

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

MAKSİLLOFASİYAL CERRAHİDE KULLANILAN
REZORBE OLABİLEN CERRAHİ PLAK ve VİDA
SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ
ÇAĞRI CANSIN ÖZGÜR

DANIŞMAN
Prof. Dr. MEHMET KEMAL ŞENÇİFT

İSTANBUL – 2014

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

MAKSİLLOFASİYAL CERRAHİDE KULLANILAN
REZORBE OLABİLEN CERRAHİ PLAK ve VİDA
SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

MASTER TEZİ

DIŞ HEKİMİ
ÇAĞRI CANSIN ÖZGÜR

DANIŞMAN
Prof. Dr. MEHMET KEMAL ŞENÇİFT

İSTANBUL – 2014

ÖZET

Özgür C. Maksillofasiyal cerrahide kullanılan rezorbe olabilen cerrahi plak ve vida sistemlerinin biyomekanik özellikleri. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Master Tezi, İstanbul, 2014. Maksillofasiyal cerrahide kullanılan metal plak ve vida sistemlerinin dezavantajları dolayısıyla çıkartılması gerekliliği bilinmektedir. Bu gereklilikle beraber ikinci bir cerrahi girişime gerek kalmadan uygulandığı alandan rezorbe olarak uzaklaşan materyallerin araştırılmasına başlanmıştır. Bu derlemede altın standart olarak bilinen titanyum plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin biyomekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı araştırmalar derlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Biyomekanik, rezorbe olabilen plak, rezorbe olabilen vida

ABSTRACT

Özgür C. Biomechanical properties of resorbable plate and screw systems which are used in maxillofacial surgery. Yeditepe University Institute of Health Science Department of Oral&Maxillofacial Surgery Master Thesis, İstanbul, 2014.

It is known that metal plates and screws used in maxillofacial surgery should be removed because of their disadvantages. In consequence of this requirement, it is started to investigate the properties of resorbable materials which do not need a second surgical intervention. In this review, the biomechanical properties of resorbable plates and titanium plates/screws, known as golden standart, are reported.

Keywords: Biomechanics, resorbable plate, resorbable screw

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimimin ilk günlerinden başlayarak eğitimimde büyük emeği olan, bu derlemenin gerçekleşmesinde imkanlarını ve güleryüzünü benden esirgemeyen, desteğini hep hissettiğim Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Mehmet Kemal Şençift'e**,

Pratik ve teorik bilgi birikimleri sayesinde önümde sonsuz ufuklar açan Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Teknolojinin en iyi imkanları ile donatılmış, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini Türk Diş Hekimliğine kazandıran ve bizlere bu fakültede eğitim alma imkanı tanıyan dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı'ya**,

Tez çalışmama sonsuz destek vererek yardımcı olan benimle birlikte yorulup zor anlar yaşayan ve beni sürekli motive eden hocam, ağabeyim ve arkadaşım **Dr. Fatih Cabbar'a**,

Desteklerini esirgemeyen tüm Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı asistan arkadaşlarıma,

Klinik çalışmalarım süresince bana sabırla destek olan ameliyathane ve klinik hemşirelerine,

Beni bugünlere getirirken hiçbirşeyi benden esirgemedi fedakarca beni yetiştiren, beni ben yapan, canım annem **Ömür Özgür**, canım babam **Hüseyin Özgür**, canım ablam **Alize Arda** ve canım teyzem **Betül Kalender Gönüllü'ye**

Birlikte olduğumuz ilk günden beri en zor anlarımda bile bana her zaman destek olan ve hayatıma anlam katan canım eşim **Gözdenur Özgür'e**,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	ii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	viii
TABLolar	ix
RESİMLER	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Champy Prensipleri	7
2.2. Resorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri	8
2.3. Poliglikolik Asit	9
2.4. Polidioksanon	10
2.5. Polilaktik Asit	10
2.6. Kopolimerler	11
2.7. Güçlendirilmiş Resorbe Olabilen Materyal	11
2.8. Biyomekanik Özellikleri	14
3. METOD	26
4. TARTIŞMA	27
5. SONUÇ	31
6. KAYNAKLAR	33
7. ÖZGEÇMİŞ	40

KISALTMALAR

İMF	İntermaksiller Fiksasyon
RİF	Rijit internal Fiksasyon
PGA	Poliglikolik Asit
PDS	Polidioksanon
PLA	Polilaktik Asit
PLLA	Poli-L-Laktik Asit
PDLLA	Poli-DL-Laktik Asit
SSRO	Sagital Split Ramus Osteotomisi
N	Newton

TABLÖLAR

Tablo 1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyum materyallerin içerikleri ve materyal özellikleri

Tablo 2. Biyorezorbe olabilen polimerlerin rezorpsiyon süreleri

Tablo 3. Biyorezorbe polimerlerin direnç ve sertlikleri

RESİMLER

Resim 1. Mandibula Korpus Kırığında Mini Plak

Resim 2. Simfiz Kırığında Mini Plakların Konumlandırılabilceği Alanlar

Resim 3. Mandibula Angulus Kırığında Mini Plakların Konumlandırılabilceği Alanlar

Resim 4. Rezorbe olabilen plak ve vida

Resim 5. Tek rezorbe olabilen plakta deney sonunda görülen eğilme

Resim 6. İki rezorbe olabilen plakta deney sonunda görülen eğilme

Resim 7. Kırık hatlarına uygulanmış rezorbe olan plak (Sol) ve titanyum plak (Sağ)

Resim 8. Kırık hatlarına uygulanmış rezorbe olan plak (Sol) ve titanyum plak (Sağ)

Resim 9. Titanyum plakta görülen kalıcı deformasyona örnekler.

Resim 10. Titanyum plakta görülen kalıcı deformasyona örnekler.

