

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
PLASTİK, REKONSTRÜKTİF VE ESTETİK CERRAHİ A.D.

“SELF TAPPING” VE SELF DRILLING” VİDA SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN TAVŞANDA FARKLI YÜZ KEMİKLERİNDE
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ
DR. MUSTAFA ONUR ÇUKURLUOĞLU

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. SELAHATTİN ÖZMEN

ANKARA - 2009

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında bana her zaman destek olan, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Selahattin Özmen'e teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, çalışma süresince değerli bilgi ve becerilerini, destek ve hoşgörülerini esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Osman Latifoğlu'na, Sayın Prof. Dr. M. Cemalettin Çelebi'ye, Sayın Prof. Dr. Kenan Atabay'a, Sayın Prof. Dr. Seyhan Çenetoğlu'na, Sayın Doç. Dr. Reha Yavuzer'e, Sayın Doç. Dr. Sühan Ayhan'a ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Serhan Tuncer'e teşekkür ederim. Yardımları ve işgücü ile çalışmanın yürütülmesine destek olan Arş. Gör. Dr. Başar Kaya'ya çok teşekkür ederim. Çalışmanın biyofizik değerlendirmelerinde yardımcı olan O.D.T.Ü. "Spor ve Beden Eğitimi Bölüm Başkanı Sayın Prof. Dr. Feza Korkusuz'a ve histolojik değerlendirme boyutundaki katkılarından dolayı Sayın Uzm. Dr. Neşe Lortlar Uçankuş'a teşekkür ederim. Deneysel Araştırma Merkezi'nin olanaklarından faydalanmamı sağlayan Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Laboratuvarı ve Cerrahi Komisyonu üyelerine, Sayın Vet. Dr. Şeyda Diker'e, Sayın Vet. Dr. Elif Kaya'ya ve tüm teknisyenlere teşekkürlerimi sunarım. Eğitim dönemim boyunca yardımlarını esirgemeyen ve yardımlarıyla her zaman destek olan tüm Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Anabilim Dalı araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmalarım sırasında büyük özveriyle bana destek olan eşim Dr. Ela Nergis Çukurluoğlu'na, Bu günlere gelmemi sağlayan beni yetiştiren ve her konuda bana yardımcı olan babam Hüseyin, annem Emine, ve kardeşim Utku Çukurluoğlu'na teşekkürlerimi bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No.
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
4. BULGULAR	52
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	70
6. ÖZET	90
7. SUMMARY	92
8. KAYNAKLAR	94

GİRİŞ

Yüz ve kafa kemiklerinde travma, ortognatik cerrahiler ya da tümör rezeksiyonları sonrası oluşan kemik parçaların stabilitesini sağlamak ve üç boyutlu yapıyı korumak için en sık tercih edilen yöntem açık redüksiyon ve internal fiksasyondur. İnternal fiksasyon için dikiş materyalleri, teller, rodlar, çiviler kullanılmışsa da günümüzde en çok tercih edilen plak ve vida sistemleridir.^{51, 73, 74, 91}

Metal plak ve vida sistemleri ortopedi, omurga cerrahisi ve maksillofasiyal cerrahide 19. yüzyılın başlarından beri kullanılmaktadır.^{5, 73, 91, 106} Gelişen teknoloji, biyomekanik ve metal mühendisliğindeki gelişmeler ile birlikte kullanılan bu sistemlerin çeşitliliği ve özellikleri artmıştır. Kullanılan metallerin türü ve alaşımları ile plakların şekilleri ve vidaların mekanik yapılarını geliştirmeye yönelik çalışmalar halen devam etmektedir.

Vidalar internal fiksasyonun en temel yapı taşlarıdır. Tek başlarına veya plak sistemleriyle kullanılırlar. Doğru vida seçimi kırık hattının sabitlenmesi için en önemli faktörlerden bir tanesidir.^{5, 73} Günümüzde en sık tercih edilen vidalar “self-tapping” ve “self-drilling” vidalardır. Son gelişmelerle birlikte drill kullanmadan yerleştirilebilen “self-drilling” vidaların güncel kullanımı artmaktadır. Bu vidalar maksillofasiyal cerrahi setlerde de yerlerini almışlardır.

Konvansiyonel vidalarda vida yuvası “drill” ile delindikten sonra “tap” ile uygun hale getirilip vidalanmaktadır. Günümüzde en sık tercih edilen “self-tapping” vidalarda ise “drill” ile delik açıldıktan sonra “tap” kullanılmamakta vida direkt uygulanmaktadır. Kullanılan “drill” in termal hasara bağlı lokal nekroz yaratması ve vida çevresi osteosentezi etkilemesi ile ilgili çalışmalarda bu durumun vidanın kemik tutma kuvvetini azaltabileceği gösterilmiştir.^{6, 31}

Özellikle maksilla gibi ince korteksli kemiklerde bu durumun önemi daha da ön plana çıkmaktadır. Vida tutma kuvvetlerinde azalma sonucunda yeterli fiksasyon sağlanamadığı gibi kimi zaman vidanın kemikten tamamen kurtulması ve vida kayıpları izlenebilmektedir. Son geliştirilen “self-drilling” vidalarda ise “drill” kullanılmamakta, vida tornavidanın tork kuvveti ile kemiğe yerleştirilmektedir böylece termal hasar oluşmamaktadır. Ancak, “self-drilling” vidalar da farklı kalınlıktaki kemiklerde uygulanan tork kuvveti miktarları değişim göstermekte ve artan tork kemikte mikro travmalar yaratabilmektedir.¹⁰⁹ Vidaların uygulama şekilleri arasındaki farklar nedeniyle vida çevresindeki kemikte osteosentez derecesi, dolayısıyla vidanın kemiğe tutunma kuvveti değişmektedir.

Literatür incelendiğinde halen kullanılan vidaların hangi kemiklerde hangi durumlarda kullanılacağına dair endikasyonlar kesinlik kazanmamıştır. Bu çalışmada, self-tapping ve self-drilling vida sistemlerinin tavşan kafatasının farklı kemiklerinde aksiyel çekme kuvvetlerini ne şekilde etkilediğini araştırmayı amaçladık. Bunun sonucunda hangi kemik yapılarında ne tip vida kullanımının daha uygun olabileceğini saptamak mümkün olabilir.

GENEL BİLGİLER

I- KEMİK DOKU VE MAKSİLLOFASİYAL KEMİKLERİN YAPISI

Organizmadaki diğer bağ dokularında olduğu gibi kemik dokusu da hücreler, lifler ve temel maddeden oluşmuş ancak yapısındaki kalsiyumdan ötürü sertleşmiş bir destek dokusudur. Sert bir yapıya sahip olmasına rağmen, dışarıdan gelen kuvvetlerle şekillenebilecek kadar dinamik bir yapıya sahiptir. Kemik dokusu, vücuttaki organları destekleyen ve koruyan bir yapı oluşturmakta ve üzerine yapışan kaslar sayesinde hareketlerin gerçekleştirilmesinde önemli bir rol almaktadır. Kafa ve yüz kemikleri özellikle nörosensorial yapıların korunmasında görev alırken, mandibula çiğneme hareketi üzerinde özelleşmiştir.⁷⁹

Kemik doku organik ve inorganik komponentlerden yapılmıştır. Periost eklem yüzeyleri hariç tümüyle kemiği örtmektedir. Periost, içte osteoprogenitör hücreleri içeren bir tabaka ve dışta yoğun fibröz bağ dokusundan oluşmuştur. Kemiklerin ortasındaki boşluk, tek tabaka osteoprogenitör hücreler ve osteoblastlardan oluşan endosteum tabakası ile örtülüdür.^{9,}
^{36, 58} Kemik lokal, metabolik, hormonal ve mekanik koşullara oldukça duyarlıdır.

Kemiğin kompakt ve spongiyöz olmak üzere iki ayrı formu vardır. Kompakt kemik sıkı tertiplenmiş, boşluk içermeyen bir dokudur. Süngerimsi (spongiyöz) kemik dokusunun ise gevşek, labirent veya bol boşluklu tarzda bir görünümü vardır. Bu boşluklar kemik iliği ile doludur.¹¹⁴ Kafatasının yassı kemikleri uzun kemiklerden farklı bir yapıdadır. İç ve dış yüzeyler iç ve dış tabula adı verilen yoğun kompakt kemik ve aralarındaki “diploe” denilen kansellöz kemikten oluşmuştur. Dış tabulanın üstü periosteum, iç tabulanın içi duramater ile örtülüdür.

KEMİK MATRİKSİ

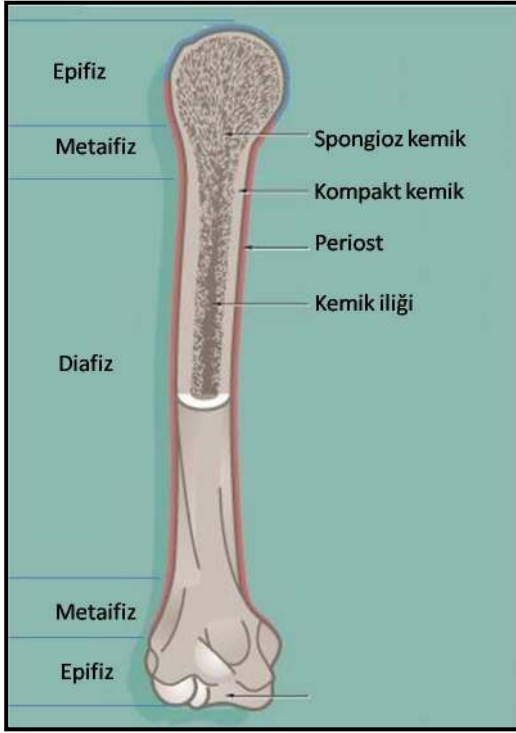
Organik ve inorganik olarak ikiye ayrılır.

Organik matriks: Kemiğin kuru ağırlığının %35'ini oluşturan bu yapının büyük bölümü tip 1 kollajen (%90), protein ve glikozaminoglikanlardan oluşan amorf maddeden yapılmıştır.¹¹⁴ Glikozaminoglikanların başlıcaları kondroidin sülfat ve keratan sülfat; proteinler ise osteonektin, osteokalsin ve osteopontindir.^{36, 58} Kemiğin organik içeriği uzaklaştırılırsa, temel şeklini korumakla beraber çok kırılgan bir hale gelir.³⁶

İnorganik matriks: Kemiğin kuru ağırlığının %65'ini oluşturur. İnorganik elemanların başında kalsiyum, fosfat, sitrat, magnezyum gibi maddeler gelir. Kalsiyum ve fosfat hidroksiapatit kristalleri şeklindedir ve amorf madde ile birlikte iç içe organize olmuşlardır. Kemik dokusunun sertliği, kollajen doku ile hidroksiapatit kristalleri arasındaki etkileşime bağlıdır. Kemik dekalsifiye edilirse, temel şeklini korumakla beraber kolay bükülebilir hale gelir.⁵⁸

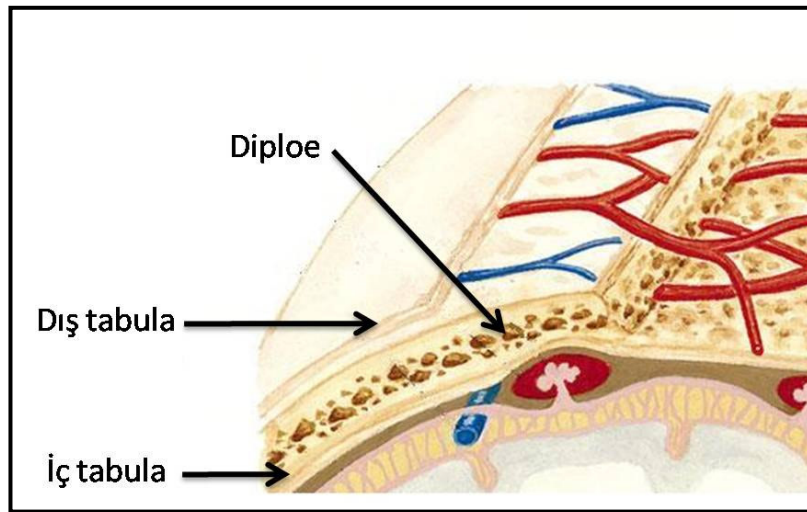
KEMİĞİN MAKROSKOPİK YAPISI

Uzun kemiğin gövdesine diyafiz, eklem yüzeylerine ise epifiz adı verilir. Büyüyen bir insanda epifiz ile diyafiz arasında kıkırdak yapıda epifizyal plak vardır. Epifizyal plak ile diyafiz arasındaki geçiş yeri metafizdir. Metafiz kemik büyümesi sırasında uzamadan sorumludur. Diyafiz bölgesi, kasların ve tendonların yapışma bölgesi hariç periosteum ile sarılıdır (Şekil 1).



Şekil 1: Uzun kemiğin makroskopik yapısı (B. Young; Wheater's Functional Histology 5th edition Churchill Livingstone, chapter: 10, p:191, 2006)

Kafatası yassı kemikleri uzun kemiklerden farklı bir şekildedir. İç ve dış yüzeyler iç ve dış tabula adı verilen yoğun kompakt kemik ve aralarındaki 'diploe' denilen kansellöz kemikten oluşmuştur. Dış tabulanın üstü periosteum, iç tabulanın içi duramater ile örtülüdür (Şekil 2).¹¹⁴

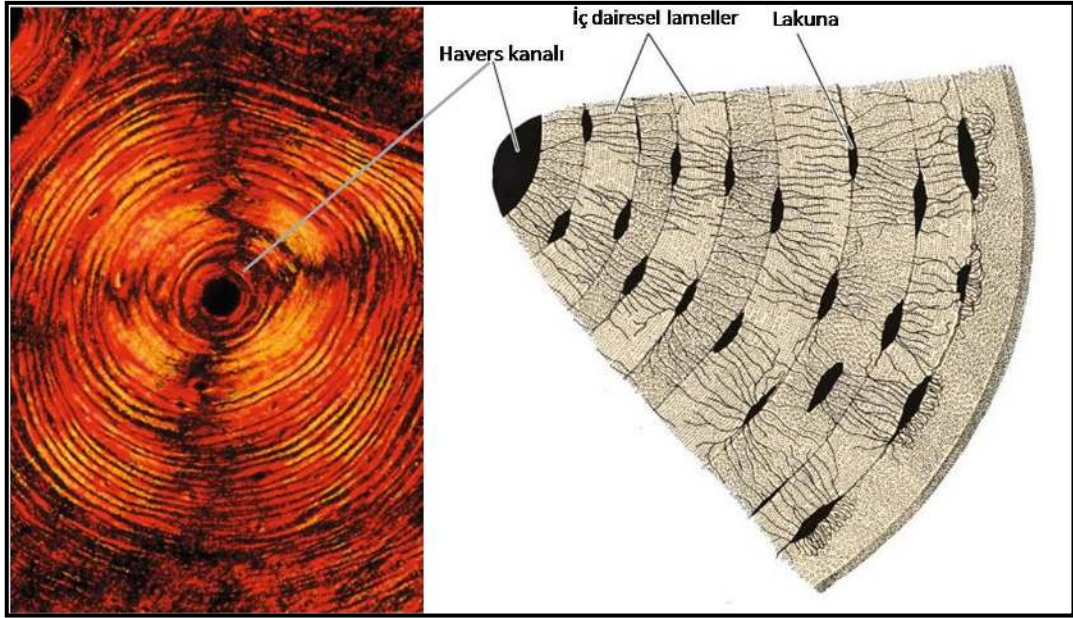


Şekil 2: Kafatası kemiklerinin makroskopik görüntüsü

Kemik uzunlamasına incelendiğinde iki tip kemik yapısı dikkat çeker. Dışta yoğun kompakt kemik, içerisinde ise kemik iliğini içeren kansellöz (spongiyöz) kemik.

KOMPAKT KEMİĞİN YAPISI

Kompakt kemik hemen periostun altında yer alır. Boyutu, kalınlığı ve üç boyutlu yapısı; yaş, bulunduğu vücut alanı ve kemiğe olan yüklenme kuvvetlerine bağlıdır.⁷⁹ Kompakt kemik ince, lameller denilen katmanlardan oluşur. Mikroskopik incelemesinde dokunun Havers kanalları etrafında 3-7 µm kalınlıktaki lamellerden, hücrelerden ve sert bir matriksten oluştuğu görülür. Kompakt kemikteki osteoblastlar (laküna) dallıdır ve kanalikül adını alırlar. İçine ise osteositler yerleşmiştir. Kendi içerisinde dış lamella, iç lamella, osteon (Haversian kanal sistemi) ve interstisyel lamella adı verilen kısımları vardır (Şekil 3).

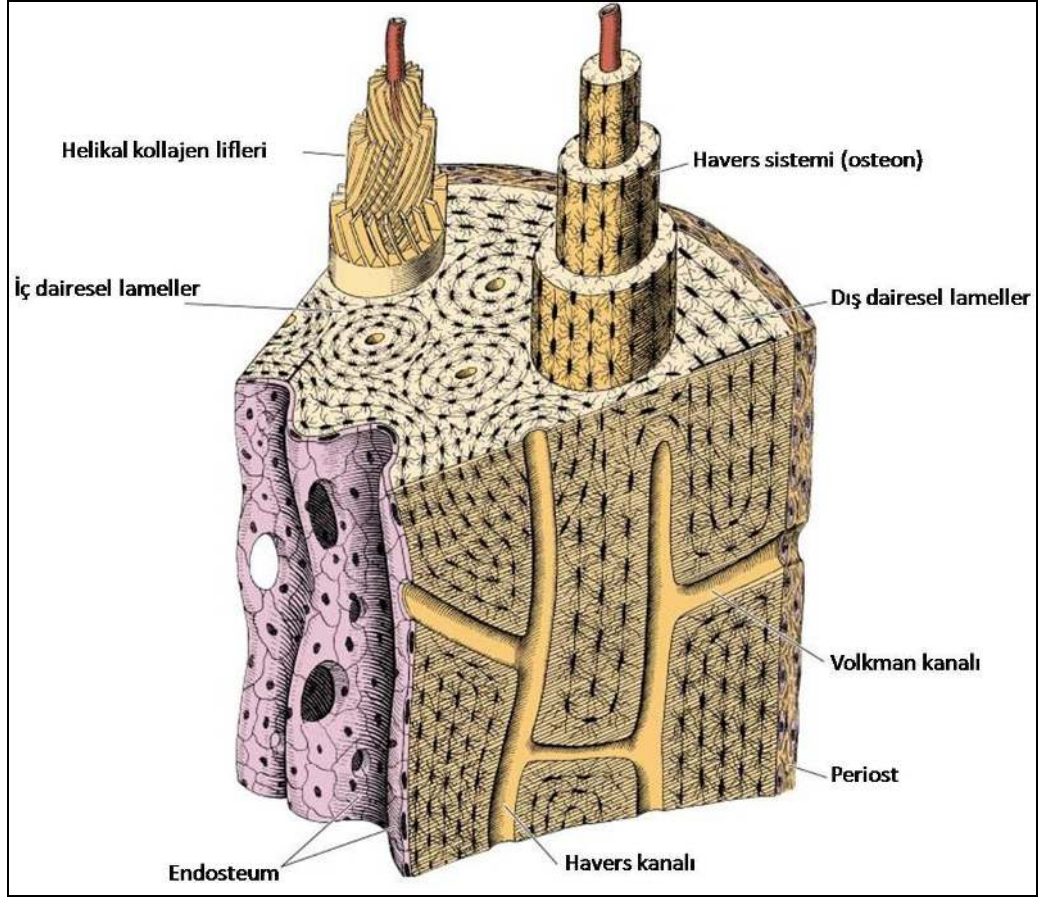


Şekil 3: Kompakt kemiğin yapısı Havers kanalı, lameller ve lakuna (Junqueira L. C. ve

Carneiro J. Basic Histology, 10th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter:8 , page: 139 , 2006).

İç ve dış lameller: Dış lamella, periost altında bulunur ve periostun kemiğe tutunmasını sağlayan “Sharpey lifleri”ni içerir. İç lamella, dış lamella kadar yoğun olmayan, kemik iliği etrafını saran ve kemik iliğindeki kansellöz kemiğin trabeküllerinin tutunduğu bir yapı oluşturur.^{36, 58, 114}

Haversian kanal sistemi (osteon) ve interstisyel lamella: Haversian lameller sistemi, ortada vasküler bir boşluk etrafında (Haversian kanalı), silindirik, 4-20 arası lamellerden oluşan bir yapıdır. Her osteon kalsifiye kollajen yapıdan oluşan bir yapı ile sarıdır. Haversian kanallarının duvarları, osteoprogenitör hücre ve osteoblastlarla çevrilidir. Osteonların Haversian kanalları birbirlerine “Volkmann kanalları” ile bağlıdır. Sert bir matrikse sahip olan kemik dokusunda difüzyon olanağı olmadığından kanal ve kanaliküllerle kemiğin dışından içine kadar ilişki kurulur ve bu şekilde metabolizma için gerekli maddeler damar ve kanaliküllerle hücrelere kadar ulaşır. Kemik yeniden şekillendirilmesi sırasında osteoklastlar osteonları rezorbe ederken, osteoblastlar yenilerini yaparlar.³⁶ Osteonların kalıntıları yeni yapılan osteonlar etrafındaki düzensiz interstisyel lameller yapıyı oluşturur (Şekil 4).⁵⁸



Şekil 4: Kompakt kemiğin elemanları (Junqueira L. C. ve Carneiro J. Basic Histology, 10th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter:8 , page: 138 , 2006).

PERİOST

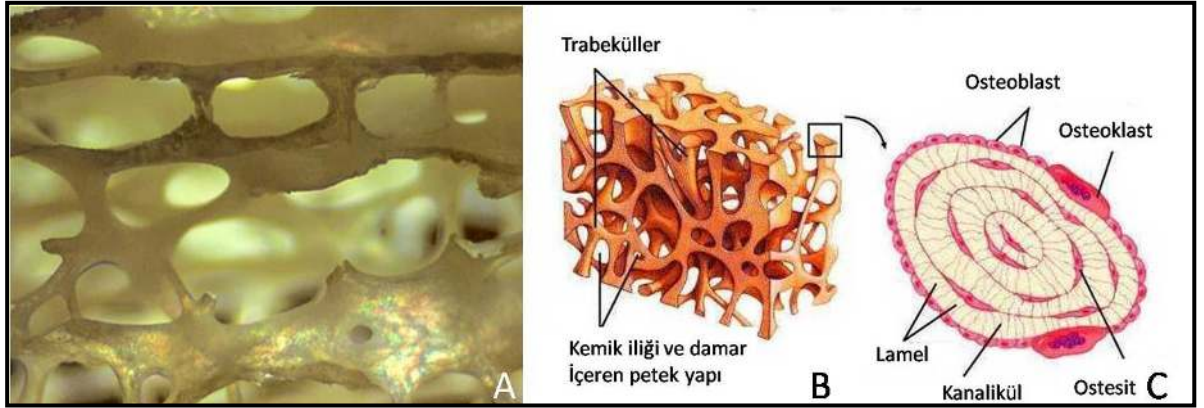
Kemiğe desteklik yapmasında, beslenmesinde, gelişiminde (perikondral kemikleşme) ve tamir olaylarında büyük önemi olan periost, eklem mesafeleri dışında kemiklerin dış yüzeylerini kaplayan mezodermal kökenli bir dokudur.¹¹⁴ Yapısında kollajen ve elastik lifler bulunur. Ayrıca Sharpey lifleri adı verilen kollajenler de matriks içine doğru ilerleyerek periostu kemiğe bağlamaktadır. Dış tabakası yoğun fibroblast benzeri hücreler ve kollajen liflerinden, kambiyum tabakası adı verilen iç katmanı ise osteoprogenitör hücreler olan preosteoblast ve fonksiyonel osteoblastlardan meydana gelir.^{36, 110}

ENDOSTEUM

Bu tabaka kemik iliği kavitesini ve kompakt kemiğin kanal sistemlerini çevreleyen ince bir retiküler bağ dokusudur ve periosteumdan incedir. Bu tabakanın hem kemik doku hem de hemopoetik hücreleri yapabilme özelliği vardır.

SPONGİYÖZ (KANSELLÖZ) KEMİK YAPISI

Kemiğin bu formu kompakt kemiğe benzemekle beraber trabeküller lamelden yoksundur. Enine kesitte dairesel lamel görülmez. Buna karşılık bol boşluklu veya trabeküller oluşturan, petek benzeri bir dokusu vardır. Bu boşluklar kemik iliği ile doludur. Özellikle uzun kemiklerin epifizindeki spongiyöz doku basıncın veya kuvvetin geldiği yönde düzenlenmiştir. Böylece yapı çok daha sağlam bir hale gelmektedir (**Şekil 5**).



Şekil 5: Kansellöz kemiğin morfolojik yapısı (A) Kansellöz kemiğin gevşek trabeküler yapısının görünümü. (B) Kansellöz kemiğin trabeküler yapısının ve kemik iliği ile kan damarı içeren örgülü yapının şematik görünümü. (C) Kansellöz kemik Haversian sistem içermez.

KEMİĞİN MİKROSKOBİK YAPISI

Mikroskopik olarak kemikler, primer (matür, lameller) veya sekonder (immatür) olarak ikiye ayrılmıştır. Sekonder kemik, fetal gelişim sırasında ve kemik iyileşmesi sırasında oluşan kemiktir. Yeterli osteosit ve düzensiz kollajen yapıları, daha sonra matür kemik oluşumu ile düzenli kollajen yapıları haline gelir. İmmatür kemiğin mineral komponenti, matür kemikten daha azdır. Matür kemik, 3-7 µm kalınlıktaki paralel, konsantrik lamellerden oluşur. Osteositler, lameller içerisinde belirli aralıklarla yerleşmiştir.^{36, 58}

KEMİK HÜCRELERİ

Osteoprogenitör hücreler

Periostun iç tarafında, Havers kanallarında ve endosteumda bulunurlar. Embriyonik mezenkimden köken alırlar ve bu hücreler kemik büyümesinde aktif rol oynarlar. Mitoz ile bölünerek osteoblastlara farklılaşabilirler. Düşük oksijen konsantrasyonlarında kondrojenik hücrelere dönüşebilirler.³⁶

Osteoblastlar

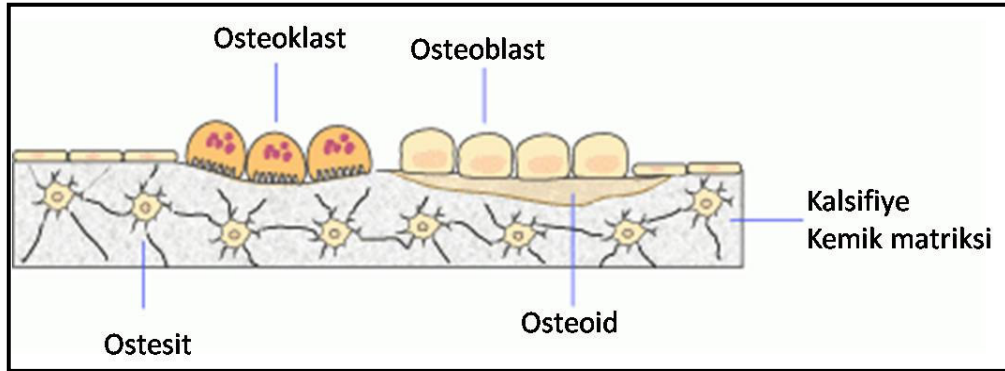
Osteoprogenitör hücrelerden köken alan bu hücreler, Tip 1 kollajen, glikoproteinler, proteoglikanlar ile osteokalsin, osteonektin ve osteopontin gibi organik matriks bileşenlerinin sentezinden sorumludurlar. Ayrıca, kemik rejenerasyonunda önemli rol aldıkları düşünülen sinyal proteinlerini salgırlar.^{36, 60} Osteoblastın etrafı, salgıladığı ekstraselüler matriks ile çevrilince 'laküna' adı verilen boşlukta osteosit halini alır.

Osteositler

Kalsifiye kemik matriksi içerisindeki lakünalar içinde yerleşen ve osteoblastlardan farklılaşan, kemik hücreleridir. Her mm³ kemik parçasında 20.000-30.000 osteosit bulunur.^{58,}
⁶⁰ Lakünalardan ışınal tarzda dağılan tünel benzeri kanalikül yapıları içerisinde osteositlerin sitoplazmik uzantıları vardır. Bu uzantılar yardımı ile komşu osteosit ile iyon ve küçük molekül alışverişine olanak sağlayan bağlantılar oluştururlar. Siklik adenozin monofosfat (cAMP), osteokalsin ve insülin benzeri büyüme faktörü salgılayarak büyüme ve gelişme sırasında preosteoblastların yeni kemik oluşumundaki yönlendirilmelerinde etki gösterirler.³⁶
 Ortalama bir insandaki periosteositik boşluktaki ekstrasellüler sıvı 1,3 litre ve yüzey alanı ise 5000 m² kadardır. 1,3 litredeki 20 gr'dan fazla değişebilen kalsiyum iyonu yeterli kan kalsiyum seviyesini sağlar.⁶⁰

Osteoklastlar

Kemik iliği granülosit-makrofaj öncül hücrelerinden köken alan ve kemik rezorbsiyonundan sorumlu olan, çok çekirdekli hücrelerdir. Osteoklastlar 'Howship lakünası' denen sığ çukurcularda otururlar. Bu lakünalar kemik rezorbsiyonunun olduğu bölgelerdir. Paratiroid hormon ve kalsitonin hormonları osteoklastların kemik rezorbsiyonunu düzenlerler. Kemik rezorbsiyonundan sonra apoptozise uğrarlar.^{58, 60}



Şekil 6: Kalsifiye kemik matriksi ve hücrelerin şematik gösterimi

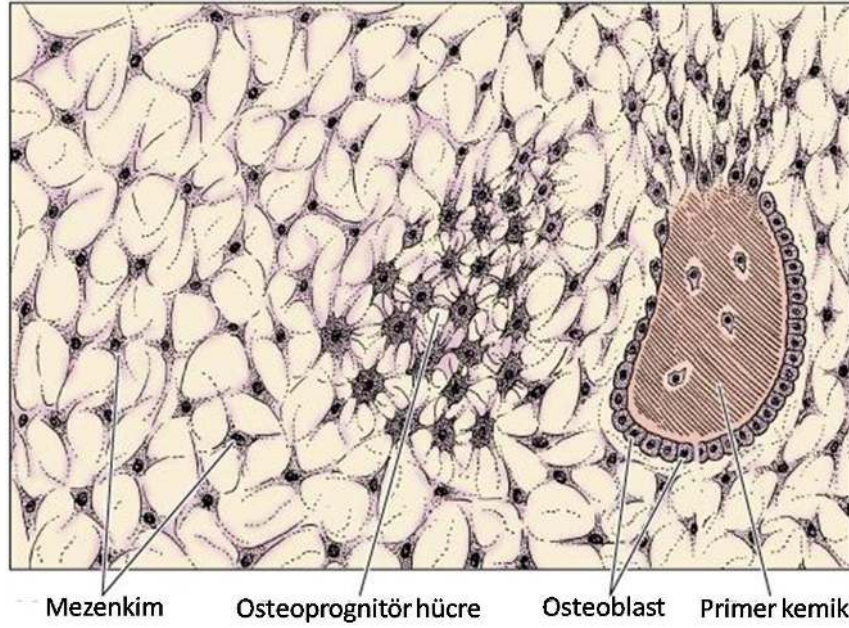
II- KEMİK OLUŞUMU

Kemikler embriyonik gelişimde; intramembranöz kemikleşme ve endokondral kemikleşme olarak bilinen iki farklı yolla oluşurlar. İki şekilde de ilk oluşan kemik dokusu primer kemik yani olgunlaşmamış kemiktir. Primer kemik kalıcı olmayıp yerini olgun lamelli kemik dokuya bırakmaktadır.

