

ÖZET

ORTODONTİK ANKRAJ AMACIYLA KULLANILAN 4 FARKLI MARKA MİNİ VİDANIN STABİLİTELERİNİN DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

Tolga TOPÇUOĞLU

Doktora Tezi, Ortodonti Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. A. Altuğ BIÇAKÇI

2010, 84 sayfa

Bu çalışmada, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan 4 farklı marka mini vidanın stabilite; histomorfometrik olarak, taramalı elektron mikroskobu kullanılarak, yerleştirme ve çıkarma tork testleri yapılarak incelenmiştir.

Çalışmamız yaşları 4 ile 6 ay arasında değişen, 3-3,5kg ağırlığında 10 adet Yeni Zelanda tavşanı üzerinde yapılmıştır. 4 farklı marka silindirik, 1,6mm çapında, 6mm uzunluğunda, toplam 80 adet self-drilling titanyum-alüminyum-vanadyum(Ti6Al4Va) alaşımı ortodontik mini vida kullanılmıştır. Mini vidalar, uzun aksları birbirine paralel, eksternal femural kortekse dik, monokortikal olarak yerleştirilmiştir. Deney grubundaki mini vidalara, 2 mini vida arasına yerleştirilen nikel-titanyum coil springler ile 115gr kuvvet uygulanmıştır. Mini vidaların başlangıç ve çıkarma tork değerleri portatif dijital tork ölçme cihazı ile tespit edilmiştir. 2 aylık kuvvet uygulama dönemi sonrasında mini vida kemik arasında meydana gelen osseointegrasyon histomorfometrik olarak, çıkarma tork testi ve taramalı elektron mikroskobu yardımıyla değerlendirilmiştir.

Kullandığımız tüm mini vidalar yerleştirildikleri anda klinik olarak kabul edilebilir bir primer stabilite göstermişlerdir. 8 hafta boyunca uygulanan devamlı ortodontik kuvvetin ardından, deney grubundaki ve kuvvet uygulanmayan kontrol gruplarındaki mini vidalarda klinik, histomorfometrik ve biomekanik olarak yeterli stabilite elde edilmiştir.

Sonuç olarak; immedat kuvvet uygulanan 4 farklı marka ortodontik mini vidanın klinik stabilitelerinde ve osseointegrasyonunda olumsuz bir etkilenme görülmemiştir.

Anahtar kelimeler: Ortodontik mini vida, İmmedat kuvvet, Stabilite, Tork testi

ABSTRACT

EXPERIMENTAL EVALUATION AND COMPARISON OF STABILITY OF 4 DIFFERENT TRADEMARK MINISCREWS USED AS ORTHODONTIC ANCHORS

Tolga TOPÇUOĞLU

Doctoral Thesis, Department of Orthodontics

Supervisor: Assoc. Prof. A. Altug BİCAKCI

2010, 84 pages

In the present study, stability of 4 different trademark miniscrews used as orthodontic anchors are evaluated by histomorphometric analyses, scanning electron microscopy, initial and removal torque test.

Ten 6-month-old male New Zealand white rabbits, weighing 3,0 to 3,5 kg, were used in this study. A total of 80 cylindrical, self-drilling orthodontic mini-screws made of Ti6Al4V alloy with a diameter of 1,6 mm and length of 6mm and produced by four different manufacturers were used. The miniscrews were threaded at the first cortex of the fibula with their longitudinal axes parallel to each other and perpendicular to the external cortical tibia (without reaching the second cortex). Miniscrews in the experimental groups were loaded with a nickel-titanium closed-coil spring between two miniscrews with 115gr of force. The measurement of the initial and removal torque values were done by a digital portable torque gauge. After two months of healing, osseointegration between miniscrew and the surrounding bone was evaluated by the histomorphometric analyses, scanning electron microscopy, initial and removal torque test.

All miniscrews had acceptable clinical primary stability at the time of insertion and there were no signs of mobility. Histomorphometrical, clinical and biomechanical sufficient primary stability were obtained in the experimental and control groups after 8 weeks continuous orthodontic force.

Finally, there were no adverse effects on the clinical stability and osseointegration of immediate loading of four different trademark orthodontic miniscrews.

Keywords: Orthodontic miniscrew, immediate loading, stability, torque test

TEŞEKKÜR

Tezimi hazırlamamda gösterdiği çabaları için danışmanım Doç. Dr. A. Altuğ BIÇAKÇI'ya, çalışmamda emeği geçen veteriner hekim Yücel Yalman'a, histolojik değerlendirmedeki katkılarından dolayı Arş. Gör. Zeynep Deniz ŐAHİN İNAN'a, histomorfometrik değerlendirmedeki katkılarından dolayı Prof. Dr. Mustafa Cihat AVUNDUK'a, bölüm arkadaşlarım ve bölüm çalışanlarına teşekkür ederim.

Ortodonti eğitimim boyunca öğrendiklerimi borçlu olduğum değerli hocalarım Prof. Dr. Cenk DORUK'a, Doç. Dr. Hasan BABACAN'a, Yrd. Doç. Dr. Oral SÖKÜCÜ'ye teşekkür ederim.

Sevgileri ve bana duydukları güvenle beni bugünlere getiren aileme ve varlıklarıyla bana güç veren eşim SEDEF'e ve kızım BAHAR'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.Ortodontik Ankraj	3
2.2. İskeletsel Ankraj	4
2.3. Alternatif İskeletsel Ankraj Yöntemleri	9
2.4. Ortodontik Mini Vidalar	15
2.4.1 Terminoloji.....	16
2.4.2 Dizayn	16
2.4.3 Primer Stabilite.....	17
2.4.4. Sekonder Stabilite	18
2.4.6 Ortodontik Mini Vidalarla İlgili Yapılmış İn-vitro Çalışmalar	26
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	32
3.1. Kontrol ve Deney Grupları.....	32
3.2. Cerrahi Yöntem.....	35
3.3. Mini Vidaların Yerleştirme ve Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi	38
3.4. SEM(Scanning Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi	39
3.5.Histolojik Kesitlerin Hazırlanması.....	40
3.6. Histomorfometrik Değerlendirme	40
3.7. İstatiksel Değerlendirme	41
4.BULGULAR.....	42

4.1. Klinik Bulgular	42
4.2. Biomekanik Bulgular	42
4.3. Histolojik ve Histomorfometrik Bulgular	46
4.4. SEM bulguları	54
5. TARTIŞMA	59
6.SONUÇLAR.....	71
KAYNAKLAR	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3. 1 Abso-Anchor marka mini vida	32
Şekil 3. 2 O.S.A.S marka mini vida.....	33
Şekil 3. 3 Dual-Top marka mini vida.....	33
Şekil 3. 4 Neo-Anchor marka mini vida	34
Şekil 3. 5 İnsizyon sonrası operasyon bölgesinin görünümü.....	36
Şekil 3. 6 Disseksiyon sonrası açığa çıkarılan kemik görüntüsü	36
Şekil 4. 1 Grup I, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast.....	47
Şekil 4. 2 Grup II, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast	47
Şekil 4. 3 Grup III, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast	48
Şekil 4. 4 Grup IV, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast.....	48
Şekil 4. 5 Grup V, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast	49
Şekil 4. 6 Grup VI, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast	49
Şekil 4. 7 Grup VII, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast.....	50
Şekil 4. 8 Grup VIII, yeni oluşan kemik bölgesi Ob : Osteoblast	50
Şekil 4. 9 Grup I sem görüntüsü	55
Şekil 4. 10 Grup II sem görüntüsü.....	55
Şekil 4. 11 Grup III sem görüntüsü.....	56
Şekil 4. 12 Grup IV sem görüntüsü	56
Şekil 4. 13 Grup V sem görüntüsü.....	57
Şekil 4. 14 Grup VI sem görüntüsü	57
Şekil 4. 15 Grup VII sem görüntüsü	58
Şekil 4. 16 Grup VIII sem görüntüsü.....	58

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4. 1 Grupların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri.....	43
Çizelge 4. 2 Grup içi yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	44
Çizelge 4. 3 Gruplar arası yerleştirme tork değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	45
Çizelge 4. 4 Gruplar arası çıkarma tork değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	45
Çizelge 4. 5 Gruplardaki osteoblast sayısı	51
Çizelge 4. 6 Gruplar arası osteoblast sayılarının istatistiksel olarak karşılaştırılması	52
Çizelge 4. 7 Yeni oluşan kemik alan miktarı	53
Çizelge 4. 8 Gruplar arası yeni kemik oluşum alanları.....	53

1.GİRİŞ

Ankraj kontrolü ortodontik tedavilerin başarısında önemli bir faktördür. Minimal hasta kooperasyonu ve maximum ankraj kontrolü gerektiren ortodontik tedavi yöntemleri için artan ihtiyaç, implant teknolojisinin gelişmesine neden olmuştur. Kemik içindeki rijit stabilite, implantların hasta kooperasyonuna dayanmayan iskeletsel ankraj üniteleri olarak kullanılmasını sağlamıştır.

Osseointegre implantların ortodontik yükleme için uygun olduğunu ve ortodontik amaçlı stabil ankraj sağladığını gösteren birçok çalışma yapılmıştır (Roberts ve ark., 1984; Gray ve ark., 1983; Ödman ve ark., 1988; Shapiro ve Kokich, 1988; Wehrbein ve Diedrich, 1993). Fakat osseointegre implantların ortodontik amaçlı kullanımlarıyla ilgili; pahalı olmaları, kapsamlı bir cerrahi operasyon gerektirmeleri, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için oldukça uzun bir bekleme periodu (2-6 ay) gerekmesi (Roberts ve ark., 1990; Roberts ve ark., 1994; Block ve Hoffman, 1995) nispeten geniş boyutları sebebiyle sınırlı bir uygulama alanına sahip olması (Deguchi ve ark., 2003) gibi bazı sınırlamalar bulunmaktadır (Lim ve ark., 2008).

Bu gibi dezavantajlardan dolayı alternatif ankraj ünitesi arayışları artmış, 1997 yılında, plastik ve rekonstruktif cerrahide kemik segmentlerinin fiksasyonunda kullanılan mini kemik vidalarının bir çeşidi olan 1.2mm çapında 6mm uzunluğunda minyatür implantlar Kanomi tarafından geliştirilmiştir.

Ortodontik ankraj için tasarlanmış mini implantlar alveol kemiğinde birçok bölgeye yerleştirilebilir, küçük vida çapı cerrahi prosedürde enfeksiyon riskini azaltır (Kanomi, 1997). Bunun yanında yerleştirme ve çıkarma prosedürünün kolay olması, maliyetinin az olması (Park ve ark., 2001), yerleştirme sonrası immediat ortodontik kuvvet uygulanabilmesi (Gray ve ark., 1983) gibi avantajları da vardır.

Ancak küçük çapa sahip ortodontik mini implantlar, düşük bir çıkarma kuvvetiyle kolayca yerinden oynatılabilir (Costa ve ark., 1998; Kim ve ark., 2005) ve kısa ortodontik mini implantlar düşük bir başarı oranına sahiptir (Hermann ve ark., 2005).

Ortodontik ankraj amaçlı tasarlanmış mini vidalara uygulanan döndürme kuvveti, ilgili anatomik yapılara zarar vermeden, implantta kırılma riski oluşturmadan implantın kolayca çıkmasına izin vermelidir (Favero ve ark., 2007).

Protetik implantların osseointegre olmalarına karşılık, mini implantların retansiyonu esas olarak mekaniktir (Proff ve ark., 2006).

Mini implantların stabilitesinin ölçülmesinde mobilite testi, rezonans frequency testi, tork analizleri uygulanabilir (Ueda ve ark., 1991). Mini implantların stabilitelerinin değerlendirilmesinde yerleştirme torque değerinin ölçülebileceği söylenebilir (Zdeblick ve ark., 1993) stabilite ile yerleştirme torque değeri arasında düşük bir ilişki olduğu bilinmektedir (Ozawa ve ark., 2005). İmplantların mekanik stabilitelerinin test edilmesinde çıkarma torque testi kullanılabilir, çünkü çıkarma torque testi ile direnç ve çıkarma momenti arasında yerleştirme torque testine göre daha fazla bir ilişki bulunmaktadır (Sennerby ve ark., 2005).

Bu çalışmada, immedat kuvvet uygulanan 4 farklı marka titanium alaşım ortodontik mini vidanın stabiliteleri çıkarma torque testi ile karşılaştırılarak, kemik iyileşmesi ile oluşan interfasiyal doku histomorfometrik olarak ve scanning elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Çalışma sırasında kliniğimizde rutin olarak kullandığımız mini vidalar kullanılmıştır. Hangi ortodontik vidanın stabilitesinin daha iyi olduğunu tesbit etmek hem ortodontist hem de hastanın tedavi seyri açısından faydalı olacaktır. Günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılan mini vidalarla ilgili yapılmış deneysel stabilite çalışmaları sınırlı olduğundan yaptığımız çalışmanın bu konuda aydınlatıcı olacağı kanısındayız.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Ortodontik Ankraj

Ankraj kontrolünün ve yeterli ankraj sağlanmasının başarılı bir ortodontik ve dentofasiyal ortopedik tedavi için önemi ortodontistler tarafından bilinen bir gerçektir. Newton'un 3.hareket kanunu etki-tepki prensibine göre iki cismin karşılıklı etkisi daima eşit fakat zıt yöndedir. Ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır. Uygun ortodontik tedavi planlanmadığında reaktif kuvvetler, ortodontik yükler için sabit ankraj olarak düşünülen dişlerde istenmeyen hareketlenmelere neden olacaktır (Huang ve ark., 2005). Ankraj ünitesi olarak kullanılacak dişlerin, harekete karşı direnç göstermesi, diğer dişlerin ise hareket etmesi planlanır. Diş hareketinin başlamasına neden olacak kuvvet eşik değeri henüz net olarak tanımlanmamıştır (Dinçer ve İşcan, 1994), fakat çok düşük bir değer olduğu bilinmektedir (Thiruvengkatachari ve ark., 2006). Örnek olarak; 4 gr'lık bir kuvvetin bile diş hareketine neden olduğu tespit edilmiştir (Sinha ve Nanda, 2000). Bu prensip dikkate alındığında, geniş kök yüzeyine sahip fazla sayıda diş, daha az kök yüzeyine sahip daha az sayıda diş hareket ettirmek için kullanıldığında bunun ankraj ünitesi olarak alınan dişlerin hareketini engellemek için yeterli olmadığı sonucu ortaya çıkmaktadır (Gainsforth ve Higley, 1945; Linkow, 1970). Bu nedenle, yeterli bir ankraj kontrolü için ilave ankraj arttırma yöntemlerine ihtiyaç vardır. Geleneksel olarak ağız dışı apareyler ve çenelerarası elastikler ilave ankraj arttırma yöntemleri olarak kullanılmaktadır (Dinçer ve İşcan, 1994). Bu yöntemler ankraj arttırmada etkili olmalarına rağmen, başarıları hasta kooperasyonuna dayanmaktadır. Geleneksel ankraj arttırma yöntemleri, potansiyel olarak hareket etmeye hazır dişlere veya hasta kooperasyonuna dayanan enselik veya elastik kullanımına dayandığı için hiçbir zaman ideali yakalayamamıştır. Bunlara ek olarak dudak tamponu, nance apareyi gibi ankraj arttırmada kullanılan birçok aparey hastalar açısından kullanışsız, rahatsız edici, zahmetli olmakla beraber hijyenik de değildir (Celenza ve Hochman, 2000). Sonuç olarak, ortodontik ankraj kontrolü hasta uyumuna bağlanmıştır. Böyle bir uyumun değişken ve çelişkili doğası yüzünden (Sherman, 1978), ortodontistler sık olarak ankraj dişlerin ark içi ve arklar arası istenmeyen resiprokal hareketleri ile karşılaşmaktadırlar.

2.2. İskeletsel Ankraj

Ortodontistler, ortodontik ankrajın alveoler kemikten sağlanması durumunda, ankraj ünitesinin stabilitesinin mükemmel bir şekilde arttırılabileceğinin farkına varmışlar (Roberts ve ark., 1984), ve 1940'lerde çalışmalarını bu konu üzerine yönlendirmeye başlamışlardır. Gainsforth ve Hingley (1945), köpek ramusuna yerleştirdikleri vitalyum vidalarla ilk olarak iskeletsel ankraj konseptini ortaya koymuşlardır. Başarısızlıkla sonuçlanan bu çalışma sonucunda; bazal kemik ankrajının gelecekte ortodontik hareket için kullanılabileceği umudunu taşıdıklarını söylemişlerdir. İmplantların kaybedilme sebebi olarak ise, ağız içi sıvısının dolayısıyla mikroorganizmaların operasyon bölgesiyle devamlı kontakta olmasına bağlı olarak gelişen enfeksiyon olduğunu belirtmişlerdir.

Linkow (1970), endosseous dental implantların ortodontik amaçlı kullanım alanları ile ilgili yayınlanan bir makalesinde, kendi adıyla tanıttığı blade implantları ortodontik tedavi öncesinde veya sonrasında diş eksikliği olan hastalarda ortodontik tedavi ile sağlanan durumun devamını sağlamak amacıyla yer tutucu olarak; ayrıca alt I.molar dişi eksikliği olan bireylerde intermaksiller lastikler ile cl-II tedavisi için ankraj amaçlı kullanmıştır.

Sherman (1978), köpekler üzerinde yaptığı çalışmasında, köpek alt III. premolar dişini çekmiş, çekim boşluğuna yerleştirdiği vitreous karbon dental implanttan destek alarak alt IV. küçük azı dişini push-coil ile 175gr'lık kuvvet uygulayarak distalize etmiştir. Kuvvete maruz kalan vitreous karbon implantlardan sadece 2 tanesi ortodontik kuvvet uygulamaya yeterli rijid stabiliteyi göstermesine rağmen, implantlardaki bu mobilite yetersiz cerrahi tekniğe bağlandığından, Sherman vitreous karbon dental implantların ortodontik tekniklerle hareket ettirilemeyeceğini söylemiş ve ortodontik tedavi tamamlanmadan önce hastalara sadece ankraj amaçlı implant uygulanmasını önermiştir.

Smith (1979), bioglass kaplı AL_2O_3 implantları bilateral olarak rhesus maymun mandibulasına yerleştirmiş ve bu implantlara simante edilen altın kronlara uyumlanan lingual arklarla lingual yönde 425gr kuvvet uygulamıştır. İmplantlar arası mesafe ölçüldüğünde 6 haftalık bir periotta 425gr kuvvete maruz kalan implantlar sabit bulunmuştur. Bir hayvanda 6 hafta sonra kuvvet 925gr'a çıkarıldığında, 9 haftalık yükleme periodu sonunda implantlar arası mesafede 0,3mm'lik bir azalma tespit edilmiştir.

Paige ve ark. (1980), 180gr kuvvet uygulanan küçük silindirik dental implantların harekete karşı dirençlerini tespit etmek için yaptıkları çalışmalarında; 5 yetişkin tavşanın her bir femuruna 2'şer tane 0.69 çapında 45S5 bioglass ile kaplanmış vitallium implant uygulamışlar, 4 haftalık bir iyileşme dönemi sonrası ikinci bir cerrahi prosedür sonrası implantlar arasına amalgam kemik markerları ve 180gr kuvvet uygulayacak 0.08×0.022 open coil springler yerleştirmişlerdir. Springlerin yerleştirilmesinden sonra implantlar arası ve markerlarla implantlar arası mesafeler ölçülmüş, 4 hafta sonra tüm tavşanlar sakrifiye edilmiş ve tüm springlerin 180gr kuvvet uygulamaya devam ettiği görülmüştür. İmplantların hiçbirisinde istatistiksel olarak anlamlı bir hareket tespit edilmemiştir. Bu çalışmada test edilen implant boyutlarıyla ilgili, bioglass'ın ortodontik ankraji arttırmak için klinik olarak uygulanabilir olduğunu söylemişlerdir.

Oliver ve ark. (1980), maymun 2.küçük-azı dişi çekim boşluğuna yerleştirdikleri vitreous karbon implantlara 11-28 hafta süreyle mesial yönde 30-60-100-200gr'lık kuvvetler uygulamış, klinik ve radyolojik olarak yerleştirilen hiçbir implantta hareket olmadığını göstermişler ve bu sonuçlar ışığında, 30-60-100-200 gr'lık ortodontik kuvvetlerin maymunlara yerleştirilen vitreous karbon implantları hareket ettirebilmek için yeterli olmadığını bildirmişlerdir. Mendez-Villamil ve ark. (1980), kuvvet uygulanan imlantlarda kuvvet uygulama öncesi ve sonrası yaptıkları periodontometrik ölçümlerin sonuçlarına göre, kuvvet uygulanan implantların mobilitelerinde minimal bir artış tespit etmişler, kuvvet uygulanan bu implantlarda görülen mobilitenin hiçbir zaman doğal dişlerde kuvvet uygulanması sonucu görülen mobilite kadar veya daha fazla miktarda olmadığını söylemişlerdir. Ayrıca mesial yönde kuvvet uygulanan bu implantlardaki mobilitenin değerlendirilmesinde mesio-distal yöndeki mobilitenin bukko-lingual yöndeki mobiliteden daha önemli olduğunu söylemişlerdir.

Turley ve ark. (1980), karma dentisyondaki 3 erkek macaca nemestrina maymununda, maksiler komplekste sutural ekspansiyon sağlamak için bioglas kaplı alüminyum oksit implant kullanmışlardır. İlk iki maymunda sağ-sol santral ve lateraller, 3.maymunda üst I.-II. küçük azı ve I. büyük azı dişleri çekilmiş ve 43,50 ve 37 günlük bir iyileşme dönemi sonrasında implantlar çekim boşluklarına yerleştirilmiştir. 9 hafta sonunda II. maymuna yerleştirilen implantlar mobil olduğu için ekspansiyon apareyi yerleştirilmemiştir. 12 hafta sonra diğer 2 maymunun maksillasına 1.40mm'lik paslanmaz çelik telden yapılan palatal

arklarla 425gr'lık kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları; bioglas kaplı seramik implantların kraniofasiyal kompleksteki kemiklerin pozisyon ve formlarının değiştirilebilmesi için uygulanan kontrollü kuvvetler için bir dayanak noktası olarak kullanılabilceğini göstermiştir.

Gray ve ark. (1983), bioglass ve vitallium implantlara kuvvet uygulayarak her iki implant türünün harekete karşı olan direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında 28 günlük iyileşme dönemi sonrasında implantlara 60,120,180gr'lık kuvvetler uygulamış ve implantların hareketleri analiz edildiğinde implant türünün ve uygulanan kuvvetin şiddetinin implant hareketine etkisinin olmadığı görülmüştür.

Roberts ve ark. (1984), tavşan femuruna yerleştirdikleri 28 adet hidroklorik asitle pürüzlendirilmiş saf titanyum implanta 6-12 haftalık bir iyileşme dönemi sonrası paslanmaz çelik springlerle 100gr kuvvet uygulamışlar ve 4-8 hafta sonunda birisi dışında implantların tamamının stabil olduğunu görmüşlerdir. Diğer bir gruba da immediat kuvvet uygulamışlar ve femura yerleştirilen 28 implanttan 8 tanesinin 1 hafta sonra spiral tip çatlak oluşmasına sebep olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlara dayanarak, rijid stabilizasyon ve spontan çatlaklardan kaçınmak için 6 haftalık bir iyileşme sürecinin yeterli olduğunu, sürekli kuvvete maruz kalan implantların kemik içinde stabil kalacağını, endosseous implantların dentofasiyal ortopedik ve ortodontik kemik ankrajı için potansiyel uygun bir kaynak olduğunu söylemişlerdir.

Turley ve ark. (1988), 6 mongrel köpeği üzerinde yaptıkları çalışmada, 6mm uzunluğunda, 4.75mm ve 2.4mm çaplarında hidroklorik asit ile pürüzlendirilmiş %99 saf titanyum implant kullanmışlardır. Maksilla ve mandibula'nın farklı bölgelerine yerleştirilen implantlara ortalama 20 haftalık bir iyileşme süreci sonrasında 7-9 hafta boyunca 300'er gr, bir hayvanda da temporal buttress ve zigomaya yerleştirilen implantlara yine 7-9 hafta boyunca 1000'er gr kuvvet uygulanmıştır. Bu pilot çalışmanın sonucunda titanyum endosseous implantların ortodontik diş hareketi için ankraj ünitesi olarak kullanılabilceğini, ikinci küçük azı dişini hareket ettirebilmek için uygulanan kuvvetlerle hiçbir implantta hareket görülmediğini, kuvvet aktivasyonu süresince implantların stabil kaldığını, mobilitelelerinde artış gözlemlenmediğini belirtmişlerdir.

Smalley ve ark. (1988), 4 Macaca nemestrina maymun maksilla ve zigomatik kemiğine yerleştirdikleri %99,8 saf titanyum endosseous implantlara anterior yönlü 600gr şiddetinde ekstraoral kuvveti, maksillada 8 mm anterior yer değiştirme sağlanana kadar uygulamışlardır. Sonuçlar, fasial kemiklere yerleştirilen titanyum implantların maksillo-fasiyal kompleksin protraksiyonu için stabil bir ankraj sağladığını göstermiştir.

Douglass ve Killiany (1988), ratlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında; rat keser bölgesine yerleştirdikleri wrought tikonyum dental implantlarla maksiler molar arasına 5,5 hafta boyunca 0.006×0.022" kapalı coil springlerle 5 ounces'luk kuvvet uygulamışlar ve çalışmanın sonucunda implantların ortodontik tedavilerde mükemmel bir intraoral ankraj sağlamak için yeterli potansiyele sahip olduğunu söylemişlerdir.

Ödman ve ark. (1988), 65 yaşında parsiyel dişsiz bir hastada gömülü olan sağ maksiler köpek dişini sürdürebilmek için sağ maksiler I. küçük azı ve I. büyük azı bölgesine yerleştirdikleri dental implantları, iyileşme dönemini takiben protetik restorasyonu yapıldıktan sonra köpek dişini sürdürebilmek için ankraj ünitesi olarak kullanmışlardır. Ödman ve arkadaşları başka bir vakalarında; 47 yaşında patolojik diş migrasyonu bulunan bir hastada ortodontik tedavi ile dişlerin seviyelenmesi sonrasında periodontal olarak sağlıklı olmayan sol maksiler santral dişini çekip, bu boşluğa yerleştirdikleri dental implantın üzerine altı aylık bir iyileşme dönemini takiben tek kron yapmışlar ve bu kronu maksiler ön dişlerin retansiyonu için 0.0015'lik twist retainer teli ile diğer dişlere bağlamışlardır. Ortalama 2 yılda, dişlerin ortodontik tedavi sonunda kazandıkları konumlarında bir değişiklik görülmediğini belirtmişlerdir. Ödman ve arkadaşları 39 yaşında parsiyel dişsizlik bulunan bir hastada mandibular ön dişlerdeki çapraşıklığı çözmek için, mandibular posterior bölgeye bilateral olarak yerleştirdikleri implantları ankraj ünitesi olarak kullanarak köpek dişlerinin ve sağ I. küçük azı dişinin distalizasyonunu yapmışlardır.

Roberts ve ark. (1989), tavşan femuruna yerleştirdikleri asitle pürüzlendirilmiş titanyum implantlara 6 haftalık bir iyileşme periyodu sonrasında coil springlerle 1N'luk kuvvet uygulamışlardır. Köpekler üzerinde yaptıkları çalışmalarında ise iki farklı tip endosseous implantın ankraj potansiyelini değerlendirmek için köpek mandibulasına yerleştirdikleri implantlara 7 haftalık

bir iyileşme periyodu sonunda kapalı coil springlerle 3N'luk kuvvet uygulamışlardır. Sonuç olarak; 2 farklı yüzey özelliğine sahip titanyum endosseous implantlarda %94'lük bir osseointegrasyon gerçekleştiğini tespit etmişler ve ayrıca rijid endosseous implantlarla ortodontik ankraj için minimal(\leq %10) direkt kemik kontağının gerekli olduğunu söylemişlerdir.

Haanaes ve ark. (1991), gömülü 20 yaş dişlerini sürdürüp mesialize etmek için dental implantları ankraj ünitesi olarak kullandıkları 3 vaka raporunu içeren bir makale yayınlamışlardır. Bu vaka raporunun sonucunda dental implantların ortodontik ankraj ünitesi olarak kullanılabilceğini, ancak implantların ortodontik ankraj amaçlı hiçbir zaman rutin olarak kullanılmıyacağını, sadece bazı tedavilerde ortodontistin aklında bulunması gereken bir alternatif tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir.

