında rehber delik açılarak yükleme yapılması tavsiye edilmektedir (69,71).

Mini vidanın kırılması çapı ile ters orantılı olduğu gibi, titanyum da paslanmaz çeliğe göre kırılmaya karşı daha zayıftır. 1,5 mm çapa sahip olan titanyum mini vidalar 40 Ncm dirence sahiptir. Yükleme esnasında mini vidanın sahip olduğu bu direnci geçen kuvvetlerin uygulanması olasıdır. Ayrıca mini vida çapının 0,2 mm azaltılması sahip olduğu direncin yarıya inmesine sebep olur. Bu yüzden çapı 1,5 mm'den az mini vidaların kullanılması önerilmemektedir (70). Eğer yerleştirme esnasında herhangi bir direnç ile karşılaşılır ise rehber delik açılarak mini vida yerleştirilebilir.

En uygun mini vida çapının hangisi olduğu tartışmalı bir konu olsa da ideal mini vida çapının 1,3-2,3 mm arasında olması gerektiği belirtilmiştir (55,72).

2.3.1.2. Mini Vidanın Uzunluğu

Ortodontik tedavilerde uygulanan mini vidaların uzunluk ölçümleri mini vidanın boyun ve yivli gövdesini kapsamaktadır. Mini vida uzunları 4-12 mm arasında değişmektedir (73,74). Mini vidanın yumuşak doku ile temas halindeki kısmı 1-3 mm arasında değişmektedir. Ortodontik tedaviler için tercih edilecek mini vida uzunluğu; yerleştirme açısı, uygulanan bölgenin mukoza kalınlığı, kemik kalitesi, uygulanan bölgedeki kemik derinlik miktarı ve komşu yapılara yakınlığı gibi faktörler göz önünde bulundurularak seçilir (51,58,61,75). Uzunluk ve primer stabilite arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalarda daha düşük kemik kalitesi olan durumlarda daha uzun mini vidaların tercih edilmesi önerilmiştir (61,76–78). Ayrıca maksilla ve mandibulaya uygulanan mini vidalarda da uygulanan bölgeye göre farklı uzunlukların seçilmesi tavsiye edilmektedir ve en az 5-6 mm'lik mini vidaların uygulanması önerilmektedir (25). Fakat Mortensen ve ark. (79) mini vida uzunluğu ve başarısı arasındaki ilişkiyi incelemek için

bir hayvan çalışması yapmış ve 3 mm ve 6 mm'lik mini vidaların başarı oranlarında, tüm kortikal kemiği geçmeleri şartı ile, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Chen ve ark.'ın (25) yaptıkları bir çalışmada da yine mini vida uzunluğu ve mini vida stabilitesi arasındaki ilişki incelenmiştir. 1,2 mm çapında 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki mini vidalar karşılaştırılmıştır. Çalışmada ortodontik ankraj sağlamak amacıyla 29 hastaya toplam 59 adet mini vida uygulanmıştır. Sonuçlarına bakıldığında 6 mm uzunluğundaki mini vidalara göre 8 mm uzunluğundaki mini vidaların başarısı anlamlı derecede daha yüksek çıkmıştır. Lim ve ark. (78) yaptıkları bir çalışmada, mini vida uzunluğundaki artış ile daha yüksek yerleştirme torku değerlerine ulaşıldığı görülmüş ve uzunluktaki artış ile stabilitenin de artacağı belirtilmiştir.

Kısa mini vidalar yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu bölgelere yerleştirildiğinde genellikle kaybedilmektedir (75,80). Bu durumun nedeni mini vidanın, kalın mukoza dokusu varlığında kemik içinde kısa kalmasıdır. Mini vida mekanik olarak tutuculuğu kortikal kemikten aldığı için, mini vidada iyi bir tutuculuk sağlanabilmesi için kemik içinde en az 5-6 mm'lik bir kısmının olması gerekir (51,67,75). Yapılan bir in vitro çalışma da mini vidanın primer stabilitesinin uygulama derinliği ile doğru orantılı olarak arttığını kanıtlamıştır (81).

Ortodontik uygulamalarda biyomekanik açıdan en uygun mini vida uzunluğu 9 mm'dir. Daha kısa uzunluktaki mini vidalara göre 9 mm uzunluğundaki mini vidalar çevre kemik doku üzerinde daha az stres oluşturmaktadır. Daha uzun mini vidalara göre de komşu anatomik yapılara zarar verme riski daha azdır (82). Ortodontik uygulamalar için mini vida seçimi yaparken biyomekanik ve klinik ihtiyaçlar göz önünde bulundurularak en ideal uzunluk belirlenmelidir (49). Ayrıca değişen transmukozal kalınlıklar göz önünde bulundurularak mini vidanın çoğunluğunun yumuşak dokuya değil kemik dokuya sabitlenmesini sağlayacak uzunluklar tercih edilmelidir (83).

Mini vida uygulamalarında alveol kemiğini geçerek karşıt kortikal kemiğe ulaşan uzun vidaların kullanımıyla daha fazla stabilite sağlanabileceği de söylenmektedir. Fakat bu işlemin daha invaziv olduğu düşünülmektedir. Bikortikal mini vida uygulaması ile alveol kemiğinin tüm genişliğine mini vida yerleştirilmesi sağlanarak her iki korteks birleştirilir. Brettin ve ark. (84) bikortikal uygulamanın monokortikal uygulamaya göre daha iyi bir kuvvet direnci sağladığını ve stabilitesi yüksek bir ankraj sistemi oluşturduğunu belirtmiştir. Fakat bikortikal sistemin başlıca dezavantajı anatomik sınırlamalardır ve ağız boşluğu içinde bikortikal uygulama için kullanılacak uzunluktaki

mini vidalar, posterior bölgede yanak retansiyonu sebebiyle zorluk yaratabilmektedir (85).

2.3.1.3. Mini Vidanın Şekli

Mini vidanın gövde şekli konik ve silindir olmak üzere iki şekilde olabilir. Konik şekildeki mini vidada koronale gidildikçe bir daralma görülür ve en kalın bölgesi ile en ince bölgesi arasında 0,3-0,4 mm'lik bir fark bulunmaktadır. Silindir şekilli mini vidalarda ise mini vidanın uç kısmı hariç çapı aynı seyretmektedir. Yüzey alanına bakıldığında; silindirik şekilli mini vidalara göre konik yapılı olanların yüzey alanı %20-%30 daha azdır (86). Normalde yüzey alanının azalması dental implantları stabilite bakımından olumsuz etkiler (87). Fakat ortodontik amaçla kullanılacak mini vidalarda konik şekil kortikal kemik dokusu için teması artırmakta ve primer stabilitesinin daha yüksek olmasını sağlamaktadır (56,66). Aynı zamanda konik şekilli mini vidaları kortikal kemiğe uygulamak daha kolaydır. Üzerindeki yivler ve komşu kemik doku arasında mekanik kohezyonun daha iyi bir şekilde oluşmasını sağlar (88). Yerleştirilme esnasında konik şekildeki mini vidaları çevreleyen kemik dokuda meydana gelen sıkışma sebebi ile, silindirik şekilde mini vidalardan daha iyi stabilite sağlarlar (89,90). Konik şekilli mini vidaların primer stabilite açısından daha iyi olmasını bazı araştırmacılar şöyle açıklamıştır; yerleştirme esnasında doğrultunun sapması sebebiyle giriş deliğinde meydana gelen genişlemeden ötürü oluşabilecek bollaşma konik yapıdan dolayı telafi edilebilir (56,66). Ayrıca yorgunluk ve kırılmaya direnç bakımından konik şekilli mini vidalar silindirik şekilde olanlardan daha iyidir (91). Bu direncin daha yüksek olmasının sebebi; stres alanına en yakın bölge olan boyun ve gövde arasındaki bağlantı noktasının çapının daha küçük olmasıdır (92).

Carano ve ark.'ın (51) yaptığı bir çalışmada mekanik açıdan konik şekilli mini vidalara kıyasla silindirik şekilli olanların daha iyi özelliklere sahip olduğu söylenmiştir. Kökler arası mesafenin 2,5-3,5 mm gibi kısa olduğu durumlarda konik şekilli mini vidaların tercih edilmesi gerektiğini ve bu şekilde kök hasarından kaçınılabileceğini bildirmişlerdir. Çıkarma torku konik şekilli mini vidalarda daha fazladır. Silindirik mini vidalara kıyasla konik mini vidalarda maksimum çıkarma ve tork kaybı (yerleştirme ve çıkarma torkları arasındaki fark) daha fazladır (87).

Cha ve ark.'ın (93) yaptığı hayvan çalışmasında ise primer ve sekonder stabilite açısından konik ve silindirik mini vidalar karşılaştırılmıştır. Konik şekilli mini vidaların

daha iyi primer stabilite sağladığı belirtilmiş fakat sekonder stabilite açısından iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Yine başka bir çalışma primer stabilite açısından konik mini vidaların daha iyi olduğunu söylerken, 12 haftanın sonunda kemik-implant arasındaki temas veya çıkarma torku bakımından herhangi bir fark olmadığını belirtmişlerdir (94). Aynı zamanda, yerleştirmeden sonra konik şekilli mini vidaların kemik-implant teması çok iyi olsa dahi, silindirik mini vidalardaki gibi bir temas seviyesine ulaşmak için en az 8 haftalık bir iyileşme süreci gerekmektedir (95).

2.3.1.4. Mini Vidanın Yiv Yapısı

Mini vidaların gövde kısmında bulunan yiv yapısı simetrik veya asimetrik kesimli ve tek veya çift yivli olabilmektedir. Yivler arası derinlik ve eğim de farklılıklar gösterebilir. Daha derin yapıda olan yivli mini vidaların daha iyi primer stabiliteye sahip olduğu belirtilmiştir (96).

Simetrik yiv yapısına sahip mini vidalarda vidanın uç kısmından boynuna kadar olan kısma kadar yivler birbirlerine paralel olarak seyreder. Asimetrik yiv yapısına sahip mini vidalarda ise vidanın uç kısmından boynuna kadar yivler farklı derecelerde yerleştirilmiştir. Asimetrik yiv kesimine sahip olan mini vidaların uygulaması daha kolay olurken, aynı zamanda çıkarma yönündeki kuvvetlere karşı da bu asimetrik yapı engelleyici bir rol oynar (70).

Çift yivli mini vidalar ise gövde kısmında kendi içlerinde simetrik yivlerden ve asimetrik yivlerden oluşan iki farklı yiv yapısındadırlar. Tek yivli mini vidalara göre; çift yivli mini vidalar mekanik olarak daha iyi stabilite gösterirler ve çıkarma tork değerleri daha yüksektir. Fakat çift yivli yapı, mini vidanın yerleştirme süresinin uzamasına neden olur ve çevre kemik dokuya gelen stresin de artmasına sebep olur (77).

Brinley ve ark.'ın (97) yaptığı çalışmada mini vidaların yiv yapılarının yerleştirme torkuna ve çıkarma kuvvetlerine olan etkisini görebilmek için dizaynları farklı olan mini vidalar in vitro olarak incelenmiştir. Yiv eğimleri arasındaki farklılıkların da incelendiği bu çalışmaya göre yiv eğimlerinin daha az olduğu (iki yiv arasındaki mesafe kısa) mini vidalarda çekme kuvvetlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur yani mini vidanın çıkarma kuvvetine karşı olan direnci artmıştır. Mini vida yivleri arası mesafe; mini vidanın uygulama esnasındaki her bir dönüşte kemik doku içindeki ilerleme miktarı olarak açıklanabilir (98). Başka bir çalışmada da yine mini vidalardaki yiv eğimi ve kemik

yoğunluğu arasındaki ilişkiye bakılmış ve kemik yoğunluğunun fazla olduğu bölgelerde yiv eğiminin az olduğu mini vidaların stabilite açısından daha iyi olduğu belirtilmiştir (99).

Mini vidaların yivli yapılarına ek olarak yine gövde kısımlarında vida boyuna paralel olacak şekilde oluklar bulunmaktadır. Bu olukların amacı vida yerleştirilirken oluşan kemik doku talaşlarını uzaklaştırmaktır. Bu oluklar ile ilgili yapılan bir çalışmada; oluk sayısı ve uzunluğunun artmasının yerleştirme torkunu azalttığı fakat kemik dokudaki hasarı artırdığı belirtilmiştir. Başka bir çalışma ise bu oluklu yapının hem yerleştirme hem de çıkarma torkunu artırdığı söylemiştir. Yivlerin aralarında oluk nedeniyle sıkışan kemik doku talaşları nedeniyle sürtünmeyi artırdığı ve bu yüzden de oluklu yapının yerleştirme torkunun artmasına sebep olduğu söylenmektedir (97,100).

2.3.1.5. Mini Vidanın Üretildiği Materyal

Mini vidalar genellikle paslanmaz çelik, saf titanyum veya titanyum alaşımlarından (Ti-6Al-4V) üretilen yapılardır. Paslanmaz çelikten üretilmiş olanlar, titanyumdan üretilenlere kıyasla kırılmaya karşı daha dirençli yapıdadır (69). Fakat yine de tüm özelliklerin bakıldığında titanyumdan üretilenler daha üstündür. Titanyum, paslanmaz çeliğe göre daha elastiktir ve biyouyumlu bir materyal olduğu için dokularla daha iyi bütünleşir. Bu yüzden mekanik fiksasyonu paslanmaz çeliğe göre daha iyi sağlar (101).

Titanyum reaktif bir element olduğu için havada, suda veya herhangi bir elektrolit içinde yüzeyinde oksit bir tabaka oluşturur. Bu dayanıklı oksit tabaka sayesinde titanyum kimyasal etkilerden korunmuş olur (102). Aynı zamanda inert bir madde olan titanyumun doku ile temas etmesi halinde yüzeyinde bulunan oksit tabaka çözünmez ve reaksiyon yaratan herhangi bir iyon salınımına sebep olmaz (103).

İyonlar proteinlerle birleşip antijen oluşturabilirler. Örneğin nikel, krom ve kobalt antijen özelliğine sahip metallerdir. Titanyum bu metallerden farklıdır. Titanyum proton değişimi yapmaz ve biyolojik moleküllerle kimyasal bağ oluşturmaz. Hipersensitivite oluşmasına, alerjik ve immünolojik reaksiyonlara neden olmaz (103,104). Aynı zamanda titanyum hem dentinden hem de kortikal kemik dokusundan daha dayanıklıdır. Bu yüzden titanyumdan üretilen mini vidalar, çok ince formlarda olsalar bile maruz kaldıkları kuvvetleri desteklemeye yeterli dirence sahiptirler (103).

Titanyum kemikte ve doku içinde aktif halde bulunur. Kemik mini vida yüzeyine doğru büyüyerek metale bağlanmaktadır. Bu durum sadece biyoaktif olarak adlandırılan

materyallerde gözlenir. Bu bağlanma osseoentegrasyon olarak isimlendirilir. Mini vidalar normalde sadece mekanik olarak kemik dokuya tutunsalar dahi belli bir süre sonra mini vida yüzeyinde osseoentegrasyon oluştuğu ve bunun da mini vidanın tutuculuğunu artırdığı söylenmektedir (105).

2.3.1.6. Mini Vidanın Yüzey Özellikleri

Mini vidaların kullanıldığı süre boyunca osseointegrasyonu gerçekleşmez. Bu nedenle yüzey özelliklerindeki değişiklikler çok fazla ilgi odağı değildir ve genellikle yüzeyleri herhangi bir işlem görmemektedir. Fakat yine de yüzey pürüzlülüğü ve bileşimi mini vidanın yerleştirilmesinden sonraki hücresel yanıtı etkilemektedir ve bu durum sekonder stabilite için önemlidir (49). Immediate yüklemedeki başarı açısından yüzey özellikleri etkili bulunmamıştır (106).

Yüzey özelliklerinin dental implantlardaki etkisi göz önünde bulundurularak mini vidaların yüzeyleri de kemik doku ve mini vidanın kontağının artması amacıyla farklı şekillerde üretilmektedir (107). Yüklemeden sonra gerçekleşen sekonder stabiliteyi artırmak için, mini vida yüzey değişikliğindeki en yaygın teknik asitleme ya da kumlama veya her ikisinin beraber uygulandığı sistem olan sinterlenmiş, iri grenli ve asitlenmiş yüzeye dönüştürme (SLA-Sintered, large-grid, acid edge) sistemidir (108).

Asitle pürüzlendirme işlemi; mini vidanın ara yüzeylerindeki yüzey alanını artırarak mini vida ve kemik doku arasında yakın bir temas olmasını sağlar. Bu konuda yapılan bir çalışmaya göre; asitle pürüzlendirme işleminin primer stabiliteye herhangi bir katkısı olmazken, sekonder stabiliteyi artırdığı belirtilmiştir (108).

SLA işlemi görmüş mini vidalar ve parlak yüzeye sahip olanın mini vidaların karşılaştırıldığı bir çalışmada; SLA işlemi görmüş olan mini vidaların çıkarma torkunun daha yüksek olduğu belirtilmiştir (109). Yapılan başka bir çalışmaya göre SLA işlemi görmüş olan mini vidaların geleneksel mini vidalara göre; kemik dokuyla daha fazla temasa sahip olduğu ve sekonder stabilitelerinin daha iyi olduğu söylenmiştir. Diğer bir çalışmada ise SLA işlemi görmüş olan mini vidaların yüklemeden sonraki erken dönemde de, osseoentegrasyon sonrasındaki dönemde de daha fazla stabilite gösterdikleri bildirilmiştir (110). Bu çalışmaların tersine yapılan bir hayvan çalışmasında stabilite açısından SLA yüzeye sahip mini vidaların, normal yüzeye sahip mini vidalardan farklı olmadığı söylenmiştir (111) .

SLA işlemi görmüş mini vidaların osseoentegrasyon olabilmesi nedeniyle çıkarılırken kırılma riskinin artmış olacağı düşünülmüş. Bu konuya yönelik yapılan bir çalışma SLA işlemi görmüş mini vidaların çıkarılmasında harcanan enerji daha fazla olsa da; maksimum çıkarma torku değerleri açısından geleneksel mini vidalar ve SLA yüzeyli mini vidalar arasında herhangi bir anlamlı fark bulunmamıştır (112).

2.3.2. Hasta İle İlgili Faktörler

2.3.2.1. Cinsiyet

Mini vida uygulamalarına yönelik yapılan çalışmalarda cinsiyetin ile stabilite ve başarı arasındaki ilişki değerlendirilmemiştir (57–59,62). Lee ve ark.'ın (110) yaptığı çalışmaya 141 hasta dahil edilmiş ve mini vida başarısında cinsiyetin etkili bir faktör olmadığını belirtilmiştir.

Kortikal kemik kalınlığının mini vida stabilitesinde önemli bir etkendir. Buna yönelik yapılan çalışmada maksiller birinci büyük azı dişlerinin mesiallerinde bulunan kortikal kemik kalınlığının kadınlarda erkeklere göre daha ince olduğu belirtilmiştir (113). Fakat Farnsworth ve ark.'ın (114) yaptığı çalışmada kortikal kemik kalınlığı açısından kadınlarda ve erkeklerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı söylenmiştir.

2.3.2.2. Yaş

Mini vida çevresindeki kemik doku yeterli kalitede ve yoğunlukta olursa ancak mini vidada primer ve sekonder stabilte gerçekleşir. Yapılan çalışmalar yaşın kemik kalitesinde ve kantitesinde etkili olduğunu göstermektedir. Mini vida stabilitesi ve yaş faktörü incelendiğinde yapılan çalışmalar farklı sonuçlar bildirmişlerdir.

Yapılan bir klinik çalışmada 57 hasta ve toplam 169 mini vida yaş ve yükleme zamanlaması açısından değerlendirilmişlerdir. Erişkinlerde erken yükleme yapılan mini vidalar ve gençlerde geç yükleme yapılan mini vidaların stabilitesinin, gençlerde erken yükleme yapılan mini vidaların stabilitesinden anlamlı olarak daha üstün bulmuşlardır. Bunun sebebini gençlerdeki yetersiz kemik yoğunluğu ile açıklamışlardır. Bu çalışmanın sonucu olarak gençlerde uygulanan mini vidalarda erken yükleme yapılmaması önerilmiştir (115). Gençlerde erken dönemde yükleme yapılacak ise yerleştirildikten sonra ilk 6 hafta uygulanan kuvvetin düşük tutulması (örn: 50 gr.) da bu konudaki başka bir tavsiyedir (116). Wang ve ark.'ın (117) yaptıkları hayvan çalışmasında; gençlerdeki kortikal kemik kalınlığının ve yoğunluğunun erişkinlere göre daha az olduğunu ve bu

yüzden de gençlerde mini vida stabilitesinin daha düşük olacağını belirtmişlerdir. Yaş faktörünün değerlendirildiği başka bir çalışmada da 15 yaş kritik bir yaş olarak belirtilmiştir. 15 yaş altı bireylerde erişkinlere kıyasla, kortikal kemiğin daha ince ve kemik kalitesinin daha düşük olmasının mini vida uygulamalarının başarısızlıkla sonuçlanmasına sebep olduğu bildirilmiştir (57). 141 hasta üzerinde yapılan bir klinik çalışmada da 20 yaş altındaki bireylere uygulanan mini vidaların özellikle erken dönem kayıplarına dikkat çekilmiş ve bu yaş grubundaki hastalarda özellikle dikkat ile çalışılması gerektiğini belirtmişlerdir (110).

209 hasta üzerinde yapılan bir çalışma ise maksilla ve mandibulanın posterior bukkal bölgelerine uygulanan mini vidaların başarılarını karşılaştırmış ve yaş faktörünün mini vida başarısını etkilemediğini belirtmiştir (59). Kim ve ark.'ın (77) yaptıkları diğer bir çalışma da mini vida başarısı ile yaş arasında herhangi bir ilişki olmadığı söylemiştir.

2.3.2.3. Sistemik Hastalıklar

Kemik kalitesi ve yoğunluğu primer stabilite çok önemli iken sekonder stabilitenin oluşması için de bireylerin metabolizmalarının kendini iyileştirebilme yeteneğine sahip olması gerekmektedir. Sigara kullanımı, kontrol altına alınamayan diabet, periodontal hastalıklar, parafonksiyonel alışkanlıklar, osteoporoz, bifosfonat gibi ilaçların kullanımı gibi durumlar iyileşme sürecini olumsuz etkiler ve uygulanan dental implantların kaybedilmesine sebep olur. Bu tür özel durumları olan hastalara mini vida uygulamalarında iyileşme süresi daha uzun sürebilir ve vakaya özel yükleme protokolü uygulanabilir (57,118).

Battula ve ark.'ın (119) yaptıkları bir çalışmada osteoporotik ve normal kemiğe yerleştirilen mini vidalar karşılaştırılmış ve normal kemiğe yerleştirilen mini vidaların koparma dirençlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir .

2.3.3. Hasta İle İlgili Anatomik Faktörler

2.3.3.1. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu mini vidanın primer stabilitesi ile doğru orantılı olduğu yapılan birçok çalışma ile gösterilmiştir. 2010 yılında Wang ve ark.'ın (117) yaptıkları hayvan çalışmasında genç ve yetişkin köpekler kullanılmıştır. Çalışmada çekme kuvvetine karşı kemik yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı ve rölatif kemik hacminin etkileri araştırılmıştır. Belirgin bir şekilde çekme kuvvetini etkileyen parametrenin kemik yoğunluğu olduğu ortaya çıkmıştır. Aynı zamanda kemik yoğunluğunun düşük ve kortikal

kemiğin 0,5 mm'den ince olduğu durumlar mini vida başarısını olumsuz etkilemektedir. Kemik dokunun trabeküler tabakasının yoğunluğu az ve kortikal kemik ince ise, kemik dokuda mikro kırıklara rastlanabileceği ve bu durumun da mini vida kayıplarının oluşmasına sebep olacağı bildirilmiştir (120,121). Yine başka bir hayvan çalışmasında da stabilite üzerinde kortikal kemik yoğunluğunun etkili olduğu söylenmiştir. Kortikal kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku ve total kemik yoğunluğu ve yerleştirme torku karşılaştırılmış ve yerleştirme torku ile total kemik yoğunluğunun ilişkisinin daha zayıf olduğu görülmüştür (56). Yapay kemiklerin kullanıldığı bir çalışmada ise, 1-2 mm arasında kortikal kemik kalınlığının olduğu durumlarda yoğunluğun primer stabilite üzerinde kalınlıktan daha etkili bir faktör olduğu açıklanmıştır. Aynı zamanda primer stabilitenin kortikal kemik yoğunluğu arttıkça arttığı söylenmiştir (76).

Mandibulada kemik korteksinin yoğunluğu ve derinliği maksilladan daha fazladır (122). Mandibulada teoriğe göre daha fazla primer stabilite oluşabilir. Fakat yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre mandibuladaki mini vida başarısı maksilladan daha düşüktür. Uygulama esnasında oluşan yüksek yerleştirme torku, mini vidanın etrafındaki kemik stresinin artmasına sebep olur, bu durum da yivlerin çevresinde sekonder mikroskopik nekroz oluşturarak mini vidanın başarısızlığına neden olur (123).

Daha yoğun ve kalın kortikal kemik primer stabiliteyi olumlu etkilese de mini vidalar aşırı yoğun kortekse uygulanırken daha fazla sürtünme ısısı oluşturmaktadırlar (57). Oluşan ısısının 47 $^{\circ}C$ 'nin üzerine çıkması durumunda kemik doku içinde nekroz oluşmaktadır. Salin solüsyonu ile irrigasyon yapılması ve aşınmış olan drillerin kullanılmaması, ısının engellenmesini sağlayabileceği için önerilmektedir (122).

1,4 mm çapında ve 6 mm uzunluğunda mini vidalar yapılan bir çalışmada; kemik yoğunluklarının farklı olduğu sığır iliak ve pelvis kemiklerine yerleştirilmiş ve primer stabilite açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre kemik yoğunluğunun stabiliteyi etkilemediği belirtilmiştir ve 1 mm kortikal kemik kalınlığı olduğunda yerleştirme torkunun ve çekme direncinin üzerinde kemik yoğunluğunun etkisi bulunmadığı söylenmiştir (124). Fakat uzun dönemde yine de süngerimsi kemik, mini vidanın gövdesinde yer değiştirme veya devrilmeyi engelleme bakımından sekonder stabiliteyi etkileyebilir (67,125).

2.3.3.2. Kortikal Kemik Kalınlığı

Primer stabilite mini vidanın mekanik kilitlenmesiyle oluşur ve bu kilitlenmenin çoğu korteksten elde edilir. Mini vida başarısını etkileyen diğer faktörlerin aynı olduğu düşünülürse, primer stabilite kalın kortekste daha iyi gerçekleşir. Kortikal kemik kalınlığı, primer stabilitenin ölçümlerinden biri olan yerleştirme torku değerleri ile de doğrudan ilişkilidir (62,67,77,126). Korteks kalınlığı ne kadar fazla ise yerleştirme torku değeri de o kadar yüksektir. Çekme kuvveti de primer stabiliteyi değerlendirmeyi sağlayan bir ölçümdür ve kortikal kemik kalınlığından etkilenmektedir (127,128). Kemik korteksi ne kadar kalınsa mini vidanın çıkması için gerekli olan kuvvet de o kadar büyük olacaktır. Fakat mini vidanın kalın kortekse yerleştirilmesi esnasında ısınma riskine karşı dikkatli olmak gerektiği söylenmektedir (48,57).

Kortikal kemik kalınlığı genel olarak 1-2 mm arasında değişmektedir ve alveol kemiğinin apikaline doğru artmaktadır. Yapılan çalışmalar primer stabilite açısından kortikal kemik kalınlığının çok önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir. Kemik dokuda fazla miktarda kortikal kemik kalınlığına sahip bölgelerin, mini vida için uygun bölgeler olduğu düşünülmüştür (47,127). Mandibulada kortikal kemik kalınlığı anteriordan posteriora gittikçe artar. Maksillada ise büyük azılar bölgesine kıyasla küçük azılar bölgesinde kortikal kemik kalınlığı daha fazladır. Kortikal kemik kalınlığı mandibulanın bukkal bölgesinde, maksillanın bukkal bölgesine göre daha kalındır (114). Palatal bölgede mini vida uygulaması için kortikal kemik kalınlığının ve total kemik derinliğinin daha fazla olduğu alanlar; trasnversal olarak 1. ve 2. küçük azılar hizasında ve midpalatal suturun lateral bölgeleridir. Bu bölgelere yapılacak olan mini vida uygulamalarında insiziv kanal perforasyonunu engellemek için; mini vidanın 1. ve 2. küçük azılar hizasındaki midpalatal sutur çevresine uygulanması önerilmektedir (129).

43 hastanın dahil edildiği bir çalışmada maksilla ve mandibulanın posterior alveoler bölgelerinin kortikal kemik kalınlıkları bilgisayarlı tomografi ile incelenmiştir. Kortikal kemik kalınlıklarının maksillada ortalama 1,09-2,12 mm; mandibulada ise ortalama 1,59-3,03 mm olarak ölçülmüştür (113).

Mini vida uygulamalarında görülen başarısızlıkların en büyük sebepleri kortikal kemik kalınlığının yetersiz olması ve yumuşak doku irritasyonları olarak belirtilmiştir (130). Bir mini vida uygulamasının başarılı olabilmesi için en az 1 mm kortikal kemik kalınlığı olması gerektiği söylenmektedir (131). Mandibula posterior bölge gibi kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu bölgelerde ‘self-drilling’ tekniğiyle uygulanacak olan

mini vidaların yerleştirilmesi esnasında kırılma ihtimalinin olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (132).

Miyawaki ve ark.'ın (47) yaptığı bir çalışmada mandibular düzlem açısı ve mini vida başarısı arasında bir ilişki olduğu söylenmiş ve horizontal büyüme gösteren bireylerde mini vida uygulamalarının daha başarılı olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi; kortikal kemik kalınlığının horizontal büyüme gösteren bireylerde vertikal büyüme gösterenlere göre daha fazla olması olarak gösterilmiştir.

2.3.3.3. Yerleştirilen Bölge

Mini vidanın başarısında rol oynayan önemli faktörlerden biri de mini vidanın uygulanacağı uygun bölgenin seçilmesidir (40,48,70). Alt çenedeki kemik yoğunluğu ve kortikal kemik kalınlığı üst çeneye göre daha fazla olsa bile; üst çeneye yerleştirilen mini vidaların alt çeneye yerleştirilen mini vidalara göre daha başarılı olduğu yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (48,133). Alt çenede kortikal kemik kalınlığı ve kalitesi daha iyi iken mini vida başarısızlığının daha fazla görülmesinin nedeni; uygulama için açılan rehber delik esnasında oluşan yüksek ısı, mini vidanın uygulanması esnasında oluşan aşırı stres, yapışık dişeti bandının üst çeneye göre daha kısa olması ve vestibüler yapının daha dar olmasından kaynaklı oral hijyen yetersizliği olarak açıklanmıştır (48,58).

Alt çenede premolarlar arasına yerleştirilen mini vidalar molarlar arasına yerleştirilenlere kıyasla daha başarılı bulunmuşlardır (59). Gelişim aşamasında olan 20 yaş dişi bölgeleri, sürmekte olan dişlerin bulunduğu bölgeler, dişsiz alanlar ve periodontal hastalık kemik kalitesinin değişim gösterdiği alanlardır. Bu yüzden bu alanlarda mini vida başarısı daha düşüktür (14,134,135).

Mini vidanın uygulanacağı bölge keratinize dişeti sınırları içerisinde olmalıdır. Yapışık dişeti bölgesine yerleştirilmeyen mini vidalar doku irritasyonlarına, dişeti hipertrofilerine ve enfeksiyonlara sebep olabilirler. Bu yüzden mini vidanın kaybı gözlenebilir (47,58,136,137).

Mini vidanın uygulanacağı bölgenin 1 mm genişliğinde alveoler kemik ile çevrelenmesi gerekmektedir. Periodontal ligament genişliği 0,25 mm olarak kabul edilmektedir. İnterradiküler alana mini vida uygulanması esnasında periodontal ligament, interradiküler mesafe ve gereken alveoler kemik miktarı hesaplanarak uygulanacak mini vidanın çapına karar verilmelidir (138,139). Yapılan bir çalışmada mini vida uygulaması için gerekli interradiküler mesafenin 3-4 mm olması gerektiği belirtilmiştir (140). Ludwig

ve ark.'ın yaptığı başka bir çalışma da ise 1,6 mm çapındaki mini vidanın yerleştirilmesi için gerekli olan interradiküler mesafe 2,6 mm - 3,1 mm olarak belirtilmiştir (141). Uygulanan mini vida komşu diş köküne temas ederse diş kökünün sement ve dentin tabakalarında rezorpsiyon meydana gelebilir ve oluşan rezorpsiyon sekonder dentin tarafından tamir edilir (142–144). Eğer mini vida teması sonucu oluşan hasar ciddi boyutlarda değil ise çevre dokuların hasarı iyileştirme potansiyeli ile çok az miktarda klinik yan etkinin olması beklenir (142). Oluşabilecek rezorpsiyon riskini önleyebilmek için mini vidanın diş kökünden en az 0,6 mm uzağa uygulanması gerekmektedir (144).

2.3.3.4. Yumuşak Dokunun Yapısı

Mini vida başarısını etkileyen diğer bir faktörün de yumuşak doku olduğu farklı çalışmalar ile kanıtlanmıştır (48,106,136). Mini vidanın başarılı olabilmesi için yerleştirilmesi gereken bölge keratinize dişeti bölgesi olduğu belirtilmektedir (48,139,145). Keratinize dişeti bölgesine uygulanan mini vidalarda enflamasyon ve dişeti hipertrofisi gelişme riskinin daha az olduğu söylenmektedir (135,139).

Hareketli mukozaya yerleştirilen mini vidalar dişeti hipertrofilerine, enflamasyona, doku irritasyonlarına ve hasta rahatsızlığına sebep olabilmektedir. Bu durum da mini vida başarısızlığına neden olmaktadır (137,146). Bu durumlarda mini vidanın baş kısımlarının mukoza ile kapatılması enflamasyonun ve doku hipertrofisinin oluşmasını engellemek için yararlı olabileceği bildirilmiştir (135,136).