1- İntramembranöz kemikleşme

Mezenkimal dokular içerisindeki kemik oluşumudur. Çoğu yassı kemik bu yolla oluşur ve iyileşir. Kafatasının frontal, paryetal, temporal gibi kemikleriyle mandibulanın ‘processus coronoideus ve simfizisi’ dışındaki bölgeleri bu tür kemikleşmeyle oluşmaktadır. Mezenkimal hücreler damar etrafında toplanır ve çoğalırlar. Bu hücreler osteoblastlara farklılaşarak kemik matriksi oluştururlar (**Şekil 7**). Oluşturdukları trabeküler kemik yapıları primer kemikleşme merkezi olarak adlandırılır. Oluşan kemik spongiyöz (trabeküler) yapıdadır ve lamel içermez. Trabeküllerin kollajen yapıları birbirine paralel yapıda değildir. Kalsifikasyon ve osteoid oluşumunu takiben osteoblastlar osteosit haline gelir. Mezenkimal hücrelerin mitotik çoğalması ile osteoprogenitör hücreler ve osteoblastlar oluşarak yeni kemik

oluşumu devam eder. Trabeküller büyür, çoğalır ve anastomozlaşarak spongiyöz kemik dokusu şekillenmiş olur. Kansellöz yapı içerisindeki trabeküler yapı yeterli olunca içlerindeki interstisyel vasküler bağ dokusu kemik iliği haline gelir. Oluşan birçok kemikleşme merkezi birleşerek oksipital kemik gibi yapıları oluşturur. Fontaneller birleşmemiş kemikleşme merkezleridir. Kalsifiye olmayan mezenkimal hücreler periosteum ve endosteuma döner. Periosteumun iç tabakası ve duranın periosteal tabakası kompakt kemiğe dönerek iç ve dış tabakayı yaparlar.^{36, 58, 114}



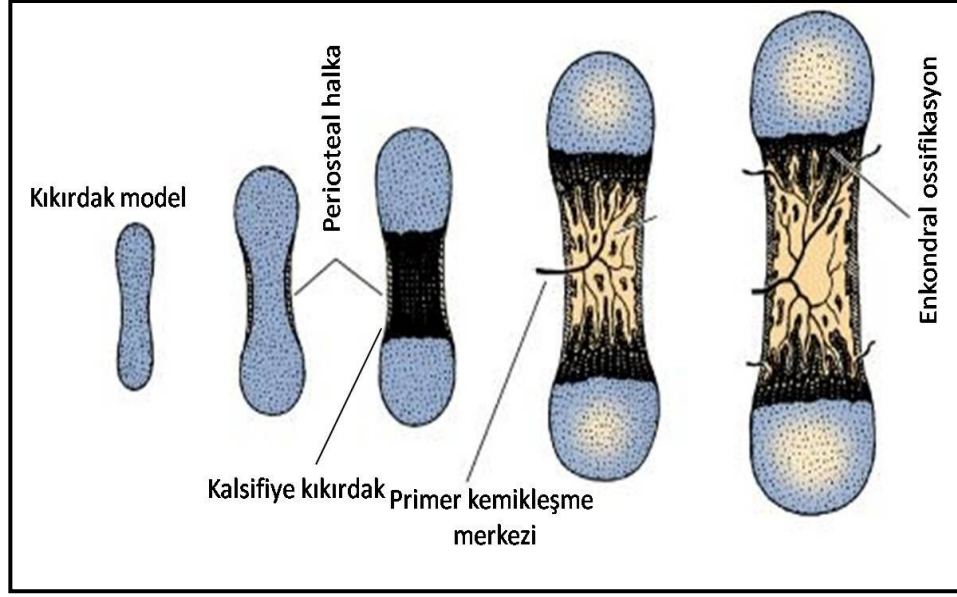
Şekil 7: İntramembranöz kemikleşme (Junqueira L. C. ve Carneiro J. Basic Histology, 11th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter:8, page: 140 , 2006).

2- Enkondral Kemikleşme

Kemik oluşumu hyalin kıkırdak hücreleriyle oluşmaktadır. İnterkartilaginöz kemikleşme de denir. Uzun ve kısa kemikler bu yolla kemikleşir. Hiyalin kıkırdak bir çatının oluşması ve kıkırdak yapının büyümesi, rezorbsiyonu ve yeni kemik oluşumu şeklinde gerçekleşir.

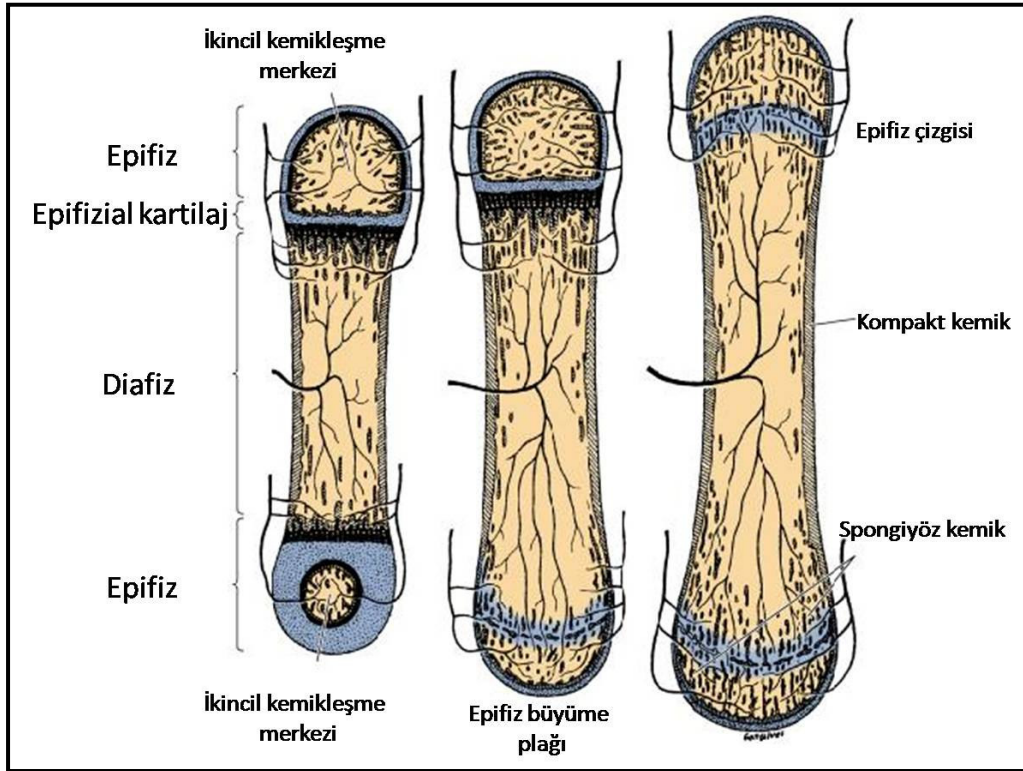
Birincil kemikleşme merkezinin oluşumu: Kemik oluşacak yerde hyalin kıkırdak bir model oluşur. Kıkırdak model içindeki kondrositler hipertrofiye uğrar ve kalsifiye hale gelirler. Diyafiz kıkırdağındaki perikondriumda damarlanma artışı olur. Kıkırdak hücreleri osteoprogenitör hücrelere, perikondrium ise periosta değişim gösterir. Yeni oluşan osteoblastlar kemik matriksi oluşturur ve intramembranöz kemikleşme yolu ile periost altında “kemik çatı” yapısını kıkırdak yüzey üzerinde oluştururlar. Kemik çatı, kondrositlerin beslenmesine engel olur. Oluşan iskemi, kondrositlerde önce hipertrofiye, ardından diyafizin orta kısmından başlayarak ölmelerine neden olur. Kıkırdak modelin ortasında birbirleriyle devamlı boş kaviteler oluşur ve ilerdeki kemik iliği kavitesi meydana gelir. Kemik yapı araları osteoklastlar sayesinde periostal kovuklar açar ve bu kovuklar osteoprogenitör hücreler, hematopoetik hücreler ve kan damarları ile kıkırdak modele gerekli besin ve oksijeni sağlar. Damarlarla gelen kalsiyum ve fosfor iyonları, alkalen fosfataz aracılığıyla birleşerek kıkırdak matrikse çöker ve böylece diyafizde bir kemikleşme merkezi ortaya çıkar (**Şekil 8**). Osteoprogenitör hücreler osteoblastlara farklılaşır ve kalsifiye kıkırdak yüzeyinde kemik matriksi oluştururlar. Kemik matriksi kalsifiye kıkırdak/kalsifiye kemik yapı haline gelir. Subperiostal kemik kalınlaştıkça osteoklastlar kalsifiye kıkırdak/kalsifiye kemik yapıyı rezorbe ederler ve kemik iliği böylece genişler. Bu işlem ilerledikçe epifizyal plaklar

dışındaki kıkırdaklar kemikleşmiş olur. Kafa ve yüz kemiklerinden kemik septum, oksipital kemik, kafa tabanı ve mandibula kondili bu şekilde kemikleşir.⁷⁹



Şekil 8: Enkondral kemikleşme–birincil kemikleşme merkezinin oluşumu (Junqueira L. C. ve Carneiro J. Basic Histology, 11th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter: 8, page: 140 , 2006).

İkincil kemikleşme merkezinin oluşumu: Yeni oluşan kemiklerin epifiz kısımlarındaki kemikleşme de diyafizlerdeki kemik kabuk oluşumu dışında aynıdır (**Şekil 9**). Osteoprogenitör hücreler epifiz kıkırdığını yaparlar ve osteoblastlara dönüşürler ve kıkırdak yapının matriksini sentezlerler. Yeterli miktarda epifiz oluşumu sonrası eklem yüzeyi dışındaki bölgeler kemikleşir. Eklem yüzeyleri kıkırdak özelliğini yaşam boyu korur. Epifiz plağındaki kemikleşme ise kemik uzamasından sorumludur.^{58, 114}



Şekil 9: İkincil kemikleşme merkezinin oluşumu (Junqueira L. C. ve Carneiro J. Basic Histology, 11th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter: 8, page: 140 , 2006).

III- KEMİK İYİLEŞMESİ

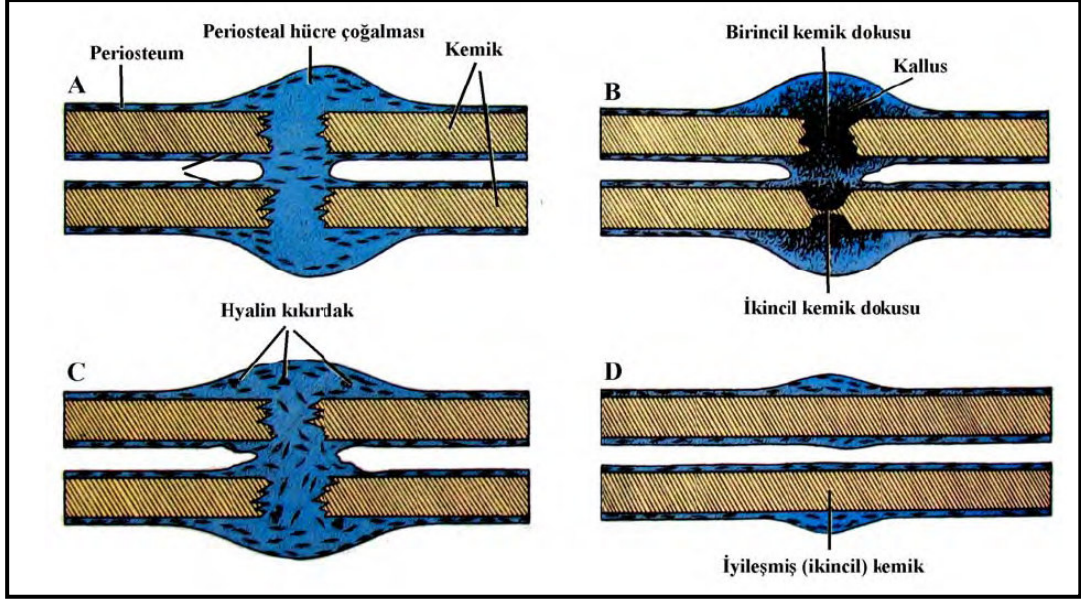
Mekanik olarak aşırı yüklenme sonucu, kemiğin dayanabileceği deformasyon gücü aşıldığında kemikte kırılma meydana gelir. Kırık sonrası kemik iyileşme mekanizmalar başlar. Kırık iyileşmesi, temelde bir bağ dokusu iyileşmesi şeklindedir. Yumuşak dokudan farklılığı, osteoblast ve osteoklastların aktiviteleri ile özelleşmiş kalsifiye kemik dokusu oluşumudur. Kemik iyileşmesi hem endokondral kemikleşme hem de intramembranöz kemikleşme yolu ile olur.^{9, 58, 64} Kırık, kemik matriksinin harabiyetine, hücre ölümüne, periosteum ve endosteumun yırtılmasına ve kemik uçlarının yer değiştirmesine neden olur.

Yaralanan damarlardan dışarı çıkan kan, yaralanma yerinde hematoma oluşumuna yol açar. Hematom, kırık iyileşmesi için gerekli iki önemli faktörü sağlar. İlk olarak; oluşan hematoma ya da kan pıhtısı, kemik ucu ve komşu yumuşak dokuların arasını doldurarak kırık bölgesinde çok az da olsa mekanik bir sabitleme gücü sağlar. Şekillenen fibrin (pıhtı) kırık uçları arasında ince bir ağ meydana getirir.^{36, 64} İkinci olarak, hematoma bölgeye matriks oluşumunu başlatan, osteoblastlara ve kondroblastlara dönüşen, osteoblast ve kondrosit öncü hücrelerini getirir.^{60,}

⁶⁴ Belirli bir süre sonra kan akımı durur ve hasarlı bölgeden geriye, anastomoz damarlarına doğru yeni bir kan akımı başlar. Bunun sonucu hasar her iki tarafta genişler, çünkü birçok Havers sisteminin de kan dolaşımı bozulur. Lakünalar içindeki osteositler yıkıma uğrar. Kırık bölgesinde granülasyon dokusu meydana gelir. Aynı işlem kemik iliğindeki kan pıhtısında da olurken endosteum ve kemik iliğindeki çok yöne farklılaşan hücreler osteoprogenitör hücrelere farklılaşarak 1 hafta içinde iç kallusu oluştururlar. Yaralanmadan 48 saat sonra periosteum altındaki ve endosteumdaki osteoprogenitör hücrelerin mitotik aktivitesi artar. Periosteum altında çoğalan osteoprogenitör hücreler osteoblastlara dönüşerek kemik çatıyı yapmaya başlarlar. Kılcal damarların büyümesi osteoprogenitör hücre çoğalmasından daha yavaş olduğu için ortada kalan prolifer olmuş osteoprogenitör hücreler azalmış oksijen konsantrasyonunda kondrojenik hücrelere ve kondroblastlara dönüşerek kemik mantonun dış tabakasında kırık yaparlar. Çoğalmış osteoprogenitör hücrelerin periosteuma yakın kısımlarındaki hücrelerin komşuluğundaki fibröz periosteumdaki kılcal damarlar sayesinde osteoprogenitör hücrelere dönüşürler. Sonuç olarak prolifer olmuş osteoprogenitör hücreler üç bölgeye ayrılmış olur:

1. İç kemikleşmiş tabaka
2. Ara kıkırdak tabaka
3. Çoğalmış osteojenik hücre dış tabakası

Her iki uçta oluşan bu manto tabakası her iki uçta birleşerek dış kallusu oluşturur. Ortadaki kıkırdak enkondral kemikleşme yolu ile bunun etrafındaki tabakalar ise intramembranöz kemikleşme yoluyla kemikleşerek dış kemik manto büyür. Kırık uçları kansellöz kemik ile birleştikten sonra, primer kemik yapısının sekonder kemik yapısı ile değiştirilmesiyle yeniden şekillendirilme sağlanır. Kemiğe binen stres yükü yönünde yeniden şekillenme devam eder. Aksiyal yüklenme ile güçlü ama düzensiz sert kallusun, normal veya normale yakın güçteki daha düzenli lameller kemiğe dönüşümü gerçekleşir (**Şekil 10**). Mekanik streslerin hücresel reaksiyona taşınmasıyla ilgili bir teori piezoelektrik teorisidir. Kemikteki hidroksiapatit, kollojen ve fibröz proteinler gibi kristalize yapıların deformasyonu ile bir elektron migrasyonu başlar ki, buna piezoelektrik denir. Eğer uzun bir kemik eğilirse konkav yüzeyinde bir elektro negatiflik meydana gelir, bu osteoblastik aktiviteyi, konveks yüzeyde ise bir elektro pozitiflik meydana gelir, bu da osteoklastik aktiviteyi stimüle eder. Kemiğin dışbükey yüzü pozitif, içbükey yüzü negatif elektrikle yüklendiğinden, osteoklastik aktivitenin egemen olduğu dışbükey yüzde geri emilim, osteoblastik aktivitenin hakim olduğu içbükey yüzde ise yeni kemik yapımı olmaktadır.^{36,58,64}



Şekil 10: Kortikal kemiklerde kemik iyileşme süreci (A) Periost altındaki ve endosteumdaki osteoprogenitör hücrelerde mitotik aktivite artışı. (B) Periost altında çoğalan osteoprogenitör hücrelerin kemiğe en yakın kısımları osteoblastlara dönüşerek kemik kallus yapmaya başlarlar. (C) Kılcal damar büyümesi osteoprogenitör hücre çoğalmasından daha yavaş olduğu için, ortada kalan proliferatif olmuş osteoprogenitör hücreler, azalmış oksijen konsantrasyonunda kondrojenik hücreler ve kondroblastlara dönüşerek kemik mantonun dış tabakasında kıkırdak yaparlar. (D) Kırık uçları kansellöz kemik ile birleştikten sonra, primer kemik yapısının sekonder kemik yapısı ile değiştirilmesiyle yeniden şekillendirilme sağlanır (Junqueira L. C. ve Carneiro J. Basic Histology, 10th ed., McGraw-Hill, New York, Chapter: 8, page: 144 , 2003).

IV- KIRIK ONARIMI

Kırık onarımının temeli, kırık parçaların üç boyutlu eksensel düzgünlüğünün sağlanıp iyi bir tespitle birlikte çevre yumuşak dokuları koruyarak hızlı bir iyileşme sağlamaktır.⁶⁴ Hedef, ana kırık parçaların anatomik pozisyonları sağlandıktan sonra diğer parçaların bir araya getirilip sabitlenmesidir. Tespit sırasında en az travmatik cerrahi yaklaşım ve kemik kan dolaşımını en az bozacak fiksasyon yöntemini seçmek çok önemlidir.^{5, 73}

Kırık iyileşmesini bozan faktörler

Kırık iyileşmesini bozan faktörler sistemik ve lokal faktörler olarak ikiye ayrılabilir.^{15,64, 73}

Sistemik faktörler: İleri yaş, malnütrisyon, D vitamini eksikliği, osteoporoz, paratiroid hastalıkları sistemik hastalık varlığı (diyabet, anemi, vb.), sigara, steroid kullanımı vb.

Lokal faktörler: Çok parçalı kırıklar, kırık segmentler arasında yumuşak doku varlığı, kemik mineral hastalıkları, dolaşım bozukluğu, radyoterapi, erken hareket, enfeksiyon vb.

Özellikle oral mukoza yaralanmalarının eşlik ettiği kırıklarda oral flora aerobik ve anaerobik mikroorganizma enfeksiyonları nedeniyle kırık iyileşmesi gecikebilir. Maksillofasiyal kırıklar için 4-6 hafta mandibula için ise 12 haftayı geçen iyileşmeler geç iyileşme olarak kabul edilir.⁵

Kırık onarım komplikasyonları

Özellikle maksillofasiyal kırık onarımları sonrası görülen potansiyel komplikasyonlar enfeksiyon, kötü kaynama, kaynamama, tekrar kırılma, geç iyileşme, fiksasyon materyalinin kırılması ve vida kaybı olarak karşımıza çıkmaktadır.^{5, 73, 79}

MAKSİLLOFASİYAL FİKSASYON ENDİKASYONLARI

Modern maksillofasiyal kırık onarımında ilk amaç erken onarım ve erken fonksiyon kazanımıdır. Konservatif tedavi ya da cerrahi tedavi kararının doğru verilmesi önemlidir. Kırığın sabitlenme şeklinin belirlenmesi kırık tipine ve kırılan kemiğe göre belirlenir.^{73, 79}

Klinik olarak maksillofasiyal travmalarda internal fiksasyon gerektiren durumlar parçalı kırıklar, bir çok kemiği ilgilendiren kırıklar, kemik kaybı olan durumlar, açık kırıklar, ciddi orta yüz dislokasyonu, atrofik mandibula kırıkları, konservatif tedavi sırasında enfeksiyon gelişmesi ya da kötü kaynama olarak belirlenebilir.⁷³

V- MAKSİLLOFASİYAL FİKSASYON YÖNTEMLERİ

Kırık sonrası fiksasyon için ameliyat endikasyonu konduysa minimal travmatik cerrahi yöntemler uygulanmalıdır. Fiksasyon öncesi en önemli adım üç boyutlu kemik yapı diziliminin elde edilmesidir (alignment). Kırık parçaların anatomik diziliminin sağlanmaması; diş dizilimini etkileyen kırıklarda maloklüzyona, orbita kırıklarında ise görme bozukluklarına ya da görme kaybına yol açabileceği gibi diğer kafa ve yüz kemik kırıkları için de kötü estetik

sonuçlara neden olabilir.^{5, 73} Çok parçalı kırıklar için mümkün olduğunca büyük kırık parçalarının dizilimlerinin sağlanması iyileşme sürecini etkileyen önemli bir faktördür.

Seçilecek fiksasyon yöntemi kırık tespitini iyileşme süreci boyunca korumalıdır. Yöntemler seçilirken kırık bölgesi, kırığın şekli, yumuşak doku yaralanmasının varlığı ve hastanın kişisel özellikleri gibi durumlar göz önünde bulundurulabilir.^{5, 79} Özellikle mandibula ve yüz kemiklerinin destek bölge kırıklarının onarımında, implant seçimi buralarda oluşan kuvvetleri taşıyacak biçimde olmalıdır. Orbita kenarları ve maksilla ön duvarı gibi üzerindeki derinin ince olduğu bölgelerde ciltte hissedilmeyecek implantlar seçilmelidir. Biyomekanik ve metalurji mühendisliğindeki gelişmeler, materyal ve fiksasyon tekniği kullanım çeşitliliğini arttırmıştır.

V-1- MATERYALLER

Fiksasyon için kullanılan ideal materyal kuvvetli, kırılman olmayan ve bükülebilir yapıda olmalıdır. Ayrıca biyo-uyumlu, uygun yüzey teması gösteren bir materyal olmalıdır.¹⁰ Paslanmaz çelik, titanyum ve krom-molibden alaşımı maksillofasiyal kırıklarda tercih edilen materyallerdir.

a) Paslanmaz çelik: Temel olarak %62,5 demir (Fe), %17,6 krom (Cr), %14,5 nikel (Ni) ve %2,8 molibden (Mo) içeren bir alaşımdır.^{5, 10} Korozyon rezistansı ve uyum iyi/orta olarak kabul edilmektedir. 304L ve 316L formları FDA tarafından onaylanmıştır.^{5, 10} Birçok yazar tarafından kırık iyileşmesinden sonra çıkarılması önerilmektedir. Günümüzde paslanmaz çelik yerine titanyum kabul görmekte olsa bile çelik titanyuma göre oldukça ucuz olduğundan ekonomik düzeyi düşük ülkelerde hala tercih edilebilmektedir.

b) Titanyum: Saf titanyum, titanyum (Ti) 1791 yılında William Gregor tarafından bulunmuştur, ancak 1950'lerde ticari olarak kullanıma girmiştir. Hemen bütün silikat taşlarında (TiO_2), ilmenit (FeTiO_3) mineralinde ve boksitte bulunur. Aşırı derecede çözünmez olduğundan biyo-uyumu çok iyidir.¹⁰ Titanyum içeriğine göre derecelendirilir. Medikal alanda kullanılan titanyum 17 sınıfta derecelendirilir. Derece arttıkça güç artar ancak yumuşaklığı ve bükülebilirliği azalmaktadır. Maksillofasiyal plaklar için saf ticari titanyum denen ilk 4 derece kullanılır. Vidalar için ise farklı metaller katılarak sertliği arttırılan ve bükülme kuvvetleri on kata kadar çıkarılan alaşımları (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb) kullanılmaktadır. Titanyum yüksek derecede biyo-uyumlu ve biyo-inerttir ve korozyona uğramaması nedeniyle oldukça iyi osteointegrasyon gösterir.^{10, 78, 87, 103} Manyetik özellik göstermediği için manyetik rezonans görüntüleme sırasında sorun yaratmaz ve bilgisayarlı tomografi görüntülerde daha az bozulma ve parazit yapar.^{66, 108} İyileşme sonrasında çıkarılma endikasyonları az olduğundan çok sayıda plak ve vida kullanılacak olgularda özellikle tercih edilebilirler. Bu özelliği ile dental implant ve ortopedik eklem implantı olarak da ilk tercih edilen metaldir. Şekil verilmesi çelikle karşılaştırıldığında daha kolaydır. Korozyon rezistansı oldukça yüksektir. Yapılan çalışmalarda titanyum vidalarda kemik vida temas oranı paslanmaz çelik vidalara göre daha fazla bulunmuştur.¹⁹ Kemik vida temasını gösterebilmek için saf ticari titanyumdan yapılmış vida ile gerçekleştirilen çalışmalarda özellikle kortikal kemikte periost altında vida dişleri arasına doğru yeni kemik gelişimi olduğu gösterilmiş ve osteointegrasyon tespit edilmiştir.^{1, 71, 94} Plak yapımında saf titanyum kullanılırken vida için sertliğini arttırmak amaçlı çeşitli alaşımları da kullanılabilir.¹⁰ Krom, vanadyum, alüminyum, demir ve mangan gibi maddelerle alaşım kullanılması vida torsiyon kuvvetini arttırdığı gösterilmiştir.⁵⁵

c) Biyo-bozunan polimerik materyaller: L-laktik asit orto-ester kopolimerleri ve glikolik asit polimerlerinin çeşitli oranlarda bir araya getirilmesiyle elde edilmektedirler. Sertlik kuvvetlerini 6 haftada %60-70 oranında koruyabilmekte ve 2 ila 3 yıl sonrasında da absorbe olmaktadır.³⁰ Bu materyaller üzerinde halen yoğun biyomekanik çalışmalar yapılmaktadır. Özellikle mandibula gibi fazla yük binen bölgelerde kullanımları kısıtlı kalmakla birlikte absorbe olabilen bu materyaller pediatrik yaş grubunda tercih edilmektedirler.²⁹ Biyo-bozunan vidaların kemiğe yerleştirilmesi için pilot delikte önce yiv açılmalıdır. Bu durum operasyon süresinde uzamaya yol açmaktadır. Maliyetleri yüksek olan bu materyaller ikinci bir ameliyat yapılması istenmeyen olgularda ve pediatrik yaş grubunda tercih edilebilirler.

V-2 FİKSASYON PRENSİPLERİ

1) Splintleme

Temel olarak en az kemik sertliğinde bir malzeme ile tespit yapılmasıdır. Kırık mobilizasyonunu engeller. Eksternal olarak uygulanır ve cerrahi tedavi olmaksızın kırık tespitini amaçlamaktadır. Diş ya da yumuşak doku destek alınarak kırık parçaların hareketi azaltılır. Tam hareketsiz bir durum yaratmasa da iyileşmeyi bozacak mobilitayı de engellemiş olur.^{5, 29, 79}

a) Dental splintleme: Özellikle dentoalveolar kırıklarda kullanılır. Sağlam dişler dayanak noktası olarak kullanılır ve yapıştırıcı dental malzemelerden faydalanılır.

b) Arch bar: Daha büyük alveol kırıkları için interdental fiksasyon gereken durumlarda kullanılır. Rijit teller ile splintlemedir.

c) Akrilik kaplama splintleme: Akrilik malzeme kullanılır. Dentoalveolar kırıklar ve segmental osteotomiler sonrasında tercih edilebilir. Ağız hijyenini korumada zorluk yaratabilir.

2) Tel ile tespit

Genelde paslanmaz çelik teller kullanılmaktadır. Tek başına kullanıldığı gibi plak tespitlerine yardımcı olarak da kullanılabilir. Küçük dentoalveolar kırıklarda direkt olarak kullanılabilir. Ayrıca sirkumferansiyal telleme, serklaj telleme, askı telleme ve Kirschner ile interosseöz telleme yöntemleri de maksillofasiyal bölge kırıklarında kullanılan telle tespit yöntemleridir.

3) İntermaksiller fiksasyon

Kırık sonrası oklüzal planın tespiti için kullanılır. Bunun bir başka çeşidi olan ekstraoral kraniyomandibular fiksasyon temporomandibular kırıkların tedavisinde tercih edilebilir.

4) Eksternal fiksasyon

Her iki kırık parçasına transkutanöz giren pinlerin doğru düzlemde birbirleriyle sabitlenmesi prensibine dayanır. Enfekte açık kırık tedavisinde kullanılabilir. Maksillofasiyal bölge kırıklarında çok fazla tercih edilen bir yöntem değildir.

5) İnternal fiksasyon

Maksillofasiyal kırık onarımlarında en çok tercih edilen, plak ve vida sistemlerinin kullanıldığı yöntemdir. Cerrahi girişim gerektirmektedir. Kırık parçaları arasındaki hareketi engellemenin en mükemmel yolu kompresyondur.^{5, 29, 79} Kırık kemik yüzeylerin ya da kemik ile implant yüzeyinin birbirine yaptığı baskı ile kompresyon sağlanır. Kırık iyileşmesi üzerinde biyolojik ve mekanik avantajlar sağlamaktadır. Minimum fiksator kullanılarak maksimum kuvvet sağlanabilir. Maksilla ön duvarı gibi ince kemiklerde tercih edilmezken orta yüz ve mandibula gibi yük binen bölgelerde kullanımı daha uygundur. Kompresyon plak sistemleri ve sadece vida kullanılarak yapılabilir.

a) Plak sistemleri

Geçmişten günümüze kadar maksillofasiyal kırık onarımları için boyut ve şekilleri değişiklik gösteren birçok plak şekli kullanılmıştır. Plak sistemleri birlikte kullanılacakları vida çaplarına uygun deliklerle imal edilirler. Maksillofasiyal bölge ince kemikleri için 1,0mm, mandibula ve dayanak bölgesi kemikleri için 2,0mm ya da 2,4mm sistemler kullanılmaktadır. Plaklar kullanılacakları anatomik bölgeler içinde değişik şekillerde üretilirler.