Kokich (1996), dental implantları ortodontik ankraj amaçlı kullandığı vakalarını içeren bir makale yayınlamıştır. İlk vakasında; mandibular sağ I. ve II. azı dişi eksikliği olan bir hastada okluzal düzlemin üzerinde sürmüş olan III. azı dişinin intruzyonu için, III. azı dişi mesialine yerleştirdiği dental implantı 6 aylık bir iyileşme periyodu sonrasında, üzerine geçici restorasyon yaptıktan sonra, ortodontik ankraj ünitesi olarak kullanmıştır. İkinci vakasında ise; 46 yaşında birçok mandibular posterior dişini kaybetmiş, alt keser çapraşıklığı ve alt-üst keserler arasında başa baş kapanış bulunan bir hastada alt keserlerin retraksiyonu ile yeterli overbite ve overjet sağlamayı amaçlamıştır. Fakat posteriorda alt keser retraksiyonu için ankraj ünitesi olarak kullanılacak uygun bir diş bulunmadığından, sağ ve sol mandibular posterior bölgeye yerleştirilen implantlar, 6 aylık bir iyileşme periyodu sonrasında, alt keserlerin retraksiyonu için kullanılmış ve ortodontik tedavi tamamlandıktan sonra protetik olarak daimi üst yapısı yapılmıştır. III. vakasında; sağ maksiler I. büyük azı ve küçük azıların mandibular dişsiz bölgeye doğru aşırı sürdüğü bir hastada, mandibular I. büyük azı bölgesine yerleştirdiği implantın üst yapısına, 6 aylık bir iyileşme süreci sonrasında, bir samaryum-kobalt miknatıs yerleştirmiştir. Maksiller dişler için de, ekstruze olmuş dişler bölgesinde miknatıs içeren hareketli bir aparey yapmıştır. Böylece miknatıslar birbiriyle temas ettiğinde miknatısların birbirini itmesiyle oluşan itici kuvvetler implantı hareket ettirememiş, fakat maksiler dişler için intruziv bir etki oluşturmuştur. 8 aylık tedavi sonrasında yapılan sefalometrik

çakıştırmalar maksiler I. büyük azı ve küçük azı dişlerinde 3mm'lik bir intruzyonun sağlandığını göstermiştir.

2.3. Alternatif İskeletsel Ankraj Yöntemleri

Block ve Hoffman (1995), 1989'da titanyum alaşımından ince bir disk şeklinde, kemikle temas edecek yüzeyi desenli ve 75µ kalınlığında hidroksiapatit ile kaplı 'onplant' olarak adlandırdıkları bir buluş yapmışlardır. Onplant'ın yumuşak dokuyla temas edecek yüzeyi, abutman'ın yerleştirilebilmesi için merkezinde yivli bir deliğe sahip, pürüzsüz titanyum alaşımından yapılmıştır. İlk tasarlanan onplant'lar, 2mm kalınlıkta 10mm çapında 90°'lik keskin kenarlara sahipti. Bu tasarım, keskin kenarların yumuşak dokuda dehisenslere neden olmasından dolayı daha yumuşak geçişli kenarlara sahip olacak şekilde modifiye edilmiştir. 1995 yılında, onplant'ların etkinliğini göstermek için köpek ve maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmalarını yayınladılar.

4 mongreal köpeğinde, damağın ön bölgesinden tam kalın bir mukoperiostal insizyonu takiben, I. büyük azı dişlerine kadar uzanan 2 tane subperiostal tünel oluşturmuşlardır. Tüneller, insizyonları onplant'lardan uzakta yapabilmek için hazırlanmıştır. Her köpeğin damağına 2 tane onplant yerleştirmişlerdir. Onplant'lar istenen konumda yerleştirildikten sonra tüneller onplant'ların migrasyonunu engelleyecek şekilde kapatılmıştır. 2 köpeğin ramusunun lateralinin üst kısmına mekanik test için 1'er tane onplant yerleştirilmiştir. 10 haftalık iyileşme periyodu sonrasında onplantlar'dan birisinin üzeri açılarak abutman yerleştirilmiştir. Karşı taraftaki üst II. küçük azı dişinin üzerine bir delik açılmış ve bu delikten geçirilen paslanmaz çelikten yapılmış bir spring onplant'a bağlanarak 11 ounces'luk bir kuvvet oluşması sağlanmıştır. 5 ay sonra üst II. küçük azı dişlerinden birinde 4mm, diğer ikisinde ise 8mm'lik hareketler gözlenirken, onplant'larda herhangi bir hareket gözlenmemiştir. Onplant'ların etrafındaki yumuşak dokularda plak birikimine bağlı olarak çok az bir inflamasyon oluşurken, histolojik incelemeler kuvvet uygulanan ve kuvvet uygulanmayan onplantlar arasında fark bulunmadığını göstermiştir. Her iki grupta da hidroksiapatit yüzeyde kemik oluşumuna rastlanmıştır. Ramusa yerleştirilen onplant'larda yapılan mekanik testlerde, 160 ve 162 pound'luk kuvvetlerin onplantların kemikten ayrılması için yeterli olduğu tespit edilmiştir.

5 maymun kullandıkları çalışmalarında, 4 maymunun damağının ortasına II. büyük azı dişinin karşı tarafına yerleştirdikleri birer tane onplant'a 12 haftalık iyileşme periyodu sonrasında abutmanları yerleştirmişlerdir. Yerleştirilen onplantlardan 2 tanesi 90°'lik keskin kenara, diğer 2 tanesi ise daha yumuşak geçişli kenara sahipti. Maymunlardan 2 tanesine protetik abutman yerleştirilmiştir. Alınan ölçüde yapılan döküm transpalatal bar, abutmana vidalanırken, transpalatal barın bir kolu bir tarafta I. büyük azı bandına diğer tarafta II. büyük azı bandına lehimlenmiştir. Böylece sadece I. büyük azı dişinin onplant'tan ankraj alması sağlanmıştır. Diğer 2 maymuna üzerinde küçük girinti bulunan abutman yerleştirilerek, 0.051 inch kalınlığındaki telden yapılan transpalatal ark bu girintilere temas ettirilmiştir. Transpalatal arkın kolları yine bir tarafta I. büyük azı bandına diğer tarafta da II. büyük azı bandına lehimlenerek sadece I. büyük azı dişinin onplant'tan ankraj alması sağlanmıştır. Onplant'ların yerleştirileceği seans, üst I. büyük azı dişleri ile köpek dişleri arasında yer açmak için üst I. ve II. küçük azı dişleri çekilmiştir. Bilateral olarak köpek dişleri ile I. büyük azı dişi arasına yerleştirilen paslanmaz çelikten yapılan springlerle 250gr'lık kuvvetler uygulanmıştır. 6 ay sonra döküm transpalatal bar bulunan maymunlardan, onplant'tan ankraj alan I. büyük azı dişinde santral dişlere doğru $1,2\pm 0.2$ mm'lik bir hareket gözlenirken, onplant'tan ankraj almayan I. büyük azı dişinde santral dişlere doğru $4,1\pm 1.4$ mm'lik bir hareket tespit edilmiştir. Ankraj alınan taraftaki köpek dişinde santral dişlerden $1,9\pm 0.6$ mm'lik bir uzaklaşma söz konusu iken, ankraj alınmayan tarafta ise santral dişlerden $1,9\pm 0.7$ mm'lik bir uzaklaşma tespit edilmiştir. Döküm transpalatal arkın, 0.051 inch kalınlığındaki telden yapılan transpalatal arka göre daha iyi ankraj sağladığı görülmüştür. Keskin kenara sahip onplant'ların çevre yumuşak dokularda dehisensler oluşmasına neden olduğu görülürken yumuşak geçişe sahip onplant'larda bu durum tespit edilmemiştir.

Block ve Hoffman bu çalışmaların sonucunda; onplantların, dişleri kendine doğru hareket ettirmek için, kendisi hareket etmeden, sınırsız ankraj sağlayabileceğini ve maksimum ankraj vakalarında, büyük azı dişlerinin anteriora hareketini engelleyecek kadar yeterli ankraj sağlayabildiğini söylemişlerdir. Ayrıca onplant'ların, eneliklerin yerini alabilecek potansiyele sahip olduklarını ve ortodontistlere hasta kooperasyonuna dayanmayan tam bir ankraj kontrolü sağlayabileceğini belirtmişlerdir.

Janssens ve ark. (2002); gömülü, horizontal üst I. büyük azı dişlerini sürdürebilmek için palatal ankraj olarak onplant'ları kullandıkları bir vaka raporu bildirmişlerdir. 12 yaşında komplike bir medikal hikayeye sahip, mental gerilik, gelişim eksikliği, kraniofasiyal anomaliler(mikrosefali, asimetrik kraniosintosis, maksiler hipoplazi, ikincil damak yarığı), myopi, duyma bozukluğu, vertebra anomalileri gibi rahatsızlıklar bulunan, alt çenesinde 4 üst çenesinde de 3 diş sahip bir hastada gömülü dişlerin sürdürülmesinde alt veya üst arktan yeterli ankraj sağlanamayacağı için ekstraoral ankraj kullanımı için de yeterli kooperasyon gösterecek sağlığa sahip bir hasta olmadığı için osteointegre ankraj sistemlerinden faydalanmaya karar vermişlerdir. Ancak endosseous implantların geleneksel yerleştirilmesi için yeterli vertikal kemik yüksekliğine sahip olmayan hastada, damağın mid-saggital bölgesinin ankraj almak için en ideal yer olduğuna karar vermişlerdir. Literatürde sert damağa yerleştirilebilecek 2 tip ortodontik osseointegre ankraj sisteminden bahsedilmiştir. Bunlardan ilki, ortodontik implant ankraj sistemi ve tek bir cerrahi işlem ile yerleştirilme avantajına sahip olmasına karşın, yetersiz vertikal kemik gelişimi burun tabanında perforasyona neden olabileceğinden, onplant kullanımına karar verilmiştir. Onplant, hazırlanan subperiostal tünelden mid-palatal suturun posterioruna yerleştirildikten sonra ölçü alınıp hastanın 2 hafta süreyle kullanacağı bir stent yapılmıştır. 21 haftalık bir iyileşme periyodu sonrasında abutman yerleştirilip bir ölçü daha alınmıştır. Gömülü büyük azıların üzeri cerrahi olarak açıldıktan sonra birer tane buton yerleştirilmiş, ağızda sürmüş olan diğer 3 üst dişe de bantlar uyumlanmıştır. Abutmana vidalanan bantlara sıkı sıkıya bağlanan ortodontik apareyin birleşim noktaları rezinle kapatılmıştır. Bu mekanikten her bir gömülü molara elastikler aracılığı ile 50-80grlık kuvvetler uygulanmış ve 17 haftalık bir tedavi süresi sonrasında büyük azı dişleri ağza sürdürülmüştür. Bu hastada, 2 büyük azı dişini sürdürmek için ankraj ünitesi olarak kullanılan onplant, tedavi sonuna kadar stabil kalmış ve dişler başarıyla sürdürülmüştür. Janssens ve arkadaşları, onplant'ların indirek veya direk ankraj kuvvetlerine maruz kaldığında stabilitelerinin değerlendirilmesi için, daha fazla sayıda hastanın dahil edildiği ve daha uzun süreli çalışmaların yapılması gerektiğini söylemiştir.

Bousquet ve ark. (1996), 35 yaşında cI-II malokluzyona ve ciddi anterior çapraşıklığa sahip bir hastada, üst II. küçük azı dişlerinin çekimi ve daha sonra I. küçük azı ve köpek dişlerinin retraksiyonunu planlamışlardır I küçük azı ve

köpek dişlerinin retraksiyonu için sağ tarafta ankraj ünitesi olarak, alveol kemiğinin labial yüzeyinden üst I. büyük azı ve II. küçük azı çekim boşluğu arasındaki interdental septuma 0.7mm çapında 6mm uzunluğunda titanyum alaşımından bir post yerleştirilmiş ve 4 haftalık bir iyileşme periyodu sonrasında, sağ I. büyük azı tüpünden 0.040" 'lik rijit bir tel ile titanyum post birbirine temas ettirilerek, I. büyük azı dişinin mesiale hareketi engellenmeye çalışılmıştır. 3 ay sonra, sağ üst I. küçük azı dişinin retraksiyonu bittiğinde, titanyum postun hala aynı pozisyonunu koruduğu görülmüştür. Sol tarafta ise I. büyük azı ankrajını arttırmak için sadece transpalatal ark yerleştirilmiştir. Sol tarafta I. küçük azı retraksiyonu tamamlandığında, I. büyük azı dişinde en azından 2mm'lik bir mesiale hareket olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak bu vakada; I. büyük azı dişinin ankrajını arttırmak için, interdental septumun implantasyon için yeterli genişliğe sahip olmaması nedeniyle, osseointegre bir implantın kullanılmasının mümkün olmadığı ve bu bölgeye yerleştirilen titanyum bir postun uygulanabilir olduğunu bildirmişlerdir.

Melsen ve ark. (1998), posterior dişlerini kaybetmiş üst ön altı dişi olan hastalarda ve okluzal kuvvetlerin bu dişlerin migrasyonuna ve hatta kaybedilmesine neden olabildiği durumlarda; gerekli diş hareketleri için yeterli posterior ankrajın bulunmaması ve ideal bir ortodontik tedavinin çok zor olması nedeniyle ankraj ünitesi olarak infra-zigomatik krestin kullanmışlardır. Lokal anestezi altında, infra-zigomatik krestin kemik yüzeyinden aşağıya üst I. büyük azının karşısına alveoler prosese dik bir açıyla yapılan 1cm'lik insizyon sonrası, infra-zigomatik kreste hazırlanan 2 tane horizontal delikten geçirilen çift kat 0.012" yumuşak paslanmaz çelik telden destek alarak, 10 hastada, üst keserlerin retrüzyonunu ve intrüzyonunu gerçekleştirmişlerdir. Zigomatik ligatürü, implant veya mini plak gibi diğer tedavi alternatifleriyle kıyasladıklarında; özel bir ekipmana ihtiyaç duyulmaması, kullanılan malzemelerin pahalı olmaması, ankrajın immedat uygulanabilmesi, tedavinin hızlı sonuçlanması, telin tedavi sonrası çıkarılmasının kolay ve çabuk olması gibi avantajlarının olduğunu bildirmişlerdir.

Umemori ve ark. 1999 yılında, açık kapanışa sahip bireylerde alt büyük azı dişlerinin gömülmesi için geliştirdikleri iskeletsel ankraj sistemini tanıttıkları ve bu iskeletsel ankraj sistemi kullanılarak ortodontik tedavi görmüş şiddetli açık kapanışa sahip 2 hastanın tedavi sonuçlarını değerlendirdikleri bir makale

yayınlanmışlardır. Sağ ve sol alt I. ve II. büyük azı apikal bölgesindeki kortikal kemiğe, 5-7mm uzunluğunda mini vidalarla sabitlenen titanyum mini plaklara asılan elastiklerle molarlar, 5 aylık bir tedavi sonrasında, ortalama 3-5mm gömülmüş ve açık kapanış, herhangi bir ciddi yan etki görülmemesinin düzeltilmiştir. Mini plakların dental implantlarla kıyaslandığında; implantasyon için hazırlanması gereken bir bölgenin olmaması, stabil rijit ankraj sağlaması, implantasyondan kısa süre sonra diş hareketinin mümkün olması, basit tedavi mekaniği, ortodontik tedavi süresini kısaltması, hasta konforunun daha iyi olması ve çevre yumuşak dokularda ciddi bir yan etki görülmemesi gibi avantajlarının olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçların, iskeletsel ankraj sistemlerinin, açık kapanışların iskeletsel düzeltiminde biomekanik olarak etkili bir yöntem olduğunu gösterdiğini söylemişlerdir.

Sherwood ve ark. (2002), 4 yetişkin ön açık kapanışa sahip hastada, ön açık kapanışın düzeltilmesi için mini plaklarla üst posterior dişleri intruze ettikleri çalışmalarının sonucunda; üst posterior dişlerde ortalama 1.99mm intrüzyon elde ederek 4 hastada da ön açık kapanışın kapatılmasını sağlamışlardır. Zigomatik krete yerleştirilen mini plaklara, 8 haftalık bir iyileşme periyodu sonrasında, asılan elastiklerle 5,5 ay boyunca üst posterior dişlere intruziv kuvvet uygulanmış ve 4 aylık retansiyon dönemi sonrasında mini plaklar çıkartılmıştır. Tedavi süresinde ve sonrasında mini plaklarda herhangi bir hareket tespit edilmemiştir. Çalışmalarının sonucunda; titanyum mini plakların molar intrüzyonu için stabil iskeletsel ankraj sağladığını söylemişlerdir.

Clerck ve ark. 2002 yılında, zigoma ankraj sistemi olarak isimlendirdikleri iskeletsel ankraj sistemini tanıtmışlardır. 2,3mm çapında 5-7mm uzunluğundaki mini vidalarla, I. ve II. büyük azı arasında, zigomatiko-maksiller buttress'in alt sınırına sabitledikleri mini plakları 27 hastada köpek dişlerinin retraksiyonu için ankraj ünitesi olarak kullanmışlardır. Köpek dişi braketinin vertikal slotuna uyumladıkları kolun uç kısmındaki hook köpek dişinin rezistans merkezinden geçecek şekilde ayarlanmıştır. Böylece zigoma ankrajından nikel-titanyum kapalı springlerle uygulanan 50-100gr'lık kuvvetin köpek dişine gövdesel hareket yaptırması planlanmıştır. Köpek dişlerinin distalizasyona başlamadan, önce sliding jig'le I. büyük azı dişlerinin de distalize edilebileceğini söylemişlerdir. Köpek dişlerinde aylık ortalama 1,14mm distalizasyon sağlanmış ve tedavi süresince plak kaybı olmamıştır. Ankraj ünitesi ve sabit mekanikler

arasındaki bağlantının tedavinin herhangi bir safhasında ankraj ihtiyacına göre değiştirilebilmesi, zigoma ankraj sisteminin geleneksel ağız dışı ankraj için etkili bir alternatif olacağını belirtmişlerdir.

Wehrbein ve ark. 1999 yılında, 1996 yılında geliştirdikleri 'Orthosystem Anchorage' ismini verdikleri yeni ortodontik ankraj sisteminin ankraj kapasitesini değerlendirdikleri bir makale yayınlamıştır. Ortodontik implant ankraj sistemi; saf titanyum tek parçadan oluşan endosseous implant gövdesi, transmukozal boyun kısmı ve abutmandan oluşmaktadır. Endosseous implantın gövdesi self tapping özelliğinde olup, 3,3mm çapında ve 4 veya 6mm uzunluk seçenekleri bulunmaktadır. Transmukozal boyun kısmı, yerleştirilecek bölgedeki yumuşak dokunun kalınlığına bağlı olarak 1,5-2,5-4,5mm uzunluk seçeneklerine sahiptir. Baş kısmındaki yuvarlak titanyum bağlantıdaki eksentrik slotu 0,8×0,8 veya 1,2×1,2mm köşeli kesite sahip tellerin yerleştirilebilmesi için yeterli genişlikte tasarlanmış ve bu tasarım, tellerle rijit bir fiksasyon sağlanmasına ve reaktif kuvvetlerin uzayın 3 boyutunda da engellenmesine imkân sağlamıştır. Cl-II div-I malokluzyona sahip 9 hastada üst I. küçük azı dişleri çekilmiş, lokal anestezi sonrası anterior palatinal mukozanın, mukozal punch ile 4.2mm çapında bir delik açılacak şekilde kaldırılmasından sonra standart drill'lerle implant yatağı hazırlanmıştır. Self drilling implantın yerleştirilmesinden sonra 12±3 haftalık bir iyileşme süreci sonrasında, II. küçük azı dişlerinin bantları uyumlanıp alınan ölçülerden hazırlanan çalışma modelleri üzerinde transpalatal arklar implantın baş kısmındaki slotun içinden geçecek şekilde hazırlandıktan sonra ağza uyumlanmıştır. Köpek dişlerinin sentalloy springlerle ortalama 1,5N kuvvet uygulanarak retraksiyonu sonrasında, yine sentalloy springlerle bu kez 2N kuvvet uygulanarak kesici dişlerin en masse retraksiyonu yapılmıştır. Ortalama 11±3 hafta sonra tüm hastalarda köpek dişlerinde cl-I ilişki sağlanmış ve overjet düzeltilmiştir. Bu süreçte sağ tarafta ortalama 0,7mm sol tarafta ise ortalama 1,1mm'lik bir ankraj kaybı tespit edilmiştir. Ankraj kayıplarının transpalatal arkın ortodontik kuvvetlerle deformasyonuna bağlı olduğu sonucuna varılmıştır, çünkü klinik ve histolojik değerlendirmeler implantların stabiliteelerini göstermiştir. İmplantların çıkarılmasından 2 ay sonra palatal mukoza normal görünümünü kazanmıştır. Bu tedavi yaklaşımının; hasta kooperasyonuna bağımlı bir sistem olmaması, nispeten tahmin edilebilir tedavi sonuçları elde edilebilmesi, uygun

estetik ve ortodontik aparey olarak küçük bir hacme sahip olması gibi avantajlarının olduğunu belirtmişlerdir.

Keleş ve ark. (2003), 17 yaşında cl-II div-I hastada; 4,5mm çapında 8mm uzunluğunda palatal implanttan ankraj olarak, modifiye keleş slider ile üst büyük azı dişlerini her iki tarafta 3'er mm distalize etmişlerdir. 5 aylık bir tedavi sonrasında her iki tarafta da cl-I kanin ve molar ilişkisi, ideal overbite ve ideal overjet sağlanırken, anterior segmentte keser proklinasyonu veya overjetin artması ile karakterize bir ankraj kaybı tespit edilmemiştir. İmplantın çıkarılmasından sonra yara bölgesi 5 günde iyileşmiş, 1 ay sonra palatinal mukozoda skar dokusu izlenmemiştir. Keleş ve arkadaşları bu sonuçların ışığında, palatinal implantların ankraj sağlamak amaçlı veya yer kazanmak için etkili bir şekilde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Kyung ve ark. (2003), 11 yaşında üst ön bölgede çapraşıklık bulunan cl-III meyilli hastada; hyrax ile palatal genişletme ve yüz maskesi ile maksilla'nın öne protraksiyonu sonrasında cl-II olan molar ilişkisinin düzeltilmesi için, molarlara mid-palatinal bölgeye yerleştirilen mini vida ile distal yönde 400gr kuvvet uygulayarak, 3 ayda molar apeksinden ölçüldüğünde 3,5mm, kronundan ölçüldüğünde ise 5mm distalizasyon sağlamışlardır.

2.4. Ortodontik Mini Vidalar

Diş eksikliklerini gidermede osseointegre titanyum implantlar başarılı bir şekilde kullanılmaktadır, fakat ortodontik ankraj amaçlı kullanımları implantasyon için her zaman yeterli yer bulunamaması nedeniyle sınırlı olmaktadır (Creekmore ve Eklund, 1983; Ödman ve ark., 1988). Konvansiyonel dental implantlar dişsiz bölgelere ya da retromolar bölgeye yerleştirilebilir (Roberts ve ark., 1990).

Osseointegre titanyum implantlar için diğer bir sınırlama da uygulanan kuvvetin yönüyle ilgilidir; alveol kemiğine yerleştirilen dental implantlar horizontal ortodontik kuvvetler için çok geniştir. Ayrıca dental implantlar hastalar için, yerleştirilme sürecinde ciddi cerrahi işlemler gerektirmesi, başlangıç iyileşme dönemindeki rahatsızlık ve ağız hijyeninin sağlanmasındaki zorluklar yüzünden çok zahmetlidir. Ortodontik ankraj amaçlı kullanılacak bir mini implant alveol kemiğinde herhangi bir yere, apikal kemiğe bile, yerleştirilebilecek kadar küçük olmalıdır. Yerleştirme prosedürü bir ortodontist veya bir diş hekimi tarafından

yapılabilecek kadar kolay olmalı ve hızlı bir iyileşme periyoduna sahip olmalıdır (Kanomi, 1997).

2.4.1 Terminoloji

Ortodontik amaçlı kullanılan implantların tanımlanmasında terminolojik olarak bir fikir birliği yoktur. Yıllardır mini vida (Dalstra ve ark., 2004), mini implant (Hong ve ark., 2004), mikro implant (Chung ve ark., 2005), mikro vida implant (Park ve ark., 2004) gibi birçok terim kullanılmıştır. ‘Micro’, mikroskobikin kısaltılması ve görülebilmesi için büyütülmesi gereken bir şeyi ifade etmektedir. Bu terim, hiçbir ortodontik implantı tam olarak tanımlayamaz. ‘Mini’ ise, ‘minyatür’ün kısaltılmasıdır ve benzer objelerle kıyaslandığında daha küçük olduğunu ifade etmek için kullanılır. Ortodontik amaçlı kullanılan implantların küçük ve vida şeklinde olmasından dolayı, ortodontik implantlar bu tezde ortodontik mini vida olarak adlandırılacaktır.

2.4.2 Dizayn

Vida, mekanik avantaj sağlarken, rotasyonel hareketi gövdesel harekete çeviren basit bir cihaz olarak tanımlanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan vidalar; baş, gövde ve yiv kısımları olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır. Yivler gövdeyi sarmaktadır. Vidanın çapı gövdeden ölçülürse vidanın iç çapı, yivlerden ölçülürse vidanın dış çapı elde edilmiş olur. Komşu iki yiv arasındaki vertikal mesafeye ‘pitch’ denir.

Ortodontik mini vidalar, konvansiyonel kemik vidalarından farklı olarak ortodontik tedavide kullanılmak üzere özel olarak tasarlanmış, elastik chain veya ligatür teli bağlamak için, ilave bir özelliğe sahip iki başa sahiptir. Üretici firmaya göre farklılık gösteren baş kısımları altıgen, sekizgen veya yuvarlak olabilmektedir. Vidanın boynu, baş ve gövde bölümleri arasında gingival yumuşak dokularla temasta olan kısımdır. Bazı üreticiler, gingival dokuların kalın olduğu palatinal veya retromolar bölgelerde kullanılması için uzun boyun bölümüne sahip vidalar üretmektedir.

Mini vidaların gövdesi, maksimum stabilite sağlanabilmesi ve vidanın kemik içine kolayca yerleştirilmesine imkân sağlayacak şekilde tasarlanmaktadır.

Üretici firmalara göre çok çeşitli çaplarda mini vidalar üretilmektedir. Mini vida seçiminde göz önüne alınması gereken temel özellikler vidanın çapı ve vidanın uzunluğunun ne kadarında yivlerin bulunduğu.

Bazı ortodontik mini vidaların yerleştirmesinden önce vidanın içine yerleştirileceği kavite hazırlanması gerekmektedir. Böyle mini vidalara pre-drilling veya drilled mini vidalar denilmektedir. Günümüzde kullanılan mini vidaların çoğunluğunun yerleştirilmeden önce herhangi bir kavite hazırlanmasına gerek yoktur. Böyle vidalara da drill-free veya self-drilling mini vidalar denilmektedir. Bu tür mini vidalar özel olarak tasarlanmış kesici yivlere sahip olduğu için kavite açılmasına gerek kalmadan direkt olarak kemiğe yerleştirilebilmektedir. Gövdenin uç kısmında bulunan dikey oluk mini vidanın yerleştirilmesi esnasında oluşan kemik debrislerinin tıkanıklığa neden olmasını önler. Pre-drilling ve self-drilling mini vidaların kemiğe yerleştirilmeleri sırasında kemiğin içinde ilerleyebilmeleri için, yivleri kemiği kesebilecek keskinlikte üretilmektedir. Tüm ortodontik mini vidalar bu özelliğe sahiptir ve bu özelliğe sahip vidalara self-tapping mini vida denir. Çalışmalar drill-free mini vidaların pre-drilling mini vidalara göre, daha az miktarda kemik debris ve termal zararlar, daha geniş bir kemik implant kontağı sağladığını göstermektedir (Heidemann ve ark., 1998, 2001). Drill-free mini vidaların pre-drilling mini vidalarla karşılaştırıldığında, daha fazla kemik remodellingi ve osseointegrasyonla beraber periostat ile ölçüldüğünde daha az mobilite gösterdiği tespit edilmiştir (Kim ve ark., 2005).

2.4.3 Primer Stabilite

Gerek ortodontik mini vidalarda osseointegrasyonun gerçekleşmesi gerek de osseointegrasyonun ortodontik kuvvete maruz kalan mini vidaların stabilitesine yardımcı olması konusu tartışmalı konulardır. Osseointegrasyon, yaşayan kemikle implant arasındaki, herhangi bir yumuşak doku olmaksızın, direkt yapısal ve fonksiyonel bir bağlantıyla karakterizedir (Branemark ve ark., 1969). Dental implantlar üzerinde yapılan çalışmalar farklı miktarlarda osseointegrasyon gerçekleştiğini göstermişlerdir. Albrektsson ve ark. (1981) osseointegrasyonun kemikle implant arasında %90-95'lik bir direkt kontak olduğunu belirttiğini

bildirmişlerdir. Roberts ve ark. (1984) ise başarılı bir şekilde osseointegre olan bir dental implantta, implant yüzeyinin %23-50'sinin kemikle direkt temas halinde olduğunu belirtmişlerdir.

Ortodontik mini vidalarla ilgili ise farklı görüşler vardır. Bazı klinisyenler, ortodontik mini vidaların stabilitesinin vidanın yivleri ve kortikal kemik arasında meydana gelen mekanik retansiyona dayandığını söylemektedir. Gray ve ark. (1983), ortodontik ankraj amaçlı kullanılan titanyum vida implantlarda osseointegrasyonun gerçekleşmesinin mümkün olmadığını bildirmiştir. Ancak son yıllarda yapılan birçok çalışmada, vida ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilmiştir (Kim ve ark., 2005; Melsen ve Costa, 2000; Ohmae ve ark., 2001). Bunun yanında ortodontik mini vida implantların stabilizasyonu için gerekli osseointegrasyon miktarı bilinmemektedir. Ortodontik mini vida ankrajı için tam bir osseointegrasyonun gerçekleşmesi zorunluluk olarak görülmemektedir. Ortodontik mini vidalara uygulanan kuvvetler, dental implantların maruz kaldığı kuvvetlerden daha az miktardadır. Bunun yanında ortodontik mini vidalar tedavi sonunda çıkartılan geçici aygıtlardır. Roberts ve arkadaşlarına göre (1989), ortodontik ankraj için mini vida ile kemik arasında %10'luk bir integrasyon yeterlidir. Deguchi ve ark. (2003) ise, kemik-implant ara yüzeyinde %5'lik bir kemik kontaklarının köpeklerde ortodontik kuvvetlere başarılı bir şekilde direnç gösterebilmek için yeterli olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.4. Sekonder Stabilite

Mini vida implantların primer stabilitesi, kortikal kemikle mekanik kilitlenmeyle sağlanmaktadır, bu yüzden kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu kritik faktörlerdir. Mini vida implantların sekonder stabilitesi esas olarak, sadece kemik desteğinin devamlılığını sağlamayan aynı zamanda kemik metabolizması için gerekli olan sürekli kalsiyum akışını sağlayan kemik remodelling'ine ve turnover'ına dayanmaktadır. Remodelling kemik yenilenmesinden farklı bir prosedürdür. Kemik yenilenmesi, travma veya mekanik bir yüklemeye cevap olarak kemiğin şekil, boyut ve pozisyonunda değişikliğe neden olan kemik dış

yapısında meydana gelen değişiklikleri ifade eder (Roberts ve ark., 2004). İnsanlarda remodelling siklusu ortalama 4 aydır (Roberts ve ark., 1990).