Resim 11. Rezorbe olan plakta görülen kırılma şekillerine örnekler

Resim 12. Rezorbe olan plakta görülen kırılma şekillerine örnekler

Resim 13. Rezorbe olan plakta görülen kırılma şekillerine örnekler

1. GİRİŞ

Maksillofasial cerrahide fiksasyon için titanyum plak sistemlerinin kullanımı 'altın standart' olarak kabul edilmektedir. Fakat titanyum fiksasyon sistemlerin dezavantajları bulunduğu bildirilmektedir. Operasyon sahasında enfeksiyon, kemik büyümesinin engellenmesi, plak ekspozisyonu, ağrı, dişeti altından görülebilirlik, plakların kırılması, ekstrüzyona olan gevşeme, soğuğa karşı hassasiyet, maksiller sinüzit, radyografik görüntüleme, allerjik reaksiyon, titanyum fiksasyon sistemlerinin temel dezavantajlarıdır. Bu dezavantajlardan bir tanesi de kırık hattındaki iyileşme sonrasında fiksasyon plaklarının çıkartılması gerekliliğidir.

Rezorbe olabilen plakların, kullanılmaya başlanması sonrası yapılan araştırmalardan alınan olumlu sonuçlar, bu plakların diğer sistemlere önemli bir alternatif olduğunu göstermektedir. Rezorbe olabilen sistemlerin üretimiyle plakların çıkartılması sorununun ortadan kaldırılması amaçlanmaktadır. Ancak rezorbe olabilen sistemlerin de çeşitli problemleri olduğu bildirilmektedir. Bunların başında, rezorbe olabilen plak sistemlerinin, biyomekanik özellikler açısından titanyum plak sistemleri kadar başarılı olup olmadığı gelmektedir.

Bu derlemede maksillofasial cerrahide kullanılan rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerin biyomekanik özellikleri üzerine yapılan araştırmaların incelenmesi hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

1950'lerin ortalarında uygulanan kırık tedavileri, kapalı redüksiyonun yetersiz kaldığı vakalar olduğunu göstermiştir. Bunun sebebi olarak, kırık yüzeylerinin tam temasının sağlanamaması gösterilmiştir. Bu nedenle Müller ve ark. (1987) iskeletsel kırıklarda açık redüksiyonu savunmuş ve tedavi prensiplerini belirlemiştir. Bunlar;

1. Anatomik Redüksiyon
2. Rijid İnternal Fiksasyon
3. Kanlanmanın sağlanabilmesi için yumuşak ve sert dokuda atravmatik çalışma
4. Erken fonksiyonel mobilizasyondur.

Bu temel prensiplerin ardından açık redüksiyon uygulamaları ve internal fiksasyon yöntemleri üzerine farklı metodlar geliştirilmiştir (1).

İnternal fiksasyon tel, vida, plak ve pin gibi direk uygulanan fiksasyon araçları ile yapılan fiksasyon metodu olarak belirtilmektedir, internal fiksasyon, rijit, yarı rijit ve rijit olmayan şekilde ayrılmaktadır. Rijit fiksasyon, iyileşme sürecinde aktif iskeletsel fonksiyona izin verecek şekilde uygulanan ancak kırık segmentler arasında harekete izin vermeyen bir fiksasyon tipidir. Bununla birlikte kırık yüzeylerinin birbirleri ile temasının tam olarak sağlanamadığı fiksasyon uygulamalarında yardımcı olarak immobilizasyon uygulamaları gerekebilmektedir. Bu fiksasyona rijit olmayan fiksasyon adı verilmektedir. Yarı rijit olan fiksasyon uygulamalarında ise kırık segmentleri arasında belirli bir ölçüye kadar fonksiyonel hareketler kabul edilebilmektedir (2).

Yapılan birçok araştırmada maksillofasiyal bölgede meydana gelen kırıkların tedavilerinde geleneksel olarak titanyum plak ve vida sistemi uygulanmıştır.

İlk kez Luhr (1960), vityum kompresyon plaklarını ve kullanımlarını tanımlamıştır. Biyoyumlu vityum ve titanyum gibi materyallerin keşfi ile bu materyallerin kırık tedavilerinde kullanımı artmıştır. (3).

Titanyum, yer kabuğunda alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en bol bulunan metaldir. Titanyumun medikal ve dental implantlar alanındaki uygulamaları, mükemmel biyoyumluluğu, korozyon direnci ve tercih edilen fiziksel ve mekanik özellikleri nedeni ile son yıllarda oldukça artmıştır. Saf titanyum, dental implantlar, yüzey kaplamaları ve daha yeni olarak kuronlar, parsiyel ve tam protezler ile ortodontik tellerin üretiminde kullanılmaktadır. Bunun yanında, bu işlemler için bazı titanyum alaşımlar da kullanılmaktadır (4,5,6,7).

Titanyumun bulunduğu ortama karşı olan elektrokimyasal direnci, temel olarak ince, dirençli ve çok koruyucu yüzey oksit tabakasına bağlıdır. Titanyum, oda sıcaklığında 3-5 nm kalınlığında çok stabil bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksit tabakası temelinde titanyum oksit'tir (TiO_2) (8). Bu kesintisiz, dirençli ve kuvvetli bağlantılı stabil yüzeyli oksit tabakası, korozyon direnci ve biyoyumluluk için temel oluşturur. Eğer yüzey oksit tabakası zarar görürse, ortamda hava ya da suyun varlığında kendini hemen yenileme özelliğine sahiptir. Titanyum üzerindeki koruyucu pasif oksit tabakası, geniş bir pH ve sıcaklık aralığında stabilizasyonunu kaybetmez. Genelde, orta dereceli indirgeyici, nötral ya da yüksek derecede okside edici çevrelerde yüksek sıcaklıklara kadar dirençlidir. Sadece çok yüksek derecede indirgeyici ortamlar, oksit tabakasının parçalanmasına ve korozyon oluşmasına neden olabilir. Bu ise normal ağız ortamında mümkün değildir (5,9,10,11,12).