Kompresyon plak delikleri özel geometrik şekilde tasarlanmıştır. Vidaların plak üzerinde ilerlemesi ve vida başının eksantrik olarak plak deliğine oturması ile kırık segmentler birbirine yaklaştırılmış olur.

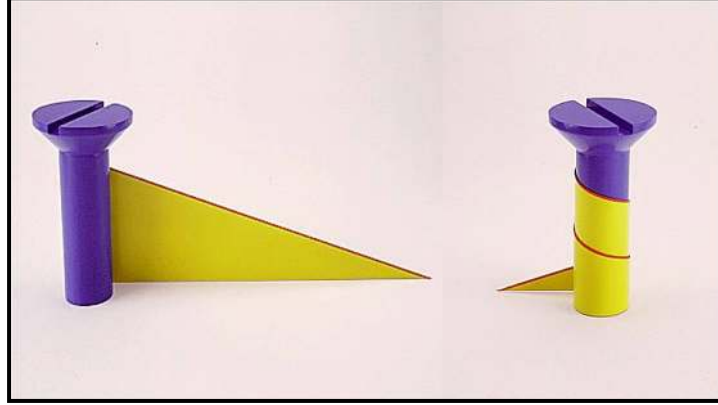
b) Vida

Kompresyon için genelde “lag screw” kullanılırken, maksillofasiyal bölge için her vida kompresyon için kullanılabilir. Çapı 2,0 ya da 2,4 mm olan vidalar kompresyon için tek başına tercih edilebilen vidalardır. Mandibular sagittal split osteotomide osteotomi hatlarının stabilizasyonu buna iyi bir örnektir. Kompresyon için vida tek başına kullanılacaksa mutlaka

bikortikal olarak yerleştirilir. Dış kortekste ki pilot delik vida çapından büyük iç korteks ise vida çapı kadar olmalıdır. Böylece iç kortekste vida ilerlerken vida başı dış kortekse oturup kompresyon gücü sağlar. Maksimum kompresyon gücünü sağlayabilmek için vida kırık eksenine dik, kırık uçlarına eşit uzaklıkta ve kırık ortasına gelecek şekilde uygulanmalıdır.^{5,29,73, 79}

VI- VIDA ÖZELLİKLERİ

Bir dik üçgenin uzun dik kenarı bir silindir çevresine tabanı boyunca sarıldığı zaman üçgenin hipotenüsü silindir üzerinde sarmal şeklini oluşturur. Bu sarmal boyunca silindir üzerine üçgen, kare, trapez gibi şekillerde eşit aralıklarla kanal açılırsa meydana gelecek yapıya vida denir (**Şekil 11**). Vidalar kullanılan en basit araçlardandır ve günlük hayatta en çok kullanılan çözülebilir bağlantı elamanlarıdır. İlk kez antik çağlarda M.Ö. 7.yy'da Asur'lular tarafından Babil'in asma bahçelerini sulamada kullanılan sistemde kullanılmıştır. Günümüzde birçok kullanım alanı mevcut olan vidalar çeşitlilik göstermektedir. Vidalar tıbbi olarak travma cerrahisinde 18. yüzyılın sonlarından itibaren kullanılmaya başlanmıştır.^{5, 15, 91} Önceleri ortopedik cerrahi alanında kullanım bulan medikal vidalar 1950'li yıllarda maksillofasiyal bölgede de kullanılmaya başlanmıştır. Vidalar gerek tek başına kullanım gerekse plak sistemleriyle kullanımları nedeniyle internal fiksasyonun en temel elemanlarıdır. Doğru olmayan vida seçimi kırık ya da osteotomi hattının stabilitesini bozacak en önemli etkidir. En iyi plak sistemi kullanılsa bile vida tercihinin yanlış olması elde edilebilecek başarıyı ciddi bir şekilde bozar.^{15, 73} Kırık onarımında vidalar bağlama ve çözmelerinin kolay oluşu, standart olarak hazırlanmaları, kolay imal edilebilirlikleri ve değişik tiplerinin bulunuşu nedeniyle temel olarak tespit işleminde diğer materyallere göre bir adım daha öne çıkmaktadırlar. Bunun yanında kendiliğinden çözülebilmeleri kırılabilme ve çentik etkisiyle kopabilmeleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır.



Şekil 11: Bir dik üçgen silindir çevresinde dik kenarı boyunca sarılır ve oluşan helozonik çizgi üzerinde oluşturulan oyuklarla vida çeşitleri elde edilir.

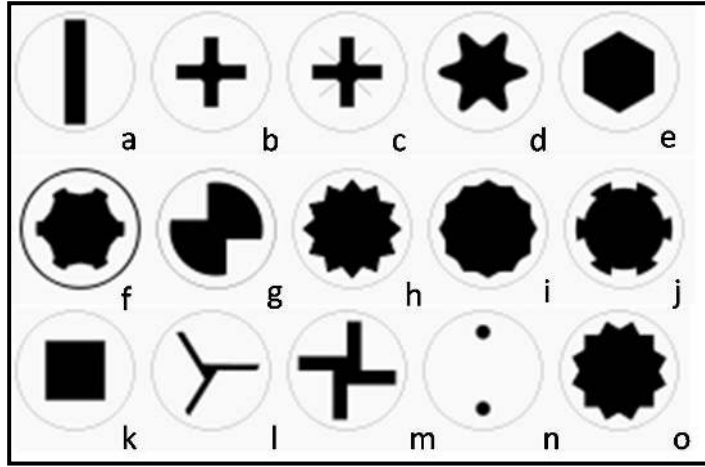
Sarmal yönüne göre vidalar ikiye ayrılır. Bu sağ dönüşlü heliks ve sol dönüşlü heliks şeklindedir ve bu yön vidayı bağlama yönüdür.

Vidayı oluşturan parçalar

Vida 4 ana parçadan oluşmaktadır bunlar baş, gövde (şaft), dişli gövde ve vida ucudur.¹⁵

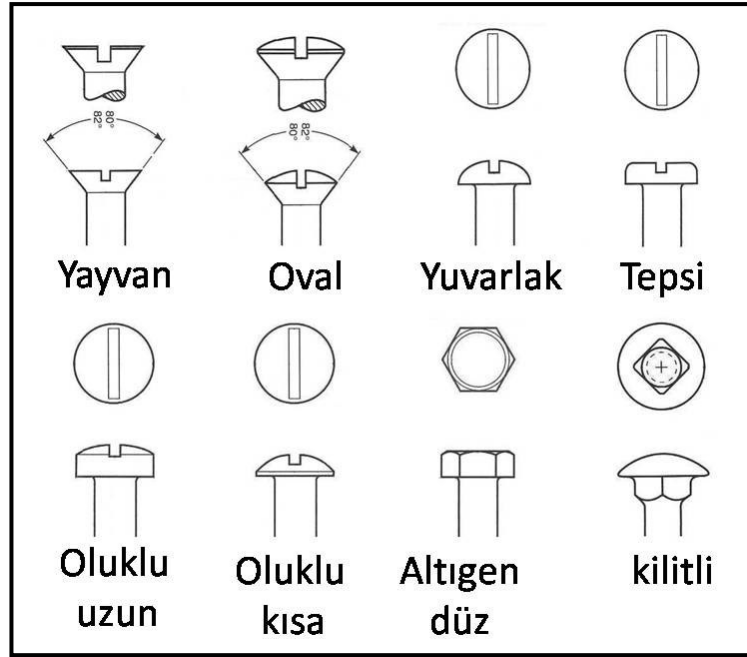
Vida başı

Üst kısmı tornavidanın yerleşmesi için yapılmıştır. Üst kısma oturan tornavidanın çevrilmesi ile vida kemik içinde ilerletilir. Ticari olarak kullanılan birçok farklı geometrik şekilde vida başı vardır, her biri için farklı tornavidalar kullanılmaktadır (**Şekil 12**). Bunlardan Phillip's tasarım (yıldız vida), “+” şeklinde olan, tek oluklu ve altıgen başlar medikal alanda en çok kullanılan tiplerdir.⁵



Şekil 12: Bazı vida başı tornavida tasarımları a: Tek oluklu (düz); b: Phillip's (yıldız vida); c: Pozidriv; d: Torx; e: Altıgen (Allen); f: Polidrive; g: Tek yönlü; h: Kama; i: Çift altıgen; j: Bristol; k: Robertson; l: Üç kanatlı; m: Tork ayarlı; n: Somun anahtar; o: Üç kare.

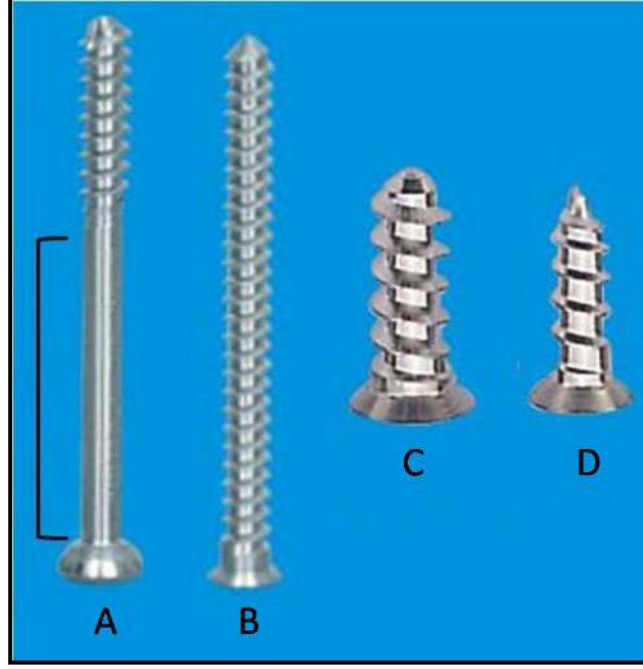
Başın hemen alt kısmı vidanın kompresyonunda rol alır. Vida tek başına fiksasyon için kullanılacaksa, kırık parçanın distal kısmında dişler ilerlerken proksimal parçaya oturan baş sayesinde iki parça arasında kompresyon sağlanır. Plak ile kullanımı sırasında, vida başının plağın vida için hazırlanmış oluğuna yaptığı kompresyon ile fiksasyonda görev alır. Ticari olarak birçok şekilde üretimleri (yassı, oval, yuvarlak, tepsi şeklinde vb.) vardır (**Şekil 13**). Ancak medikal alanda oval olanlar kompresyon sağlama üstünlüğüne sahip olduklarından daha fazla tercih edilmektedir.^{5, 15}



Şekil 13: Başın alt bölümüne göre bazı vida çeşitleri.

Vida gövdesi

Vida başı ile vida dişlerine kadar olan kısımdır (**Şekil 14**). Bu bölümün çapına merkezi (kök) çap ya da iç çap adı verilmektedir. Kansellöz vidalar ya da ‘lag screw’ diye adlandırılan kompresyon vidalarında bu kısım oldukça uzundur.¹⁵ Uzun kemik kırıkları ve vertebra kırıkları onarımlarında kullanılırlar. Maksillofasiyal fiksasyonlar için kullanılan vidalarda ise bu bölüm oldukça kısadır ve baştan hemen sonra yivli kısım, yani vida dişi denenen kısım başlar. Tüm vidalar maksillofasiyal kompresyon vidası olarak kullanılabilirler. Bazı biyomekanik çalışmalar silindir gövdeli vidaların konik gövdeli vidalara göre daha üstün olduklarını göstermiştir.¹⁶ Ancak yapılan bir başka çalışmada konik gövdeli “self-drilling” vidaların açılı çekme kuvvetlerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak konik vidalarda kemik vida temas alanının azalması ve aksiyel çekmede silindir gövdeli vidalarda kuvvetin fazla bulunması olarak açıklanabileceği belirtilmiştir.⁷⁴

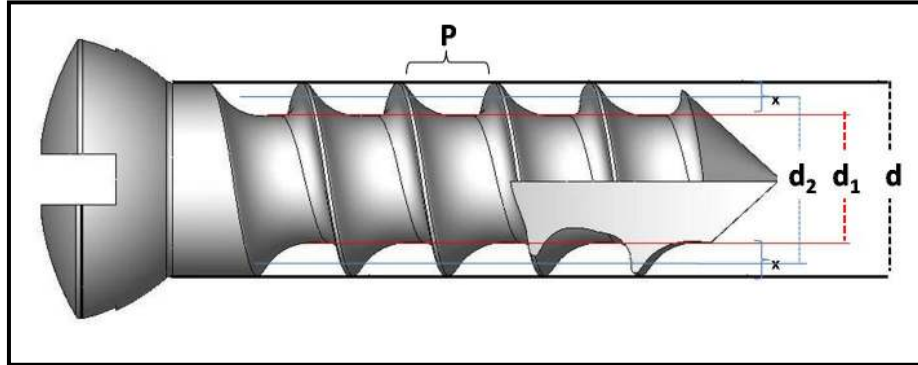


Şekil 14: A: Yivsiz gövdeli kompresyon vidası; B: Tüm gövdesi yivli kompresyon vidası; C,D: Mini ve mikro vidalar.

Yivli (dişli) kısım

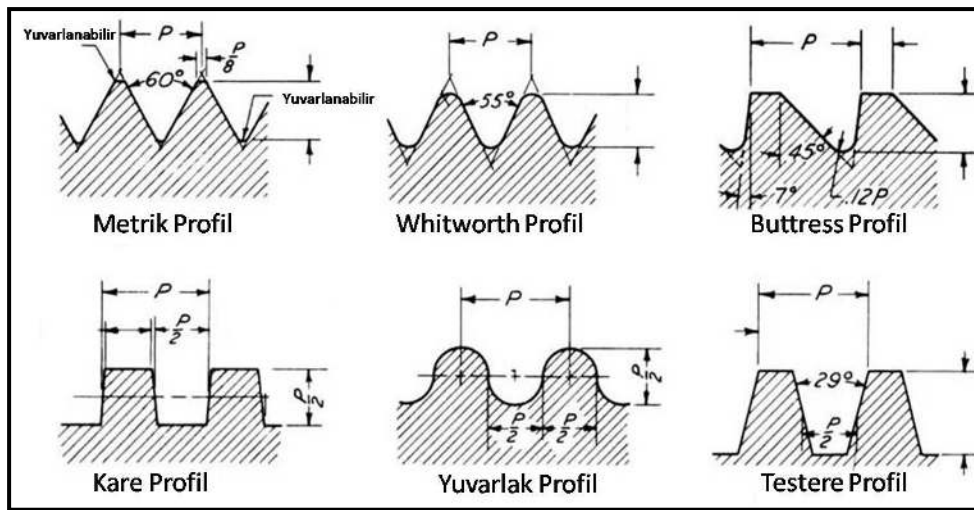
Vidanın ilerlemesini ve tutunmasını sağlayan ana bölümdür. Bu bölüm kabaca 4 alt birime ayrılarak tariflenebilir (Şekil 15).^{5, 15, 73}

- Merkezi (kök) çapı: Vidanın silindirik kısmının yani vida gövdesinin çapıdır (d_1). İç çap olarak da isimlendirilir.
- Yiv çapı: Vidayı saran yivlerin çapıdır ve dış çap olarak da isimlendirilir (d_2). Merkezi çap ve yiv çapının ortalaması ise ortalama çap (d_2) olarak belirtilir.
- Vida adımı: Yivler arası mesafedir (P). Aynı uzunluktaki iki vidada P kısaldıkça vida üzerindeki yiv sayısı artış gösterir.
- Vida adım mesafesi: Her bir tam turda vidanın kat ettiği mesafedir. P uzadıkça her tam turda vida ile ilerleyen yiv sayısı ve ilerleme mesafesi azalır.



Şekil 15: Vida ölçüleri. **d**: Dış (majör) çap, **d₁**: Merkez (minör) çap, **d₂**: d ve d₁ ortalaması, **x**: diş derinliği (mesafesi) d ile d₁ in farkı, **p**:Adım mesafesi.

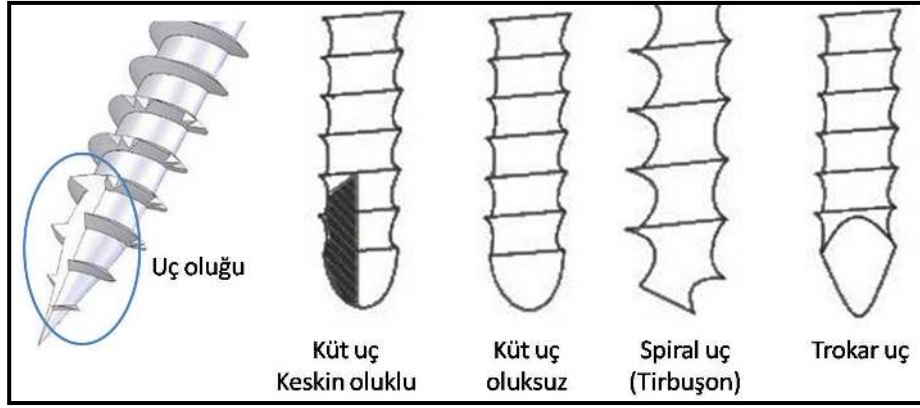
Vidaların yiv şekilleri vida profili ismini alır. Üçgen profilli vida (metrik vida, “withwort” vida), trapez vida, “buttress” vida, testere vida, yuvarlak ve kare vida profile göre vida çeşitleridir (**Şekil 16**). Medikal alanda üçgen profilli vidalar ve buttress profilli vidalar en çok kullanılan vida çeşitleridir.^{5, 15, 73} Vidalardaki bu yiv dizilimi İngiliz ve Amerikan standartlarına göre belirlenmiştir ve halen bu enstitü ve İSO standartlarına uygun vidalar üretilmektedir.



Şekil 16: Vida profilleri. Medikal alanda metrik “Whitworth” ve “Buttress” profil sıklıkla tercih edilmektedir.

Vida ucu

Vida ucu, vidanın ilerlemesinde rol almaktadır. Küt, keskin oluklu küt, spiral ve trokar uçlar mevcuttur (**Şekil 17**) . Uç çeşidine göre vidalar isimlendirilebilirler. “Pre-tapped” vida küt uçlu, “self-tapping” vida keskin oluklu küt uçlu, “self-drilling” spiral uçlu vidalardır. Vida ucundaki kesici oluk hem kemiği keser hem de açığa çıkan kemik parçaları dışarı atıp vida önündeki engelleri uzaklaştırıp vidanın ilerlemesini sağlar. Ayrıca kesici oluk sayısına göre de sınıflandırılma yapılmaktadır.^{5, 15, 73}



Şekil 17: Vida ucu keskin oluğu ve medikal olarak kullanılan vida uçları.

Maksillofasiyal bölgede kullanılan vidaların hepsi gövdesi tamamen yivli olan vidalardır ve yivlerine göre üçgen profil yada “buttress” profil vidalardır. Bu profilli vidalara medikal terminolojide kortikal vidalar adı verilmektedir. Medikal vidalar isimlendirilirken dış çaplarına göre ayrılırlar. Sadece 1,0 standart ve 1,2 acil vidalar metrik profile sahipken diğer maksillofasiyal vidalar “buttress” profile sahiptirler. Maksillofasiyal bölge vidaları 1,0 ile 2,7 mm arasında değişen dış çapa sahiptirler. Özel yapım kilitli sistemler dışında bütün tornavida yuvaları “Phillip’s” tasarım ve “+” şeklinde olmakla birlikte özel yapım vidalarda en çok tercih edilen altıgen sürücü baştır. Kilitli sistemler için yapılan vidaların baş kısmının altı plağa özel kilit mekanizmasına sahipken diğer vidalar oval ya da yassı şekle sahiptir.

Bir başka ayırım şekli kemiğe yerleştirilmelerine (bağlamaya) göre; “pre tapped” self-tapping ve “self-drilling” olmak üzere 3 tanedir. İlk geliştirilen vidalar “pre tapped” vidalardır bu vidalar kemiğe drill ile giriş deliği açıldıktan sonra bu delikte tap ile yiv hazırlanarak yerleştirilirler. Kullanılan “tap” vida profili ile uyumlu olmalıdır. “Pre tapped” vidalar tamamen küt uçlu vidalardır kesici olukları yoktur. Günümüzde “pre tapped” vidalar çoğunlukla biyo-bozunan malzeme kullanılan vidalarda mevcuttur. “Self-tapping” vidalar ise uçlarında iki ya da üç adet kesici oluk bulunan küt uçlu vidalardır. Yerleştirilecekleri kemiklerde drill ile giriş deliği açıldıktan sonra tap kullanılmaksızın uygulanırlar. “Self-tapping” vida kullanımı ile tap ile yiv açma işlemi aradan kaldırıldığı için işlem süresi “pre tapped” vidalara göre kısalmaktadır.^{5, 11, 15, 73} Kemikte giriş deliği açarken drill’e bağlı problemleri ortadan kaldırmak amaçlı “self-drilling” vidalar geliştirilmiştir.^{27,45} Bu problemlerden en önemlisi drille bağlı termal hasardır. “Self-drilling” vidalar spiral (tirbuşon) uçlu vidalardır, uçlarında iki ya da üç adet kesici oluk bulunabilir. Bu vidaların kemiğe yerleştirilmeleri için drill ile giriş deliği hazırlamaya gerek yoktur. Vida yerleştirilirken kendi tornavidasıyla direkt kemik üzerine uygulanır. “Self-drilling” vidalarda da drill ile delik delme basamağı ortadan kaldırıldığı için işlem süresi “self-tapping” vidalar göre kısalmaktadır.²⁰ “Self-tapping” ve “self-drilling” vida uçları sivri ve kesici oluğa sahip oldukları için bu kısım korteks dışına çıkarsa alttaki yumuşak doku ve nörovasküler yapılara zarar verebilir.^{83, 112} Günümüzde 2,7 vidalar “tap” ile kullanılırken diğer maksillofasiyal vidaların çoğu “self-tapping” ve “self-drilling” vidalardır. Kalın kemiklerde “tap”leme yapılarak giriş tork kuvveti azaltılır özellikle mandibula rekonstrüksiyon plağı kullanılacağı durumlarda “pre-tapped” vidalar tercih edilebilir.

Tornavida (Vida sürücüler): Vida sürücü yuvalarına göre yapılır ve iki tiptir; bunlar vidayı kendisi tutan ve kilitli vida sürücülerdir.

Vida yerleştirme (bağlama) tekniği: Doğru bir internal fiksasyonda en önemli basamak vidanın doğru seçilmesi ve doğru şekilde yerleştirilmesidir. Bu basamak vidanın tutunma kuvvetini etkiler ve fiksasyonun devamı için çok önemlidir. Kullanılacak drill vida merkez çapına uygun olarak seçilmelidir ve delme sırasında kemikte ısınmayı ve buna bağlı termal hasarı önlemek amaçlı mutlaka soğutma sağlanmalıdır. Soğutma serum fizyolojik yıkama ile yapılabilir. Delik mutlaka kırık hattına dik ya da plak ile kullanılacaksa kemiğe dik olarak açılmalıdır. Açılan delikte derinlik ölçümü yapıldıktan sonra uygun uzunlukta vida seçilmelidir. Seçilen kısa vida kemiğe tutunma kuvvetini azaltırken uzun vida arka korteksten çıkar ve bu plandaki nörovasküler yapılarda travma yaratabilir.

Vida giriş tork kuvvetinin artması vidayı zorlamaya ve vida dişlerinde kırılmaya yol açabilir. Bu kırılma titanyum alaşımlarda kolay değildir, ancak girişte zorlama vida yerleştirme başarısını azaltabilir. Giriş tork kuvvetindeki artış, dolayısı ile vida zorlama nedeniyle oblik yol alabilir ya da “self-tapping” vidalarda ikinci bir ilerleme yolu açılabilir. Bu durumlar vida tutunma kuvvetlerini azaltır.^{14, 16, 19}

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının etik kurallara uygunluğu, Gazi Üniversitesi Rektörlüğü Deney Hayvanları Etik Kurul Başkanlığı tarafından, G.Ü. ET-08.039 sayılı karar ile onaylanmıştır.

Çalışma Gazi Üniversitesi Deneysel Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirildi. Çalışmada 16 adet, ağırlıkları 2800–3000 gr arasında, 6 haftalık erkek Yeni Zelanda tavşanı kullanıldı. Cerrahi işlemler deney hayvanları ile çalışma sertifikası bulunan aynı cerrah tarafından, intramusküler yolla 10 mg/kg %2'lik Xylazine HCl (Alfazyne®, Alfasan International B. V. Woerden, Hollanda) ve 50 mg/kg %10'luk Ketamin HCl (Alfamine®, Alfasan International B. V., Woerden, Hollanda) anestezisi uygulanarak gerçekleştirildi.

Cerrahi yapılan 8 denek ameliyat sonrasında, Deney Hayvanları Bakım Ünitesinde kendilerine ayrılmış olan odaya alındı. Çalışma boyunca denekler, veteriner hekim kontrolünde, uygun oda ısısı koşullarında, ortam 12 saat aydınlık ve 12 saat karanlık olacak şekilde takip edildi. Hayvanların standart yemlenmesi ve su ihtiyaçları düzenli şekilde, 'ad libitum' olarak sağlandı. Çalışma boyunca herhangi bir nedenle denek kaybı söz konusu olmadı. Diğer 8 denek ketamin-HCl (35 mg/kg-SC) anestezisi ile uyutulup, yüksek doz anestetik ajan (100 mg/kg%10'luk Ketamin HCl + 50 mg/kg %2'lik Xylazine HCl) enjeksiyonu yöntemi ile ötenazileri sağlandı ve bilateral mandibula ve maksilla orbita kompleksleri çıkarıldı. Cerrahi işlemler bu parçalar üzerinde ex-vivo olarak yapıldı.

I- ÇALIŞMA GRUPLARI

Bu çalışmada 16 adet erkek Yeni Zelanda tavşanı kullanıldı. Tavşanlardan hemen ötenazi uygulanan 8 tanesi 0. hafta teste tabi tutulurken 8 tanesi cerrahi işlem sonrası altı hafta iyileşme dönemi sonrası değerlendirmeye alındı. Denek kafalarının sol yarılarına “self-drilling” vida yerleştirilirken sağ yarısına ise “self-tapping” vida yerleştirildi. 0. hafta denekler A Grubu, 6. hafta denekler B Grubu olarak isimlendirildi.

Çalışma gruplarını kısaca özetleyecek olursak:

GRUP 1A: (n=8) Mandibula sol tarafı bikortikal “self-drilling” 2mm çap 7mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 2A: (n=8) Mandibula sol tarafı monokortikal “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 3A: (n=8) Maksillar sinüs ön duvar sol tarafı “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 4A: (n=8) Sol orbita alt kenarı “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 5A: (n=8) Mandibula sağ tarafı bikortikal “self-tapping” 2mm çap 7mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 6A: (n=8) Mandibula sağ tarafı monokortikal “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 7A: (n=8) Maksiller sinüs ön duvar sağ tarafı “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0 hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 8A: (n=8) Sağ orbita alt kenarı “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (0. hafta, iyileşme dönemi olmayan 8 denek).

GRUP 1B: (n=8) Mandibula sol tarafı bikortikal “self-drilling” 2mm çap 7mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

GRUP 2B: (n=8) Mandibula sol tarafı monokortikal “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

GRUP 3B: (n=8) Maksiller sinüs ön duvar sol tarafı “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

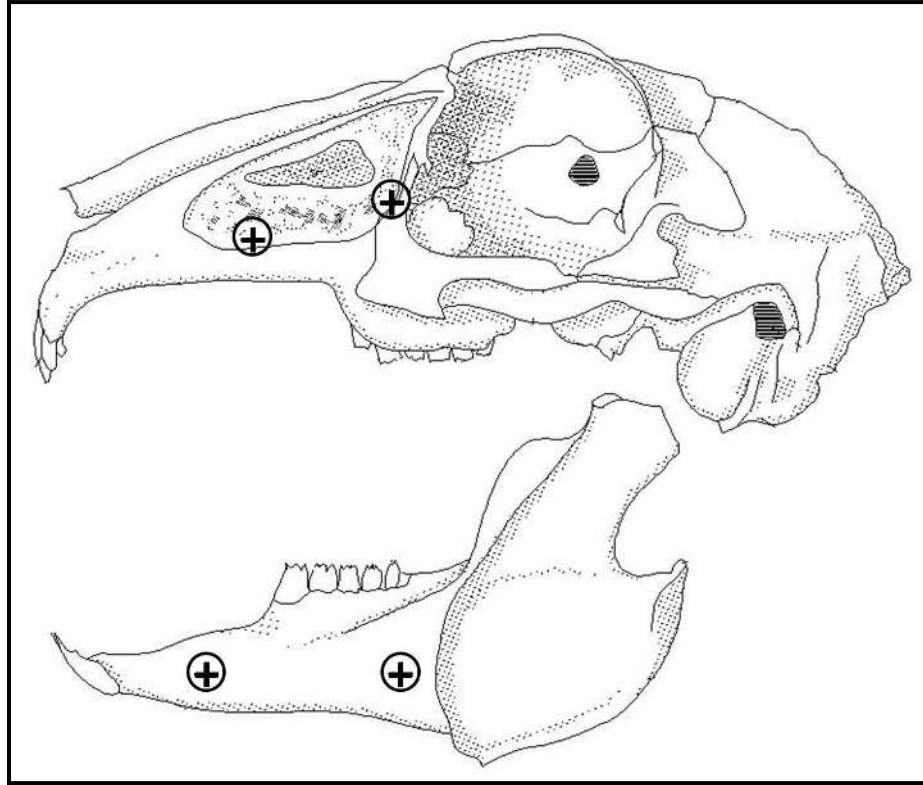
GRUP 4B: (n=8) Sol orbita alt kenarı “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup. (6 hafta iyileşme dönemi olan 8 denek)

GRUP 5B: (n=8) Mandibula sağ tarafı bikortikal “self-tapping” 2mm çap 7mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

GRUP 6B: (n=8) Mandibula sağ tarafı monokortikal “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

GRUP 7B: (n=8) Maksiller sinüs ön duvar sağ tarafı “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).

GRUP 8B: (n=8) Sağ orbita alt kenarı “self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida uygulanan grup. (6. hafta iyileşme dönemi olan 8 denek).