2.4.5 Ortodontik Mini Vidalarla İlgili Yapılmış Klinik Çalışmalar

Kanomi (1997), plastik rekonstrüksiyonda kemik plaklarını fikse etmek için kullanılan mini kemik vidasından, yukarıda sayılan tüm özelliklere sahip 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda bir implant tasarlamıştır. 44 yaşında alt dentisyonda artmış spee ve overbite'ı bulunan bir hastada, alt keser intrüzyonu için lokal anestezi altında alt keser kökleri arasındaki alveol kemiğine tasarlanmış olduğu mini kemik vidasını yerleştirmiştir. Ayrıca tedavinin ilerleyen dönemlerindeki alt keser retraksiyonu için de altta daha önceden kaybedilmiş olan II. küçük azılar bölgesine ve üst santral kesici apeksi bölgesine birer tane mini kemik vidası yerleştirmiştir. İmplantı yerleştirirken izlediği prosedürü; mukoperiostal flap kaldırıp kortikal kemikte 2mm'lik yuvarlak frezle su soğutması altında 1,5mm çapında bir girinti oluşturduktan sonra, implant uzunluğu kadar 1mm çapında bir pilot yuva hazırlanmasını takiben implant yerleştirilmesi, implantın üzerinin flaple kapatılması, iyileşme ve osseointegrasyon sonrası implantın üzerini örten yumuşak dokunun kaldırılıp implantın başına, ligatür teli veya elastik chain bağlayabilmek için hook görevi yapacak, 2 delikli bir titanyum plak yerleştirilmesi olarak belirtmiştir. Bu plaktan kesici braketine bağlanan ligatür teli ile keserleri intrüze etmek için kuvvet uygulamıştır. 4 ay sonra alt keserlerde, kök rezorpsiyonu veya periodontal patolojik bir durum görülmeksizin 6mm'lik bir intrüzyon sağlamıştır. Hastanın tedavisi süresince herhangi bir rahatsızlık şikâyeti olmamış ve hasta overbit'ındaki azalmadan memnun olmuştur. Aynı makalede yer alan vakasında mini implantın alveoler kemiğe yerleştirildiği takdirde, intrüzyonun yanında horizontal traksiyon için de kullanılabileceğini göstermiştir. Vidanın, molar intrüzyonu için molar mesial ve distal kökleri arasına veya molar distalizasyonunda ankraj ünitesi olarak kullanılmak için palatinele yerleştirilebilecek kadar küçük olduğunu belirtmiştir. Ligatür telinin direkt vidanın başına bağlanmasındansa vida başına eklenen hook'a bağlanmasının ağız hijyeninin sağlanmasını kolaylaştıracağını bildirmiştir. İmplantın irreversible bir zarara neden olmak için çok küçük olmasına, ortodontist veya hastanın isteğiyle her zaman çıkarılabilme şansına sahip olmasına rağmen, implant çevresindeki

mukoza'nın post-operatif dönemde enfeksiyonunu engellemek için dikkatli olunması gerektiğini söylemiştir.

Lee ve ark. (2001), 19 yaşında dudaklarının protrüze olması şikayeti ile kliniklerine başvuran, 10mm overjet ve 2mm açık kapanışı olan iskeletsel cI-II ön açık kapanış ve bialveolar protrüzyon teşhisi koydukları hastada üst I. küçük azı ve alt II. küçük azı dişlerinin çekilmesine karar vermişlerdir. Hastaya, isteği doğrultusunda lingual ortodontik tedavi uygulanmıştır. Hastanın enselik kullanmak istememesi nedeniyle, üst 6 dişin en-masse retraksiyonunda ankraj ünitesi olarak palatinal alveol kemiğe sağ-sol üst I. ve II. büyük azı dişleri arasında 1,2mm çapında 10mm uzunluğunda birer tane mikro-implant yerleştirmişlerdir. Mikro-implantın, bukkal alveol kemiğine yerleştirilen implantlardan daha uzun seçilmesinin nedeni olarak palatinaldeki mukoza kalınlığının fazla olmasını göstermişlerdir. Mikro-vida, köklere zarar vermemek için kemik yüzeyine 30-40°'lik bir açıyla yerleştirilmiştir. 2 haftalık iyileşme dönemini takiben mikro-vida ile ark telinin ön bölgesindeki hook'lara kuvvet uygulanmaya başlanmış ve 7 ay sonra cI-I kanin ilişki sağlanmıştır. Bu vaka; mikro-implantların, labial ortodontik tedavilerde olduğu kadar lingual ortodontik tedavilerde de güvenilir absolute ankraj sağlayabileceğini göstermiştir.

Park ve ark. (2001), iskeletsel cI-I bialveolar protrüzyon tedavisinde, üst ön dişlerin retraksiyonu için mikro-implant ankrajı kullanarak yeni bir tedavi yaklaşımı ortaya koymuşlardır. 28 yaşında konveks bir profile sahip, 1,5mm overjet ve overbite'ı bulunan, iskeletsel cI-I bialveolar protrüzyon hastada; tüm I. küçük azı dişleri çekilmiş, 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vidalar üst II. küçük azı ile I. büyük azı dişi arasında bukkal alveolar kemiğe yerleştirilmiştir. Mikro vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra dişlerin seviyelenmesine başlanmıştır. Mikro vidalarla köpek dişleri arasında uygulanan tie back'lerle parsiyel köpek dişi retraksiyonuna başladıktan 2 ay sonra, nikel titanyum coil springler'le 200gr kuvvet uygulanarak üst ön dişlerin retraksiyonuna geçilmiştir. 2 ay sonra, alt I. ve II. büyük azı dişleri arasında 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra elastiklerle alt arka kuvvet uygulanmaya başlanmıştır. Toplamda 18 aylık bir tedavi süresi sonunda, hastada güzel bir iskeletsel cI-I ve dental ilişki sağlanmıştır. Hastanın yüz profili, üst keserlerin ve alt dudağın retraksiyonu ile düzeltilmiştir. Sonuç olarak mikro implant tedavisinin; ekstraoral apareyler gibi hasta kooperasyonuna dayanmaması

profilde kısa sürede meydana gelen düzelmenin hasta kooperasyonunu artırıcı etkisi, ön 6 dişin retraksiyonunun tedavi ve hasta başında geçirilen süreyi azaltması ve ortodontik diş hareketi için mükemmel ankraj sağlaması gibi avantajlarının olduğunu bildirmişlerdir.

Park ve ark. (2002), 35 yaşında, protez uzmanı tarafından, mesiale devrilmiş alt sağ II. büyük azı dişinin düzeltilmesi için yönlendirilen hastada; retromolar bölgede 3-4mm'lik bir insizyonla mukoperiostal flap kaldırmış, 9mm'lik rehber yuva hazırladıktan sonra, 1,2mm çapında 10mm uzunluğundaki mikro vidayı alt II. büyük azı distal yüzeyinin 10mm distaline distobukkal olarak yerleştirmiştir. 2 haftalık iyileşme periyodu sonrasında, ameliyatla mikro vidaya bağlanan 0,09" ligatür teline tutturulan elastik chain ile II. büyük azı mesiolingualine yerleştirilen butona 70gr'lık bir kuvvet uygulanarak 3 ayda II. büyük azı dişi upright edilmiştir. Başka bir vakalarında; 23 yaşında bir hastada, mesiale devrilmiş sol üst II. büyük azı dişini düzeltmek için maksiler tüber bölgesine insizyon yapılmadan 1,2mm çapında 12mm uzunluğunda bir mikro vida yerleştirmişler ve 2 haftalık bir iyileşme dönemi sonrasında uygulanan 70gr kuvvetle 4 ayda II. büyük azı dişinde başarılı bir uprighting elde etmişlerdir. Maksiller tüber bölgesinde ince bir kortikal kemik tabakası bulunduğu için, retromolar bölgede kullanılan vidalardan daha uzun bir vida tercih etmişlerdir. Bu vakalarının sonucunda; mikro-implant ankrajı ile ön dişlerde herhangi bir yan etkiye neden olmadan ve dişlerin braketlenmesine gerek kalmadan üst ve alt II. büyük azı dişlerinin kolayca upright edilebileceğini göstermişlerdir.

Park ve ark. (2003), sol üst II. büyük azı dişinin antagonistinin olmamasına bağlı olarak aşırı sürdüğü ve alt kretle arasında protez yapımı için yeterli vertikal aralığın bulunmadığı bir hastada, II. büyük azı dişinin intrüzyonu için bu dişin palatinalinden mesial ve distaline yerleştirilen 2 mini vida ve bukkalinden de zigomatik kreste yerleştirilen 'L' şeklinde bir mini plağa, 2 haftalık iyileşme dönemi sonrasında asılan elastik chain'lerle uygulanan 150-200gr kuvvetle 8 ayda alt posterior bölgeye protetik restorasyon yapılabilmesi için yeterli vertikal aralığı sağlamışlardır. Bir başka vakalarında da, yine antagonistinin olmamasına bağlı olarak aşırı sürmüş olan II. ve III. büyük azı dişleri nedeniyle protetik restorasyon yapımı için yeterli vertikal yüksekliğin bulunmadığı bir hastada, aynı yöntemle mini vidalar kullanılarak büyük azı dişleri intrüze edilmiş ve protetik restorasyon için yeterli yer sağlanmıştır. Bu klinik

deneyimlerin sonucunda; kolayca implante edilebilen, kuvvetin yönü ve miktarı ayarlanabilen mini vidalarla tatmin edici başarılı bir molar intrüzyonu sağlanabildiğini göstermişlerdir.

Giancotti ve ark. (2003), alt I. büyük azı dişinin köküne dayandığı için ağızda süremeyen II. büyük azı dişini sürdürebilmek için, III. büyük azı dişinin çekilmesinden 90gün sonra, retromolar bölgeye yerleştirdikleri 2,3mm çapında 7mm uzunluğunda mikro vidaları ankraj ünitesi olarak kullanmışlardır. Mikro vidalardan, ektopik II. büyük azı dişine yerleştirilen hooklara 150gr kuvvet uygulayan elastikler asılarak II. büyük azı dişini ark içinde ideal yerine sürdürmüşlerdir. Bu vakanın sonucunda; mini vidaların, tek bir dişin upright edilmesi gibi sınırlı bir tedavi şansı olan durumlarda maksimum ankraj sağlayabileceğini belirtmişlerdir.

Kyung ve ark. (2003), 15 yaşında alt I. büyük azı dişleri çekilmiş bir hastada, II. büyük azı dişlerini I. büyük azı çekim boşluğuna mesialize etmek için alt I. ve II. küçük azı dişleri arasında lingualden yerleştirdikleri 2mm çapında 7mm uzunluğunda mikro vidaları kullanmışlardır. 0,036" paslanmaz çelik telden, II. büyük azıların bifurkasyon seviyesine gelecek şekilde hookların lehimlendiği lingual arka 30° distal-out anti-rotasyon bükümü yapılmış ve lingul ark alt keserlerden 4mm uzaktan geçecek şekilde ağza uyumlanmıştır. Mikro vidalarla hooklar arasına asılan, 350 gr kuvvet uygulayan elastiklerle II. büyük azı dişlerini 8 ayda başarılı bir şekilde mesialize etmişlerdir.

Park ve ark. (2004), 21 yaşında sağ üst köpek dişi gömülü bir hastada, sağ üst süt köpek dişini çektikten sonra bukkal kortikal kemiğe yerleştirdikleri 1,2mm çapında 8mm uzunluğundaki mikro vida'dan, gömülü köpek dişinin labial kron yüzeyine yerleştirdikleri button'a uyguladıkları elastik chain'le 50gr kuvvet uygulayarak gömülü köpek dişini 9 ayda sürdürmüşlerdir. Başka bir vakalarında da; 25 yaşında sağ üst köpek dişi gömülü hastada, sağ üst süt köpek dişini çektikten sonra, bukkal kortikal kemiğe yerleştirdikleri 1,2mm çapında 6mm uzunluğundaki mikro vidadan anraj olarak gömülü köpek dişini 5 ayda sürdürmüşlerdir. Bu vakada ayrıca; sol alt I. büyük azı çekim boşluğuna, büyük azıların direnç merkezi seviyesine yerleştirilen mikro vida ile sol alt II. ve III. büyük azı dişlerinin, sol alt I. büyük azı çekim boşluğuna mezial protraksiyonunu gerçekleştirmişlerdir.

Park ve ark. (2004), 28 yaşında dengeli bir ortognatik profile ve dental olarak angle c1-I ilişkiye sahip, 2mm overjet 1mm overbite'ı olan, alt çenede 5,5mm ve üst çenede 4mm yer ihtiyacı olan hastada çekimsiz bir tedavi protokolü planlamışlardır. Hastanın tüm III. büyük azı dişleri çekildikten sonra, üst çenede palatal alveoler kemiğe I. ve II. büyük azılar arasında 1,2mm çapında 10mm uzunluğunda, alt çenede ise II. büyük azı distobukkalindeki alveol kemiğine 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vidalar yerleştirmişlerdir. Lingual braketler yerleştirildikten ve mikro vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra, üst çenede I. küçük azılarla mikro vidalar arasında, alt çenede II. küçük azılarla mikro vidalar arasında elastik chain'lerle kuvvet uygulanmıştır. Ön dişlerin protruziyonunu engellemek için, posterior dişleri distalize ederek yeterli yer sağlanana kadar ark teli ön dişlere pasif olarak bağlanmıştır. Ön dişlerin seviyelenmesi, yeterli yer oluştuğunda dişler arka aktif olarak bağlanarak sağlanmıştır. 10 aylık bir tedavi sonunda, hastanın fasiyal profilinde bir bozulma olmadan dişleri ideal olarak sıralanmış, c1-I kanin ve molar ilişki sağlanmıştır. Bir diğer vakalarında ise; 13 yaşında c1-I kanin ve molar ilişki gösteren, ön dişlerinde çapraşıklığa sahip, üst çenede 6mm ve alt çenede 4mm yer ihtiyacı olan, 2mm overbite ve 1mm overjet bulunan hastada, ön çapraşıklığın çözülmesi için mikro vidalar yardımıyla dişlerin distalizasyonunu planlamışlardır. Üst çenede, II. küçük azı ve I. büyük azı arasında bilateral olarak bukkal interradiküler kemiğe 1,2mm çapında 8mm uzunluğunda mikro vidalar yerleştirmişlerdir. Alt çenede ise bilateral olarak retromolar bölgeye 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vidalar yerleştirmişlerdir. Mikro vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra, Ni-Ti coil springler ve elastomerik kuvvetlerle alt ve üst köpek dişlerine kuvvet uygulanmıştır. Posterior dişlerin distale hareket ettirilmesiyle yer oluşturulduktan sonra yuvarlak bir overlay ark yardımı ile ön dişler sıralanmıştır. 17 aylık bir tedavi sonrasında, profilde bozulma olmaksızın alt ve üst dişler sıralanmıştır. Üst arka dişler 2mm, alt arka dişler 2,5mm distalize edilmiştir. Mikro vida implantlar tedavi süresince stabilitelerini korumuştur. Sonuç olarak; mikro vida implant sistemlerinin posterior dişlerin en masse distal hareketi için mükemmel ankraj sağladığını ve posterior dişlerin bu yöntemle hareket ettirilmesinin tedavi süresini kısalttığını bildirmişlerdir.

Kuroda ve ark. (2004), 33 yaşında, 7mm ön açık kapanış ve 7,1mm overjete sahip bir hastada, maksillada zigomatik prosese mandibulada bukkal

alveoler kemiğe yerleştirdikleri 2,3mm çapında 14mm uzunluğunda titanyum vidalarla, 13 ayda alt-üst I. büyük azı dişlerin ortalama 3mm intrüzyonu ile iyi bir okluzyon elde etmeyi başarmışlardır. I.büyük azı dişlerinin intrüziv kuvvetlerin etkisiyle alacakları bukkal kron torklarını kompanse etmek için alt çenede lingual ark üst çenede de transpalatal ark kullanmışlardır. Hastanın tedavi öncesindeki retrognatik çene ve konveks profili, alt çenenin öne-yukarı rotasyonu ile düzeltilmiştir. Bu sonuçlara göre; titanyum vidaların ön açık kapanış vakalarında büyük azı dişlerinin gömülmesi için kullanılabileceğini tavsiye etmektedirler.

Park ve ark. (2004), mikro vida implantların, üst ön dişlerin retraksiyonunda ankraj kontrolündeki, alt arka dişlerin vertikal kontrolündeki ve fasiyal profildeki etkinliğini göstermek için 3 vaka raporu içeren bir makale yayınlamışlardır. I.vakalarında; 13 yaşında procline alt-üst keserlere ve protruze dudağa sahip, cI-II kanin cI-I molar ilişki gösteren, 6mm overjet 2mm overbite'ı olan hastada, tedavi planı olarak üst I. küçük azı dişleri ve alt II. küçük azı dişlerinin çekimi ve üst çenede ankraj kontrolü için mikro vida implant kullanmayı düşünmüşlerdir. Diş çekimlerinin ardından 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vidalar II. küçük azı ve I. büyük azı arasındaki alveol kemiğine yerleştirilmiştir. Vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra dişlerin seviyelenmesine başlanmış ve 16×22" SS arka lehimlenen hooklarla mikro vida implantlar arasına asılan Ni-Ti coil springlerle bilateral olarak 150gr kuvvet uygulanarak üst ön dişlerin retraksiyonu gerçekleştirilmiştir. 19 ay süren bir tedavi sonunda, dengeli bir fasiyal profil ile birlikte, cI-I kanin ve molar ilişki sağlamışlardır. Mikro vida implantlarda tedavi süresince mobilite görülmemiş ve pozisyonlarını tedavi boyunca korumuşlardır. Sefalometrik çakıştırmalar üst ön dişlerin, ankraj kaybı olmaksızın, gövdesel olarak 7mm retrakte edildiğini ve 2mm intrüze edildiğini göstermiştir. II. vakalarında; 11 yaşında 3mm overjet ve 2mm overbite ile birlikte cI-I kanin ve molar ilişkiye sahip, alt ve üst dişlerin ciddi labio-versiyonda olduğu bir hastada, alt-üst I. küçük azıların çekimi ve maksimum ankraj kullanmayı planlamışlardır. Üst çenede ön altı dişin retraksiyonunda ankraj kontrolü sağlamak için high pull J hook ve transpalatal ark kullanmışlardır. 9 aylık bir tedavi sonrasında, fasiyel profil planlanan kadar güzel olmamıştır. Bunda, geride konumlanmış çene ucu ve alt dudak-menton arasındaki mesafenin fazla olması önemli rol oynamıştır. Alt I. ve II. büyük azı dişleri arasına yerleştirilen 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vida implantlarla I büyük

azı dişi distalinden ark teline uygulanan intrüze edici kuvvetlerle keser retraksiyonu sırasında alt azı dişlerinin vertikal kontrolünü sağlamışlardır. İntrüziv kuvvetler uygulanmaya başladıktan 2 ay sonra, alt çenenin saat yönünün tersine rotasyonu ile profilde ciddi bir düzelmenin meydana geldiğini belirtmişlerdir. III. vakalarında ise; 15 yaşında dudak protrüzyonu ve mandibular retrüzyonla karakterize, cl-II kanin ve molar ilişkiye sahip, 13mm overjet ve 5mm overbite'ı bulunan hasta ortognatik ameliyat seçeneğini kabul etmediği için üst I. küçük azı dişlerinin çekilmesine karar vermişlerdir. Dişlerin çekildiği seans, II. küçük azı ve I. büyük azı dişleri arasındaki bukkal alveol kemiğine 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mikro vida implantlar yerleştirilmiştir. Mikro vidalardan ark telindeki hooklara asılan Ni-Ti coil springlerle 150gr kuvvet uygulanarak ön dişler retrakte edilmiş ve overjet azaltılmıştır. Sağ alt II. küçük azı dişinin sadece kökünün olması ve posteriodaki çapraz kapanış nedeniyle, II. küçük azıların çekilerek molar ilişkisinin düzeltilmesine karar vermişlerdir. Boşluk kapatma esnasında molarların vertikal kontrolünü, alt I. ve II. büyük azı dişleri arasındaki bukkal alveol kemiğine yerleştirdikleri 1,2mm çapında 6mm uzunluğundaki mikro vidalarla sağlamışlardır. 34 aylık bir tedavi sonrasında, hastada cl-I kanin ve molar ilişki, klinik olarak kabul edilebilir bir fasiyal profil sağlanmıştır. Bu vakalarının sonucunda; mikro vida implantlarla uygulanan sliding mekanizmaların, kuvvetin dişin rezistans merkezine yakın geçmesini sağlayarak hafif bir intrüzyonla beraber dişlerin gövdesel retraksiyonu için yeterli ankraj sağlayacağını, üst posterior dişlerin ve anterior dişlerin ankraj kaybı olmaksızın retrakte edilebileceğini, alt çeneye yerleştirilen mikro vida implantların alt molar vertikal pozisyonunu kontrol ederek fasiyal profilin düzeltilmesine yardımcı olacağını belirtmişlerdir.

Ohnishi ve ark. (2005), 19 yaşında 7,2mm overbite ve 4,8mm overjet'i olan, cl-I molar ve cl-II kanin ilişkiye sahip hastada, 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda mini implantı, orta keser kök uçlarından 3 mm yukarı yerleştirdikten 6 aylık bir iyileşme periyodu sonrasında ikinci bir operasyonla abutmentı yerleştirmişlerdir. İkinci operasyondan 2 ay sonra abutment'in baş kısmından ark teline bağlanan bir ligatür teli ile 15 ay boyunca 20gr kuvvet uygulayarak üst santral kesici dişlerini ortalama 4mm intrüze etmişler ve 5°'lik bir lingual kök torku vermişlerdir. Başlangıçta 7,2mm olan overbite tedavi sonunda 1,7mm olmuştur ve gummy smile düzeltilmiştir. Üst kesiciler başarılı bir şekilde intrüze

edilmiş ve hasta kooperasyonuna ihtiyaç duyulmadan sıralanmıştır. Tedavi süresince, hasta kooperasyonu ile ilgili herhangi bir yan etki veya problem yaşanmamıştır. Bunun yanında kök rezorpsiyonu da tespit edilmemiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda, mini implant ankrajının dişsel derin kapanışın ve gummy smile'in düzeltilmesinde başarılı bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.6 Ortodontik Mini Vidalarla İlgili Yapılmış Deney Çalışmaları

Melsen ve Costa(2000), 4 yetişkin macaca fascicularis maymununda infra-zigomatik krest ve simfiz bölgesine 2'şer adet olmak üzere, yerleştirdikleri toplam 16 titanyum vanadyum vidaya, sentalloy springlerle immediate olarak 25-50gr kuvvet uygulayarak 1,2,4,6. haftalarda vida çevresindeki kemik iyileşmesini takip etmişlerdir. Vidalardan 2 tanesi yerleştirildikten hemen sonra kaybedilmiştir. Kalan vidaların 2 tanesi dışında tüm vidaların çevresinde osseointegrasyon tespit edilmiştir. Entegrasyonun, kemik tipinin trabeküler veya kortikal olmasından bağımsız olarak gerçekleştiği ve zamanla bir artış gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak; bu makalede tanıtılan vidaların, konvansiyonel ankrajın sağlanamadığı durumlarda ankraj ünitesi olarak kullanılabilceğini önermişlerdir.

Ohmae ve ark. (2001), titanyum mini implantların alt posterior dişlerin ortodontik intrüzyonunda ankraj potansiyelini değerlendirmek için 3 yetişkin erkek beagle köpeğinde bilateral olarak, bukkalden ve lingualden III. küçük azı kökünün mesailine, distaline ve interradiküler septuma, 1'er tane olmak üzere, 1mm çapında 4mm uzunluğunda toplamda 36 tane mini implant yerleştirmişlerdir. 6 haftalık bir iyileşme periyodu sonrasında, bukkal ve lingual tarafa yerleştirilen bilateral interradiküler mini implantlara, 6 hafta boyunca, coil springlerle 150gr'lık intruziv kuvvet uygulamışlardır. Kontrol grubunu oluşturan diğer mini implantlara kuvvet uygulamamışlardır. Sonuç olarak; alt III. küçük azılarda, bifurkasyon ve apeks bölgesinde hafif rezorpsiyonla birlikte 4,5mm gömülme meydana gelmiş, tüm mini implantlar ortodontik diş hareketi süresince mobilite veya yer değiştirme olmaksızın stabilitelerini korumuşlardır. Morfometrik bulgular, kuvvet uygulanan implant çevresindeki kemikte kontrol grubuyla eşit ya da çok az fazla kalsifikasyon meydana geldiğini göstermiştir. Bu sonuçlar; mini

implantların beagle köpeklerinde ortodontik intrüzyon için etkili bir yöntem olduğunu ortaya koymaktadır.

Kim ve ark. (2005), drilling prosedürünün erken dönem ortodontik kuvvet yüklenen vidaların stabilitesine etkisinin değerlendirilmesi için, 2 beagle köpeğinin çenesine, 1,6mm çapında toplamda 32 vida yerleştirmişlerdir. Drilling grubunda 16, drill-free grubunda da 16 vida olacak şekilde gruplar oluşturulmuştur. Her iki grupta da vidalar yerleştirilmeden önce mukozaya 4-5mm'lik insizyonlar yapılmış ve periost kaldırılarak kemik açığa çıkarılmıştır. Drilling grubundaki vidalara, vidaların yerleştirilmesinden 1 hafta sonra vidalara Ni-Ti coil springlerle 200-300gr kuvvet uygulamışlardır. Vidaların yerleştirilmesinden 12 hafta sonra, periotest(Siemens AG, Bensheim, Germany) ile vidaların mobilitelerine bakılmış ve vidalar çevre kemik dokusuyla beraber histomorfometri için hazırlanmıştır. Sonuç olarak; drill-free grubunda daha az mobilite ve daha fazla kemik metal kontağı tespit edilmiştir. Her iki grupta da osseointegrasyon gerçekleşmiş olmasına rağmen, drilling grupla karşılaştırıldığında drill-free grubunda daha fazla kemik alanı bulunduğu belirtilmiştir. Bu bulgular ışığında; dikkatli bir teknik ile drill-free vidaların stabil bir ankraj sağlayabileceğini söylemişlerdir.

Vannet ve ark. (2007), 5 erkek beagle köpeğine, her bir köpeğin alt çenesinin sağına ve soluna, II.-III. ve III.-IV. küçük azılar arasında 2'şer tane olmak üzere toplam 20 tane titanyum alaşımı 1,7mm çapında 6mm uzunluğunda braket kafalı kemik vidası yerleştirmişlerdir. Vidalardan 8 tanesine yerleştirildikten hemen sonra open coil'lerle mesial veya distal yönde 200cN, 8 vidaya da 6 veya 12 haftalık bir iyileşme dönemi sonrasında 100cN'luk kuvvet uygulamışlardır. Kontrol grubu olacak 4 vidaya da kuvvet uygulamamışlardır. 25 hafta sonra tüm hayvanlar öldürülmüş ve histomorfometrik incelemeler için kesitler hazırlanmıştır. Vidalardan 8 tanesi ilk 6 haftada, 3 tanesi de 6.-12. haftalar arasında kaybedilmiştir. Çalışma sonunda yapılan kontrollerde de vidalardan 1 tanesi kolaylıkla yerinden çıkarıldığı için histomorfometrik değerlendirmelere dahil edilmemiştir. Kalan 8 vidada yapılan histomorfometrik değerlendirmeler sonucunda; tüm vidalarda parsiyel olarak osseointegrasyon(ortalama %74,48, standart sapması $\pm 15,33$) tespit edilmiştir. Osseointegrasyon miktarının, yükleme zamanı ve kuvvetin uygulama yönünden bağımsız olduğunu bildirmişlerdir. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinden sonra; küçük titanyum vidaların kısa bir

iyileşme periyodu sonrasında veya iyileşme için beklemeden uygulanan 200cN'luk ortodontik kuvvetlere karşı 6,12,18,24 hafta boyunca rijit kemik ankraji olarak fonksiyon görebileceğini belirtmişlerdir. Bu bulgular, ortodontik tedavide geçici ankraj amaçlı kullanılan mini vidalarda parsiyel olarak osseointegrasyon görüldüğünü ortaya koymuştur.