2.3.3.5. Komşu Organlara Yakınlık ve Kök Hasarı

Mini vida uygulamasında başarısızlığa sebep olabilecek bir başka etken mini vida ve komşu dişin kök yüzeyinin temas etmesidir (58,144,147). Komşu diş kök yüzeyi ile teması veya yakınlığı bulunan mini vidaların etrafında daha az kemik dokusu görülmektedir. Bu durum da mini vida stabilitesinin azalmasına sebep olmaktadır. Aynı zamanda mini vida ile temasta olan dişin üzerine gelen okluzal kuvvetler karşısında hareket etme ihtimali de mini vidanın stabilitesini olumsuz etkilemektedir (58,147).

Mini vida komşu diş köküne temas etse bile eğer hasar ciddi boyutta değil ise hasar sekonder dentin ile tamir edilir. Ayrıca klinik yan etkinin, mini vidaya komşu çevre dokuların iyileştirme potansiyeli sayesinde minimum olması beklenir (148). Mini vida ile komşu diş kökünün temasından dolayı devitalizasyon olabileceği, rezorpsiyona uğramış köklerde ankiloz olabileceği unutulmamalıdır (142,148). Mini vida ile komşu diş kökü arasındaki mesafenin en az 0,6 mm olması gerektiği söylenmiştir (147). Eğer mini vidanın

uygulanacağı bölgede komşu iki diş arasındaki mesafe yetersiz ise mini vida oblik şekilde uygulanarak komşu kökler ile temas ihtimali minimuma indirilmelidir (66,149). Mini vidanın yerleştirilmesi sırasında yerleştirme torkundaki ani artış kök teması olabileceğinin göstergesi olabilir. Yapılan bir çalışmada da kök teması olan mini vidaların temasta olmayanlara oranla yerleştirme tork değerlerinin daha fazla olduğu saptanmıştır (147).

2.3.4. Cerrahi Uygulama İle İlgili Faktörler

2.3.4.1. İnsizyon Tekniği

Mini vida uygulamasına yönelik yapılan çalışmalarda; insizyon ile flep kaldırma operasyonu ile, flep kaldırılmadan mukoperiosteal insizyon ile ve transmukozal teknik ile uygulama gibi farklı protokoller açıklanmıştır (150). Yapılan birkaç çalışmada flep açılarak yerleştirilen mini vidalar ve flep açılmadan yerleştirilen mini vidalar arasındaki başarı karşılaştırılmıştır. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Flep açılarak uygulanan mini vida hastalarında şişlik, ağrı ve uygulama sonrası rahatsızlık şikayetleri kaydedilmiştir (47,59).

Yapılan bir çalışmada mini vida uygulaması sonrası hasta rahatsızlığı değerlendirilmiştir. Flep açılmadan yerleştirilen mini vida hastalarında, uygulama sonrası rahatsızlık ve ağrı şikayetleri anlamlı derecede düşük bulunmuştur (58).

Herman ve ark.'ın (151) yaptığı çalışmada flep kaldırılarak yapılan mini vida uygulamalarının başarısı %100, flep kaldırılmadan yapılan mini vida uygulamalarının başarısı ise %51 olarak bulunmuştur. Flep kaldırıldığında kemik dokunun daha iyi gözlemlenmesi bu farkın sebebi olarak belirtilmiştir. Yapılan başka bir çalışmada da flep kaldırılmadan yerleştirilen mini vida uygulamalarındaki başarı oranı daha yüksek bulunmuştur (58).

2.3.4.2. Pre-Drillign veya Self-Drilling Uygulama

Mini vida uygulaması pre-drilling ve self-drilling olmak üzere iki şekilde yapılmaktadır. Pre-drilling, self-tapping veya drilling isimleri verilen yöntemde; uygulama öncesi dişetine insizyon yapılır ya da delici bir alet kullanılarak küçük bir delik açılır. Daha sonra rehber frez ile mini vida çapından küçük rehber delik açılır. Açılan rehber delik mini vida uzunluğunca açılmalıdır. Ardından da bu açılan rehber deliğe düşük devirli döner alet veya el aleti yardımı ile mini vida yerleştirilir. Self-drilling veya drill-free yöntemde ise; mini vidaların uç kısmı sivri ve keskindir. Ön işlem yapılmadan

düşük devirli döner aletler veya el aletleri yardımı ile mini vidalar saat yönünde döndürülerek direkt kemik dokuya uygulanırlar (67,152).

Pre-drilling yöntem kullanılarak uygulanacak mini vidalarda rehber delici frezin çapı mini vida çapından küçük olmalıdır. Primer stabilitenin sağlanması açısından rehber deliğin daha küçük çapta olması önemlidir(81). Fakat çok dar çapta rehber delik frezinin kullanılması, ardından uygulanacak mini vidanın fazla stres oluşturmasına ve uygulanan kemik dokuda lokal iskemiye yol açmasına sebep olabilir (62,153).

Pre-drilling yöntemde; rehber delik frezlerinin kemik doku içinde kırılması, rehber delik açılırken komşu diş köklerine zarar verme ihtimali ve oluşan ısı artışı gibi problemler dezavantaj olarak gösterilmektedir. Bu tür dezavantajlardan ötürü kök hasarı riskini azaltmak ve ısı artışına bağlı kemik nekrozunu ortadan kaldırmak amacı ile kontrolü daha rahat sağlayan self-drilling yöntem daha fazla tercih edilmektedir (136,154). Ayrıca self-drilling yöntemle uygulanan mini vidaların kemik doku ile temasının daha sıkı olduğu ve daha az kemik doku talaşı oluşturduğu belirtilmiştir (154–156). Yapılan histolojik çalışmalarda da self-drilling yöntem ile uygulanan mini vidalar ile kemik temasının daha sıkı olduğu ve zaman içerisinde mini vida etrafında daha fazla kemik doku oluştuğu açıklanmıştır (155–157).

Yapılan birçok çalışmada self-drilling yöntem ve pre-drilling yöntem kıyaslanmıştır. Kim ve ark.'ın (155) yaptığı çalışmada self-drilling yöntemde primer stabilitenin daha iyi sağlandığı söylenmiştir. Self-drilling uygulama yönteminin daha az travmatik olduğu ve daha iyi bir doku uyumu sağlandığı belirtilmiştir. Başka bir çalışmada da 0,9 mm rehber delik açılmış ve 1,3 mm çaplı mini vidalar uygulanmıştır. Başarı oranı %86 olarak belirtilmiştir. Aynı çalışmada self-drilling yöntem ile uygulanan mini vidaların başarı oranın ise %93 olduğu belirtilmiştir (157).

Üst çene ve alt çenede kortikal kemiğin ince olduğu bölgelerde self-drilling mini vidaların kullanılması önerilmektedir (157). Alt çene kemiğinde angulus bölgesi ve posterior bölgelerde kortikal kemik kalınlığı fazladır. (158). Bu yüzden self-drilling yöntem ile yerleştirilen mini vidaların kırılma riski daha yüksektir. Bu bölgelere yerleştirilecek mini vida uygulamalarında pre-drilling yöntemin kullanılması tavsiye edilmektedir (154,159).

Yapılan bir çalışmada pre-drilling, self-drilling ve erbium lazer ile rehber delik oluşturma yöntemi mini vida stabilitesi açısından karşılaştırılmıştır. Lazer ile rehber delik oluşturma yönteminin mini vida stabilitesinde daha etkin olduğu bulunmuştur (160).

Yapılan klinik bir çalışmada da yine self-drilling ve pre-drilling yöntemler mini vida stabilitesi açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmada 70 adet mini vida self-drilling yöntemle, 70 adet mini vida da pre-drilling yöntem ile her hastaya iki mini vida olacak şekilde toplam 70 hastaya uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda self-drilling yöntem ile uygulanan mini vidaların periotest sonuçları anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Maksillaya uygulanan mini vidalar her iki yöntemde de yüksek stabilite göstermişlerdir. Self-drilling yöntem ile mandibulaya uygulanan mini vidalar arasından kök ile teması olanlarının yüksek mobilite gösterdiği bildirilmiştir (161).

2.3.4.3. Yerleştirme Açısı

Yerleştirme açısı mini vidanın stabilitesini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Kortikal kemik dokudan daha fazla destek alabilmek ve komşu diş köklerine temas riskini azaltmak için mini vidanın yerleştirilme açısı daha geniş olmalıdır (162,163). Uygulama esnasında komşu diş köklerine, damar ve sinir paketine zarar vermeyecek şekilde mini vidanın yerleştirme açısı değiştirilmelidir (57,126). Komşu diş kökleri ile oluşabilecek temasın engellenmesi için; mini vidanın komşu dişin uzun ekseni ile üst çene posterior bölgede 30°-40°, alt çene posterior bölgede 10°-20° açı ile uygulanması gerektiği bildirilmiştir (164).

Yapılan in-vitro bir çalışmada farklı çap ve boyda iki farklı mini vida grubu karşılaştırılmış ve yerleştirme açısının yerleştirme torku üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Domuz iliak kemik üzerine mini vidalar 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90° olmak üzere yedi farklı açı ile yerleştirilmiştir. İki gruptaki mini vidalarda da 70°'lik açı ile yerleştirilenler en yüksek tork değerine sahip olmuşlardır. Kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde mini vidaların oblik yerleştirilmesinin avantajlı olabileceği söylenmiştir. Oblik yerleştirmenin aynı zamanda interradiküler boşluğun az olduğu alanlarda komşu diş kökleri ile temas riskini azaltabileceği söylenmiştir. Mini vidaların 60°-70° açı ile yerleştirildiğinde en iyi başlangıç stabilitesinin sağlandığı belirlenmiştir (165). Başka bir çalışmada da 30°'lik ve 90°'lik yerleştirme açısı ile uygulanan mini vidalar karşılaştırılmıştır. 30°'lik açı ile yerleştirilenlerin kortikal kemik ile temasının 90°'lik açı ile yerleştirilenlere göre 1,5 kat daha fazla olduğu rapor edilmiştir (133). Diğer bir çalışmada ise mini vidaların uygulama açısının 50°-70° olması gerektiği ve yerleştirme açısının 30° olduğu mini vidaların; kortikal kemikte rezorpsiyonlara neden olarak primer stabilitede anlamlı derecede azalma olduğu belirtilmiştir (166). Yine bu

konuda yapılan bir çalışmada; 90°'lik açı ile yerleştirilen mini vidaların sağladığı ankrajın, 30°' ve 60°'lik açılar ile yerleştirilen mini vidalara göre daha iyi olduğu söylenmiştir (167).

2.3.4.4. Yerleştirme Torku

Mini vidanın kemik dokuya uygulanması esnasında gerekli olan rotasyonel kuvvete verilen isim yerleştirme torkudur. Yerleştirme torku mini vidanın başlangıç stabilitesinin değerlendirilmesinde önemli bir veridir (168,169). Yapılan birçok çalışma da yerleştirme torku ve mini vida başarısı arasında önemli bir ilişki olduğunu göstermektedir (62,126,170).

Bu konuda yapılan bir çalışmada; pre-drilling yöntem ile 1,6 mm çapta 8 mm uzunlukta toplam 124 mini vida uygulanmış ve yerleştirme torku ölçülmüştür. Yerleştirme torku ve mini vida başarısı ilişkisi değerlendirilmiştir. Yapılan bu çalışmada %85 oranında mini vida başarısı sağlandığı bulunmuştur. 1,6 mm çaptaki mini vidalarda 5 Ncm–10 Ncm arası yerleştirme torkunun en yüksek başarıyı sağladığı belirtilmiştir. Yerleştirme torkunun 5 Ncm'den küçük olduğu durumlarda mini vida ve kemik doku arasındaki mekanik kilitlenmenin yetersiz olması sebebi ile başlangıç stabilitesinin sağlanamadığı söylenmiştir. 10 Ncm'den fazla yerleştirme torku değeri gösteren mini vidaların ise sekonder stabilitenin sağlanamaması sebebi ile başarı gösteremediği belirtilmiştir (62). Pre-drilling yöntem ve self-drilling yöntemi yerleştirme torku açısından değerlendiren bir çalışmada pre-drilling yöntem ile uygulanan mini vidaların yerleştirme tork değerlerinin daha düşük olduğu bulunmuştur (157). Yapılan başka bir çalışmada ise ideal yerleştirme torku değeri 8 Ncm–10 Ncm arası bulunmuştur (126). Yakın dönemde yapılan bir çalışmada da yerleştirme torku değeri 10 Ncm'den fazla olduğunda mini vidanın başarısının daha düşük olduğu söylenmiştir (171).

Yerleştirme torkunun yüksek olmasının sebebi uygulama bölgesindeki kortikal kemik kalınlığıdır. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça yerleştirme torku değeri de yükselmektedir (67,127). Wilmes ve ark.'ın (67) yaptığı çalışmada 23 Ncm ve üzeri yerleştirme torku değerlerinde mini vidanın uygulanması esnasında kırılma gözlemlendiği belirtilmiştir. Bu gibi bir durum ile karşılaşılmaması için mini vida uygulaması esnasında yerleştirme torkunun 20 Ncm üzerinde olmaması gerektiği söylenmiştir.

2.3.4.5. Monokortikal-Bikortikal Uygulama

Monokortikal uygulamada mini vida uygulandığı kemik dokuda kortikal kemik doku ve süngerimsi kemik dokuda bulunur. Bikortikal uygulamada ise minivida önce uygulandığı alandaki kortkikal kemik dokuyu geçer, ardından süngerimsi kemik dokuyu geçer ve uygulandığı kemiğin diğer tarafında bulunan kortikal kemik doku ile temasta olur. Bikortikal uygulanan mini vidaların kuvvetlere karşı daha dirençli ve stabilitelerinin daha iyi olduğu belirtilmiştir (84). Monokortikal uygulama daha kolay olduğu için daha fazla tercih edilir (84,85).

Sunulan bir olgu raporunda bikortikal uygulama sayesinde alt çene büyük azı dişinin mesiale hareketi sağlanarak çekim boşlukları kapatılmıştır. Bikortikal uygulama ile ortodontik kuvvet, büyük azı dişinin direnç merkezinden geçecek şekilde ayarlanmış ve diş devrilmeden paralel hareket göstermiştir (172).

2.3.5. Mini Vidanın Yüklenmesi İle İlgili Faktörler

2.3.5.1. Uygulanan Ortodontik Kuvvet Miktarı

Mini vidalara uygulanan ortodontik kuvvetler 50 gr - 400 gr arasında değişmektedir. Çalışmalarda genellikle 200 gr veya daha az ortodontik kuvvet tercih edilmiştir (72).

Mini vidalara 200 gr civarı uygulanan kuvvetler mini vida başarısında ideal olarak belirtilmektedir. Bir çalışmada 87 hastaya toplam 227 adet mini vida yerleştirilmiş ve bu mini vidalara yaklaşık olarak 200 gr şiddetinde 15 ay boyunca ortodontik kuvvet uygulanmıştır. Mini vida başarısı çalışmanın sonunda %91,6 olarak bulunmuştur (136). Yapılan bir retrospektif çalışmada ise 209 hastada kullanılmış toplam 480 adet mini vida başarısı değerlendirilmiştir. Kullanılan bu mini vidalara yükleme mini vidaların yerleştirilmesinden 2-3 hafta sonra yapılmış ve 8 ay yaklaşık 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Mini vidaların başarısı %83,8 oranında bulunmuştur (59).

100 gr–200 gr arası uygulanan ortodontik kuvvetler mini vidanın yerleştirilmesini takiben hemen yükleme yapılabilmesi açısından uygun görülmektedir. Bu aralıkta uygulanan kuvvetler farklı diş hareketlerine karşı yeterli iskeletsel ankrajı sağlamaktadır (55). Yapılan başka bir çalışmada da 150 gr–250 gr'ı aşmayan ortodontik kuvvetlerin hemen yükleme portokolü için uygun olduğu belirtilmiştir (145). Erken yükleme yapılan ve yüksek miktarda ortodontik kuvvete maruz kalan mini vidaların yer değiştirebilme ihtimali sebebi ile 50 gr'lık ortodontik kuvvet ile başlayıp ilk iyileşmeyi takiben uygulanan ortodontik kuvvetin artırılmasının daha sağlıklı olacağı söylenmektedir

(106,135,173,174). Optimum kuvvetler uygulansa dahi eğer kemik kalitesi düşük ise mini vida uygulamasında başarısızlık görülebilmektedir (135).

Wang ve Liou (175) çalışmalarında çoğu çalışmanın aksine; mini vidanın yer değiştirme sebebini uygulanan ortodontik kuvvetin yönü veya büyüklüğü ile ilgili değil, uygulanan ortodontik kuvvetin süresi ile ilişkili olduğunu söylemişlerdir.

2.3.5.2. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Yönü

Mini vidaya uygulanan ortodontik kuvvetin yönüne yönelik yapılan bir çalışmanın sonucunda mini vidaya uygulanacak torsiyonel ve ekstrüziv tarzdaki ortodontik kuvvetlerden kaçınılması gerektiği belirtilmiştir (48). Mini vidanın çıkarılması yönünde etkisi olan çevirme kuvvetlerinin de mini vida başarısızlığına neden olacağı söylenmiştir (40).

Saat yönünde ve saat yönüne ters olarak uygulanan ortodontik kuvvetlerin mini vida üzerindeki etkisini inceleyen bir hayvan çalışmasının sonucunda; mini vidalara uygulanan saat yönünün tersindeki ortodontik kuvvetlerin mini vida stabilitesinde başarısızlığa sebep olabileceği bulunmuştur (176). Saat yönünün tersi yönündeki rotasyonel ortodontik kuvvetlere karşı SLA yüzey yapısına sahip mini vidaların daha dirençli oldukları belirtilmiştir (112). Yapılan başka bir çalışmada da yine saat yönünün tersindeki ortodontik kuvvetlere karşı mini vida stabilitesinin olumsuz etkilenebileceği belirtilmiştir (177).

Yapılan diğer bir çalışmada mini vidanın uygulanacağı bölgenin dişin direnç merkezi hizasında olması tavsiye edilmiştir (172). Kadavralarda çalışılan bir araştırmada alt çene kemiğine uygulanan mini vidalara çekme-koparma testleri uygulanmıştır. Mini vidalar 45° ve 90° yerleştirilmiştir. Mini vidaya uygulanan ortodontik kuvvetin yönünün, mini vidanın uzun eksenine paralel hale geldikçe mini vidanın düşmeye karşı daha fazla direnç gösterdiği saptanmıştır. Mini vidanın uzun eksenine paralel yönde uygulanan ortodontik kuvvetler mini vidanın yivlerine karşı dik açı oluşturduğu için çekme kuvvetine karşı optimum direnç gerçekleşmektedir (178).

2.3.5.3. Uygulanan Ortodontik Kuvvetin Süresi

Bu konu ile ilgili yapılan birçok klinik çalışma mini vida üzerine uygulanan ortodontik kuvvet süresinin çok değişkenlik gösterdiğini ortaya çıkarmıştır. Mini vida stabilitesinin değerlendiren çalışmalarda, uygulanan ortodontik kuvvet süresinin 3 ay ile 37 ay arasında değiştiği görülmüştür (72). Yapılan çalışmalarda mini vidanın yer

değiştirme süresinin bir çalışmada 9 ayda, bir başkasında 5 ayda bir diğerinde ise 6,5 ayda olduğu söylenmektedir (14,174,179). Mini vida başarısını değerlendiren çalışmalar başarıyı 3 ay, 6 ay, 8 ay ve 9 ay gibi bir zaman diliminde değerlendirmiştir (59,106,174,180).

Başarısız olarak kabul edilen mini vidaların genellikle yerleştirildikten 1-2 ay sonra kaybedildiği ve başarısız olarak kabul edilen mini vidaların %90'ından fazlasının yerleştirildikten sonraki ilk 4 ay içinde düştüğü söylenmektedir. Yerleştirildikten sonra 4 aydan uzun stabilite gösteren mini vidaların başarılı olarak değerlendirilebileceği belirtilmiştir (59).

Wang ve Liou (175) çalışmalarında mini vida uygulanmasından 2 hafta sonra yükleme yapmışlardır. Yükleme yapılmadan önce çekilen sefalometrik radyografiler ile yükleme yapıldıktan 5 ay sonra çekilen sefalometrik radyografileri değerlendirmişler ve mini vidaların yer değiştirdiğini görmüşlerdir. Yer değiştirme miktarı ve ortodontik kuvvetin uygulanma süresi arasında anlamlı bir ilişki olduğunu söylemişlerdir. Uygulanan ortodontik kuvvetin artmasına bağlı olarak yer değiştirme miktarının da artabileceğini belirtmişlerdir.

2.3.5.4. Mini Vida Yüklemesinin Zamanı

Mini vida yüklemesi erken yükleme ve geç yükleme olarak ikiye ayrılmaktadır. Erken yüklemede; mini vidanın kemik dokuya yerleştirilmesinden hemen sonra veya ilk dört hafta içerisinde mini vidaya kuvvet uygulanması protokolüdür. Geç yükleme ise; mini vidanın kemik dokuya yerleştirilmesinden dört hafta sonra kuvvet uygulanması protokolüdür. Bu konuda yapılan çalışmalarda yükleme zamanı açısından birçok farklı görüş mevcuttur (58,105,146,166,170,181,182). Yükleme zamanı açısından mini vidaların başarısını değerlendiren çalışmalar arasında erken yükleme ve geç yükleme arasında herhangi bir farklılık olmadığını belirten çalışmalar vardır (55,58,146,182).

Motoyoshi ve ark. (170) yaptıkları çalışmada; adolesan ve erişkin bireylere uygulanan mini vidalarda erken ve geç yüklemeyi değerlendirmişlerdir. Erişkin bireylere uygulanan mini vidalarda erken yükleme yapılmasının mini vida başarısında olumlu etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Adolesan bireylerde ise; mini vida başarısı için mini vidanın yerleştirilmesinden üç ay sonra yükleme yapılması tavsiye edilmiştir. Bir başka çalışmada; mini vidanın yerleştirilmesinden sonraki ilk iki haftada kuvvet uygulanmasının mini vida ve kemik doku arasındaki ara yüzeyde hasara sebep olabileceği

ve bu durumun da mini vidanın stabilitesini olumsuz etkileyebileceği söylenmiştir. Yüklemenin mini vidanın yerleştirilmesinden dört hafta sonra yapılması tavsiye edilmiştir (105). Konu ile alakalı yapılan bir hayvan çalışmasında da; mini vida osseointegrasyonu ve başarısında yükleme protokolünün etkisi araştırılmıştır. Çalışmadaki yerleştirilen mini vidalara yükleme; bir gruba hemen, bir gruba iki hafta sonra, diğer bir gruba ise dört hafta sonra yapılmıştır. İkinci ve dördüncü haftada yükleme yapılan gruplara göre hemen yükleme yapılan gruptaki mini vida-kemik doku teması anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada da yüklemenin dört hafta sonra yapılması tavsiye edilmiştir (183).

Erken yükleme yapılmasını tavsiye eden çalışmalar ise; erken yükleme ile mini vidanın çevresinde oluşabilecek fibröz dokunun önlenebileceği ve bu sayede mini vida-kemik doku temasının artacağını savunmaktadırlar (157,184,185). Yapılan bir çalışmada erken yüklemede implant çevresindeki kemik oluşum hızı daha yüksek bulunmuştur. On iki hafta sonra erken yükleme yapılmış gruplarda oluşan dokunun çok daha iyi organize olduğu belirlenmiş ve erken yüklemenin bir dezavantaja sebep olmadığı söylenmiştir (186). Yine başka bir hayvan çalışmasında da yükleme öncesi iyileşme zamanı değerlendirilmiştir. Erken yüklemenin ve uygulanan düşük kuvvetlerin stabilitede olumsuz bir etkiye sahip olmadığı belirtilmiştir (187).

2.4. Mini Vidanın Primer Stabilitesinin Değerlendirilmesi

Primer stabilitenin değerlendirilmesi amacıyla birçok yönteme başvurulmuştur. Maksimum yerleştirme ve çıkarma torku ölçümleri, rezonans frekans analizi ve yükleme testleri primer stabilitenin değerlendirilmesi için güvenilir yöntemler olarak kabul edilmişlerdir (67,188). Ancak günümüzde yapılan birçok çalışma primer stabiliteyi değerlendirmek için maksimum yerleştirme torku (MYT), maksimum çıkarma torku (MÇT) ve kuvvet direnci (KD) ölçümlerini kullanmaktadır (62,67,81,84,85,105,106,126,128,189–191).

2.4.1. Maksimum Yerleştirme ve Çıkarma Torku Ölçümleri

Bir nesnenin dayanak noktasına etki eden döndürme kuvveti tork olarak tanımlanır. Maksimum yerleştirme torku mini vidanın kemiğe uygulanırken çevrilmesi esnasında oluşan en yüksek tepki kuvvetidir. Masimum çıkarma torku ise mini vidanın kemikten çıkarılması esnasında oluşan en yüksek tepki kuvvetidir. Mini vida stabilitesine yönelik yapılan bütün çalışmalarda MYT ve primer stabilite arasında doğru orantı olduğu

bulunmuştur (78,125,128). Ortodontik ankraj amacı ile kullanılan mini vidaların çaplarının küçük olmasından dolayı tork ölçümleri Ncm cinsinden değerlendirilir (192). MYT değerleri birçok parametreden etkilenmektedir. MYT klinik uygulamadaki cerrahi teknikten, mini vidaya bağlı faktörlerden, hastaya bağlı faktörlerden etkilenebilmektedir (125,128). Kortikal kemik kalınlığının ve kemik kalitesinin MYT ölçümlerini etkilediğini bildiren yayınlar var ise de aralarında bir ilişki olmadığını bildiren yayınlar da mevcuttur (62,63,67,128). Kemik yoğunluğunun fazla olduğu bölgelere uygulanan mini vidalarda MYT değerinin daha yüksek olması beklenmektedir (124).

Primer stabilitenin değerlendirilmesinde MÇT mekanik tutuculuğu değerlendirmek için daha etkili bir yöntem olsa da MYT ölçümü daha sık kullanılmaktadır (53,193,194). MÇT mini vida–kemik ara yüzeyindeki biyomekanik tutuculuğu değerlendirir (33). MÇT değerleri genellikle MYT değerlerinden daha düşüktür. MÇT ve MYT arasındaki değerin fazla olması mini vidanın tutuculuğunun daha iyi olduğunun göstergesi olarak kabul edilmektedir (77). İmplant çalışmalarında çıkarma torku değerinin 20 Ncm'den büyük olması başarılı bir osseointegrasyon olarak değerlendirilmektedir (195).

2.4.2. Kuvvet Direnci Ölçümleri

Mini vidaya çekme yönünde uygulanan kuvvetlere karşı mini vidanın gösterdiği direnç olarak kuvvet direnci olarak isimlendirilir. Mini vida stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanan parametrelerden biridir (196). Ortodontik tedavilerde kullanılan mini vidalar farklı açılarda kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Mini vidaların kuvvet direncini ölçmek için yapılan çalışmalarda da mini vidaların farklı açılardaki kuvvetlere karşı gösterdikleri dirençleri değerlendirilmiştir. Yapılan bir in-vitro çalışmada; Aarhus, FAMI, Dual Top ve Spider marka 4 farklı mini vida tipi biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada mini vidalara hem MYT hem de 0° (aksiyal yönde), 20° ve 40° yönündeki kuvvetler uygulanmış ve sıyırma testleri uygulanmıştır. Dört farklı tipteki mini vidalarda 0° ve 20° yönündeki kuvvet dirençlerinde anlamlı farklılık görülse de 40° yönündeki kuvvet direnci dört grup arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Konik yapılı mini vidaların aksiyal yöndeki kuvvet direncine göre 20° ve 40° yönündeki kuvvet direnci daha fazla bulunmuştur (197).

Yapılan başka bir çalışmada; infrazigomatik mini-implantların mekanik dirençlerinin araştırılması amacı ile AbsoAnchors, Bioray ve Lomas marka 2 mm çapta olan üç farklı mini–implant karşılaştırılmıştır. Yapay kemiklere yerleştirilen mini vidalar

MYT ve sıyırma testleri ile kuvvet dirençleri açısından karşılaştırılmıştır. Üç marka arasında da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Mekanik gücü belirleyen en önemli faktörün infrazigomatik mini-implantın dizaynının olabileceği söylenmiştir (198). Başka bir çalışmada da instron cihazı ile farklı açılarda yerleştirilen mini vidalara 0,6 mm yer değiştirene kadar kuvvet uygulanmış ve kuvvet dirençleri ölçülmüştür. Çalışmanın sonucuna bakıldığında mini vidanın kemik doku içerisinde 0,6 mm yer değiştirmesi mini vidanın klinik olarak başarısız olarak nitelendirilmesine neden olduğu söylenmiştir (167). İnsan kadavraları üzerinde yapılan bir çalışmada da; 44 adet mini vida monokortikal ve bikortikal olarak uygulanmış ve kuvvet dirençleri açısından karşılaştırılmıştır. Pre-drilling yöntemi ile yerleştirilen 1,5 mm çaplı, 15 mm uzunluğundaki 44 adet mini vidanın instron test cihazı ile kuvvet dirençleri ölçülmüş ve mobiliteleri el ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında kuvvet direncinin bikortikal uygulamada daha yüksek olduğu bulunmuştur. Mandibulada bukkal bölgedeki kortikal kemik kalınlığının artması ile beraber monokortikal olarak uygulanan mini vidaların da kuvvet dirençlerinin arttığı görülmüştür. Her iki çenede de monokortikal olarak uygulanmış mini vidaların mobilitelerinin bikortikal olarak uygulanan mini vidalara göre daha fazla olduğu belirtilmiştir (84).

Yerleştirme ve sterilizasyonun primer stabilite üzerindeki etkilerini ve mini vidaların mekanik ve yüzey özelliklerini inceleyen bir in-vitro çalışmada da ikinci kez kullanıma hazırlanan ve hiç kullanılmamış mini vidalar instron cihazı ile vertikal ve horizontal kuvvetlere maruz bırakılmışlardır. Yapılan kuvvet direnci testleri sonucunda tekrar kullanıma hazırlanan mini vidaların ve ilk kez kullanılacak mini vidaların primer stabilitesi arasında kuvvet direnci açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Uygun temizlik ve sterilizasyon işlemi sonrası mini vidaların ikinci kez kullanımının güvenilir olabileceği söylenmiştir (16).

2.5. Mini Vidanın Yüzey Özelliklerinin İncelenmesi

Yapılan çalışmalarda mini vidaların yüzey özellikleri ışık mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmektedir (20).

2.5.1. Işık Mikroskobu (Optik Miksroskop)

Bir maddenin yüzey özelliklerinin incelenmesinde kullanılan ve elektrik ışığı veya güneş ışığı ile çalışan mikroskop tipidir. Görünür ışığın dalga boyları 0,4-0,8 mikron arası değişmektedir ve en uzun olan kırmızı ışığın dalga boyu 0,8 mikron, en kısa olan ışığın

dalga boyu 0,4 mikrondur. Optik mikroskopta kullanılacak dalga boyunun en fazla yarısı kadar büyüklüğe sahip cisimler görüntülenebilmektedir. Bu bilgi dahilinde büyütme mor ışığın en fazla yarısı boyutunda olabileceği için optik mikroskop tekniğinde 0,2 mikrondan büyük cisimler görüntülenebilmektedir. İnce kenarlı merceklerde ışığın kırılması ile büyütme sağlanabilmektedir ve herhangi bir cisim için büyütme gücü azami olarak 2000 defadır.

2.5.2. Elektron Mikroskobu

İlk kez 1930'lu senelerde Albert Claude tarafından elektron mikroskobu biyolojik örneklere uygulanmak amacıyla kullanılmıştır. Günümüzde ise bilimsel ve teknolojik alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır (199).

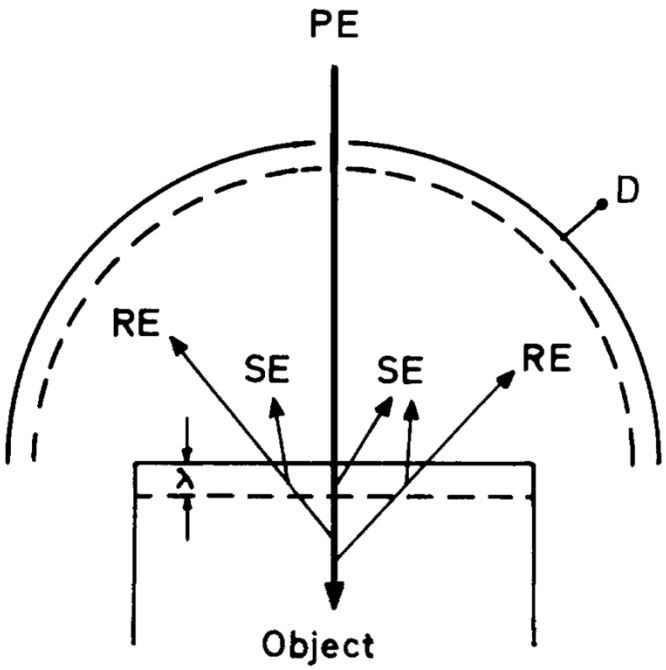
Azami 2000 büyütme gücü olan ışık mikroskopları maddelerin mikro yapılarının incelenmesi için yeterli ölçüde değildir. Elektronların dalga boyu 0,004 nm çözünürlüğe sahiptir. Fakat elektromanyetik lens açı sınırlamaları nedeniyle 1-2 nm çözünürlük veya 1 milyona varan büyütmeler yapılabilmektedir. Elektron kullanılarak görüntü elde edilmektedir. Elektronların elektrik yükleri negatiftir ve dalga boyları kısadır. Isıtılmış bir flamanın ucundan elektron demetleri salınırlar. Elektron demetleri havada bulunan gaz molekülleri tarafından durdurulsa dahi birkaç mikron gidebilmektedirler. Bu yüzden elektron mikroskobunun çok iyi bir vakum sistemine sahip olması gerekmektedir. Elektron mikroskobunda yalıtkan özellikteki maddeler Au veya benzeri iletken özellikte bir malzeme ile kaplanarak incelenebilir (199,200).