Şekil 18: Vidaların yerleştirildiği yerlerin şematik gösterilişi

II- CERRAHİ TEKNİK

Sıfırıncı hafta teste tabi tutulacak denekler sakrifiye edildikten sonra bilateral mandibulaları ve bilateral maksilla ve orbita alt kenarını içeren kemik parçaları çıkarıldı. Alt çenede orta hattan başlayan arkada masseter kası üzerine uzanan insizyonla mandibula diseke edildi. Önde kesici dişler ortadan ayrıldı arkada masseterik fossada kemik kesilerek mandibula dışarı alındı. Üst çenede burun orta hattan orbita üst kısmına uzanan insizyon yapıldı. Önde maksilla arkada orbita alt kenarını içerecek şekilde kemik parça dışarı alındı. Kemiklerin üzerindeki yumuşak dokular ve periost tamamen uzaklaştırıldı. Kemikler çalışma masasına sabitlenmiş menginele tespit edildi.

Grup 1A'da mental sinirin çıkış deliğinin altına, monokortikal “self-drilling” 2mm kalınlık 5mm uzunlukta vida (Trimed® Ankara, Türkiye) drill deliği açılmadan el tornavidası

ile yerleştirildi. Grup 2A'da angulusa bikortikal “self-drilling” 2mm kalınlık 7mm uzunlukta vida (Trimed®) drill deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi.

Grup 5A'da mental sinirin çıkış deliğinin altına, 10000 rpm hızda elektrikli drill ile monokortikal giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkayarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 6A'da angulusa 10000 rpm hızda drill ile bikortikal giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkanarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çap 7mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi.

Grup 3A'da maksilla ön duvarına “self-drilling” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) giriş deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 4A'da ise sol orbita alt kenarına “self-drilling” 2mm çap 5mm uzunlukta vida (Trimed®) giriş deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi.

Grup 7A'da maksilla ön duvarına 10000 rpm hızda elektrikli drill ile delik açıldı “self-tapping” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 8A için sağ orbita alt kenarına 10000 rpm hızda elektrikli drill ile giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkanarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi.

Sıfırıncı hafta deneklerinde vidalar yerleştirilirken dijital tork ölçer ile giriş torkları ölçüldü.

Altıncı hafta iyileşme dönemi olan denekler intramusküler yolla 10 mg/kg %2'lik Xylazine HCl ve 50 mg/kg %10'luk Ketamin HCl anestezisi uygulanarak uyutuldu. İşlem uygulanacak deneklerde; her iki angulus mandibula ve mentum arasındaki bölge ve her iki gözaltından başlayıp buruna uzanan bölge tıraş edildi. Denekler altına steril cerrahi örtü

örtüldü, önce kafanın sol tarafı povidon iyodin solüsyonu ile temizlendi ve cerrahi işlem gerçekleştirildi daha sonra aynı işlemler kafanın sağ tarafında gerçekleştirildi.

Grup 1B ve 2B için 1:200,000 epinefrin içeren 0.25% lidokain enjeksiyonu sonrası mandibula sol angulusundan mentuma doğru uzanan 1 cm'lik deri insizyonu yapıldı. Massater kasının önünden parotis bezi yukarı doğru ekarte edildi ve buksinatör kasa kadar mandibula açığa çıkarıldı. İnce periost elevatörü kullanılarak periost flepleri kaldırıldı. Grup 1B'de mental sinirin çıkış deliğinin altına monokortikal “self-drilling” 2mm kalınlık 5mm uzunlukta vida (Trimed®) drill deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 2B'de angulusa bikortikal “self-drilling” 2mm kalınlık 7mm uzunlukta vida (Trimed®) drill deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi. İşlem sonrasında ayrılan kas yapıları birbirine 3/0 polyglactin 910 dikiş ile (Vicryl® Ethicon, Johnson Johnson Co. US) dikildi ve deri insizyonu 5/0 ipek dikiş ile kapatıldı.

Grup 5B ve 6B için aynı diseksiyonlar mandibulanın sağ tarafında uygulandıktan sonra Grup 5B'de mental sinirin çıkış deliğinin altına 10000 rpm hızda elektrikli drill ile monokortikal giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkanarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çap 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 6B'de angulusa 10000 rpm hızda drill ile bikortikal giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkayarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çap 7mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi. Cilt altı ve cilt aynı şekilde kapatıldı.

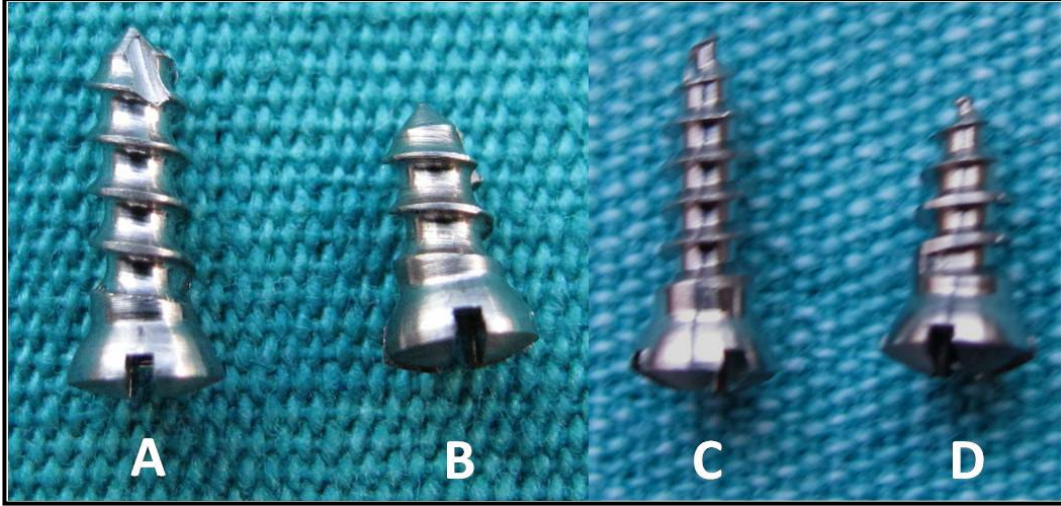
Grup 3B ve 4B için 1/200,000 epinefrin içeren 0.25% lidokain enjeksiyonu sonrası kafa sol tarafında orbita alt kenarından başlayıp burun ucuna uzanan 1 cm'lik insizyon yapıldı. Grup 3B için insizyonun alt kısmında derin diseksiyon ile infraorbital sinire ulaşıldı ve altında maksiller sinüsün ön duvarı açığa çıkarılıp periostu ince disektör ile kaldırıldı.

Maksilla ön duvarına “self-drilling” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) giriş deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 4B için aynı insizyonun üst kısmında orbita alt kenarı üzerinde orbiküler kas lifleri ayrıldı kemik üstüne düşüldü ve periost diseke edildi. Diseksiyonu takiben orbita alt kenarına “self-drilling” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) giriş deliği açılmadan el tornavidası ile yerleştirildi.

Grup 7B ve 8B için 1/200,000 epinefrin içeren 0.25% lidokain enjeksiyonu sonrası kafa sağ tarafında orbita alt kenarından başlayıp burun ucuna uzanan 1 cm’lik insizyon yapıldı. Grup 7B için insizyonun alt kısmında derin diseksiyon ile infraorbital sinire ulaşıldı ve altında maksiler sinüsün ön duvarı açığa çıkarılıp periostu ince disektör ile kaldırıldı. Maksilla ön duvarına 10000 rpm hızda elektrikli drill ile delik açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkanarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi. Grup 8B için aynı insizyonun üst kısmında orbita alt kenarı üzerinde orbiküler kas lifleri ayrıldı kemik üstüne düşüldü ve periost diseke edildi. Diseksiyonu takiben orbita alt kenarına 10000 rpm hızda elektrikli drill ile giriş deliği açıldı, delik açılırken serum fizyolojik solüsyon ile yıkanarak soğutma sağlandı. “Self-tapping” 2mm çaplı 5mm uzunlukta vida (Trimed®) el tornavidası ile yerleştirildi.

Ameliyat sonrası 6. hafta iyileşme dönemi olan 10 denek 6 hafta süreyle Gazi Üniversitesi Deneysel Araştırma Merkezi Deney Hayvanları Bakım Ünitesi’nde takip edildiler. Altıncı haftanın sonunda 10 denek %2’lik xylazine hidroklorid (Alfazyne®) 5 mg/kg İM ve %10’luk ketamin hidroklorid (Alfamine®) 50 mg/kg İM uygulanarak uyutuldu ve yüksek doz anestetik ajan (100 mg/kg %10’luk Ketamin HCl + 50 mg/kg %2’lik Xylazine HCl) enjeksiyonu yöntemi ile ötenazileri sağlandı. Sağ ve sol mandibula açığa çıkarılacak şekilde tüm çene diseke edildi. Ön kesici dişler ortasından mandibula ikiye bölündü ve arkada

ince olan masseterik fossadan kesilerek ayrıldı. Kemikler üzerindeki tüm yumuşak dokular uzaklaştırıldı. Bilateral maksilla ve orbita blok olarak çıkarıldı. Burun sırtından yapılan insizyon ile orbita tabanına kadar diseksiyon yapıldı. Kemikler ortaya çıkarıldıktan sonra nazal kemik sınırından orbitaya uzanan kemik kesi ile maksilla ve orbitadaki vidaları içeren kemik tek parça olarak çıkarıldı. Kemikler yumuşak dokudan temizlendi. Çıkarılan kemikler çekme testine tabi tutuldular. Çekme testi uygulanan tüm örnekler histolojik değerlendirme için ayrıldı.

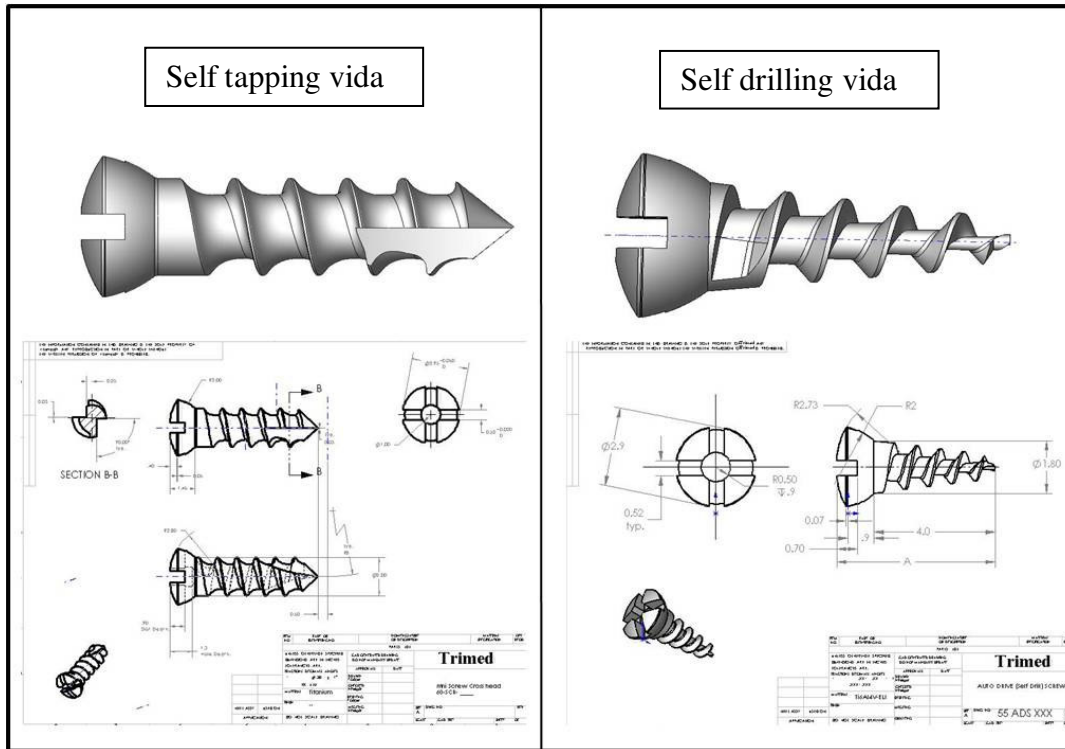


Şekil 19: Çalışmada kullanılan vidalar

- A: 2mm çap 7mm uzunluk “self tapping” vida;
- B: 2mm çap 5mm uzunluk “self tapping” vida;
- C: 2mm çap 7mm uzunluk “self drilling” vida;
- D: 2mm çap 5mm uzunluk “self drilling” vida.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan vidaların temel özellikleri

Vida Tipi	Uzunluk	Dış çap	Merkez çapı	Adım mesafesi	Dış derinliği
Self tapping	5mm	2mm	1,5mm	1mm	0,25mm
Self tapping	7mm	2mm	1,5mm	1mm	0,25mm
Self drilling	5mm	2mm	1,5mm	1mm	0,25mm
Self drilling	7mm	2mm	1,5mm	1mm	0,25mm

**Şekil 20:** Çalışmada kullanılan “self tapping” ve self drilling” vidaların üç boyutlu ve taslak çizimleri

III-DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

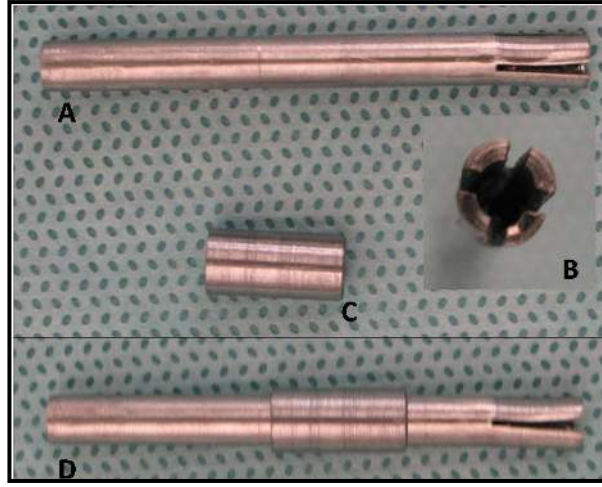
1. GENEL DEĞERLENDİRME

Çalışmada 6. hafta iyileşme dönemi olan tavşanların deney süresince genel sağlık durumları ve yara yerlerinde gözlenen değişiklikler kaydedildi.

2. BİYOMEKANİK TESTLER

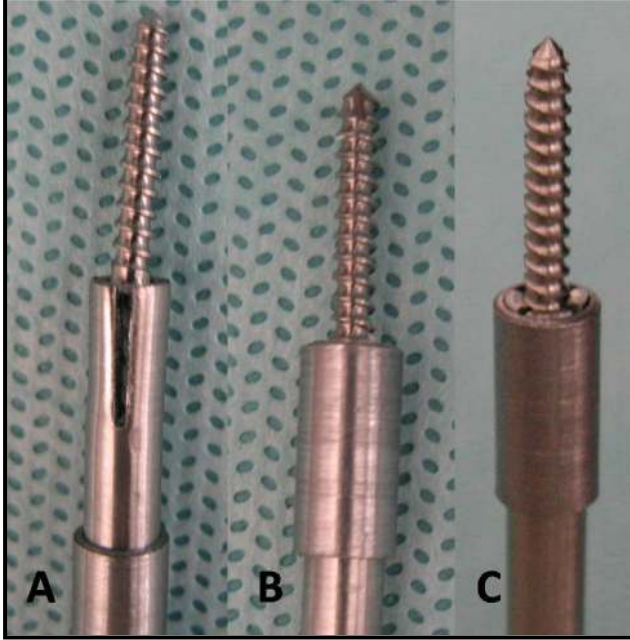
B- AKSİYEL ÇEKME TESTLERİ

Çekme testleri vidanın mekanik tutunma gücünü belirlemek için yapılan standart testlerdir. Vidadın bulunduğu yapı içinden sıyrılıp çıkması için gereken kuvveti belirlemek için kullanılırlar.^{14, 18, 34, 46, 53, 57, 76, 90} Maksillofasiyal travma ya da ortognatik cerrahilerde kullanılan vidalar üzerinde, kasların kuvvetine ve plaklara bağlı olarak birçok yönde kuvvetler oluşmaktadır. Klinik uyum açısından açılı çekme testleri de yapılmışsa da en çok kabul gören aksiyel yönde çekme testleridir. Bu çalışmada da çekme testlerinde makaslama kuvvetlerini ve vida bükülme kuvvetlerini önleyebilmek ve çalışmayı standardize edebilmek amaçlı tek yönlü aksiyel kuvvet uygulandı. Ayrıca tek yönlü çekme testi uygulanarak açılanma ile oluşabilecek kuvvetlerin sonuçlara etkisi engellenmiş oldu. Vida başlarını tutmak üzere ağız çentikli, iç çapı 2,2 mm olan bir silindir tasarlandı. Silindirin üst kısmı “load cell” (yük ölçer)’e metal bir mil ile tutturulacak şekilde ayarlandı. Silindirin ağız vida üzerine geçtikten sonra bu ağızdan vidadın sıyrılmasını önlemek için kilitleyici yüzük yerleştirildi (Şekil 21) .

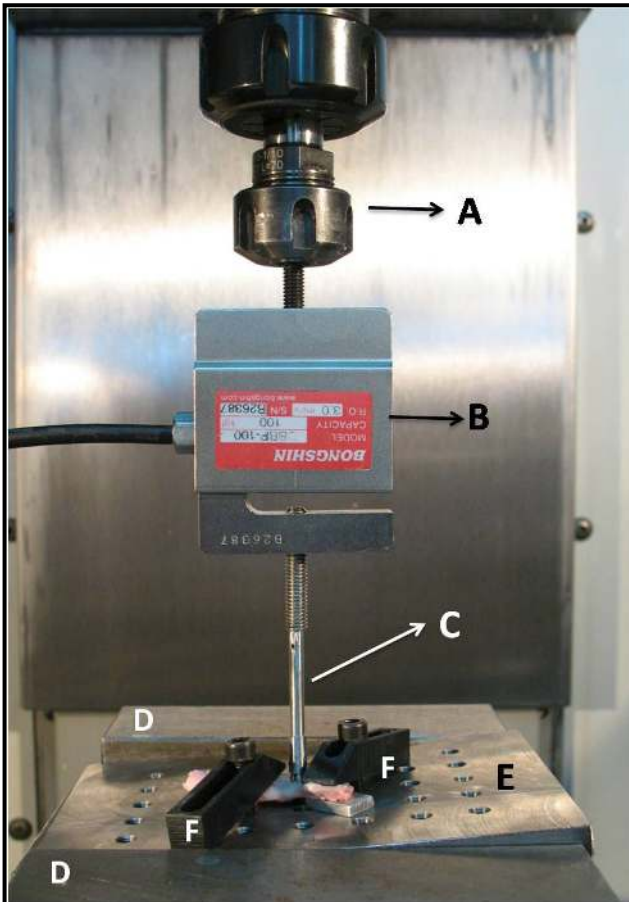


Şekil 21: A: Vidayı tutacak olan ağzı çentikli silindir B: Silindirin ağz kısmı C: Sıkıştırıcı yüzük D: Yüzüğün geçirilmiş şekli.

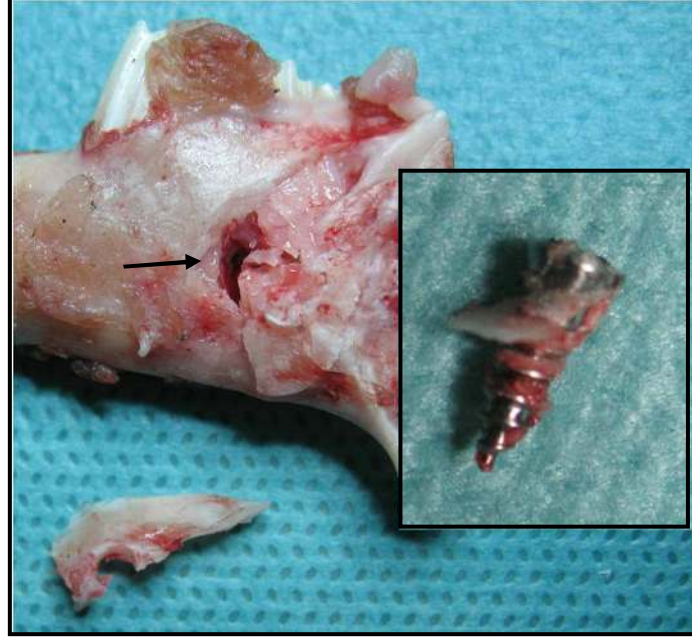
Kemikleri tabanda sabitlemek için tutucu bir tabla yapıldı. Tabla 10 X 10 cm olarak tasarlandı ve üzerinde 1cm mesafelerle destek yerleştirmek için yuvaları açıldı. Kemikler önce tabla üzerine oturtuldu ve kemik üzerindeki vidaya 5mm uzaklıkta olacak şekilde 2 adet destek ile tablaya tutturuldular. Kemik tabla üzerinde sabitlendikten sonra tutucu silindir vida başına geçirildi ve kilitleyici yüzük ile vida başına sıkıştırıldı (**Şekil 22**). Vidalar, vida eksenine paralel olarak test cihazına bağlandı ve vida eksenini ile test cihazının ekseninin yer düzlemine göre açısı 90 derece olacak şekilde ölçümler yapıldı. Paralelliği sağlamak için tabla açısı değiştirilebilecek şekilde ayarlandı. Eksene paralel hale getirilen silindir yük ölçere (Model CBBP Bongshin loadcell Co, Korea) bağlandı ve bu düzenekte çekme testini yapacak dört eksenli işlem merkezinin (HAAS SL 20THL, Oxnard, California USA) hidrolik koluna yerleştirildi (**Şekil 23**). Çekme testi 0,1 mm/sn sabit hızda yapıldı. Tüm vidalarda, vida kemikten ayrılana kadar ya da kemik kırılana kadar çekme işlemi yapıldı (**Şekil 24**). Her vida için kaydedilen çekme kuvvetlerinden en yüksek kuvvet vida sıyrma kuvveti (tutunma kuvveti) olarak N ölçü birimi olarak belirlendi.



Şekil 22: Vida başı tutucu silindirin çentikli ağzına tutturuldu (A) ve sıyrılmayı engellemek için kilitleyici yüzük ile sabitlendi (B). Silindir vida başını tamamen kavramaktadır (C).



Şekil 23: A: Sabit hızda çekme gerçekleştiren hidrolik kol B: Yük ölçer C: Vidayı tutan silindir D: Tabanı sabitleyen mengenenin ayakları E: Açısı ayarlanabilir tabla F: Kemiği tablaya sabitleyen vidadan 5 mm mesafeye yerleştirilen destekler.



Şekil 24: Çekme testi sonrası vidanın çıktığı kemik (ok) ve vida etrafındaki kemik parçaları

B-GİRİŞ TORK KUVVETLERİNİN ÖLÇÜMÜ:

Giriş tork kuvvet ölçümleri dijital tork ölçer (Garant® TT1 Hoffmann Group Munich Germany) ile yapıldı. Standart kullanılan tornavida arkası tork ölçer sensörüne bağlanacak şekilde getirildi ve dijital ölçümler N/mm olarak gerçekleştirildi (**Şekil 25**). Tork kuvvetlerini belirli standartta ölçebilmek için vida yerleştirilmesi sırasında kemiğin sıkı tespiti gerekmektedir. Bu nedenle tork kuvvet ölçümleri sadece hemen ötenazi uygulanıp kemikleri dışarı alınan deneklere uygulandı. Tespiti sağlamak için kemik örnekler çalışma masasında mengene ile sabitlendi (**Şekil 25**). Altı hafta iyileşme dönemi beklenen deneklerde kemik tespitin standart bir şekilde sağlanamaması sebebiyle tork ölçümleri yapılmadı.



Şekil 25: A: Vidalar için uygun tornavida ucu arkası tork ölçer sensörüne uygun şekle getirilmiş; B: Tork ölçer sensörü; C: Tork ölçer.

Kemik örnekler çalışma masasında mengene ile sabitlenmiştir (Daire içinde).

3. HİSTOLOJİK DEĞERLENDİRME

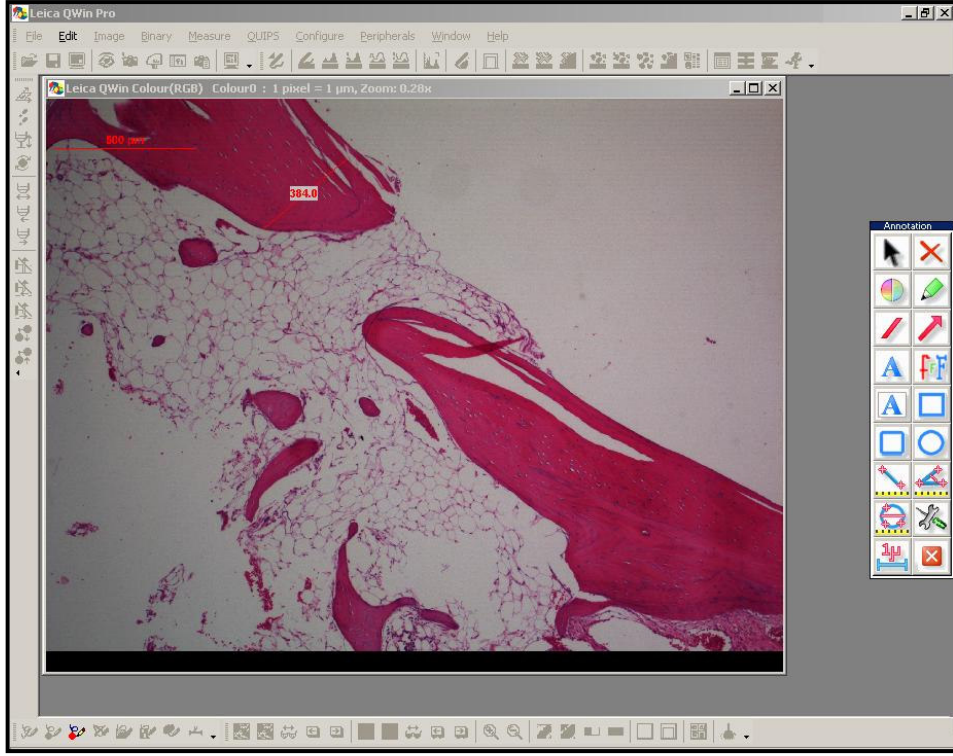
Vidanın girdiği yerdeki kortikal kalınlıklarını ölçmek için çekme testi uygulanan tüm örnekler vida giriş deliği ortalanacak şekilde kesildi. Kemik yapılar ve serum fizyolojik ile yıkanarak %10 formol solüsyonunda tespit edildi. Akan musluk suyunda yıkanan dokular %10 formik aside alınarak 3 hafta boyunca dekalsifiye edildi. Dekalsifiye olan kemik dokular yeniden formolde tespit edildi ve ardından alışılagelmiş ışık mikroskop takip yöntemlerinden geçirilerek parafin bloklara gömüldü.

Hematoksilen-Eozin Boyama

Parafin bloklardan 5 mikron kalınlığında alınan kesitler önce 60 °C etüvde ve ksilolde deparafinize edildi ardından sırasıyla %100, %96, %80, %70'lik etil alkol ve distile su serilerinden geçirilerek rehidrate edildiler. Havada kurutulan kesitler hematoksin ile 10 dk boyandıktan sonra musluk suyunda yıkandı ve %3 lük amonyaklı suya daldırılarak mordantlandı. Yeniden akarsuda yıkanan dokular 10 dk eozin ile boyandı. Akan musluk suyunda yeniden yıkanan dokular %70, %80, %96, %100'lük etil alkol serilerinden geçirilerek dehidrate edildi ve ksilolde şeffaflaştıktan sonra entellan ile kapatıldı.

Kortikal Kalınlık Ölçümü

Hazırlanan preparatlar Leica DMI 4000 inverted mikroskop (Wetzlar, Germany) ile incelendi. Mikroskop ile vidanın kemiğe girdiği yerler belirlendi ve 50 büyütmede dijital fotoğraflar çekildi. QWin pro image processing and analysis application V3.4.0 (Leica Calidris and SoftHard Technology Ltd., Switzerland) kullanarak çekilen bu fotoğraflar yine bu program ile kortikal sahadaki kemik kalınlık ölçümleri µm birimiyle gerçekleştirildi (**Şekil 26**). Seçilen alanlarda 5 kez ölçüm yapıldı ve kalınlık ortalamaları alınarak istatistiksel değerlendirme yapıldı.



Şekil 26: Vida giriş alanında QWin pro image processing and analysis application programı kullanılarak yapılan ölçüm.

4. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL) paket programında yapıldı. Sürekli ölçümlü değişkenlerin dağılımının normale uygun olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde gösterildi. Gruplar arasında ortalamalar yönünden farkın önemliliği Student's t testi ile gruplar içerisinde ortalamalar yönünden farkın önemliliği ise bağımlı t testi ile incelendi. Sürekli değişkenler arasındaki doğrusal ilişkinin büyüklüğü Pearson'un "r" katsayısı ve önemlilik düzeyi hesaplanarak incelendi. $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Olası tüm alt grup karşılaştırmalarında Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni düzeltmesi yapıldı.

BULGULAR

I- GENEL DEĞERLENDİRME BULGULARI

Çalışma süresince deneklerin hiçbiri kaybedilmedi. Ameliyata bağlı yara yeri enfeksiyonu, nekroz, kıl dökülmesi, vidanın açığa çıkması gibi komplikasyonlar izlenmedi.

Grup 3A'da üçüncü denekte "self drilling" vida yerleştirilirken uygulanan kuvvet nedeniyle maksillada kırılma olduğu için, grup 7A'da "self tapping" vida yerleştirmek için drill deliği açılırken maksillada kırılma olduğu için tork kuvvet ölçümleri ve aksiyel çekme testleri uygulanamadı. Altı hafta iyileşme süreci beklenen deneklerde toplam beş vida kaybı bulunmaktaydı. Bu vidalardan bir tanesinin "self drilling" (grup 3B, 8. Denek, maksilla) diğer 4 tanesinin "self tapping"(grup 6B, 7. denek mandibula, monokortikal; grup 7B, 5. ve 7. denek maksilla; grup 8B, 5. denek, orbita alt kenar) vidalar olduğu belirlendi.

II- HİSTOLOJİK DEĞERLENDİRME BULGULARI

Kortikal kemik kalınlık ölçümleri her bir örnek için 5 kez yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması olan değer μm biriminde kortikal kalınlık olarak kaydedildi. Tüm ölçümler aşağıda belirtilmiştir (**Tablo 2**).

Bu ölçümlerin ortalamaları alındığında mandibula angulus bölgesi kortikal kalınlığı $630,74\mu\text{m}$ olarak belirlendi. Mandibula kesici dişlere yakın olan mental sinirin çıkış deliği altında yapılan ölçümlerin ortalaması $445,00\mu\text{m}$ olarak hesaplandı. Tavşan mandibula kortikal kalınlığının angulusa doğru artmakta olduğunu tespit ettik. Tüm deneklerin maksillalarında yapılan kortikal kalınlık ölçümlerinin ortalama değeri olarak $275,05\mu\text{m}$ bulunurken, orbita kortikal kemik kalınlığı $335,25\mu\text{m}$ olarak bulundu. Bu bulgularla tavşan yüz kemiklerinde kortikal kemik kalınlığının maksillada en az olduğunu, bundan sonra sırasıyla orbita,

mandibula kesici dişlere yakın alan ve en kalın olan yerin de mandibula angulus bölgesi olduğunu söyleyebiliriz.