Freire ve ark. (2007,), farklı iyileşme periyodları sonrasında kuvvet uygulanan 2,5mm çapında 6-10mm uzunluğunda mini implantlarda meydana gelen kemik cevabını değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında; 6 beagle köpeğinin alt çenesinde küçük azılar ve büyük azılar bölgesine bilateral olarak toplamda 78 tane titanyum alaşımı mini implant yerleştirmişlerdir. Sol tarafa yerleştirdikleri 6 mini implantı deney grubu, sağ tarafa yerleştirdikleri 7 implantı ise kontrol grubu(kuvvet uygulanmamış) olarak kullanmışlardır. 3 köpeğe 6mm uzunluğunda, 3 köpeğe de 10mm uzunluğunda mini implantları yerleştirilmişlerdir. Mini implantlar, kortikal kemiğe 2mm çapında frezle açılan 6-10mm uzunluğundaki rehber yuvalara yerleştirilmiştir. Deney grubundaki mini implantlara yerleştirildikten hemen sonra, 1hafta ve 3 hafta sonra 12 hafta boyunca 250gr kuvvet uygulamışlardır. Kontrol grubundaki mini implantlar da köpeklerin öldürülmesinden 12, 3 ve 1 hafta sonra yerleştirilmişlerdir. Çalışma sonunda; kontrol grubunda %100 ve deney grubunda ise %77,78'lik, deney grubundaki 10mm uzunluğundaki mini vidalarda %88,89, 6mm uzunluğundaki mini implantlarda da %66,67 oranında bir başarı oranı sağlanmıştır. Kaybedilen tüm mini implantların, spring yerleştirilmesinden sonra meydana gelen doku enflamasyonu sebebiyle olduğunu belirtmişlerdir. Kontrol grubunda klasik kemik iyileşme olayları gerçekleşirken, deney grubunda ise olgunlaşan kemik morfolojisi, kuvvet uygulanmadan önceki yerleştirme zamanı dikkate alınmaksızın, 12 hafta sonra tespit edilmiştir. Kontrol grubu ve deney grubu arasında 12 hafta sonunda kemik implant kontak değerleri arasında önemli bir farklılık bulunmamıştır. Bu bulgular doğrultusunda, düşük yoğunluktaki immedat kuvvetlerin veya erken dönemde uygulanan sabit ortodontik kuvvetlerin mini implantların performansını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Owens ve ark. (2007), uygulanan ortodontik kuvvetin yönü, şiddeti ve zamanlamasına göre diş hareketlerini ve mini vida implantların stabilitelerini değerlendirmek için, 7 iskeletsel olarak olgunlaşmış erkek beagle köpeğinde sectional ortodontik apareylerle II. küçük azıların distalizasyonuna yer hazırlamak

için tüm III. küçük azı dişlerini çekmişlerdir. Üst çenede, 25gr'lık sabit kuvvet altında erken dönem yüklemeye geç dönem yüklemeyi, alt çenede ise erken dönemde yüklenen 25gr ve 50gr'lık kuvvetlerin etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda; kuvvetin zamanlama, şiddet ve miktarının önemli bir etkisi olmaksızın tüm implantların başarı oranı %93 olarak tespit edilmiştir. İmplant çevresindeki dokuların sağlığını, mini vida implant başarısızlık oranının tahmin edilmesinde kullanılabilir bulmamışlardır. Üst-alt II. küçük azı dişlerinde $3,3\pm 1$ ve $3,8\pm 1,3$ mm hareket tespit etmişlerdir. Gerek 25gr gerek 50gr'lık kuvvetlerle yapılan erken dönem yükleme ile geç dönem yükleme açısından veya implantların üst çeneye veya alt çeneye yerleştirilmesi açısından gruplar arasında diş hareketinde önemli bir farklılık bulmamışlardır. Bu sonuçlara göre; hafif kuvvetlerle erken dönemde yükleme yapılan mini vida implantlarla, uygulanan kuvvetin yönünden, şiddetinden etkilenmeden klinik olarak yeterli diş hareketi elde edilerek, yüksek oranda bir başarının elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Chen ve ark. (2008), farklı implant modellerinin ortodontik mikro implantlar ve çevre dokular üzerinde meydana getirdiği biomekanik ve histolojik etkilerin karşılaştırması amacı ile bir çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında, 2 köpeğin maksilla ve mandibulasına yerleştirdikleri toplam 56 tane titanyum mikro implantı, I.grupta 28 tane self-drilling ve II. grupta 28 tane self-tapping mikro implant olmak üzere 2 gruba ayırmışlar ve 2 implant arasına yerleştirdikleri Ni-Ti coil springlerle, 9 hafta boyunca ortalama 200gr kuvvet uygulamışlardır. Her iki grupta da çapı 1,2mm uzunluğu 7mm olan mikro implantlar kullanılmışlardır. Self-tapping implantlar, 0,9mm çapında frezle 7mm uzunluğunda hazırlanan yuvalara yerleştirilmiştir. İmplantlar yerleştirilirken peak yerleştirme torku, çalışma sonunda da çıkarma tork değerleri kaydedilmiştir. Çalışma sonunda; self-drilling grupta başarı oranı (%93) self-tapping gruba(%86) göre daha fazla bulunmuş, self-drilling grupta hem maksillada hem de mandibulada daha yüksek peak yerleştirme ve çıkarma torku değerleri elde edilmiştir. Self-drilling grupta kırılma eğilimi bulunmuş ve yine self-drilling grupta kemik implant kontağı değerinin yüzdesi daha fazla bulunmuştur. Bu sonuçlara göre, self-drilling mikro implantların ankraj sağlamada daha iyi olduğu, maksilla ve mandibulada kortikal kemik kalınlığının ince olduğu bölgelerde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Okazaki ve ark. (2008,), farklı çaplarda hazırlanan kavitelere yerleştirilen saf titanyum ortodontik mini implantların primer stabiliteelerini değerlendirmek

için yaptıkları çalışmada; 1,2mm çapında 6mm uzunluğunda toplam 72 mini implantı 3 beagle köpeğinin femur kemiğinin arka yüzüne, 1mm ve 1,2mm çapında hazırlanan kavitelere yerleştirmişlerdir. İmmediat, 1, 3, 6, 9, 12 hafta sonra çıkarma tork değerlerini ölçmüşlerdir. Yapılan ölçümler sonucunda; 1mm'lik kavitelere yerleştirilen mini implantların çıkarma tork değerlerinin ilk 6 hafta boyunca azaldığını ve daha sonraki haftalarda sabit kaldığını tespit etmişlerdir. İmmediat çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında 1,2mm'lik kavitelere yerleştirilen mini implantların çıkarma tork değerlerinin 1mm'lik kavitelere yerleştirilen mini implantlarından 11 kat daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. 1,2mm'lik kavitelere yerleştirilen mini implantların çıkarma tork değerlerinde 3. haftadan 6. haftaya kadar ciddi bir artış görülmüştür. 6, 9, 12. haftalarda yapılan ölçümler 1mm'lik kavitelere yerleştirilen mini implantların değerleriyle benzer çıkmıştır. Okazaki ve arkadaşları, implantların erken dönem ve immediat kullanımları için, yeterli bir başlangıç stabilitesine sahip olması gerektiğini ve bu başlangıç stabilitesine sahip olmayan bir implantın yeniden yerleştirilmesini veya osseointegrasyonla desteklenen yeterli bir stabiliteye sahip olana kadar izole edilmesi gerektiğini tavsiye etmişlerdir.

Serra ve ark. (2008), Yeni Zelanda tavşanlarının tibial metafizine yerleştirilen toplam 72 titanyum-aluminyum-vanadyum alaşımı mini implantın, yerleştirilmesinden sonra 1, 4, 12. haftalardaki interfasiyal kemik iyileşmesini çıkarma tork testi ve SEM ile değerlendirdikleri çalışmalarında; toplam 18 tavşana 2mm çapında 6mm uzunluğunda, her hayvana 2'sine kuvvet uygulanıp 2'sine kuvvet uygulanmadan 4'er mini implant yerleştirmişlerdir. 42 mini implant bu çalışmada kullanılmış, diğer 30 mini implant ise histomorfometrik değerlendirme ve florosan mikroskopu analizi yapılan başka bir çalışmada kullanılmıştır. Çalışma sonucunda; immediat uygulanan 1N'luk kuvvetin mini implantların stabilitesinde kemik iyileşmesinin 1 ve 4. haftalarında ciddi bir değişikliğe neden olmadığını, bununla beraber 12 hafta sonra kuvvet uygulanan grupta önemli ölçüde daha düşük bir çıkarma tork değeri tespit edildiğini bildirmişlerdir.

Wu ve ark. (2009), kuvvet uygulanmayan titanyum mini vidalarla kemik arasındaki integrasyonda, farklı iyileşme zamanlarının etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında; 15 tavşanı farklı iyileşme zamanlarına göre 5 gruba ayırmışlar ve her tavşanın tibial metafizine 3'er tane 1,9mm çapında 6mm uzunluğunda mini vidayı hazırlanan kavitelere yerleştirmişlerdir. 10 tavşan

mekanik testler için, diğer 5 tavşan ise histolojik değerlendirmeler için kullanılmıştır. 0, 1, 2, 4, 8. haftalarda çıkarma torku, çekme testleri ve histomorfometrik değerlendirmeleri yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; biomekanik stabilite, maksimum tork ve maksimum çekme değerleri zamanla artmasına rağmen ciddi olarak artış 4. haftadan sonra gerçekleşmiştir. Maksimum tork ve maksimum çekme değerleri iyileşme zamanı ve birbiri ile uyumlu bulunmuştur. Histomorfometrik analiz sonucunda da, yeni kemik oluşumunun zamanla arttığı, ancak ciddi düzeyde artışın 4. haftadan sonra olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar ışığında, mini vidalarda meydana gelen iyileşmenin devam eden bir proses olduğunu ve bu proseste 4. haftanın kritik nokta olduğunu söylemişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Araştırmanın deneysel kısmı Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Deneysel Hayvanları Araştırma laboratuvarında gerçekleştirildi. Çalışma, yaşları 4 ile 6 ay arasında değişen, 3-3,5kg ağırlığında 10 adet Yeni Zelanda tavşanı üzerinde yapıldı. 4 farklı marka (Abso-Anchor, Dual Top, Dewimed, Neo-Anchor) silindirik, 1,6mm çapında, 6mm uzunluğunda, toplam 80 adet self-drilling titanyum-alüminyum-vanadyum(Ti6Al4Va) ortodontik mini vida kullanıldı. Tüm hayvanlara, deneysel hayvanları bakım kurallarına uygun muamele edildi. Çalışma için Cumhuriyet Üniversitesi Deneysel Hayvanları Etik Kurulu'ndan 06/11/2008 tarih ve 137 sayılı onay belgesi alınmıştır.

3.1. Kontrol ve Deneysel Grupları

1.grup: 115gr kuvvet uygulanan 10 adet Abso-Anchor (Dentos, Daegu-Korea) marka mini vidadan oluşmaktadır (Şekil3. 1).



Şekil 3. 1 Abso-Anchor marka mini vida

2.grup: 115gr kuvvet uygulanan 10 adet O.S.A.S. (Dewimed, Tuttlingen-Germay) marka mini vidadan oluşmaktadır (ŞEKİL 3. 2).



Şekil 3. 2 O.S.A.S marka mini vida

3.grup: 115gr kuvvet uygulanan 10 adet Dual-Top (Jeil Medical Corporation, Seul-Korea) marka mini vidadan oluşmaktadır (Şekil 3. 3).



Şekil 3. 3 Dual-Top marka mini vida

4.grup: 115gr kuvvet uygulanan 10 adet Neo-Anchor Plus(KJ, Meditech, Seul-Korea) marka mini vidadan oluşmaktadır (Şekil3. 4).



Şekil 3. 4 Neo-Anchor marka mini vida

5.grup: Kuvvet uygulanmayan 10 adet Abso-Anchor marka mini vidadan oluşmaktadır.

6.grup: Kuvvet uygulanmayan 10 adet Dewimed marka mini vidadan oluşmaktadır

7.grup: Kuvvet uygulanmayan 10 adet Dual-Top marka mini vidadan oluşmaktadır.

8.grup: Kuvvet uygulanmayan 10 adet Neo-Anchor marka mini vidadan oluşmaktadır.

1.gruptaki mini vidaların yerleştirme tork değerleri kuvvet uygulanmadan önce ölçüldü ve daha sonra 2.gruptaki mini vidalarla arasına yerleştirilen nikel titanyum coil springler ile 115gr kuvvet uygulandı.

2.gruptaki mini vidaların yerleştirme tork değerleri kuvvet uygulanmadan önce ölçüldü ve daha sonra 1. gruptaki mini vidalarla arasına yerleştirilen nikel titanyum coil springler ile 115gr kuvvet uygulandı.

3.gruptaki mini vidaların yerleştirme tork değerleri kuvvet uygulanmadan önce ölçüldü ve daha sonra 4. gruptaki mini vidalarla arasına yerleştirilen nikel titanyum coil springler ile 115gr kuvvet uygulandı.

4.gruptaki mini vidaların yerleştirme tork değerleri kuvvet uygulanmadan önce ölçüldü ve daha sonra 3. gruptaki mini vidalarla arasına yerleştirilen nikel titanyum coil springler ile 115gr kuvvet uygulandı.

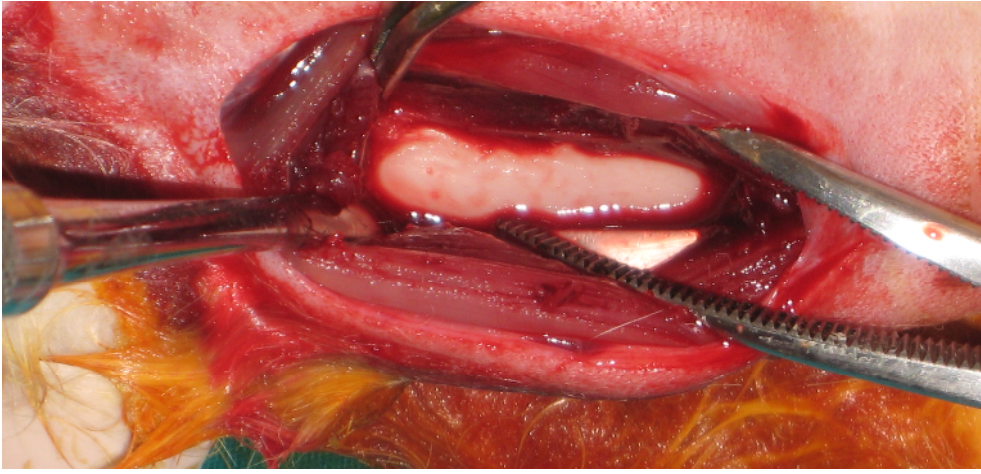
5, 6, 7, 8. gruplardaki mini vidalar kontrol grubunu oluşturmaktadır.

3.2. Cerrahi Yöntem

Asepsi ve antisepsi kurallarına uyularak deneklerin tümüne anestezi için intramuskuler yolla Ketamin Hidroklorür (Ketamidor-Richte Pharma) 100 mg/kg ve Xylazine (Rompun-Bayer) 5 mg/kg enjeksiyonu yapıldı. Anestezi sonrası steril şartlarda hayvanların sağ ve sol bacaklarının üst kısmının medial yüzeyindeki tüyler traş edildi. Operasyon sahası Povidon İyod (Batticon-Adeka) ile temizlendikten sonra steril örtüler ile operasyon sahası açıkta kalacak şekilde örtüldü. Lokal anestezi olarak operasyon bölgesine 2cc, %4'lük Artikain HCL + 1/100000 Epinefrin HCL (Ultracain D-S Forte-Aventis) kullanıldı. Operasyona femurun uzun aksına paralel 50 mm'lik insizyonla başlandı (Şekil 3. 5). Subkutan dokular küt disseksiyon ile geçildikten sonra, periost minimum zedelenerek kemik açığa çıkarıldı (Şekil 3. 6). Mini vidalar, uzun aksları birbirine paralel, eksternal femural kortekse dik olarak karşılıklı kuvvet uygulanacak vidalar monokortikal olarak yerleştirildi (Şekil 3. 7). I, II, III ve IV. gruplardaki deneklere karşılıklı 2 mini vida arasına yerleştirilen nikel-titanyum coil springler (TAD, GH Wire Company, Hanover, Germany, C2 Size, Medium, 15mm) ligatür teli ile mini vidalara bağlandı (Şekil 3. 8).



Şekil 3. 5 İnsizyon sonrası operasyon bölgesinin görünümü



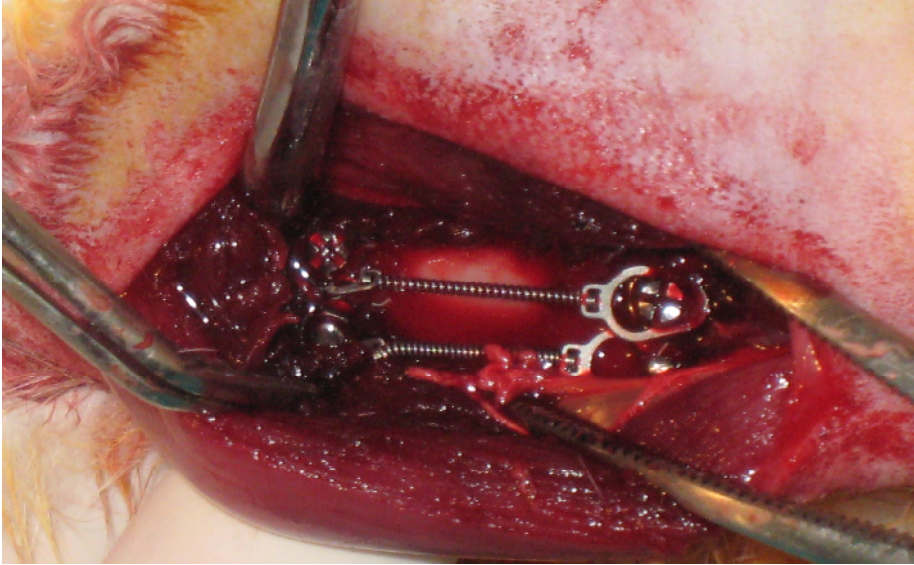
Şekil 3. 6 Disseksiyon sonrası açığa çıkarılan kemik görüntüsü

Son olarak dokular 4-0 kat küt (Doğsan, Türkiye) ile suture edildi (Şekil 3. 9). Post-operatif 3 gün hayvanların tümüne enfeksiyon profilaksisi için Carprofen 4 mg/kg (Rimadyl-Pfizer, 20cc flakon) subkutan olarak uygulandı. Tüm bu işlemleri takiben hayvanlar 12 hafta sonra intravenöz 200 mg/kg sodyum pentotal enjeksiyonu (Petotal-Abbot) ile sakrifiye edildi. SEM incelemesi için kullanılacak grup dışındaki tüm mini vidaların çıkarma tork değerleri ölçüldü. Bir tavşandaki toplam 8 adet ortodontik mini vida SEM incelemesi için kullanıldı. Tavşanlardan bir tanesi enfeksiyon

nedeniyle öldü. Geriye kalan 8 tavşandaki toplam 64 ortodontik mini vidanın çıkarma tork değerleri ölçüldükten sonra histolojik ve histomorfometrik olarak değerlendirilmesi yapıldı. Hayvan atıkları plastik torba içinde toplandı ve hastane tıbbi atıklarına katıldı.



Şekil 3. 7 Vidaların yerleştirildikten sonraki görüntüsü



Şekil 3. 8 Nikel-titanyum coil springlerin vidalara bağlanmasından sonraki görüntüsü



Şekil 3. 9 Operasyon bölgesinin primer suture edilmesinden sonraki görüntüsü.

3.3. Mini Vidaların Yerleştirme ve Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Mini vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri aynı araştırmacı tarafından, HTG-2N (IMADA, Toyohashi, Japan) marka portatif dijital tork ölçme cihazı ile ölçüldü (Okazaki ve ark., 2008) (Şekil 3. 10).

Mini vidaların yerleştirme peak tork değerleri, mini vidaların 2/3'ü kemiğe yerleştirildikten sonra screwdriver'ın portatif dijital tork cihazına yerleştirilmesi ile ölçüldü. 8 hafta sonra, SEM incelemesi için kullanılacak mini vidaların oluşturduğu grup dışındaki tüm mini vidaların çıkarma peak tork değerleri tavşanların femurları disseke edildikten sonra, portatif dijital tork cihazı mini vidanın baş kısmına tam olarak oturtulup saat dönme yönünün tersi istikametinde minimum basınç uygulanarak mini vida çevre kemik dokudan ayrılana kadar tersine tork hareketi kademeli olarak artırılarak çevrildi ve kaydedildi (Kim ve ark., 2008).



Şekil 3. 10 HTG-2N (IMADA, Toyohashi, Japan) marka portatif dijital tork ölçme cihazı ve mini vidaları yerleştirmek için kullanılan screwdriver'lar

3.4. SEM(Scanning Elektron Mikroskobu) Değerlendirmesi

Mini vidaların içinde olduğu kemik bloklarının SEM incelemesi için doku takibinde fiksasyon için; %2,5'lük gluteraldehit solüsyonunda 2 saat (+4°C'deki dolabın kapağında) bekletildikten sonra 0,1M sörensens fosfat tamponunda 10'ar dakika süre ile 3 kez yıkandı (her 10 dakikada yeni solüsyon kullanıldı ve döndürücüde döndürüldü). %1'lik osmium tetraoksit solüsyonunda 2 saat bekletildikten sonra (döndürücüde döndürüldü) 0,1M sörensens fosfat tamponunda 10'ar dakika süre ile 3 kez yıkandı (her 10 dakikada yeni solüsyon kullanıldı ve döndürücüde döndürüldü).

Dehidratason işlemi için ise; sırasıyla %10, %30, %50, %70, %90, %100, %100'lük aseton solüsyonunda 10'ar dakika süre ile döndürücüde döndürülerek bekletildi. Tüm bu işlemler sonrasında numuneler saf amil asetat içinde Kayseri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'ne götürülerek Leo 440 Computer Controlled Digital Model taramalı elektron mikroskobunda SEM görüntüleri elde edilmiştir.

3.5.Histolojik Kesitlerin Hazırlanması

Alınan örnekler dekalsifikasyon işlemi için Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji Anabilim Dalı laboratuvarında %10'luk tamponlanmış nötral formalinde 48 saat tespit edildi. Her gün yeniden hazırlanan %10 formik asit solusyonunda 20gün bekletilerek dekalsifikasyon işlemi yapıldı. Dekalsifiye edilen dokular %70, %80,%96 ve %100 lük etil alkolden geçirilerek dehidrate edildi, ardından ksilol ve parafine alınarak bloklandı. Dokulardan Leica RM 2125 RT marka mikrotom ile histokimyasal boyamalar için 5-7 µm kalınlığında kesitler alındı. Dokular hematoksilin ile boyandı. Doku kesitleri, Olympus BX51 (Japan) marka ışık mikroskobu kullanılarak histolojik açıdan değerlendirildi.

3.6. Histomorfometrik Değerlendirme

Histolojik değerlendirmesi yapılan preparatlar Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı laboratuvarında histomorfometrik incelemeye alındı. Preparatlar Nikon Eclipse E400 ışık mikroskobu ile incelendi. Değerlendirmede her bir olgu için aynı seviyelerden aynı alanların seçilmesine özen gösterildi. Seçilen alanlar, aynı mikroskop büyütmesinde, mikroskoba monte Nikon Coolpix5000 dijital fotoğraf makinesi ile görüntülendi. Bu esnada kalibrasyon için aynı mikroskop büyütmesinde Nikon Stage Mikrometer (MBM11100, Japonya) görüntüsü de alındı. Tüm görüntüler Clemex Vision Lite 3.5 (Canada) ile analiz yapılmak üzere PC ortamına aktarıldı. İlk olarak Nikon Stage Mikrometer (MBM11100, Japonya) ile uzunluk kalibrasyonu yapıldı. Görüntüler üzerinde seçilen 0,5mm² lik alandaki osteoblastlar işaretlenerek, sözü edilen görüntü analizi programına otomatik olarak saydırıldı. Ayrıca seçilen 0,5mm² lik alandaki yeni kemikleşme oluşum alanları da aynı görüntü analizi programı ile hesaplandı.

3.7. İstatiksel Değerlendirme

Histomorfometrik ve biomekanik olarak elde edilen veriler bilgisayar ortamında SPSS (Ver:16.0, Illinois, USA) istatistik programına yüklendi. Grupların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi ve Post Hoc Tukey testi kullanıldı. Grup içi karşılaştırmada ise paired-t testi kullanıldı. Veriler tablolarda median (min-max) şeklinde belirtildi.

4.BULGULAR

4.1. Klinik Bulgular

Vidaların yerleştirilmesini takip eden 5 gün içerisinde tavşanlardan 3 tanesi enfeksiyon nedeniyle kaybedildi ve yerlerine yenileri dahil edildi. Çalışmamızda toplam 10 tavşana kontrol grubu için 40, deney grubu için 40 olmak üzere toplam 80 adet mini vida yerleştirildi. Tavşanlardan bir tanesinde görülen enfeksiyon nedeniyle çalışmadan çıkarıldı. Böylece çalışmamızda toplamda 9 tavşan ve 72 adet mini vida kullanıldı.

Tüm mini vidalar yerleştirildikleri anda iyi primer stabilite göstermişlerdir ve mobilite bulgusuna rastlanmamıştır. 8 hafta boyunca uygulanan 115gr'lık devamlı ortodontik kuvvetin ardından deney grubundaki ve kuvvet uygulanmayan kontrol gruplarındaki mini vidalarda klinik olarak mobilite bulgusuna rastlanmamıştır.

4.2. Biomekanik Bulgular

Mini vidaların yerleştirme tork değerlerine bakıldığında en yüksek yerleştirme tork değerine sahip mini vidanın ortalama 11,64N/cm (min.7,37N/cm-max.18,72N/cm) ile Neo-Anchor marka mini vidanın olduğu ve sırasıyla 11,11 N/cm (min.8,50 N/cm - max.15,22 N/cm) ile Neo-Anchor, 9,70 N/cm (min.5,47 N/cm - max.21,27 N/cm) ile Dual-Topk, 9,66 N/cm (min.6,98 N/cm - max.13,78 N/cm) ile Abso-Anchor, 9,42 N/cm (min.5,72 N/cm - max.15,18 N/cm) ile Dual-Top, 8,40 N/cm (min.6,36 N/cm - max.13,42 N/cm) ile Abso-Anchor, 8,36 N/cm (min.5,83 N/cm - max.13,12 N/cm) ile Dewimedk, 7,62 N/cm (min.6,32 N/cm - max.14,18 N/cm) ile Dewimed marka mini vidaların geldiği tespit edilmiştir (Çizelge 4. 1).

Mini vidaların çıkarma tork değerlerine bakıldığında en yüksek çıkarma tork değerine sahip mini vidanın ortalama 8,50 N/cm (min.4,94 N/cm - max.9,35 N/cm) ile Neo-Anchor marka mini vidanın olduğu ve sırasıyla 8,10 N/cm (min.2,41 N/cm - max.10,05 N/cm) ile Neo-Anchor, 6,92 N/cm (min.2,76 N/cm - max.8,48 N/cm) ile Dewimed, 6,27 N/cm (min.3,99 N/cm - max.9,87 N/cm) ile Abso-Anchor, 5,78 N/cm (min.4,17 N/cm - max.7,95 N/cm) ile Dual-Top, 4,63 N/cm (min.3,53 N/cm - max.8,59 N/cm) ile Dewimedk, 4,59 N/cm (min.2,26

N/cm - max.5,57 N/cm) Abso-Anchork, 4,10N/cm (min.2,59 N/cm - max.5,53 N/cm) ile Dual-Topk marka mini vidaların geldiği tespit edilmiştir(Çizelge 4. 1).

I, III, IV, V, VI, VII ve VIII. gruptaki mini vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri grup içinde karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). II. gruptaki mini vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri grup içinde karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). (Çizelge 4. 2)

Gruplar	Yerleştirme tork değeri(N/cm)	Çıkarma tork değeri(N/cm)
Abso (n=8)	9,66 (6,98-13,78)	6,27 (3,99-9,87)
Absok (n=8)	8,40 (6,36-13,42)	4,59 (2,26-5,57)
Dewimed (n=8)	7,62 (6,32-14,18)	6,92 (2,76-8,48)
Dewimedk (n=8)	8,36 (5,83-13,12)	4,63 (3,53-8,59)
Dual-Top (n=8)	9,42 (5,72-15,18)	5,78 (4,17-7,95)
Dual-Topk (n=8)	9,70 (5,47-21,27)	4,10 (2,59-5,53)
Neo (n=8)	11,64 (7,37-18,72)	8,50 (2,41-10,05)
Neok (n=8)	11,11 (8,50-15,22)	8,10 (4,94-9,35)

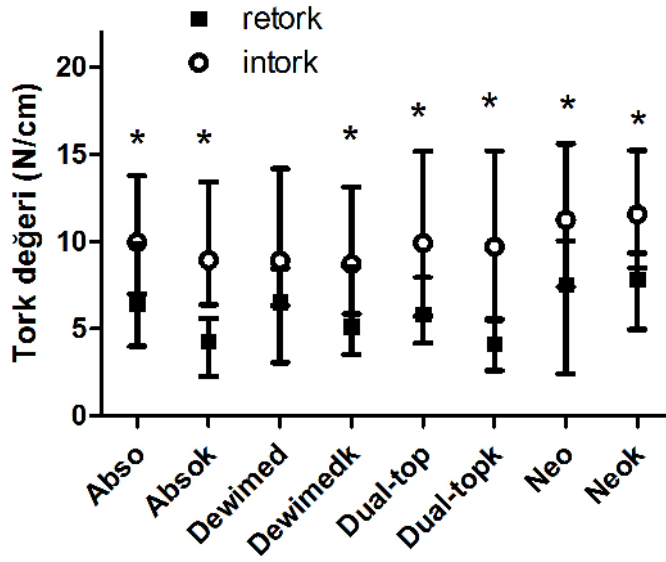
Çizelge 4. 1 Grupların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri

Tüm grupların yerleştirme tork değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$)(Çizelge 4. 3).