Titanyum inert ve biyoyumlu bir materyaldir, yüksek biyomekanik özellikleri ve sertliğinin yanısıra kolay şekillendirilebilir. Piyasada bulunan titanyum materyaller, titanyum ve oksijen içerir. Günümüzde titanyum, oksijen içeriğine göre I-IV arasında sınıflandırılmaktadır (Tablo 1). Titanyum ile yaşayan doku ve kemik arasındaki bağ, bağlanma yüzeyi boyunca ve ona dik gelen kuvvetlere karşı direnç gösterir. Titanyum kraniyofasiyal cerrahide kullanılan diğer materyallere göre (paslanmaz çelik, vityum) en iyi korozyon direnci gösteren materyaldir. Her ne kadar kemiğe oranla çok daha yüksek olsa da,

metallere oranla daha düşük elastisiteye sahiptir. Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) etkileşimi açısından daha uyumludur (13).

Tablo 1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyumların içerikleri ve materyal özellikleri

Derece 1	Düşük oksijen içeriği, düşük direnç
Derece 2	Standart oksijen, orta direnç
Derece 3	Orta dereceli oksijen miktarı, yüksek direnç
Derece 4	Yüksek oksijen miktarı, ekstra yüksek direnç

Titanyum sistemleri günümüzde yaygın olarak kullanılmakla birlikte çeşitli komplikasyonları da bulunmaktadır. Bunlar, yumuşak dokuda ve özellikle lenf nodülleri üzerinde karşılaşılan titanyum partikülleri (14), ısı iletkenliği, maksiller sinuzite sebep olma olasılığı, kabul edilemez derecede palpe edilebilme (15), alerjik hipersensitivite (16), kimyasal karsinojenler (17) ve enfeksiyon riski (18)'dir.

Ferguson ve ark. (1960), tavşan kasına implante edilen titanyum vidalardan titanyum salınımını araştırdıkları çalışmalarında kas dokusunda fazla miktarda titanyuma rastladıklarını belirtmektedirler. (19)

Metalik fiksasyon sistemleri ile ilgili olarak Bostman ve ark. (1991), Bergsma ve ark. (1993) vida içerisinde oluşan stress ve korozyon sebebiyle ortaya çıkan kemik atrofisini veya osteopeniyi saptamışlardır (20,21). Bunlarla birlikte radyografik görüntüleme ve radyasyon tedavisinde parazitlenme oluşması, alerjik reaksiyonlar, kranioorbital cerrahide intrakranial migrasyon ve büyümenin engellenmesi gibi problemler de rapor edilmektedir (22,23). Bu komplikasyonlarla karşılaşmamak amacıyla, plakların çıkartılması önerilmektedir.

Hacimli titanyum plakların ise hastada konforsuzluğa, termal hassasiyete ve plak çevresindeki sert ve yumuşak dokuda makro ve mikroskobik doku yıkımına sebep olduğu bildirilmektedir (24,25).

Francel ve ark. (1992) hastalarının %12'sinin plaklarını çıkartmak için başvurduklarını rapor etmiştir (26). Schmidt ve ark. (1998) araştırmalarında Le Fort 1 osteotomisi hastalarının %11'inin enfeksiyon ve plak ekspozisyonu sebebiyle plaklarının çıkarılmasının gerekliliğini rapor etmektedirler (27).

Tuovinen ve ark. (1994) retrospektif çalışmalarında, titanyum miniplaklarla tedavi edilen 279 hastanın 10 tanesinde postoperatif enfeksiyon geliştiğini, enfeksiyon oranının %3,6 olduğu ve 32 (%11,5) hastanın plaklarının çıkartılması gerektiğini bildirmektedir (15).

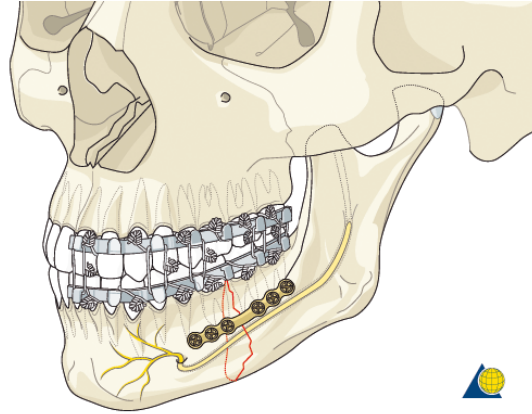
Kim ve ark. (1997) yaptığı çalışmada bağ dokusunda titanyum depozisyonu gözlenmiştir. Özellikle makrofajlarda, fibroblastlarda ve kemik dokusunda görülebilir düzeyde olduğu belirtilmiştir. Titanyum miniplakların çevresinde yumuşak ve sert dokuda lokal makroskopik ve mikroskopik doku yıkımları gözlenmiş ve bulgular sonucunda titanyum miniplakların kemik iyileşmesinden sonra çıkarılması gerektiği bildirilmektedir (28).

Matthew ve Frame (1999) 23 oral ve maksillofasial cerrah ile miniplakların çıkartılması ile ilgili olarak görüşmüş ve 21'inin titanyum fiksasyon sistemi kullanmakta olduğunu ve hiçbirinin düzenli olarak miniplak çıkartmamakta olduğunu rapor etmiştir. Toplam miniplak çıkartılma oranı %5 ile %40 olarak rapor edilmiştir. Plak çıkartma sebeplerini ise, enfeksiyon (%20), yara iyileşmesinde sorun ile plak ekspozisyonu (%12), ısı iletkenliği (%4), psikolojik sebepler (%4) olarak belirtmektedir (29).