Tablo 2: Tüm deneklerde ölçülen kortikal kemik kalınlıkları (μm).

	Denek	Mandibula bikortikal	Mandibula monokortikal	Maksilla	Orbita alt kenar
Sol	1	581,92	479,62	231,76	186,24
	2	472,4	250,76	192,96	367,44
	3	644,68	504,7	462,4	427,5
	4	574,64	567,3	185,27	310,87
	5	838,25	437,5	312,45	280,62
	6	702,1	489,31	284,42	330,08
	7	634,42	526,51	326,22	482,1
	8	598,12	285,24	261,5	301,56
	1	530,06	487,28	307,9	327,53
	2	712,25	295,7	269,38	346,62
	3	509,68	323,04	364,12	492,86
	4	598,62	612,54	298,46	378,82
	5	411,04	480,6	192	244,78
	6	668,17	610,3	341,25	464,5
	7	1020,72	275,6	271,1	332,14
	8	620,86	475,8	178,34	110,6
Sağ	1	575,02	267,01	133,3	498,2
	2	542,74	617,05	278,84	319,25
	3	447,2	400,24	188,02	176,44
	4	832,2	472,68	367,8	364,25
	5	754,28	512,2	298,64	287,05
	6	652,05	430,25	351,28	412,62
	7	537,35	562,8	240,9	250,2
	8	672,5	312,74	254,73	340,11
	1	704,26	458,82	161,12	186,2
	2	578,01	340,14	290,15	320,04
	3	496,02	469,66	265,48	422,56
	4	510,21	412,5	378,8	264,2
	5	1070,58	758,36	392,2	216,35
	6	416,94	462,34	258,36	378,88
	7	541,32	259,38	186,84	336,6
	8	735,28	402,08	275,66	570,84
	Ortalama	630,74	445,00	275,05	335,25

III- BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRME BULGULARI

A- AKSİYEL ÇEKME TESTİ BULGULARI

Vida tutunma kuvvetlerini belirlemek için tüm deneklerde aksiyel çekme testleri uygulandı. Kaybedilen vidalar dışında 61 “self drilling” ve 59 “self tapping” vida olmak üzere toplamda 120 çekme testi uygulandı (**Tablo 3 ve4**) .

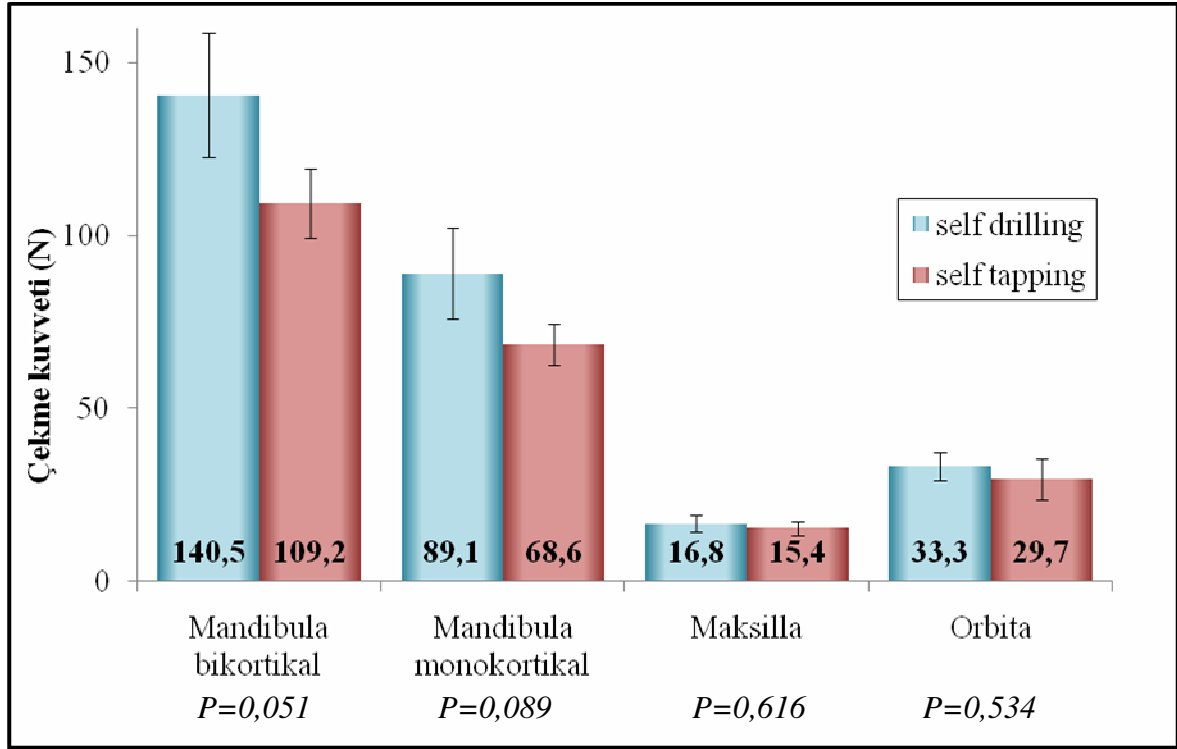
Tablo 3: İyileşme süreci beklenmeyen deneklerdeki vidaların çekme kuvveti ölçümleri (N)
(“Self drilling” vidalar: Grup 1A, 2A, 3A, 4A; “self tapping” vidalar 5A, 6A, 7A, 8A).

Denek	Grup 1A	Grup 2A	Grup 3A	Grup 4A	Grup 5A	Grup 6A	Grup 7A	Grup 8A
1	117,67	78,45	14,7	--	94,14	52,95	--	47,66
2	90,22	53,93	21,57	35,3	105,91	89,24	12,74	20,59
3	168,67	108,85	--	20,59	119,64	61,78	8,82	17,65
4	96,1	123,56	7,84	29,41	107,87	70,6	15,69	44,12
5	186,32	74,53	17,65	40,2	142,19	74,53	17,65	26,47
6	174,55	94,14	16,67	34,32	72,56	62,76	20,59	45,11
7	156,9	118,66	19,61	45,11	115,71	80,41	10,78	20,59
8	133,37	60,8	17,65	28,43	115,71	56,87	14,7	33,34
Ort.	140,47	89,11	16,52	33,33	109,21	68,64	14,42	31,94

Tablo 4: Altı hafta iyileşme süreci beklenen deneklerdeki vidaların çekme kuvveti ölçümleri (N) (“Self drilling” vidalar: Grup 1A, 2A, 3A, 4A; “self tapping” vidalar 5A, 6A, 7A, 8A).

Denek	Grup 1B	Grup 2B	Grup 3B	Grup 4B	Grup 5B	Grup 6B	Grup 7B	Grup 8B
1	118,66	101,0	18,63	26,47	111,79	79,43	9,8	19,8
2	192,21	48,05	16,24	37,26	100,02	46,09	20,6	55,89
3	97,08	177,5	27,45	48,05	88,63	82,37	12,74	17,69
4	151,41	66,68	14,7	40,4	96,1	67,66	14,84	14,7
5	88,25	94,14	18,2	24,51	166,71	89,24	--	--
6	163,77	161,8	20,59	47,66	76,49	80,41	15,69	36,34
7	205,93	38,24	16,67	18,63	97,08	--	--	20,79
8	152,95	84,33	--	35,3	158,86	53,93	20,59	66,68
Ort.	146,28	96,46	18,92	34,78	111,96	71,30	15,71	33,12

İyileşme süreci olmadan hemen sakrifiye edilen grupta (0. hafta) “self drilling” ve self tapping” vidaların tutunma kuvvetlerini belirlemek için yapılan çekme testi sonuçlarında her bölgede “self drilling” vidaların çekme kuvvetleri fazla bulundu (**Şekil 27**).



Şekil 27: Sıfırıncı hafta grubunda tüm bölgelerde “self drilling” vidaları tutunma kuvvetleri “self tapping” vidalara göre fazla bulundu ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

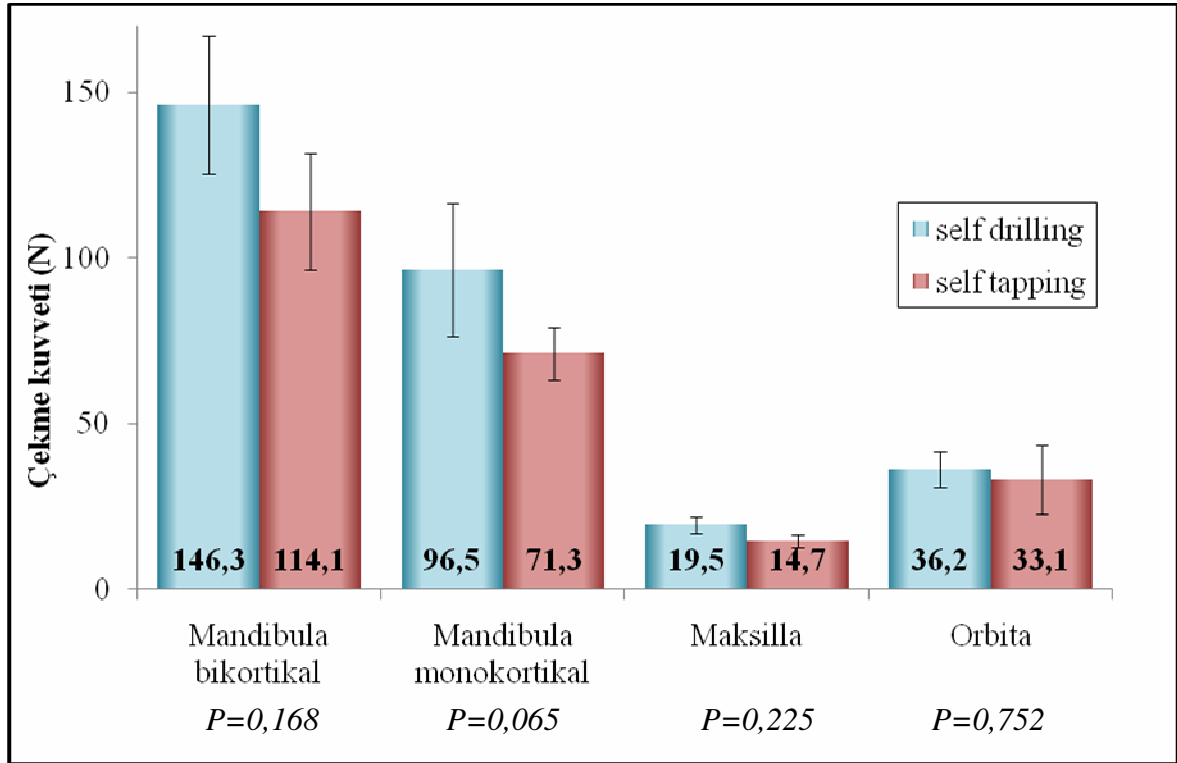
Çekme kuvvetleri arasındaki farkı istatistiksel olarak değerlendirmek için bağımlı t testi yapıldı ve tip I hatayı önlemek için Bonferroni düzetmesi yapıldı ($p < 0,00625$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi). Tüm bölgelerde “self drilling” vidaların tutunma kuvvetleri fazla bulunsada bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (**Tablo 5**).

Tablo 5: İyileşme süreci olmadan hemen sakrifiye edilen grupta (0. hafta) “self drilling” ve self tapping” vidaların tutunma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi.

	Self drilling	Self tapping	p ^a
Mandibula Bikortikal	140,5±36,6	109,2±20,2	0,051
Mandibula Monokortikal	89,1±26,3	68,6±12,3	0,089
Maksilla	16,8±4,7	15,4±3,5	0,616
Orbita	33,3±8,1	29,7±11,4	0,534

a Bağımlı t testi (Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00625$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi).

Altı hafta iyileşme süreci beklenen grupta (6. hafta) “self drilling” ve self tapping” vidaların tutunma kuvvetlerini belirlemek için yapılan çekme testi sonuçlarında da her bölgede “self drilling” vidaların çekme kuvvetleri fazla bulundu (Şekil 28).



Şekil 28: Altıncı hafta grubunda tüm bölgelerde “self drilling” vidaları tutunma kuvvetleri “self tapping” vidalara göre fazla bulundu ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Çekme kuvvetleri arasındaki farkı istatistiksel olarak değerlendirmek için bağımlı t testi yapıldı ve tip I hatayı önlemek için Bonferroni düzetmesi yapıldı ($p < 0,00625$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi). Tüm bölgelerde “self drilling” vidaların tutunma kuvvetleri fazla bulunsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (**Tablo 6**) .

Tablo 6: Altı hafta İyileşme süreci beklenen grupta “self drilling” ve self tapping” vidaların tutunma kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirilmesi.

	Self drilling	Self tapping	p ^a
Mandibula Bikortikal	146,3±42,4	114,1±35,0	0,168
Mandibula Monokortikal	96,5±50,2	71,3±16,0	0,065
Maksilla	19,5±5,0	14,7±4,0	0,225
Orbita	36,2±10,8	33,1±20,7	0,725

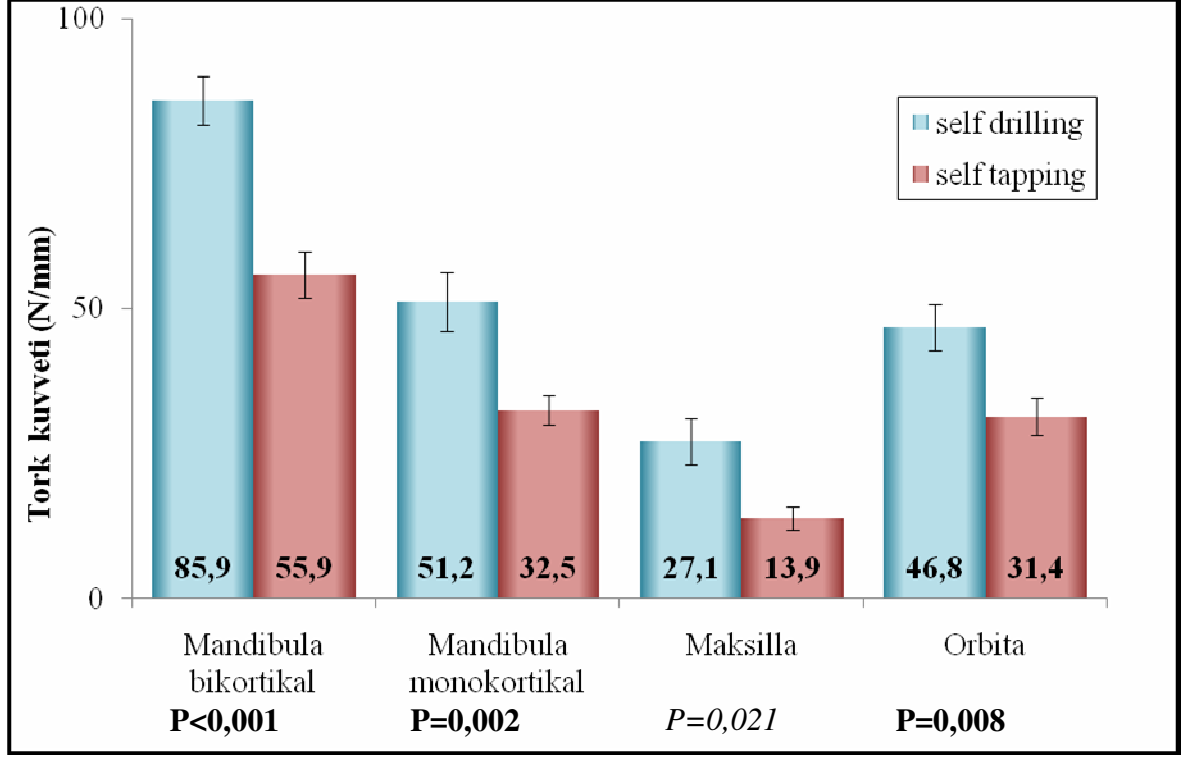
B- GİRİŞ TORK KUVVET BULGULARI

Giriş tork kuvvet ölçümlerini standardize edebilmek için sadece iyileşme süreci beklenmeden kemikleri dışarı alınıp sabitlenen deneklerde uygulandı. (**Tablo 7**)

Tablo 7: Vidaların giriş tork kuvveti değerleri (N/mm) (“Self drilling” vidalar: Grup 1A, 2A, 3A, 4A; “self tapping” vidalar 5A, 6A, 7A, 8A).

Denek	Grup 1A	Grup 2A	Grup 3A	Grup 4A	Grup 5A	Grup 6A	Grup 7A	Grup 8A
1	80,4	53,7	25,2	34,5	50,3	26,7	--	41,1
2	75,9	37,3	22,4	50,6	50,1	38,2	10,9	29,1
3	93,1	58,9	--	51,3	46,1	28,9	11,6	25,2
4	74,7	61,4	15,3	48,7	64,5	34,6	20,1	33
5	96,1	45,1	35,1	38,9	64	36,1	16	27,9
6	94,2	55,1	30,4	49,2	58,4	29,8	16,6	37,7
7	90,1	60,2	35,3	59,2	49,9	37,8	9,8	26,7
8	82,5	38,3	30,1	42,4	63,9	28,1	10,2	30,5
Ort.	85,87	51,25	27,68	46,85	55,9	32,52	13,6	31,4

“Self drilling” ve “self tapping” vidaların giriş tork kuvvetleri ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı. Tüm bölgelerde “self drilling” vidaların giriş tork kuvvetleri “self tapping” vidalara göre fazla bulundu (Şekil 29).



Şekil 29: “Self drilling ” vidaların giriş tork kuvvetleri tüm bölgelerde “self tapping” vidalara göre fazla bulundu ve bu fark maksilla dışındaki bölgelerde istatistiksel olarak anlamlıydı.

İstatistiksel olarak bağımlı t testi yapıldı ve tip I hatayı önlemek için Bonferroni düzetmesi yapıldı ($p < 0,0125$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi). Mandibula bikortikal yerleştirilen 7mm vidalarda **p<0,001**, mandibula monokortikal yerleştirilen 5mm vidalarda **p=0,002**, orbita alt kenarına yerleştirilen vidalarda **p=0,008** hesaplandı ve istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Ancak maksillaya yerleştirilen vidaların giriş tork kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p=0,021$).

Tablo8: “Self drilling” ve “self tapping” vidalar arasında giriş tork düzeylerinin dağılımı

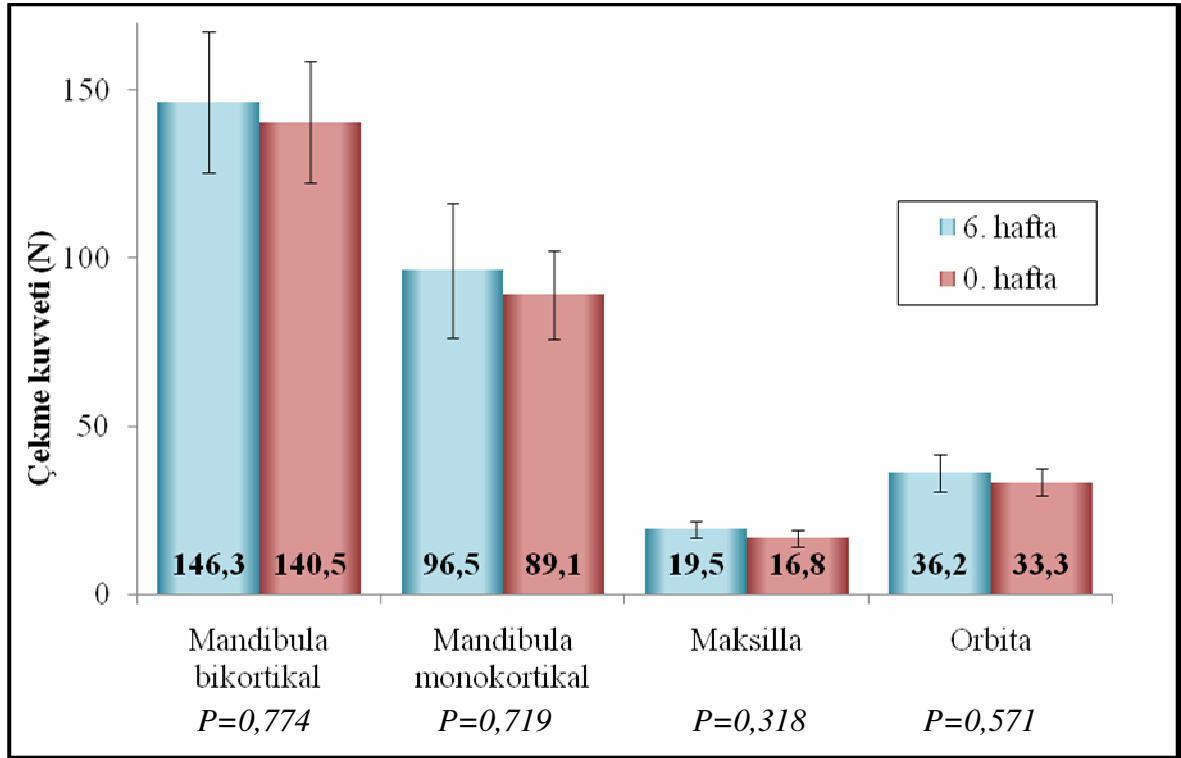
	Self drilling	Self tapping	p^a
Mandibula bikortikal	85.9±8,5	55.9±7,6	<0.001
Mandibula monokortikal	51.2±9,7	32.5±4,6	0.002
Maksilla	28.1±7,8	13.9±4,2	<i>0.021</i>
Orbita	46.8±7,8	31.4±5,5	0.008

a Bağımlı t testi (Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.0125$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi).

BULGULARIN BİRBİRLERİ ÜZERİNE ETKİLERİ

1) İyileşme sürecinin tutunma kuvveti üzerine etkisi

Kemik iyileşmesinin tutunma kuvvetlerine etkisini araştırmak için iyileşme beklenmeyen gruptaki vidaların çekme kuvvetleri ile altı haftalık iyileşme periyodu olan vidaların çekme kuvvetleri kıyaslandı. “Self drilling” vidalar için altı haftalık iyileşme periyodu olan vida çekme kuvvetlerini hepsi iyileşme periyodu beklenmeyen gruptaki vidalara göre daha fazla olarak bulundu (**Şekil 30**). Bağımsız t testi ve tip I hatayı düzeltmek için Bonferroni düzeltmesi yapıldı buna göre $p < 0,00625$ kabul edildi. Ancak tüm bölgelerde görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (**Tablo 9**).



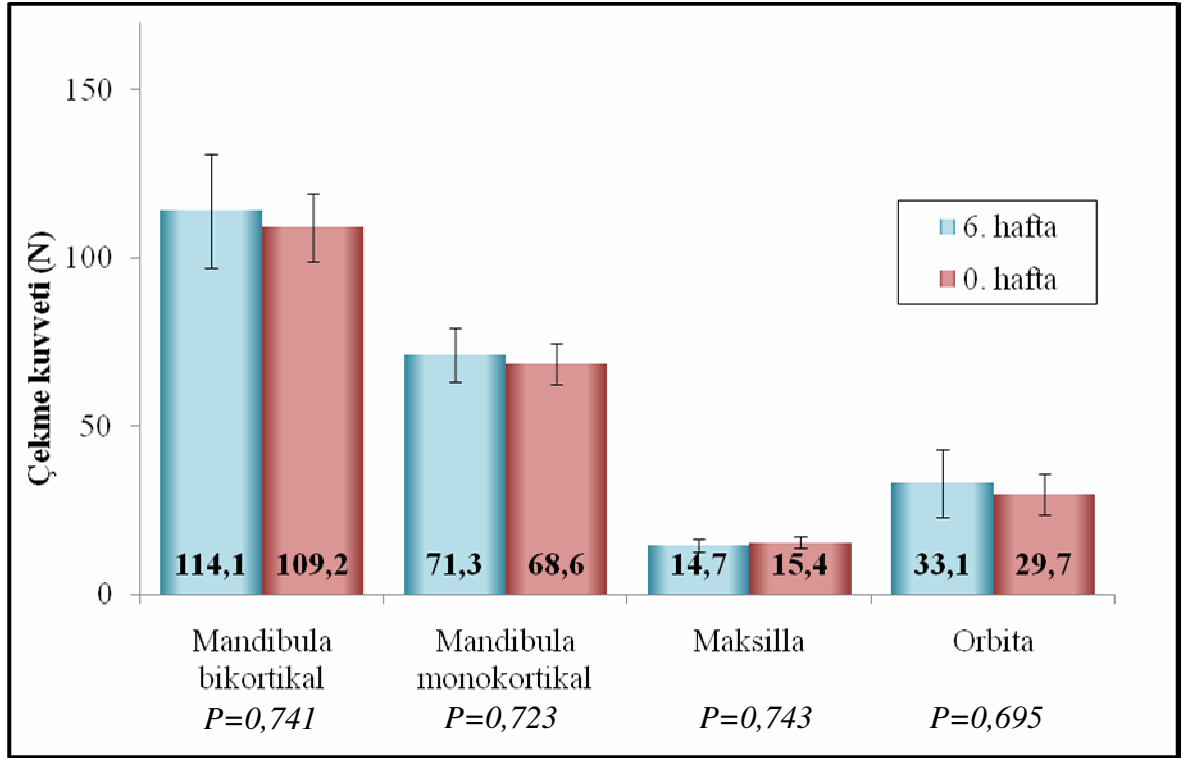
Şekil 30: Tüm bölgelerde “self drilling” vidalar için 6. hafta grubunda çekme kuvvetleri 0. hafta grubuna göre fazla bulunsa da fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Tablo 9: Tüm bölgelerde “self drilling” vidalar için 0. hafta ve 6. hafta çekme testlerindeki farkların istatistiksel değerlendirilmesi.

	0.Hafta	6.Hafta	p ^a
Mandibula bikortikal	140.5±36.6	146.3±42.4	0.774
Mandibula monokortikal	89.1±26.3	96.5±50.2	0.719
Maksilla	16.8±4.7	19.5±5.0	0.318
Orbita	33.3±8.1	36.2±10.8	0.571

a Bağımsız t testi (Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00625$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi)

“Self tapping” vidalar için altı haftalık iyileşme periyodu olan vida çekme kuvvetlerinden mandibula bikortikal, monokortikal ve orbita değerleri iyileşme periyodu beklenmeyen gruptaki vidalara göre daha fazla olarak bulunurken maksillaya yerleştirilen vidalarda çekme kuvvetleri azalmış olarak bulundu (**Şekil 31**). Bağımsız t testi yapıldı ve tip I hatayı düzeltmek için Bonferroni düzeltmesi yapıldı buna göre $p < 0,00625$ kabul edildi. Ancak tüm bölgelerde görülen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (**Tablo 10**).



Şekil 31: Tüm bölgelerde “self tapping” vidalar için 6. hafta grubunda çekme kuvvetleri 0. hafta grubuna göre fazla bulunsa da fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

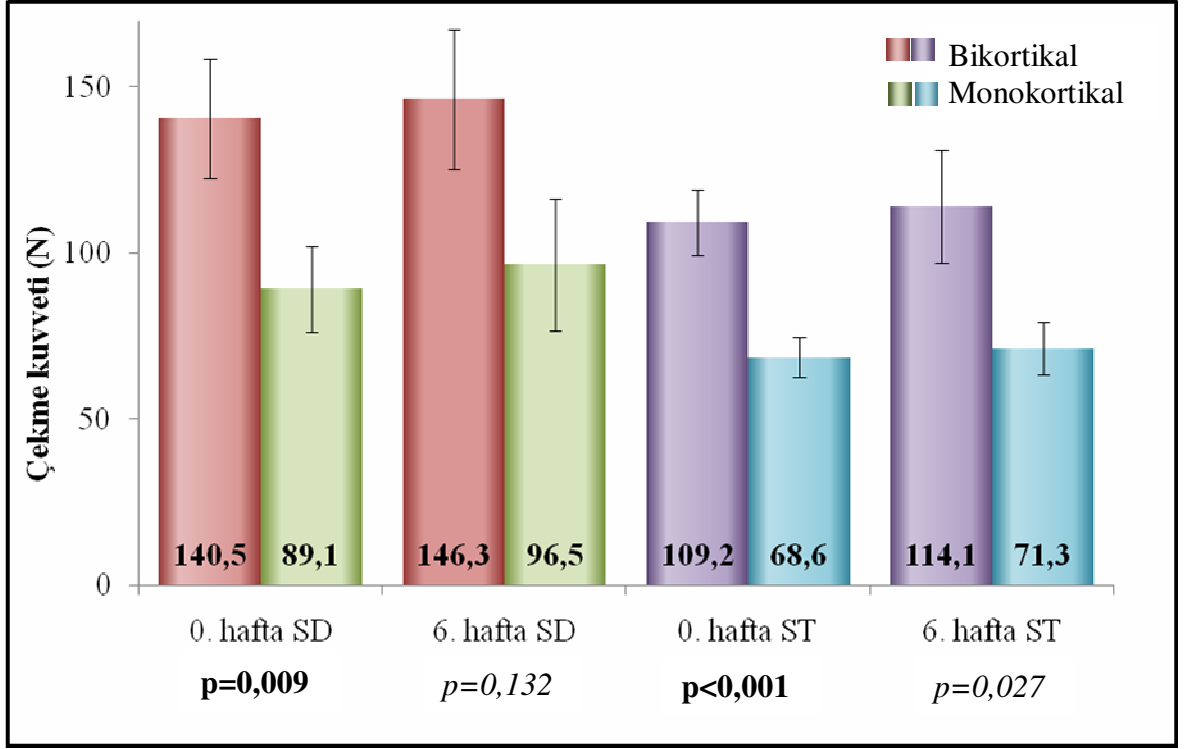
Tablo 10: Tüm bölgelerde “self drilling” vidalar için 0. hafta ve 6. hafta çekme testlerindeki farkların istatistiksel değerlendirilmesi.

	0.Hafta	6.Hafta	p^a
Mandibula bikortikal	109,2±20,2	114,1±35,0	0,741
Mandibula monokortikal	68,6±12,3	71,3±16,0	0,723
Maksilla	15,4±3,5	14,7±4,0	0,743
Orbita	29,7±11,4	33,1±20,7	0,695

a Bağımsız t testi (Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0.00625$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi)

2) Vidanın geçtiği korteks sayısının tutunma kuvveti üzerine etkisi

Mandibulaya yerleştirilen vidaların, bikortikal ya da monokortikal yerleştirilmelerinin tutunma kuvvetlerine etkisini araştırmak için bağımlı t testi yapıldı. Tip I hatayı engellemek için Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi. Tüm vidalar için bikortikal yerleştirilen vidalardaki çekme kuvvetleri monokortikal vidalara göre fazla bulundu. Bu fark iyileşme süresi beklenmeden sakrifiye edilen 0. hafta denekler için de hem “self drilling” vidalarda ($p=0,009$) hem de “self tapping” vidalarda ($p<0,001$) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Ancak altı hafta iyileşme süreci beklenen deneklerde ise bu fark “self drilling” vidalarda ($p=0,132$) ve de “self tapping” vidalarda ($p<0,027$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (**Şekil 32**).