Tüm grupların çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$)(Çizelge 4. 4).

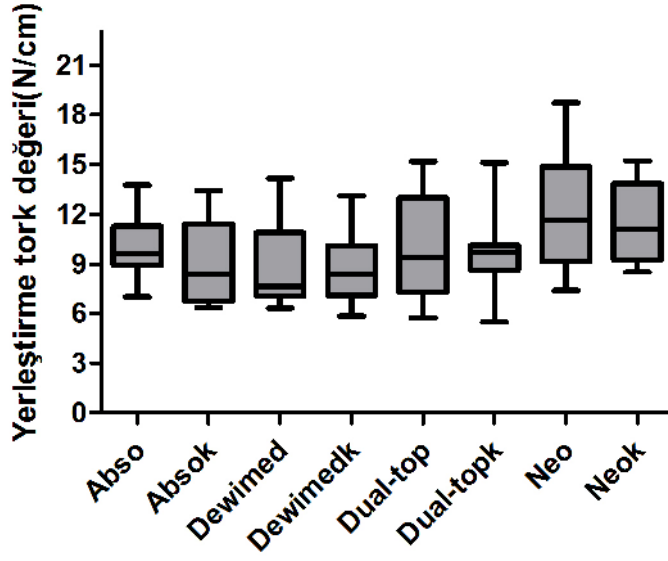
Absok ile neo ve neok'nın çıkarma tork değerleri karşılaştırdığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Dual-Topk ile neo ve neok'nın çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer grupların çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Aynı marka mini vidaların, kuvvet uygulanan deney grupları ile kuvvet uygulanmayan kontrol gruplarında elde edilen çıkarma tork değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ise sadece Neo-Anchor ve Neo-Anchor kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır($p>0,05$).

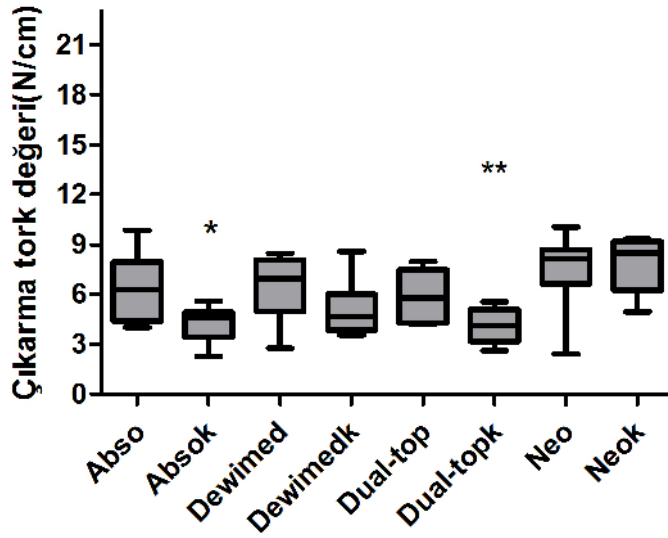


Çizelge 4. 2 Grup içi yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

* $p<0,05$



Çizelge 4. 3 Gruplar arası yerleştirme tork değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması



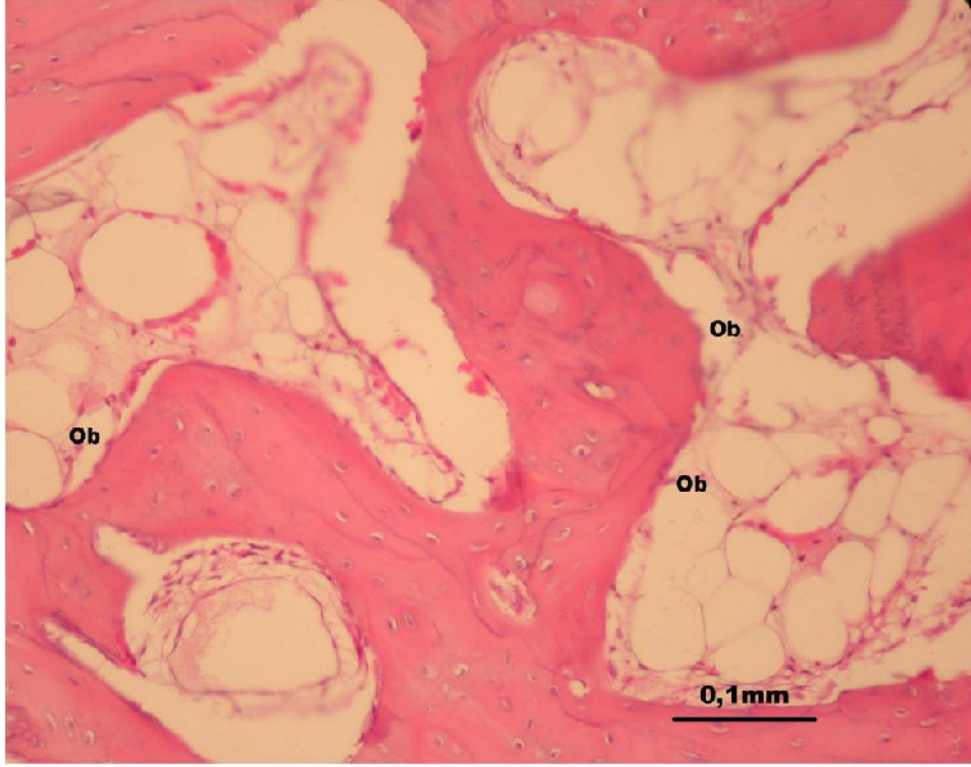
Çizelge 4. 4 Gruplar arası çıkarma tork değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

* $p < 0,05$ Absok, neo ve neok ile karşılaştırıldığında

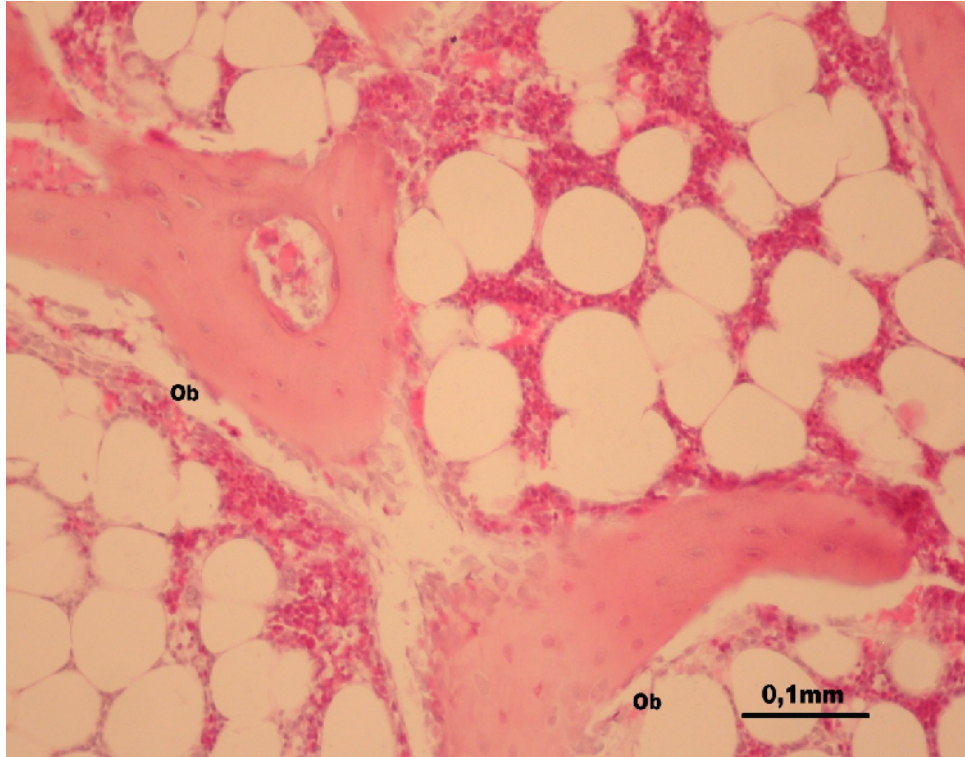
** $p < 0,05$ Dual-Topk, neo ve neok ile karşılaştırıldığında

4.3. Histolojik ve Histomorfometrik Bulgular

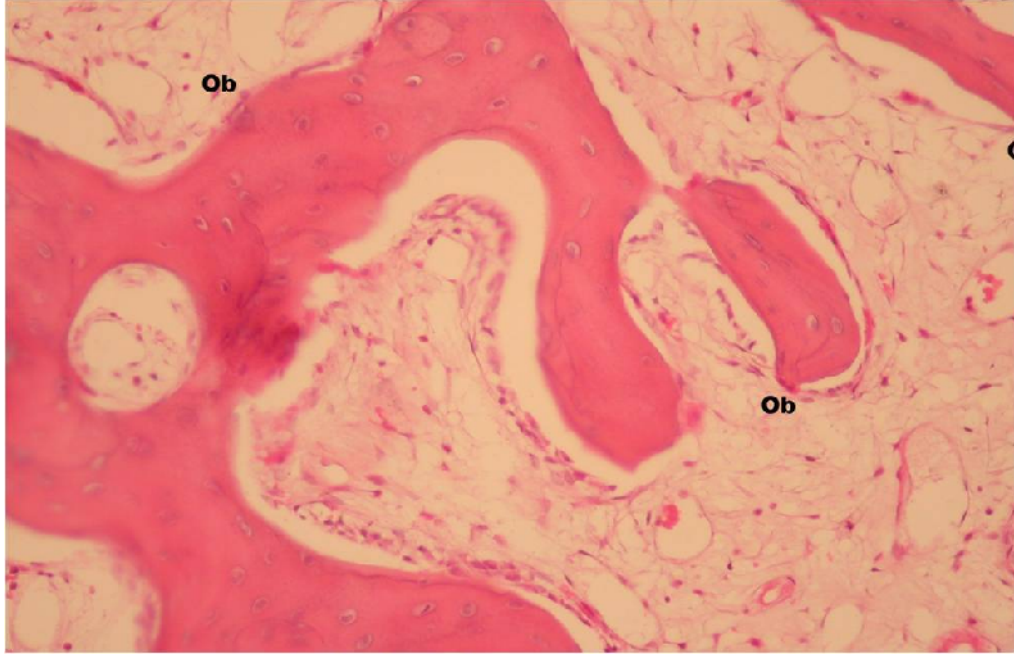
Tüm gruplara ait mini vida yerleşim bölgeleri histolojik olarak değerlendirildiğinde bütün gruplarda kemik dokunun ve mini vidanın çok iyi bir uyum içinde olduğu gözlenmiş, gruplar arasında belirgin bir fark izlenmemiştir. Mini vida uygulanan bölgelerde, az sayıda inflamatuvar hücre, makrofaj, çok sayıda osteoblast görülmüştür. Bu bölge yakınlarında bağ dokunun, mini vida yivlerinin arasına girdiği kortikal alanlar izlenmiştir.



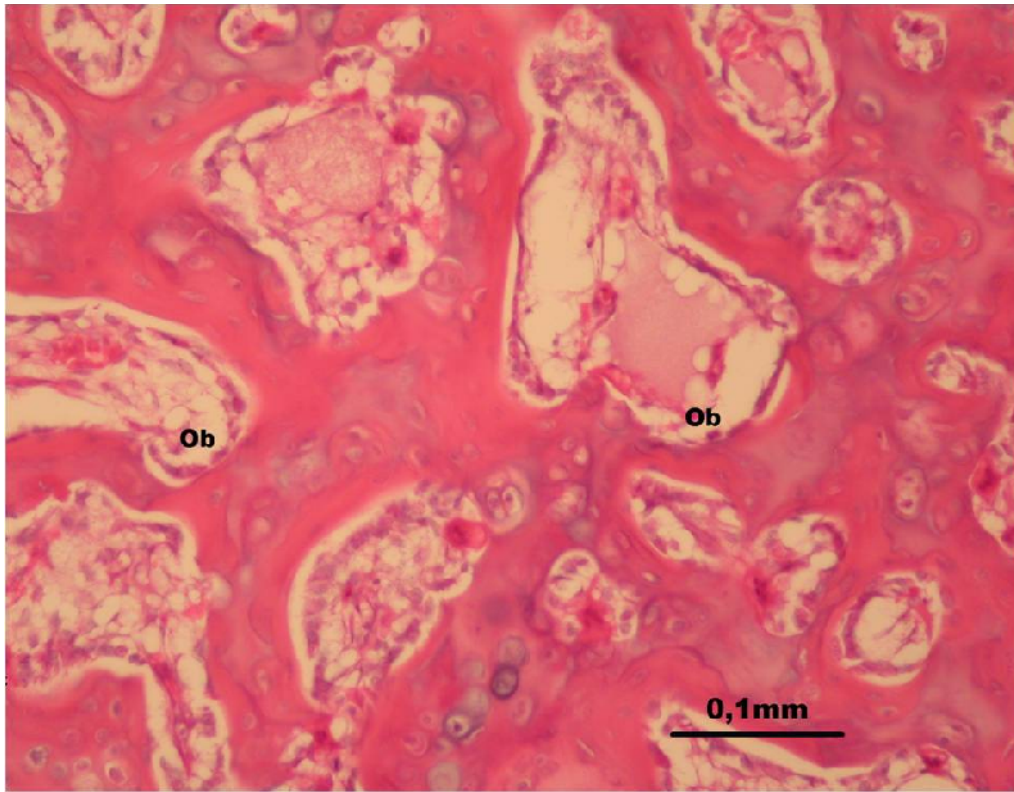
Şekil 4. 1 Grup I, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



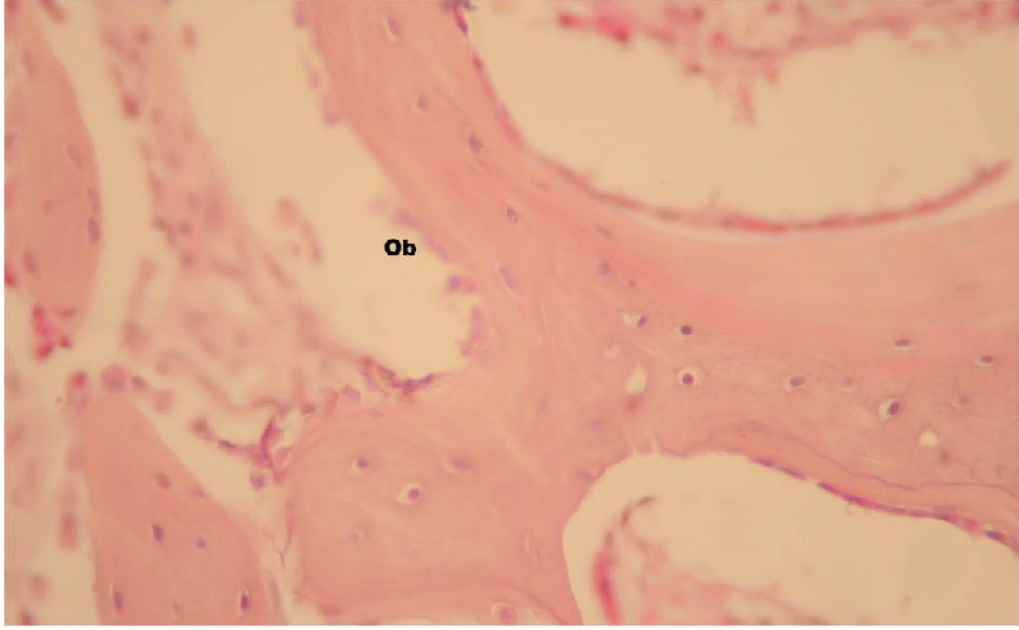
Şekil 4. 2 Grup II, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



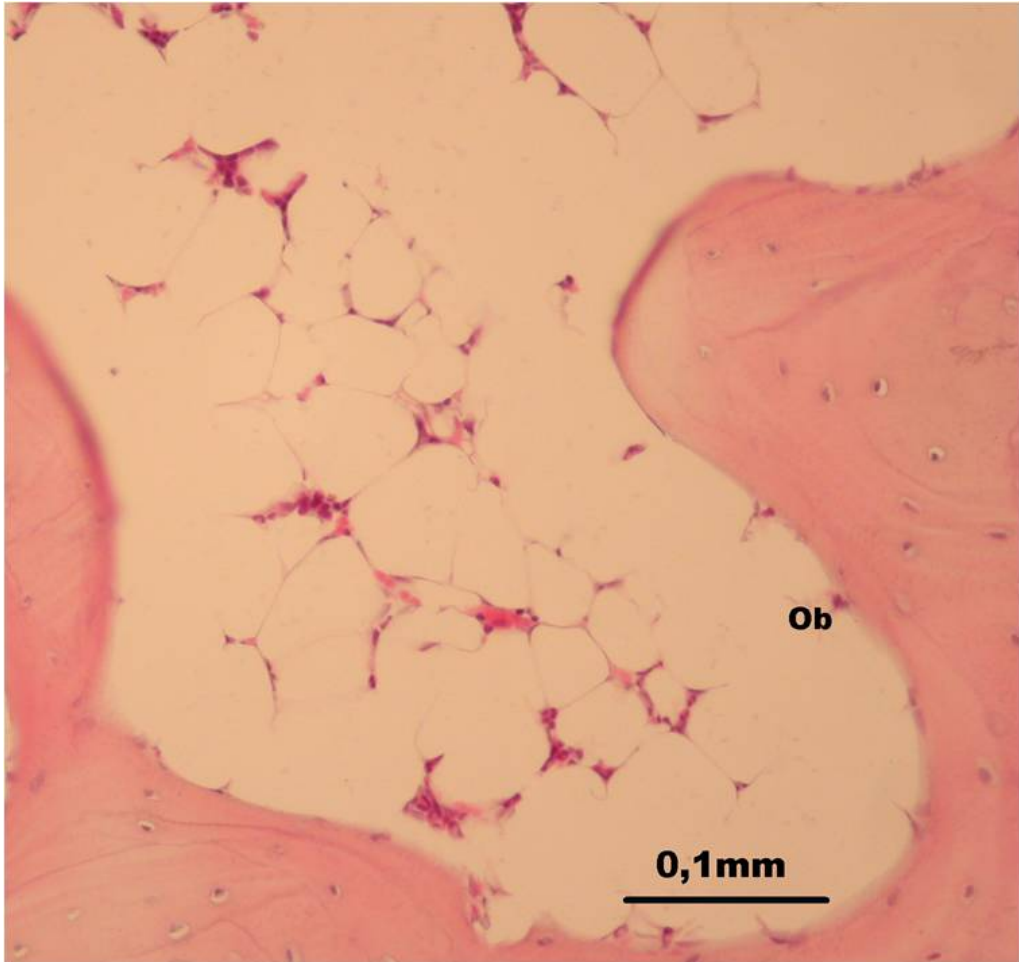
Şekil 4. 3 Grup III, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



Şekil 4. 4 Grup IV, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



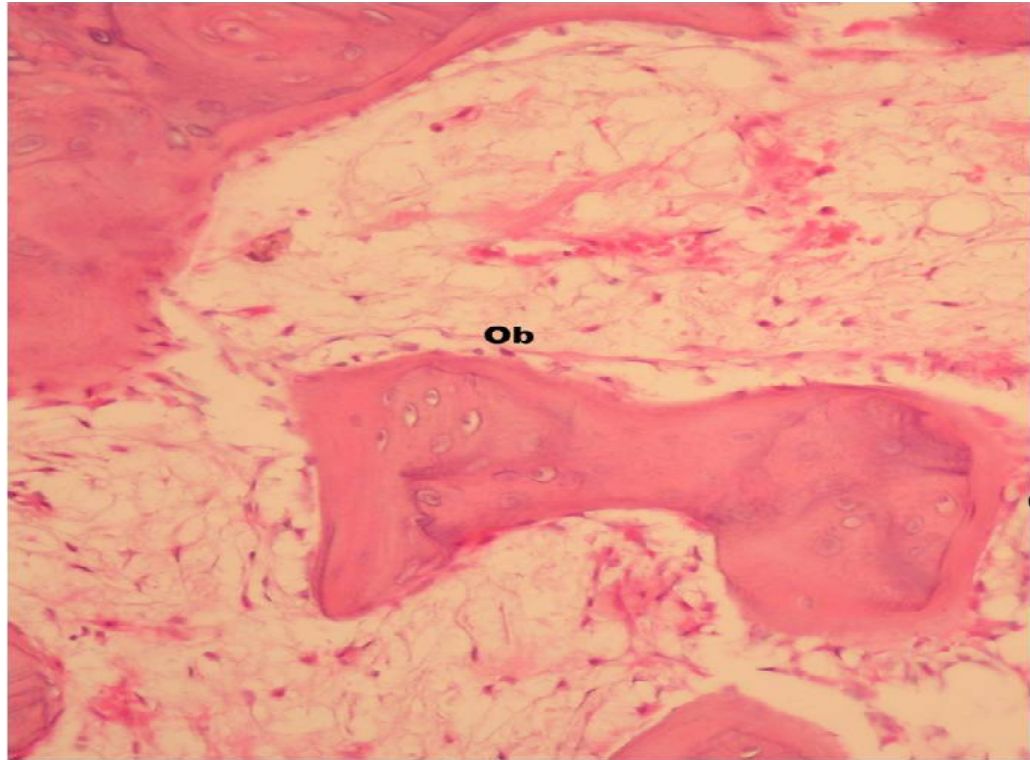
Şekil 4. 5 Grup V, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



Şekil 4. 6 Grup VI, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



Şekil 4. 7 Grup VII, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast



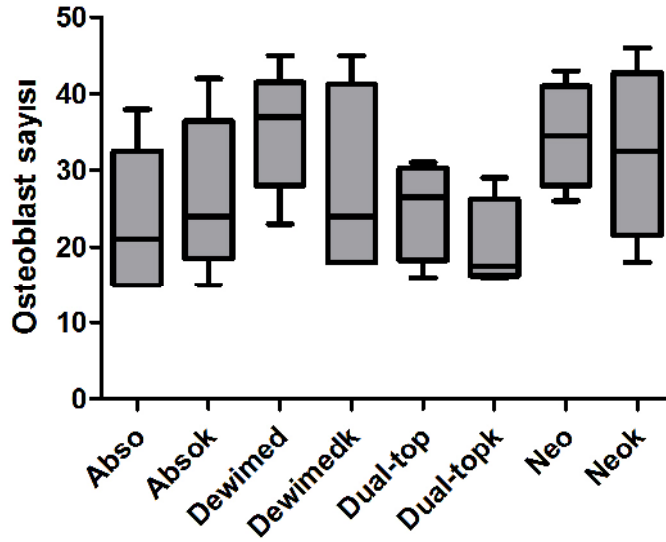
Şekil 4. 8 Grup VIII, yeni oluşan kemik bölgesi **Ob**: Osteoblast

Birim alandaki(0,5mm²) osteoblast sayılarına bakıldığında en yüksek osteoblast sayısına sahip mini vidanın ortalama 37,00 (min.23-max.45) ile Dewimed marka mini vidanın olduğu ve sırasıyla 35,00 (min.26-max.43) ile Neo-Anchor, 33,00 (min.18-max.46) ile Neo-Anchork, 26,50 (min.16-max.31) ile Dual-Top, 24,00 (min.18-max.45) ile Dewimedk, 24,00 (min.15-max.42) ile Abso-Anchork, 21,00 (min.15-max.38) ile Abso-Anchor, 17,50 (min.16-max.29) ile Dual-Topk marka mini vidaların geldiği tespit edildi (Çizelge 4. 5).

Gruplar	Osteoblast sayısı (0,5mm ² 'lik alanda)
Abso (n=5)	21,00 (15-38)
Absok (n=5)	24,00 (15-42)
Dewimed (n=5)	37,00 (23-45)
Dewimedk (n=5)	24,00 (18-45)
Dual-Top (n=5)	26,50 (16-31)
Dual-Topk (n=5)	17,50 (16-29)
Neo (n=5)	35,00 (26-43)
Neok (n=5)	33,00 (18-46)

Çizelge 4. 5 Gruplardaki osteoblast sayısı

Gruplar arası osteoblast sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$)(Çizelge 4. 6).



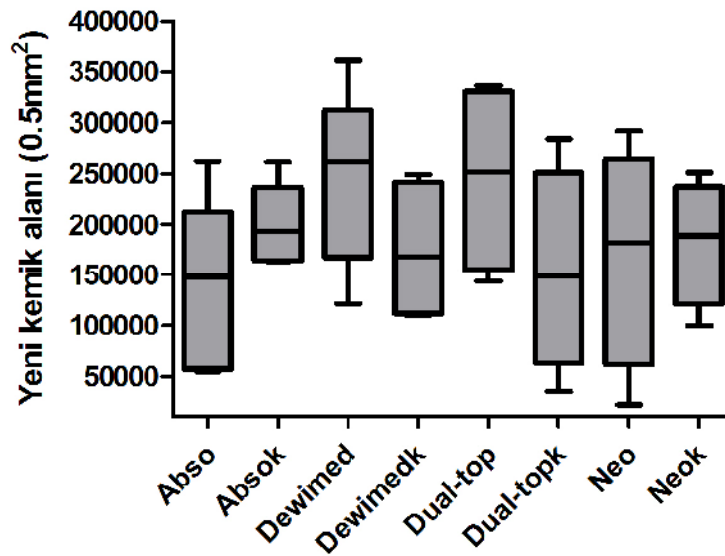
Çizelge 4. 6 Gruplar arası osteoblast sayılarının istatistiksel olarak karşılaştırılması

Birim alandaki($0,5\text{mm}^2$) yeni oluşan kemik alanlarına bakıldığında en yüksek yeni kemik alanına sahip mini vidanın ortalama 262057 (min.121618-max.361118) ile Dewimed marka mini vidanın olduğu ve sırasıyla; 251480 (min.143938-max.336530) ile Dual-Top, 196042 (min.99961-max.250983) ile Neo-Anchork, 193040 (min.163752-max.261590) ile Abso-Anchork, 182115 (min.180473-max.292123) ile Neo-Anchor, 167881 (min.109688-max.248980) ile Dewimedk, 149020 (min.35365-max.283915) ile Dual-Topk, 148250 (min.54756-max.262224) ile Abso-Anchor marka mini vidaların geldiği tespit edildi(Çizelge 4. 7).

Gruplar	Yeni oluşan kemik alanı (0,5mm ² 'lik alanda)
Abso (n=5)	148250 (54756-262224)
Absok (n=5)	193040 (163752-261590)
Dewimed (n=5)	262057 (121618-361118)
Dewimedk (n=5)	167881 (109688-248980)
Dual-Top (n=5)	251480 (143938-336530)
Dual-Topk (n=5)	149020 (35365-283915)
Neo (n=5)	182115 (180473-292123)
Neok (n=5)	196042 (99961-250983)

Çizelge 4. 7 Yeni oluşan kemik alan miktarı

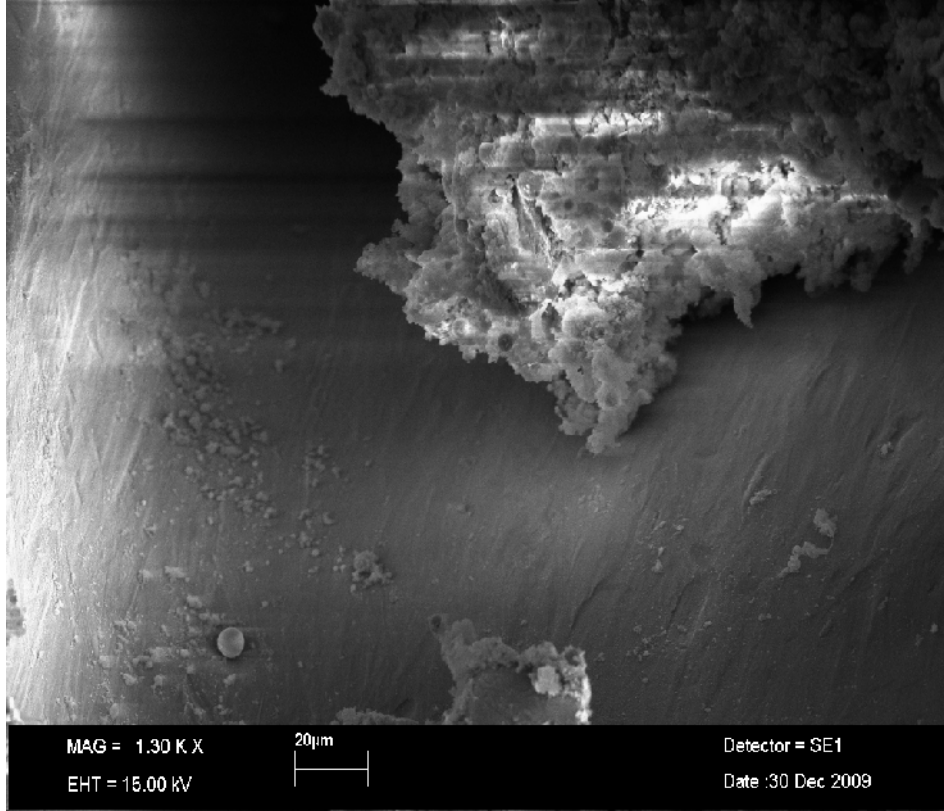
Gruplar arası yeni kemik oluşum alanları istatistiksel olarak karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır($p>0,5$)(Çizelge 4. 8).