Meningaud ve ark. (2001) plakları kaplayan yumuşak dokularda titanyum konsantrasyonunu inceledikleri çalışmasında, 2 yılda 51 hasta

incelenmiş, total ve çözülebilir titanyum miktarları planlama süresince karşılaştırılmıştır. Plakları çevreleyen yumuşak dokudaki ortalama titanyum miktarı $1306\mu\text{g/g}$ kuru doku olarak bulunmuştur. Ortalama çözünebilir titanyum miktarı ise $0,53\mu\text{g/g}$ kuru doku olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda, osteosentez sırasında dokuya geçen bu titanyum düzeylerinin daha sonraki dönemlerde sabit kaldığı gösterilmiş ve dolayısıyla hastanın şikayeti yoksa titanyum plak ve vidaların çıkarılmasının zorunlu olmadığı belirtilmektedir (30).

İslamoğlu ve ark. (2002) maksillofasial kırıklarda miniplak ve vidalarla ilgili komplikasyon ve çıkartılma oranlarının incelendiği çalışmasında miniplak ve vida çıkartılma oranlarını %7 olarak belirtmektedir. Bunların %4,4'ü mandibuladan (Resim 1), %1,4'ü zigomatikofrontal alandan, %0,7'si infraorbital alandan, %0,3'ü alveol kemiğinden, %0,3'ü frontal sinus duvarından çıkartılmıştır. Çıkartılma sebepleri ise, enfeksiyon (%2), ekspozisyon (%1,7), dişeti altından görünürlük (%1,4), ağrı (%1), plak kırılması (%0,3) olarak belirtilmektedir. Bununla birlikte miniplak çıkartılmasından sonra fiziksel şikayetlerin son bulduğu rapor edilmektedir (31).

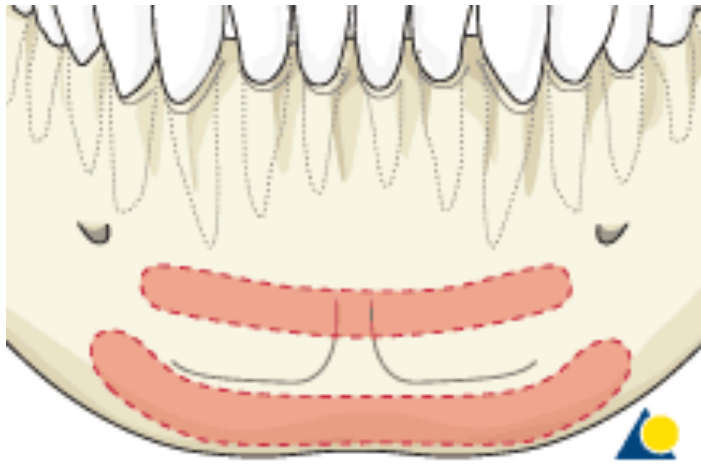


Resim 1. Mandibula Korpus Kırığında Mini plak

Champy Prensipleri

Simfizis kırıkları

Bu bölgedeki torsiyon güçlerini etkisizleştirmek için gerilim bandı plağı (tension band plate) veya ark bar ile sabitleme yapılmalıdır (Resim 2). Kırık parçalar ark bar ya da asistan yardımıyla redükte edildikten sonra ilk olarak kaudal plak sabitlenmeli, sonra gerilim bandı yerleştirilmelidir (32).



Resim 2. Simfizis Kırığında Miniplakların Konumlandırılabilceği Alanlar

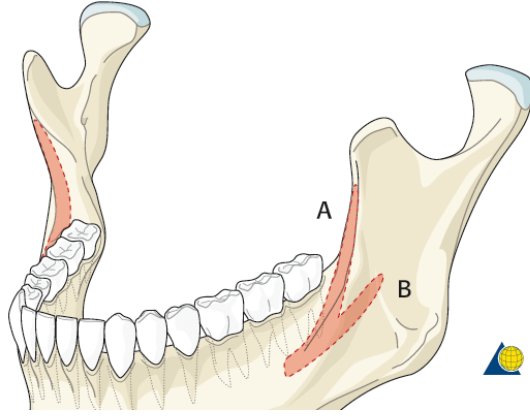
Parasimfizis Kırıkları

Mental foramenin posteriorundaki parasimfizis ve korpus kırıkları anatomik olarak olumlu kırıklar sınıfındadır ve tek plak ile sabitlenebilirler. Anterior kırıklarda ise gerilim bandı yerleştirilmesi gereklidir. Plak yerleştirilmesi sırasında vida deliklerinin (diğer dişlere göre daha uzun köke sahip) kanin diş köküne ve mental sinir trasesine denk gelmemesine dikkat edilmelidir (32).

Angulus Kırıkları

Angulus kırıklarına submandibüler bölgede yapılan ekstraoral insizyonlarla veya gingivobukkal hattın ramusa uzatılan intraoral insizyonlarla ulaşmak mümkündür. Ekstraoral yaklaşım, redüksiyon ve plak yerleştirme açısından kolaylık sağlasa da marjinal mandibüler dal hasarı riski mevcuttur.

İntraoral yaklaşımda ya transbukkal trokar-retraktör sistemi, ya da açılı matkap ve tornavidalar kullanılır. Kırığın doğrultusuna ve olumlu-olumsuz kırık oluşuna göre oblik hat üzerine yerleştirilen bir mini-plak sabitleme için yeterli olmaktadır (Resim 3) (32).