Elektron mikroskobunda farklı sapmalar ile görüntü oluşmaktadır. Elektronları saptıran ve geçiren kısımlar saptırma derecesine göre beyazdan griye hatta siyaha kadar farklı koyuluklarda floresan ekranda belirirler. Vakumlu ortamda paralel demetler halinde ilerleyen elektronların negatif elektrik yükleri sayesinde manyetik alana açılması ile büyütme gerçekleşir. Floresan ekran üzerine görüntünün düşmesi ile incelemeler yapılır. Elektron mikroskoplarının iki farklı tipi vardır. Bunlar; maddelerin kesit özelliklerinin incelenmesini sağlayan transmisyon elektron mikroskopları ve maddelerin yüzey özelliklerinin incelenmesini ve görüntüyü üç boyutlu oluşturabilen taramalı elektron mikroskoplarıdır (199–201).

2.5.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Bir cismin yüzey topografik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan bu teknikte, bir elektron ışını incelenecek yüzeyin doğal özelliklerine ve elektrona göre değişen birçok

faktöre göre yüzeye çarptırılarak yüzey taraması gerçekleştirilir. Yüzeyin cevabı bir dedektör ile toplanır ve görüntü oluşur (202). Birinci elektronlar ile incelenecek cismin yüzeyi bombalanır ve ardından enerjileri ESE < 50 eV olan ikincil elektronlar görüntünün elde edilmesini sağlarlar (203). SEM ile x50 ile x10000 büyütme sağlanarak yüzey incelemesi yapılabilmektedir (204).



Şekil 2-1: SEM'de görüntü elde etmek için gönderilen birincil elektronların (PE) yüzey özelliklerine göre çarpıştıktan sonra ikincil elektronlar (SE) ve yansıyan elektronlar (RE) olarak yüzeyden ayrılması (207).

Mikroskop içinde bulunan vakum sisteminin işletilmesi ve kontrolü SEM tekniğinin çalışabilmesinin en temel gerekliliğidir. Mikroskobun elektron ışın üretim bölümü katot, pozitif yüklü anot ve Wehnelt silindirinden oluşmaktadır. Elektron ışınının üretilmesi amacı ile kullanılan voltaj, incelenecek olan yüzeye göre değişkenlik gösterebilmektedir. Voltaj yükseldikçe incelenecek olan görüntünün detayı artacaktır fakat bu durum incelenen örnekte ısı artışına sebep olmaktadır. SEM ile incelenecek materyallerin mikroskoba yerleştirilebilmeleri için uygun boyutta olmaları, vakum esnasında stabilite sağlamaları ve elektriksel anlamda iletken olmaları gerekmektedir. (205).

Ortodonti alanında yapılan birçok çalışmada kullanılan SEM analizi ile mini vidaların yüzeylerinin değerlendirilmesi sağlanabilmektedir. Yapılan çalışmalardaki görüntüleme metodu olarak SEM en sık tercih edilen metoddur (12,16,19,206–208).

2.5.2.2. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS)

Enerji dağılım spektrometre tekniği, taramalı elektron mikroskobunda incelenen materyallerin yüzeylerindeki elementlerin mikroanalizinin gerçekleştirilmesini sağlamaktadır (209). Elektronların uyarılması ile X-ışınlarında oluşan değişiklikler sayesinde periyodik tablodaki tüm elektronlar (H, He ve Li hariç) tanımlanabilmekte ve miktarları ölçülebilmektedir (210). X-ışınları karşısında her elementin kendi karakteristik özellikleri sayesinde diğer elementlerden ayrılması bu tekniğin temel prensibidir. X-ışınının veya yüksek enerjili ışın partikülünün incelenen materyal yüzeyine doğrultulması ile X-ışını emiliminin uyarılması sağlanır. Atomlarda bulunan uyarılmamış elektronlara doğrultulan ışıma sayesinde enerji seviyesi değişerek elektronlar iç yörüngeye geçer ve geriye yerlerinde bir boşluk kalır. X-ışını bu kalan boşluğun yerini alır ve enerji seviyeleri arasında bir fark oluşturur. Spektrometre ile bu enerji seviyeleri arasındaki farklılık tespit edilir. Her bir elementte oluşan farklı enerji seviyelerindeki farklılıkların karakterizasyonu incelenen materyalin yüzeyinde bulunan element kompozisyonu ile ilgili bilgi verir (209). İncelenen materyal yüzeyinin topografik özelliklerindeki farklılıklar X-ışınlarının emisyonunda değişikliklere sebep olup, yüzey taraması sonuçlarının etkilenmesine neden olabilmektedir (210).

EDS ile incelenen materyalin yüzeyindeki elemental kompozisyonun analizi gerçekleştirilmektedir ve bu amaçla mini vidalar ile yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (12,19,206,211).

2.6. Yeniden Kullanım

İnsanlığın gelişmek adına vermiş oldukları yarış bir yandan da çevre için ciddi derecede olumsuz etkilere sebep olmuştur. Bu olumsuz etkiler de insan sağlığına zarar vererek kendini göstermeye devam etmektedir. Bu konuda Eylül 2000'de 2015'te dünya liderleri 'Birleşmiş Milletler'in (BM) Bin Yıllık Zirvesi' için bir araya gelmiş ve 'Bin Yıl Bildirgesi'ni yayınlamışlardır. Dünya liderleri kendi milletleri adına yoksulluğu azaltmak üzere 'Bin Yıl Kalkınma Hedefleri' adını verdikleri yeni bir küresel ortaklık oluşturmuşlardır. Ardından 25 Eylül 2015 tarihinde dünya ülkeleri, yeni bir sürdürelebilir kalkınma gündemi adı altında yoksulluğu sona erdirmek, gezegeni korumak ve herkes

adına refahı sağlamak için yeni hedefler oluşturmuştur. Artan çevresel kaygılarla beraber ‘kalkınma’ kavramı ‘sürdürülebilir kalkınma’ adını almıştır ve bu kavram doğal kaynakları tüketmeden ekonomik kalkınmayı teşvik etmektedir. Bu hedeflere ulaşmak da ülkelerin, hükümetlerin ve tüm bireylerin işbirliğini gerektirmektedir (2).

Dünya nüfusunun artması, yeni buluşlar ve teknolojiler gibi bilimin farklı alanlarında kullanılan metalik ve metalik olmayan malzemelerin yaygın kullanımı nedeniyle doğal kaynaklar tükenmektedir. Geri dönüşümün olmaması da doğal kaynakların sömürülme nedenlerinden biridir. Yeryüzü kaynaklarının hızlı azalması, yakın gelecekte yeryüzünün doğal dengesizliğine ve felaketine neden olacaktır. Bilimin çeşitli alanlarındaki farklı araştırmacılar tarafından, günlük hayatımızda kullanılan malzemeleri geri dönüştürmek ve yeniden kullanmak için çeşitli yöntemler denenmiştir. Diş hekimliğinde de ‘Yeşil Diş Hekimliği (Green Dentistry)’ yeni bir konsept olmuştur. Yeşil diş hekimliği konsepti 4R’den oluşmaktadır; “Azalt - Reduce, Yeniden kullan - Reuse, Geri dönüştür - Recycle ve Tekrar düşün- Rethink” şeklindedir. 4R diş hekimliği uygulamalarının çevre dostu bir hale dönüştürülmesi için öğrenilmesi ve uygulanması gereken çok önemli bir yaklaşımdır. Azaltma; sadece gerekli olduğunda yeryüzü kaynaklarının miktarını azaltmak ve kullanmak gerekliliğini belirtir. Yeniden kullanma; yeniden kullanılabilecek malzemeleri yeniden kullanmaya çalışma ve malzeme israfını en aza indirme felsefesine dayanır. Geri dönüşüm; günümüz yaşamı için ikinci oksijen kaynağıdır, bu nedenle çevreyi daha temiz ve daha yeşil tutmak için geri dönüştürülebilecek her malzemeyi geri dönüştürmeye çalışma prensibine dayanmaktadır. Tekrar düşünme ise; her tedavi uygulamasında verilen her kararın ve her adımın çevreci bir yaklaşımla tekrar düşünülmesi gerektiğini belirtir(1–3).

Dünyada tıp ve diş hekimliği ekipmanlarını yeniden kullanmak oldukça yaygındır (5,6). Yeniden kullanım, ancak cihaz tekrar kullanılırken veya tekrar kullanım için hazırlanırken zarar görmez veya cihazın klinik özelliklerinde değişiklik olmaz ise mümkün olabilir. Yeniden kullanım prosedürü, klinik şartlarda ekonomik ve kolay uygulanabilir olmalıdır. Kalp pili, aort içi balonlar, hemodiyaliz membranları ve koroner anjiyoplastik kateterler gibi tıbbi cihazların yeniden kullanımı önerilmektedir (5).

Gelişmiş ülkelerde bile tedavi maliyetlerini düşürmek için pahalı ve özel gereçler yeniden kullanım için tekrar hazırlanır. Bir tıbbi veya diş hekimliğinde kullanılan aleti yeniden kullanmak için üç husus vardır:

1. Cihazların tekrar kullanıldıktan sonra fiziksel ve mekanik değişimleri değerlendirilmeli.

2. Yeniden kullanım işleminin kimyasal güvenliği değerlendirilmeli, örneğin cihaz yüzeyindeki kimyasal dezenfektanların emilimi toksik reaksiyonlara neden olabilir.

3. Yeniden kullanım sürecinin biyolojik güvenliği değerlendirilmeli, örneğin cihazdaki artık kalıntıların olmaması gerekmektedir (6).

Yeniden kullanım işlemi doğru şekilde yapılmazsa, çapraz enfeksiyon, eksik dezenfeksiyon, kalan kimyasal dezenfektanlar, materyalde korozyon ve yorgunluktan dolayı meydana gelen sorunlar oluşabilir (5).

Diş hekimliğinde kullanılan dental materyaller de genellikle çevredeki doğal kaynaklardan elde edilen metalik ve metalik olmayan materyallerden üretilir. Bu doğal kaynaklar, yoğun kullanım nedeniyle tükenmekte ve dolayısıyla yeniden kullanım ile sağlanabilecek geri dönüşüm, doğada meydana gelen dengesizliği gidermek için bir araç görevi görebilir. Ayrıca ekomonik açıdan bakıldığında da tedavi maliyetini azaltarak hastalara yardımcı olabilir. Ortodonti alanında kullanılan malzemelerin uzay teknolojilerinde kullanılan materyellerden elde edilmesi, yüksek teknoloji ürünü olması oldukça dikkat çekmektedir. Bu materyallerden üretilen malzemelerin de yeniden kullanımı birçok araştırmaya konu olmuştur. Buradan hareketle yapılan çalışmalarda daha önce kullanılmış olan bantların, braketlerin ve tellerin yeniden kullanımı değerlendirilmiş ve yeniden kullanımının mümkün olduğu tespit edilmiştir (1,212–215).

Ortodontide yeniden kullanımının mümkün olduğu bant, braket vb. ekipmanlardan sonra sağladığı ankraj ile ortodontik tedavilerin sınırlarını genişleten mini vidaların yeniden kullanımının mümkün olup olmadığı düşünülmüştür. Mini vidalar ile ilgili yapılan çalışmalarda mini vida başarısızlık oranının %0 ile %40,8 arasında değiştiği söylenmektedir. Bu konudaki son meta-analizler erken dönem başarısızlık oranını (yerleştirmeden sonraki altı ay içinde) yaklaşık %13,5 ile %14 olarak bildirmiştir. Erken başarısızlığın, temel olarak yetersiz primer stabiliteye yol açan mini vida ve kemik arasındaki zayıf ilişki ilgili çeşitli faktörlere bağlı olduğu söylenmektedir (62,182,216). Yetersiz primer stabilite mini vidanın yeniden yerleştirilmesi gerekliliğine yol açar (12,206). Ortodontik tedavilerdeki son yaklaşımlar, daha önce kullanılan mini vidanın yeniden kullanılmasına yönelik artan bir ilgi olduğunu göstermektedir. Bu durum,

özellikle yetersiz primer stabilite nedeniyle erken başarısızlık durumlarında ortodontik tedavi maliyetini düşürmektedir (12,206,216).

Mini vidaların yeniden kullanımında kontaminasyon ve enfeksiyonu önlemek için verimli bir temizleme ve sterilizasyon süreci, mini vidanın tekrar yerleştirilmesinden önce yapılması gereken bir işlemdir (17). Temizlemenin amacı, vida yüzeyinde biriken kan, protein ve kalıntılar dahil görünür lekeleri çıkarmak veya azaltmaktır (20,21). Sterilizasyon işlemi; bakteriler, sporlar ve mantarlar dahil olmak üzere mikroorganizmaların üremesini ortadan kaldırmaya veya durdurmaya hizmet etmektedir. Genellikle mini vidanın yeniden kullanıma hazırlanmasında önce temizlik işlemi yapılır, ardından sterilizasyon işlemi gerçekleştirilir. Elektrolitik, ultrasonik ve kimyasal yöntemler de dahil olmak üzere temizleme işlemleri, daha büyük bir verim elde etmek için ayrı ayrı veya birlikte kullanılabilmektedir (15,21,217). Otoklav sterilizasyonunun mini vidalarının mekanik direncini, kırılma riskini ve primer stabilitesini etkilemediği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (15,218–220). Bununla birlikte, son zamanlarda, mikroskobik görüntüler, başarısız bulunan mini vidaların yüzeyine yapışan kemik ve organik dokuların, birçok temizlik ve sterilizasyondan sonra bile kolayca çıkarılmadığını göstermektedir (221). Kumlama ile vida yüzeyinin hafif aşındırıcı bir şekilde soyulmasını içeren daha agresif bir mekanik temizleme işleminin, herhangi bir organik veya inorganik kalıntıyı gidermek için ultrasonik temizleme işlemine göre daha yüksek bir verimliliğe sahip olabileceği ve daha önce kullanılmış mini vidaları için daha güvenli bir temizleme yöntemi sağlayabileceği belirtilmektedir (17). Mekanik temizleme protokollerinin mini vidanın mekanik direncini olumsuz yönde etkileyebilmesi sebebiyle mini vidanın yeniden kullanım için hazırlanmasında kimyasal temizleme protokolleri son dönemlerde yapılan çalışmalarda tercih edilebilmektedir.

Yapılan çalışmalarda yeniden kullanılan mini vidaların performansı ayrı bir parametre olarak değerlendirilmelidir. Bazı klinik veya hayvan deneyi çalışmaları, tekrar kullanılan mini vidaların yerleştirilme kabiliyetine odaklanmışlardır. Fakat başarı oranı ile yüksek oranda ilişkili olan primer stabiliteyi etkileyen faktörleri analiz eden az sayıda in-vitro çalışma bulunmaktadır (12,20,206). Bu sebepten ötürü yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların hem primer stabilitelerini hem de temizleme ve sterilizasyon protokollerini değerlendiren daha fazla çalışmanın yapılması gerekmektedir.

2.6.1. Mini Vidaların Yeniden Kullanımına Hazırlanmasında Kullanılan Kimyasal Temizlik Ajanları

%37'lik ortofosforik asit genellikle dolgu materyalinin iyi bir şekilde adaptasyonunu sağlamak veya kök kanallarının dentin duvarlarında biriken smear tabasının uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır (222). %37'lik ortofosforik asit kök kanal tedavilerinde kanallardaki kalsiyum hidroksitin ve inorganik partiküllerin çözülerek uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır (223). Aynı görevi taşıması amacıyla mini vidaların yeniden kullanımında daha önce kullanılmış olan mini vidaların yivleri arasında biriken inorganik doku kalıntılarının uzaklaştırılmasında da kimyasal temizleme ajanı olarak kullanılabileceği yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Sterilizasyon işlemi öncesi mini vidalar %37'lik ortofosforik içinde bekletilerek gövde kısmında biriken inorganik doku kalıntılarından arındırılmaktadır (12,15).

Sodyum hipoklorit (NaOCl), kök kanal tedavilerinde antimikrobiyal aktivitesi ve organik doku çözme kapasitesi sebebiyle irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmaktadır (224). NaOCl, kök kanal tedavilerinde %0,5 ile %5,25 arasındaki konsantrasyonlarda kullanılmaktadır. Fakat kök kanal tedavisinde uygulanması gereken uygun konsantrasyon için farklı görüşler mevcuttur. Bu konuda yapılan bir çalışmaya göre %5,25'lik konsantrasyonda NaOCl'nin %2,5'lik NaOCl'ye göre; organik dokuları çözmede daha iyi etkinliğe, daha fazla antibakteriyel etkiye, daha fazla alkalin pH'a sahip olduğu ve daha kısa sürede etkinlik gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmanın bir diğer sonucu da; %2,5 konsantrasyondaki NaOCl'nin %5,25 konsantrasyonuna göre daha az sitotoksik olduğudur (225). NaOCl'nin organik doku çözücü özelliği sebebiyle ortodontide de mini vidanın yeniden kullanılması amacıyla hazırlanmasında kullanılabileceği anlaşılmıştır. Sterilizasyon öncesi kimyasal temizleme protokolünde mini vida gövdesindeki organik doku kalıntılarının elimine edilmesi amacıyla NaOCl'nin kullanılması uygun görülmüştür (15).

Etidronik asit veya 1-hidroksietan 1,1 difosfonik asit (HEDP veya daha az yaygın olarak HEBP), su arıtımında, kalıp sabun koruyucusu olarak ve gıda dezenfeksiyonunda kullanılan nitrojen içermeyen bir bifosfonattır. HEDP'nin sodyum hipoklorit (NaOCl) ile benzersiz kısa vadeli uyumluluğuna dayanarak, kök kanal tedavisinde kemomekanik kök kanal hazırlığı sırasında kombine bir NaOCl/HEDP irriganı kullanmak teorik olarak mümkün olabilmektedir (224,226). Sistemdeki serbest klora dayanan NaOCl'nin proteolitik/antibakteriyel etkileri HEDP ile birleşiminde korunmaktadır (227). Aynı

zamanda bir kalsiyum sekestre edici ajan (şelatör) olan HEDP, smear tabakası ve sert doku artıklarının birikmesini önlemektedir (228). NaOCl ile beraber kullanılabilen ve aynı zamanda NaOCl'nin antimikrobiyal özelliğini etkilemeyen tek şelatörün HEDP olduğu düşünülmektedir (229). Ayrıca, smear tabakası üzerindeki etkisi sayesinde HEDP, deneysel olarak enfekte olmuş kök kanallarında ve dentin tübüllerinde NaOCl'nin dezenfeksiyon etkinliğini artırabilmektedir (230,231).

2.6.2. Mini Vidanın Yeniden Kullanımına Yönelik Yapılan Çalışmalar

Son yıllarda ortodontik tedaviye artan talep, özellikle mini vidalarda yetersiz primer stabilite nedeniyle erken tedavi başarısızlığı olan hastalarda, tedavi maliyetini azaltmak için titanyum bazlı mini vidaların yeniden kullanılması ihtiyacının artmasına neden olmuştur. Bu nedenle mini vidaların yeniden kullanımı konusuna olan ilgi artarak bu konuda farklı çalışmalar yapılmaya başlanmıştır.

Ortodontik mini implantların sterilizasyondan sonra yeniden kullanılmasının kırılma risklerini değerlendirmek amacıyla yapılan bir in-vitro çalışmada daha önce kullanılmamış, daha önce kullanılmamış olup otoklav ile sterilizasyon yapılmış ve daha önce ortodonti hastalarında kullanılmış olup çıkartılan toplam 70 adet mini vida incelenmiştir. Mini vidalara taramalı elktron mikroskobu ile yüzey incelemesi yapılmış, mekanik açıdan da kırılma torku dirençleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre daha önce kullanılmış olan mini vidaların yüzeylerinde aşınma ve çizilmelerin olduğu belirlenmiştir. Mekanik açıdan da kırılma torkunun yine daha önce kullanılmış mini vidalarda daha düşük olduğu saptanmıştır. Otoklav ile sterilizasyonu yapılan ve hiçbir işlem görmeyen mini vidalar arasında herhangi bir anlamlı fark bulunanamıştır. Araştırmacılar mini vidaların tekrar kullanımını tavsiye etmezken, sterilizasyon uygulanan yeni mini vidaların klinik olarak kullanılmasının herhangi olumsuz bir etkisinin olmadığını belirtmişledir (18).

Geri dönüşüm (recycling) sürecinin mini vidaların burulma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek üzere yapılan bir in-vitro çalışmada; her grupta beş farklı çapa sahip olmak üzere 50'şer mini vida değerlendirilmiştir. İlk üç gruptaki mini vidalar 0,5 - 1 mm kalınlığında kortikal kemik kalınlığına sahip domuz iliak kemiklerine yerleştirilmiş ve çıkarılmıştır. Birinci gruptaki mini vidalar ikinci kullanımda herhangi bir geri dönüşüm protokolüne uğramadan direkt yapay kemik bloğuna yerleştirilip kırılma torku ölçülmüştür. İkinci gruptaki mini vidalar ultrasonik banyoda bekletilip ardından

otoklavda sterilizasyon işlemine uğratılmıştır. Üçüncü gruptaki mini vidalar ikinci gruptaki mini vidalar ile aynı işlemlere uğratılmış ayrıca strerilizasyon öncesi kumlama işlemine tabi tutulmuştur. Kumlamadan sonra üçüncü ve ikinci gruptaki mini vidaların ağırlıkları ölçülerek iki grup arasındaki metalik materyal kaybı değerlendirilmiştir. Dördüncü grup kontrol grubu olmuştur ve diğer gruplar ile kıyaslanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre geri dönüşüm protokolleri uygulanmış mini vida gruplarının hiçbirinde burulma dayanımı zayıflamamıştır. Fazladan kumlama uygulanan gruptaki mini vidaların yüzeylerinde aşınma meydana gelmiştir, ancak bu aşınma kırılma torkunu etkileyecek düzeyde olmadığı belirtilmiştir. Mini vida çaplarındaki 0,1 mm'lik değişimin mini vidaların kırılma torkunda belirgin şekilde artış meydana getirdiği açıklanmıştır (17).

Tekrar kullanılan ortodontik mini vidaların morfolojik değişiklerini analiz etmek ve yeniden yerleştirmeyi (relokasyon) sınırlandıran mekanik özelliklerin değerlendirilmesi amacıyla yapılan bir in-vitro çalışmada 54 erişkin hastada daha önce kullanılmış olan toplam 84 adet mini vida otoklavda sterilizasyon işlemi görmüi ve yeniden kullanım için incelenmiştir. 8 adet yeni mini vida ise kontrol grubu olarak incelenmiştir. Yeniden kullanımın değerlendirilmesi için yerleştirme torku ve yerleştirme süresi ölçülmüştür. Yüzey incelemesi taramalı elektron mikroskobu ile yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; daha önce kullanılmış olan mini vidaların uçlarında deformasyon ve yüzeylerinde kalsiyum, karbon ve fosfor gibi kalıntıların bulunduğu görülmüştür. Bu yüzden yerleştirme esnasında uygulanması gereken kuvvet miktarının daha fazla olması gerekmektedir. Araştırmacılar yeniden kullanılacak olan mini vidaların biyomekanik ve biyolojik eksikliklerinden dolayı kullanılmamasını önermektedir (206).

Yeniden kullanılan mini vidaların yüzeyel ve elementel analizi hakkında bilgi vermek amacıyla yapılan bir çalışmada; ağız sıvıları, sert ve yumuşak dokular ve oral kavitedeki yemekler ile temasta olan mini vidaların davranışlarının açıklanması da açıklanmak istenmiştir. Aynı zamanda tekrar kullanılan mini vidaların materyal bileşenlerinin ve dizaynının mini vida başarısındaki etkisinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Üç gruptan olauşan çalışmada 1,5 mm çapında 8 mm uzunluğunda toplam 28 mini vida incelenmiştir. Birinci grupta 18 mini vida başarılı bir ortodontik tedaviden sonra alınmış mini vidalar, 5 mini vida ortodontik tedavide başarısız mini vida uygulaması sonrası alınmış mini vidalar ve son gruptaki 5 mini vida da kontrol grubu olarak daha önce kullanılmamış mini vidalardan oluşmaktadır. Hastalardan alınmış mini vidalar sadece

deiyonize suda yıkanmıştır. Mini vidaların incelemesi taramalı elektron mikroskobu ile, yüzeylerindeki element tayini de enerji dağılım spektrometresi ile yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında tekrar kullanılan mini vidalar matlık, gövde ve uçlarda körelme, korozyon, kraterler ve yivlerin kopması gibi morfolojik değişiklikler göstermiştir. Yeni mini vidalara göre, tekrar kullanılan mini vidaların yüzey element birleşimi bakımından gövde kısmında kalsiyum iyonu daha fazladır. Başarısızlık ile sonuçlanmış mini vidaların yüzeylerinde demir adsorpsiyonu görülmüştür ve bu durum mini vidanın etrafındaki kemik dokuda ve dişetinde iltihaplanma ile ilişkilendirilmiştir (19).

Mini vidaların ikinci kez kullanımına yönelik temizleme prosedürü için yeni bir yöntem sunmak ve etkinliğini araştırmak amacıyla in-vitro bir çalışma yapılmıştır. Çalışma iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde mini vidaların yüzeylerinde kimyasal temizleme sonrası kalan kalsiyum iyonu miktarı ölçülmüştür. İkinci bölümde ise yerleştirme, çıkarma ve kırılma torkları değerlendirilerek mekanik değerlendirme yapılmıştır. Çalışmada toplam 48 adet mini vida birinci bölüm için, toplam 58 mini vida da ikinci bölüm için incelenmiştir ve her iki bölüm için de mini vidalar üç gruba ayrılmıştır. Birinci gruptakiler daha önce kullanılmış olup ikinci kullanım için sadece distile su ile temizlenen ve ardından otoklavda sterilizasyon işlemi uygulanan gruptur. İkinci grup yine daha önce kullanılmış ve ikinci kullanım için önce distile su ile yıkanan kurutulan ardından %37'lik ortofosforik asitte 10 dakika bekletilip, tekrar distile su ile yıkanıp kurutulan ve 30 dakika %5,25'lik sodyum hipokloritte bekletildikten sonra son kez distile su ile yıkanıp kurutulup sterilizasyon işlemi uygulanan gruptur. Üçüncü grup ise kontrol grubudur. Çalışmanın sonuçlarına birinci gruptaki mini vidaların yüzeylerinde daha fazla kalsiyum iyonu olduğu belirlenmiştir. Bu yüzden ikinci gruba uygulanan kimyasal temizliğin mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarını uzaklaştırdığı bildirilmiştir. Mekanik testlerde de kimyasal temizlik uygulanan mini vida grubu ile daha önce kullanılmamış olan kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu yüzden çalışmanın sonuçlarına bakıldığında temizleme ve sterilizasyon işlemlerinin uygun şekilde yapılması durumunda mini vidaların tekrar kullanımının önerilebilceği söylenmiştir (15).

Mini vidaların yeniden kullanımının uygulanabilirliğini değerlendirmek amacıyla yeniden kullanım için hazırlanan ve daha önce hiç kullanılmamış mini vidaları karşılaştıran bir hayvan çalışması yapılmıştır. Dört adet 12 aylık Beagle köpeğin palatinal

ve vestibül kemiklerine yarısı asitle pürüzlendirilmiş yarısına mekanik pürüzlendirme yapılmış toplam 56 mini vida yerleştirilmiştir. Yeniden kullanım için değerlendirilecek olan mini vidalar dördüncü haftada çıkartılarak birinci grup sadece distile su ile temizlenmiş, ikinci grup Air-Flow ile temizlenip distile su ile ultrasonik banyoda 15 dakika bekletilmiştir. Üçüncü grup ise distile su ile temizlendikten sonra 10 dakika % 37'lik ortofosforik asitte bekletilmiş ardından distile su ile yıkanıp kurutulmuş ve % 6'lık sodyum hipokloritte 15 dakika bekletilerek kimyasal temizliği yapılmış ve ardından ultrasonik banyoda distile su ile 15 dakika durulanmıştır. Çalışmadaki dördüncü grup daha önceden kullanılmamış olan mini vidalardan oluşan kontrol grubudur. Mekanik özelliklerin değerlendirilmesi amacıyla yeniden kullanım için hazırlanan mini vidalar ve daha önce kullanılmamış mini vidaların 1 mm kortikal kemik kalınlığı olan yapay kemik bloklarına yerleştirilerek tork ölçümleri yapılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu ile daha önce kullanılmamış ve yeniden kullanım için değerlendirilen mini vidaların incelemeleri yapılmıştır. Biyolojik yanıt açısından değerlendirme yapılabilmesi için köpeklere yeniden yerleştirilen mini vidalardan sonra 4. ve 8. haftalarda köpekler sakrifiye edilerek mini vida ve kemik dokusu arasındaki osteoentegrasyon incelenmiştir. Çalışmaya göre; mini vidaların yeniden kullanım için hazırlanması açısından en etkili yöntemin mekanik ve kimyasal temizliğin beraber yapıldığı üçüncü grup olduğu bildirilmiştir. Bu yöntem ile kullanılmamış mini vidalara benzer şekilde yüzey özelliklerinin sağlandığı kanıtlanmıştır. Vida ucundaki deformasyon mini vidanın yerleştirilmesi esnasında dikey kuvvette artış gerektirmektedir. Biyolojik tepkilerin ise yeniden kullanım için hazırlanan ve kullanılmamış mini vidalar arasında farklılık gösterdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların tekrar kullanımının biyomekanik açıdan uygun olmayacağını bildirmişlerdir (12).

Yapılan bir çalışmada tekrar kullanılan mikro implantların deneysel koşullar altında yüzey özelliklerini ve mekanik davranışlarını gözlemlemek ve mikro implantların tekrar kullanılabilirliğini araştırmak amaçlanmıştır. Çalışmada başarılı bir ortodontik tedaviden sonra çıkarılan 40 adet mini vida ve daha önce kullanılmamış 40 adet yeni mini vida ve kontrol grubu için yine daha önce hiç kullanılmamış 10 adet yeni mini vida olmak üzere toplam 90 adet mini vida incelenmiştir. Maksiller alveoler kemiği simüle eden yapay kemik bloğu kullanılarak, 40 yeni alınmış mini vidadan 20 tanesi kemik yüzeyine 45°'lik bir yerleştirme açısında 20 tanesi de 90°'lik yerleştirme açısıyla uygulanmıştır. Hepsi yerleştirildikten hemen sonra kemikten çıkartılmıştır ve hem yeni hem daha önce

hastada kullanılmış mini vidalar yapay kemik bloğunda tekrardan 20’ tanesi kemik yüzeyine 45°'lik bir yerleştirme açısında 20 tanesi de 90°’lik yerleştirme açısıyla uygulanmıştır. Çalışmanın bulgularına bakıldığında; hastalardan alınıp tekrar kullanılan mini vidaların uç ve gövde kenarlarında ciddi derecede bozulmalar ve yüzeyinde ince bir kalıntı tabakası bulunmuştur. Demir, sülfür ve kalsiyum gibi yabancı doku artıkları mini vida yüzeyinde bulunmuştur. Tekrar kulanılan mini vidalarda(45° ve 90° açılarla yerleştirilen) hem yerleştirme torku hem de süresi bakımından yeni alınan mini vidalara göre daha fazla bulunmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre; tekrar kullanılan tüm mini vidalar - hastalardan alınanlar daha çok olmak üzere - yüzey özelliği ve mekanik özellikleri açısından farklı derecelerde değişim gösterdiği belirtilmiştir. Mini vidanın kullanım süresi ile üzerinde depoladığı doku kalıntısı miktarı ve temizlenebilirliği üzerine daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğu söylenmiştir. Bu kalıntıların başka hastalarda oluşturabileceği immünolojik yanıt ve heterojenik kontaminasyon ihtimalinin araştırılması gerektirdiği söylenmiştir. Bu çalışmanın yazarı tarafından aynı mini vidanın aynı hastadan immediat olarak çıkarılarak relokasyonu kabul edilebilir olmaktadır; ancak mini vidanın ertelenmiş relokasyonu ve allojenik kullanımı klinik uygulama için önerilmemektedir (22).

Yerleştirme ve sterilizasyon işlemlerinin min vidaların mekanik ve yüzey özellikleri üzerindeki etkilerini inceleyen bir in-vitro çalışmada iki farklı markadan oluşmak üzere toplam 140 mini vida üç çalışma grubuna ayrılmıştır. Birinci grup kontrol grubu olup herhangi bir işlem uygulanmadan incelenmiştir. İkinci gruptaki mini vidalar yapay kemik bloklarına bir kez yerleştirilmiş ve çıkarıldıktan sonra ultrasonik banyoda temizlenip sterilize edilmişlerdir. Üçüncü gruptaki mini vidalar ise yapay kemik bloklarına iki kez yerleştirilip çıkarılmış ve ultrasonik banyoda temizlenip ardından sterilizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Mini vidalara primer stabilite ve mekanik özelliklerin değerlendirilmesi için; maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku, yatay ve dikey çekme kuvveti testleri ve burulma testleri uygulanmıştır. Yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi için ise taramalı elektron mikroskobu ile incelenmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre; taramalı elektron miklroskobunda mini vidalarda aşınma ve atrofi görülse bile mekanik testlerde kontrol grubu ve çalışma grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu yüzden de araştırmacılar mini vidaların temizleme ve sterilizasyon prosedürleri uygulandıktan sonra ikinci kez kullanım için uygun olacağını bildirmişlerdir (16).