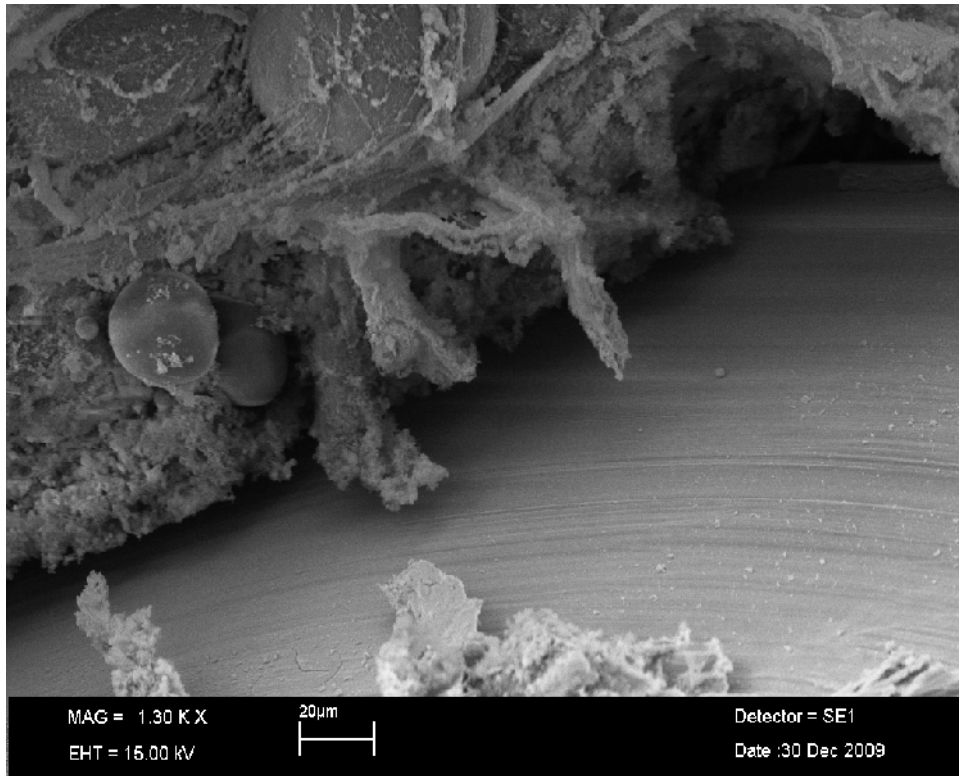
Çizelge 4. 8 Gruplar arası yeni kemik oluşum alanları

4.4. SEM bulguları

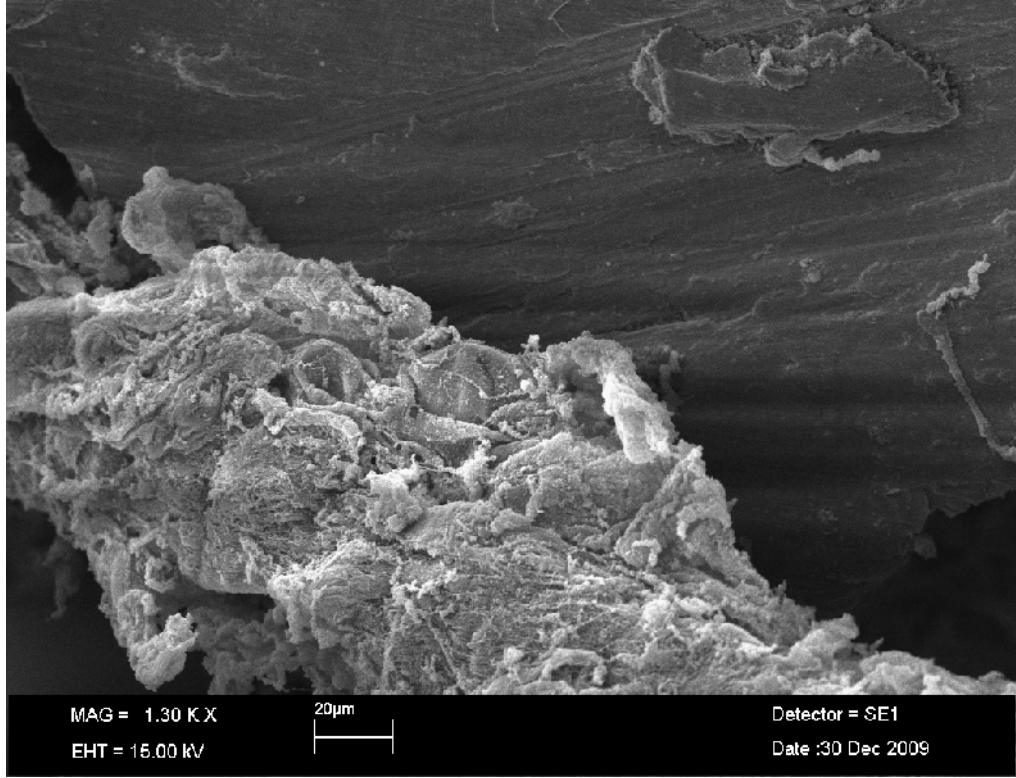
Yapılan SEM incelemesinde, mini vida uygulanmış yüzeylerde morfolojik farklılık gözlenmedi. Mini vida uygulanan bölgelerde yer yer düzensiz girintiler, grup halinde ve tek tek makrofaj hücreleri, osteoblastlar izlendi.



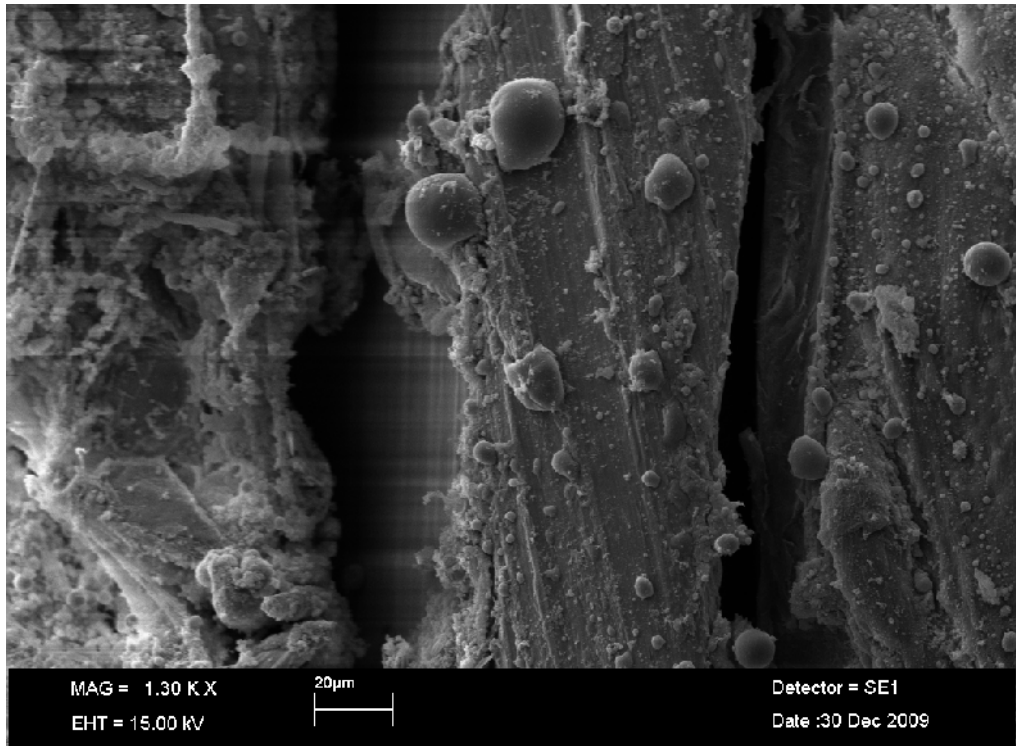
Şekil 4. 9 Grup I sem görüntüsü



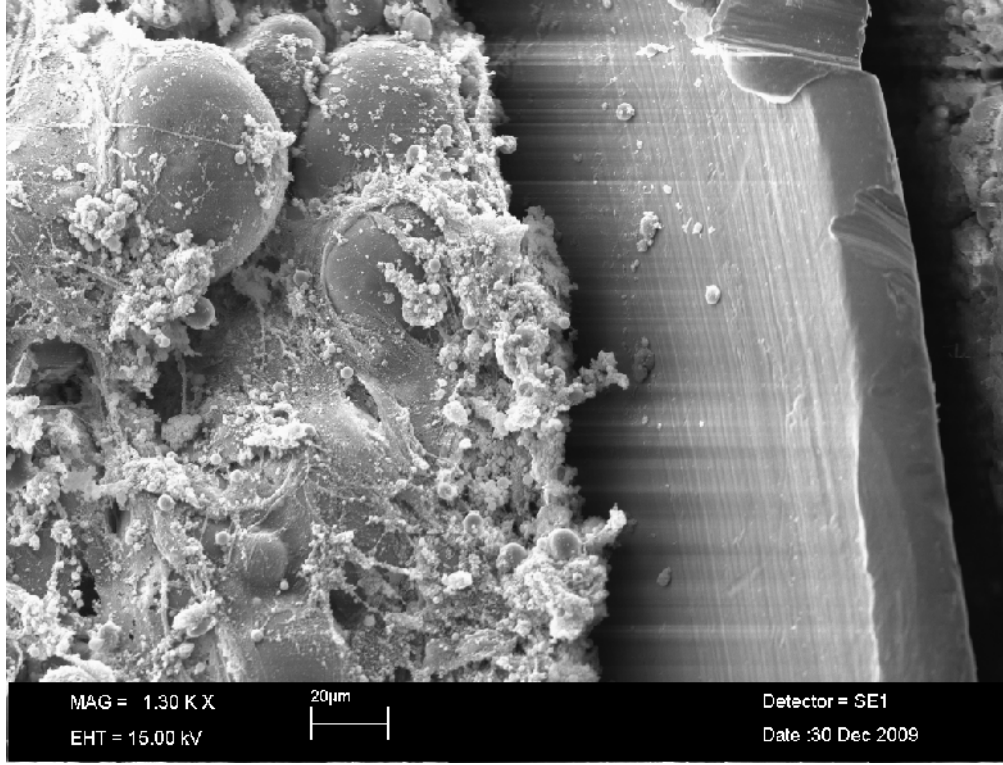
Şekil 4. 10 Grup II sem görüntüsü



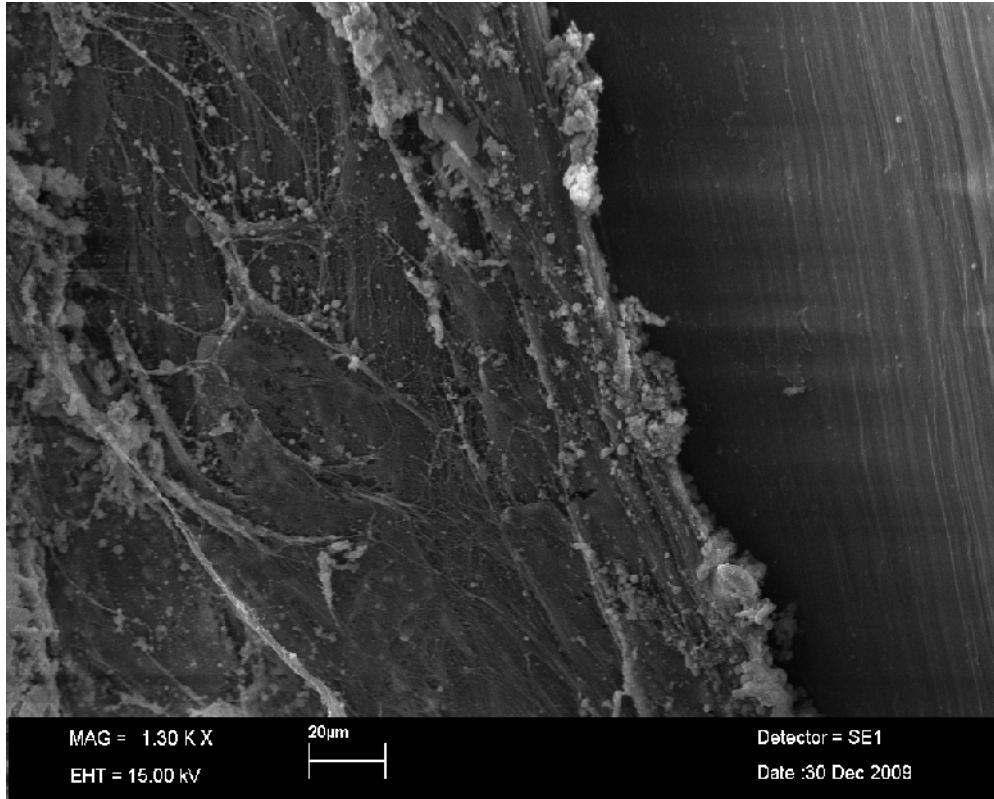
Şekil 4. 11 Grup III sem görüntüsü



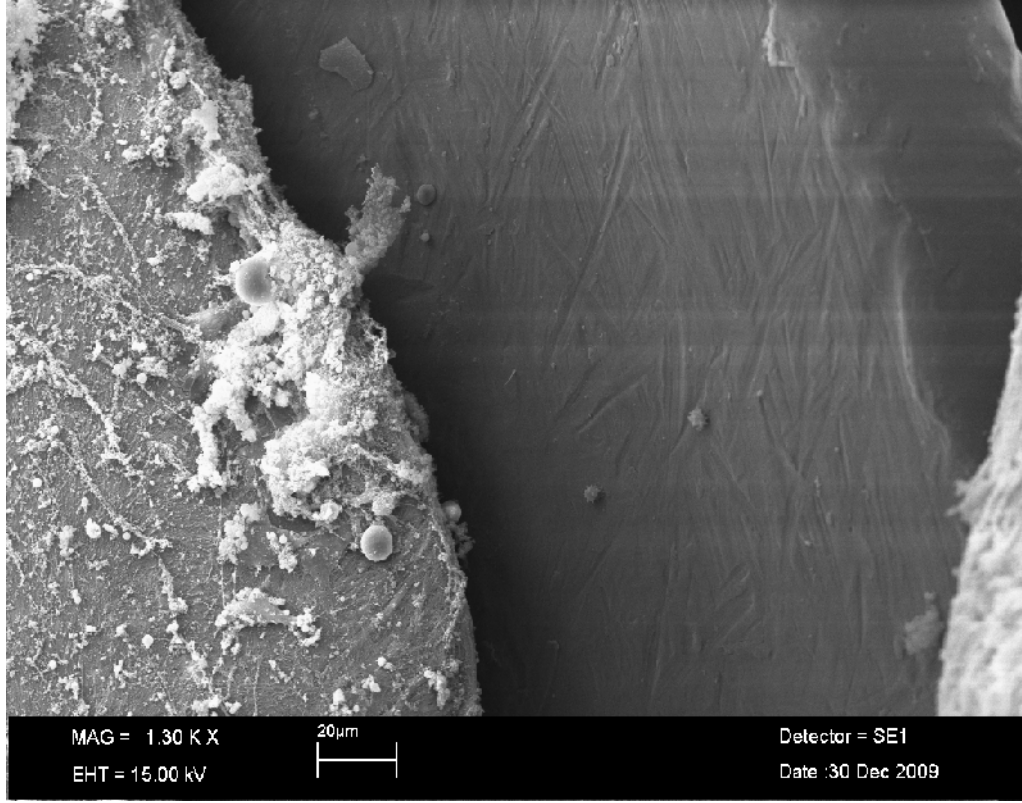
Şekil 4. 12 Grup IV sem görüntüsü



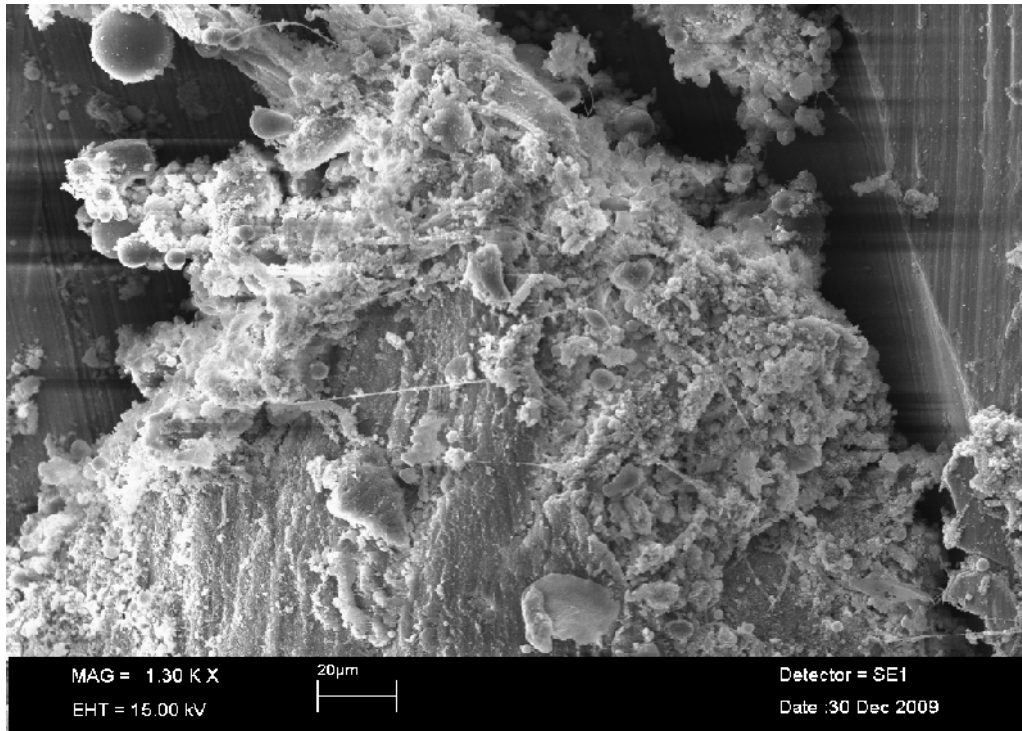
Şekil 4. 13 Grup V sem görüntüsü



Şekil 4. 14 Grup VI sem görüntüsü



Şekil 4. 15 Grup VII sem görüntüsü



Şekil 4. 16 Grup VIII sem görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, iskeletsel ankraj amaçlı kullanılan 4 farklı marka mini vidanın primer stabilite, biomekanik özellikleri açısından ve histolojik olarak incelenmiştir.

Primer stabilite, mini vidaların immedat kuvvet altında iyi bir iskeletsel ankraj sağlayabilme kapasitesini göstermesi bakımından anahtar rol oynamaktadır (Wilmes ve ark., 2006). Mini vidaların kaybedilmesi sıklıkla yerleştirilmeyi takip eden erken dönemde gerçekleştiği için mini vidaların primer stabilite önemli taşımaktadır (Miyawaki ve ark., 2003). Yerleştirmeden hemen sonra ankraj, kemiğin yer değiştirmesi ve sıkışmasıyla mekanik olarak sağlanmaktadır. Wilmes ve arkadaşlarına (2006) göre primer stabilitenin sağlanabilmesi; mini vida dizaynına, kemiğin kalitesine ve yerleştirme koşullarına bağlıdır. Uzun dönem bir retansiyon için ön şart ve mini vidaların ankraj amaçlı klinik kullanımını mümkün kılan en önemli faktör yüksek derece de bir primer stabilitedir. Erken dönem osseointegrasyon ve buna bağlı oluşan sekonder mini vida stabilitesi birkaç hafta sonra meydana gelir (Wu ve ark., 2006).) Deguchi ve ark. (2003), vidaların kemiğe sıkıca yerleştirildiği takdirde ortodontik kuvvetlerin vidaların başarısında rol oynayan osseointegrasyonu engelliyemeyeceğini bildirmiştir. Fakat bu osseointegrasyon, haftalar süren bir retansiyon dönemi sonrasında mini vidaların aynı zamanda kemikten kolayca çıkartılabilmesi de gerektiğinden, mini vidalar için potansiyel bir risk de oluşturmaktadır (Huja ve ark., 2006).

Son yıllarda farklı marka mini vidaların iskeletsel ankraj amaçlı tercih edilmesinde hızlı bir artış yaşanmaktadır. Üreticiler, farklı dizayn ve boyutlarda birçok çeşit mini vidayı ortodontistlerin kullanımına sunmuşlardır. Bu mini vidalar self-drilling veya self-tapping olmaları, silindirik veya konik formları, simetrik veya asimetrik yivli oluşları, baş kısımlarının farklı şekillerde olmaları gibi temel özellikleri bakımından farklılıklar göstermektedir. Günümüzde yapılan çalışmaların mini vidaların klinik kullanımı ve biouyumluluğu üzerinde yoğunlaştığı, az sayıda araştırmacının farklı mini vida tiplerinin biomekanik özellikleri üzerinde çalışmalar yaptığı görülmektedir.

Mini vidalara, yerleştirilmelerini takiben immedat olarak kuvvet uygulanması, primer stabilitelerinin çok iyi olmasını zorunlu hale getirmektedir

(Melsen ve Costa, 2000). Primer stabilite, vidanın dayanıklılığı anlamına gelir ve yerleştirilmesinin ardından kemik içindeki ankrajı ile ilişkilidir. Primer stabilite eksikliğinde, mini vida artan bir ivme ile mobilite gösterme eğilimindedir ve sonuçta tedavinin başarısızlığına neden olur. Hayvan deneyleri ve klinik çalışmalar incelendiğinde, mini vidalarda %11-%50 arasında değişen, yüksek bir başarısızlık oranı olduğu görülmektedir (Cheng ve ark., 2004; Fritz ve ark., 2004; Huja ve ark., 2006; Miyawaki ve ark., 2003).

Primer stabiliteyi ölçebilen altın bir standart mevcut değildir. Histolojik değerlendirmelerin yanında, perküsyon testi, radyolojik inceleme, periotest ve pull-out test gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Wilmes ve ark., 2006). Bunlara ilave olarak rezonans frequency analizi-(RFA) gibi yöntemlerle de ölçülebilir (Kim ve ark., 2005). RFA, bir dönüştürücü tarafından implanta aktarılan salınımların frekans sıklığının analiz edilmesi temeline dayanmaktadır (Wilmes ve ark., 2008). Vida üretici firmalar, bu yöntemin günümüzde ortodontik mini vidaların dental implantlardan boyut olarak çok küçük olması nedeni ile kullanımının uygun olmayacağını söylemektedir. Ayrıca bu ölçüm yöntemlerinin çoğu düşük hassasiyete sahip olup, çok sağlıklı sonuçlar vermemektedir (Adell ve ark., 1981; Albrektsson ve ark., 1988; Cheng ark., 2004; Friberg ve ark., 1995 ; Melsen ve Costa, 2000). Primer stabilitenin ölçülmesinde en yaygın metot olarak mini vidaların yerleştirme ve çıkarma tork değerleri kullanılmaktadır (Cheng ve ark., 2004; Friberg ve ark., 1995; Huja ve ark., 2006; Sakoh ve ark., 2006; Wilmes ve ark., 2006). Çıkarma tork değeri, bir implantı yerinden çıkarmak için gerekli olan döndürme kuvveti olarak tanımlanır ve bu değer implant yüzeyi ile kemik arasındaki ilişkiyi belirlemek için birçok araştırmacı tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır (Gottfredsen ve ark., 1992; Klokkevold ve ark., 1997; Klokkevold ve ark., 2001; Wennerberg ve ark., 1997; Baker ve ark., 1999). Yerleştirme tork değerinin mini vidaların stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılabileceği söylene de, stabilite ile düşük bir ilişkiye sahip olduğu bilinmektedir (Ozawa ve ark., 2005). Örneğin, trabeküler kemik varlığında, mini vidalarda yüksek yerleştirme tork değeri ölçülmesine rağmen, klinik olarak düşük başarı oranı görülebilir (Ueda ve ark., 1991). Yerleştirme tork değerinin mini vidaların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde, çıkarma tork testine kıyasla güvenilir bir yöntem olmadığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır (Wilmes ve ark., 2009; Heideman ve ark., 1998; O'sullivan ve ark., 2000; Sennerby ve ark.

2005). Yapılan çalışmalarda, primer ankrajın sağlanabilmesi için kemik ve vida arasında belirli bir seviyede yerleştirme tork değerinin sağlanması gerektiği ve bu yerleştirme tork değerinin mini vidanın primer stabilitesinin uygunluğunun değerlendirilmesinde önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir (Motoyoshi ve ark., 2006; Ivanoff ve ark., 1996).

Çalışmamızda, tam bir sonuç vermeyen ve farklı mini vidalarda yapılan ölçümlerin birbirleriyle karşılaştırılmasına imkân tanımayan testler yerine, literatürde mini vidaların primer ve sekonder stabilitesinin değerlendirilmesi için sıklıkla kullanılan yerleştirme ve çıkarma tork testleri kullanılmıştır.

Konik formlu mini vidalar, kemik-vida arasında daha sıkı bir kontakt oluşmasını sağlamaktadır. Üst ve alt kısımlarının farklı çaplarda olmasından kaynaklanan bu özelliklerine bağlı olarak, silindirik mini vidalarla karşılaştırıldığında, daha stabil oldukları bilinmektedir (Martinez ve ark., 2001; O'Sullivan ve ark., 2004). Konik şekilli mini vidalar ile iyi bir mekanik retansiyon sağlanmasına karşılık, aynı boyutlardaki silindirik mini vidalarla karşılaştırıldıklarında, daha yüksek krestal stress oluşmasına neden olurlar (Siegele ve ark., 1989). Sakoh ve ark. (2006), aşırı yerleştirme tork değerinin (yüksek krestel stres oluşuyor) mini vidayı çevreleyen kemikte mikro çatlaklara ve iskemiye neden olabileceği, kemik iyileşmesini geciktirebileceği ve mini vida başarı oranını azaltabileceğini bildirmişlerdir. Konik mini vidalarda görülen yüksek çıkarma tork değerinin, yüksek mekanik stabilite ile ilişkili olduğu düşünülse de, aşırı yerleştirme tork değeri, mini vida çevresindeki dokular için zararlı olabilir (Kim ve ark., 2008). Bunun yanında, konik şekilli mini vidalar, silindirik mini vidalarla karşılaştırıldıklarında, %20-%30 daha küçük yüzey alanına sahip oldukları görülmüştür (Drago ve ark., 2006). Konik mini vidaların küçük yüzey alanı, kemik-vida arasındaki kontakt yüzeyinin azalmasına neden olarak stabiliteyi azaltır. Kim ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada, silindirik ve konik şekilli mini vidaları çevreleyen kemiğin histomorfometrik olarak incelenmesi sonucunda, kemik-mini vida ve kemik alanlarını karşılaştırdıklarında iki grup arasında bir farklılık bulmamışlar, ayrıca konik şekilli mini vidaların çevre dokularda aşırı sıkışmaya neden olması (Siegele ve ark., 1989) ve daha küçük yüzey alanına sahip olması (Drago ve ark., 2006.) nedeniyle klinik kullanım açısından silindirik şekilli mini vidalardan daha üstün olmadığını bildirmişlerdir. Dolayısıyla konik mini vidaların klinik stabilitesinin daha iyi

olduğu tartışmalıdır. Bu yüzden çalışmamızda çevre dokularda oluşabilecek hasarı engellemek ve mini vidaların stabilitesinde daha faydalı olacağını düşündüğümüz için düşük yerleştirme ve yüksek çıkarma tork değeri elde etmek amacıyla silindirik şekilli mini vidalar kullanılmıştır.

Hayvan kemiğine yerleştirilen self-drilling ve drilling mini vidaların histolojik analizi, iyileşme (Heidemann ve ark., 2001) ve ortodontik kuvvet yüklemesi (Kim ve ark., 2005) sonrasında self-drilling mini vidalarda daha fazla kemik kontağı meydana geldiğini göstermiştir. Heideman ve ark. (2001) domuz frontal sinüs anterior duvarına yerleştirdikleri self-drilling ve drilling ortodontik mini vidaları 6 aylık bir iyileşme periyodu sonrasında değerlendirdiklerinde en iyi kemik kontağı yüzdesini self-drilling mini vidalarda olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca self-drilling mini vidaların yerleştirilmesi esnasında daha az kemik debris açığa çıktığını, kemiğe daha az termal zarar verildiğini, yerleştirilmesi için daha az zamana ihtiyaç duyulduğunu, daha düşük başarısızlık oranı görüldüğünü ve vidanın yerleştirilmesi için kavite hazırlanmasına ihtiyaç duyulmamasından kaynaklanan daha az invaziv bir yöntem olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (Heidemann ve ark., 1998; Heidemann ve ark., 2001). Phillips ve ark. (1989), self-drilling mini vidaların yerleştirme esnasında kemikte meydana gelen yüksek basınca rağmen, kemik-vida yüzeyinde herhangi bir kemik hasarı belirtisine rastlamadıklarını belirtmişler, kemik fiksasyonu için insan orta yüzünde self-drilling mini vidaların kullanımını önermişlerdir. Kim ve ark. (2005) benzer sonuçlar elde ederek, self-drilling mini vidalarda daha iyi kemik kontağı ve daha yüksek periotest değerleri tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Wang ve ark. (2008) ise self-drilling ve drilling mini vidaların ortodontik kuvvet karşısında stabilitelelerini karşılaştırmışlar ve 2 grup arasında bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Diğer araştırmacılardan farklı olarak, her iki grupta da mini vidaların ortodontik kuvvet karşısındaki yer değiştirme ve mobilitelelerine bakmışlar, ortodontik kuvvet karşısında kuvvetin uygulanma süresi ile orantılı olarak, kemik içinde mobilite göstermeksizin bir miktar yer değiştirme tespit etmişlerdir. Mini vidalar kliniğimizde rutin olarak kullanılmaktadır. Klinik uygulamamız çoğu zaman herhangi bir giriş yolu veya drilling yapmadan self-drilling şeklinde uygulamaktır. Sadece çok sert ve kalın kortikal kemik olduğu durumlarda ki genellikle mandibular bukkal posterior bölgede karşılaşılmaktadır. Çelik bir rond frez ile mukozada küçük bir insizyon sonrası kemikte 2-3mm derinliğinde bir giriş yolu

açılmaktadır. Ancak yukarıda da belirttiğimiz gibi bu uygulama oldukça nadir olarak yapılmaktadır. Bu sonuçlara bağlı olarak, self-drilling mini vidaların yerleştirilmesinde daha az travmatik bir teknik uygulanması, daha iyi doku entegrasyonu ve buna bağlı olarak artmış kemik remodellingi ve osseointegrasyon görülmesi, ayrıca ortodontik kuvvetlere karşı daha fazla direnç göstermesi, çalışmamızda self-drilling mini vidaları tercih etmemizde önemli rol oynamıştır.