Resim 3. Mandibula Angulus Kırığında Miniplakların Konumlandırılabilceği Alanlar

Resorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri

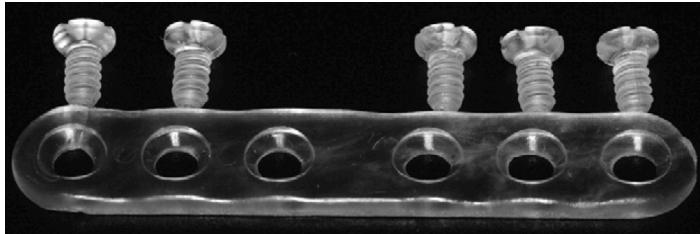
Rezorbe olabilen materyaller titanyum sistemlerin yarattığı komplikasyonlar ve ikinci cerrahi gereksinimleri dolayısıyla metal alaşım plaklara alternatif olarak üretilmiş materyallerdir ve maksillofasiyal cerrahi alanında kullanılmaktadır. Bu materyallerin güvenilirliğini ve etkinliğini inceleyen çalışmalarda başarılı sonuçlar rapor edilmektedir (33,34).

Araştırmacılar bu materyallerin ideal özelliklerini, degradasyon oranının ve güç kayıplarının tahmin edilebilir olması, materyalin toksik ve alerjik olmaması, biyolojik olarak uyumlu olması, minimum morbiditeye sebep olması, fonksiyonel yüklemeye dayanabilmesi, uygun oranlarda çözünerek tamamen rezorbe olabilmesi olarak bildirmektedir (35).

Rezorbe olabilen materyallerin ilk kullanımı bir suture materyali olan

katgüt (kollogen) ile başlamıştır. Katgüt, proteolitik olarak çözünür ve dokulardan fagositoz yolu ile ayrılır, bu da dokuda lokal bir inflamasyon oluşmasına neden olmaktadır. Kırık fiksasyonunda kullanımları ise ilk defa PGA sutur ile Schmitt ve Polistina tarafından (1969) gerçekleştirilmiştir. Ancak araştırmacılar bu çalışmanın sonuçlarını bilimsel bir rapor olarak bildirmemişlerdir. Roed- Petersen iki genç hastanın ileri derece disloke kırıklarını PGA suture materyali kullanarak tedavi etmiştir. Altı haftalık intermaksiller fiksasyon (İMF) sonunda problemsiz iyileşme görüldüğü bildirilmektedir (36).

Rezorbe olabilen materyallerle ilgili bu ilk raporlardan sonra, Polidoksanon (PDS), Poliglikolik Asit (PGA), Polilaktik Asit (PLA), Ko-Polimerler ile güçlendirilmiş biyo çözünür materyaller gibi farklı rezorbe olabilen materyaller geliştirilmiş (Resim 4) ve bu materyaller ile ilgili yapılan çalışmalar rapor edilmektedir.



Resim 4. Rezorbe olabilen plak ve vida

Poliglikolik Asit (Poliglykolit, PGA) :

PGA sert, kahverengi kristalin polimerdir ve birçok çözücü içinde çözünmez. Erime derecesi 224-226°C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 36°C'dir. Hidroliz yolu ile çözünür ve spesifik olmayan esterazlar ve karboksipeptidazlarca yıkılır. Glikolik asitin monomerik birimleri idrar ile atılır ya da enzimatik olarak H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Molekül ağırlığına, saflığına, kristalizasyonuna ve ayrıca büyüklük ve şekline göre değişkenlik gösterse de 6 haftada mekanik direncini yitirir ve birkaç ayda tamamen çözünür. Çözünme in vivo ortamda in vitroya göre daha hızlıdır. Bunun nedenini hücrel enzimlere bağlamak mümkündür. Mekanik direncini çok çabuk kaybetmesinden dolayı çok

fazla yük almayan bölgelerde kemik fiksasyonunda kullanılmaktadır (37).

Resorbe olabilen materyallerle ilgili bu ilk raporlardan sonra, PGA, PDS, PLA, Ko-Polimerler ile güçlendirilmiş biyo-çözünür materyaller gibi farklı rezorbe olabilen materyaller geliştirilmiş ve bu materyaller ile ilgili yapılan çalışmalar rapor edilmektedir.

Polidioksanon (PDS) :

Renksiz bir kristalin polimeridir. Oda sıcaklığında plastik özelliktedir, erime derecesi 110°C'dir. Hidroliz yoluyla çözünür ve artık ürünler genelde idrar ile geri kalanlar ise feçes ve ekshalasyon yolları ile atılır. Genellikle 6 ay içinde çözünür ve sadece implantın çevresinde az miktarda lokal inflammasyon görülür. PDS'den yapılan implantlar etilen oksitle steril edilebilirler. Ortopedik cerrahide yumuşak doku cerrahilerinde, tendon, ligament cerrahisinde tercih edilir. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanımı azdır (37).

Polilaktik Asit (Polilaktit, PLA) :

Polilaktik asit soluk renkli, yarı kristalin yapıda bir polimerdir. Erime derecesi 174°C'dir. L ve D konfigürasyonuna göre dört biçimde bulunabilir. Hidroliz ile yıkılıp ve H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Mekanik özellikleri, sterilizasyon metoduna ve materyalin büyüklük ve şekline göre değişse de PGA ve PDS'den daha dirençlidir ve daha uzun sürede çözünür. Tamamen çözünme süreci birkaç yıldır. PLA'nın kopolimeri olan D-laktit, L-laktit, poli-D-laktit hücrel enzimatik tepkimeler sonucu daha hızlı çözünmektedir. PLA etilen dioksit ile steril edilebilir. Gama ışıması PLA'nın moleküler ağırlığını belirgin bir şekilde düşürür ve bu nedenle de çözünme sürecini kısaltır (37).

Kırık fiksasyonunda sıklıkla kullanılan sentetik biyoçözünür materyaller olan PDS, PGA yüksek moleküler ağırlıklı alfa hidroksi asit polimerleridir. Bunlardan PGA ve PLA, güçlendirilerek daha güçlü materyal özellikleri kazandıkları için en sık kullanılan materyaller olmuştur (38,39).