Yapılan bir in-vitro çalışmada, farklı kortikal kemik yoğunlukları içinde başlangıçta yerleştirilen ve yeniden yerleştirilen mini vidalar arasındaki birincil stabilite farklılıklarını değerlendirmeyi amaçlanmıştır. Çalışmada kullanılan yapay kemik blokları 20, 30, 40 ve 50 pound/ft küp (pcf)'teki farklı yoğunluğa sahip kortikal kemiği simüle etmek için kullanılmıştır. Bu kemik bloklarına yerleştirilen mini vidaların primer stabilitesinin maksimum yerleştirme torku (MYT), maksimum çıkarma torku (MÇT), yatay kuvvet direnci ve mikro hareket parametrelerince değerlendirilmesi yapılmıştır. Yeniden kullanılan mini vidalardaki morfolojik değişiklikleri değerlendirmek için taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır. MYT, MÇT, yatay kuvvet direnci ve mikro hareket, daha yüksek kortikal kemik yoğunluğuna sahip numunelerde daha iyi değerler gösterdiği ve bu yüzden daha iyi primer stabiliteye sahip olduğu belirtilmiştir ($P < 0.05$). Ayrıca, özellikle yüksek yoğunluklu kortikal kemik gruplarında, ilk yerleştirme ile karşılaştırıldığında yeniden yerleştirme sırasında MYT, MÇT ve yatay kuvvet direncinde önemli bir azalma gözlenmiş fakat mikro harekette önemli bir değişiklik olmamıştır. Çalışmanın sonucuna göre daha yüksek kortikal kemik yoğunluğu daha iyi primer stabiliteye yol açmasına rağmen mini vidalarda daha fazla aşınmaya neden olarak yeniden yerleştirme sırasında primer stabiliteyi azalmaktadır (208).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu çalışmada, mini vidaların yeniden kullanımı için hazırlanmasında daha önce kabul görmüş kimyasal temizleme yöntemine alternatif yeni bir kimyasal temizleme yöntemi sunmak ve bu yeni yöntemin etkinliğini ve klinik uygulanabilirliğini karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Mini vidalar ve sığır kalça kemiklerinden elde edilen kemik blokları araştırmanın gerecini oluşturmaktadır. Araştırmada kullanılacak olan örneklem sayısı Power analizi ile belirlenmiş olup toplam 80 adet self-drilling mini vida kullanılmıştır. Tüm mini vidalar tek bir üretici firmadan (Biomaterials Korea, South Korea) elde edilmiş olup Ti_6Al_4V alaşımından oluşan, konik şekle sahip, 1,5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundadır (ACR II (T type Orthodontic Mini-implant).

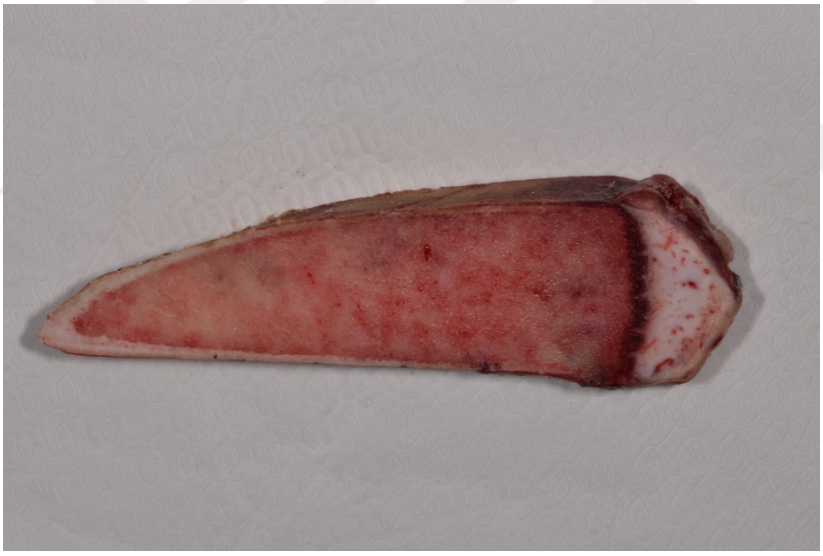


Resim 3-1: Araştırmada kullanılan ACR II (T type Orthodontic Mini-implant, Biomaterials Korea, South Korea) tip mini vida

Çalışmamızda kullanılan kemikler, herhangi bir hastalığı bulunmayan hayvanlardan üretilen sertifikalı ‘güvenilir et ve et ürünleri’ satan tek bir firmadan sağlanmıştır. Deney prosedürüne başlanana kadar kemikler -5 derecede yaklaşık 12 saat bekletilmiştir. Sığır iliosakral kemiklerinin iliak kemik bölgeleri kesilmiştir. İliak kemikten kortikal kemik kalınlıklarının yaklaşık 2 mm’ye kadar olan kısımları uzun bloklar halinde getirilmiştir. Kesilen iliak kemikler mini vidaların uygulanabileceği

düşünülen bölgeleri 1x1 cm'lik bölümlere ayrılmak üzere çizilmiştir (Resim 3-2,3-3). Bu kemiklerde mini vidaların uygulanabileceği orta noktalar işaretlenerek dijital hassas uçlu kaliperle kortikal kemik kalınlığının 1-1,8 mm arasında olduğu teyit edilmiştir. Belirlenen bölgelerin kortikal kemik kalınlıkları dijital hassas uçlu kaliper (Liquid Crystal Display) ile aynı kişi (B.K.) tarafından ölçülmüştür. İşaretlenmiş olan bu kemikler her bir blok boyutu 1x1x2 cm'lik dikdörtgen prizma şekline getirilmiştir. Bu kemik blokları özel kalıplarla hazırlanan akrilik bloklara gömülmüştür. Her bir kemik bloğu deney uygulamaları esnasında bir kez kullanıldığı için toplam 140 kemik bloğu oluşturulmuştur.

Bu aşamadan sonra deney protokolüne geçilmiştir. Deney çalışmalarının bütün aşamaları TUBİTAK MAM (Marmara Araştırma Merkezi)'da yapılmıştır. Mekanik deneyler Kuvvet Labotauvarı'nda, SEM/EDS analizi Elektron Mikroskobu ve Atomik Kuvvet Mikroskopları Laboratuarı'nda gerçekleştirilmiştir.



Resim 3-2: Çalışmada kullanılan sığır kalça kemiğinin kortikal kemik ve spongioz kemik kısımlarının görünümü



Resim 3-3: Çalışmada kullanılan sığır kalça kemiği görüntüsü

Çalışmamızda kullanılan kemik bloklarının deneylerde kullanılabilmesi için 3x3x2,2 cm boyutunda hazır plastik kalıplar kullanılmıştır. Bu kalıplardaki kemik blokları kortikal kemik kısımları yüzeyde kalacak şekilde diş hekimliğinde kullanılan soğuk akrilik materyal içine gömülmüştür. Akriliğin polimerizasyonu su soğutması altında gerçekleştirilmiş ve böylece polimerizasyon esnasında oluşan ısı artışının önüne geçilmiştir. Tüm kemik blokları kalıplardaki akrilik materyal içine gömülerek kalıplar arasında standardizasyon sağlanmıştır.



Resim 3-4: Kemik bloklarının akrilik içine gömülmesi için akriliklerin kalıplara doldurulması



Resim 3-5: Akrilik blok içine kortikal kemik kısmı yüzeyde kalacak şekilde gömülmüş olan kemik bloğu

3.2. Yöntem

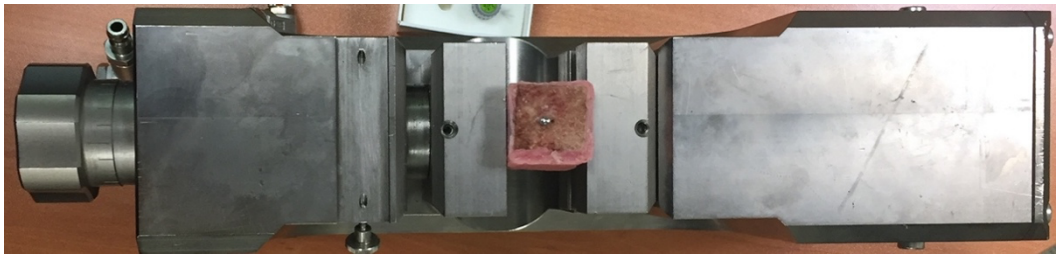
Toplam 80 adet mini vida, farklı temizleme yöntemlerinin uygulandığı üç çalışma grubu ve herhangi temizleme işleminin yapılmadığı bir kontrol grubundan oluşmak üzere randomize olarak toplam 4 gruba ayrılmıştır. Her bir grubun örneklem sayısı 20'dir.

Çalışma grubunu oluşturan ilk üç grup; Grup 1 (AG) hava-su spreyi temizlenen mini vidalardan, grup 2 (OG) ortofosforik asit+ NaOCl ile temizlenen mini vidalardan,

grup 3 (HG) etidronik asit (HEDP) + NaOCl karışımı ile temizlenen mini vidalardan oluşmaktadır. Kontrol grubu grup 4 (KG) olarak belirlenmiş ve bu grupta yer alan mini vidalar herhangi bir işlem görmemiştir.

3.3. Mini Vidaların Yeniden Kullanıma Hazırlanması

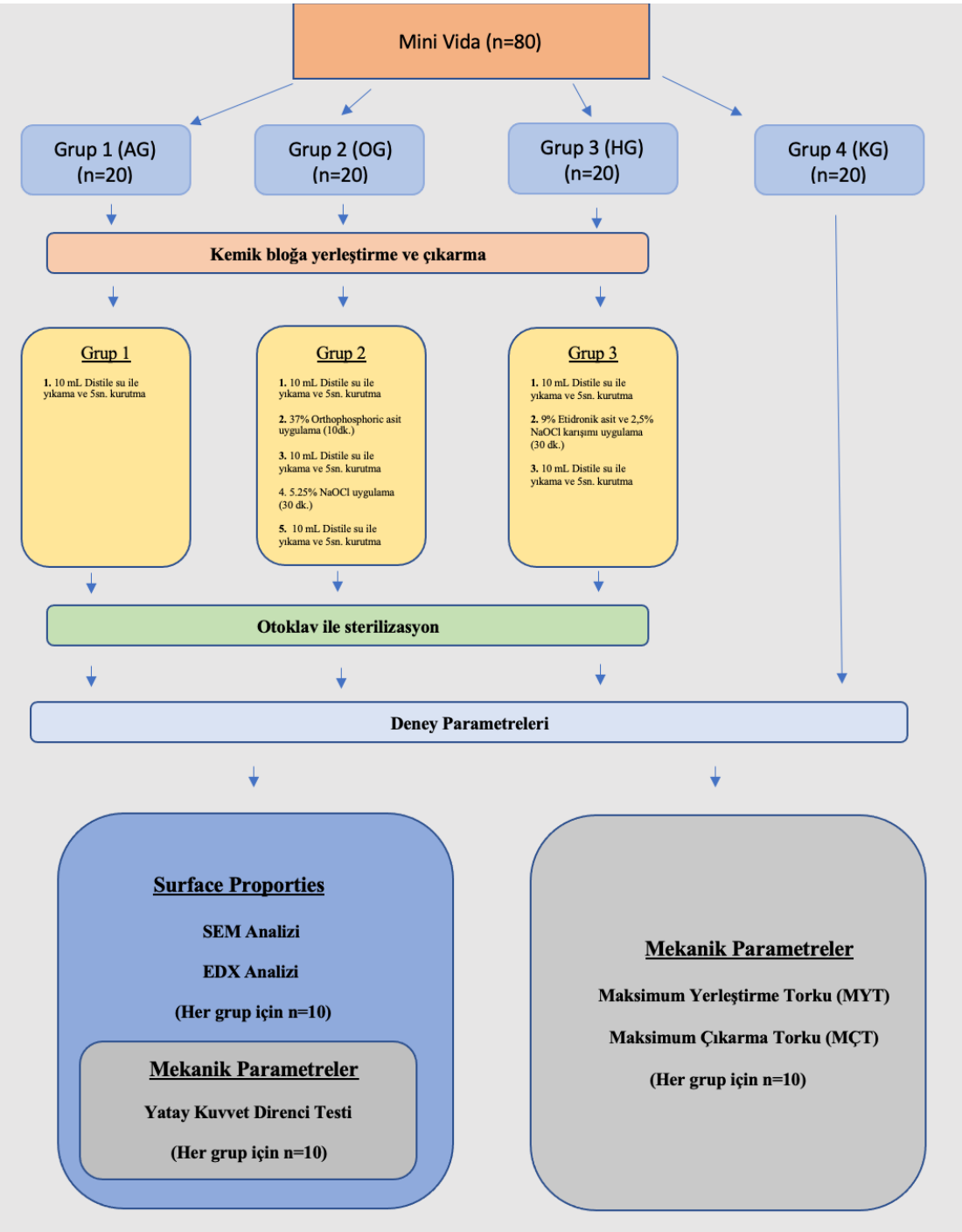
Temizleme işlemlerinden önce mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanmasında kontrol grubu dışında kalan diğer üç çalışma grubunda bulunan toplam 60 adet mini vida 60 adet akrilik bloğa yerleştirilmiştir ve ardından çıkarılmıştır. Bu işlem üretici firmanın kendi mini vida başlarına uygun şekilde ürettiği mini vida tornavidası ile yapılmıştır. Akrilik bloklar kortikal kemik kısmı yüzeyde kalacak şekilde Zwick/Roell Z250 cihazının hareketli kısmına sabitlenmiştir. Sabitlenen bu blokların önceden işaretlenmiş olan orta bölgelerine mini vidalar uygulanmış ve çıkarılmıştır. Mini vidaların uygulanırken akrilik bloklara dik bir şekilde uygulanabilmesi için tornavide hazırlanmış bir düzeneğe yerleştirilmiştir. Düzenek akrilik bloklara dik bir şekilde oluşturulmuş ve üzerinde bloklara ve horizontal düzleme paralel bir halkaya sahiptir. Bu halka içinde tornavida yerleştirilmektedir ve bu sayede mini vidalar bloklara 90 derece açı ile yerleştirilmiştir ve çıkarılmıştır. Mini vidaların kemik bloklarına yerleştirilme çıkarılma işlemleri diğer deney aşamalarında da bu düzenek ile gerçekleştirilmiştir. Kontrol grubunda bulunan mini vidalara yerleştirilme ve çıkarma işlemi uygulanmamıştır.



Resim 3-6: Kemik bloklarının mini vida uygulanması için sabitlenme düzeneği

3.4. Deney Prosedürü

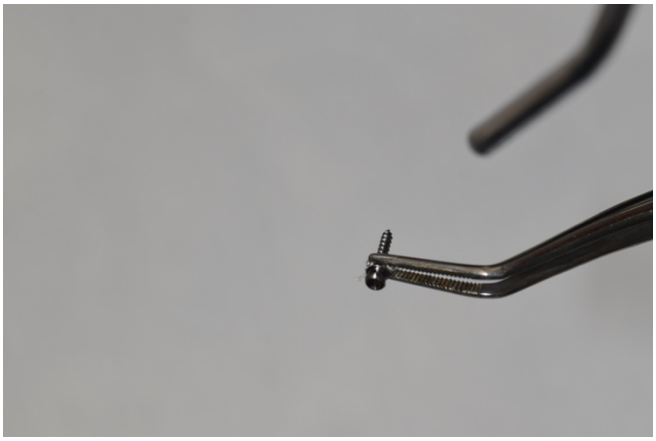
Bu çalışmada yapılan deney uygulamaları Şekil 3-1'de gösterilen adımlarla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3-1: Bu çalışmada uygulanan deney adımlarının iş akış şeması

KG grubu dışında bulunan çalışma grupları olan AG, OG ve HG gruplarında yer alan mini vidalar tornavida ile çıkarıldıktan sonra 10 mL distile su ile yıkanmış ve 5 sn. hava-su spreyi ile kurutulmuştur. AG grubunda yer alan 20 adet mini vida bu aşamadan

sonra sterilizasyona hazır hale gelmiştir. OG ve HG gruplarında yer alan mini vidalara ise bu aşamadan sonra farklı kimyasal temizleme işlemleri uygulanmıştır.

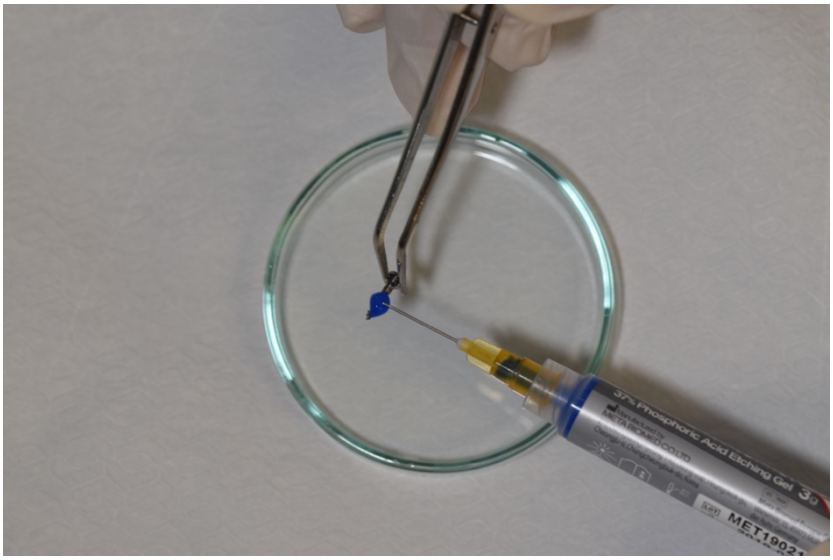


Resim 3-7: Mini vida yüzeyine hava-su spreyinin uygulanması

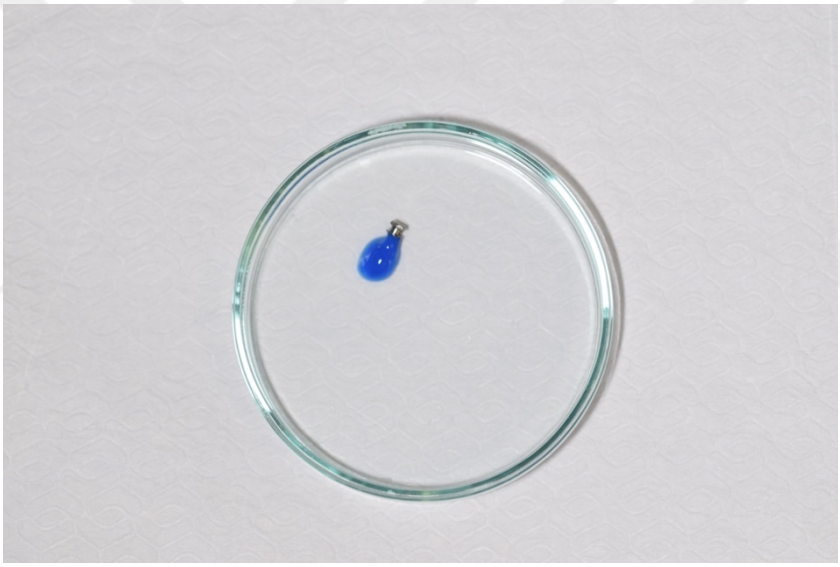
OG grubunda bulunan mini vidaların tekrar kullanım için hazırlanmasında mini vidaların yüzeyinde bulunan inorganik doku kalıntılarının uzaklaştırılması için %37'lik ortofosforik asit (META BIOMED- Meta Etchant % 37'lik fosforik asit) kullanılmıştır. Mini vidalar 1 mL %37'lik ortofosforik asitte bekletilmiştir. 10 dakika boyunca bu şekilde bekletilerek üzerlerindeki inorganik doku kalıntılarının eliminasyonu sağlanmıştır. Ardından tekrar 10 mL distile su ile yıkanıp kurutulmuş ve böylece mini vidanın gövde kısmında kalan ortofosforik asit kalıntıları uzaklaştırılmıştır.



Resim 3-8: OG grubunda yer alan mini vida yüzeyine uygulanan Meta Biomed marka % 37'lik ortofosforik asit

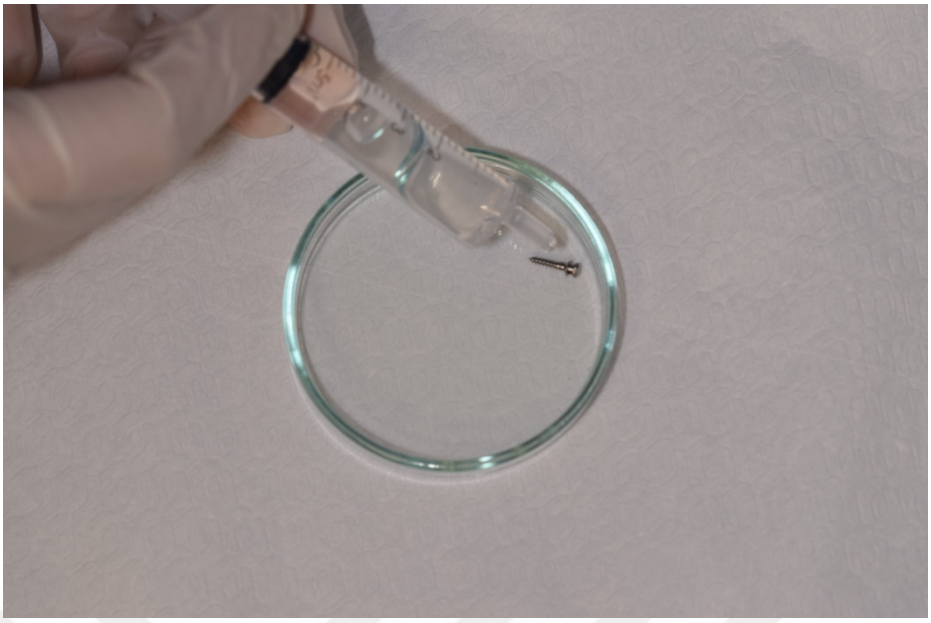


Resim 3-9: Mini vida yüzeyine % 37'lik ortofosforik asidin uygulanması

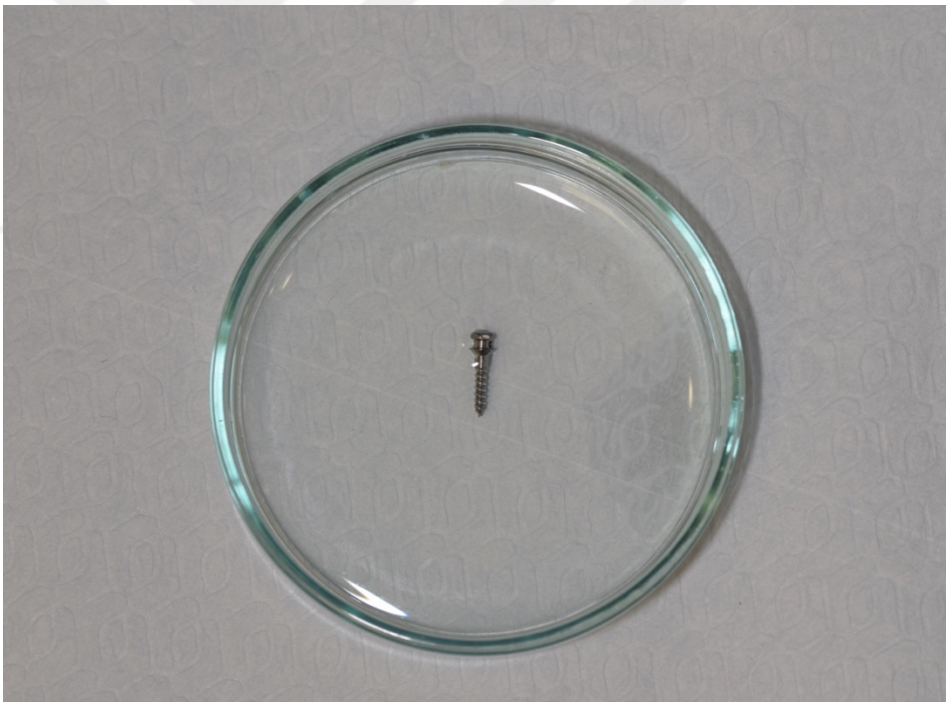


Resim 3-10: % 37'lik ortofosforik asit uygulanmış mini vida yüzeyinin inorganik doku kalıntılarından arındırılması için 10 dakika bekletilmesi

OG grubunda bulunun bu mini vidalar 10 mL %5,25'lik NaOCl'de 30 dakika bekletilerek organik doku kalıntılarının da uzaklaştırılması sağlanmıştır. 10 mL %5,25'lik NaOCl'de bekletildikten sonra mini vidalar tekrar 10 mL distile su ile yıkanıp kurutulmuş ve kimyasal temizleme prosedürü son erdirilerek sterilizasyona hazır hale gelmiştir.



Resim 3-11: Mini vida yüzeyine % 5;25'lik NaOCl'nin uygulanması



Resim 3-12: Mini vida yüzeyindeki organik doku kalıntılarının eliminasyonu için mini vidanın % 5,25'lik NaOCl'de 30 dakika bekletilmesi

HG grubunu oluşturan mini vidaların üzerindeki doku kalıntılarının temizlenmesi için; içerisinde toz halinde %9'luk Etidronik asit (Dual Rinse HEDP, Medcem GmbH) bulunan kapsül halindeki asit, firmanın tavsiye ettiği şekilde 10 mL %2,5'luk NaOCl ile karıştırılarak homojen bir çözelti elde edilmiştir. Elde edilen çözelti bu gruptaki mini vidaların kimyasal temizliği için kullanılmıştır. %9'luk etidronik asitin inorganik doku

çözücü, 10 mL %2,5'lik NaOCl'nin ise organik doku çözücü özelliğinden faydalanılmıştır.



Resim 3-13: 100 kapsül bulunan %9'luk Etidronik asit (Dual Rinse HEDP, Medcem GmbH) şişesi

10 mL distile su ile yıkama ve 5 sn. hava-su spreyi ile kurutma işlemi görmüş olan HG grubu mini vidaları, %9'luk etidronik asit ve %2,5'lik NaOCl karışımında 30 dakika bekletilmiştir. Bu aşamadan sonra karışımdan çıkarılan mini vidalar tekrar 10 mL distile su ile yıkanıp kurutulmuş ve kimyasal temizleme işlemi sona erdirilerek sterilizasyona hazır hale getirilmiştir.



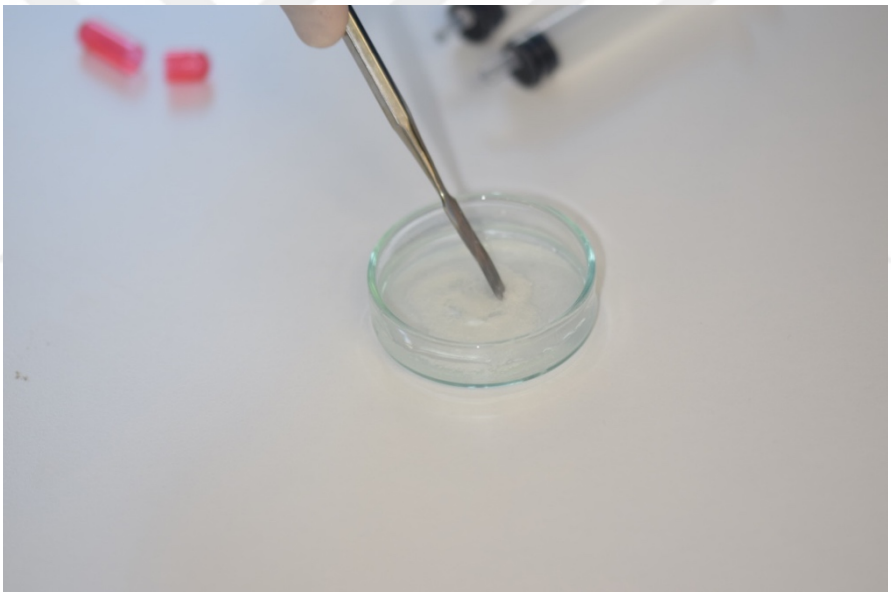
Resim 3-14: % 2,5'luk NaOCl ve % 9'luk etidronik asit kapsülü



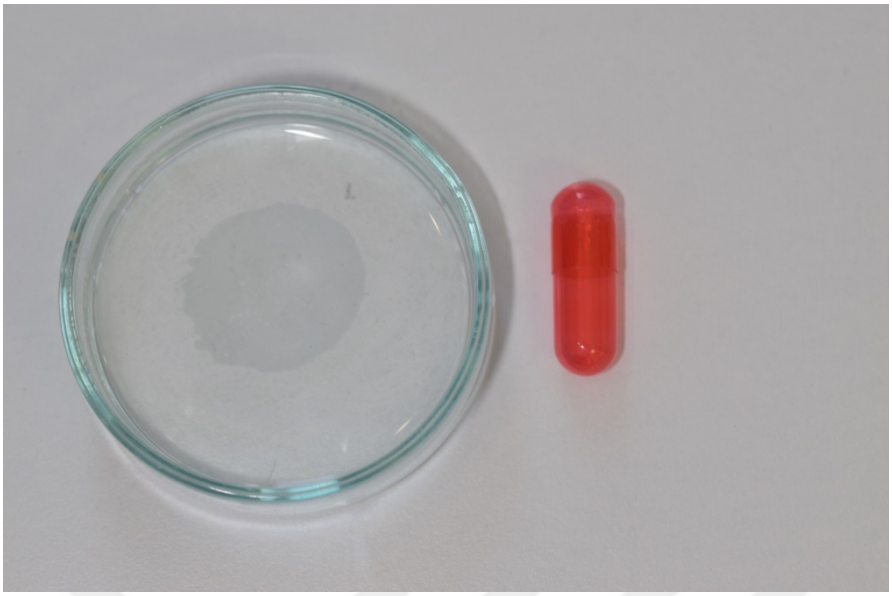
Resim 3-15: %2,5'luk NaOCl'nin karışım için cam kaba dökülmesi



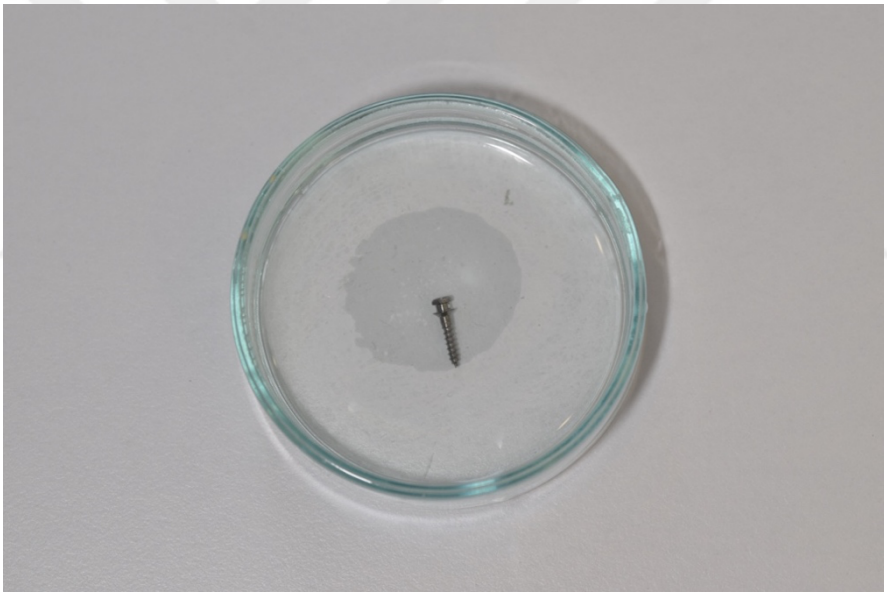
Resim 3-16: %9'luk etidronik asidin % 2,5'luk NaOCl üzerine dökülmesi



Resim 3-17: %9'luk etidronik asidin % 2,5'luk NaOCl ile siman spatülü ile homojenlik elde edilinceye kadar karıştırılması



Resim 3-18: Homojen % 9'luk etidronik asit ve % 2,5'luk NaOCl karışımı



Resim 3-19: Mini vida yüzeyindeki organik ve inorganik doku kalıntılarının uzaklaştırılması için mini vidanın homojen % 9'luk etidronik asit ve % 2,5'luk NaOCl karışımı içerisinde 30 dakika bekletilmesi

3.4.1. Sterilizasyon

Üç çalışma grubundaki mini vidalar tek tek indikatörü bulunan sterilizasyon poşetlerinde paketlenmiş ve her paket üzerine mini vida gruplarının isimleri ve numaraları yazılmıştır. Paketlenmiş olan mini vidalar 121 ^{o}C'de 20 dakika 15 psi basınç altında otoklavda (Codyson Electrical Co. Ltd., Shenzhen) sterilizasyon işlemi görmüştür.

3.5. İncelenen Parametreler

Bu çalışmada deney gruplarındaki mini vidaların mekanik ve yüzey özelliklerini değerlendirmek için toplam beş parametre belirlenmiştir. Mekanik özellikler, maksimum yerleştirme torku (MYT), maksimum çıkarma torku (MÇT) ve yatay kuvvet direnci testi olmak üzere üç parametre tarafından değerlendirilmiştir. Verilerin kuvvet birimi Newton (N) birimi ile kaydedilmiştir. Yüzey özellikleri ise, SEM ve EDS analizlerinden oluşan iki farklı parametre ile değerlendirilmiştir.

Kontrol grubu da dahil tüm deney gruplarında yer alan mini vidaların bulunduğu her deney grubu (n=20) kendi içinde iki alt gruba (n=10) ayrılmıştır. Her deney grubundan 10'ar adet mini vida MYT ve MÇT ölçümlerine, kalan 10'ar adet mini vida da yüzey özellikleri incelemesi için önce SEM/EDS analizine ardından da yatay kuvvet direnci testine tabi tutulmuştur. Tüm bu ölçümlerin gerçekleştirilmesi için yukarıda bahsedildiği şekilde hazırlanan ve ilk kullanımdan geriye kalan 80 adet akrilik blok mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır.

3.5.1. Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Mini vidaların yüzey morfolojisi ve elementer kompozisyonları JEOL-JSM 6510LV- Oxford Instruments INCA-EDS marka Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) ile incelenmiştir.

Tüm deney gruplarının kendi alt gruplarından 10'ar adet mini vida yüzey özelliklerinin incelenmesi için değerlendirilmiştir. Sonrasında bu mini vidalar akrilik kemik bloklarına yerleştirilmiştir ve yatay kuvvet direnci testine tabi tutulmuştur.