Literatürde ortodontik kuvvet uygulanmasından önce gerekli iyileşme süresi hakkında farklı görüşleri savunan birçok çalışma vardır. Bazı araştırmacılar immedat kuvveti uygulanmasını (Giancotti ve ark., 2003; Kyung ve ark., 2005; Freudenthaler ve ark., 2001; Melsen ve Costa, 2000) savunurken, bazıları ise kuvvet uygulamadan önce yumuşak doku iyileşmesi için 2 hafta beklenmesi gerektiğini (Park ve ark., 2001; Park ve ark., 2002; Liou ve ark., 2004) savunmaktadır. Bunun yanısıra Braanemark (1969), dental implantlarda maksimum kemik implant kontağı sağlamak için yükleme yapılmadan uygun bir süre, Roberts (1994) 4 aylık, Wehrbein (1993) ise palatal implantlar için kuvvet uygulama öncesinde 12 haftalık bir iyileşme süresini önermektedir. Yaygın bir görüşe göre kemik-implant arayüzünde meydana gelen mikro hareketler, fibröz doku oluşumunu indükleyerek osseointegrasyonu engellemektedir. Ancak, son dönemde yapılan histolojik çalışmalar, immedat kuvvete rağmen kemik ve protetik implantların kontakt yüzeyleri arasında osseointegrasyonun meydana geldiğini göstermiştir (Zubery ve ark., 1999; Froum ve ark., 2005). Yapılan çalışmalarda, mini vidalara ortodontik kuvvet uygulamak için kemik iyileşmesini bir süre beklemenin gerekli olmadığı belirtilmektedir (Liou ve ark., 2004; Miyawaki ve ark., 2003). Owens ve ark. (2007), üst çeneye yerleştirdikleri ve immedat-geç dönem kuvvet uyguladıkları ortodontik mini vidaları karşılaştırdıkları çalışmalarında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlar ve bu sonuca göre başarı oranının değerlendirilmesinde kuvvet uygulama zamanının etkili bir faktör olmadığı yorumunu yapmışlardır. Garfinkle ve ark. da (2008), immedat veya geç dönem yükleme yapmanın mini vidaların başarısını etkilemediğini belirtmişlerdir. Ancak Deguchi ve ark. (2003), maksilla gibi kemik yoğunluğu fazla olmayan bölgelerde, mini vidaların immedat kuvvetlere karşı yeterli direnç gösteremeyebileceği için köpeklerde 3 haftalık, insanlarda 4-5 haftalık bir iyileşme süreci sonrasında kuvvet uygulanmasını önermektedir.

Kliniğimizde bugüne kadar yapılan mini vida uygulamalarında hep immediat kuvvet uygulanmıştır. Yapılan çalışmalar ve klinik tecrübelerimizin bize gösterdiği bilgiler ışığında, immediat kuvvet uygulanmasının mini vida stabilitesine herhangi olumsuz bir etkisinin olmayacağını düşündüğümüzden ve çalışmanın sonucunun klinik uygulamalara da ışık tutması açısından çalışmamızda kullanılan vidalara immediat kuvvet uygulandı.

Saf titanyum implantolojide en sık kullanılan materyaldir. Metalurjik özelliklerine bağlı olarak hayvan ve insan çalışmalarında mükemmel sonuçlar elde edilmiştir (Freudenthaler ve ark., 2001; Johansson ve ark., 1991; Albrektsson ark., 1988). Ancak titanyum mini vidaların boyutlarının küçültülmesinin, vidaların yerleştirilmesi ve çıkartılması esnasında kırılmalara neden olabildiği görülmüştür (Büchter ve ark., 2005; Miyawaki ve ark., 2003). Saf titanyum yerine titanyum alaşımlarının kullanılmaya başlanmasıyla bu dezavantajların üstesinden gelinmiş (Boyer ve ark., 1994, Misch, 1999), ancak bu sefer de osseointegrasyonun zayıfladığı görülmüştür (Saldana ve ark., 2006).

Çalışmamızda, gerilme dayanıklılığı saf titanyumdan 5 kat daha fazla olan titanyum-aluminyum-vanadyum alaşımı mini vidalar kullanılarak (Boyer ve ark., 1994; Steiner ve ark., 1990; Mish ve ark., 1999) yerleştirme ve çıkarma esnasında mini vidalarda meydana gelebilecek kırılmaların önüne geçilmesi amaçlanmıştır. Literatürde her ne kadar titanyum alaşımı vidaların kullanılmasının osseointegrasyonu zayıflattığını belirten çalışmalar (Saldana ve ark., 2006) olsa da, Deguchi ve ark. (2003) osseointegrasyonun daha az gerçekleşmesinin, mini vidaların stabilitesi açısından negatif bir durum olmadığını bildirmektedir. Mini vidalar, hafif kuvvetler uygulandığında minimal mobilite gösterse bile ankraj olarak kullanılmaya devam edilebilir (Park ve ark., 2006). Literatürde son dönem yapılan hayvan histolojik çalışmalarında, titanyum mini vidalarda meydana gelen osseointegrasyonun dental implantlarda meydana gelen osseointegrasyonun %50'sinden daha az olduğu belirtilmiştir (Umemori ve ark., 1999; Nkenke ve ark., 2003). Dental implantların başarılı sayılabilmesi için başta şiddetli okluzal kuvvetler olmak üzere, neredeyse her yönden gelen çeşitli miktarlardaki tüm kuvvetlere mukavemet göstermesi herhangi bir mobilite veya yer değiştirme olmadan ağızda stabil bir şekilde durması gerekmektedir. Bu nedenle yüksek oranda osseointegrasyon, dental implantların başarılı olabilmesi için mutlak ve gerek şarttır. Ortodontik mini vidalar ise çoğu zaman sadece düşük miktarlarda

lateral kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Her ne kadar kesikli kuvvetlere maruz kalan dental implantlara oranla, devamlı kuvvetlere maruz kalsalar da ağız içinde stabil bir şekilde kalmaları gereken süre genellikle 2-6 ay ile sınırlıdır ve bunun için yüksek oranda osseointegrasyondan ziyade primer stabilite çok daha önemlidir. Dahası, dental implantlara göre daha az gerçekleşen bu osseointegrasyon, mini vidaların tedavi sonunda çevre kemik dokuya zarar vermeden kolayca çıkarılması açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır.

Roberts ve ark. (1984), osseointegrasyon miktarının ve zamanının tespit edilmesi amacıyla tavşanlarda yaptıkları çalışmanın sonucunda, yerleştirilen vidaların etrafında oluşan woven kemiğin yerini yüklemeye karşı yeterli dayanıklılığı gösterebilecek lameller kemiğin almasının minimum 6 hafta sürdüğünü göstermişlerdir. Bu sonuçlara dayanarak çalışmamızda kuvvet uygulama süresi, tavşanları enfekte olmadan yaşatmanın güçlüğü de göz önünde bulundurularak 8 hafta olarak belirlenmiştir.

Literatürde vidalara uygulanan kuvvet miktarı değerlendirildiğinde, mini vidaların 100-200gr arası kuvvetlere karşı stabilitelerinde olumsuz bir değişiklik olmadan devamlılıklarını sürdürebildikleri belirtilmiştir (Cheng ve ark., 2004). Kuvvet uygulandığında minimal bir mobilite gösteren mini vidalar ankraj olarak kullanılmaya devam edilebilir ve başarılı sayılabilir (Park ve ark., 2006). Eğer mini vidalara ağır kuvvetler uygulanırsa, mobiliteleri artabilir ve kemikle yeterli osseointegrasyon gerçekleşemeyeceği için de vida kaybı meydana gelebilir (Park ve ark., 2006). Ancak literatürde, uygulanan kuvvet miktarı ile mini vidaların başarı veya başarısızlık oranları arasında fark olmadığını ortaya koyan çalışmalar da vardır (Cheng ve ark., 2004). Bu nedenle, benzer çalışmalarda uygulanan 100-150gr aralığındaki kuvvet, Ni-Ti kapalı springler kullanılarak sağlanmıştır.

Tseng ve ark. (2006) 12mm'den uzun mini vidalarda %100'lük bir başarı oranı elde etmişler ve mini vida uzunluğunun başarı oranı ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Uzun mini vidanın başarı oranını arttırmasına karşılık, köklere temas etme riski de vardır. Bunun yanı sıra Cheng ve ark. (2004), mini vida uzunluğunun implantların başarısında etkili olmadığını ve uzun implantın mutlaka daha iyi kemik desteği anlamına gelmediğini belirtmişlerdir. Deguchi ve ark. (2006), güvenli bir yerleşim için ortalama 6-8mm'lik bir uzunluğun kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

Miyawaki ve ark. (2003) mini vida çapının başarı oranı ile olan ilişkisini belirlemek için yaptıkları çalışmalarında, 1mm çapındaki mini vidalarda %0, 1,5mm ve 2,3mm çapındaki mini vidalarda da sırasıyla %83,9 ile %85'lik bir başarı oranı elde etmişlerdir. Park ve ark. da (2006), 1,2mm, 1,5mm, 2,3mm çapındaki mini vidalarla kabul edilebilir bir başarı düzeyi elde etmişlerdir. 1mm'lik mini vida kullanılan hayvan çalışmalarında osseointegrasyonun gerçekleştiği bildirilse de, klinik olarak çok fazla başarısızlık olduğu görülmüştür (Ohmae ve ark., 2001; Deguchi ve ark., 2003). Vidaların uzunluğu ile başarı oranının arasındaki ilişki ile ilgili çelişkili çalışmalar bulunmaktadır. Vida boyu arttıkça başarı oranının arttığını bildiren çalışmaların yanı sıra, belli bir uzunluğun klinik açıdan yeterli stabiliteyi sağlayacağını, yerleştirilmesinde çeşitli riskler taşıyan çok daha uzun vidaların belirgin bir üstünlük sağlamayacağını bildiren çalışmalar da mevcuttur. Yukarıdaki literatür bilgileri ışığında vida kalınlığının stabilite açısından çok önemli olduğu görülmektedir. Mini vidaların başarılı olabilmesi için en az 1,5mm çapa sahip olmaları gerekmektedir. Kliniğimizde yaptığımız anket sonucu 6-8mm uzunluğunda 1,6-1,7mm çapındaki vidaların en sık kullanılan boyutlar olduğu görülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda 1,6mm çapında 6mm uzunluğa sahip mini vidalar kullanılmıştır.

Vannet ve arkadaşlarının (2007) yaptığı çalışmanın sonucunda, kemik-mini vida kontak yüzeyleri karşılaştırıldığında, kuvvet uygulanan ve kuvvet uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak bir farklılık bulunmamıştır. Ohmae ve ark. (2001) yaptıkları çalışma sonucunda elde ettikleri histomorfometrik bulgular, kuvvet uygulanan mini vidaları çevreleyen kemik dokusunda meydana gelen osseointegrasyonun, kuvvet uygulanmayan mini vidalarla karşılaştırıldığında eşit ya da daha fazla olduğunu göstermiştir. Ayrıca, kuvvet uygulanan grupta meydana gelen remodelling'in kuvvet uygulanmayan gruptakine göre daha aktif olduğunu tespit etmişlerdir. Yano ve ark. (2006), 8 hafta kuvvet uygulanmadan beklenen grupta tespit edilen kemik-vida kontak oranlarının, immedat kuvvet uygulanan gruptakinden daha düşük bir değere sahip olduğunu belirtmişler, ancak bu durumun sebebine ilişkin herhangi bir yorumda bulunmamışlardır. Wehrbein ve Diedrich (1993), ortodontik kuvvetlerin osseointegre implantların peri-implant kemik oluşumunu olumlu etkilediğini belirtmiş, çalışmalarının sonucunda ortodontik kuvvet uygulamasının marjinal kemik yapısını pozitif etkilediğini tespit etmişlerdir. Ayrıca kuvvet uygulanan

implantlarda subperiostal kemik apozisyonunun, kontrol grubundaki implantlardan daha yüksek bir oranda gerçekleştiğini göstermişlerdir. Aslında dental implantlar üzerinde yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, kuvvet uygulanan implantlarda osseointegrasyon azalacağı için dolayısıyla implantların başarısı da azalacaktır. Fakat kuvvet uygulanan vidalardaki stabilitenin daha yüksek olması, Epker ve Frost (1965) ve Roberts ve ark. (1984) tarafından ortaya konan 'değişen mekanik ortama fonksiyonel adaptasyon mekanizması' ile açıklanabilir. Eğilme testleri sonucunda sıkışan konkav kemik yüzeyinde belirgin subperiostal kemik rejenerasyonu tespit edilirken, gerilen konveks kemik yüzeyinde kemik kaybı olduğu kaydedilmiştir. Bu sürecin şekil-fonksiyon ilişkisi olarak bilinen mekanizma ile yakından ilişkili olduğu kabul edilmektedir (Epker ve Frost, 1965; Roberts ve ark., 1989). Ortodontik kuvvet uygulanması kemiksel deformasyona neden olmakta, bu yolla kemik apozisyonu uyarılarak potansiyel diferansiyel ve piezoelektrik etki oluşmaktadır (Basset ve ark., 1964; Fukuda ve Yasuda, 1957). Ayrıca Wehrbein ve ark. (1999), implantın çevre dokularında meydana gelen mineralize kemik kalitesini değerlendirmişler ve ortodontik kuvvet uygulaması süresince görülen kemik adaptasyon mekanizmasının artmış implant stabilitesine neden olduğunu tespit etmişlerdir. Roberts ve ark. (1984) kuvvet uygulamadıkları implantların arayüzlerinde daha az organize, olgunlaşmamış kemik tespit etmişler ve kuvvet uygulanmayan implantların tüm endotel yüzeyleri boyunca kemik oluşmadığını, fakat kuvvet uygulanan implantlarda kemik enkapsülasyonunun rutinde görüldüğünü tespit etmişlerdir. Araştırmacılar devamlı kuvvetler karşısında oluşan temel kemik cevabın büyümeden bağımsız olduğunu, bunun da şekil-fonksiyon mekanizması ile yakın ilişkili olan adaptiv veya çevresel etkinin bir göstergesi olduğunu belirtmişlerdir (Chamay ve ark., 1972; Enlow 1963; Goodship ve ark., 1979; Lanyon ve ark., 1976,1982; Storey, 1972). Roberts ve ark. (1984), 6 aylık tavşanlarda kuvvet uygulandığında periostal kılıfta belirgin spesifik alanlar tespit etmişler ve bu alanların uygulanan kuvvete karşı oluşan spesifik cevaplara bağlı adaptif subperiostal hipertrofik alanlar olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmalarında uygulanan kuvvetin tam olgunlaşmamış woven kemiğin hızlı osteogenesisine neden olarak konkav bükülme yönünde destekleyici bir kafes rolü oynayarak implant etrafında oluşan kemiğin çapınının artmasını sağladığını ve böylece uygulanan kuvvetin hızlı osteogenesisi indüklediğini ve kuvvet uygulanan, sıkışan kemik yüzeyinde kısa

zamanda kemik desteğinin arttığını bildirmişlerdir. Gerek ortodontik mini vidalarda osseointegrasyonun gerçekleşmesi gerek de osseointegrasyonun ortodontik kuvvete maruz kalan mini vidaların stabilitesine yardımcı olması konusu tartışmalı konulardır. Her ne kadar mini vidalarda ankrajın, yerleştirmeden hemen sonra kemiğin yer değiştirmesi ve sıkışmasıyla mekanik olarak sağlandığı kabul edilse de Deguchi ve ark. (2003), yapmış oldukları hayvan çalışmalarında stabil mini vidaların %25-%30 arası bir osseointegrasyon oranına sahip olduğunu bildirmiştir. Bunun yanında son yıllarda yapılan birçok çalışmada, vida ile kemik arasında osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilmiştir (Kim ve ark., 2005; Melsen ve Costa, 2000; Ohmae ve ark., 2001). Bu, mini vidaların stabilitesinde sadece kemik-vida arasındaki mekanik kilitlenmenin rol almadığını kısmi de olsa meydana gelen osseointegrasyonun etkili bir faktör olduğunu göstermektedir. Ortodontik mini vidalara uygulanan kuvvetlerin, dental implantların maruz kaldığı kuvvetlerden daha az miktarda olması ve aynı zamanda ortodontik mini vidaların tedavi sonunda çıkartılan geçici aygıtlar olması ortodontik mini vida ankraji için kısmi de olsa gerçekleşen osseointegrasyonun yeterli olduğunu göstermektedir. Osseointegrasyonun sözkonusu olduğu bir durumda yukarıda belirttiğimiz çalışmalarda gösterilen, uygulanan kuvvetin osseointegrasyonu tetikleyici etkisi göz ardı edilemez bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızın sonucunda kuvvet uygulanan gruptaki mini vidalarda kontrol grubundakilere göre daha yüksek çıkarma tork değerleri elde etmemizin sebebi olarak ortodontik kuvvetin kemik içerisindeki ortamı değiştirerek osseointegrasyonu hızlandıran etkisinin olduğu görülmektedir. Kuvvet uygulanmayan Abso-Anchor, Dewimed, Dual-Top ve Neo-Anchor marka mini vidalarda çıkarma tork değerleri sırasıyla; 4,59, 4,63, 4,10 ve 8,10 N/cm çalışma grubunda ise sırasıyla; 6,27, 6,92, 5,78 ve 8,50 N/cm olarak bulunmuştur. Bu bulgular değerlendirildiğinde dikkat çeken nokta Neo-Anchor marka vidada kontrol ile çalışma grubu arasındaki farkın çok az olmasıdır. Biz kuvvet uygulanan vidalarda çıkarma tork değerinin fazla çıkmasını bir anlamda vidaların kuvvet karşısında yer değiştirmelerine karşı kemiğin bunu önleme adına verdiği cevap olarak tanımlamaktayız. Neo-Anchor marka vidada kontrol grubunda elde edilen çıkarma tork değeri diğer markalara oranla oldukça fazla bulunmuştur. Uygulanan 115gr kuvvet bu denli iyi oranda kemiğe tutunan vidayı herhangi bir

pozisyon değişikliğine uğratamamış, böylece bu vida etrafında kemikte herhangi bir değişiklik oluşmadığından, fonksiyonel bir adaptasyon da oluşmamıştır.

Kuvvet uygulanan gruplarda elde edilen yüksek çıkarma tork değerlerini destekleyen bir başka parametre de, histomorfometrik olarak osteoblast ve yeni oluşan kemik alan miktarlarının, kuvvet uygulanan gruplarda daha fazla çıkmasıdır.

Vidaların çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında, Neo-Anchor marka mini vidalarda yüksek çıkarma tork değeri elde edilmiştir. Bu vidanın diğerlerinden en önemli farkı, vida boyun kısmında yer alan ‘S’ şeklindeki yivlerdir. Bu yivler, vidanın kemik içindeki basıncın arttırmış ve dolayısıyla mekanik kohezyonu da arttırarak diğer vidalar üzerine belirgin bir üstünlük sağlamıştır. İncelenen kuvvet uygulanan vidalar içerisinde en düşük çıkarma tork değeri ise 5,78 N/cm ile Dual-Top marka vidada elde edilmiştir. Ancak en düşük değere sahip bu vida bile çalışma boyunca en ufak bir mobilite göstermeden ağızda kalmış, uygulanan kuvvete başarıyla mukavemet göstermiştir. Bu sonuçlar ortodontik mini vidalara immediat kuvvet uygulanmasının mini vidaların klinik stabilitelerini ve osseointegrasyonu olumsuz etkilemediğini göstermektedir.

Kim ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada çalışmamızla uyumlu olarak çıkarma tork değerlerinin yerleştirme tork değerlerine göre daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir. Karşılaştırdıkları konik ve silindirik şekilli 2 grup mini vidada da çıkarma tork değerlerinde belirgin bir azalma belirlemişlerdir. Okazaki ve ark. (2008) 1,2mm çapında saf titanyum mini vidaları 1mm çapında kavitelere yerleştirdikleri çalışmalarında, mini vidaların çıkarma tork değerlerini yerleştirmeden hemen sonra, 1, 3, 6, 9, 12. haftalarda ölçtüklerinde, yine çalışmamızla uyumlu olarak, çıkarma tork değerlerinin giderek azaldığını tespit etmişlerdir. Literatürde yapılan insan çalışmalarında yerleştirilen bölgeye bağlı olarak ortalama yerleştirme tork değeri 7,2Ncm-13,5Ncm olarak bildirilmiştir (Motoyoshi ve ark., 2006). Çalışmamızda da tüm grupların ortalama yerleştirme tork değerleri Motoyoshi ve ark.’nın belirttiği değer aralığıyla uyumlu olarak 6,5Ncm-15,6Ncm olarak bulunmuştur.

Song ve ark. (2007), çıkarma tork değerinin yerleştirme tork değerine göre daha düşük bir değere sahip olmasını (tork kaybı) vidanın yerleştirme tork değerinin tedavi süresince aynı değerde kalamaması olarak yorumlamıştır. Mini

vida, rotasyonel kuvvet ve tork değerinin maksimum olduğu son yivine kadar kemik içinde olacak Şekilde yerleŐtirildięinde oluşan yzeyler arası gerilimin (tork), rotasyonel kuvvet kalktığında vidayı çevreleyen kemik dokudaki adaptasyona bağlı meydana gelen denge ortamıyla azaldığını bildirmişlerdir. Daha açıklayıcı bir ifadeyle, vida sıkıŐtırılarak yerleştirildikten sonra, kemikte bir basınç oluŐturmakta, kemik ile vida arasındaki bu basınç yerleştirme tork değerini oluşturmaktadır. Ortaya çıkan bu basınç, kemik yoğunluğu, vidanın dizaynı, vidanın çapı, yerleştirme Őekli (self-drilling, drilling) ile direkt olarak ilişkilidir. Herhangi bir kuvvet uygulanmadığı stabil bir durumda, vida yerleştirilen kemik dokusunda, bu basıncı azaltmaya ynelik bir reorganizasyon olacak, sonuç olarak da vida çıkarılırken daha dŐŐuk bir tork değeri elde edilecektir. Bu alıŐma sonucunda da yukarıda açıklanan hipotezi destekler Şekilde, tım gruplarda çıkarma tork değerlerinin yerleştirme tork değerlerine oranla daha kŐŐuk olduğu gőrulmektedir. Bu hipotez aynı zamanda çalışmamızın II. Grubunda yerleştirme ve çıkarma tork değerleri arasında istatiksel olarak fark çıkmamasını da açıklamaktadır. Çalışmamızın II. Grubunu oluşturan mini vidaların diğer gruplarla karşılaştırıldığında en dŐŐuk yerleştirme tork değerine sahip olduğu gőrulmektedir. DŐŐuk yerleştirme tork değeri kemikte vidanın yerleştirilmesi sırasında oluşan stresin daha az olması anlamına gelmektedir. Stress ne kadar az olursa normal durumdan o kadar az sapma olur ve mini vida yerleştirilmesini takip eden dönemde normal kemik doku fizyolojisine dőnmek için daha az bir değişiklik ihtiyacı ortaya çıkar. Bu da yerleştirme tork değeri ile çıkarma tork değeri arasında neden fazla bir fark olmadığını açıklamaktadır.

Motoyoshi ve ark. (2006), yerleştirme tork değeri 8-10Ncm olan 1,6mm çapında 8mm uzunluğunda mini vidalarda %100'lük bir başarı oranı sağlamıştır. Bu oran yerleştirme tork değeri 8-10Ncm'den fazla ya da az olan gruplarda elde ettikleri başarı oranından daha fazladır. Bu sonuçlara bağlı olarak, mini vidaların başarı oranını arttırmak için 8-10Ncm'lik yerleştirme tork değeri uygulanması gerektiğini tavsiye etmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız mini vidaların olülen yerleştirme tork değerlerinin ortalaması 8,48 Ncm olarak hesaplanmıŐtır. Bu değer Motoyoshi ve arkadaşlarının tavsiye ettiği aralıkta olup, çalışmamızın sonunda elde ettiğimiz %100'lük başarı oranı da Motoyoshi ve arkadaşlarının elde ettiği başarı oranı ile uyumludur.

6.SONUÇLAR

Bu çalışmada immedat ortodontik kuvvetin ortodontik ankraj amaçlı kullanılan 4 farklı marka mini vidanın stabiliteyi üzerine etkisi incelenmiştir. Histomorfometrik bulgular, taramalı elektron mikroskobu görüntüleri, yerleştirme ve çıkarma tork testleri değerlendirilerek çalışmanın sonucunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Ortodontik ankraj amacı ile mini vida kullanımının oldukça başarılı, güvenli ve kolay uygulanabilir bir yöntem olduğu bulunmuştur.

2. Kullanılan tüm mini vidalar, çalışma sonuna kadar stabiliteyi korumuş ve uygulanan ortodontik kuvvetler karşısında hiçbir mobilite göstermemiştir.

3. 115gr şiddetindeki immedat, sürekli lateral ortodontik kuvvet uygulamasının mini vida stabilitesine, mini vida kemik arasında gerçekleşen osseointegrasyona ve mini vida başarı oranına olumsuz bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir.

4. Çalışmamızda kullanılan tüm mini vidaların yerleştirme tork değerleri birbirleriyle benzer çıkmıştır.

5. Kuvvet uygulanan mini vidaların çıkarma tork değerleri karşılaştırıldığında, Neo-Anchor marka mini vidanın en yüksek değere sahip olduğu ve sırasıyla Dewimed, Abso- Anchor ve Dual-Top marka mini vidaların geldiği tespit edilmiştir.

6. İki aylık kuvvet uygulama dönemi sonrasında mini vidaların çıkarma tork değerleri ölçülmüş, tüm vidalarda bu değerlerin yerleştirme tork değerlerinden daha küçük olduğu görülmüştür.

7. Tüm mini vidaların sahip oldukları çıkarma tork değerleri klinik stabiliteyi açısından yeterli bulunmuştur.

8.Çalışmada kullanılan 4 farklı marka mini vida için çıkarma tork değerleri, kuvvet uygulanmayan kontrol gruplarında, kuvvet uygulanan çalışma gruplarına oranla daha düşük çıkmıştır.

9. Histomorfometrik bulguların değerlendirilmesi sonucunda gruplar arasında osteoblast sayısı ve kemik oluşum alanı açısından uyum olduğu görülmüştür.

10. İki aylık bir kuvvet uygulama dönemi sonrasında tüm mini vidalar herhangi bir kırılma, bükülme veya eğilme gibi herhangi bir deformasyon göstermeksizin kemikten kolaylıkla çıkarılmıştır.

Sonuç olarak, çalışmada kullanılan tüm mini vidalar 2 ay süre ile uygulanan immedat sürekli ortodontik kuvvet karşısında hiçbir mobilite göstermeksizin stabiliteyi korumuştur.