Ko-Polimerler :

PGA ve PLA biraraya getirilerek kopolimerler oluşturulmuştur. İçerikteki oranlarının farklılıklarına göre maddenin özellikleri değişebilmektedir. PGA içeriği arttıkça kopolimerin daha hızlı çözündüğü ya da azaldıkça daha yavaş çözündüğü bildirilmektedir. Günümüzde PLA/PGA polimerleri sütur materyali olarak çok sık kullanılmaktadır (37).

Güçlendirilmiş Rezorbe Olabilen Materyal:

Güçlendirilme tekniği Tormala (1992) tarafından geliştirilmiştir(38). Bu sayede kırık fiksasyonu için yeterli dayanıklılıkta PLA ve poligliserol ürünleri elde edilebilmektedir. Bu teknikte polimerik fiberler, aynı polimerden oluşan matriksle birleşirler. Bu teknikte geliştirilmiş materyaller kırık stabilizasyonu için yüksek güce sahiptir (37,40). Zaman içinde bu materyallerin kimyasal yapıları değiştirilerek daha güçlü hale getirilmiştir. Poli-L-Laktik asit (PLLA), günümüzde en çok tercih edilen güçlendirilmiş rezorbe olabilen polimerize bir plaktır. Ortognatik ve pediatrik cerrahi başta olmak üzere, orta yüz ve mandibula kırıklarının redüksiyonunda, kraniofasiyal rekonstrüksiyonda güvenilirliği, deneysel ve klinik olarak kullanımı kanıtlanmış bir osteosentez materyalidir (41,42,43). PLLA'nın da biyoyumluluğu bir çok çalışmayla incelenmiştir. Kulkarni ve ark. (1966) cerrahide kullanılan rezorbe olabilen biyomateryal olan PLA'nın biyoyumluluğunu rapor etmişlerdir. PLLA'nın mükemmel biyoyumluluğu genel olarak kabul edilmiş, bununla beraber bu materyalin inflamatuvar doku cevabı ve geç yan etkilerini hayvan ve klinik çalışmalarda rapor etmişlerdir (33). PLLA biyodegradasyonun 5 yıl kadar sürdüğü ve PLLA polimerinin biyodegradasyonu sürecinde yabancı madde cevabı olduğu rapor edilmiştir (21,44,45). D, laktik asit ve L, laktik asidin PLLA'ya eklenmesi ile bu yüksek kristalitenin azaldığı ve biyodegradasyonun hızlandığı saptanmıştır (46,47). Bu sistem vücutta yavaşça çözünür, streslerin kemiğe dereceli olarak geçmesine izin verir ve osteoporöz riskini azaltır (8,48).

Günümüzde saf PLA yerine L-laktik asit ve D-laktik asit (DLA) ko-polimerleri kullanılmaktadır, böylece amorf ancak yeterli mekanik dayanıklılık

gösteren bir yapı elde edilmektedir (50). PLLA ile PGA, plak ve vidalara sertlik, dayanıklılık kazandırırken, D-L-polilaktik asit (DLPLA) rezorbe olma süresini belirlemektedir. Eklenen trimetilen karbonat ile plaklara esneklik kazandırılmaktadır. Günümüzde bildirilen rezorbe olma süresi 12-16 aydır. Rezorbe olabilen polimerlerin resorpsiyon süreleri ve direnç miktarları Tablo-2 ve Tablo-3’de gösterilmektedir.

Tablo 2 . Biyorezorbe olabilen polimerlerin rezorpsiyon süreleri

POLİMER	KRİSTAL	DİRENÇ KAYBI VE REZORPSİYON BAŞLANGIÇ SÜRESİ(ay)	TAM REZORPSİYON SÜRESİ (ay)
PGA	Yarı kristal %45-55	1 aydan sonra	6-12
PLA		2-3	
PLLA	Yarı kristal %37	6-12	24-48
PGLA	Amorf		vicrly suturlar(%10 PLA+%90 PGA) 3-7
PDLLA	Amorf	6ay içerisinde %90 12ay içerisinde %100	12-16

Tablo 3. Biyorezorbe polimerlerin direnç ve sertlikleri

Polimer	Kristal	Gerilme direnci(Mpa)	Gerilim katsayısı(Gpa)
PGA	Yarı kristal	60-80	5-7
PLLA	Yarı kristal	60-70	3
PDLLA	Amorf	40-50	2

Rezorbe olabilen plaklar son 30 yıldır çene yüz cerrahisinde kullanılmaktadır ve yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plak ve vidaların, internal fiksasyona, metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmektedir. Cutright ve Hunsuck (1972), Rozema ve ark. (1990) hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmalarda, orbita blow-out kırıklarında; Getter ve ark. (1972), Bos (1989a), Bos (1989b), mandibula kırıklarında; Rokkanen ve ark. (1985) mandibular osteotomilerinde rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir (34,38,42,50,51,52).

Bergsma ve ark. (1993) rezorbe olabilen materyallerin bir avantajının da fonksiyonel kuvvetleri kemiğe daha az iletmeleri olarak belirtilmektedir (21).

Niederellmann ve Bührmann (1983) mandibular angulus kırıklarında fiksasyon için PDS çekme vidalarını kullanmışlar ve İMF uygulamadan problemsiz bir iyileşme gözlediklerini bildirmişlerdir (53). Iizuka ve ark. (1991) PDS plaklarını 20 hastada orbita tabanının travmatik defektlerinin rekonstrüksiyonunda uygulamışlar ve PDS materyalinin orbita tabanı kırıklarının tedavisi için uygun olduğunu ancak 1-2 cm'den daha büyük defektlerde kullanılmasının uygun olmadığını bildirmişlerdir. Materyalin kolayca tolere edildiğini ve tamamen absorbe olduğu da bildirilmektedir (54).