3.5.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Mini vida yüzeylerinde oluşan değişikliklerin incelenmesi için mini vidaların gövde ve uç kısımlarının elektron mikroskobu ile 40x, 100x, 200x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde görüntüleri alınmıştır. SEM analizinde temizleme işlemi sonrasında mini vida gövdelerinde arta kalan doku kalıntıları incelenmiş ayrıca gövde yüzeylerinde korozyon, pürüzlenme, çatlak ve aşınma gibi yüzey değişimleri ve uç bölgesinde deformasyon değerlendirilmiştir.

3.5.1.2. Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) Analizi

Mini vidaların yüzeylerinde bulunan elementer kompozisyonların incelenmesi için mini vidaların gövde kısmında bulunan yivler arasındaki bölgelerde EDS analizi ile

element tayini yapılmıştır. Gruplar arasında doku kalıntılarının değerlendirilmesi amacıyla Ca^{+2} miktarı karşılaştırılması yapılmıştır. İncelenen parametre birim alanda bulunan yüzdelik oran olarak verilmiştir.

3.5.2. Mekanik Deney Parametreleri

3.5.2.1. Maksimum Yerleştirme Torklarının (MYT) ve Maksimum Çıkarma Torklarının (MÇT) Ölçülmesi

Mini vidaların ikinci kullanımındaki primer stabilitenin değerlendirilmesi amacıyla tüm deney gruplarının kendi alt gruplarından (n=10) geriye kalan toplam 40 adet mini vidaya MYT ve MÇT ölçümleri uygulanmıştır.

Çalışmamızda toplam 40 adet akrilik kemik bloğuna mini vidaların uygulanması sırasında MYT'nin, çıkarılması sırasında da MÇT'nin ölçülmesinde dijital tork ölçer tornavida (Checkline TSD 50, USA) kullanılmıştır. Dijital tork ölçer tornavida ile mini vidaların kemik bloklarına yerleştirilmesi esnasında ve kemik bloklarından çıkarılması esnasında oluşan tork değerleri Newton-santimetre (Ncm), yatay kuvvet direnci Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.



Resim 3-20: Dijital torkmetre (Checkline TSD 50, USA)

3.5.2.2. Yatay Kuvvet Direnci Testi

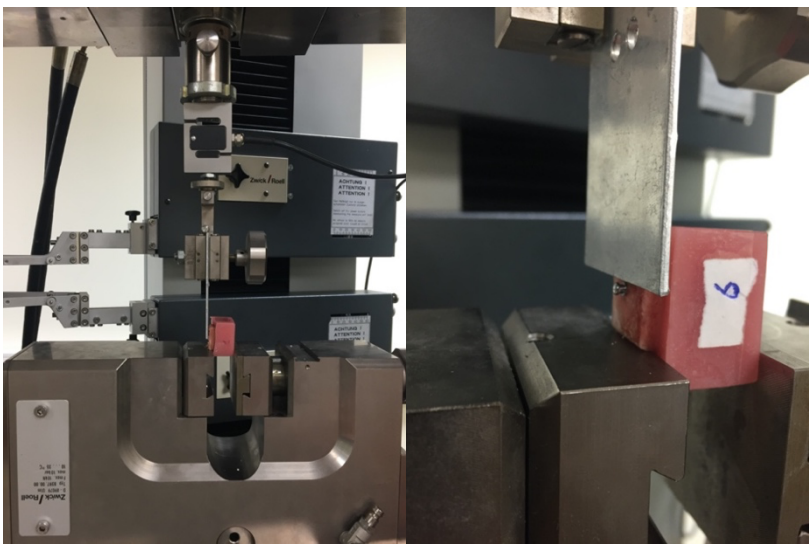
Kuvvet direnci testi Zwick/Roell Z250 cihazında gerçekleştirilmiştir. Bu testin uygulanmasında SEM/EDS incelemesi tamamlanan mini vidalar kemik bloklara yerleştirilmiştir. Mini vidanın baş kısmına yatay yönde kuvvet uygularak primer stabilitenin ölçülmesini sağlamıştır.

Zwick/Roell Z250 cihazının biri hareketli diğeri sabit olmak üzere iki parçası bulunmaktadır. Hazırlanan kemik blokları cihazın sabit olan kısmına sıkıştırılarak hareketsiz hale getirilmiştir. Cihazın hareketli olan üst kısmının ucuna yerleştirilen kuvvet uygulayan metal parça ile mini vidaya yatay yönde ve mini vida ile 90 °'lik açı yapacak şekilde yatay kuvvet uygulanmıştır. Her bir mini vidanın baş kısmı 0,6 mm yer değiştirinceye kadar deplasman verilmiştir. Cihaz 1 mm/dk hızla testi gerçekleştirmiştir.

Her 0,05 mm'de data alınmış ve mini vidanın gösterdiği kuvvet direnç değerleri okunmuştur. Mini vidaların bu kuvvete karşı göstermiş oldukları maksimum kuvvet direnci N(Newton) birimi ile kaydedilmiştir.



Resim 3-21: Zwick/Roell Z250 cihazı



Resim 3-22: Yatay kuvvet testinin Zwick/Roell Z250 cihazında kemik bloğuna yerleştirilmiş olan mini vidaya uygulanması

3.6. İstatiksel İncelemeler

Çalışmanın bulguları değerlendirilirken, istatistiksel analizler SPSS versiyon 25.0 programı yardımıyla gerçekleştirildi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi.

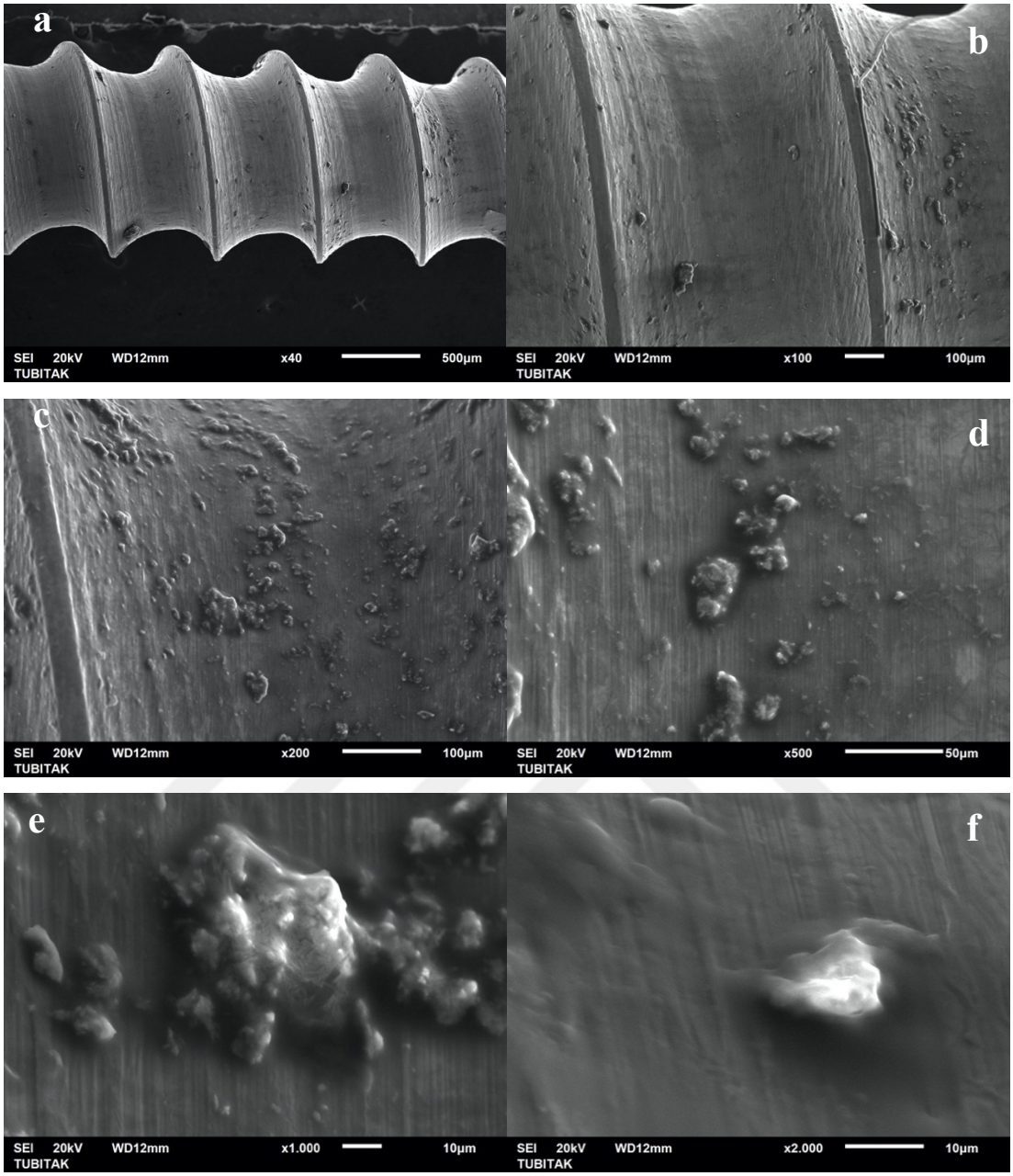
Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma değerler kullanıldı. Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4 arasında Maksimum Yerleştirme Torku, Maksimum Çıkarma Torku, Kuvvet Direnci, Ca^{+2} değerleri karşılaştırılırken Kruskal Wallis Testi kullanıldı. Bu karşılaştırmaların posthoc analizleri Mann Whitney U Testi kullanılarak yapıldı. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

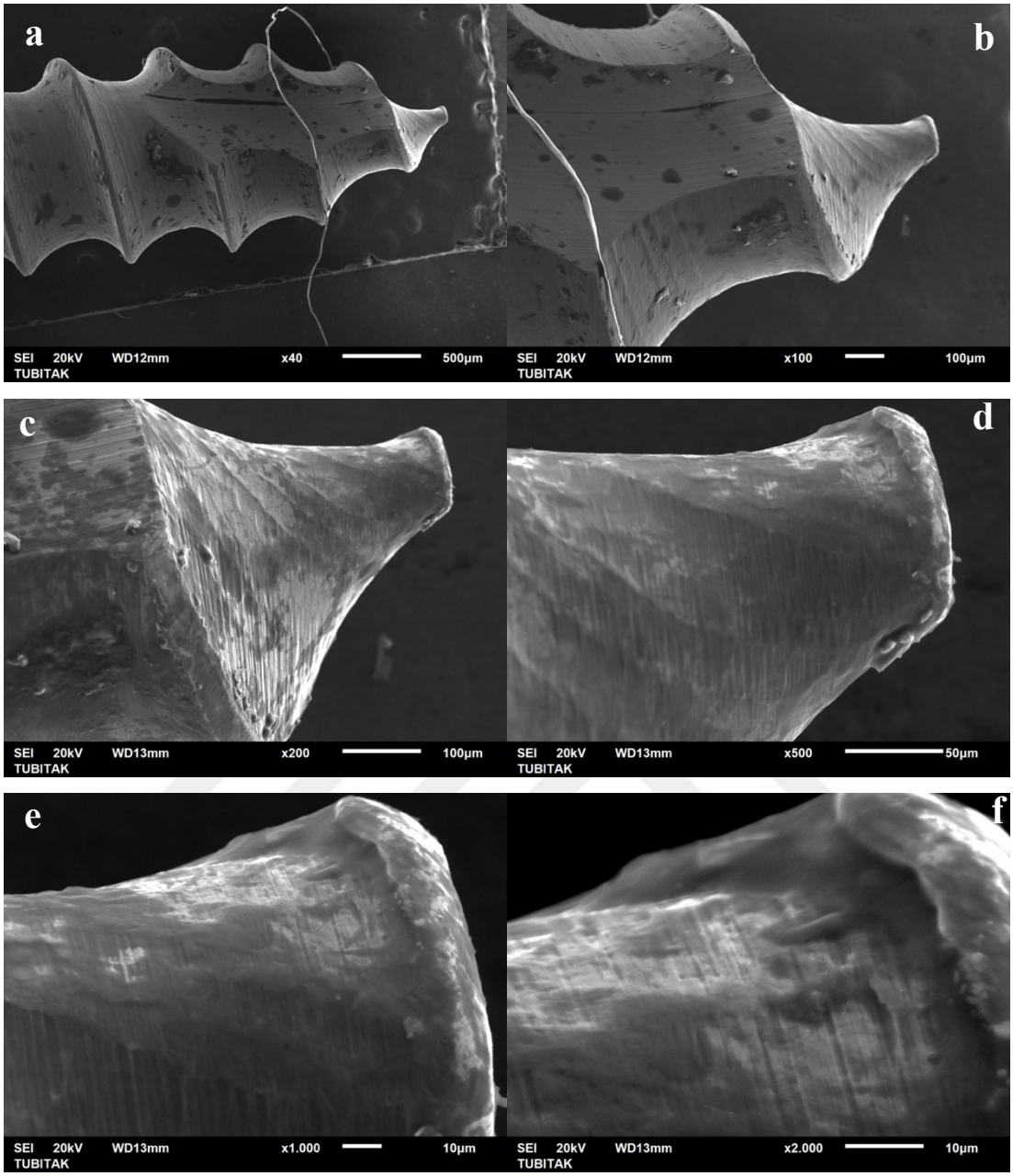
Çalışmamızda bulgular beş ana başlık halinde incelenmiştir.

4.1. Elektron Mikroskobu İncelemesi ile İlgili Bulgular

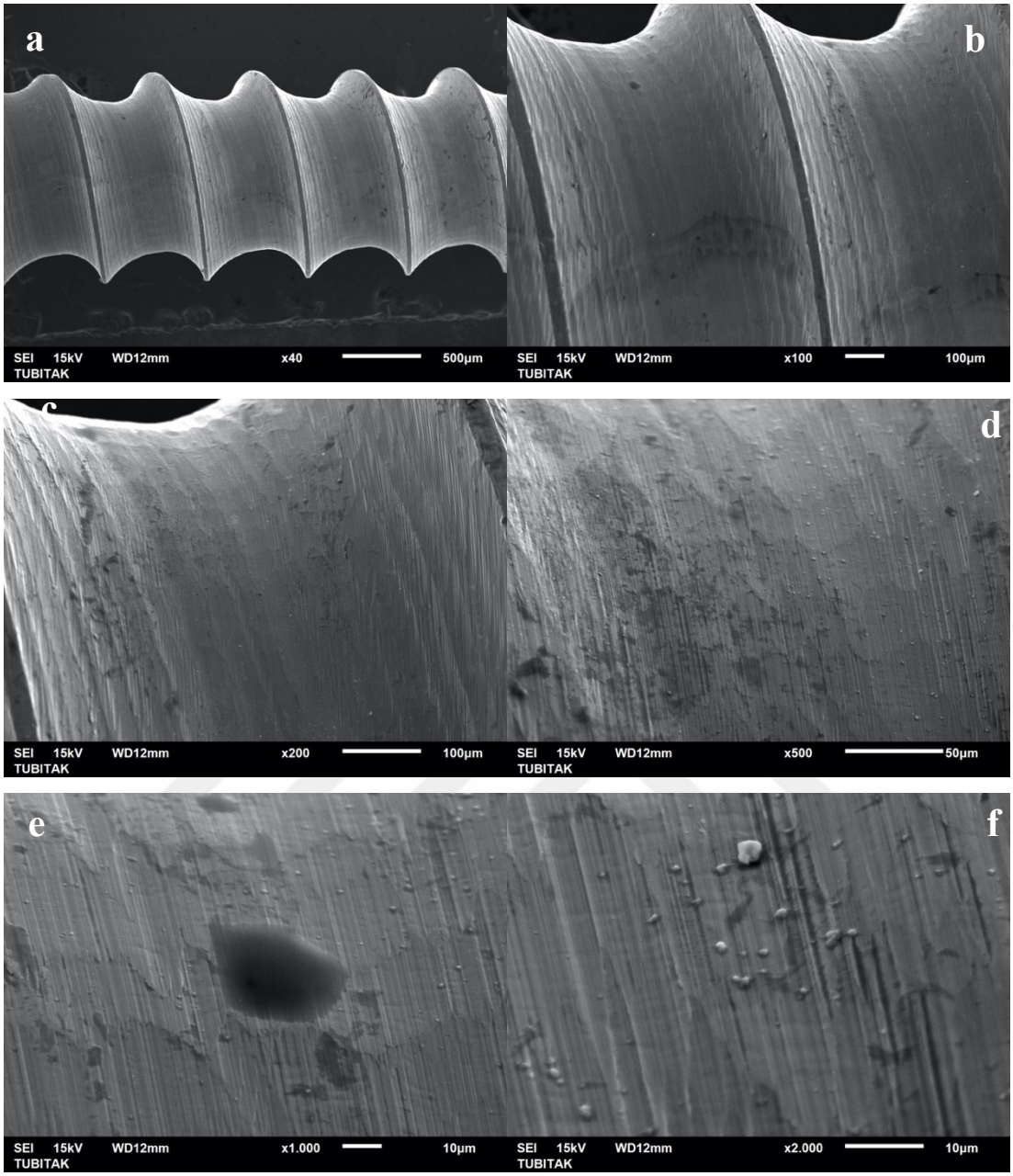
Resim 4-1, 4-3, 4-5, 4-7'de sırasıyla AG grubu, OG grubu, HG grubu ve Kg grubunda yer alan mini vidaların gövde kısımlarından alınan elektron mikroskonu görüntüleri verilmiştir. Resim 4-2, 4-4, 4-6, 4-8'de de sırasıyla AG grubu, OG grubu, HG grubu ve Kg grubunda yer alan mini vidaların uç bölgelerinden alınan elektron mikroskobu görüntüleri verilmiştir.



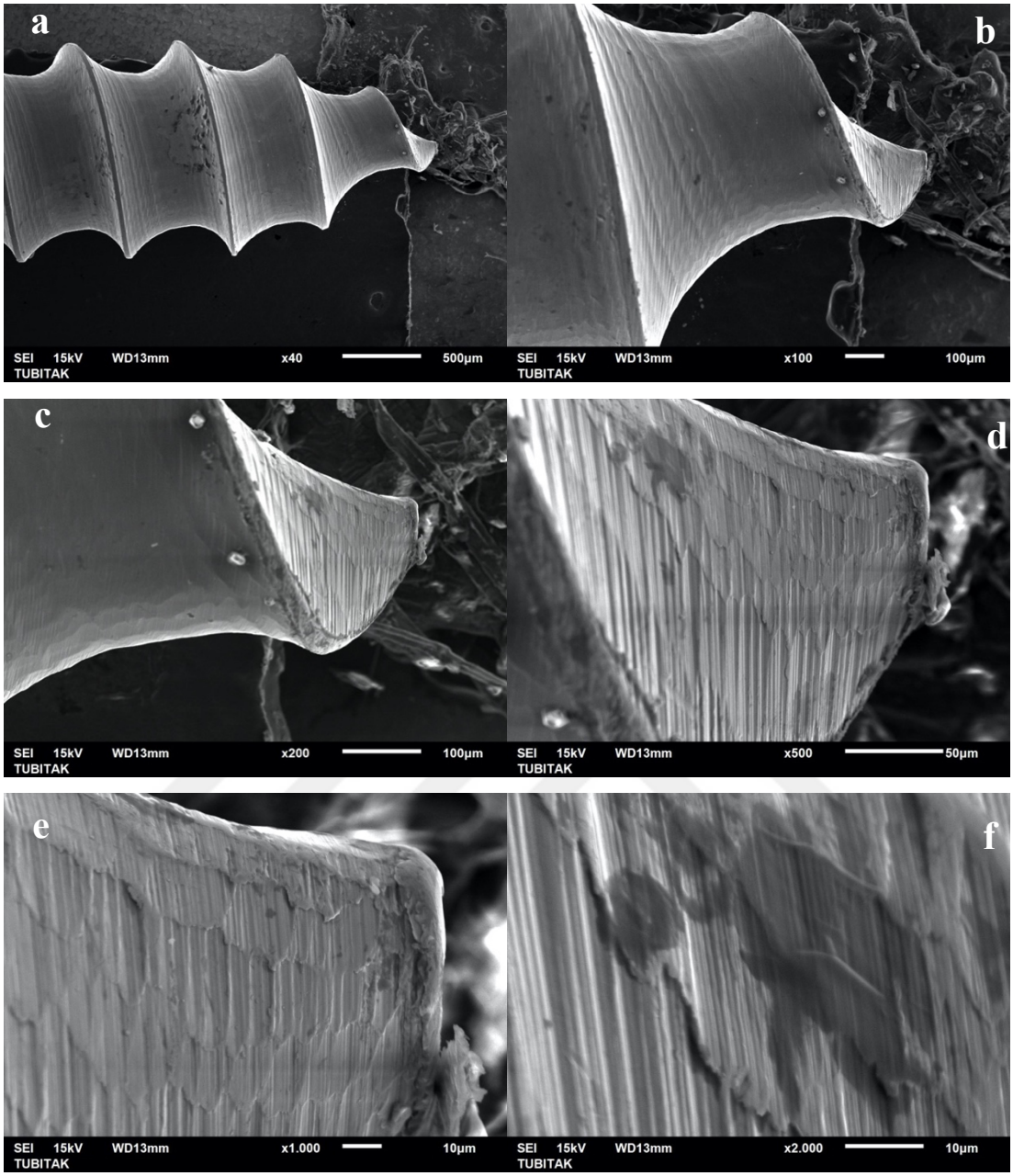
Resim 4-1: AG grup mini vidanın gövde yüzeyinde incelenen bölgenin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



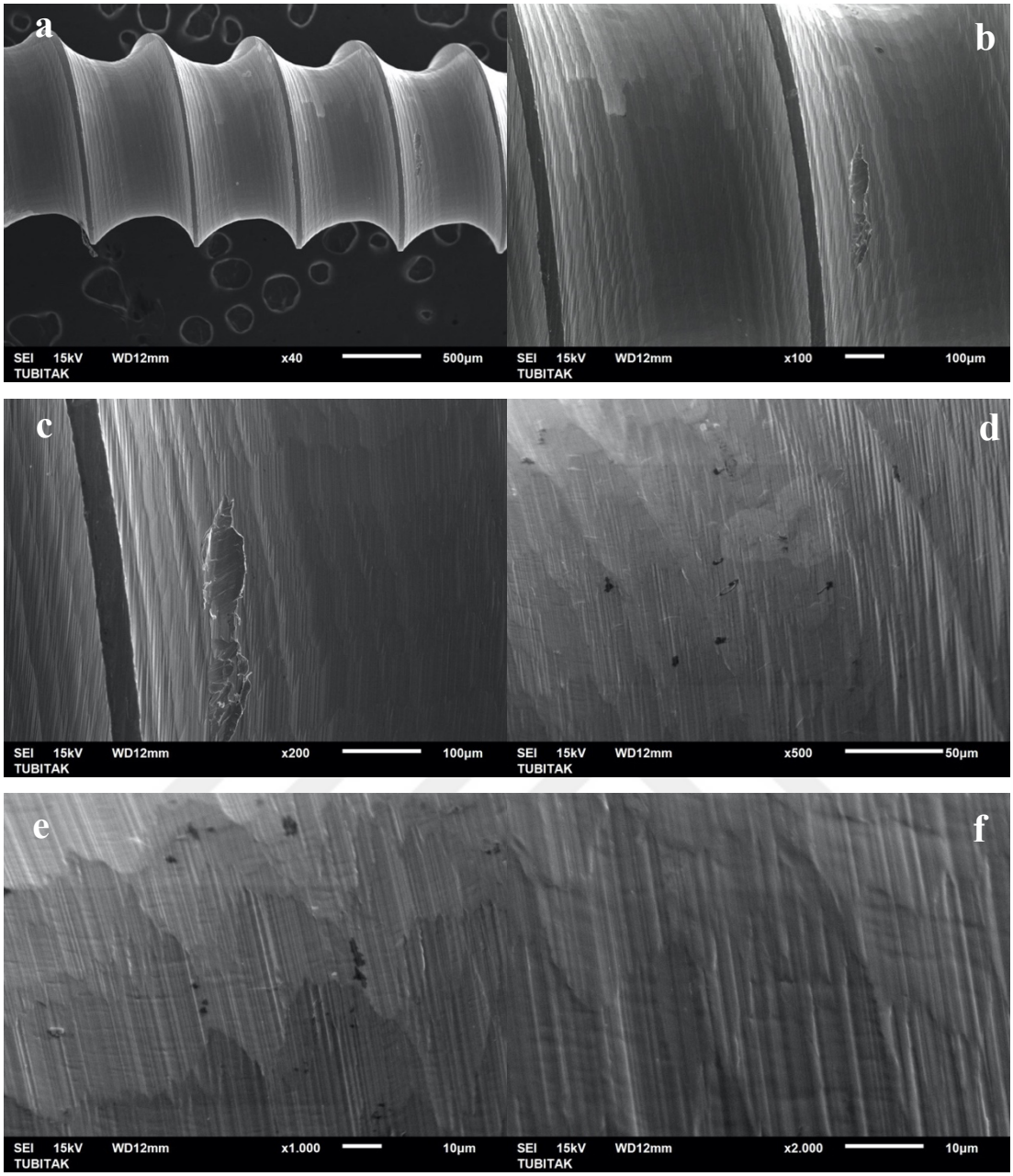
Resim 4-2: AG grubunda yer alan mini vidanın uç bölgesinin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



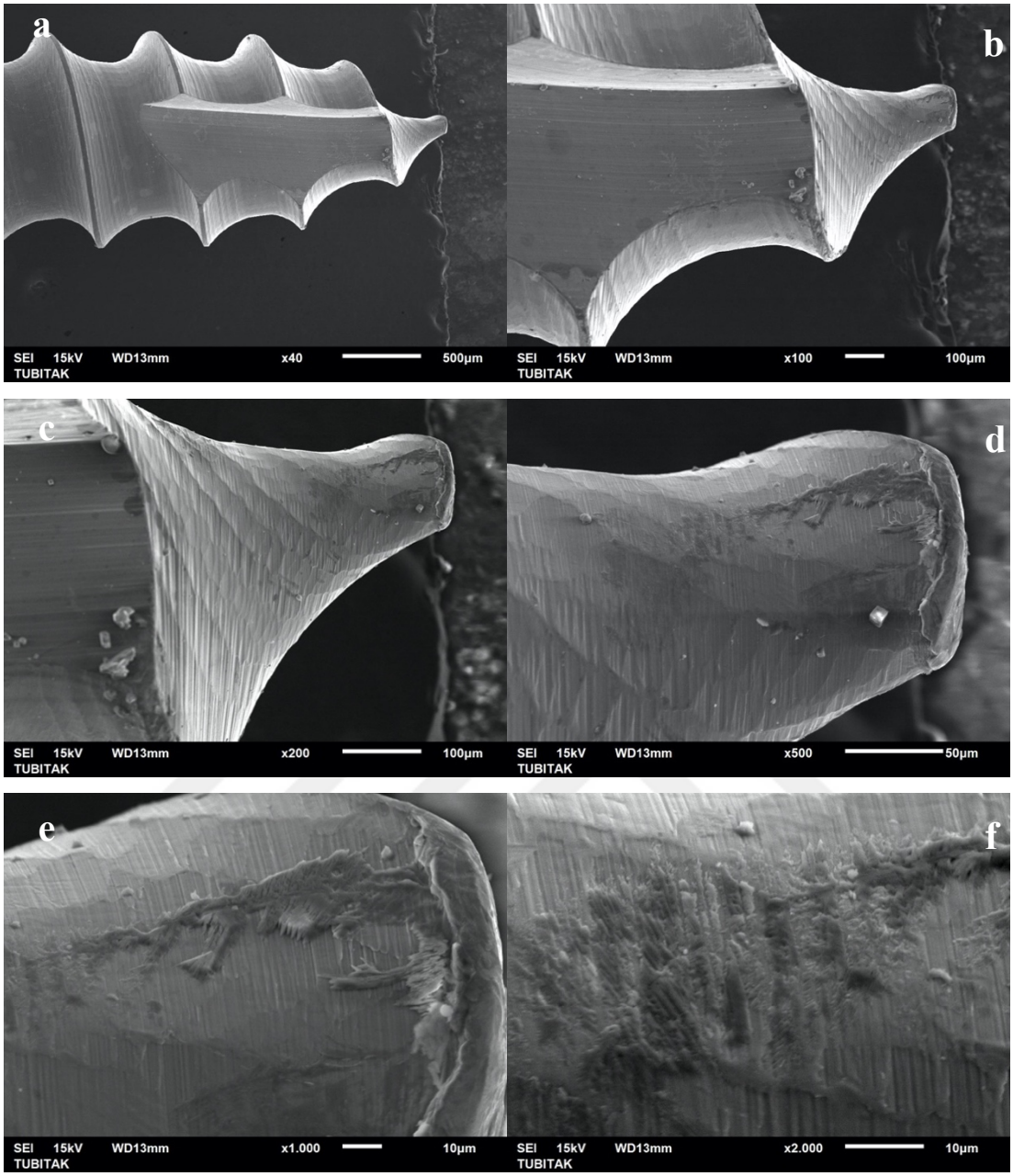
Resim 4-3: OG grubunda mini vida yüzeyinin (a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



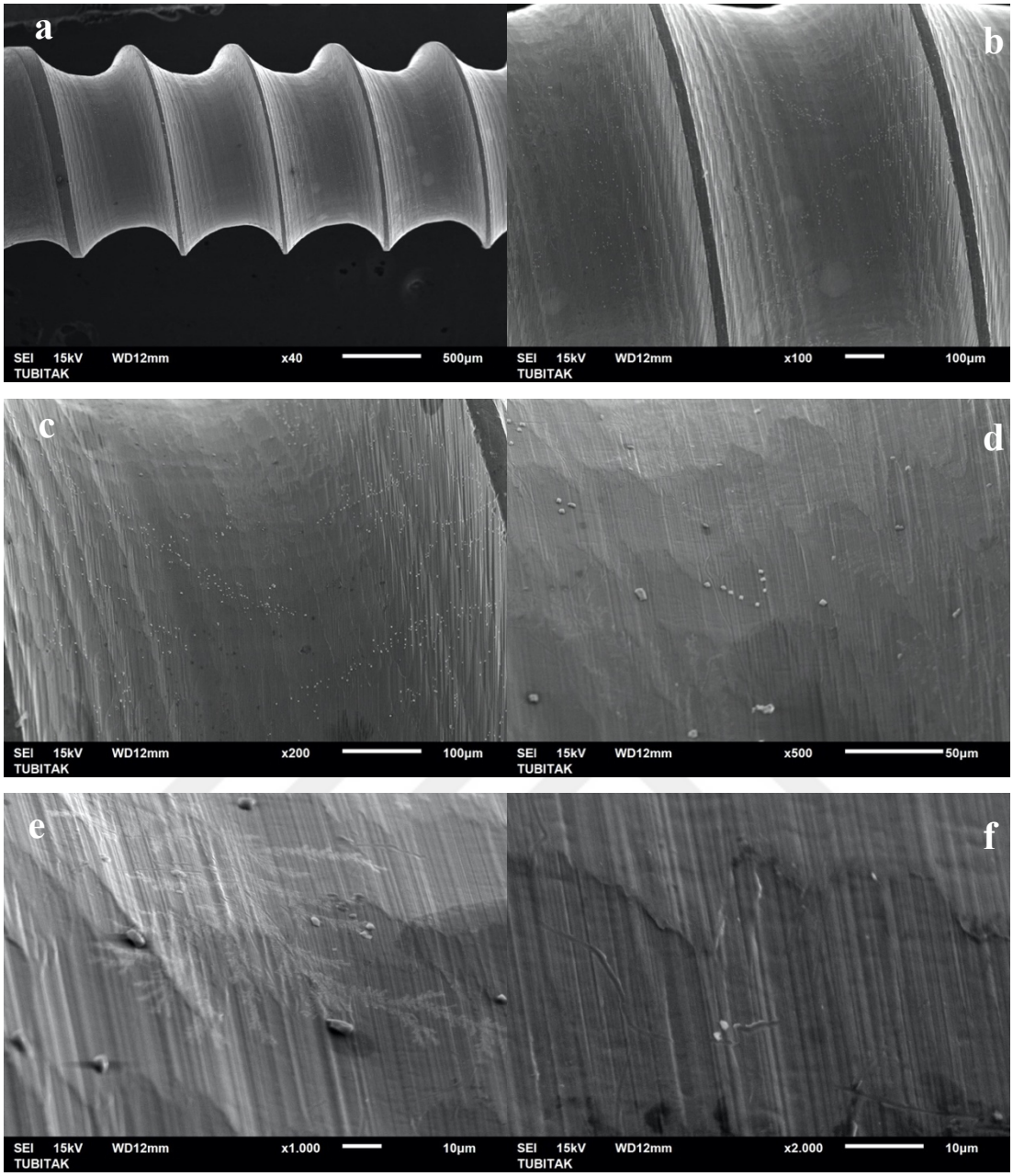
Resim 4-4: OG grubunda mini vidanın uç bölgesinin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



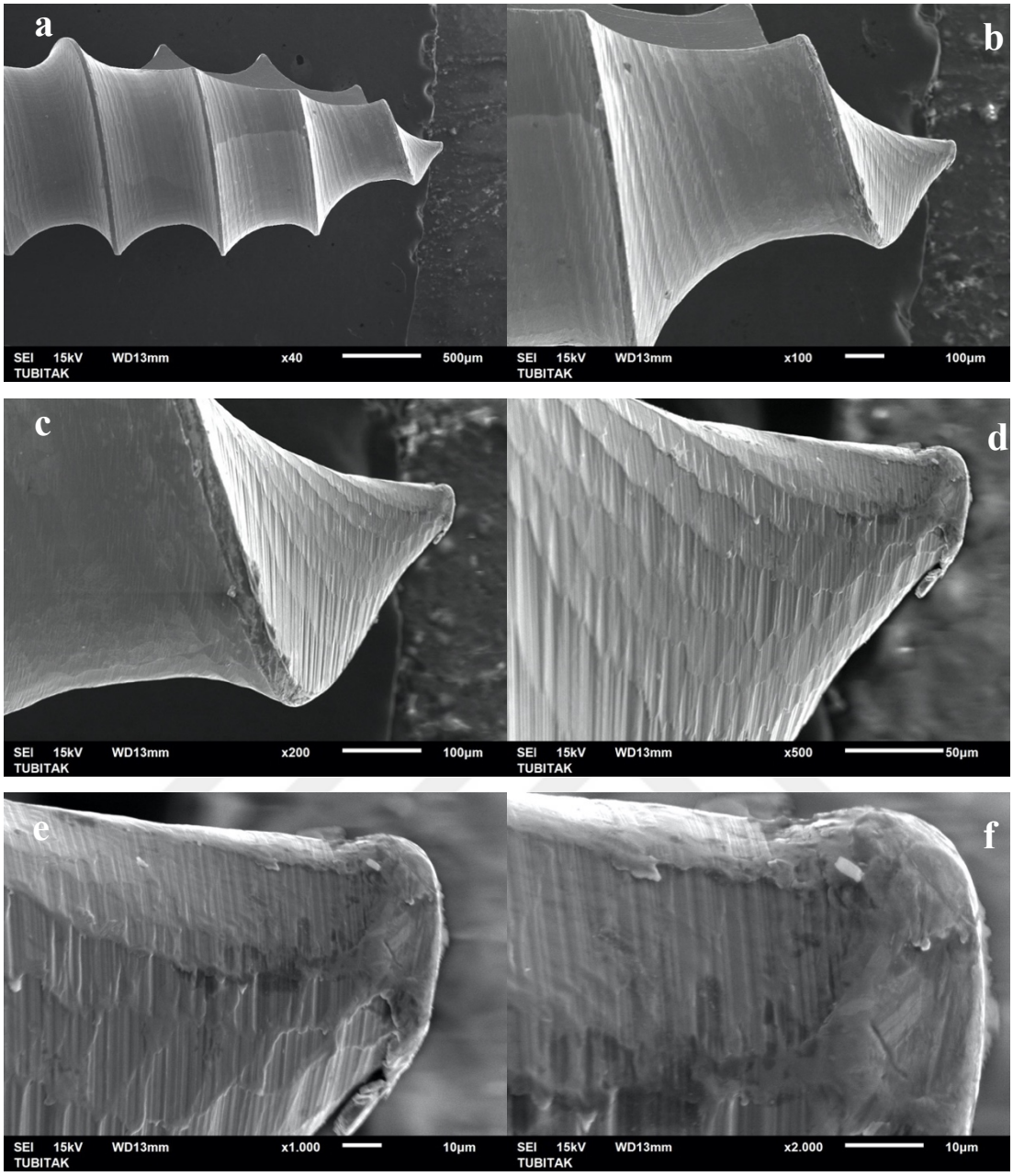
Resim 4-5: HG grubunda mini vida yüzeyinin (a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



Resim 4-6: HG grubunda mini vidanın uç bölgesinin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



Resim 4-7: KG grubunda mini vida yüzeyinin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri



Resim 4-8: KG grubunda mini vidanın uç bölgesinin a) 40x, (b) 100x, (c) 200x, (d) 500x, (e) 1000x ve (f) 2000x büyütmelerdeki görüntüleri

AG grubunda yer alan mini vidaların gövde kısımlarından alınan elektron mikroskobu görüntüleri değerlendirildiğinde 40x büyütmeden 2000x büyütmeye kadar gövde yüzeylerinde doku artıkları gözlenmektedir (Resim 4-1). Aynı zamanda gövde bölümündeki yivlerin sivri kenarlarında 40x, 100x ve 200x büyütmelerde aşınmalar görülmektedir. Gövdede bulunan yivler arası yüzeylerde 200x ve 500x büyütmelerde pürüzlenmeler ve az miktarda çatlaklar görülmektedir. Mini vidaların uç bölgelerinde

200x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde küntleşme şeklinde uç deformasyonu ve uca yakın bölgede bulunan yivin sivri kenarında aşınma gözlenmiştir (Resim 4-2).