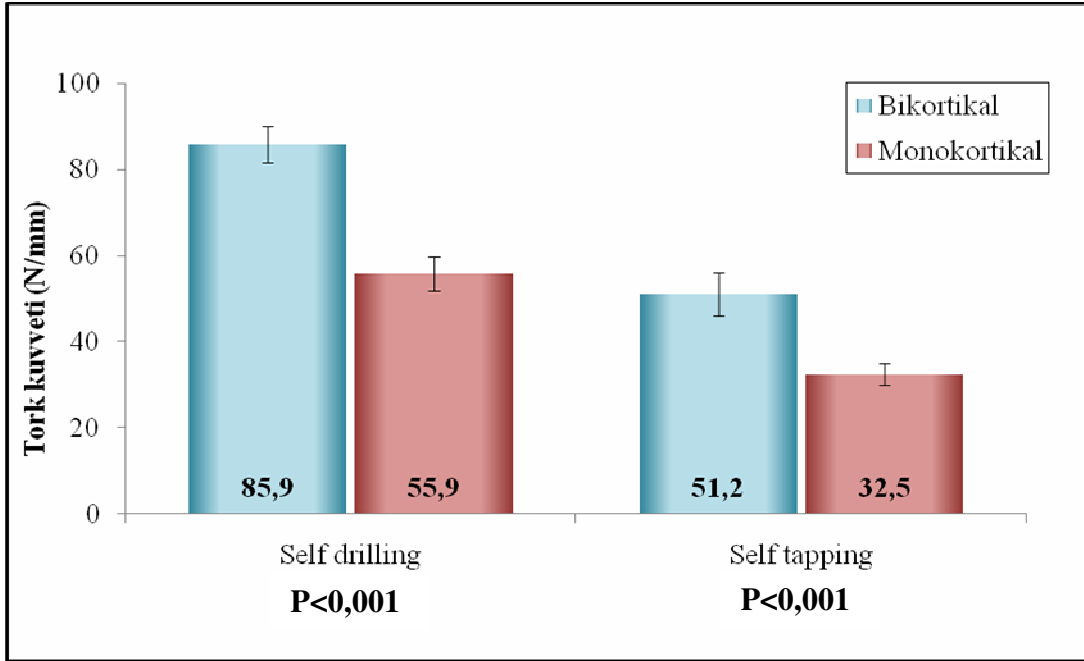


Bağımlı t testi (Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0125$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi).

Şekil 32: Tüm vidalar için bikortikal yerleştirmede bulunan çekme kuvvetleri monokortikal yerleştirmeye göre fazla bulundu. Bu fark iyileşme süresi beklenmeden sakrifiye edilen denekler (0. hafta) için hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalarda istatistiksel olarak anlamlıydı. Ancak altı hafta iyileşme süreci beklenen deneklerde (6. hafta) bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. (SD: “self drilling” ST:“self tapping”)

3) Vidanın geçtiği korteks sayısının tutunma kuvveti üzerine etkisi

Vidaları bikortikal ya da monokortikal yerleştirilmesinin giriş tork kuvvetlerine etkisini araştırmak için bağımlı t testi yapıldı ve Bonferroni düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar anlamlı kabul edildi. Hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalarda bikortikal yerleştirmedeki giriş tork kuvvetleri monokortikal yerleştirmeye göre fazla bulundu(**Şekil 33**). Her iki gruptaki bu fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0,001$) (**Tablo 11**).



Şekil 33: Hem “Self drilling” hem de “self tapping”, bikortikal vidaların giriş tork kuvvetleri monokortikal vidalara göre fazla bulundu. Fark istatistiksel olarak anlamlıydı.

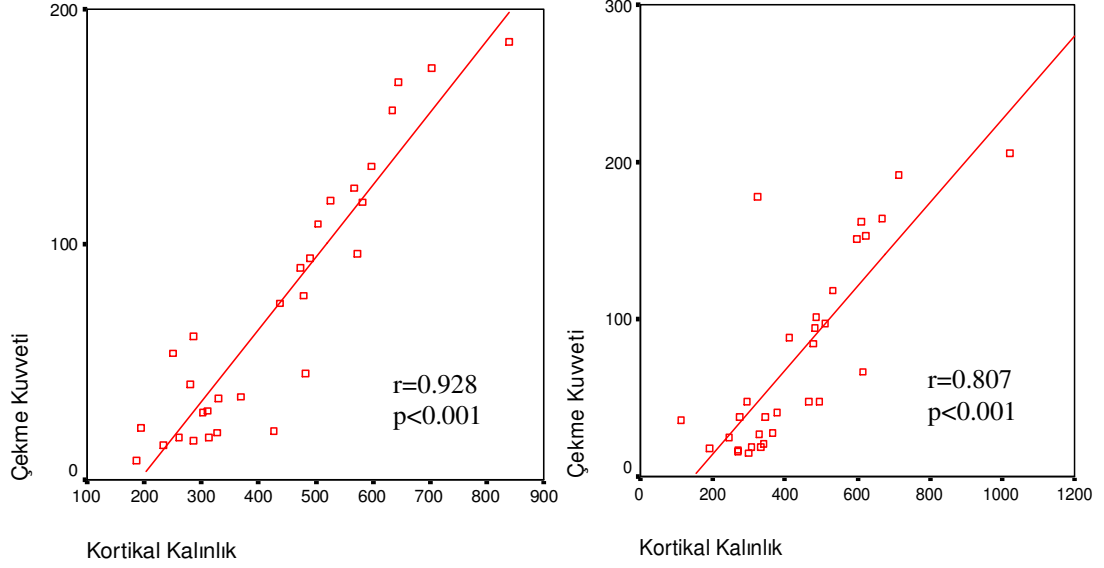
Tablo 11: “Self drilling” ve “self tapping” vidalar içerisinde bikortikal ve monokortikal yerleştirme arasında giriş tork kuvvetlerinin dağılımı.

	Bikortikal	Monokortikal	p ^a
Self drilling	85.9±8.5	51.2±9.7	<0.001
Self tapping	55.9±7.6	32.5±4.6	<0.001

4) Kortikal kalınlık ile çekme kuvvetleri arasındaki ilişki

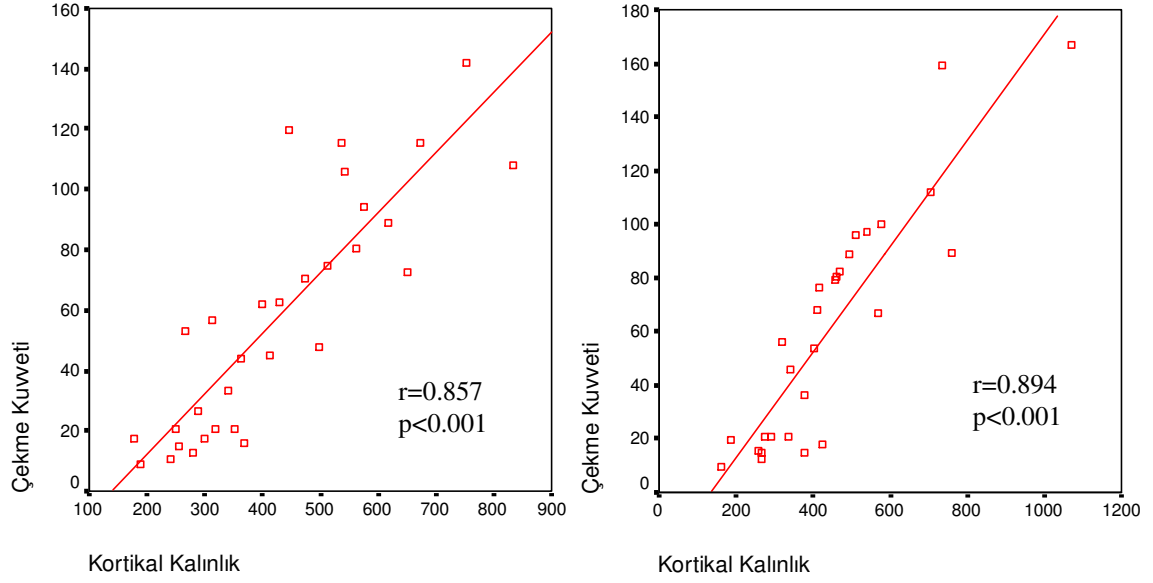
Kortikal kalınlık artışı ile vida çekme kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkinin büyüklüğü Pearson’un “r” katsayısı ve önemlilik düzeyi hesaplanarak incelendi. $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. “Self drilling” vidalar için hem iyileşme süreci beklenmeyen hem de altı hafta iyileşme süreci beklenen gruplarda kortikal kemik kalınlığı artışı ile giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal ilişki bulundu. İyileşme beklenmeyen

gruplarda $p<0,001$, $r=0,928$; altı hafta iyileşme beklenen gruplarda ise $p<0,001$, $r=0,807$ olarak hesaplandı (Şekil 34).



Şekil 34: “Self drilling” vidalar için iyileşme süreci beklenmeyen 0. hafta (sol) ve altı hafta iyileşme süreci beklenen 6. hafta (sağ) gruplarda kortikal kemik kalınlığı ile giriş tork kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafikleri.

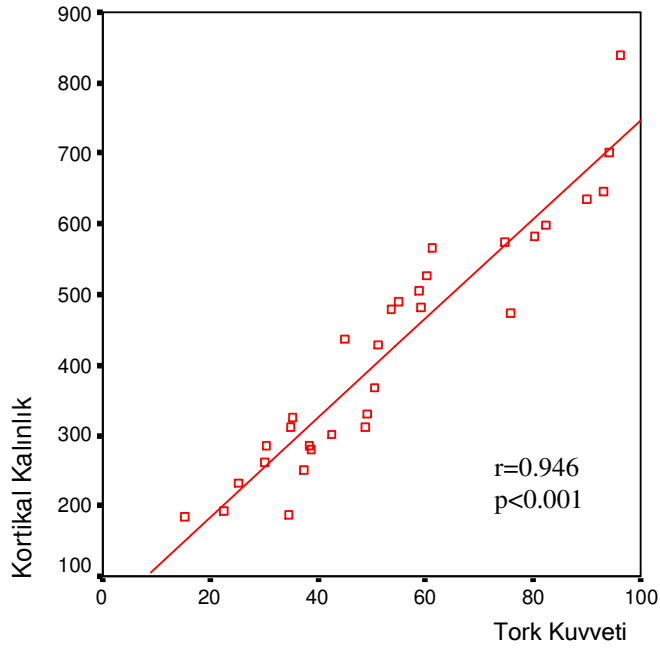
“Self tapping” vidalar için de hem iyileşme süreci beklenmeyen hem de altı hafta iyileşme süreci beklenen gruplarda kortikal kemik kalınlığı artışı ile giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal ilişki bulundu. İyileşme beklenmeyen gruplarda $p<0,001$, $r=0,857$; altı hafta iyileşme beklenen gruplarda ise $p<0,001$, $r=0,894$ olarak hesaplandı (Şekil 35).



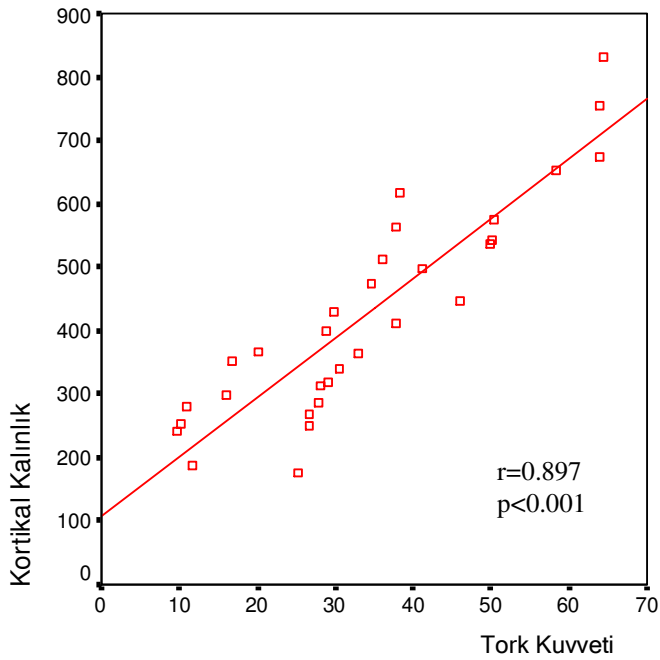
Şekil 35: “Self tapping” vidalar için iyileşme süreci beklenmeyen 0. hafta (sol) ve altı hafta iyileşme süreci beklenen 6. hafta (sağ) gruplarda kortikal kemik kalınlığı ile giriş tork kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafikleri.

5) Kortikal kalınlık ile giriş tork kuvvetleri arasındaki ilişki

Kortikal kalınlık artışı ile vida giriş tork kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkinin büyüklüğü Pearson’un “r” katsayısı ve önemlilik düzeyi hesaplanarak incelendi. $p<0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalar için kortikal kemik kalınlığı artışı ile giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal ilişki bulundu. “Self drilling” vidalarda $p<0,001$, $r=0,946$; “self tapping vidalarda ise $p<0,001$, $r=0,897$ olarak hesaplandı (Şekil 36 ve 37).



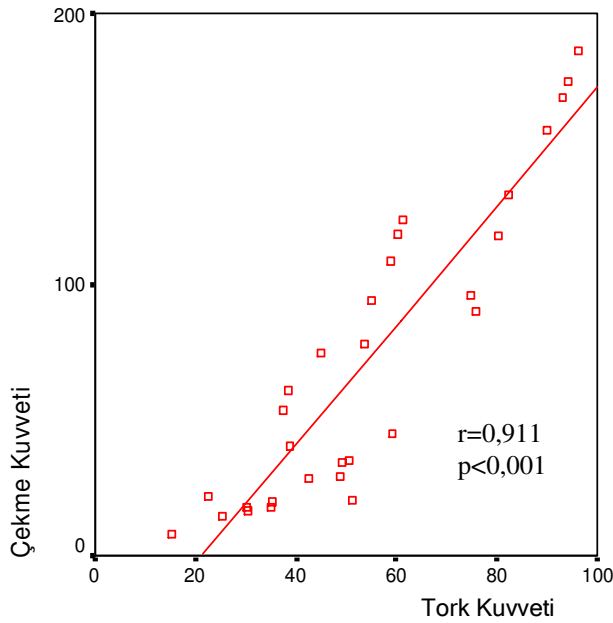
Şekil 36: “Self drilling” vida kullanılan grup içerisinde giriş tork kuvveti ve kortikal kalınlık arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafiği.



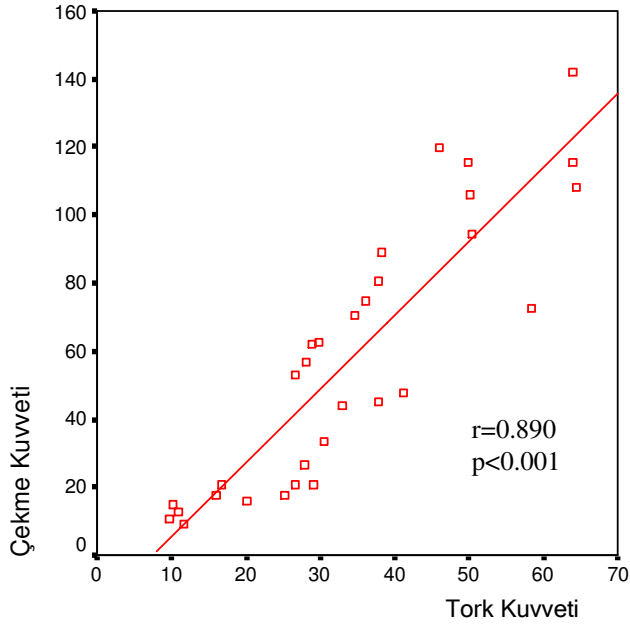
Şekil 37: “Self tapping” vida kullanılan gruplar içerisinde giriş tork kuvveti ve kortikal kalınlık arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafiği.

6) Giriş tork kuvvetleri ile çekme kuvvetleri arasındaki ilişki

Vidaların giriş tork kuvvetleri ile vida tutunma kuvvetleri arasında ilişkiyi değerlendirmek için Pearson'un “r” katsayısı ve önemlilik düzeyi hesaplandı $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalar için giriş tork kuvveti artışı ile çekme kuvvetleri arasında doğrusal ilişki bulundu. “Self drilling” vidalarda $p < 0,001$, $r = 0,928$; “self tapping” vidalarda ise $p < 0,001$, $r = 0,857$ olarak hesaplandı. (Şekil 38 ve 39)



Şekil 38: “Self drilling” vida kullanılan gruplar içerisinde giriş tork kuvveti ve çekme kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafiği.



Şekil 39: “Self Tapping” vida kullanılan gruplar içerisinde giriş tork kuvveti ve çekme kuvvetleri arasındaki doğrusal ilişkiyi gösteren saçılım grafiği.

TARTIŞMA VE SONUÇ

Maksillofasiyal bölge travmaları ve ortognatik cerrahi sonrası oluşan kemik parçaların tespiti için günümüzde en sık kullanılan yöntem açık redüksiyon ve plak vida sistemleri ile internal fiksasyondur.^{5, 11, 51, 73, 74, 79, 91} Antibiyotiklerin kullanıma girmesiyle kırık tedavisinde eksternal fiksasyon yöntemlerinin yerini cerrahi açık redüksiyonlar almıştır. Maksillofasiyal alanda internal fiksasyon ilk olarak 1847 yılında Buck tarafından bir mandibula kırığının interosseöz telleme ile tedavisi olarak bildirilmiştir.²⁸ Osteosentez terimi 1907 yılında Lambotte tarafından ortaya atılmışsa da kırık parçaların açık redüksiyonu ve plak vida sistemleri ile fiksasyonu ilk defa 1886 da Hansmann tarafından tariflenmiştir.⁹¹ 1950’li yıllarda plak ve vida sistemlerindeki gelişmeler oldukça hızlanmıştır. Maksillofasiyal alanda plakların kullanımı 1945 yılında Christiansen tarafından tanımlanmıştır.²⁸ 1959 da Roosth tarafından ilk kompresyon plakları tanımlanırken bu sistem “AO/ASIF” tarafından geliştirilip dinamik kompresyon plakları kullanıma girmiştir.^{5, 73, 91} 1970 yıllarının başına kadar maksillofasiyal alanda ortopedik plak vida sistemleri kullanılmaktaydı. 1968 de Luhr, 1970 de ise Btons tarafından mini plak ve vida sistemleri maksillofasiyal kırık onarımı için kullanılmıştır. 1970 başlarında “AO/ASIF” tarafından maksillofasiyal plak vida sistemleri alanında çalışmalar yoğunlaşmıştır. 1986 Champy tarafından mikro plak sistemlerinin maksillofasiyal alanda kullanımı tariflenmiştir.⁷⁹ 1999 da Gutwald, 2002 de ise Ellis ve Graham’ın çalışmalarıyla kilitli mini plak sistemleri geliştirilmiştir.^{5, 91}

İlk kullanılan plak vida sistemleri gümüş, alüminyum, çelik ya da krom kaplama çelik maddelerden oluşmaktaydı. 1893 yılında Sir William A. Lane tarafından iyileşme sürecinde kullanılan metallerde oluşan korozyon belirlendi. Metalozis, korozyon, plaklarda kırılma ve

vida kayıpları birçok çalışmada ele alınınca paslanmaz çelik alaşımları ve 1920 vitalyum olarak adlandırılan alaşım kullanılmaya başladı. Fiksasyon için kullanılan ideal materyal kuvvetli, kırılğan olmayan ve bükülebilir yapıda olmalıdır.^{5, 10, 73, 79} Ayrıca biyo-uyumlu, uygun yüzey teması gösteren bir materyal olmalıdır.¹⁰ 1960 da ise saf titanyum ve titanyum alaşımları kullanılmaya başladı ve halen titanyum internal fiksasyonda en çok kullanılan metal olarak yerini korumaktadır.⁵⁵

İlk kullanılan vidalar 1841 İngiliz standartları 1864 de ve Amerikan standartlarının kabul ettiği standart üretim gerçekleştirilen medikal saha için özelleşmemiş materyallerdi. Bu vidalar konik yuvarlak başlı ve baş alt kısmı düz olan vidalardan oluşmaktaydı. Gelişen teknoloji ile medikal kullanım için vida üretimi de çeşitlilik gösterdi. Maksillofasiyal alanda kullanılan 2,7mm ve 2,0mm vidalar 1960 ortalarında Luhr tarafından tariflenmiştir.²⁸ Günümüzde medikal kullanım için tasarlanan vidalar İngiliz ve Amerikan standartları enstitüleri ve ISO standartları koşulları ile üretilmektedir. Klasik “pre-tapped” vidalardan sonra 1922 de Sherman tarafından yiv açmayı gerektirmeyen “self-tapping” vidalar geliştirildi ve günümüzde bu vidalar internal fiksasyonun vazgeçilmez elamanları olarak yerlerini almışlardır.^{74, 80, 91, 115} Self-drilling vidalar drill kullanmadan kemiğe kendi giren vidalardır ve ilk defa 1992 de maksillofasiyal bölgede elektrik motorlu tornavida yardımı ile Ducours tarafından kullanılmıştır.^{27, 45} 1996 da Heidemann ve 1998 de Guntermann elektrik motorlu tornavida olmadan el tornavidası ile kullanımını bildirmişlerdir.⁴⁵

Maksillofasiyal kemik fiksasyonunda temel prensip iyileşme süreci boyunca kırık parçalar arasında hareketi önlemektir. Bu amaç için kullanılan vidalar internal fiksasyonun en temel elemanlarıdır. Doğru vida kullanımı kırık ya da osteotomi hattının sabitliğini korumada plak seçiminden de daha önemlidir. Fiksasyon yapılacak bölgedeki kemiklerin

anatomik yapıları ve kalınlıkları ayrıca kırığın şekli seçilecek vidanın boyutlarını ve şeklini belirlemede en önemli faktörlerdir.^{28, 56}

Literatür incelendiğinde halen maksillofasiyal alanda vida kullanımı ile ilgili kesin endikasyonlar bulunmamaktadır. Bu çalışmada günümüzde en çok kullanılan “self-tapping ve “self-drilling” vidaların maksillofasiyal bölgedeki farklı kemikler üzerinde kullanımlarının birbirlerine göre farklarını araştırmayı planladık.

Bu amaç doğrultusunda şu soruların yanıtlarını aradık:

- 1) “Self-tapping” ve “self-drilling vidaların farklı maksillofasiyal kemiklerde yerleştirme sırasında giriş tork değerlerinin farkı var mıdır?
- 2) Bu iki vida çeşidinin farklı maksillofasiyal kemiklerde tutunma kuvvetleri arasında fark var mıdır?
- 3) Kemik iyileşme sürecinde bu iki farklı vidanın tutunma kuvvetleri etkilenmekte midir?

Kemik kırık fiksasyon biyomekaniği üzerine ortopedik cerrahi, omurga cerrahisi, maksillofasiyal cerrahi alanlarında birçok çalışma yapılmıştır.^{14, 44, 53, 77, 87, 88, 90, 91, 97, 102, 105, 111,}

¹¹⁸ Mini vidaların diş hekimliğinde kullanıma başlamasıyla vida özellikleri ile çalışma çeşitlilikleri artış göstermiştir. Özellikle son 20 yılda yüz travmaları sonrası mini ve mikro plak vida sistemlerinin kullanımı en sık tercih edilen yöntem halini almıştır.^{5, 7, 11, 27, 28, 44, 73, 79}

Bu nedenle ideal fiksasyon yöntemlerini belirlemek için yapılan biyomekanik çalışma sayısı da artış göstermektedir.

Vidalar birer bağlantı elemanı olduğu için yapılan çalışmalarda temel değerlendirme prensibi olarak vida tutunma kuvvetlerinin belirlenmesi ve bunu etkileyen faktörler üzerinde durulmaktadır. Vida tutunma kuvvetlerini belirlemek için çekme testleri yapılarak vida

sıyırma kuvvetleri ortaya konulmaktadır.^{4, 14, 18, 34, 46, 53, 57, 65, 74, 76, 90} Çekme testlerinde elde edilen sonuçların vida eğilme kuvvetleri ve makaslama kuvvetlerinden etkilenmesini ve vida bükülme kuvvetlerini önlemek için açılı çekmeler yerine tek yönlü aksiyel çekmenin yapıldığı çalışmalar literatürde daha fazladır. Bu çalışmada da çalışmayı standardize edebilmek amaçlı çekme testlerinde tek yönlü aksiyel kuvvet uygulandı.

Vida mekanik testleri için birçok farklı materyal kullanılmıştır. Polivinil klorür (PVC)^{88, 104}, ısı ile sertleştirilen fenolik reçine⁷⁶ ve poliüretan^{4, 48, 98} kullanılan sentetik materyallerin başında gelmektedirler. Sentetik maddeler kortikal kemik ve kansellöz kemik yoğunluklarına uygun olarak iki farklı yoğunlukta hazırlanabilir ve normal bir kemiği taklit edebilecek yapı elde edilebilir. Sentetik materyal kullanımı ile mekanik testleri etkileyecek kemiğe bağlı faktörler standart hale getirilebilir.²⁰ Bu materyallerin elde edilişi, saklanması kolaydır¹⁰⁴ ve standart kemik yoğunluğu kullanmak mümkündür. Ancak bu materyallerle çalışıldığında kemik iyileşmesinin etkisini araştırmak mümkün olmamaktadır. Biyomekanik çalışmalar için kullanılan organik örnekler çeşitlilik göstermektedir. Hayvan deneylerinde köpek çene kemiği,^{53, 54, 61} insan mandibulasına benzerliği nedeniyle sığır femur başı,^{4, 43, 62, 83, 113} kalınlığı 3mm olduğu ve insan orta yüz kemik özelliklerine benzemesi nedeniyle domuz frontal sinüsü,^{45, 46, 47} domuz kostası ve yüz kemikleri^{13, 14, 39, 105} ve tavşan çene kemiği kullanılmıştır.^{33, 71} Ayrıca özellikle vertebra çalışmalarında insan kadavrası sıklıkla tercih edilmektedir.^{50, 101} Gelişen teknoloji ile birlikte son çalışmalarda bilgisayar destekli üç boyutlu sonlu element modelleri de tercih edilmektedir.^{17, 117} Bilgisayar modellerinde standart kemikler üzerinde çalışma yapılmakta ancak yine iyileşmeye bağlı etkiler değerlendirilememektedir. Bu çalışmamızda iyileşme sürecinin tutunma kuvvetlerine etkisini değerlendirmek amaçlı hayvan modeli tercih ettik. Aynı denek üzerinde farklı anatomik özellikler sahip olan mandibula maksilla ve orbita üzerinde çalışma kolaylığı sağlanması,

denekler üzerinde cerrahi işlem kolaylığı ve de çift taraflı çalışma olanağı sağlaması nedeniyle bu araştırmada tavşan kafa kemikleriyle çalışmayı uygun bulduk.

İyileşme sürecinin etkinliğini belirleyebilmek için denekler 6 haftalık iyileşme sürecinden sonra sakrifiye edildi. Yapılan bir çalışmada histolojik incelemede vida yerleştirildikten 2 hafta sonra vida dişleri arasında nekrotik kemik bulunmaktayken 6. haftada burada yeni Havers kanalları ve yeni kemik oluşumu izlendiği gösterilmiştir.²⁶ Zhang ve arkadaşları tarafından yapılan bir araştırmada da kemik iyileşmesine bağlı vida etrafı kemik oluşumu ve kemik vida temasının 6-12 haftalar arasında başladığı belirtilmiştir.¹¹⁷ İn vivo çalışmalarda vida tutunma kuvvetlerinin 6. haftada 1,5 ile 1,9 kat arttığı 12. haftada ise bu artışın 1,2 ile 1,6 kat olduğu gösterilmiştir.⁹³ Çekme kuvvetlerinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda yine iyileşme zamanı olarak 6 hafta tercih edilmiştir⁵⁴ Tüm bu literatür bilgilerine dayanarak bu çalışmada iyileşme sürecini 6 hafta olarak belirledik.

Denekler sakrifiye edildikten sonra örneklerin çekme testi yapılacak döneme kadar, kemiklerin bekletilme koşulları ve sürelerinin test sonuçlarını etkilediğine dair çalışmalar mevcuttur. Saklama solüsyonu olarak serum fizyolojik önerilmektedir.^{82, 85} Roe ve arkadaşları test kemiklerinin -20C° ısıda 1 hafta bekletmenin çekme test sonuçlarında anlamlı fark yaratmadığını öne sürmüşler bir başka çalışmada da sürenin dört ya da altı haftaya uzaması halinde vida tutunma kuvvetlerin azaldığı bildirilmiştir.⁸⁵ Bazı çalışmalarda bekleme süresi bir gün^{53, 54} ya da iki gün^{13, 14} olarak belirlenmiştir. Bu çalışmamızda örneklerin çekme testi yapmadan önce bekleme süresi 30 dakikadır ve solüsyon olarak serum fizyolojik kullanılmıştır. Literatür ile kıyaslandığında bu oldukça kısa bir süre olarak karşımıza çıkmaktadır ve sonuçların güvenilirliğine katkısının oldukça fazla olduğunu düşünüyoruz.

Vida tutunma kuvvetlerini etkileyen faktörlere yönelik literatürde birçok çalışma mevcuttur, bunları vidaya bağlı faktörler ve kemiğe bağlı faktörler olarak ikiye ayırabiliriz.

Vidaya bağı faktörler; vida merkez çapı ve dış çapı,^{4, 14, 18, 24, 93, 95, 96, 105, 113, 117} vida dişinin uzunluğu,^{4, 24, 41, 74} vida diş geometrisi,⁴² vida boyu,^{18, 50, 63, 117} vida ucunun şekli,¹¹² yerleştirme sırasındaki tork kuvvetleri,^{50, 84, 86} yerleştirme teknikleri⁴⁹ ve giriş deliği boyutu,^{35,38,46} olarak belirlenmiş. Vidanın yerleştirildiği kemiğe bağı faktörler ise kemik mineral yoğunluğu,^{50, 86, 97} kemik kalınlığı,^{21, 22, 62, 68, 102} kemiğin anatomik ve üç boyutlu yapısı, vida kemik temas yüzeyi ve kemik iyileşmesinin etkisi, olarak karşımıza çıkmaktadır.^{3, 54, 62, 81, 93, 95}

Vidaya bağı faktörler “primer stabilite” olarak isimlendirilen yerleştirmeden hemen sonraki tutunma kuvvetini belirlerler. Bu faktörlerden en önemlisi vida çapıdır.^{24, 79, 80, 92, 99} Vida çapı arttıkça vida tutunma kuvveti artış göstermektedir. Boyle tarafından domuz kostası üzerinde yapılan bir çalışmada da 1,6mm vidalardaki tutunma kuvvetinin 1,5mm vidalara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir.¹⁴ Bununla birlikte başka bir çalışmada ince kortikal kemiklerde dış çapın 2,0mm den fazla olmasının vida stabilitesine etkilemediği gösterilmiştir.¹¹¹ Phillips ve Rahn 3 mm den kalın olmayan kemiklerde 2,7mm ve 2,0mm vidaların tutunma kuvvetleri arasında anlamlı fark olmadığını; ancak 3mm üzerinde kalınlığı olan kemiklerde 2,7mm vidaların tutunma kuvvetlerinin anlamlı olarak arttığını belirtmişlerdir.⁸³ On üç farklı vida ile yapılan bir başka biyomekanik çalışmada da vida dış çapının artması ile tutunma kuvvetlerinin arttığı gösterilmiştir.¹¹³ Hem poliüretan hem de sığır kemiğinde sekiz farklı vida ile yapılan başka bir çalışmada da dış çap artışı ile vida tutunma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir.³⁷ Zhang ve arkadaşları da tutunma kuvvetlerini etkileyen en önemli etkenin dış çap olduğunu belirlemişlerdir.¹¹⁷ Bu çalışmamızda kullandığımız “self-tapping” ve “self-drilling” tüm vidaların çapları 2,0mm olarak seçildi. Standart kalınlıkta seçilen vida çapları ile vida tutunma kuvvetlerinin vida çapı değişkeninden etkilenmesi önlenmiş oldu.