Rezorbe olabilen miniplak ve vidaların materyali suya ve karbondioksite ayrışarak vücut tarafından tamamen absorbe edildiğinden, plağın ve/veya vidanın çıkartılmasına ihtiyaç duyulmamaktadır (55,56). Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerin, metal plak sisteminin en büyük dezavantajlarından olan osteopörotik değişiklik, kemik rezorbsiyonuna sebep olan stres hattı, büyümekte olan çocuklarda büyümenin kısıtlanması gibi dezavantajları yoktur. Metallerin aksine resorbe olan plakların ve vidaların serbest iyon oluşturma ve organlarda birikme gibi dezavantajları da yoktur (57). Bununla birlikte bu materyallerle, radyografilerdeki artefaktlar ve saçılma etkisi de elimine edilebilmektedir.

PLDLA kullanılarak yapılan bir çalışmada 12 erişkin koyunda kondil bölgesinde kırık oluşturulduktan sonra fiksasyon vida ve plaklarla gerçekleştirilmiştir. 2, 6, 12 ve 24. aylarda makroskopik ve histolojik olarak yapılan değerlendirme sonucu, 6. ay sonunda örneklerde rezorbe olabilen plağa rastladıkları, 12. ay sonunda PLDLA'nın yabancı madde cevabı oluşturmaksızın tamamen rezorbe olduğu rapor edilmektedir (58).

Rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin çeşitli dezavantajları bulunduğu da bilinmektedir. Majör dezavantajları self-tapping olmamalarıdır. Bu nedenle, diğer yöntemlere oranla operasyon zamanı uzamaktadır. Ayrıca, ekonomik olmamaları, uyumlama ya da yerleştirme sırasında kırılabilmeleri ve lokal dokuda yabancı madde reaksiyonuna neden olabildikleri de ileri sürülmektedir (59).

Biyomekanik Özellikleri:

Rezorbe olabilen sistemlerle ilgili tartışma konularından biri de bu sistemlerin biyomekanik özellikleridir. En genel tanımıyla biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanik çalışmalarında, mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği, hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvetlerin etkisi, canlı ve cansız dokular üzerinde zorlanma durumları incelenmekte, tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir (60). Bazı araştırmacılar rezorbe sistemlerin direncinin kırık stabilizasyonu için yeterli olduğunu savunurken, bazıları da yüksek direnç gereken bölgelerde başarılı olmadıklarını savunmaktadır.

Matsusue ve ark. (1991) saf PLLA'nın direncini 25 haftada kaybettiğini, ancak tamamen rezorbe olmasının 2 yılı bulduğunu göstermişlerdir. Saf PGA ise, çabuk çözünmekte, 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybetmektedir. Bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebilmektedir (61).

Claes (1992), rezorbe olabilen internal fiksasyon vidalarının mekanik özelliklerini metalik plak ve vida sistemleri karşılaştırmış ve rezorbe olabilen materyallerin eşit hatta biraz daha fazla esneme direncine sahip olduklarını gözlemlemiştir. Ayrıca, rezorbe olabilen implantların kimyasal özellikleri dolayısıyla stres altında uğradıkları esnemenin titanyum implantlardan 10 kat daha fazla olabildiğini vurgulamışlardır. Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plak ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmektedir (17).

Köpeklerde ve koyunlarda yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, internal fiksasyonun biyouyumlu ve biyodegrede olabilir olduğu kanıtlanmıştır (42,51).

Koyun çenesi, cerrahi teknikler ve materyallerin değerlendirilmesi için boyut, şekil ve yapısal açılarından insana en yakın modellerden biridir (63) ve bir çok araştırmacı tarafından mandibular osteotomi ve fraktürlerin simulasyonunda kullanılmıştır (42,44,48,49,51,63,64,65,66,67).

Suuronen (1991), 20 yetişkin koyun mandibulasında yaptıkları çalışmada oluşturdukları kondil kırıklarını titanyum ve güçlendirilmiş PLLA vida sistemleri ile fikse etmişler ve güçlendirilmiş PLLA grubunda konsolidasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar, bunu PLLA'nın elastik modulusunun kemiğinkine çok yakın olması ile açıklamaktadır (48).

Wittenberg ve ark. (1991), domuz kaburgasında yaptığı çalışmada, PLLA vidalar ile metalik vidaları 3 nokta eğilme testi ile karşılaştırmış ve her iki sistem arasında istatistiksel olarak belirgin bir farkının olmadığını ve PLLA vidaların az stres alan bölgeler için uygun bir fiksasyon materyali olabileceğini önermiştir (24).

Kohn ve ark. (1995), insan kadavra mandibulası kullandıkları çalışmalarında, PLLA/PGA ve titanyum bikortikal vidaların kantilever yükler altındaki yer değiştirmelerini değerlendirmişler ve oluşan stresleri

karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda titanyum bikortikal vidalarla fikse edilen modellerde oluşan kesme stresin rezorbe olabilen vidalarla fikse edilen modellere göre istatistiksel olarak olumlu olarak belirgin derecede farklı olduğu vurgulanmaktadır (25).

Kallela ve ark. (1999) koyun mandibulası üzerinde PLLA/PGA ile yaptıkları çalışmada angulus mandibula kırıkları tedavisinde rezorbe olabilen ve titanyum plak ve vida sistemleri karşılaştırılmıştır. 3,6,12 ve 24 hafta sonrasında mikroradiyolojik olarak incelemelerde bulunulmuştur. Çalışmanın sonucunda titanyum plakların stabilite açısından daha üstün olduğu bildirilmektedir (46).