OG grubunda yer alan mini vidaların gövde kısımlarından alınan elektron mikroskobu görüntülerine bakıldığında doku artıklarının uzaklaştırıldığı gözlenmiştir (Resim 4-3). 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde mini vida yüzeyinde kan ve benzeri doku artıklarından kalan siyah leke görüntüleri görülmektedir. Gövde kısmında bulunan yivlerin sivri kenarlarında 100x ve 200x büyütmelerde aşınmalar gözlenmiştir. Gövde kısımlarındaki yivler arası bölgeler, morfolojik değişikler açısından incelendiğinde 1000x ve 2000x büyütmede yüzey korozyonu bulunmaktadır. Mini vidaların uç bölgelerinde 200x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde küntleşme şeklinde uç deformasyonu uca yakın bölgede bulunan yivin sivri kenarında aşınma gözlenmiştir (Resim 4-4).

HG grubunda yer alan mini vidaların gövde kısımlarından alınan elektron mikroskobu görüntüleri değerlendirildiğinde doku artıklarının yüzeyden uzaklaştırıldığı görülmektedir (Resim 4-5). 500x ve 1000x büyütmelerde mini vida yüzeylerinde kan ve benzeri doku artıklarından kalan siyah leke görüntüleri görülmektedir. Gövde kısmındaki yivlerin sivri kenarlarında 100x ve 200x büyütmelerde aşınmalar gözlenmiştir. Gövde kısmındaki yivlerin arasında yer alan yüzeylerde 1000x büyütmede hafif miktarda korozyon gözlenmiştir. Mini vidaların uç bölgelerinde 200x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde küntleşme şeklinde uç deformasyonu ve uca yakın bölgede bulunan yivin sivri kenarında aşınma gözlenmiştir (Resim 4-6).

KG grubunda bulunan daha önce kullanılmamış ve herhangi bir temizleme prosedürü uygulanmamış olan mini vidalar kontrol grubunu oluşturmaktadır ve diğer grupların görüntülerinin karşılaştırılması amacıyla bu mini vidaların elektron mikroskobu görüntüleri kullanılmıştır (Resim 4-7, 4-8).

AG grubunda yer alan mini vida gövdelerinde kalan doku artıkları OG, HG ve KG grupları ile karşılaştırıldığında, gövdede seçilen kısmın görüntüsündeki doku kalıntıları diğer gruplara göre daha fazladır (Resim 4-1, 4-3, 4-5, 4-7). Kimyasal temizleme işlemine tabi tutulan OG ve HG gruplarındaki mini vidaların doku kalıntılarından arındığı gözlenmekte ve KG grubu ile karşılaştırıldığında benzer yüzey özelliği gösterdiği görülmektedir. Fakat OG ve HG grubundaki mini vidaların gövde yüzeylerinde KG grubundan farklı olarak 500x ve 1000x büyütmelerde kan ve benzeri doku artıkları olarak siyah leke görüntüleri gözlenmektedir (Resim 4-1, 4-3, 4-5, 4-7).

AG, OG ve HG gruplarında yer alan mini vida gövdelerindeki yivlerin sivri kenarlarında KG grubundan farklı olarak 100x ve 200x büyütmelerde aşınmalar tespit edilmiştir (Resim 4-1, 4-3, 4-5, 4-7). AG grubunda yer alan mini vidaların yivler arası bölgelerinden diğer gruplardan farklı olarak pürüzlenmeler ve hafif düzeyde çatlaklar görülmektedir. Daha önce uygulanmış olan ve ardından kimyasal temizleme işlemine tabi tutulan OG ve HG grubunda yer alan mini vidaların yüzeylerinde KG grubundan farklı olarak; OG grubunda daha fazla, HG grubunda ise minimum düzeyde korozyon gözlenmiştir (Resim 4-3, 4-5, 4-7). KG grubunda yer alan mini vidaların gövde yüzey özelliklerine en fazla benzerlik gösteren grup HG grubudur (Resim 4-5,4-7). AG grubunda daha fazla olmak üzere, OG ve HG gruplarındaki mini vidaların uca yakın yivin sivri kenarında morfolojik olarak aşınmalar görülmektedir (Resim 4-2, 4-4, 4-6).

Mini vidaların uç kısımlarındaki deformasyonlara bakıldığında; AG, OG ve HG gruplarında yer alan mini vidaların uç bölgelerinde KG grubu mini vidaların uç bölgelerinden farklı olarak, küntleşme benzeri uç deformasyon görüntüleri 200x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmelerde görülmektedir (Resim 4-2, 4-4, 4-6, 4-8).

4.2. EDS Analizleri ile İlgili Bulguları

Mini vidaların element yapısının Ti_6Al_4V şeklinde olması sebebiyle titanyum, alüminyum ve vanadyum elementleri tüm mini vida gruplarında gözlenmiştir. Mini vida yüzey yapısında bulunan doku kalıntılarının belirlenmesi için deney gruplarında bulunan mini vidaların gövde kısımlarında bulunan Ca^{+2} iyonunun gruplar arasında karşılaştırılması yapılmıştır.

Tablo 4-1: Ca+2 iyonunun gruplardaki ortalama değerleri ve grupların birbirleri ile istatistiksel anlamlıklıklarının karşılaştırılması

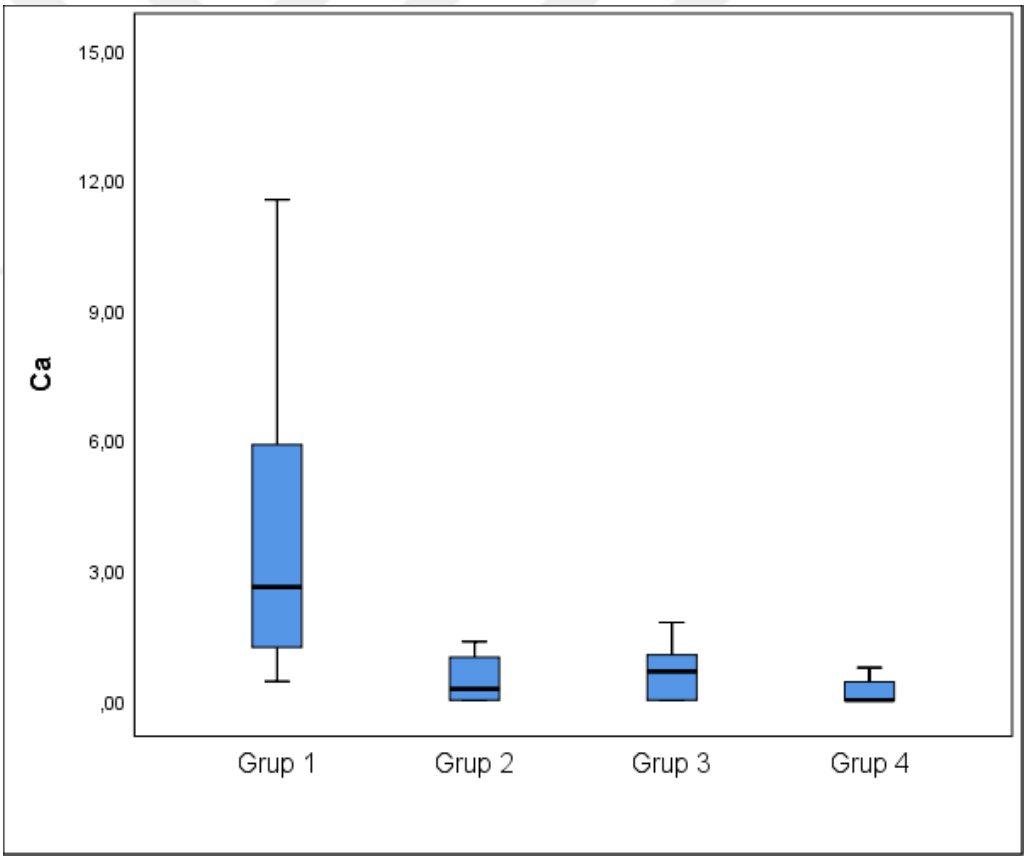
	AG	OG	HG	KG	K.-Wallis	Mann Whitney U					
						AG-OG	AG-HG	AG-KG	OG-HG	OG-KG	HG-KG
	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.							
Ca	6,23 ±9,15	0,49 ±0,55	0,63 ±0,63	0,29 ±0,55	*	**	**	*	ns	ns	ns

***Statistically significance at least less than 0.001; **Statistically significance at least less than 0.01; *Statistically significance at least less than 0.05; ns, statistically not significant.

Tablo 4-1'de yer alan Ca^{+2} iyonunun yüzdece oranlarına bakıldığında AG grubunun değeri % 6,23 ± 9,15, OG grubunun değeri % 0,49 ±0,55, HG grubunun değeri % 0,63 ± 0,63 ve KG grubunun değeri % 0,29 ± 0,55'tir.

Tablo 4-1'de yer alan Ca^{+2} iyonu oranlarına bakıldığında; AG'de yer alan mini vidaların yüzeylerinde bulunan Ca^{+2} iyonu değeri OG, HG ve KG'ye göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. OG, HG ve KG grupları arasında Ca^{+2} iyonu karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemektedir.

KG'nin Ca^{+2} iyonu değerine en benzer grup OG olmuştur ve HG'nin Ca^{+2} iyonu değeri bu iki gruba göre daha yüksektir. Ca^{+2} iyonu değerinin AG grubunda en yüksek olmasından ötürü AG'deki mini vida yüzeylerinde doku kalıntılarının istatistiksel olarak daha fazla olduğu anlışmaktadır.



Şekil 4-1: EDS analizi sonucu gruplardaki Ca+2 iyonu yoğunluğu

4.3. Maksimum Yerleştirme Torku Testleri Bulguları

Grupların maksimum yerleştirme torku (MYT) değerleri kaydedilmiş ve bu değerler gruplar arasında karşılaştırılmıştır.

Tablo 4-2: Çalışma gruplarının maksimum yerleştirme tork değerleri ortalamaları ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması

Maksimum Yerleştirme Torku	AG	OG	HG	KG	K.-Wallis	Mann Whitney U					
						AG-OG	AG-HG	AG-KG	OG-HG	OG-KG	HG-KG
	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.							
Max	20,95 ±2,08	27,36 ±2,07	24,26 ±2,30	24,15 ±2,63	**<0,001**	***	**	**	**	**	ns

***Statistically significance at least less than 0.001; **Statistically significance at least less than 0.01; *Statistically significance at least less than 0.05; ns, statistically not significant.

MYT bulgularına göre AG'nin MYT değeri ortalaması 20,95 ± 2,08 Ncm, OG'nin MYT değeri ortalaması 27,36 ± 2,07 Ncm, HG'nin MYT değeri ortalaması 24,26 ± 2,3 Ncm ve KG'nin MYT değeri ortalaması 24,15 ± 2,63 Ncm'dir. Buradan da görülebileceği gibi AG grubu diğer üç gruptan daha düşük MYT ortalama değerine sahiptir. Bu bulgu ile uyumlu olarak da grupların birbirleriyle karşılaştırılmasında istatistiksel olarak $p<0,001$ anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir. Bu karşılaştırmalara yönelik yapılan ileri istatistiksel çalışmalara bakıldığında AG grubu diğer üç gruba göre istatistiksel derecede düşük bulunmuştur.

Farklı kimyasal temizleme yöntemlerinin kullanıldığı OG ve HG gruplarına bakıldığında OG grubu hem HG grubundan hem de KG grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. HG ve KG grupları arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık görülmemiştir.

4.4. Maksimum Çıkarma Torku Testleri Bulguları

Gruplar arasında maksimum çıkarma torku (MÇT) değerleri kaydedilmiş ve bu değerler gruplar arasında karşılaştırılmıştır.

Tablo 4-3: Çalışma gruplarının maksimum çıkarma tork değerleri ortalamaları ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması

Maksimum Çıkarma Torku	AG	OG	HG	KG	K.-Wallis	Mann Whitney U					
						AG-OG	AG-HG	AG-KG	OG-HG	OG-KG	HG-KG
	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.							
Max	23,86 ±1,74	28,78 ±4,72	25,30 ±1,51	25,10 ±0,69	*	*	ns	*	ns	ns	ns

***Statistically significance at least less than 0.001; **Statistically significance at least less than 0.01; *Statistically significance at least less than 0.05; ns, statistically not significant.

MÇT bulgularına göre AG grubunun MÇT değeri ortalaması 23,86 ± 1,74 Ncm, OG'nin MÇT değeri ortalaması 28,78 ± 4,72 Ncm, HG'nin MÇT değeri ortalaması 25,3 ± 1,51 Ncm ve KG'nin MÇT değeri ortalaması 25,1 ± 0,69 Ncm'dir.

Bu değerlerden anlaşıldığı üzere MÇT ortalama değerlerinde AG grubu en düşük OG grubu en yüksek değere sahip olan gruptur. HG grubu, KG grubunun MÇT bulgularına en yakın değere sahip olan grup olmuştur. Bu bulgularla uyumlu olarak gruplar arası karşılaştırmada $p<0,05$ düzeyinde istatistiksel açıdan anlamlılık bulunmuştur. AG grubunun MÇT değeri OG ve KG grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük iken HG grubuna göre de düşük olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel açıdan anlamlı değildir.

Farklı kimyasal temizleme yöntemi uygulanan OG ve HG gruplarının MÇT ortalama değerleri kıyaslandığında gruplar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Aynı zamanda bu iki grubun MÇT ortalama değerleri ile KG grubu arasında da istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık yoktur.

4.5. Yatay Kuvvet Direnci Testleri ile İlgili Bulgular

Tüm gruplardaki mini vidalara yatay yönde 0,6 mm yer değiştirme sağlanana kadar kuvvet uygulanmış ve 0,6 mm'lik harekette gösterdikleri kuvvet dirençleri N (newton) cinsinden kaydedilmiştir. Bu direnç değerleri gruplar arasında karşılaştırılmıştır.

Tablo 4-4: Grupların uygulanan yatay kuvvete karşı gösterdikleri direnç değerleri ve grupların birbirleriyle istatistiksel anlamlılıklarının karşılaştırılması

Kuvvet	AG	OG	HG	KG	K.-Wallis
	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.	Ort s.s.	
F-0,6mm-N	135,84 ±54,03	140,23 ±41,96	143,50 ±30,10	138,44 ±45,81	ns

***Statistically significance at least less than 0.001; **Statistically significance at least less than 0.01; *Statistically significance at least less than 0.05; ns, statistically not significant.

Yatay kuvvet direnci bulgularına göre AG grubunun ortalama değeri 135,84 ± 54,03 N, OG grubunun ortalama değeri 140,23 ± 41,96 N, HG grubunun ortalama değeri 143,5 ± 30,1 N ve KG grubunun ortalama değeri 138,44 ± 45,81 N'dir.

Grupların 0,6 mm'deki yatay kuvvet direnci değerleri birbirlerine yakın değerler olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Ortodontide ankraj; istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Ortodontik tedavilerde ankraj vakalara özgü olarak ayarlanır ve tedavinin etkinliği açısından kritik bir öneme sahiptir (23,24). İstenen ankraj genel olarak; uygulanan ortodontik kuvvete karşı direnç göstermeli, ankraj unsurunun uygulaması ve çıkarılması kolay olmalı, hasta açısından konforlu ve maliyet açısından uygun olmalıdır (25). Ortodontide kullanılan geleneksel ankraj aygıtları ağız içi ve ağız dışı ankraj aygıtları olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Bu aygıtlar mutlak bir ankraj sağlayamamaktadır. Aynı zamanda ağız dışı aygıtlar hasta kooperasyonuna bağlı olmaları ve genellikle hastanın konforunu olumsuz yönde etkileyerek hastanın yaşam kalitesinin düşmesi gibi dezavantajlara sahiptirler (26). Hastalar üzerindeki bu olumsuz etkilerin ortadan kaldırılması, hasta kooperasyonuna bağlı ankraj uygulamasının zorluğu ve istenmeyen diş hareketinin tamamen önüne geçilmesi amacıyla iskeletsel ankraj apareyleri ortodontideki yerini almış ve günümüzde klinik uygulamada geleneksel ankraj aygıtlarına göre daha fazla tercih edilir olmuştur. Geçici iskeletsel ankraj aygıtları olan mini vidaların; biyouyumlu olması, ağız içinde birçok bölgeye kolayca uygulanabilir olması, yerleştirildikten hemen sonra yükleme yapılabilmesi ve ankraj ihtiyacı ortadan kalktıktan sonra çıkarılması gibi avantajları bulunmaktadır (28,47).

Mini vidanın başarısı temel olarak primer stabilitesi ile ilişkilendirilir ve primer stabilite; mini vidanın yerleştirilmesinden sonraki mekanik kilitlenme olarak açıklanır (54,55). Primer stabilite mini vidanın çapı, boyu, şekli, yiv yapısı, uygulandığı bölgedeki kemik yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı, yerleştirilme açısı, uygulama yöntemi gibi birçok faktörden etkilenmektedir (56,62,63,66,76,78,96,232). Mini vidaların klinik uygulamasında başarı oranının %90 olduğu rapor edilmiştir (233). Mini vidanın erken dönemdeki başarısızlık oranının %5 ila %15 olduğu yapılan çalışmalar tarafından bildirilmiştir (47,48,234,235). Mini vidalar erken dönemde başarısız olabilmekte, tedavide ihtiyaca göre yer değiştirilmesi amacıyla tekrar yerleştirilmekte veya yeniden konumlandırılması gerekebilmektedir. Bu durumda önemli olan yeniden kullanım açısından mini vidaların mekanik ve biyolojik yapısının korunabilmesidir (13,14,17,221). İnvaziv medikal bir ekipman olan mini vidaların bir kez kullanıldıktan sonra başka bir hastada tekrar kullanımı etik bir problem yaratmaktadır. Fakat daha önce uygulanan ve primer stabilite açısından başarısız olan veya uygulama bölgesindeki anatomik

sınırlamalar sebebiyle aynı hastada herhangi başka bir alana tekrar yerleştirilmesi gereken mini vidaların yeniden uygulanması durumu oluşabilmektedir (18). Bu yüzden mini vidaların klinik uygulamada tercih edilmesinin artmasıyla beraber tekrar kullanımı konusunun değerlendirilmesi gerekliliği önemli bir konu halini almıştır. Bu çalışmada da yeniden kullanılacak olan mini vidaların yeniden kullanıma hazırlığında kullanılmamış mini vidalara benzer mekanik ve yüzey özelliği göstermesi için yeni ve özgün bir kimyasal temizleme yöntemi oluşturulmuştur. Yapılan deneysel çalışmanın tüm adımlarında standardizasyon sağlanarak olabilecek hata payı minimuma indirilmiştir.

Özellikle son yıllarda medikal ekipmanların yeniden kullanımı konusuna artan ilgi diş hekimliği alanlarında da gündeme gelmiştir. Çevre dostu bir yaklaşım olarak 'Yeşil Diş Hekimliği' daha önce kullanılan materyal ve malzemelerin tekrar kullanıma yönelik bir bakış açısı kazandırmıştır (2,3). Diş hekimliğindeki bu yaklaşım anlayışı ile beraber birçok materyal ve malzemenin geri dönüştürülmesi ve yeniden kullanılması birçok alanda olduğu gibi ortodontide de önemli bir konu haline gelmiştir. Daha önce kullanılmış olan bant, braket, ark teli gibi ortodontik materyallerin yeniden kullanımana yönelik yapılan araştırmalar mevcuttur (213). Aynı şekilde yüksek teknoloji ürünü olan mini vidaların tekrar kullanımı konusu da birçok araştırmacının ilgi odağı haline gelmiştir. Mini vidaların yeniden kullanımına yönelik yapılan çalışmalara bakıldığında hem mini vidanın mekanik özellikleri değerlendirilmiş hem de yüzey özelliklerinde oluşan değişiklikler incelenmiştir. Yeniden kullanıma hazırlanan mini vidaların mekanik ve yüzey özelliklerinde aranan kriter daha önce kullanılmamış olan mini vidalara benzerlik olmuştur (15–19). Mini vidaların yeniden kullanımının 'Yeşil Diş Hekimliği' yaklaşımına uygun bir klinik uygulama olması göz önünde bulundurularak, bu konu son yıllarda gündeme gelmiş olup bu alanda yapılan çalışmaların sınırlı olması sebebiyle daha fazla çalışma gerekliliği mevcuttur.

Mini vidanın yeniden kullanımına yönelik yapılan çalışmalar, mini vida yüzeyinde ilk kullanımdan sonra kalan doku kalıntılarının sterilizasyon işlemi öncesi giderilmesi gerektiğini söylemektedir. Bu temizleme işlemlerinin yeniden kullanım için hazırlanan mini vidanın yüzey ve mekanik özelliklerini nasıl etkilediği merak konusu olmuş ve çalışmalar bu açıdan mini vidaları değerlenmiştir (12,15–17). Fırçalama, kumlama ve ultrasonik temizleme gibi yöntemler mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarının uzaklaştırılmasını sağlayan mekanik temizleme yöntemleridir. Fakat mini

vida yüzeyindeki doku kalıntılarının uzaklaştırılması esnasında mini vida yüzeyinde aşınmalar oluşturabilme olasılığından ötürü daha agresif yöntemler olarak değerlendirilmektedir. Özellikle kumlama ile yapılan mekanik temizliğin mini vidanın materyal ağırlığında herhangi bir kayıp olup olmadığını araştıran çalışmada (17) ultrasonik temizleme ve kumlama işlemleri farklı gruplarda uygulanmış ve materyal kaybı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında; mini vida yüzeyinde doku kalıntılarının uzaklaştırılması için yapılan kumlama işlemi ile beraber mini vidanın metal materyal ağırlığında da kayıp olduğu belirlenmiştir. Mekanik temizlemenin yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların materyaline verebileceği zarar sebebiyle farklı bir temizleme yöntemi ihtiyacı oluşmuştur. Bu çalışmalarda mekanik temizleme yöntemlerinde bazı dezavantajların olması bu konunun geliştirilmesi ve alternatif temizleme yöntemlerinin gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanmasında mekanik temizleme prosedürlerine alternatif olarak bir kimyasal temizleme yöntemi sunmak amacıyla Noorollahain ve ark. tarafından yapılan araştırmada, mini vida yüzeyinde bulunan doku kalıntılarının kimyasal temizleme ile giderilebileceğini belirtilmiştir. Bu yöntemde mini vidaların üzerinde bulunan doku kalıntılarının organik ve inorganik dokulardan oluştuğu ve bu dokuların çözülerek mini vida yüzeyinden uzaklaştırılmasının sağlanabileceği belirtilmektedir. Klinik uygulamada inorganik doku kalıntılarının uzaklaştırılması için %37'lik ortofosforik asit, organik doku kalıntılarının uzaklaştırılması için de %5,25'lik NaOCl'nin ayrı ayrı uygulanması ile ortalama 45 dakika süren bir temizleme süreci gerekmektedir. Kimyasal temizleme gören mini vidalar hem mekanik hem de yüzey özellikleri bakımından incelemiş ve yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların daha önce kullanılmamış mini vidalara benzer sonuçlar verdiği belirtilmiş ve mini vidaların tekrar kullanımı tavsiye edilmiştir (15). Literatüre önemli bir katkı sağlayan bu çalışma farklı çalışmalarda da kimyasal temizleme prosedürü olarak kullanılmıştır (12,236). Bu kimyasal temizleme yöntemi her ne kadar kabul edilmiş olsa da klinik uygulamada beş basamaktan oluşmaktadır ve hekim ve hastanın klinikte geçirmesi gereken zamanın artması sonucu seans süresi uzamaktadır. Aynı zamanda mekanik temizlemenin mini vida materyaline zarar veriyor olması, daha önce farklı bir kimyasal temizleme metodunun olmaması hekimleri tek bir kimyasal temizleme yöntemi uygulamaya zorunlu hale getirmektedir. Bu yüzden hekim ve hasta açısından klinik süreyi avantaja çevirecek ve

mini vidaların materyal özelliklerine zarar vermeyecek farklı bir kimyasal temizleme metodu ihtiyacı mevcuttur.

Etidronik asit (HEDP), endodonti uygulamalarında kanal içinde doku çözücü bir irrigasyon ajanı olarak kullanılan ve aynı zamanda NaOCl ile beraber kullanımda antimikrobiyal etkiyi artıran bir şelatör olması sebebiyle bu çalışmada geliştirilen kimyasal temizleme yönteminin etken maddesi olarak tasarlanmıştır (224,226,227,229). Hem etidronik asidin endodontide kullanılması sebebiyle klinikte kolayca ulaşılabilir olması hem de irrigasyonda kullanım özelliklerinden faydalanılarak, NaOCl ile beraber kullanımının yeniden kullanılacak olan mini vidaların üzerindeki doku artıklarının giderilmesinde etkili olacağı düşünülmüştür. Çalışmamızın amacı, herhangi bir sebepten ötürü tekrar kullanımının gerekli olması durumunda mini vidaların mekanik ve yüzey özelliklerini koruyan, yüzeyinde kalan doku artıklarının uzaklaştırılmasında etkili olan, klinik uygulama kolaylığına sahip, maliyet açısından ekonomik, hekim ve hastanın klinikte geçireceği süreyi azaltan HEDP + NaOCl karşımının kullanıldığı yeni bir kimyasal temizleme yöntemi sunarak mini vidaların yeniden kullanımına yönelik ortodonti literatürüne katkı sağlamaktır. Aynı zamanda mini vidaların yeniden kullanımının uygunluğunu değerlendirip çevre dostu bir diş hekimliği algısını ortodontik tedavi rutininde geliştirmektir.

Mini vidalara şekil açısından bakıldığında çalışmalar genel olarak konik şekle sahip mini vidaların daha iyi primer stabilite gösterdikleri söylemektedirler (56,66,87,197). Fakat silindirik şekle sahip mini vidaların mekanik özellikler bakımından daha iyi olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (70). Konik mini vidaların boyun kısmına doğru genişlemesi fazla ve yoğun kortikal kemik kalınlığının olduğu durumlarda tork değerlerinde artış yaratabilmesinden ötürü mini vida uygulamasında başarısızlığa sebep olabilmektedir (48). Biz de çalışmamızda klinikte sıklıkla kullandığımız konik şekilli mini vidaları tercih ettik.

Dental implantların yapısı; titanyumun anti alerjik ve biyouyumlu bir materyal olması, korozyona karşı dirençli olması ve elastik modülünün düşük olması sebebiyle saf titanyumdan oluşmaktadır (237). Fakat mini vidaların yapısı ise; paslanmaz çelik, saf titanyum (Ti) veya titanyum alaşımıdır (Ti_6Al_4V) (69). Saf halde bulunan titanyumun kırılgan bir yapıda olması en büyük dezavantajıdır. Titanyum alaşımından oluşan mini vidalarda bu kırılgan yapı daha düşüktür. Çünkü titanyum alaşımı sayesinde materyalin

sertliği ve bu sayede de direnci artmaktadır (20,237). Biz de çalışmamızda maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku ve kuvvet direnci testleri uygulayacağımız için mini vidaların kırılma riskini en aza indirmek amacıyla titanyum alaşımından üretilen mini vidaları tercih ettik.

Günümüze kadar ortodonti literatüründe yapılan mini vida çalışmalarında, kullanılan kemik modellerine bakıldığında köpek maksilla, mandibula ve kaval kemikleri (12,155,166,238), tavşan nazal kemiği (239), domuz kalça kemiği (17,18,67,191), sığır kalça kemiği ve femur kemiği (240,241) gibi hayvan kemikleri, yapay kemikler (16,17,208) ve insan kadavra kemikleri (85,97,167,178,242) kullanılmıştır. Yaptığımız çalışmada ise mini vidaların yerleştirilmesi için kullandığımız kemik modelleri sığır kalça kemiğinden elde edilmiştir. Kullandığımız sığır kalça kemiklerinin kortikal kemik kalınlıkları ortalama 1-2 mm olarak ölçülmüştür ve bu değerler mandibula ve maksillanın kortikal kemik kalınlıkları ile benzerdir (113,133). Çalışmamızda sığır kalça kemikleri 1x1x2,2 cm boyutlarında parçalara ayrılarak akrilik blokların içine yerleştirilmiştir. Bu sayede hazırlanmış deney düzeneklerinde kemik blokları sabitlenmiş ve test cihazları tarafından kuvvet uygulama kolaylığı sağlanmıştır.

Yapılan benzer çalışmalara bakıldığında kortikal kemik kalınlığının ölçülmesinde farklı yöntemler kullanılmıştır. Kadavra kemiklerinin kullanıldığı mini vida çalışmalarının birkaçında kortikal kemik kalınlığının ölçülmesinde hassas uçlu kaliper ile ölçüm yapılmıştır (84,85). Hayvan kemiklerinin kullanıldığı başka bir çalışmada da kortikal kemik kalınlığı ölçümü yine hassas uçlu kaliper ile yapılmıştır (128). Aynı zamanda kortikal kemik kalınlığının ölçülmesinde diğer bir yöntem olan bilgisayarlı tomografi ile de ölçüm yapan farklı çalışmalar mevcuttur (129,133,243). Biz de çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı ölçümünü yaparken güvenilirliği daha önceden kabul edilmiş olan hassas uçlu bir kaliper ile ölçüm yapmayı tercih ettik. Tüm ölçümler diğer çalışmalarda da olduğu gibi aynı kişi tarafından iki kez tekrarlanıp kaydedildi. İki ölçüm değerinin ortalaması alınarak sığır kalça kemiklerinin kortikal kemik kalınlığı belirlendi.

Mini vida yerleştirilme yöntemlerinden rehber delik açarak yerleştirme yöntemi; rehber frezin uygulama esnasında komşu diş köklerine temas etmesi, aşırı ısı oluşturmaya bağlı olarak kemikte hasar oluşturması ve frezin kırılması gibi dezavantajlara sahiptir (136,154). Self-drilling yöntemde ise mini vida yerleştirilmesi daha yavaş ve kontrollü

olduğu için komşu dişte oluşabilecek kök hasarı riski daha azdır ve ısı artışına bağlı kemik hasarı oluşmamaktadır. Fakat self-drilling yöntemin dezavantajı da kalın kortikal kemik bulunan bölgelere uygulandığında mini vida kırılması riskidir (154). Ayrıca yapılan bir çok çalışma self-drilling yöntem ile yerleştirilen mini vidaların stabilitelerinin rehber delik açılarak yerleştirilen mini vidalara kıyasla daha iyi olduğunu belirtmektedir (155,157,161). Hem self-drilling yöntem ile daha iyi bir mini vida stabilitesi elde edilmesi hem de klinik uygulamada sıklıkla tercih ettiğimiz bir yöntem olması sebebiyle biz de çalışmamızda self-drilling yöntem tercih ettik. Mini vidaların self-drilling yöntem ile yerleştirilmesinde herhangi bir mini vida kırılması da oluşmamıştır.