Vida tutunma kuvvetini etkileyen diğer bir faktör vida dış çapının merkez çapa oranıdır ve bu oran ile oluşan vida dış uzunluğudur. Bu oranın artışı merkez çap sabit iken dış çap artışı ya da dış çap sabitken merkez çapının azaltılması yöntemleriyle iki şekilde sağlanabilir. Bu orandaki artış vidanın kemiğe tutunma kuvvetini arttırmaktadır.²⁴ Asnis ve ark. tarafından sentetik materyal kullanılarak yapılan bir çalışmada dış çap sabitken merkez çapın küçültülmesi ile vida dış uzunluğu arttırıldığında kuvvetlerin arttığı gösterilmiştir.⁴ Halsey ve ark. yine kansellöz kemik vidaları ile yaptığı çalışmada merkez çapının 1mm küçültülmesiyle tutunma kuvvetlerinde artış elde edilmiştir.⁴¹ Özellikle trabeküler kemikte tutunma kuvvetini arttırmak amaçlı kansellöz kemik vidaları merkez çapı küçük dış çapı büyük ve dış boyu uzun olarak üretilmektedir.^{101, 104} Mischkowski ve ark. da dış uzunluğu fazla olan vidaların kısa olan vidalara göre aksiyel çekme kuvvetlerinin fazla olduğunu göstermişlerdir.⁷⁴ Bizim çalışmamızda kullanılan tüm vidaların dış çap merkez çap oranları aynı olacak şekilde seçilmiştir. Bu şekilde tüm vidaların dış uzunluklarının sabit tutulması ile çalışma sonuçlarına etkisini ortadan kaldırdık.

Kullanılan vidanın uzunluğu vida tutunma kuvvetlerini etkileyen bir başka faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Vida uzunluğunun artması dolayısı ile kemik içinde kat edilen mesafe artışı ile tutunma kuvvetleri artmaktadır. Vida uzunluğu arttıkça kemiğin içindeki vida dış sayısı da artmaktadır. Bir çalışmada vidanın tamamen ve kısmi olarak kemik içine yerleştirilmesi ile tutunma kuvvetleri kıyaslanmıştır. Kısmi yerleştirilen vidada tüm dişleri kemiğe yerleştirilen vidaya göre tutunma kuvvetinin %18 azaldığı gösterilmiştir.⁷⁶ Hitchon tarafından “self tapping” ve self drilling” vidaları karşılaştırılmak için yapılan çalışmada vida tiplerinin çekme kuvvetlerini etkilenmediği ancak vida boyu ile değiştiği gösterilmiştir. Bu çalışmada 12, 14 ve 16 mm vidalar kullanılmış ve vida boyu arttıkça çekme kuvvetlerinin

anlamlı olarak arttığı gösterilmiştir.⁵⁰ Conrad vertebrada yaptığı çalışmada “self-drilling” ve self-tapping” vidaların çekme kuvvetleri arasında fark bulamazken vida boyunun artması ile çekme kuvvetlerinin arttığını belirtmiştir.²⁰ Yapılan bir çalışmada maksillofasiyal kırık fiksasyonlar için monokortikal fiksasyonda 2mm dış çaplı vidalarda 7mm den uzun vida kullanımının ekstra tutunma kuvveti sağlamadığı belirtilmiştir.⁸⁸ Bizim çalışmamızda sadece bikortikal olarak yerleştirilen vidaların uzunluğu diğerlerine göre uzun tutuldu. Maksilla, orbita ve mandibulada monokortikal yerleştirilen vida boyutları 5mm olarak belirlendi. Bu sayede aynı uzunlukta kullanılan vidaların, vida tipine göre yerleştirildikleri farklı anatomik bölgelerdeki çekme kuvveleri değerlendirildi.

Vida uzunluğu ile birlikte incelenebilecek ve tutunma kuvvetlerine etkisi olabilen diğer bir etken vida adım mesafesidir. Vida adım mesafeleri kısaltılarak vida üzerindeki diş sayısı arttırılabilir. Vida üzerinde diş sayısının artışı tutunma kuvvetlerini arttırmaktadır.⁴² Gausepohl ve ark. yaptığı bir çalışmada vida adım mesafesi kısa olan vidaların, uzun olan vidalara göre daha fazla tutunma kuvveti sağladığını bildirmiştir.³⁷ Başka bir çalışmada da kemik içinde ilerleyen vida gövdesindeki diş sayısındaki artışın tutunma kuvvetini arttırdığı bildirilmiştir.¹¹⁷ Bu çalışmada, vida tutunma kuvvetini belirleyen en önemli faktörün dış çap (majör çap) olduğu bundan sonra da adım mesafesi ve iç çapın önemli olduğu bildirilmiş ve vida majör çapındaki artış ile minör çap ve vida adım mesafesindeki azalmanın tutunma kuvvetini arttırdığına değinilmiştir.¹¹⁷ You ve ark. tarafından 13 farklı vida ile yapılan bir biyomekanik çalışmada da vida dış çapının artması ve vida adım mesafesinin azalması ile vida tutunma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir.¹¹³ Sentetik materyal kullanılarak yapılan bir çalışmada da kansellöz vidalarda, vida adım mesafesini azaltılarak vida üzerindeki diş sayısının arttırılması ile vida tutunma kuvvetlerinin arttığı gösterilmiştir.⁴ Bizim çalışmamızda

kullanılan tüm vidaların adım mesafeleri 1mm olacak şekilde belirlenerek çekme testlerinin adım mesafesinden etkilenmesi önlenmiş oldu.

Tutunma kuvvetlerine etkili olan diğer bir vida özelliği vida uç tipidir. “Self tapping” ve “self drilling” vidaların ucunda vidanın ilerlemesini kolaylaştırmak ve vida önünde biriken kemik parçacıkların dışarı atmak için kesici oluklar bulunmaktadır. Kesici oğlun bulunduğu bölgede vida dişleri devamlılık göstermez. Vida ucu kesici oluğu tipi için yapılan bir çalışmada kesici oluk bulunmayan yani vida dişlerinin devamlı olduğu küt uçlu vidalara kıyasla kesici oluğu bulunan vidaların tutunma kuvvetlerinin %17 ile %33 arası azaldığı gösterilmiştir.^{62, 83, 113} Bu nedenle tutunma kuvvetini arttırmak için vida uç kısmının kemik dışına taşması gerekmektedir. Ortopedik cerrahi ve el cerrahisinde kullanılan vidalarda ucu iletilmesi kesici oluğun kemik altı tendon ve nörovasküler yapılara zarar vermesine neden olabilir. Maksillofasiyal cerrahide ise “medial ve lateral buttressların” arkasında maksiler sinüs boşluğu bulunduğundan vida ucunun kemik arkasından çıkması problem yaratmamaktadır.⁸³ Vida ucundaki kesici yivin kısa olması ucu yumuşak doku hasarı yaratması ihtimalini azaltırken giriş tork kuvvetini arttırmaktadır.⁶² Ayrıca kesici oluk sayısı her vidada değişim göstermektedir, sıklıkla 2 oluklu 3 oluklu vidalar kullanılmaktadır. Evans ve ark. vida ucu kesici oluk sayısındaki artışın giriş tork kuvvetlerini azalttığını ve çekme kuvvetlerini arttırdığını göstermişlerdir.³² Bizim çalışmamızda kullandığımız tüm vidalardaki kesici oluk sayısı ve uzunlukları biyomekanik testleri etkilememeleri için sabit olarak seçilmiştir.

Tornavidanın oturduğu vida başının tipi çeşitlilik göstermektedir. Vida başı tiplerini kıyaslayan bir çalışmada özellikle 3 ve 4 mm kalınlıktaki kemiklere yerleştirilen vidalarda vida başı “kare” ve “tek düz oluklu” dizayn vidalarda tornavidanın vidadan sıyrılıp başı deforme etme oranının fazla olduğu “Philips” (yıldız) ve “haç (+) tip” dizayn vidalarda bu

problemin daha az olduğuna değinilmiştir.¹¹³ Bizim çalışmada kullanılan tüm vidaların başları maksillofasiyal alanda en çok tercih edilen “Philips” (yıldız) dizayn olarak tercih edilmiştir ve çalışma boyunca hiçbir vida başından tornavida sıyrılması veya vida baş da deformasyonu oluşmamıştır.

Vida profili tutunma kuvvetlerini etkileyen vidaya bağlı faktörlerden bir diğeridir. Foley ve arkadaşları tarafından 2 mm dış çaplı diş profilleri farklı olan vidalarla yapılan bir çalışmada diş profilinin vida tutunma kuvvetinin etkilemediği gösterilmiştir.³⁴ Bizim çalışmamızda tüm vida profilleri maksillofasiyal alanda en çok tercih edilen profil olan “buttress profil” olarak seçildi.

Vida tipi tutunma kuvvetlerini etkileyen önemli bir başka faktördür. Vida yerleştirildikten hemen sonra fiksasyonun mekanik stabilitesi kemik ve vida yüzey ilişkisine bağlıdır.^{25, 67} Bu nedenle vida kemik temas yüzeyinin fazla olması vida tutunma kuvvetlerini arttırmaktadır.⁶⁷ Kemik vida arası temasın azalması vidanın hareketlenmesine ve vidanın tutunma kuvvetinin azalmasına neden olur.¹⁰⁷ “Pre-tapped” vidalarla tap kullanımı ile kemikte oluşturulan vidanın gireceği diş sisteminde kemik vida-temas yüzeyi azalabilir. “Self tapping” vidaları kıyaslandığında “pre-tapped” vidalara tutunma kuvvetleri az bulunmaktadırlar.⁸³ Uhthoff ve ark. yaptıkları bir çalışmada “self tapping” vidaların “pre-tapped” vidalara göre kemik temasının daha iyi olduğunu göstermişlerdir.¹⁰⁶ Ansell ve Scales “self-tapping” vidaların “pre-tapped” vidalara göre tutunma kuvvetlerinin daha fazla olduğunu öne sürmüşler,³ Vangness ise anlamlı fark olmadığını bildirmiştir.¹⁰⁷ Literatürde bulunan diğer çalışmalarda ise “pre-tapped” vidalar ile kıyaslandıklarında “self-tapping” vidaların daha iyi tutunma kuvveti sağladığı bildirmiştir.^{8, 83, 106, 107}

“Self-drilling” ve “self-tapping” vidaların kemiğe yerleştirilmeleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Sowdwn tarafından elektron mikroskopik görüntülerin incelenmesiyle

yapılan bir çalışmada periosteal yüzeyde vida ve kemik arasında “self-drilling” vidaların “self-tapping” vidalara göre daha fazla kemik kalıntı oluşturduğu ve bu nedenle “self-drilling” vidalarda vida başı ile kemik arasında daha fazla mesafe kaldığı gösterilmiştir.¹⁰⁰ Aynı çalışmada, endosteal yüzeyde “self-drilling” vidaların kemik-vida arasında “self-tapping” vidalara göre daha büyük boşluklar yarattığı kemik-vida temasının daha az olduğu gösterilmiştir. Sowden yaptığı çalışmada “self-tapping” vidaların daha fazla travmatik olduğuna değinmiştir.¹⁰⁰ Ancak Heidemann ve ark. tarafından yapılan deneysel bir çalışmada daha az kemik hasarı oluşturması ve kemik vida teması sağlaması nedeniyle “self-drilling” vidaların “primer stabilite” için kuvvet değerleri daha fazla bulunmuştur.⁴⁷ Heidemann çalışmasında “self-drilling” mini vidalarda vida dişlerindeki ortalama kemik vida temas yüzeyi %88,4, “self-tapping” mini vidalarda ise %54,9 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada, mikro vida sistemlerinin ortalama temas yüzeyleri ise “self-drilling” için %93,8 “self-tapping” mini vidalar için ise %81 olarak bildirilmiştir. Aynı çalışmada, hem mini hem de mikro sistemlerde “self-drilling” vidaların kemik vida temas yüzeylerinin “self-tapping” vidalara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada iki farklı tip vidanın yerleştirme sırasında kemikte oluşturdukları zararı karşılaştırmak amaçlı vidaların dişleri arasındaki orijinal kemik ölçümleri yapılmıştır. “Self-drilling” mini vidalarda %71,8 mikro vidalarda ise %67,9 oranında orijinal kemik bulunduğu saptanmış. “Self-tapping” sistemde ise mini vidalarda %33,1 mikro vidalarda ise %42,5 oranında orijinal kemik olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlarla çalışmacılar “self-drilling” vidaların “self-tapping” vidalara göre yerleştirildikleri kemik dokuda daha az hasar oluşturduğunu göstermişlerdir. Köpek çenesinde yapılan bir çalışmada “self drilling” vidaların kemik vida temas oranı “self tapping” vidalara göre daha fazla olarak gösterilmiştir. Aynı çalışmada “self drilling” vida kortikal kemik arası oluşan yeni kemiğin bu boşluğu daha sıkı doldurduğu, “self tapping” vidalarda ise bu sahada daha

fazla fibröz doku geliştiği izlenmiştir.⁶¹ Prager ve ark. da “self-drilling” vidaların “self-tapping vidalara göre kemik temasının daha fazla olduğu göstermişlerdir.⁵³ “Self-tapping” ve “self-drilling” vidalar arasında tutunma kuvvetleri açısından farkı araştırmak için de birçok çalışma yapılmıştır. Servikal vertebrada yapılan bir çalışmada “self-drilling” ve “self-tapping” vidaların çekme kuvvetleri arasında fark bulunamazken,²⁰ Hitchon tarafından yapılan çalışmada da bu iki vida tipinin çekme kuvvetleri aynı bulunmuştur.⁵⁰ Sığır tibiasında yapılan bir çalışmada “self tapping” vida yerleştirilirken kullanılan dirilin küçük kemik partikülleri temizlediği “self-drilling” vidalarda is “self tapping” vidalara göre vida dişleri arasında da daha fazla kemik partikül kaldığı histolojik olarak gösterilmiştir. Vida dişleri arasında kalan bu partiküller kemik ve vida arasında vida ilerlerken bir kompresyona neden olduğu ve bu nedenle fazla partikül kalan “self-drilling” vidalarda artan kompresyon ile tutunma kuvvetlerinin arttığı öne sürülmüştür.³⁷ Maksillofasiyal alanda Lohr ve Heidemann tarafından yapılan çalışmalarda “self-drilling” ve “self-tapping” vidaların tutunma kuvvetleri arasında fark bulunmamıştır.^{46, 70} Bizim çalışmamızda iki vida tipi tutunma kuvvetleri incelendiğinde yerleştirilen tüm bölgelerde “self drilling” vidaların “self tapping” vidalara göre daha fazla tutunma kuvveti sağladığı tespit edildi. Ancak bu fark hiçbir bölgede istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. İyileşmenin vida tipi ile tutunma kuvvetlerine etkisini araştırmak için 0. hafta ile 6. hafta denekler karşılaştırıldı. “Self drilling” vidalarda tüm bölgeler için 6. hafta vidaların çekme kuvvetleri 0. hafta deneklere göre fazla bulunsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. “Self tapping” vidalarda ise mandibula bikortikal, monokortikal ve orbita için fazla, maksilla için az bulunmuştur. Ancak “self tapping” vidalar içinde bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildi. İyileşme süreci maksillofasiyal bölgede vida tutunma kuvvetlerini arttırmakla birlikte artışın istatistiksel

anlam ifade etmediğini söyleyebiliriz. Bu maksillofasiyal vidalar için “primer stabilitenin” daha önemli olduğunu düşündürebilir.

Kemik kalınlığı ve vidanın bikortikal ya da monokortikal yerleşmesi tutunma kuvvetini etkileyen kemiğe bağlı faktörlerden en önemlileridir. Yapılan çalışmalarda kemik kalınlığının ve vidanın yerleştirileceği kemik yapısının vida tutunma kuvvetlerini etkileyen faktörler olduğu gösterilmiştir.⁶² Maksillofasiyal kemikler ince olduklarından kortikal kalınlık vida tutunma kuvvetini belirlemektedir. Kansellöz kemiğe göre kortikal kemiğin yoğunluğu daha fazladır ve vida tutunmasında kortikal kemik kalınlığının daha önemli olduğuna dair çalışmalar mevcuttur.^{21, 102} Femur kortikal kalınlıkları ölçülerek yapılan vida çekme testlerinde kortikal kalınlığın artması ile vida tutunma kuvvetlerinde artış olduğu tespit edilmiştir¹². Sentetik materyal kullanılarak yapılan bir çalışmada kullanılan materyal kalınlığı 4,96 mm den 6,8 mm ye çıkartıldığında tutunma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir.⁷⁶ Bir başka çalışmada köpek mandibulası ve maksillasına yerleştirilen vidaların mandibulada maksillaya göre daha stabil oldukları bunun da mandibula kortikal kalınlığının daha fazla olmasına bağlı olduğu bildirilmiştir.⁶¹ Bizim çalışmamızda hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalar için, iyileşme süreci beklenmeyen ve altı hafta iyileşme süreci beklenen gruplarda kortikal kemik kalınlığı artışı ile giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal ilişki bulundu. Kortikal kalınlık arttıkça vida tutunma kuvvetleri artmaktaydı. Tüm gruplar içinde mandibula angulusa yakın bölgede en kalın kortikal kalınlık ölçüldü ve yine en yüksek çekme kuvveti burada elde edildi. En ince kortikal kalınlık ise maksillada bulunurken en düşük tutunma kuvvetleri de maksilla için kaydedildi.

İnsan kadavra vertebralarında Ryken tarafından yapılan çalışmada bikortikal vidaların monokortikal vidalara göre tutunma kuvveti daha fazla bulunmuştur.⁸⁷ Heller ve ark. tarafından kadavra vertebralarında yapılan bir başka çalışmada, bikortikal yerleştirilen

vidaların monokortikal vidalara göre altı kat daha kuvvetli tutunduğu bildirilmiştir.⁴⁹ Bizim çalışmamızda hem “self drilling” hem de “self tapping” vidalar için bikortikal yerleştirilen vidaların tutunma kuvvetleri monokortikal vidalara göre yaklaşık iki katı kadar farklı bulundu. Gruplar içinde değerlendirildiğinde anında sakrifiye edilen 0. hafta grubunda bu fark “self drilling” ($P=0,009$) ve “self tapping” ($p<0,001$) vidalar için de istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Ancak altı hafta iyileşme süreci beklenen grupta bikortikal yerleştirmedeki tutunma kuvveti farkı hem “self drilling” ($P=0,132$) hem de “self tapping” ($p<0,027$) vidalar için de istatistiksel olarak anlamlı değildi. Bikortikal yerleştirme iyileşme başlamadan “primer stabilite” döneminde anlamlı olarak fazla bulunmaktayken iyileşmenin etkisi ile monokortikal yerleştirilen vidaların tutunma kuvvetleri ile bikortikal vidaların tutunma kuvvetleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Kemik mineral yoğunluğu vida tutunma kuvvetini etkileyen kemiğe bağlı diğer bir faktördür. Özellikle kansellöz kemik oranı fazla olan vertebra ve uzun kemikler için önem kazanmaktadır. Ortopedik cerrahi ve vertebra cerrahisinde kullanılan kansellöz vidaların tutunma kuvvetleri ve kemik yoğunluğu ilişkisi ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır.^{40, 59, 93} Kemik mineral yoğunluk çalışmaları için “Çifte enerjili X ışını absorpsiyometrisi” (DEXA)^{50,86} ve kantitatif bilgisayarlı tomografi kullanılmaktadır.^{69, 75, 97} Vertebralarda kemik mineral yoğunluğu kantitatif bilgisayarlı tomografi ile ölçülen bir çalışmada kemik yoğunluğu arttıkça vida tutunma kuvvetinin artışı gösterilmiştir.^{69, 97} bir başka çalışmada da kadavra vertebra kullanılmış ve kemik mineral yoğunluğunda artış ile hem “self tapping” hem de “self drilling” vidalarda vida tutunma kuvvetlerinde artış gösterilmiştir⁵⁰. Maksillofasiyal kemiklerden mandibula hariç kansellöz yoğunluk fazla olmadığından genelde kemik mineral yoğunluğu çalışılmamaktadır. Çalışma grubumuzdaki denekler standart olduklarından kemik yoğunluklarının da standart olduğunu kabul ettik.

Vida tork kuvveti vidayı sıkarken karşılaşılan kuvvet olarak isimlendirilir bu kuvvetler vidaya ve vidanın kemiğe temas yüzeyine bağlıdır⁷⁵. Vida yerleştirilirken uygulanan çevirme kuvveti “vida giriş tork kuvveti” olarak isimlendirilir. Vidanın tamamı yerleştirildikten sonra sıkmaya devam edildiğinde vida dişlerinin kemiği sıyırdığı andaki kuvvet ise “maksimum tork” olarak isimlendirilir. Vidayı sıkarken uygulana tork kuvvetinin az olması vida tutunmasını azaltırken çok fazla kuvvet uygulanması ve maksimum tork kuvvetinin üstüne çıkılması da vida dişlerinin kemiği sıyrmasına yol açabilir ve vida tutunma kuvvetlerini azaltmaktadır⁷². Özellikle plak kullanırken plağın yapacağı kompresyonu sağlamak için en az maksimum tork kuvvetlerinin %85 i kadar kuvvet uygulamak gerekmektedir. Giriş tork kuvvetleri ise vida ve yerleştiren kemiğin üzerine binen ilk kuvvetlerdir. Giriş tork kuvvet değerlerini etkileyen faktörler; kemiğin yapısı, kemik mineral yoğunluğu, giriş deliğinin genişliği ile vida dış çap oranı, vidanın tek ya da iki korteksi geçip geçmediği, kullanılan tornavida tipi ve vidanın devamlı ya da aralıklı sıkılması olarak belirlenmiştir.¹⁴

Kemik mineral yoğunluğu DEXA ile ölçülen bir çalışmada yoğunluk arttıkça giriş tork kuvvetlerinin arttığı belirtilmiştir.⁵⁰ Ryken tarafından yapılan bir çalışmada da kemik mineral yoğunluğu arttıkça giriş tork kuvvetlerinin arttığı gösterilmiştir.⁸⁶ Kadavra insan çenelerinde yapılan bir çalışmada da kemik mineral yoğunlukları kantitatif bilgisayarlı tomografi ile belirlenip vida giriş tork kuvvet ölçümleri yapılmış ve kemik mineral yoğunluğunda artış giriş tork kuvvetlerini arttırdığı bildirilmiştir.⁵²

Kortikal kalınlık artışı ve de vidanın bikortikal yerleştirilmesi de tork kuvvetlerini arttırmaktadır. Heidemann ve arkadaşları tarafından PVC, tahta ve domuz mandibulasında yapılan bir çalışmada 2mm’den az kalınlıktaki örneklerde “self-drilling” vidaların

zorlanmadan yerleştirilebileceği gösterilmiştir.⁴⁷ Bizim çalışmamızda hem “self drilling” ($r=0.946$ $p<0.001$) hem de “self tapping” ($r=0.897$ $p<0.001$) vidalarda, kemik kortikal kalınlığı ile giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal orantı bulunmuştur.

“Pre-tapped” vidalarda giriş deliği hazırlanırken tap kullanılmaktadır ve tap ile yiv açılması giriş tork kuvvetini %35-40 oranında azaltmaktadır.¹⁰⁷ Ansell ve Scales “Self-tapping” vidaların “Pre-tapped” vidalara göre giriş tork kuvvetlerinin daha az olduğunu ve tutunma kuvvetlerinin daha fazla olduğunu ortaya koymuştur.³ “Pre-tapped” vidalarla “self-tapping” vidaların kıyaslandığı birçok çalışmada da “self-tapping” vidaların yerleştirmeleri için gereken tork kuvvetinin fazla olduğu gösterilmiştir.^{47, 83} “Self-tapping” vidalar için giriş tork kuvvetini etkileyen en önemli faktörün ise açılan delik boyutu olduğu gösterilmiştir.⁸⁹ Giriş deliği boyutunun orijinalden küçük tutulması ile giriş tork kuvvetleri ve buna bağlı primer stabilitede artış izlenmektedir. Merkez çapı 4,5 mm dış çapı 6,5 mm olan kansellöz kemik vidaları ile kadavra femur ve tibiasında yapılan bir çalışmada giriş delik çapı 3,2mm yerine 2,5mm drill ile hazırlandığında vida tutunma kuvvetinin daha fazla olduğu gösterilmiştir.¹⁰¹ Giriş deliğinin çok küçük hazırlanması ise vida giriş tork kuvvetini çok fazla artırır vida yerleştirmesinde zorlanma sonucu vidada kırılmaya ya da kemikte mikro fraktürlere neden olabilir. Vida kırılmalarını engellemek için tork kuvvet ayarlı tornavidalar kullanılabilir.

Yapılan çalışmalarda “self tapping” vidalar ile “self drilling” vidalar arasında da tork kuvvetleri arasında farklılıklar bulunmuştur. Kadavra vertebralarında yapılan bir çalışmada giriş tork kuvvetleri “self-drilling” vidalarda “self-tapping” vidalara göre daha fazla bulunmuştur.⁵⁰ Mischkowski ve arkadaşları tarafından mini vida sistemi kullanılarak yapılan bir çalışmada da “self-drilling” vidaların yerleştirilme tork kuvvetlerinin “self-tapping” vidalara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir.⁷⁴ “Self drilling” vidalarda çap artışı ve giriş tork

kuvveti artışı vidayı sıkarken kemik üzerinde mikro travmalar yaratabilir, bu da vida etrafındaki kemik dokuda mikro dolaşımı etkileyip iyileşmeyi bozabilir.¹⁰⁹ Heidemann yaptığı çalışmada aynı özellikteki “self-drilling” vidaların “self-tapping” vidalara göre giriş tork kuvvetlerinin daha fazla olduğunu göstermiştir. Bizim çalışmamızda tüm bölgelerde giriş tork kuvvetleri “self drilling” vidalarda ortalama 1,5 kat fazla olarak bulundu. Bu fark mandibula bikortikal ($p<0,001$), mandibula monokortikal ($p=0,0002$) ve orbita alt kenarda ($p=0,008$) istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, maksilladaki giriş tork kuvvet farkı ($p=0,021$) “self drilling” ve “self tapping” vidalar için istatistiksel olarak anlamlı değildi. Giriş tork kuvvetlerinin kortikal kemik kalınlığı artışı ile arttığını da göz önünde bulundurduğumuzda en yüksek tork değerleri mandibula angulus bölgesinde “self drilling” vidalar için elde edilmiştir. Çalışma sırasında bu bölgede özellikle “self drilling” vidalar yerleştirilirken oldukça zorlanılmıştır. Çok fazla artan tork kuvveti vidada ya da kemikte kırılmaya neden olabilir ya da vida ilerletilirken oblik ilerlemeye neden olabilir. Çalışmada kullandığımız tavşan kemik kalınlıkları insan kemiklerine göre daha incedir dolayısı ile daha fazla tork kuvveti gerektirmektedir. “Self drilling” vidaları özellikle mandibula kırıklarında ya da sagittal split osteotomilerde kullanmak çok kolay olmayabilir. Ancak maksilla gibi ince orta yüz kemikleri için giriş tork kuvveti fazla olsa da “self tapping vidalarla farklı olmadığından kullanılabilirler.

Tornavida seçimi tork kuvvetlerini etkilemektedir. Tornavida sapının büyük olması daha fazla tork kuvveti uygulamaya olanak sağlar.⁷² Bu kalın kemiklerde avantaj sağlarken ince kemiklerde ise kemiğin kırılmasına sebep olabilir. Yüksek tork elde etmek için vida başına uygun özel ayarlı anahtarlar da kullanılabilir.

Vida yerleştirmek için kullanılan diğer bir tornavida elektrikli tornavidadır ve bu vidayı aralıksız olarak sıkma olanağı tanımaktadır. Giriş tork kuvvetleri için yapılan bir

çalışmada vidayı yerleştirilirken el tornavidası ile aralıklı sıkmanın, elektrikli tornavida ile devamlı sıkmaya göre %13 daha fazla tork kuvveti gerektirdiği gösterilmiştir.¹¹³

Vertebralarda üzerinde yapılan çalışmalarda giriş tork kuvvetleri ile vida tutunma kuvvetleri arasında pozitif doğrusal ilişki olduğunu gösteren sonuçlar bulunmaktadır^{23, 65, 96, 116, 118} Hitchon ve Ryken tarafından giriş tork kuvvetleri, kemik mineral yoğunluğu ve vida tutunma kuvvetleri ölçümleri ile yapılan çalışmalarda tork kuvvetlerinin artışı ile tutunma kuvvetlerinin arttığı belirtilmiştir. Bu çalışmalarda kemik mineral yoğunluk artışı ile tork kuvvetleri artmaktadır. Vida tutunma kuvvetlerindeki artışa tork kuvvetlerinin mi yoksa kemik mineral yoğunluk artışının mı neden olduğu açık değildir.^{50, 86} Kwok giriş tork kuvvetleri ile çekme kuvvetlerinin güvenilir şekilde belirlenemeyeceğini öne sürmüştür.⁶⁵ Bununla birlikte İncoğlu tarafından yapılan bir çalışmada da tork kuvvetleri ile çekme kuvvetleri arasında önemli bir bağlantı bulunmadığına değinilmiştir.⁵⁷ Maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidalarla yapılan çalışmalarda da giriş tork kuvvetleri ile vida tutunma kuvvetleri arasında ilişki saptanmamıştır.¹³ Bizim çalışmamızda hem “self drilling” ($r=0.911$ $p<0.001$) hem de “self tapping” ($r=0.890$ $p<0.001$) vidalarda giriş tork kuvvetleri ile çekme kuvvetleri arasında doğrusal orantı gösterilmiştir. Ancak giriş tork kuvvetleri ile kortikal kalınlık ve çekme kuvvetleri ile kortikal kalınlık arasındaki doğrusal orantı da düşünülürse, giriş tork kuvvetleri ile çekme kuvvetleri arasındaki ilişkinin kortikal kalınlık ile bağlantılı olabileceği söylenebilir. Yani kortikal kalınlık artışı hem giriş tork kuvvetini hem de çekme kuvvetini arttırdığına göre, giriş tork kuvveti artışı ile çekme testi doğrusal ilişki gösteriyor olabileceğinden, giriş tork kuvvetleri ile çekme kuvvetlerini direk ilişkilendirmek doğru olmayabilir.