KAYNAKLAR

- Adell, R. ve Lekholm, U. ve Rockler, B. ve Branemark, P.I. (1981). A 15-Year Study Of Osseointegrated Implants In The Treatment Of The Edentulous Jaw. *Int J Oral Surg*, 10, 387–416.
- Albrektsson, T. ve Dahl, E. ve Enbom, L. ve Engevall, S. ve Engquist, B. ve Eriksson, A.R. ve arkadaşları. (1988). Osseointegrated Oral Implants. A Swedish Multicenter Study Of 8139 Consecutively Inserted Nobelpharma Implants. *J Periodontol*, 59, 287-296.
- Albrektsson, T. ve Zarb, G. ve Worthington, P. ve Eriksson, A.R. (1986). The Long-Term Efficacy Of Currently Used Dental Implants: A Review And Proposed Criteria Of Success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1, 11–25.
- Albrektsson, T. ve Branemark, P.I. ve Hansson, H.A. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements For Ensuring A Long-Lasting Direct Bone-To-Implant Anchorage In Man, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52,155-170
- Baker, D. ve London, R.M. ve O' Neal, R. (1999). Rate Of Pull-Out Strength Gain Of Dual-Etched Titanium Implants: A Comparative Study In Rabbits. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14, 722–728
- Basset, C.A. ve Pawluk, R.J. ve Becker, R.O. (1964). Effects Of Electric Currents On Bone In Vivo. *Nature*, 204, 252-254.
- Block, M.S. ve Hoffman, D.R. (1995). A New Device for Absolute Anchorage for Orthodontics, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107,251-8.
- Bouquet, F. ve Bousquet, P. ve Mauran, G. ve Parguel, P. (1996). Use Of Impacted Post For Anchorage, , *J Clin Orthod*, 5(5), 261-265
- Boyer, R. ve Welsch, G. ve Collings, E.W. (1994). *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. Cleveland, Ohio: ASM International, 1994
- Branemark, P.I. ve Adell, R. ve Breine, U. (1969). Intra-osseous anchorage of dentl prostheses. Experimental studies, *Scandinavian Journal Of Plastic And Reconstructive Surgery*, 3,81-100
- Büchter, A. ve Wiechmann. ve Koerdt, S. ve Wiesmann, H.P. ve Piffko, J. ve Meyer, U. (2005). Load-Related Implant Reaction Of Mini-Implants Used For Orthodontic Anchorage. *Clin Oral Implants Res*, 16, 473-479.
- Celenza, F. ve Hochman M.N. (2000). Absolute Anchorage in Orthodontics: Direct And Indirect Implant-Assisted Modalities, *Journal of Clinical Orthod*, 34(7), 397-402

- Chamay, A ve Tschantz, P. (1972). Mechanical Influences In Bone Remodeling: Experimental Research On Wolff's Law. *J Biomech*, 5, 173-180.
- Chen, Y. Ve Shin, H.I. ve Kyung, H.M. (2008). Biomechanical And Histological Comparison Of Self-Drilling And Self-Tapping Orthodontic Microimplants In Dogs, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131, 44-50
- Chen, Y.H. ve Chang, H.H. ve CHEN, Y.J. ve Lee, D. ve Chiang, H.H. ve Yao, C.C. (2008). Root Contact During Insertion Of Miniscrews For Orthodontic Anchorage Increases The Failure Rate: An Animal Study. *Clin Oral Implants Res*, 19(1), 99-106
- Cheng S.J ve Tseng I.Y ve Lee J.J ve arkadaşları. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 100–106.
- Chung, K. ve Kim, S.H. ve Kook, Y.C. (2005). Orthodontic Microimplant For Distalization Of Mandibular Dentition In Class-III Correction, *Angle Orthod*, 75, 119-128
- Costa, A. ve Raffaini, M. ve Melsen, B. (1998). Miniscrews As Orthodontic Anchorage: A Preliminary Report, *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1 3,201-209
- Creekmore, T.D. ve Eklund, M.K. (1983). The Possibility Of Skeletal Anchorage, *J Clin Orthod*, 17, 266-269
- Dalstra, M. ve Cattaneo, P.M. ve Melsen, B. (2004). Load Transfer Of Miniscrews For Orthodontic Anchorage, *Orthodontics*, 1, 53-62
- De Clerck, H. ve Geerinckx V. ve Siciliano S. (2002). The Zygoma Anchorage System, *J Clin Orthod*, 36(8), 455-459
- Deguchi, T. ve Nasu, M. ve Murakami, K. ve Yabuuchi, T. ve Kamioka, H. ve Takano-Yamamoto, T. (2006). Quantitative Evaluation Of Cortical Bone Thickness With Computed Tomographic Scanning For Orthodontic Implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 129(6), 721.e7-12.
- Deguchi, T. ve Takano-Yamamoto, T. ve Kanomi, R. ve Jr. Hartsfield J.K. ve Roberts, W.E. ve Garetto, L.P. (2003). The Use of Small Titanium Screws for Orthodontic Anchorage, *J Dent Res* 82(5), 377-381
- Dincer, M. ve Iscan, H.N. (1994). The Effects Of Different Sectional Arches In Canine Retraction, *Eur J Orthod*, 16,317-323.
- Douglas, J. ve Killinay, D. (1988). Dental Implants Used As Orthodontic Anhorage, *J ournal of Oral Implantology*, 13,28-38

- Drago, C.J. ve Del Castillo, R.A. (2006). A Retrospective Analysis of Osseotite NT I mplants In Clinical Practice: 1-Year Follow-Up. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26, 337–345.
- Enlow, D.H. (1963). *Principles of Bone Remodeling*. Springfield, Ill, Charles C. Thomas Publisher.
- Epker, B.N. ve Frost, H.M. (1965). Correlation Of Patterns Of Bone Resorption And Formation With Physical Behavior Of Loaded Bone. *Journal Of Dental Research*, 44, 33-42
- Favero, L. ve Brollo, P. ve Bressan, E. (2002). Orthodontic Anchorage with Specific Fixtures: Related Study Analysis, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122,84-94
- Favero, LG. ve Pisoni, A. ve Paganelli, C. (2007). Removal Torque of Osseointegrated Mini-Implants: An In Vivo Evaluation, *European Journal of Orthodontics* 29(5),443-448
- Freire, J.N. ve Silva, N.R.F.A. ve Gil, J.N. ve Magini, R.S. ve Coelho, P.G. (2007). Histomorphologic And Histomophometric Evaluation Of Immediately And Early Loaded Mini-Implants For Orthodontic Anchorage, *Am J Orthod*, 131, 704.e1-704.e9
- Freudenthaler, J.W. ve Hass, R. ve Bantleon, H.P. (2001). Bicortical Titanium Screws For Critical Orthodontic Anchorage In The Mandible: A Preliminary Report On Clinical Applications. *Clin Oral Implants Res*, 12, 358-363.
- Friberg, B. ve Sennerby, L. ve Roos, J. ve arkadaşları. (1995). Evaluation Of Bone Density Using Cutting Resistance Measurements and Microradiography: An In Vitro Study In Pig Ribs. *Clin Oral Implants Res*, 6, 164–171.
- Fritz, U. ve Ehmer, A. ve Diedrich, P. (2004). Clinical Suitability of Titanium Microscrews for Orthodontic Anchorage - Preliminary Experiences. *J Orofac Orthop*, 65, 410–418.
- Froum, S.J. ve Simon, H. ve Cho, S.C. ve Elian, N. ve Rohrer, M.D. ve Tarnow, D.P. (2005). Histologic Evaluation Of Bone-Implant Contact Of Immediately Loaded Transitional Implants After 6 to 27 Months. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20, 54-60.
- Fukuda, E. ve Yasuda, J.(1957). On The Piezoelectric Effect On Bone. *Journal Of The Physical Society Of Japan*,12, 1158-1166.
- Gainsforth, B.L. ve Higley, B.A. (1945). A Study of Orthodontic Anchorage Possibilities In Basal Bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery* 31(8),406-417

- Garfinkle, J.S. ve Cunningham, Jr, L.L. ve Beeman, C.S. ve Kluemper, G.T. ve Hicks, E.P. ve Kimi Mi-Ok. Evaluation Of Orthodontic Mini-Implant Anchorage In Premolar Extraction Therapy In Adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133, 642-653.
- Giancotti, A. ve Muzzi, F. ve Santini, F. ve Arcuri, C. (2003). Miniscrew Treatment Of Ectopic Mandibular Molars, *J Clin Orthod*, 37(7), 380-383
- Goodship, A.F ve Lanyon, L.E. ve McFie, H.(1979). Functional Adaptation Of Bone To Increased Stress. *J Bone Joint Surg* 61A, 539-546.
- Gotfredsen, K. ve Nimb, L. ve Hjørting-Hansen, E. ve Jensen, J.S. ve Holmen, A. (1992). Histomorphometric And Removal Torque Analysis For TiO-Blasted Titanium Implants: An Experimental Study On Dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 3, 77-84.
- Gray, J.B. ve Steen, M.E. ve King, G.J. ve Clark A.E. (1983). Studies On The Efficiency Of Implants As Orthodontic Anchorage, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 83,311-317
- Haanaes, H.R. ve Stenvik, A. ve Beyer-Olsen, E.S. ve Tryti, T. ve Faehn, O. (1991). The Efficacy of Two-Stage Titanium Implants As Orthodontic Anchorage In The Preprosthodontic Correction of Third Molars In Adults-A Report of Three Cases, *European Journal of Orthodontics* 13,287-292
- Heidemann, W. ve Gerlach, K. ve Grobe, K.H. ve arkadaşları. (1998). Drill Free Screws: A New Form Of Osteosynthesis Screw, *Journal Of Craniomaxillofacial Surgery*, 26, 163-168
- Heidemann, W. ve Terheyden, H. ve Gerlach K.I. (2001). Analysis Of The Osseous/Metal Interface Of Drill Free Screws And Self-Tapping Screws, *Journal Of Craniomaxillofacial Surgery*, 29,69-74
- Hermann, I. ve Lekholm, U. ve Holm, S. ve Kultje, C. (2005). Evaluation of Patient And Implant Characteristic As Potential Prognostic Factors For Oral Implant Failure, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(2),220-230
- Higuchi, K.W. (2000). *Orthodontic Applications of Osseointegrated Implants*, Quintessence Publishing Co, Inc.
- Hong, R.K. ve Heo J.M. ve Ha, Y.K. (2004). Lever Arm And Mini- Implant System For Anterior Torque Control During Retraction In Lingual Orthodontic Treatment, *Angle Orthod*, 75,129-141
- Huang, L. Shotwell, J.L. Wang, H. (2005). Dental Implants For Orthodontic Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(6), 713-722.

- Huja, S.S. ve Rao, J. ve Struckhoff, J.A. ve arkadaşları. (2006). Biomechanical and Histomorphometric Analyses of Monocortical Screws At Placement and 6 Weeks Postinsertion. *J Oral Implantol*, 32, 110–116.
- Ivanoff, C.J. ve Sennerby, L. ve Lekholm, U. (1996). Influence Of Initial Implant Mobility On The Integration Of Titanium Implants. An Experimental Study In Rabbits. *Clin Oral Implants Res*, 7, 120–127.
- Janssens, F. ve Swennen, G. ve Dujardin, T. ve Glineur, R. ve Malevez, C. (2002). Use Of An Onplant As Ortodontic Anchorage, 122,566-570
- Johansson, C.B. ve Albrektsson, T.A. (1991). Removal Torque And Histomorphometric Study Of Commercially Pure Niobium And Titanium Implants In Rabbit Bone. *Clin Oral Implants Res*, 2, 24-29.
- Kanomi, R. (1997). Mini Implant For Orthodontic Anchorage, *J Clinical Orthod* 31,763-767
- Keles, A. ve Erverdi, N. ve Sezen, S. (2003). Bodily Distalization Of Molars With Absolute Anchorage, *Angle Orthod*, 73, 471-482
- Kim, J.W. ve Ahn, S.J. ve Chang, Y.II. (2005). Histomorphometric And Mechanical Analyses Of The Drill-Free Screw As Orthodontic Anchorage, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128, 190-194
- Kim, J.W. ve Baek, S.H. ve Kim, T.W. ve Chang, Y.II. (2008) . Comparison Of Stability Between Cylindrical And Conical Type Mini-Implants. *Angle Orthod*, 4, 692-698
- Kim, J.W. ve Chang, Y.I. (2005). Histomorphometric And Mechanical Analyses Of The Drill Free Screw As Orthodontic Anchorage, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128,190-194
- Kim, S.H. ve Cho, J.H. ve Chung, K.R. ve Kook, Y.A. ve Nelson, G. (2008). Removal Torque Value Of Surface-Treated Mini Implants After Loading. *Angle Orthod*, 134, 36-43.
- Klokkevold, P.R. ve Johnson, P. ve Dadgostan, S. ve Davies,J.E. ve Caputo,A. ve Nishimura, R.D. (2001). Early Endosseous Integration Enhanced By Dual Acid Etching Of Titanium: A Torque Removal Study In The Rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 12, 350–357
- Klokkevold, P.R. ve Nishimura, R.D. ve Adachi, M. ve Caputo,A. (1997). Osseointegration Enhanced By Chemical Etching Of The Titanium Surface. A Torque Removal Study In The Rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 8, 442–447

- Kokich, V.G.(1996). Managing Complex Orthodontic Problems: The Use of Implants for Anchorage, *Semin Orthod* 2,1-8
- Kuroda, S. ve Katayama, A. ve Takano-Yamamata, T. (2004). Severe Anterior Open-Bite Treated Using Titanium Screw Anchorage, *Angle Orthod*, 74, 558-567
- Kyung, H.M. ve Park, H.S. ve Bae, S.M. ve Sung, J.H. ve Kim, I.B. (2005). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37, 321-328
- Kyung, S.H. ve Choi J.H. ve Park Y.C. (2003). Miniscrew Anchorage Used To Protract Lower Second Molars Into First Molar Extraction Sites, *J Clin Orthod*, 37(10), 575-579
- Kyung, S.H. ve Hong, S.G. ve Park, Y.C. (2003). Distalization Of Maxillary Molars With A Midpalatal Miniscrew, *J Clin Orthod*, 37(1), 22-26
- Lanyon, L.E. ve Baggott, D.G.(1976). Mechanical Function As An Influence OnThe Structure And Form Of Bone. *J Bone Joint Surg* 58B, 436-443.
- Lanyon, L.E. ve Goodship, A.E. ve Pye, C.J. ve MacFie, J.L.(1982). Mechanically Adaptive Bone Remodeling. *J Biomech* 15, 141-154.
- Lee, J.S. ve Park, H.S. ve Kyung, H.M. (2001). Micro-İmplant Anchorage For Lingual Treatment Of A Skeletal Cl-II Malocclusion, *J Clin Orthod*, 35(10), 643-647
- Lim, S.A. ve Cha, J.Y. ve Hwang, C.J. (2008). Insertion Torque Of Orthodontic Miniscrews According To Changes In Shape, Diameter and Length, *Angle Orthod*, 78,234-240
- Linkow, L.I. (1970). Implanto-Orthodontics, *J Clin Orthod* 12,685-705
- Liou, E.J.W. ve Pai, B.C.J. ve Lin, J.C.Y. (2004). Do Miniscrews Remain Stationary Under Orthodontic Forces?. *Am J Dentofac Orthop*, 126, 424-427.
- Martinez, H. ve Davarpanah, M. ve Missika, P. ve Celletti, R. ve Lazzara, R. (2001). Optimal Implant Stabilization In Low Density Bone. *Clin Oral Implants Res*, 12, 423-432
- Melsen, B. ve Costa, A. (2000). Immediate Loading Of Implants Used For Orthodontic Anchorage, *Clin Orthod Res.*, 3(1), 23-28
- Melsen, B. ve Petersen, J.K. ve Costa, A. (1998). Zygoma Ligatures: An Alternative Form Of Maxillary Anchorage, *J Clin Orthod*, 32(3), 154-158
- Mendez-Villamil, C. ve Oliver, S. ve Evans, C. ve Schnitman, P. ve Schulman, L. (1980). Periodontometric Evaluation of Mobility Changes in Stressed Vitreous Carbon Implants, *Journal of Dental Research*, 59A,280

- Misch, C.E. Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St Louis, Mosby, 1999.
- Miyawaki, S. ve Koyama, I. ve Inoue, M. ve arkadaşları. (2003). Factors Associated with The Stability of Titanium Screws Placed In The Posterior Region for Orthodontic Anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 124, 373–378.
- Motoyoshi, M. ve Hirabayashi, M. ve Uemura, M. ve Shimizu, N. (2006). Recommended Placement Torque When Tightening An Orthodontic Mini-Implant. Clin Oral Implants, 17, 109–114.
- Nkenke, E. ve Lehner, B. ve Weinzierl, K. ve Weinzierl, K. ve Thams, U. ve Neugebauer, J. ve Steveling, H. ve arkadaşları. (2003). Bone Contact, Growth And Density Around Immediately Loaded Implants In The Mandible Of Minipigs. Clin Oral Implants Res, Jun, 14(3), 312-321
- O’Sullivan, D. ve Sennerby, L. ve Meredith, N. (2000). Measurements Comparing The Initial Stability Of Five Designs Of Dental Implants: A Human Cadaver Study. Clin Implant Dent Relat Res, 2, 85–92.
- O’Sullivan, D. ve Sennerby, L. ve Meredith, N. (2004). Influence of Implant Taper On The Primary And Secondary Stability of Osseointegrated Titanium Implants. Clin Oral Implants Res, 15, 474–480.
- Ohmae, M. ve Saito, S. ve Morohashi, T. ve Seki, K. Ve Qu, H. ve Kanomi, R. ve Yamasaki, K. ve Okano, T. ve Yamada, S. ve Shibasaki, Y. (2001). A Clinical And Histological Evaluation Of Titanium Mini-Implants As Anchors For Orthodontic Intrusion In The Beagle Dog, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119, 489-497
- Ohnishi, H. ve Yagi, T. ve Yasuda, Y. Ve Takada, K. (2004). A Mini-Implant For Orthodontic Anchorage In A Deep Overbite Case, Angle Orthod, 75(3), 444-452
- Okazki, J. ve Komasa, Y. ve Sakai, D. ve Kamada, A. ve Ikeo, T. ve Toda, I. ve Suwa, F. ve Inoue, M. ve Etoh, T. (2008). A Torque Removal Study On The Primary Stability Of Orthodontic Titanium Screw Mini-Implants In The Cortical Bone Of Dog Femurs, Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 37, 647-650
- Oliver, S. ve Mendez-Villamil, C. ve Evans, C. ve Schnitman, P. ve Shulman, L. (1980). Change In Position Of Vitreous Carbon Implants Subjected To Orthodontic Forces, Journal of Dental Research, 59A,280
- Owens, S.E. ve Buschang, P.H. ve Cope, J.B. ve Franco, P.F. ve Rossouw, P.E. (2007). Experimental Evaluation Of Tooth Movement In The Beagle Dog With The Mini-Screw Implant For Orthodontic Anchorage, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 132, 639-646

- Ozawa, T. ve Takahashi, K. ve Yamagata, M. Ve Ohtori, S. ve Aoki, Y. Ve Saito, T. ve Inoue, G. ve Ito, T. ve Moriya H. (2005). Insertional Torque Of The Lumbar Pedicle Screw During Surgery, *J Orthop Sci*, 10(2),133-136
- Ödman, J. ve Lekholm, U. ve Jemt, T. ve Branemark, P.I. ve Thilander, B. (1988). Osseointegrated Titanium Implants-A New Approach In Orthodontic Treatment, *European Journal of Orthodontics*, 10,98-105
- Paige, S. ve Clark, A.E. ve Costa, P. ve King, G.J. ve Waldron, J.M.(1980). Orthodontic Stres Application To Bioglass Implants In Rabbit Femur, *Journal of Dental Research* 59A,445
- Park, H.S. ve Bae, S.M. ve Kyung, H.M. ve Sung, J.H. (2001). Micro- Implant Anchorage For Treatment Of Skeletal Class I Bialveolar Protrusion, *J Clin Orthod*, 35(7), 417-422
- Park, H.S. ve Jeong, S.H. ve Kwon, O.W. (2006). Factors Affecting The Clinical Success Of Screw Implants Used As Orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130, 18–25.
- Park, H.S. ve Kwon, O.W. ve Sung, J.H. (2004). Micro-Implant Anchorage For Forced Eruption Of Impacted Canines, *J Clin Orthod*, 38(5), 297-302
- Park, H.S. ve Kwon, T.G. (2004). Sliding Mechanics With Microscrew Implant Anchorage, *Angle Orthod*, 74(5), 703-710
- Park, H.S. ve Kwon, T.G. ve Sung, J.H. (2004). Nonextraction teratment with microscrew implants, *Angle Orthod*, 74(4), 539-549
- Park, H.S. ve Kyung, H.M. ve Sung, J.H. (2002). A Simple Method Of Molar Uprighting With Micro-Implant Anchorage, *J Clin Orthod*, 36(10), 592-596
- Park, Y.C. ve Lee, S.Y ve Kim, D.H. ve Jee, S.H. (2003). Intrusion Of Posterior Teeth Using Mini-Screw Implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123, 690-684
- Phillips, J.H. ve Rahn, B.A. (1989). Comparison Of Compression And Torque Measurements Of Self-Tapping And Pretapped Screws. *Plast Reconstr Surg*, 83, 447-456.
- Proff, P. ve Bayerlein, T. ve Gedrange, T. (2006). Special Features Of Planning And Application Of Orthodontic Miniscrews In Cleft Patients. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34(2),73-76
- Profitt, W.R. (1999). *Contemporary Orthodontics*, Third Edition, s.308
- Roberts, W.E. ve Helm, F.R. ve Marshall, K.J. ve Gongloff, R.K.(1989). Rigid Endosseous Implants For Orthopedic Anchorage, *Angle Orthodontist*, 59(4),247-256

- Roberts, W.E. ve Huja, S. ve Roberts, J.A. (2004). Bone Modelling: Biomechanics, Molecular Mechanism, And Clinical Perspectives, *Seminars In Orthodontics*, 10, 123-161
- Roberts, W.E. ve Marshall, K.J. ve Mozsary, P.G.(1990). Rigid Endosseous Implant Utilized As Anchorage To Protract Molars And Close An Atrophic Extraction Site, *The Angle Orthodontics*, 60(2),135-152
- Roberts, W.E. ve Nelson, C.L. ve Goodacre, C.J.(1994). Rigid Implant Anchorage to Close A Mandibular First Molar Extraction Site, *Journal of Clinical Orthod*, 12,693-704
- Roberts, W.E. ve Smith, R.K. ve Zilberman, Y. ve Mozsary, P.G. ve Smith R.S. (1984). Osseous Adaptation To Continuous Loading Of Rigid Endosseous Implants, *Am J Orthod* 86,95-111
- Sakoh, J. ve Wahlmann, U. ve Stender, E. ve arkadaşları. (2006). Primary Stability of a Conical Implant and A Hybrid, Cylindrical Screw-Type Implant In Vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 560–566.
- Sakoh, J. ve Wahlmann, U. ve Stender, E. ve Nat, R. ve Al-Nawas, B. ve Wagner, W. Primary Stability Of A Conical Implant And A Hybrid, Cylindrical Screw-Type Implant In Vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 560–566.
- Saldana, L. ve Barranco, V. ve García-Alonso, M.C. ve Vallés, G. ve Escudero, M.L. ve Manuera, L. ve arkadaşları. (2006). Concentration-Dependent Effects Of Titanium And Aluminium Ions Released From Thermally Oxidized Ti6Al4V Alloy On Human Osteoblasts. *J Biomed Mater Res A*, 77, 220-229.
- Sennerby, L. ve Dasman, A. ve Larsson, B. ve Iverhed, M. (2005). Bone Tissue Responses to Surface-Modified Zirconia Implants: A Histomorphometric And Removal Torque Study In The Rabbit, *Clin Implant Dent Relat Res*, 7(suppl 1),13-20
- Serra, G. ve Morais, L.S. ve Elias, C.N. ve Meyers, M.A. ve Andrade, L. ve Muller, C. ve Muller, M. (2008). Sequential Bone Healing Of Immediately Loaded Mini-Implants, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134, 44-52
- Shapiro, P. ve Kokich, V.G. (1988). Use of Implants In Orthodontics, *Clinical Oral Impl Res*, 32,65-75
- Sherman, A.J. (1978). Bone Reaction To Orthodontic Forces On Vitreous Carbon Dental Implants, *Am J Orthod*, 74,79-87
- Sherwood, K.H. ve Burch, J.G. ve Thompson, W.J. (2002). Closing Anterior Open Bites By Intruding Molars With Titanium Miniplate Anchorage, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122, 593-600

- Siegele, D. ve Soltesz, U. (1989). Numerical Investigation Of The Influence Of Implant Shape On Stress Distribution In The Jaw Bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 333–340.
- Sinha, P.K. ve Nanda, R.S. (2000). Improving Patient Compliance In Orthodontic Practice, *Semin Orthod*, 6,237-241.
- Smalley, W.M. ve Shapiro P.A. ve Hohl, T.H. ve Kokich, V.G. ve Branemark, P. (1988). Osseointegrated Titanium Implants For Maxillofacial Protraction In Monkeys, *Am J Orthod*, 94,285-295
- Smith, J.R. (1979). Bone Dynamics Associated With The Controlled Loading Of Bioglass-Coated Aluminum Oxide Endosteal Implants, *Am J Orthod*,76,618-36
- Song, Y.Y. ve Cha, J.Y. ve Hwang, C.J. (2007). Mechanical Characteristics Of Various Orthodontic Mini-screws In Relation To Artificial Cortical Bone Thickness. *Angle Orthod*, 77(6), 979-985.
- Steiner, R. *Metals handbook. Vol 2. Properties And Selection: Nonferrous Alloys And Special Purpose Materials.* 10th ed. Cleveland, Ohio: ASM International, 1990.
- Storey, E.(1972). Growth And Remodeling Of Bone And Bones. *Am J Orthod* 62, 142-176.
- Su, Y. ve Wilmes, B. ve Drescher, D. (2009). Comparison Between Self- Tapping And Self-Drilling Orthodontic Mini-Implants: An Animal Study On Insertion Torque And Displacement Under Lateral Loading. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 24, 404-411
- Thiruvengkatachari, B. ve Pavithranand, A. ve Rajasigamani, K. ve Kyung, H.M. (2006). Comparison And Measurement Of The Amount Of Anchorage Loss Of The Molars With And Without The Use Of Implant Anchorage During Canine Retraction, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129:551-554.
- Tricio, J. ve Van Steenberghe, D. ve Rosenberg, D. ve Duchateau, L. (1995). Implant Stability Related To Insertion Torque Force And Bone Density: An In Vitro Study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 74, 608–612.
- Tseng, Y.C. ve Hsieh, C.H. ve Chen, C.H. ve Shen, Y.S. ve Huang, I.Y. ve Chen, C.M. (2006). The Application Of Mini-Implants For Orthodontic Anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 35, 704–707.
- Turley, P.K. ve Kean, C. Ve Schur, J. ve Stefanac, J. ve Gray, J. Ve Hennes, J. ve Poon, L.C. (1988). Orthodontic Force Application To Titanium Endosseous Implants, *The Angle Orthodontist*, 58,151-162
- Turley, P.K. ve Shapiro, P.A. ve Moffett, B.C. (1980). The Loading Of Bioglass-Coated Aluminium Oxide Implants To Produce Sutural Expansion Of The

- Maxillary Complex In The Pigtail Monkey (*Macaca Nemestrina*), Archives of Oral Biology, 25,459-469
- Ueda, M. ve Matsuki, M. ve Jacobsson, M. ve Tjellstrom, A. (1991). Relationship Between Insertion Torque And Removal Torque Analyzed In Fresh Temporal Bone, *Int J Oral Maxillofac Implants*,6,442-447
- Umemori, M. ve Sugawara, J. ve Mitani, H. ve Nagasaka, H. ve Kawamura, H. (1999). Skeletal Anchorage System For Open-Bite Correction, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 115, 166-174
- Vannet, B.V. ve Sabzevar, M.M. ve Wehrbein, H. ve Asscherickx, K. (2007). Osseointegration Of Miniscrew: A Histomorphometric Evaluation, *Eur J Orthod*, 29(5), 437-442.
- Wang, Y.C. ve Liou, E.J. (2008). Comparison Of The Loading Behavior Of The Self-Drilling And Predrilled Miniscrews Throughout Orthodontic Loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, 133, 38-43.
- Wehrbein, H. ve Diedrich, P. (1993). Endosseous Titanium Implants During And After Orthodontic Load An Experimental Study In The Dog. *Clinical Oral Implants Research*, 4, 76–82.
- Wehrbein, H. ve Feifel, H. ve Diedrich, P.(1999). Palatal Implant Anchorage Of Posterior Teeth: A Prospective Study, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 116,678-686
- Wehrbein, H. ve Merz, B.R. ve Diedrich, P. Ve Glatzmeier, J. (1996). The use of palatal implants for orthodontic anchorage, *Clinical Oral Implants Research*, 7, 410-416
- Wehrbein, H. ve Yıldırım, M. ve Deidrich, P. (1999). Osteodynamics Around Orthodontically Loaded Short Maxillary Implants. *Journal Of Orofacial Orthopedics*, 60, 409-415.
- Wennerberg, A. ve Ektessabi, A. ve Albrektsson, T. ve Johansson, C. ve Andresson, B.A. (1997). A 1-Year Follow-Up Of Implants Of Differing Surface Roughness Placed In Rabbit Bone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 12, 486–494
- Wilmes, B. ve Ottenstreuer, Y.Y. ve Su, Y.Y.Y. ve Drescher, Dieter. (2008). Impact Of Implant Design On Primary Stability Of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop*, 69, 42-50
- Wilmes, B. ve Rademacher, C. ve Olthoff, G. ve arkadaşları. (2006). Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *J Orofac Orthop* ,67, 162–174.

- Wu, J. ve Bai, Y.X. ve Wang, B.K. (2008). Biomechanical And Histomorphometric Characterizations Of Osseointegration During Mini-Screw Healing In Rabbit Tibia, *Angle Orthod*, 79, 558-563
- Wu, J. ve Bai, Y.X. ve Wang, B.K. ve arkadaşları. (2006). Stability of The Miniscrew Implant During Healing Period. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 41, 226-227.
- Yano, S. ve Motoyoshi, M. ve Uemura, M. ve Ono, A. ve Shimizu, N. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *European Journal of Orthodontics*, 28, 541-546
- Zdeblick, T.A. ve Kunz, D.N. ve Cooke, M.E. ve McCabe, R. (1993). Pedicle Screw Pullout Strength Correlation With Insertional Torque. *Spine*, 18(12),1673-1676
- Zubery, Y. ve Bichacho, N. ve Moses, O. ve Tal, H. (1999). Immediate Loading Of Modular Transitional Implants: A Histologic And Histomorphometric Study In Dogs. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 19, 343-353.

ÖZGEÇMİŞ

10.10.1981 yılında Balıkesir’de doğdu. Öğrenim hayatına Savaştepe Zafer İlköğretim okulunda başladı. Orta eğitimini Savaştepe Lisesi’nde, lise eğitimini Balıkesir Muharrem Hasbi Koray Lisesi’nde tamamladı. 1999 yılında Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi’nde yüksek öğrenimine başladı ve 2005 yılında mezun oldu. 2005 yılının Eylül ayında Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora öğrencisi olarak eğitimine başladı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.