Yapılan çalışmalarda kortikal kemik ile teması artırmak için eğimli bir şekilde yerleştirilen mini vidaların daha yüksek stabiliteye sahip oldukları belirtilmiştir (244). Yapılan bazı çalışmalar ise tam tersi görüş belirtmektedir. Eğimli bir şekilde uygulanan mini vidaların, kemik yüzeyi ile kuvvetin uygulama noktası arasında kalan mesafenin artmasından dolayı oluşan momentin arttığı ve stabiliteyi olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir (167). Biz de çalışmamızda mini vidanın uygulama açısının etkilerini araştırmadığımız için tüm gruplar arasında standardizasyon oluşturmak için, tüm mini vidaları kemik bloklarına 90°'lik açı ile uyguladık.

Günümüze kadar yapılan çalışmalarda primer stabilitenin değerlendirilmesi için birbirinden farklı yöntemler kullanılmıştır. Bunlar; periotest cihazı, radyolojik incelemeler, maksimum yerleştirme - çıkarma torkları, perküsyon testi, kuvvet direnci testleri gibi yöntemlerdir (245). Yapılan çalışmalar perküsyon testi, radyolojik inceleme ve periotestin yeterince güvenilir olmadıklarını göstermiştir (79,246). Maksimum yerleştirme torku mini vidanın mekanik tutunmasının göstergesi olarak kabul edilmektedir ve birçok çalışma tarafından kullanılan bir yöntemdir (62,63,126,128). Bazı araştırmacılar ise maksimum çıkarma torkunun primer stabilitenin değerlendirilmesi için daha iyi bir yöntem olduğunu belirtmektedirler (85,193). Bazı araştırmacılar da maksimum yerleştirme ve çıkarma torkları arasındaki farkın az olmasının mini vidanın mekanik açıdan daha iyi stabilite gösterdiğini belirtmişlerdir (247). Maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku ve kuvvet direnci testleri mini vida stabilitesini değerlendirmek amacıyla yapılan birçok çalışma tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (12,15,16,208,236). Çalışmamızda vidaların tekrar kullanımındaki stabilitelerini değerlendiren mekanik parametreler olarak; standardize edilerek uygulanan

maksimum yerleştirme torku, maksimum çıkarma torku ve yatay kuvvet direnci testi ölçümleriyle değerlendirilmiştir.

Yatay kuvvet direnci testinde mini vida başının 0,6 mm yer değişimi sağlanana kadar kuvvet uygulanmış her 0,05 mm'deki kuvvet direnci N birimi ile kaydedilmiştir. Mini vidanın klinik şartlarda yükleme sonrasında 0,6 mm yer değiştirmesi hareketli hale gelmesine neden olduğu için ve başarısızlık olarak değerlendirildiği için 0,6 mm'lik yer değiştirme seçilmiş ve uygulanmıştır. Yapılan daha önceki çalışmalarda da mini vidanın stabilitesinin değerlendirilmesinde 0,6 mm'lik yer değiştirme kuvvet direnci testlerinde kullanılmıştır (16,85,242).

Mini vidaların yüzey özelliklerinin incelendiği çalışmalarda ışık mikroskopları ve taramalı elektron mikroskopları kullanılmaktadır (186,248–250). Taramalı elektron mikroskoplarının avantajı, ışık mikroskoplarına göre daha yüksek büyütmelerde inceleme yapabilmesidir. Aynı zamanda taramalı elektron mikroskobuna bağlı olan EDS analizi ünitesi ile incelenen materyalin elementel kompozisyonu da değerlendirilebilmektedir. Mini vidaların yeniden kullanımını değerlendiren birçok çalışmada da mini vidaların yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu ve EDS analizi yapılmıştır (12,16,18–20,208). Çalışmamızda mini vidaların yeniden kullanım için hazırlanması aşamasında uygulanan farklı kimyasal temizleme yöntemlerinin mini vida yüzeyinde oluşturduğu değişiklikleri inceleyebilmek adına taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi yapılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu ile hem mini vida gövdesi hem de uç bölümleri incelenerek meydana gelen yüzey değişiklikleri görüntülenmiştir. Aynı zamanda yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların yüzeylerinde kalan doku kalıntılarının incelenebilmesi için EDS analizi gerçekleştirilmiştir.

5.1. Bulguların Tartışılması

5.1.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda bulunan gruplardaki mini vidaların yüzey değerlendirilmesine doku artıklarının birikimi açısından bakıldığında AG grubunda bulunan mini vidaların gövde yüzeylerinde 40x büyütmeden 2000x büyütmeye kadar doku artıkları net bir şekilde gözlenmektedir. Bu bulgu AG grubunda uygulanan hava – su spreyi ile temizleme işleminin mini vidaların yüzeylerindeki doku artıklarının uzaklaştırılmasında etkili bir yöntem olmadığını göstermektedir. Aynı zamanda bu veriler, EDS analizinde

değerlendirilen Ca^{+2} iyon analizinin AG grubunda Ca^{+2} iyon miktarının en yüksek çıkması ile paralellik göstermektedir. AG grubunda yer alan mini vidaların gövde yüzeylerinde 200x ve 500x büyütmelerde gözlenen pürüzlenmeler ve hafif çatlaklar mini vidalarda yüzey deformasyonu olduğunu göstermektedir. Gövde bölümünde yer alan yivlerin keskin kenarlarındaki aşınmalar ve bu yivler arasındaki doku birikimi mini vidaların yeniden kullanımında yerleştirme tork değerinin düşmesine sebep olabileceği düşünülmektedir. Bu açıdan bakıldığında MYT bulguları AG grubunda en düşük değere sahip bulunmuştur. AG grubundan kullanılan mini vidaların uç deformasyonu incelendiğinde küntleşme şeklinde deformasyon gözlenmiş ve bu durumun yeniden kullanım açısından ilk yerleştirmede daha fazla kuvvet uygulanması gerekliliğine sebep olması beklenmiştir.

OG grubu mini vidaların yüzey değerlendirilmesi üzerinde kalan doku artıklarının birikimi açısından değerlendirildiğinde %37'lik ortofosforik asit ve %5,25'lik NaOCl ile uygulanan kimyasal temizleme işlemi sonucunda doku artıklarının mini vida gövdesinden uzaklaştırıldığı görülmektedir. Fakat bu temizleme yönteminde uygulanan asit uygulaması mini vidaların yüzeylerinde korozyona sebep olmuştur. Bu korozyonun yeniden kullanımda yerleştirme torkunda artışa sebep olabileceği düşünülmüş ve beklendiği üzere MYT değerleri bakımından OG grup en yüksek ortalamaya sahip olan grup olmuştur. OG grubunda yer alan mini vidaların gövde kısmında yer alan yivlerin keskin kenarlarında hafif derecede aşınma olsa dahi etkili bir temizleme ile doku artıkları uzaklaştırıldığı için tork değerlerinde azalma gibi bir durum söz konusu olmamıştır. Yine bu gruptaki mini vidalarda da uç bölgesi incelemesinde uç deformasyonu gözlenmiş ve yeniden kullanımda ilk uygulama sırasında daha fazla kuvvet uygulanması beklenmiştir.

HG grubu mini vidaların yüzey incelemesinde doku artıkları birikimi değerlendirildiğinde kalıntıların %9'luk etidronik asit ve %5,25'lik NaOCl karışımı ile etkili bir şekilde uzaklaştırıldığı gözlenmiştir. Bu gruptaki mini vidalar yüzeylerinde de OG grubunda olduğu gibi yüzey korozyonu gözlense bile korozyon minimal olarak seyretmektedir ve yeniden kullanımdaki MYT değerlerinde etkili bir değişikliğe sebep olmamıştır. Gövde yüzeylerinde bulunan yivlerin keskin kenarlarında aşınmalar hafif gözlenmiş ve bu aşınmaların etkisi tork değerlerine yansımamıştır. HG grubu mini vidalar gövde bölümünde incelenen yüzey özellikleri bakımından KG grubuna en benzer görüntüleri veren grup olmuştur. Yine bu gruptaki mini vidalarda da ilk kullanıma bağlı

olarak uç deformasyonu gözlenmiş ve bu uç deformasyonunun yeniden kullanımda ilk uygulama kuvvetinde artışa sebep olması beklenmiştir.

Çalışmamızda mini vidalardan alınan görüntülere bakıldığında daha önce kullanılmış olan mini vidaların bulunduğu AG, OG ve HG grubu mini vidaların uç bölgelerinde aşınmaların olduğu yukarıdaki bilgilerde de verilmiştir. Özellikle uç bölümde oluşan bu aşınmalar, mini vidanın tekrar kullanımında daha fazla uygulama kuvveti gerektirebileceğini göstermektedir. Mini vidaların uç bölgesinde oluşan bu aşınmanın sebebi mini vidanın kemik ile ilk temasının uç bölgesinde olması ve yerleştirme esnasında ilk uygulama kuvvetinin bu bölgede toplanmasıyla açıklanabilir. Mattos ve ark.'ın yaptıkları çalışmada da daha önce kullanılmış olan mini vidaların uç kısımlarında SEM görüntülerinde çiziklere ve deformasyona rastlanmıştır. Ayrıca daha önce kullanılmış olan mini vidaların yivler arasında pürüzlülük açısından kayıp olduğu belirtilmiş fakat yüzey yapılarında çatlak veya gözenek gibi değişimlere rastlanmamıştır (18).

Eliades ve ark. (20) daha önce kullanılmış olan mini vidaların morfolojik ve yüzeyel yapılarında değişiklikler gözlemlemişlerdir fakat mini vidanın materyal yapısında defekt veya gözenek gibi olumsuz değişimlerin görülmediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da SEM görüntülerimize bakıldığında da mini vidaların yüzey yapılarında AG grubundaki mini vida yüzeylerinde pürüzlenmeler ve çatlaklar, OG grubunda daha fazla, HG grubunda hafif olmak üzere OG ve HG grubunda yer alan mini vida yüzeylerinde korozyonlar gözlenmektedir.

Estelita ve ark.'ın (17) yaptıkları çalışmada mini vidaların yeniden kullanımı için kumlama yöntemi ile mekanik temizlikleri yapılmış ve tekrar kullanımda kırılma torkları değerlendirilmiştir. Mini vida yüzeyinde kumlama ile temizliğin titanyum yapısında bir miktar ağırlık kaybına sebep olduğu rapor edilmiş fakat bu kaybın yine de kırılma torku üzerinde herhangi istatistiksel bir değişikliğe sebep olmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızdaki görüntülere bakıldığında da ikinci kez kullanım için kimyasal temizleme yöntemi uygulanan OG ve HG grubu mini vida yüzeylerinde herhangi bir doku artığının kalmadığı sadece kan ve benzeri dokulardan kalma siyah lekelenmelerin olduğu görülmektedir. Her iki kimyasal temizleme ile mini vidanın yüzey yapısında doku artıklarının uzaklaştırılmasının sağlanması gerçekleştirilmiş ve daha önce kullanılmamış KG grubu mini vidalara benzer yüzey yapıları tespit edilmiştir. Fakat AG grubunda yer

alan mini vidaların hem uç hem de yüzey yapısında doku kalıntılarının bulunduğu görülmüştür. Bu görüntüler yeniden kullanılacak mini vidaların kimyasal temizleme yapılmadan kullanılamayacağını göstermektedir.

Chung ve ark. (206) yaptıkları çalışmada daha önce kullanılmış olan mini vidalardaki SEM görüntülerinde belirgin şekilde uç deformasyonları görülmüştür. Ayrıca kullanılmış olan mini vidalar bu çalışmada herhangi bir temizleme işlemi görmeden sadece otoklav ile sterilizasyon işlemi gördüğü için yüzeylerinde birçok doku kalıntısı gözlenmiştir. Bu yüzden mini vidaların biyomekanik ve biyolojik geri dönüş açısından kullanılmamış olan mini vidalara benzer sonuç vermeyeceğini belirterek yeniden kullanımı tavsiye etmediklerini açıklamışlardır. Bizim çalışmamızda ise kullanılmış olan mini vidalarda uç deformasyonu gözlense bile kimyasal temizleme işlemi ile mini vidaların yüzeylerindeki doku kalıntıları etkili bir şekilde uzaklaştırılmıştır. Uç deformasyonu olmasına rağmen kimyasal temizleme işlemine tabi tutulan mini vidaların MYT ve MÇT değerlerinin kullanılmamış olan mini vidaların MYT ve MÇT değerlerine benzer sonuçlar vermesi biyomekanik açıdan mini vidaların tekrar kullanımının mümkün olduğu göstermektedir. Ayrıca çalışmamızda kendi geliştirdiğimiz kimyasal temizleme yöntemi ile en az OG grubunda uygulanan temizleme yöntemi kadar etkili bir temizleme işlemi gerçekleştirildiği için biyolojik geri dönüş açısından herhangi olumsuz bir etkinin olmayacağı düşünülmektedir.

Patil ve ark.'ın (19) yaptığı çalışmada ise daha önce kullanılmış olan mini vidaların yüzey yapılarında korozyon ve kraterlerin olduğunu belirtmiştir. Bizim de çalışmamız da daha önce kullanılmış olan mini vidaların yüzey yapılarında özellikle sadece AG grubunda pürüzlenmeler ve hafif çatlaklar görünmektedir. OG grubundaki mini vida yüzeylerinde daha fazla korozyonel bir yapı görünürken, HG grubunda yüzey korozyonu daha azdır. HG grubundaki mini vidaların yüzey yapısının, AG ve OG gruplarına göre, KG grubu mini vidalarının yüzey yapısına daha benzer olduğu söylebilir. OG grubunun MYT ve MÇT değerlerinin diğer gruplardan yüksek çıkmasının sebebi; titanyum üzerinde ortofosforik asidin korozyonu artırdığı ve bu yüzden de tork değerlerinde artışa neden olduğu düşünülmüştür.

Yun ve ark.larının (12) yeniden kullanım için mini vidalardaki geri dönüşüm işlemini değerlendiren çalışmalarındaki SEM görüntülerine bakıldığında mini vidaların daha önceki kullanımları sonrasında yüzeylerinde aşınma olduğu belirtilmiştir. Daha önce

kullanılmış ve ultrasonik banyo ile mekanik temizleme yapılmış mini vida grubunun yüzeyinde doku kalıntılarının olduğunu fakat ortofosforik asit ve NaOCl ile kimyasal temizleme işlemi uygulamış oldukları mini vida gruplarında yüzeyde herhangi bir doku kalıntısının olmadığını ve hiç kullanılmamış mini vidaların yüzey yapılarına benzer sonuçların görüntülendiği açıklanmıştır. Daha önce kullanılmış olan mini vidaların uç bölgelerinde hiç kullanılmamış mini vidalara göre deformasyonların olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda buna benzer olarak kullanılan iki farklı kimyasal temizleme işlemi görmüş olan mini vida gruplarında doku kalıntılarının etkili bir şekilde temizlendiği ve daha önce kullanılmamış olan mini vidaların yüzey yapılarına benzer görüntülerin saptandığı görülmektedir. Yine benzer olarak daha önce kullanılmış olan mini vidaların uç bölgelerinde deformasyonlar gözlenmiştir.

Hergel ve ark.'ın (16) çalışmasında da daha önce mini vidaların yüzey yapılarında kemikle temasa bağlı olarak pürüzsüzleşmenin olduğu ve buna bağlı olarak da ikinci kez yerleştirme ve çıkarma işlemlerinde MYT ve MÇT torklarında azalma olduğu fakat bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Bu yüzden de temizleme işlemi sonrasında mini vidaların tekrar kullanımının mümkün olduğunu açıklamışlardır. Bizim çalışmamızdaki görüntülerde de ilk kullanım sonrası mini vida yüzeylerinde değişiklikler gözlense de kimyasal temizleme işlemine tabi tutulmuş mini vidaların tekrar kullanımında MYT ve MÇT değerleri bakımından kayıp olmadığı ve özellikle HG grubunun tork değerlerinin KG grubuna yakın değerler gösterdiği görülmüştür. Hergel ve ark.'ın çalışmasında ultrasonik banyo ile mekanik temizleme işlemi yapılmıştır. Bizim çalışmamızda kimyasal temizlemenin yapılması mini vida yüzeyindeki doku kalıntılarının eliminasyonunun daha etkili yapılmasını sağlamış olabileceği için tork değerlerinde azalmanın olmamasını açıklayabilir. Buna bağlı olarak tekrar kullanım için eğer mini vida yüzeyinde etkili temizleme işlemi uygulanırsa tekrar kullanımda; daha önce kullanılmamış mini vidalar kadar etkili olabileceği söylenebilir.

Kim var ark.'ın (208) yaptıkları çalışmada da farklı kemik yoğunluklarına yerleştirilmiş ve çıkarılmış mini vidaların yeniden kullanım açısından değerlendirilmesinde SEM görüntülemesi yapılmış ve daha yoğun kemik içerisine yerleştirilmiş olan mini vidalarda aşınma ve körelmenin daha fazla olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda kemik yoğunluğu değiştirilmemiş olsa da daha önce kullanılmış olan

mini vidaların gövde bölgesinde bulunan yivlerin sivri kenarlarında aşınmaların ve uç bölgesinde deformasyonların olması bu çalışmaya paralellik göstermektedir.

5.1.2. EDS Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi

EDS analizi sonuçlarına bakıldığında mini vidanın üretiminde kullanılan titanyum, alüminyum ve vanadyum içeriği tüm mini vida gruplarında gözlenmektedir. İkinci kez kullanım için farklı temizleme prosedürleri uygulanmış mini vida gruplarındaki doku kalıntılarının ölçülmesi için daha önce Noorollahian ve ark.'ın (15) da çalışmasında değerlendirdiği gibi Ca^{+2} iyonu yoğunluğuna bakılmıştır. Ca^{+2} iyonu aslında kalsiyum ve fosforun çökelmesi ile kalsifiye olan proteinli yapıyı içeren kan ile implant yüzeyinin teması sonucu elde edilmektedir (251). Bu nedenle mini vida yüzeyinde Ca^{+2} iyonu yoğunluğunun fazla olması doku kalıntılarının bulunduğunu göstermektedir.

Bu çalışmanın verilerine göre; AG grubundaki mini vidalardaki Ca^{+2} iyonu yoğunluğu diğer gruplara göre daha yüksek çıkmıştır. Kimyasal temizleme işlemine tabi tutulan OG ve HG gruplarında Ca^{+2} iyonu yoğunluğu hiç kullanılmamış olan mini vida grubuna benzer bulunmuştur. Buna göre etkili bir kimyasal temizleme ile; daha önce kullanılmış olan mini vidaların yüzeylerinde bulunan doku kalıntılarının elimine edildiği ve tekrar kullanım için uygun olduğu söylenebilmektedir. Bu veriler beklendiği üzere SEM görüntüleri ile de parallellik göstermektedir.

Noorollahian ve ark.'ın (15) çalışmasında ilk kez ortofosforik asit ve NaOCl ile temizleme prosedürü uygulanmış ve gruplar arasında Ca^{+2} iyonu tayini yapılmıştır. Çalışma sonuçlarına bakıldığında Ca^{+2} iyonu yoğunluğu kullanılmamış mini vidalar ve daha önce kullanılıp ortofosforik asit ve NaOCl ile temizleme prosedürü uygulanan mini vidalar arasında benzer bulunmuştur. Bizim çalışmamızın EDS sonuçlarına bakıldığında Noorollahian ve ark.'ın çalışma sonuçlarına benzerlik göstermektedir ve her iki çalışmada da etkili bir şekilde kimyasal temizleme işlemi yapılmış mini vidaların yeniden kullanılabileceği belirtilmektedir.

Patil ve ark.'ın (19) yaptıkları çalışmada daha önce kullanılan mini vidalar, primer stabilite sağlayamayıp başarısız olmuş olan mini vidalar ve daha önce kullanılmamış mini vidalar değerlendirilmiştir. Bu çalışmada temizleme yöntemi olarak su ile yıkama ve deiyonize suda bekletme uygulanarak mekanik bir temizleme yapılmıştır. EDS sonuçlarına bakıldığında primer stabiliteyi sağlayamayıp başarısızlığa uğrayan mini vida yüzeylerinde Ca^{+2} iyonu birikiminin daha fazla olduğu görülmüştür. Chung. ve ark.'ın

(206) yaptıkları çalışmada da başarılı bir tedavi süreci sonrası çıkarılan mini vidalar ve daha önce kullanılmamış mini vidalar karşılaştırılmıştır. Kullanılmış olan mini vidalar herhangi bir temizleme yapılmadan sadece otoklavlanmıştır. Çalışmanın EDS sonuçlarında daha önce kullanılmış olan mini vida yüzeylerinde Ca^{+2}, C^{+4} ve P^{-3} iyonları yüksek yoğunlukta bulunmuştur. Lu ver ark.'ın (22) yaptıkları çalışmada da yeniden kullanılan mini vidaların yüzey özellikleri incelenmesi amacıyla EDS analizi yapılmıştır ve mini vida yüzeylerinde Ca^{+2}, F^{+2} ve S^{-2} iyonlarına rastlanmıştır. Yeniden kullanılacak mini vida yüzeylerinde doku kalıntılarının olmasından dolayı kontaminasyon ve immunolojik açıdan farklı kişilere uygulanmasının uygun olmadığını söylemişlerdir. Yeniden kullanımın değerlendirilmesi için daha fazla çalışma yapılması gerektiğini belirtmektedirler. Çalışmamızda uygulanan her iki kimyasal temizleme yönteminin sonucu da; Ca^{+2} iyonu birikiminin uzaklaştırıldığını ve doku artıklarının minimuma indirildiğini göstermektedir. Bu bulgular doğrultusunda, daha önce kullanılmış olan bir mini vidanın ikinci kez uygulandığında tedavi esnasında başarılı bir şekilde kullanılabileceği söylenebilmektedir.

Yun ve ark.'ın (12) yaptıkları çalışmanın EDS sonuçlarında, daha önce kullanılmış olan mini vida gruplarında sadece hava-su spreyi ile temizlenmiş olan mini vidaların yüzeylerinde doku kalıntılarına rastlanırken, ortofosforik asit ve NaOCl ile kimyasal temizlemeye tabi tutulmuş olan mini vidaların yüzeylerinden doku kalıntılarının elimine olduğu belirtilmiştir. Ortofosforik asit ve NaOCl ile temizlenen mini vidaların ve daha önce kullanılmamış mini vidaların EDS sonuçları birbirlerine benzer çıkmıştır. Bu çalışmanın EDS bulguları, çalışmamızın EDS bulguları ile paralellik göstermekte ve kimyasal temizlemenin sadece hava-su spreyi ile yapılan mekanik temizlemeden daha etkili bir temizleme yöntemi olduğunu göstermektedir.

5.1.3. Maksimum Yerleştirme Torku Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, gruplardaki mini vidaların primer stabilitesini kıyaslamak amacıyla değerlendirilen ilk mekanik parametre, MYT ölçümüdür. Chaddad ve ark. (106), mini vidaların stabilite açısından başarılı olabilmesi için yerleştirme torklarının 15 Ncm'den yüksek olması gerektiğini açıklamışlardır. Wilmes ve ark.'ın (67) yaptıkları çalışmada ise uygulama esnasında mini vidanın kırılma ihtimalini azaltmak için uygun olan yerleştirme torkunun 20 Ncm'den az olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızın MYT bulgularına bakıldığında, yeniden kullanım için hazırlanan mini vida gruplarının MYT

değerlerinin 15 Ncm'den yüksek olduğu ve diğer çalışmalarda benzer çap ve uzunlukta kullanılmış olan mini vidaların MYT'lerine yakın olduğu görülmektedir (16,17,208).

Sadece distile su ile yıkanan AG grubunun diğer gruplara göre en düşük MYT değerine sahip olduğu görülmektedir. Bu grupta yer alan mini vidalara herhangi bir kimyasal temizleme işlemi uygulanmadığından dolayı kimyasal temizleme işlemi uygulanan mini vida gruplarına göre yüzey korozyonunun daha az olduğu düşünülmektedir. Aynı zamanda mini vida yüzeyinde bulunan doku kalıntılarının yivler arada bölgede birikmesi sonucu bu bölgelerdeki girintili yapıda dolgunluk oluşturması sebebi ile, bu grubun MYT değerlerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir. Mini vidaların yeniden kullanımını inceleyen diğer in vitro çalışmalarda da benzer sonuçlar görülmektedir (15).

Çalışmamızda MYT değerleri açısından en yüksek çıkan grup %37'lik ortofosforik asit ve %5,25'lik NaOCl ile temizlenen OG grubu olmuştur. Bunun sebebi; ortofosforik asidin güçlü bir asit olması sebebiyle, kimyasal temizleme işlemi sırasında mini vidanın yüzey yapısında korozyona neden olduğu ve bu nedenle bu gruptaki mini vidaları tekrar uygularken yüzey sürtünmesinin artmasıyla birlikte maksimum yerleştirme torku değerlerinin artışına sebep olduğu şeklinde açıklanabilir. SEM görüntüleri incelendiğinde, bu gruptaki mini vidalarda gözlenen yüzey korozyonu da bu bulguyu desteklemektedir. Yine aynı kimyasal temizleme yöntemi kullanılan başka bir in vitro çalışmada da, benzer şekilde ortofosforik asitle temizleme işlemi sonrası yerleştirme torku değerleri daha yüksek çıkmıştır (12). Noorollahian ve ark. (15), yaptıkları çalışmada ise ortofosforik asit grubunun MYT değerlerini, daha önceden kullanılmamış yeni vida grubununun MYT değerlerine yakın bulmuşlardır.

%9'luk etidronik asit ve %5,25'lik NaOCl ile kimyasal temizleme işlemi görmüş olan HG grubunun MYT değerleri, KG grubunun MYT değerlerine en benzer grup olmuştur. Bu grupta yer alan mini vidaların gövde yüzeylerinde de OG grubu gibi korozyonlar gözlense bile bu korozyonlar minimal düzeydedir. Bu durumun nedeni; etidronik asidin ortofosforik asitten daha zayıf bir asit olmasıyla açıklanabilir. Etidronik asit, mini vida yüzeyinde daha az korozyon oluşturmuş ve yerleştirme esnasında, OG grubuna göre daha düşük tork değeri göstermiştir. HG grubundaki mini vidaların, KG grubundaki mini vidalara benzer MYT'ye sahip olmaları, bu yeni kimyasal temizleme

yöntemi ile hazırlanan mini vidaların primer stabilitesinin mekanik açıdan yeterli olduğunu göstermektedir.

MYT bulgularına bakıldığında çalışmamızda; kimyasal temizleme yöntemi ile daha önce kullanılmış olan mini vidaların tekrar kullanımının mümkün olduğu görülmektedir. Yun ve ark., (12) yaptığı çalışmada da kimyasal temizleme sonucu elde edilen MYT değerlerine göre mekanik açıdan mini vidaların tekrar kullanılabileceği fakat daha önce kullanılmış mini vidaların hiç kullanılmamış mini vidalara göre biyolojik yanıtının farklı olabileceği belirtilmiştir. Aynı şekilde yapılan diğer bir in vitro çalışmada da mini vidalarda kimyasal temizleme sonucu tekrar kullanımın uygun olduğu açıklanmıştır (15). Farklı yerleştirme açılarının yeniden kullanım sonrası değerlendirildiği bir başka çalışmada da dik olarak yerleştirilen mini vidaların iki kez kullanılmasının mekanik açıdan mini vida başarısı açısından olumsuz bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (252). Diğer bir in vitro çalışmada ise ultrasonik bir temizleme yöntemi kullanılmış ve ikinci kez yerleştirme esnasında mini vidaların MYT değerleri ilk yerleştirmedeki MYT değerlerinden istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Bu durumun, mini vida yüzeylerinde ilk kullanıma bağlı meydana gelen pürüzsüzleşme ve aşınmadan kaynaklandığını belirtmişlerdir (16). Mattos ve ark. (18) da kendi çalışmalarında ilk kullanımdan sonra mini vida yüzeyinde pürüzsüzleşme ve aşınma meydana geldiğini belirtmişlerdir.

5.1.4. Maksimum Çıkarma Torku Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmamızdaki MÇT değerlerine bakıldığında, sadece distile su ile yıkanan ve herhangi bir kimyasal temizleme işlemi uygulanmayan AG grubundaki mini vidalar istatistiksel olarak en düşük MÇT değerine sahip olan gruptur. Bu sonuç bu grubun MYT değerleri ile uyumludur.

OG grubundaki mini vidalar en yüksek MÇT değerine sahiptir. Bu bulgu OG grubu mini vidaların MYT değerlerine paralellik göstermektedir. Yine bu durumun sebebi uygulanan %37'lik ortofosforik asit ve %5,25'lik NaOCl ile temizleme ile bu gruptaki mini vida yüzeylerinde bulunan korozyon ile açıklanabilir. OG grubunun, AG grubunun arasında MÇT değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

HG grup mini vidalar ve KG grubu mini vidalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Bu bulgu aslında %9'luk etidronik asit ve %5,25'lik NaOCl

karışımı ile uygulanan kimyasal temizleme işleminin etkili olduğu ve bu sayede mini vidanın yüzey yapısının hiç kullanılmamış mini vidalara benzer olduğunu göstermektedir. HG grubunda gözlenen minimal yüzey korozyonu sayesinde de bu grubun MÇT değerlerinin KG grubunun MÇT değerlerine benzer çıktığı düşünülmektedir. Bu yüzden geliştirmiş olduğumuz ve HG grubundan uygulanan yeni kimyasal temizleme yönteminin mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanmasında etkili olabileceği söylenebilir.

KG mini vilarının MÇT değerleri ile iki farklı kimyasal temizleme yöntemi ile yeniden kullanıma hazırlanan mini vida gruplarının MÇT değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir. Bu sonuca göre yeniden kullanıma hazırlanan mini vidaların kimyasal temizleme işlemleri doğru uygulandığında kullanılmayan mini vidalarla aynı fiziksel özelliklere sahip olabileceği söylenebilir.

Bizim bulgularımıza benzer şekilde Noorollahian ve ark., mini vidaların yeniden kullanılmasına yönelik kimyasal temizleme prosedürlerinin mekanik özellikler indeksleri olarak yerleştirme, çıkarma ve kırılma tork değerleri üzerinde olumsuz bir etkisinin olmadığı sonucuna varmıştır (15). Yun ve ark. (12) mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanması sırasında özellikle mekanik ve kimyasal temizleme yöntemleri birlikte kullanıldığında en etkili sonucun elde edileceğini belirtmiştir. Hem mekanik hem de kimyasal temizleme uygulandığında yeniden kullanım için hazırlanan mini vidaların daha önce kullanılmamış olan mini vidalar ile aynı yüzey özelliklere sahip olabileceğini belirtmiştir. Bununla birlikte, yeniden kullanım için hazırlanmış ortodontik mini vidaların yeniden kullanımının biyomekanik açıdan mümkün olmayabileceği sonucuna varmışlardır. Hergel ve ark. (16), yaptıkları çalışmada MÇT değerlerinin ikinci kez kullanılan mini vidalarda ilk kullanımdaki değerlere göre daha düşük olduğunu fakat bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Bu yüzden mini vidanın terkar kullanımının stabilite açısından herhangi bir farklılık göstermeyeceğini açıklamışlardır. Fakat çalışmamızın bulgularında görüldüğü üzere kimyasal temizleme işlemi doğru bir şekilde uygulandığında mini vidaların yeniden kullanımı mekanik özellikler açısından uygundur.

MYT ve MÇT değerlerinin aynı zamanda yüksek kemik yoğunluğuna bağlı olduğu ve kemik yoğunluğunun artmasıyla bu değerlerin de arttığı belirtilmektedir. Kim ve ark.'ın (208) yaptığı ve yeniden kullanımda kortikal kemik kalınlığının önemini araştıran in vitro çalışmada; kemik yoğunluğunun yüksek olduğu bir bölgeye

yerleştirilmiş olan bir mini vidanın mekanik açıdan zayıflaması ve tekrar kullanım için gerekli primer stabiliteyi sağlayamayacağından ötürü tekrar kullanımının uygun olmadığı belirtilmiştir.

5.1.5. Yatay Kuvvet Direnci Test Bulgularının Değerlendirilmesi

Mini vidanın elastik deformasyonu ve boyun bölgesindeki kortikal kemik yoğunluğu mini vidanın yer değiştirmesini etkilemektedir. Daha önceki çalışmalarda kortikal kemik yoğunluğu arttıkça yatay direncin arttığı bildirilmiştir (82).

Çalışmamızın yatay kuvvet direnci bulgularına bakıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. En yüksek yatay kuvvet direnci gösteren grup HG grubu olurken; en düşük yatay kuvvet direnci gösteren grup ise sadece AG grubu olmuştur.

Hergel ve ark. (16) yaptıkları çalışmada Ortho Easy mini vidalar ve Dual Top mini vidalar yatay ve dikey kuvvet direnci açısından karşılaştırılmış ve Ortho Easy mini vidaların kuvvet dirençleri çaplarından ötürü daha yüksek bulunmuştur. Çap arttıkça kuvvet direncinin arttığı diğer çalışmalarla da desteklenmiştir (85,253). Hergel ve ark. aynı zamanda mini vidaların ikinci kez kullanımındaki kuvvet dirençlerine bakmışlar ve Ortho Easy mini vidaların yatay kuvvet dirençlerinin ilk kullanımlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derece daha yüksek bulmuşlardır. Fakat Dual Top mini vidaların ilk kez ve ikinci kez kullanımlarında yatay kuvvet direnci bakımından istatistiksel olarak bir farklılık olmadığını açıklamışlardır (16). Bizim çalışma bulgularımız da Hergel ve ark.'nın çalışmasındaki Dual Top mini vidalara benzer sonuçlar göstermiştir.