Günümüzde maksillofasiyal cerrahide fiksasyon için birçok plak ve vida sistemi mevcuttur. Hangi kemiklerde hangi sistemin tercih edileceğine dair kesin endikasyonlar

bulunmamaktadır. “Self tapping” vidalarda vida giriş deliği açıldıktan sonra tap ile yiv açma işlemi yapılmadığı için vida yerleştirme sürelerinin “pre-tapped” vidalar göre daha kısa olduğu ve dolayısı ile ameliyat sürelerinin kısaldığı bilinmektedir.² Klinik olarak yapılan çalışmalarda “self-tapping” vidaların kalınlığı 3mm den az olan kemiklerde ve çocukluk çağı mandibula kırıklarında güvenle kullanılabileceği göstermektedir.^{11, 83} “Pre-tapped” vidalar ile kıyaslandıklarında “self-tapping” vidaların daha iyi tutunma kuvveti ve daha iyi histolojik uyum sağladığı gösterilmiştir.^{7, 8, 107} “Self drilling” vidalarda da “self tapping” vidalardaki drill ile giriş deliği açılması basamağı bulunmadığı için vida yerleştirme süresi kısalmaktadır.²⁰ Vida yerleştirme süresinin kısılması ameliyat süresinin kısılması anlamına gelmektedir. Cerrahi işlemin kısılması ile anestezi süresi kısılmakta, anestezi komplikasyonları azalmakta ve hastanın derlenme dönemine olumlu etki yaratmaktadır. Bununla birlikte kısalan cerrahi süresini enfeksiyon riskini de azalttığı da bildirilmiştir.^{11, 20} “Pre-tapped” ve “self tapping” vidaları yerleştirilirken giriş deliği açılması sırasında drill etrafında oluşan yüksek sıcaklık nedeni ile delik etrafındaki kemikte nekroz oluşabileceği çalışmalarda gösterilmiştir.^{6, 31} Termal hasarın yol açtığı nekroz nedeniyle vida tutunma kuvvetlerinde azalma, vida kaybı, enfeksiyon, kötü kaynama görülebilir. Özellikle maksilla ve orbita alt kenarı gibi ince kemiklerde daha fazla beslenme hasarı ve nekroz görülebilmektedir. Drill’e bağlı nörovasküler yapı zedelenmesi diş kökü travmaları oluşabilir.^{44, 100} “Self drilling” vidalarda drill kullanılmadığı için termal hasar ve buna bağlı komplikasyonlar izlenmez.

Heidemann ve arkadaşları tarafından yapılan klinik bir çalışmada yüz kemiklerinin anatomik yapılarına göre kullanılan vida sistemleri ve çeşitlilikleri incelenmiş. Bu çalışmada “self-drilling” vidaların en çok ortognatik cerrahi için kullanıldığı ve en fazla mikro sistemlerin kullanıldığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada maksillofasiyal travma sonrası plak vida

kullanımına incelendiğinde orta yüz, orbita rim kırıkları ve frontal sinüs kırıkları için “self-drilling” vidalar tercih edilmiştir. Ancak mandibula kırıkları özelliklede angulus mandibula sahasında “self-drilling” vida kullanımı oldukça zor olduğu bu nedenle burada tercih edilmesinin doğru olmayacağı öne sürülmüştür.⁴⁴ Bizim çalışmamızda da özellikle mandibulaya bikortikal yerleştirilen “self drilling” vidaların giriş tork kuvvetleri diğerlerine göre fazla bulunmuş ve deney sırasında en fazla bu bölgeye vida yerleştirmekte zorluk çekilmiştir. Ancak maksilla ve orbita alt kenarı ince olduğundan “self drilling” vida yerleştirmek oldukça kolay ve zaman kazandırıcı olarak karşımıza çıkmaktadır. Vida yerleştirme sırasında vida dişlerinin kemiği sıyırması vida tutunmasını bozacağı için önemli bir problemidir. Bu problem özellikle ince yüz kemikleri için daha önemlidir.⁸² Drill’in yaratacağı termal hasar da özellikle ince kemiklerde tutunma problemleri oluşturabilir.

Sonuç olarak drill kullanımının ortadan kalkması ile ameliyat sürelerinin kısaltılması ve termal hasarın önlenmesi, özellikle ince kemiklerde kullanım kolaylığı ve “self tapping” vidalar kadar tutunma kuvveti sağlaması nedeniyle “self drilling” vidalar maksilla ve orbita gibi ince yüz kemiklerinde kullanım açısından avantaj sağlayabilir.

ÖZET

Maksillofasiyal travma ve ortognatik cerrahi için, plak ve vida sistemleri ile açık redüksiyon ve internal fiksasyon günümüzde en sık tercih edilen yöntemdir. Ancak kullanılacak sistemlerle ilgili kesin endikasyonlar belirlenmemiştir. Bu çalışmanın amacı “self drilling” ve “self tapping” vidaların tavşanların farklı yüz kemiklerinde biyomekanik özelliklerini karşılaştırmaktır.

Çalışmada ağırlıkları 2800-3000 gr olan, 16 adet, erkek Yeni Zelanda tavşanı kullanıldı. Tüm deneklerde sol tarafa “self drilling”, sağ tarafa “self tapping” vida uygulandı. İki mm çaplı 7mm uzunlukta vidalar mandibulaya bikortikal olarak; 2mm çaplı 5mm uzunlukta vidalar mandibulaya monokortikal olarak, maksillaya ve orbita alt kenarına yerleştirildi. Deneklerden 8 tanesi hemen sakrifiye edildi, kalan diğer 8 tanesi ise 6 hafta iyileşme periyodu sonunda sakrifiye edildi. Vidaları kıyaslamak için giriş tork kuvvetleri ve aksiyel çekme testleri uygulandı. Her vida için kortikal kemik kalınlığı ölçümü yapıldı. İstatistiksel çalışma için bağımlı t testi ve Pearson korelasyon analizi kullanıldı. Kortikal kalınlık ortalamaları mandibula angulusta $630,74\mu\text{m}$, mandibula ön kısmında $445,00\mu\text{m}$, maksillada $275,05\mu\text{m}$ ve orbitada $335,25\mu\text{m}$ olarak bulundu. Hem 0. hafta hem altı hafta iyileşme süreci olan gruplarda tüm bölgeler için “self drilling” vidaların aksiyel çekme kuvvetleri “self tapping” vidalara göre daha yüksek bulundu. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Tüm bölgelerde “Self drilling” vidaların giriş tork kuvvetleri “self tapping” vidalara göre daha yüksek bulundu. Mandibula bikortikal ($p<0,001$), mandibula monokortikal ($p=0,002$) ve orbitada ($p=0,008$) bu fark istatistiksel olarak anlamlı ancak maksilla ($p=0,021$) için anlamsız bulundu. Kemik iyileşmesinin etkisini araştırmak için 0. hafta ile 6. hafta denekler kıyaslandı. “Self drilling” vidalar için 6. hafta grubunda her bölgede

çekme kuvvetleri fazla bulunsa da fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. “Self tapping” vidalar için maksillada 6. hafta çekme kuvvetleri azalmış diğer bölgelerde artmış bulunsa da bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildi. Sıfırıncı hafta grubunda hem “self tapping” hem “self drilling” vidalar için mandibulada bikortikal yerleştirilenlerin çekme kuvvetleri monokortikal yerleştirilene göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde fazla bulundu. Altıncı hafta grubunda hem “self tapping” hem “self drilling” vidalar için mandibulada bikortikal yerleştirilenlerin çekme kuvvetleri monokortikal yerleştirilene göre fazla bulunsa da fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Tüm vidalar için bikortikal yerleştirilenlerin giriş tork kuvvetleri monokortikal yerleştirilene göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde fazla bulundu. Tüm vidalar için kortikal kemik kalınlığı ile hem çekme hem de giriş tork kuvvetleri arasında doğrusal ilişki olduğu gösterildi.

Sonuç olarak “self drilling” vidalar, termal hasar oluşturmaması, ameliyat süresini kısaltması, yeterli tutunma kuvveti sağlaması ve ince kemiklerde yerleştirme kolaylığı nedeniyle, maksilla ve orbita gibi ince yüz kemiklerinde avantajlı olabilirler.

SUMMARY

Nowadays, open reduction and internal fixation with plaque and screw systems is the most preferred system for maxillofacial traumatology and orthognathic surgery. Absolute indications about used systems are not mentioned. Purpose of this study is to compare biomechanic properties of “self drilling” and “self tapping” screws on rabbits different face bones.

Sixteen New Zealand male weighting between 2800-3000 grams were used in this study. On all test subjects for the left side “self drilling” and for the right side “self tapping” screws are applied. Two mm diameter, 7 mm length screws were placed mandible bicortically, 2 mm diameter, 5 mm length screws were placed mandible monocortically, maxilla and orbita lower rim. 8 of the rabbits are sacrificed instantly and the rest 8 rabbits are sacrificed after the 6 week recovery period. To compare the screws initial torque forces and axial pull-out tests are applied. Cortical bone thickness measurements are done for each screw. Dependent sample t test and Pearson correlation analysis are used for the statistical study. Cortical thickness means are found as 630,74µm on mandible angle, 445,00µm on mandible front part, 275,05µm on maxilla and 335,25µm on orbita lower rim. For all areas in both 0. week and 6. week recovery period groups axial pull-out forces of “self drilling” screws are found higher than “self tapping” screws. But this difference was not statistically significant .On all areas initial torque forces of self drilling screws are found higher than self tapping screws. This difference was statistically significant for mandible bicortically ($p<0,001$), mandible monocortically ($p=0,002$), and orbita lower rim ($p=0,008$) but wasn't for maxilla ($p=0,021$). 0. week and 6. week test subjects are compared for investigating bone recovery effect. For “self drilling” screws in 6. week group on all areas pull-out forces are found higher but the

difference was not statistically significant. For self tapping screws 6. week pull-out forces are found decreased on maxilla and increased on the other areas but the difference was not statistically significant. In 0. week group for both “self tapping” and “self drilling” screws pull-out forces of the screws that are placed on mandible bicortically are found higher than the monocortically placed screws and this difference was statistically significant. In 6. week group for both self tapping and self drilling screws pull-out forces of the screws that are placed on mandible bicortically are found higher than the monocortically placed screws but this difference was not statistically significant. For all screws initial torque forces of bicortically placed screws are found higher than the monocortically placed screws and this difference was statistically significant. For all screws a linear relationship between cortical bone thickness and both pull-out and initial torque forces was found.

As a result, it may be advantageous to use self drilling screws on thin face bones like maxilla and orbita as they don't form thermal damage, decrease the surgery time, provide enough holding force and are easy to be placed on thin bones.

KAYNAKLAR

1. Albrektsson T, Branemark P I, Hansson H A ve Lindstrom J Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man Acta Orthop Scand 52(2): 155-170,1981.
2. Andrea C R, Stover S M, Galuppo L D, Taylor K T ve Rakestraw P C Comparison of insertion time and pullout strength between self-tapping and non-self-tapping AO 4.5-mm cortical bone screws in adult equine third metacarpal bone Vet Surg 31(3): 189-194,2002.
3. Ansell R H ve Scales J T A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone J Biomech 1(4): 279-302,1968.
4. Asnis S E, Ernberg J J, Bostrom M P, Wright T M, Harrington R M, Tencer A ve Peterson M Cancellous bone screw thread design and holding power J Orthop Trauma 10(7): 462-469,1996.
5. Assael L A ve Klotch D W Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AO/Asif Maxillofacial Group Springer Berlin 2002
6. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina D S ve Antabak A Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited Arch Orthop Trauma Surg 128(1): 71-77,2008.

7. Bahr W The effects of pre-tapping on the miniscrew-bone interface in the midface J Craniomaxillofac Surg 17(8): 337-339,1989.

8. Bahr W ve Stoll P Pre-tapped and self-tapping screws in children's mandibles. A scanning electron microscopic examination of the implant beds Br J Oral Maxillofac Surg 29(5): 330-332,1991.

9. Bancroft J D ve Stevens A Theory and Practice of Histological Techniques 4th Churchill Livingstone Newyork 1996

10. Bartolo P ve Bidanda B Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine Springer New York 2008

11. Baumgart F W, Cordey J, Morikawa K, Perren S M, Rahn B A, Schavan R ve Snyder S AO/ASIF self-tapping screws (STS) Injury 24 Suppl 1(S1-17,1993.

12. Bolliger Neto R, Rossi J D ve Leivas T P Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo 54(6): 181-186,1999.

13. Boyle J M, 3rd, Frost D E, Foley W L ve Grady J J Comparison between uniaxial pull-out tests and torque measurement of 2.0-mm self-tapping screws Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 8(2): 129-133,1993.

- 14.** Boyle J M, 3rd, Frost D E, Foley W L ve Grady J J Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and "emergency" screws J Oral Maxillofac Surg 51(1): 45-50,1993.

- 15.** Canale S T Campbell's Operative Orthopaedics international Mosby Pheledelphia 2002

- 16.** Carano A, Lonardo P, Velo S ve Incorvati C Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage Prog Orthod 6(1): 82-97,2005.

- 17.** Chao C K, Hsu C C, Wang J L ve Lin J Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses J Spinal Disord Tech 21(2): 130-138,2008.

- 18.** Chapman J R, Harrington R M, Lee K M, Anderson P A, Tencer A F ve Kowalski D Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws J Biomech Eng 118(3): 391-398,1996.

- 19.** Christensen F B, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S ve Bunger C Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel Eur Spine J 9(2): 97-103,2000.

- 20.** Conrad B P, Cordista A G, Horodyski M ve Rechline G R Biomechanical evaluation of the pullout strength of cervical screws J Spinal Disord Tech 18(6): 506-510,2005.

- 21.** Cornell C N Internal fracture fixation in patients with osteoporosis J Am Acad Orthop Surg 11(2): 109-119,2003.

- 22.** Currey J D The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone J Biomech 2(1): 1-11,1969.

- 23.** Daftari T K, Horton W C ve Hutton W C Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws J Spinal Disord 7(2): 139-145,1994.

- 24.** DeCoster T A, Heetderks D B, Downey D J, Ferries J S ve Jones W Optimizing bone screw pullout force J Orthop Trauma 4(2): 169-174,1990.

- 25.** Dhert W J, Thomsen P, Blomgren A K, Esposito M, Ericson L E ve Verbout A J Integration of press-fit implants in cortical bone: a study on interface kinetics J Biomed Mater Res 41(4): 574-583,1998.

- 26.** dos Santos T I, de Oliveira P T, Rosa A L, da Rocha Barros V M, Papalexiou V ve Sverzut C E Histological and histomorphometric analysis of the bone-screw interface in the mandibular body after using a 2.0-mm miniplate system: an experimental study in dogs J Oral Maxillofac Surg 65(11): 2169-2175,2007.

- 27.** Ducours J L, Ardanza B, Modschiedler T, Gueroult J M ve Caix P [Current evaluation of a self-snapping screw system in traumatologic and orthodontic surgery] Rev Stomatol Chir Maxillofac 93(3): 167-171,1992.

28. Ellis E, 3rd Rigid skeletal fixation of fractures J Oral Maxillofac Surg 51(2): 163-173,1993.

29. Eppley B L, Morales L, Wood R, Pensler J, Goldstein J, Havlik R J, Resorbable PLLA-PGA plate and screw fixation in pediatric craniofacial surgery: clinical experience in 1883 patients Plast Reconstr Surg 114(4): 850-856; discussion 857,2004.

30. Eppley B L ve Pietrzak W S A resorbable rivet system for pediatric craniofacial surgery: biomechanical testing and clinical experience J Craniofac Surg 17(1): 11-14,2006.

31. Eriksson A R, Albrektsson T ve Albrektsson B Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals Acta Orthop Scand 55(6): 629-631,1984.

32. Evans M, Spencer M, Wang Q, White S H ve Cunningham J L Design and testing of external fixator bone screws J Biomed Eng 12(6): 457-462,1990.

33. Fialkov J A, Phillips J H ve Walmsley S L The effect of infection and lag screw fixation on the union of membranous bone grafts in a rabbit model Plast Reconstr Surg 93(3): 574-581,1994.

34. Foley W L, Frost D E, Paulin W B, Jr. ve Tucker M R Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation J Oral Maxillofac Surg 47(3): 277-280,1989.

- 35.** Gantous A ve Phillips J H The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews *Plast Reconstr Surg* 95(7): 1165-1169,1995.

- 36.** Gartner L P ve James L Color textbook of Histology 2th W.B Saunders company Philadelphia 2001

- 37.** Gausepohl T, Mohring R, Pennig D ve Koebke J Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power *Injury* 32 Suppl 4(SD1-7,2001.

- 38.** George D C, Krag M H, Johnson C C, Van Hal M E, Haugh L D ve Grobler L J Hole preparation techniques for transpedicle screws. Effect on pull-out strength from human cadaveric vertebrae *Spine* 16(2): 181-184,1991.

- 39.** Gilbert S G, Johns P C, Chow D C ve Black R C Relation of vertebral bone screw axial pullout strength to quantitative computed tomographic trabecular bone mineral content *J Spinal Disord* 6(6): 513-521,1993.

- 40.** Hadjipavlou A G, Nicodemus C L, al-Hamdan F A, Simmons J W ve Pope M H Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct *J Spinal Disord* 10(1): 12-19,1997.

- 41.** Halsey D, Fleming B, Pope M H, Krag M ve Kristiansen T External fixator pin design *Clin Orthop Relat Res* 278): 305-312,1992.

- 42.** Haug R H The effects of screw number and length on two methods of tension band plating J Oral Maxillofac Surg 51(2): 159-162,1993.

- 43.** Hearn T C, Schatzker J ve Wolfson N Extraction strength of cannulated cancellous bone screws J Orthop Trauma 7(2): 138-141,1993.

- 44.** Heidemann W ve Gerlach K L Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery J Craniomaxillofac Surg 27(4): 252-255,1999.

- 45.** Heidemann W, Gerlach K L, Grobel K H ve Kollner H G Drill Free Screws: a new form of osteosynthesis screw J Craniomaxillofac Surg 26(3): 163-168,1998.

- 46.** Heidemann W, Gerlach K L, Grobel K H ve Kollner H G Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws J Craniomaxillofac Surg 26(1): 50-55,1998.

- 47.** Heidemann W, Terheyden H ve Gerlach K L Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws J Craniomaxillofac Surg 29(2): 69-74,2001.

- 48.** Hein T J, Hotchkiss R, Perissinotto A ve Chao E Y Analysis of bone model material for external fracture fixation experiments Biomed Sci Instrum 23(43-48),1987.

- 49.** Heller J G, Estes B T, Zaouali M ve Diop A Biomechanical study of screws in the lateral masses: variables affecting pull-out resistance J Bone Joint Surg Am 78(9): 1315-1321,1996.
- 50.** Hitchon P W, Brenton M D, Coppes J K, From A M ve Torner J C Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws Spine 28(1): 9-13,2003.
- 51.** Hobar P C Methods of rigid fixation Clin Plast Surg 19(1): 31-39,1992.
- 52.** Homolka P, Beer A, Birkfellner W, Nowotny R, Gahleitner A, Tschabitscher M ve Bergmann H Bone mineral density measurement with dental quantitative CT prior to dental implant placement in cadaver mandibles: pilot study Radiology 224(1): 247-252,2002.
- 53.** Huja S S, Litsky A S, Beck F M, Johnson K A ve Larsen P E Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs Am J Orthod Dentofacial Orthop 127(3): 307-313,2005.
- 54.** Huja S S, Rao J, Struckhoff J A, Beck F M ve Litsky A S Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion J Oral Implantol 32(3): 110-116,2006.
- 55.** Iijima M, Muguruma T, Brantley W A, Okayama M, Yuasa T ve Mizoguchi I Torsional properties and microstructures of miniscrew implants Am J Orthod Dentofacial Orthop 134(3): 333 e331-336; discussion 333-334,2008.

- 56.** Ikemura K, Hidaka H, Etoh T ve Kabata K Osteosynthesis in facial bone fractures using miniplates: clinical and experimental studies J Oral Maxillofac Surg 46(1): 10-14,1988.
- 57.** Inceoglu S, Ferrara L ve McLain R F Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque Spine J 4(5): 513-518,2004.
- 58.** Junqueira L C ve Carneiro J Basic Histology Text &Atlas 11th Appleton & Lange New Jersey 2005
- 59.** Kido H, Schulz E E, Kumar A, Lozada J ve Saha S Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance J Oral Implantol 23(4): 163-169,1997.
- 60.** Kierszenbaum A L Histoloji ve hücre biyolojisi: Patolojiye giriş 4th Mosby Inc., St. Louis, Palme yayıncılık, 2006
- 61.** Kim J W, Ahn S J ve Chang Y I Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage Am J Orthod Dentofacial Orthop 128(2): 190-194,2005.
- 62.** Koranyi E, Bowman C E, Knecht C D ve Janssen M Holding power of orthopedic screws in bone Clin Orthop Relat Res 72(283-286,1970.

- 63.** Krag M H, Beynnon B D, Pope M H ve DeCoster T A Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength J Spinal Disord 1(4): 287-294,1988.
- 64.** Kumar V, Abbas A K ve Fausto N Robbins Basic Pathology 8th Saunders Philadelphia 2007
- 65.** Kwok A W, Finkelstein J A, Woodside T, Hearn T C ve Hu R W Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone Spine 21(21): 2429-2434,1996.
- 66.** Lecllet H Artifacts in magnetic resonance imaging of the spine after surgery with or without implant Eur Spine J 3(5): 240-245,1994.
- 67.** Lee J H, Ryu H S, Lee D S, Hong K S, Chang B S ve Lee C K Biomechanical and histomorphometric study on the bone-screw interface of bioactive ceramic-coated titanium screws Biomaterials 26(16): 3249-3257,2005.
- 68.** Leichter I, Weinreb A, Hazan G, Loewinger E, Robin G C, Steinberg R, Menczel J ve Makin M The effect of age and sex on bone density, bone mineral content and cortical index Clin Orthop Relat Res 156): 232-239,1981.

- 69.** Lim T H, An H S, Evanich C, Hasanoglu K Y, McGrady L ve Wilson C R Strength of anterior vertebral screw fixation in relationship to bone mineral density J Spinal Disord 8(2): 121-125,1995.

- 70.** Lohr J, Gellrich N C, Buscher P, Wahl D ve Rahn B A [Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physical-technical studies of bone layers] Mund Kiefer Gesichtschir 4(3): 159-163,2000.

- 71.** Lopes Cde C ve Konig Junior B Histological findings of bone remodeling around smooth dental titanium implants inserted in rabbit's tibiae Ann Anat 184(4): 359-362,2002.

- 72.** McGlumphy E A, Mendel D A ve Holloway J A Implant screw mechanics Dent Clin North Am 42(1): 71-89,1998.

- 73.** Miloro M, Ghali G E ve Larsen P E Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery B.C. Decker London 2004

- 74.** Mischkowski R A, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J ve Zoller J E Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area Int J Oral Maxillofac Surg 37(10): 948-954,2008.

- 75.** Mizuno K, Shinomiya K, Nakai O, Shindo S ve Otani K Intraoperative insertion torque of lumbar pedicle screw and postoperative radiographic evaluation: short-term observation J Orthop Sci 10(2): 137-144,2005.

- 76.** Murphy T P, Hill C M, Kapatkin A S, Radin A, Shofer F S ve Smith G K Pullout properties of 3.5-mm AO/ASIF self-tapping and cortex screws in a uniform synthetic material and in canine bone *Vet Surg* 30(3): 253-260,2001.

- 77.** Okuyama K, Sato K, Abe E, Inaba H, Shimada Y ve Murai H Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An in vitro study of the mechanical stability *Spine* 18(15): 2240-2245,1993.

- 78.** Overgaard L, Danielsen N ve Bjursten L M Anti-inflammatory properties of titanium in the joint environment. An experimental study in rats *J Bone Joint Surg Br* 80(5): 888-893,1998.

- 79.** Papel İ D *Facial Plastic and Reconstructive Surgery* second Thieme New York 2002

- 80.** Perren S M Force measurements in screw fixation *J Biomech* 9(11): 669-675,1976.

- 81.** Perren S M Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation *Clin Orthop Relat Res* 138): 175-196,1979.

- 82.** Pfeiffer M, Gilbertson L G, Goel V K, Griss P, Keller J C, Ryken T C ve Hoffman H E Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws *Spine* 21(9): 1037-1044,1996.

- 83.** Phillips J H ve Rahn B A Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws *Plast Reconstr Surg* 83(3): 447-458,1989.
- 84.** Pitzen T, Barbier D, Tintinger F, Steudel W I ve Strowitzki M Screw fixation to the posterior cortical shell does not influence peak torque and pullout in anterior cervical plating *Eur Spine J* 11(5): 494-499,2002.
- 85.** Roe S C, Pijanowski G J ve Johnson A L Biomechanical properties of canine cortical bone allografts: effects of preparation and storage *Am J Vet Res* 49(6): 873-877,1988.
- 86.** Ryken T C, Clausen J D, Traynelis V C ve Goel V K Biomechanical analysis of bone mineral density, insertion technique, screw torque, and holding strength of anterior cervical plate screws *J Neurosurg* 83(2): 325-329,1995.
- 87.** Ryken T C, Goel V K, Clausen J D ve Traynelis V C Assessment of unicortical and bicortical fixation in a quasistatic cadaveric model. Role of bone mineral density and screw torque *Spine* 20(17): 1861-1867,1995.
- 88.** Saka B Mechanical and biomechanical measurements of five currently available osteosynthesis systems of self-tapping screws *Br J Oral Maxillofac Surg* 38(1): 70-75,2000.
- 89.** Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B ve Wagner W Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(4): 560-566,2006.

- 90.** Sardinas J C, Kraus K H ve Sisson R D, Jr. Comparison of the holding power of 3.5-mm cortical versus 4.0-mm cancellous orthopedic screws in the pelvis of immature dogs (cadavers) *Am J Vet Res* 56(2): 248-251,1995.
- 91.** Sauerbier S, Schon R, Otten J E, Schmelzeisen R ve Gutwald R The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body - a literature review *J Craniomaxillofac Surg* 36(5): 251-259,2008.
- 92.** Schatzker J, Horne J G ve Sumner-Smith G The effect of movement on the holding power of screws in bone *Clin Orthop Relat Res* 111): 257-262,1975.
- 93.** Schatzker J, Sanderson R ve Murnaghan J P The holding power of orthopedic screws in vivo *Clin Orthop Relat Res* 108): 115-126,1975.
- 94.** Schroeder A, van der Zypen E, Stich H ve Sutter F The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces *J Maxillofac Surg* 9(1): 15-25,1981.
- 95.** Sedrish S A, Moore R M, Kelly K, Martin G S ve Burba D J In vitro pullout strength of screws inserted in adult equine third metacarpal bone after overdrilling a 4.5-mm threaded insertion hole *Vet Surg* 27(2): 143-149,1998.

- 96.** Sell P, Collins M ve Dove J Pedicle screws: axial pull-out strength in the lumbar spine
Spine 13(9): 1075-1076,1988.

- 97.** Seller K, Wahl D, Wild A, Krauspe R, Schneider E ve Linke B Pullout strength of
anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in calf vertebral bodies
Eur Spine J 16(7): 1047-1054,2007.

- 98.** Shaw J A A biomechanical comparison of scaphoid screws J Hand Surg [Am] 12(3):
347-353,1987.

- 99.** Skinner R, Maybee J, Transfeldt E, Venter R ve Chalmers W Experimental pullout
testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study
Spine 15(3): 195-201,1990.

- 100.** Sowden D ve Schmitz J P AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone:
an ultrastructural study of the implant interface J Oral Maxillofac Surg 60(3): 294-299;
discussion 300,2002.

- 101.** Steeves M, Stone C, Mogaard J ve Byrne S How pilot-hole size affects bone-screw
pullout strength in human cadaveric cancellous bone Can J Surg 48(3): 207-212,2005.

- 102.** Stromsoe K, Kok W L, Hoiseth A ve Alho A Holding power of the 4.5 mm AO/ASIF
cortex screw in cortical bone in relation to bone mineral Injury 24(10): 656-659,1993.

- 103.** Takatsuka K, Yamamuro T, Nakamura T ve Kokubo T Bone-bonding behavior of titanium alloy evaluated mechanically with detaching failure load J Biomed Mater Res 29(2): 157-163,1995.
- 104.** Thompson J D, Benjamin J B ve Szivek J A Pullout strengths of cannulated and noncannulated cancellous bone screws Clin Orthop Relat Res 341): 241-249,1997.
- 105.** Uhl R L The biomechanics of screws Orthop Rev 18(12): 1302-1307,1989.
- 106.** Uthoff H K, Poitras P ve Backman D S Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments J Orthop Sci 11(2): 118-126,2006.
- 107.** Vangsness C T, Jr., Carter D R ve Frankel V H In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws Clin Orthop Relat Res 157): 279-286,1981.
- 108.** Wang J C, Sandhu H S, Yu W D, Minchew J T ve Delamarter R B MR parameters for imaging titanium spinal instrumentation J Spinal Disord 10(1): 27-32,1997.
- 109.** Wawrzinek C, Sommer T ve Fischer-Brandies H Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews J Orofac Orthop 69(2): 121-134,2008.
- 110.** Wlodarski K H Normal and heterotopic periosteum Clin Orthop Relat Res 241): 265-277,1989.

- 111.** Yaremchuk M J Experimental studies addressing rigid fixation in craniofacial surgery
Clin Plast Surg 21(4): 517-524,1994.
- 112.** Yerby S, Scott C C, Evans N J, Messing K L ve Carter D R Effect of cutting flute
design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength J Orthop Trauma 15(3):
216-221,2001.
- 113.** You Z H, Bell W H, Schneiderman E D ve Ashman R B Biomechanical properties of
small bone screws J Oral Maxillofac Surg 52(12): 1293-1302,1994.
- 114.** Young B, Lowe J S ve Stevens A Wheater's Functional Histology: A Text and Colour
Atlas 5th Churchill Livingstone London 2006
- 115.** Zachariades N, Papademetriou I ve Rallis G Complications associated with rigid
internal fixation of facial bone fractures J Oral Maxillofac Surg 51(3): 275-278; discussion
278-279,1993.
- 116.** Zdeblick T A, Kunz D N, Cooke M E ve McCabe R Pedicle screw pullout strength.
Correlation with insertional torque Spine 18(12): 1673-1676,1993.
- 117.** Zhang Q H, Tan S H ve Chou S M Investigation of fixation screw pull-out strength on
human spine J Biomech 37(4): 479-485,2004.

- 118.** Zindrick M R, Wiltse L L, Widell E H, Thomas J C, Holland W R, Field B T ve Spencer C W A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine Clin Orthop Relat Res 203): 99-112,1986.