Bizim yatay kuvvet direnci bulgularımızın aksine; Kim ve ark.'ın (208) yaptığı ve tekrar kullanılan mini vidaların ilk kullanıma göre daha düşük yatay kuvvet direnci gösterdiğini belirten in vitro bir çalışma olsa da bu konuda yeterli çalışma olmadığı için kıyaslama yapabilmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Çalışmamızda mini vidaların yeniden kullanıma hazırlanmasında literatürde kabul görmüş olan kimyasal temizleme yöntemine (% 37'lik ortofosforik asit ve % 5,25'lik NaOCl) alternatif yeni bir kimyasal temizleme yöntemi (%9'luk etidronik asit ve %2,5'luk NaOCl karışımı) oluşturulmuş ve bu yöntemin etkinliği mekanik ve yüzey özellikleri bakımından değerlendirilmiştir. Değerlendirmelere göre;

SEM incelemesinde geliştirdiğimiz kimyasal temizleme yönteminin yeniden kullanıma hazırlanan mini vidaların yüzeylerindeki doku artıklarını etkili bir şekilde uzaklaştırmıştır.

EDS analizinde mini vidaların yüzeylerindeki doku artıkları Ca^{+2} ile değerlendirilmiş ve çalışmamızda geliştirmiş olduğumuz kimyasal temizleme yöntemi ile Ca^{+2} birikiminin minimum düzeyde olduğu görülmüştür. SEM bulguları ve EDS bulguları birbirine paralellik göstermiştir.

Daha önce kullanılmış olan mini vidaların uç bölgesinde küntleşme şeklinde uç deformasyonu olduğu belirlenmiştir.

Yeniden kullanım için geliştirdiğimiz yöntemle kimyasal temizleme işlemi gören mini vidaların maksimum yerleştirme - çıkarma torku değerlerinin ve yatay kuvvet direncinin optimum seviyede olduğu görülmüştür.

Literatürde kabul görmüş olan kimyasal temizleme yöntemi ile karşılaştırıldığında, geliştirmiş olduğumuz yeni kimyasal temizleme yönteminin mini vida yüzeylerinde daha az korozyona neden olduğu, doku artıklarının uzaklaştırılmasında etkili olduğu ve uygulama süresinin daha kısa olmasıyla klinik zamandan tasarruf sağlayabileceği görülmektedir.

Çalışmamızda oluşturduğumuz yeni kimyasal temizleme yöntemi ile yeniden kullanıma hazırlanan mini vidaların bulunduğu çalışma grubu, deney parametreleri bakımından daha önce kullanılmamış olan mini vidalara en yakın sonuçları veren grup olmuştur.

Tüm bu bulguların ışığında önermiş olduğumuz yeni kimyasal temizleme yönteminin klinik uygulamalarda etkili bir şekilde kullanılabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Thopegowda NB, Shenoy K, Shankarnarayana RK, Kukkila J, Vaddya SB, Gingipalli K. Recycling of Materials used in Dentistry with Reference to its Economical and Environmental Aspects. Int J Heal Rehabil Sci. 2013;2(3):140–5.
2. Khanna SS, Dhaimade PA. Green dentistry: a systematic review of ecological dental practices. Environ Dev Sustain. 2019;21(6):2599–618.
3. Chadha GM, Shenoy Panchmal G, Shenoy RP, Siddique S, Jodalli P. Establishing an Eco-friendly Dental Practice: A Review. IJSS Case Reports Rev. 2015;1(11):78–81.
4. Fotedar S. Green dentistry: eco-friendly dentistry. Indian J Dent Adv. 2014;6(4):1703–6.
5. MHRA. Single-use Medical Devices : Implications and Consequences of Reuse BULLETIN. Mhra. 2013.
6. Popp W, Rasslan O, Unahalekhaka A, Brenner P, Fischnaller E, Fathy M, et al. What is the use? An international look at reuse of single-use medical devices. Int J Hyg Environ Health. 2010;213:302–7.
7. Shuman EK, Chenoweth CE. Reuse of Medical Devices: Implications for Infection Control. Infect Dis Clin North Am. 2012;26(1):165–72.
8. Khanal PP, Shrestha BK, Yadav R, Prasad Gupta DS. A Comparative Study on the Effect of Different Methods of Recycling Orthodontic Brackets on Shear Bond Strength. Int J Dent. 2021;2021.
9. Postlethwaite KM. Recycling bands and brackets. Br J Orthod. 1992;19(2):157–63.
10. Harris EF, Newman SM, Nicholson JA. Nitinol arch wire in a simulated oral environment. Changes in mechanical properties. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;93(6):508–13.
11. Chang Y Il, Lee SH. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001;120(6):654–63.
12. Yun SD, Choi SH, Cha JY, Yu HS, Kim KM, Kim J, et al. Effects of recycling on the biomechanical characteristics of retrieved orthodontic miniscrews. Korean J Orthod. 2017;47(4):238–47.

13. Chung KR, Choo H, Kim SH, Ngan P. Timely relocation of mini-implants for uninterrupted full-arch distalization. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;138:839–49.
14. Hedayati Z, Hashemi SM, Zamiri B, Fattahi HR. Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007;36(7):588–92.
15. Noorollahian S, Alavi S, Monirifard M. A processing method for orthodontic mini-screws reuse. Dent Res J (Isfahan). 2012;9(4):447–44751.
16. Hergel CA, Acar YB, Ateş M, Küçükkeleş N. In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. Eur Oral Res. 2019;53(1):25–31.
17. Estelita S, Janson G, Chiqueto K, Ferreira ES. Effect of recycling protocol on mechanical strength of used mini-implants. Int J Dent. 2014;2014.
18. Mattos CT, De Oliveira Ruellas AC, Elias CN. Is it possible to re-use mini-implants for orthodontic anchorage? Results of an In Vitro study. Mater Res. 2010;13:521–5.
19. Patil P, Kharbanda OP, Duggal R, Das TK, Kalyanasundaram D. Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2015;147(4):S88–100.
20. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos MA, Eliades G. Characterization of retrieved orthodontic miniscrew implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135:10e1-7. discussion 10-1.
21. Park JH, Olivares-Navarrete R, Baier RE, Meyer AE, Tannenbaum R, Boyan BD, et al. Effect of cleaning and sterilization on titanium implant surface properties and cellular response. Acta Biomater. 2012;8:1996–9.
22. Lu L, Park HS. Surface characteristics and mechanical behavior of retrieved orthodontic microimplants. J Zhejiang Univ Sci B. 2018;19(5):372–82.
23. Proffit WR, Fields HW SD. Contemporary Orthodontics. 5th ed. 5th ed. St. Louis: Mo.: Mosby Elsevier.; 2013;295-299.
24. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri-Ankraj Tipleri. 1993;401.
25. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, et al. The Use of Microimplants in Orthodontic Anchorage. J Oral Maxillofac Surg. 2006;64(8):1209–13.

26. Cole WA. Accuracy of patient reporting as an indication of headgear compliance. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;121(4):419–23.
27. Melsen B GD. Treating the" Impossible case" with the use of the aarhus anchorage system. Orthodontics. 2004;1:13–20.
28. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. 2007;103(5):e6–15.
29. S. BW. Clinical implant dentistry to be added to DDS program. UIC Coll Dent. 2005;22–4.
30. Spiekermann, H., Donath, K., Jovanovic, S., & Richter EJ. Voraussetzungen. Farbatlanten der Zahnmedizin 10, Implantologie. 1994;2–10.
31. Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. Am J Orthod Oral Surg. 1945;31(8):406–17.
32. Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. Int J Orthod. 1969;149–54.
33. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1–132.
34. Creekmore TD EM. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod. 1983;17:266–9.
35. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. Angle Orthod. 1990;60:135–52.
36. Wehrbe H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. J Esthet Restor Dent. 1998;10:315–24.
37. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;107:251–8.
38. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, Diedrich P. The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. J Orofac Orthop. 1996;57:142–53.
39. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. 1997;31:763–7.
40. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a

preliminary report. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1998;13(3):201–9.

41. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115(2):166–74.
42. Chung KR, Kim YS, Linton JL, Lee YJ. The miniplate with tube for skeletal anchorage. J Clin Orthod. 2002;36:407–12.
43. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. J Clin Orthod. 2002;36(8):455–9.
44. Sherwood KH, Burch J, Thompson W. Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. Angle Orthod. 2003;73:597–660.
45. Erverdi N, Usumez S, Solak A. New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. Angle Orthod. 2006;76:519–26.
46. Cornelis MA, Scheffler NR, Mahy P, Siciliano S, De Clerck HJ, Tulloch JFC. Modified Miniplates for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontics: Placement and Removal Surgeries. J Oral Maxillofac Surg. 2008;66:1439–45.
47. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;124(4):373–8.
48. Cheng S J, Tseng Y C, Lee J J KSH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implant. 2004;19:100–6.
49. Papadopoulos MA. Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion. Taylor&Francis; 2015.
50. Jong Suk Lee, Jung Kook Kim YP og RLV jr. Applications of orthodontic miniimplants: Quintessence. Chicago; 2007.
51. Lin JCY, Liou EJW, Yeh CL, Evans CA. A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. World J Orthod. 2007;2(8).
52. Spencer KR, Ferguson JW, Smith AC, Palamara JEA. Screw Head Design: An Experimental Study to Assess the Influence of Design on Performance. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62(4):473–8.
53. Kim TW, Baek SH, Kim JW, Chang Y Il. Effects of microgrooves on the success rate and soft tissue adaptation of orthodontic miniscrews. Angle Orthod.

2008;78(6):1057–64.

54. Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. J Oral Implantol. 1997;23:163–9.
55. Chen Y, Kyung HM, Zhao WT, Yu WJ. Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009. p. 284–91.
56. Cha JY, Kil JK, Yoon TM, Hwang CJ. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(1):73–9.
57. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130(1):18–25.
58. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;131(1):9–15.
59. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. Angle Orthod. 2008;78:101–6.
60. Baumgaertel S. Predrilling of the implant site: Is it necessary for orthodontic mini-implants? American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010. p. 825–9.
61. Noble J. Evidence-based use of orthodontic TSADs. PG Miles; 2012.
62. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res. 2006;17:109–14.
63. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. Angle Orthod. 2004;74:558–67.
64. Jong Won Lim, Wang Sik Kim, Il Kyu Kim, Choong Yul Son HIB. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. Korea J Orthod. 2003;33:11–20.
65. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew

implants used for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2012;141:468–76.

66. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie. 2008;69(1):42–50.
67. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. 2006;67:162–74.
68. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. Prog Orthod. 2004;5:212–35.
69. Carano A MB. Implants in orthodontics. Interview. Progress in Orthodontics. 2005;62–9.
70. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. Prog Orthod. 2005;6:82–97.
71. Melsen B. Mini-Implants : Where Are We ? 2014;(October 2005).
72. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(5):564. e1-e19.
73. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(1):108–13.
74. Schätzle M, Männchen R, Zwahlen M, Lang NP. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009;20(12):1351–9.
75. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Surg. 2006;35(8):704–7.
76. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RRJ. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod. 2012;82(6):1022–8.
77. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. Angle Orthod. 2009;79(5):908–14.

78. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthod. 2008;78(2):234–40.
79. Mortensen MG, Buschang PH, Oliver DR, Kyung HM, Behrents RG. Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs-a pilot study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136:251–9.
80. Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123:690–4.
81. Wilmes B, Drescher D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod. 2009;79:609–14.
82. A. Gracco, A. Cirignaco, M. Cozzani, A. Boccaccio, C. Pappalettere GV. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. Eur J Orthod. 2009;31(1):12–20.
83. Lin TS, Tsai F De, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2013;143(2):182–9.
84. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;134(5):625–35.
85. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136:224–9.
86. Drago CJ, Del Castillo RA. A retrospective analysis of osseotite NT implants in clinical practice: 1-Year follow-up. Int J Periodontics Restor Dent. 2006;26:337–45.
87. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang Y Il. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Angle Orthod. 2008;78:692–8.
88. Glauser R. Initial implant stability using different implant designs and surgical techniques: A comparative clinical study using insertion torque and resonance frequency analysis. Appl Osseointegration Res. 2001;2:6–8.
89. Krenn MH, Piotrowski WP, Penzkofer R, Augat P. Influence of thread design on pedicle screw fixation: Laboratory investigation. J Neurosurg Spine. 2008;9(1),90-95.
90. Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout

failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. Spine J. 2001;1(6):408–14.

91. Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: Biomechanical tests and finite element analyses. J Spinal Disord Tech. 2008;21(2):130–8.
92. Lill CA, Schneider E, Goldhahn J, Haslemann A, Zeifang F. Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae. Arch Orthop Trauma Surg. 2006;126(10):686–94.
93. Cha JY, Yoon TM, Hwang CJ. Insertion and removal torques according to orthodontic mini-screw design. Korean J Orthod. 2008;38:5.
94. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. Int J Oral Maxillofac Implant. 2010;24.
95. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. Eur J Orthod. 2006;28(6):541–6.
96. Decoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. J Orthop Trauma. 1990;4(2):169–74.
97. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Sridhar C, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. Angle Orthod. 2009;79(6):1156–61.
98. Perren SM, Cordey J, Baumgart F, Rahn BA SJ. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. Int J Orthop Trauma. 1992;2:31–48.
99. Cunha AC arneir. da, Freitas AO sóri. A de, Marquezan M, Nojima LI ssam. Mechanical influence of thread pitch on orthodontic mini-implant stability. Braz Oral Res. 2015;29(1):1–6.
100. Yerby S, Scott CC, Evans NJ, Messing KL, Carter DR. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. J Orthop Trauma. 2001;15:216–21.
101. Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bünger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: Mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel. Eur Spine J. 2000;9(2):97–103.
102. Schenk, R. K., & Buser D. Osseointegration: a reality. Periodontol 2000.

1998;17(1):22–35.

103. Schroeder A, Sutter F, Buser D KG. Oral Implantology. 2nd ed. New York: Thieme Medical Publishers Inc.; 1996.
104. Williams D. Fundamental Aspects of Biocompatibility: Vol 1. Boca Raton: CRC Press; 1981.
105. Wu J, Bai YX, Wang BK. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. Angle Orthod. 2009;79:558–63.
106. Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. Angle Orthod. 2008;78(1):107–13.
107. Vidigal GMI, Groisman M, De Sena LÁ, De Almeida Soares G. Surface characterization of dental implants coated with hydroxyapatite by plasma spray and biomimetic process. Implant Dent. 2009;18(4):353–61.
108. Ikeda H, Rossouw PE, Campbell PM, Kontogirogos E, Buschang PH. Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(2):e153–63.
109. Oh, N. H., Kim, S. H., Kook, Y. A., Lee, K. H., Kang, Y. G., & Mo SS. Removal torque of sandblasted large grit, acid etched treated mini-implant. korean J Orthod. 2006;36(5):324–30.
110. Lee SJ, Ahn SJ, Lee JW, Kim SH, Kim TW. Survival analysis of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137:194–9.
111. Sirisa-Ard A, Michael SNW, Ahmed K, Dunstan CR, Pearce SG, Bilgin AA, et al. Histomorphological and torque removal comparison of 6 mm orthodontic miniscrews with and without surface treatment in New Zealand rabbits. Eur J Orthod. 2015;37(5):578–83.
112. Kim SH, Lee SJ, Cho IS, Kim SK, Kim TW. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. Angle Orthod. 2009;79(5):899–907.
113. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37:334–40.
114. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139:495–503.

115. Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Okazaki K, Shigeed T, Shimizu N. Factors affecting the long-term stability of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(5):588-e1.
116. R. C. The orthodontic mini-implant clinical handbook. John Wiley & Sons; 2013.
117. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(1):100–7.
118. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. J Clin Orthod. 2004;38:478–86.
119. Battula, S., Schoenfeld, A., Vrabec, G., & Njus GO. Experimental evaluation of the holding power/stiffness of the self-tapping bone screws in normal and osteoporotic bone material. Clin Biomech. 2006;21(5):533–7.
120. Dinç, H., Sadikoğlu, Y., Savci, G., Demirci, A., & Tuncel E. Bone mineral density measurement by quantitative computed tomography in a normal Turkish population. Eur J Radiol. 1995;21(2):79–83.
121. Bagi CM, Hanson N, Andresen C, Pero R, Lariviere R, Turner CH, et al. The use of micro-CT to evaluate cortical bone geometry and strength in nude rats: Correlation with mechanical testing, pQCT and DXA. Bone. 2006;38(1):136–44.
122. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(1):30–7.
123. Kim KD, Yu WJ, Park HS, Kyung HM, Kwon OW. Optimization of orthodontic microimplant thread design. Korean J Orthod. 2011;41(1):25–35.
124. Marquezan M, Lau TCL, Mattos CT, Da Cunha AC, Nojima LI, Sant'Anna EF, et al. Bone mineral density: Methods of measurement and its influence on primary stability of miniscrews. Angle Orthod. 2012;82(1):62–6.
125. Wilmes B, Drescher D. Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40(7):697–703.
126. Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., & Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(5).
127. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. Am J Orthod

Dentofac Orthop. 2005;127(3):307–13.

128. Salmória KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES, de Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(6):790-e15.
129. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136(1):104–8.
130. Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park HS, Ludwig B. Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: A retrospective investigation of factors influencing success rates. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136(2):158-e1.
131. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38(1):13–8.
132. Su YY, Wilmes B, Hönscheid R, Drescher D. 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 Implant. 2009;24(3):404–11.
133. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;129(6):e7–12.
134. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. Semin Orthod. 2005;11(1):10–5.
135. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. Semin Orthod. 2005;11(1):24–31.
136. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130:18–25.
137. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;131(4):43–51.
138. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. “Safe zones”: A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod. 2006;76(2):191–7.

139. Maino BG, Maino G, Mura P. Spider Screw: skeletal anchorage system. Prog Orthod. 2005;6(1):70–81.
140. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. Angle Orthod. 2004;74(6):832–7.
141. Ludwig B, Glasl B, Kinzinger GSM, Lietz T, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites. J Clin Orthod. 2011;45(3):165–73.
142. Kang YG, Kim JY, Lee YJ, Chung KR, Park YG. Stability of mini-screws invading the dental roots and their impact on the paradental tissues in beagles. Angle Orthod. 2008;79(2):248–55.
143. Kadioglu O, Büyükyilmaz T, Zachrisson BU, Maino BG. Contact damage to root surfaces of premolars touching miniscrews during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;134(3):353–60.
144. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang Y Il. Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. Angle Orthodontist. 2010. p. 452–8.
145. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. Eur J Orthod. 2011;33(4):388–95.
146. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;124:373–8.
147. Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CCJ. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: An animal study. Clin Oral Implants Res. 2008;19(1):99–106.
148. Fabbroni G, Aabed S, Mizen K, Starr DG. Transalveolar screws and the incidence of dental damage: A prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2004;33:442–6.
149. Min KI, Kim SC, Kang KH, Cho JH, Lee EH, Chang NY, et al. Root proximity and cortical bone thickness effects on the success rate of orthodontic micro-implants using cone beam computed tomography. Angle Orthod.

2012;82(6):1014–21.

150. El-Beialy AR, Abou-El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AM, Mostafa YA. Loss of anchorage of miniscrews: A 3-dimensional assessment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136:700–7.
151. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130(2):228–35.
152. Whang CZY, Bister D, Sherriff M. An in vitro investigation of peak insertion torque values of six commercially available mini-implants. Eur J Orthod. 2011;33(6):660–6.
153. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie. 2008;69(2):121–34.
154. Heidemann W, Gerlach KL, Grobel KH, Kollner HG. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. J Cranio-Maxillo-Facial Surg. 1998;26(1):50–5.
155. Kim JW, Ahn SJ, Chang Y Il. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;128(2):190–4.
156. Heidemann, W., Terheyden, H., & Gerlach KL. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. J Cranio-Maxillofacial Surg. 2001;29(2):69–74.
157. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(1):44–50.
158. Heibel H, Alt KW, Wächter R, Bähr W. Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. 2001;5(3):180–5.
159. Frankenburg EP, Goldstein SA, Bauer TW, Harris SA, Poser RD. Biomechanical and histological evaluation of a calcium phosphate cement. J Bone Jt Surg - Ser A. 1998;80(8):1112–24.
160. Ozdemir F, Tozlu M, Cakan DG. Quantitative evaluation of alveolar cortical bone density in adults with different vertical facial types using cone-beam computed tomography. Korean J Orthod. 2014;44(1):36–43.

161. Son S, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2014;145(4):480–5.
162. Lee KJ, Joo E, Kim KD, Lee JS, Park YC, Yu HS. Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135:486–94.
163. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. J Clin Orthod. 2001;35:417–22.
164. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. J Clin Orthod. 2003;37:321–8.
165. Su, Y. Y., Wilmes, B., Hönscheid, R., & Drescher D. Application of a wireless resonance frequency transducer to assess primary stability of orthodontic mini-implants: an in vitro study in pig ilia. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4).
166. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, et al. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(5):628–35.
167. Woodall N, Tadepalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(2):e147–52.
168. Hughes AN, Jordan BA. The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. Injury. 1972;4(1):25–38.
169. Collinge CA, Stern S, Cordes S, Lautenschlager EP. Mechanical properties of small fragment screws. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. 2000. p. 277–84.
170. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007;36(8):695–9.
171. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seiryu M, Iikubo M, Sasano T, et al. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2013;144(2):251–9.
172. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: A preliminary report on clinical applications. Clin Oral Implants Res. 2001;12(4):358–63.
173. Dalstra, M., Cattaneo, P., & Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic

anchorage. Orthodontics. 2004;1:53–62.

174. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004;126(1):42–7.
175. Wang YC, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(1):38–43.
176. Park KH, Lee EM, Shin S Il, Kim SH, Park YG, Kim SJ. Evaluation of the effect of force direction on stationary anchorage success of mini-implant with a lever-arm-shaped upper structure. Angle Orthod. 2011;81(5):776–82.
177. Cho YM, Cha JY, Hwang CJ. The effect of rotation moment on the stability of immediately loaded orthodontic miniscrews: A pilot study. Eur J Orthod. 2010;32(6):614–9.
178. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(1):91–9.
179. Kinzinger, G., Gülden, N., Yildizhan, F., Hermanns-Sachweh, B., & Diedrich P. Anchorage efficacy of palatally-inserted miniscrews in molar distalization with a periodontally/miniscrew-anchored distal jet. J Orofac Orthop der Kieferorthopädie,. 2008;69(2):110–20.
180. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: A prospective clinical study. Clin Oral Implants Res. 2007;18(2):263–7.
181. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. Semin Orthod. 2005;11(1 SPEC. ISS.):3–9.
182. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130(1):18–25.
183. Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. Angle Orthod. 2010;80(2):354–60.
184. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, et al. Peri-Implant Bone Reactions to Immediately Loaded Implants. An Experimental Study in Monkeys. J Periodontol. 2001;72(4):506–11.

185. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. Clin Oral Implants Res. 2003;14(5):601–9.
186. Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Müller CA, et al. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants: histomorphometric and fluorescence analysis. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(1):80–90.
187. Oltramari-Navarro PVP, Navarro RL, Henriques JFC, Cestari TM, Francischone CE, Taga R, et al. The impact of healing time before loading on orthodontic mini-implant stability: A histomorphometric study in minipigs. Arch Oral Biol. 2013;58(7):806–12.
188. Meredith N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. Int J Prosthodont. 1998;11(5).
189. Kim SH, Cho JH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Removal torque values of surface-treated mini-implants after loading. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;134(1):36–43.
190. Mo SS, Kim SH, Kook YA, Jeong DM, Chung KR, Nelson G. Resistance To immediate orthodontic loading of surface-treated mini-implants. Angle Orthod. 2010;80(1):123–9.
191. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. 2008;69:42–50.
192. Filho LCM, Cirano FR, Hayashi F, Feng HS, Conte A, Dib LL, et al. Assessment of the correlation between insertion torque and resonance frequency analysis of implants placed in bone tissue of different densities. J Oral Implantol. 2014;40(3):259–62.
193. Ozawa T, Takahashi K, Yamagata M, Ohtori S, Aoki Y, Saito T, et al. Insertional torque of the lumbar pedicle screw during surgery. J Orthop Sci. 2005;10:133–6.
194. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7:s13–20.
195. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA KP. The reverse-torque test: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implant. 1996;11(2).
196. Fakhouri SF, Zamarioli A, Wichr CRG, Araujo CA, Defino HLA, Shimano AC. Biomechanical study of the pullout resistance in screws of a vertebral fixation

system. Adv Mech Eng. 2011;3:701263.

197. Mischkowski RA, Kneuertz P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37(10):948–54.
198. Wang CH, Wu JH, Lee KT, Hsu KR, Wang HC, Chen CM. Mechanical strength of orthodontic infrazygomatic mini-implants. Odontology. 2011;99(1):98–100.
199. Williams, D. B., & Carter CB. The transmission electron microscope. Springer. 1996;3–17.
200. Reimer L, Kohl H. Transmission Electron Microscopy Physics of Image Formation. Springer series in optical sciences. 2008.
201. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. Microsc Res Tech. 2003;61(5):463–8.
202. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Saghiri AM, Neelakantan P, et al. Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: A new method for surface analysis. Acta Odontol Scand. 2012;70(6):603–9.
203. Seiler H. Secondary electron emission in the scanning electron microscope. J Appl Phys. 1983;54(11):R1–18.
204. Stewart ADG, Boyde A. Ion etching of dental tissues in a scanning electron microscope. Nature. 1962;196(4849):81–2.
205. Dunlap, M., & Adaskaveg JE. Introduction to the scanning electron microscope. Theory, Practice, & Procedures. Facility for Advance Instrumentation. UC Davis. 1997;52.
206. Chung CJ, Jung KY, Choi YJ, Kim KH. Biomechanical characteristics and reinsertion guidelines for retrieved orthodontic miniscrews. Angle Orthod. 2014;84(5):878–84.
207. Vlasa A, Biris C, Lazar L, Bud A, Bud E, Varlam CM, et al. Scanning electron microscope analysis of titanium alloy orthodontic implants. Mater Plast. 2017;54(2):345–7.
208. Kim GT, Jin J, Mangal U, Lee KJ, Kim KM, Choi SH, et al. Primary stability of orthodontic titanium miniscrews due to cortical bone density and re-insertion. Materials (Basel). 2020;13(19):1–12.

209. Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NWM, Scott JHJ, Joy DC. Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis. Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis. 2017.
210. Newbury*, D. E., & Ritchie NW. Is scanning electron microscopy/energy dispersive X-ray spectrometry (SEM/EDS) quantitative? Scanning. 2013;35(3):141–68.
211. Alves CBC, Segurado MN, Dorta MCL, Dias FR, Lenza MG, Lenza MA. Evaluation of cytotoxicity and corrosion resistance of orthodontic mini-implants. Dental Press J Orthod. 2016;21(5):39–46.
212. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(5):564.e1-564.e19.
213. Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110:96–8.
214. PRINGLE RA, LEMAN RB, KRATZ JM, GILLETTE PC. An Argument for Pacemaker Reuse: Pacemaker Mortality in 169 Patients over Ten Years. Pacing Clin Electrophysiol. 1986;9:1295–8.
215. Karch M, Alt E, Schmitt C, Schömig A. Reimplantation of an infected, abdominally implanted defibrillator in the subpectoral region. J Cardiovasc Surg (Torino). 1996;37:67–70.
216. Choi SH, Hwang CJ. Factors affecting the failure of TADs and efforts to improve the biomechanical stability of TADs. Tempor Anchorage Devices Clin Orthod. 2020;61–7.
217. Kumar S, Lee WT, Szili EJ. Electrolysis-assisted sonication for removal of proteinaceous contamination from surgical grade stainless steel. J Hosp Infect. 2012;81(1):41–9.
218. Akyalcin S, McIver HP, English JD, Ontiveros JC, Gallerano RL. Effects of repeated sterilization cycles on primary stability of orthodontic mini-screws. Angle Orthod. 2013;83(4):674–9.
219. Adelson RT, DeFatta RJ, Ducic Y. Integrity of Craniofacial Plating Systems After Multiple Sterilization Procedures. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65(5):940–4.
220. Mattos CT, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Effect of autoclaving on the fracture torque

of mini-implants used for orthodontic anchorage. J Orthod. 2011;38(1):15–20.

221. Lee JH, Choo H, Kim SH, Chung KR, Giannuzzi LA, Ngan P. Replacing a failed mini-implant with a miniplate to prevent interruption during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;139(6):849–57.
222. Salgado RJC, Moura-Netto C, Yamazaki AK, Cardoso LN, Maranhão de Moura AA, Prokopowitsch I. Comparison of different irrigants on calcium hydroxide medication removal: microscopic cleanliness evaluation. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. 2009;107(4):580–4.
223. Da Silva JM, Silveira A, Santos E, Prado L, Pessoa OF. Efficacy of sodium hypochlorite, ethylenediaminetetraacetic acid, citric acid and phosphoric acid in calcium hydroxide removal from the root canal: A microscopic cleanliness evaluation. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. 2011;112(6):820–4.
224. Zehnder M. Root Canal Irrigants. Journal of Endodontics. 2006. p. 389–98.
225. Marion JJC, Manhães FC, Bajo H, Duque TM. Efficiency of different concentrations of sodium hypochlorite during endodontic treatment. Literature review. Dent Press Endod. 2012;2(4):32–7.
226. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. Int Endod J. 2009;42(4):335–43.
227. Arias-Moliz MT, Ordinola-Zapata R, Baca P, Ruiz-Linares M, Ferrer-Luque CM. Antimicrobial activity of a sodium hypochlorite/etidronic acid irrigant solution. J Endod. 2014;40(12):1999–2002.
228. Paqué F, Rechenberg DK, Zehnder M. Reduction of hard-tissue debris accumulation during rotary root canal instrumentation by etidronic acid in a sodium hypochlorite irrigant. J Endod. 2012;38(5):692–5.
229. Tartari T, Guimarães BM, Amoras LS, Duarte MAH, Silva e Souza PAR, Bramante CM. Etidronate causes minimal changes in the ability of sodium hypochlorite to dissolve organic matter. Int Endod J. 2015;48(4):399–404.
230. Neelakantan P, Varughese AA, Sharma S, Subbarao C V., Zehnder M, De-Deus G. Continuous chelation irrigation improves the adhesion of epoxy resin-based root canal sealer to root dentine. Int Endod J. 2012;45(12):1097–102.
231. Morago A, Ordinola-Zapata R, Ferrer-Luque CM, Baca P, Ruiz-Linares M, Arias-

Moliz MT. Influence of Smear Layer on the Antimicrobial Activity of a Sodium Hypochlorite/Etidronic Acid Irrigating Solution in Infected Dentin. J Endod. 2016;42(11):1647–50.

232. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. Implant Primary Stability. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(1):48–57.
233. Janson G, Gigliotti MP, Estelita S, Chiqueto K. Influence of miniscrew dental root proximity on its degree of late stability. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013;42(4):527–34.
234. Choi SH, Jang SH, Cha JY, Hwang CJ. Evaluation of the surface characteristics of anodic oxidized miniscrews and their impact on biomechanical stability: An experimental study in beagle dogs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2016;149(1):31–8.
235. Hong S Bin, Kusnoto B, Kim EJ, Begole EA, Hwang HS, Lim HJ. Prognostic factors associated with the success rates of posterior orthodontic miniscrew implants: A subgroup meta-analysis. Korean J Orthod. 2016;46(2):111–26.
236. Noorollahian, S., Alavi, S., & Rafiei E. The effect of multiple processing and re-use on orthodontic mini-screw torque values. Dent Res J (Isfahan). 2015;12(3):243.
237. de Morais LS, Serra GG, Albuquerque Palermo EF, Andrade LR, Müller CA, Meyers MA, et al. Systemic levels of metallic ions released from orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(4):522–9.
238. Chen Y, Kang ST, Bae SM, Kyung HM. Clinical and histologic analysis of the stability of microimplants with immediate orthodontic loading in dogs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136(2):260–7.
239. Inaba M. Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. J Oral Sci. 2009;51(3):347–53.
240. Florvaag B, Kneuertz P, Lazar F, Koebke J, Zöller JE, Braumann B, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews.an in-vitro study. J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie. 2010;71(1):53–67.
241. Çehreli S, Arman-Özrpc A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2012;141(2):187–95.
242. McManus MM, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of

miniscrew placement torque on resistance to miniscrew movement under load. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2011;140(3):93–8.

243. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136(2):230–5.
244. Wilmes B, Su Y, Drescher D. Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. 2008;78(6):1065–70.
245. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;136(3):314.e1-314.e12.
246. N Meredith, D Alleyne PC. Quantitative determination of the stability of implant-bone interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implant Res. 1996;261–7.
247. Chang JZC, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EHH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2012;141(3):279–88.
248. Matthew IR, Frame JW, Browne RM, Millar BG. In vivo surface analysis of titanium and stainless steel miniplates and screws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1996;25(6):463–8.
249. Ray MS, Matthew IR, Frame JW. Metallic fragments on the surface of miniplates and screws before insertion. Br J Oral Maxillofac Surg. 1999;37(1):14–8.
250. Sisk AL, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. of Six Implant Types. J Oral Maxillofac Surg. 1992;50(7):709–16.
251. Eliades T, Papadopulos JS, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Multi-technique characterization of retrieved bone cement from revised total hip arthroplasties. J Mater Sci Mater Med. 2003;14(11):967–72.
252. Aarash V, Abdollahi F, Ghorbanipour R, Mehdi M, Sistani N, Bijani A. Effect of insertion angles and reusing procedure on mini-screws' mechanical properties. J Res Med Dent Sci. 2017;5(3):63–8.
253. Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bourauel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. Eur J Orthod. 2011;33(4):381–7.

HAM VERİLER

FORMLAR

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

MİNİ VİDALARIN YENİDEN KULLANIMINDA FARKLI DEZENFEKSİYON METODLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ

ORİJİNALLİK RAPORU

%5	%4	%1	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
2	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	%1
3	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<%1
4	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	<%1
5	journalamb.com İnternet Kaynağı	<%1
6	es.scribd.com İnternet Kaynağı	<%1
7	cdn.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	dergipark.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
9	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1