Dolanmaz ve ark. (2004), koyun mandibulasında sagittal split ramus osteotomisinde (SSRO) titanyum ve rezorbe olabilen (82/12, PLLA/PGA) plak ve vidaların fiksasyonunu karşılaştırmışlar ve sonuç olarak 10 ile 50N kuvvet aralığında yerdeğiştirme miktarının her iki materyal için istatistiksel olarak farklılık gösterdiğini ve rezorbe olabilen plak ve vidaların fiksasyonunda erken post-operatif dönemde intermaksiller fiksasyonun gerekli olabileceğini rapor etmişlerdir. Bununla beraber 50N ile 140N kuvvet aralığında da benzer sonuçlar olduğunu bildirmektedirler (65).

Cilasun ve ark. (2005) 20 adet koyun hemi-mandibulasında SSRO ile 5 mm. iletim ve ters L şeklinde yerleştirilen titanyum ve PLLA/PGA (82:18) bikortikal vida ile fiksasyonunu takiben, maksimum çiğneme kuvveti olan 150N'a kadar yükleme sonrasında fiksasyon güvenliği açısından iki materyal arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını bildirmektedirler. Sonuç olarak rezorbe olabilen materyallerin titanyum materyaller kadar etkin bir fiksasyon sağlanabildiği bildirilmektedir (67).

Chacon ve ark. (2005) kadavra angulus mandibula kırığı oluşturarak Champy prensibine göre 4 delikli 2,0 mm titanyum ve 4 delikli 2,1mm rezorbe olabilen plak yerleştirilerek fikse edilen invitro çalışmada, 30 lb (133,4 N) vertikal kuvvet karşısında plaklardaki gerilmeyi, çiğnemeyi taklit eden 3 dakikalık süreçte

ardışık 10 yükleme yaparak kaydetmiştir. 2 sistem arasındaki titanyum plak ve vida sistemlerinin üstün olduğu yönünde biyomekanik farklılığı göstermişlerdir. Fakat bu bulguların doğrulanması için daha çok sayıda örneğin bulunduğu çalışmaların yapılması gerektiği bildirilmektedir (68).

Ricalde ve ark. (2005) meşe ağacından yapılmış mandibula üzerinde oluşturulan osteotomilerde titanyum plak ve vidaların, rezorbe olabilen plak ve vidaların fiksasyon gücünü karşılaştıran ilk invitro çalışmayı 2005 senesinde yapmışlardır. 4 delikli 2,0 mm titanyum plak sistemlerin kullanıldığı grupta $207,9 N \pm 44,1 N$ maksimum kuvvette 7,8 mm yerdeğişimi, 4 delikli 2,2 mm rezorbe olabilen plak sistemin bulunduğu grupta ise $154 N \pm 10,7N$ maksimum kuvvette 7,1mm yerdeğişimini bildirmişlerdir. Titanyum sistemlerin vertikal kuvvetler karşısında rezorbe olabilen sistemlere göre deformasyona daha çok direnç gösterdiğini rapor etmektedirler (69).

Jain ve ark. (2006) yaptığı biyomekanik çalışmada ise Champy yöntemine göre fikse edilen angulus mandibula kırığında 4 ayrı rezorbe olabilen sistemi 24 kadavra mandibulasında karşılaştırmışlardır. 3 hemimandibulayı kontrol grubu olarak titanyum plak ve vidalarla fikse etmişlerdir. Fakat kontrol grubundaki sayının az olması, titanyum ve rezorbe olabilen sistemler arasında fark olup olmadığı hakkında kesin bir bilgi vermemekle beraber, sadece titanyumun fiksasyon etkinliğini gösteren genel bir bilgi edinildiğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmada insizal bölgeden uygulanan doğrusal yükleme sonrası fiksasyon materyallerinde kalıcı deformasyon olduğu andaki kuvvetler karşılaştırılmıştır. Sonuçta ise rezorbe olabilen sistemle fikse edilmiş olan gruplarda 34,6 N'dan 137,8 N'a kadar uygulanan kuvvetlerde başarısız sonuçlar elde edildiğini bildirmektedirler (70).

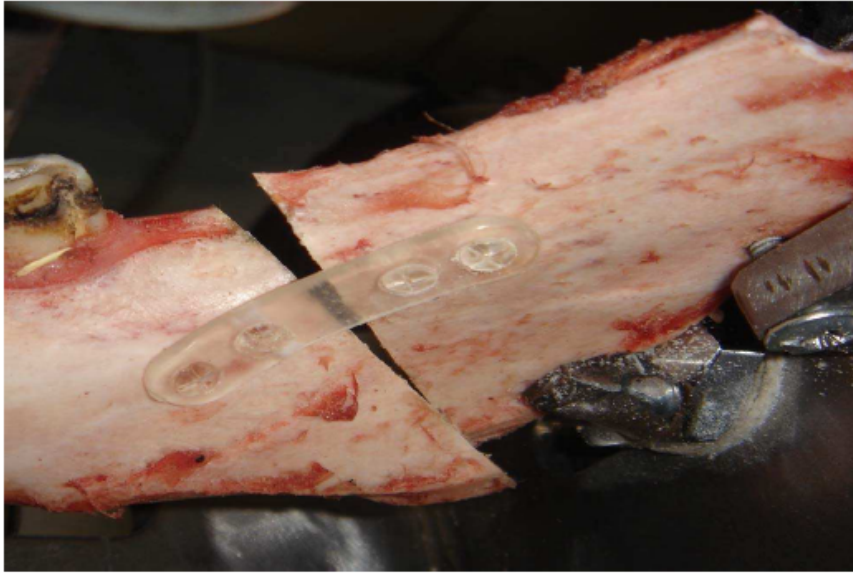
Tominaga ve ark. (2006), 18 sentetik mandibula üzerinde subkondiler kırık fiksasyonu için tek 4 delikli mini adaptasyon plağı, çift 4 delikli mini adaptasyon plağı, tek 4 delikli mini dinamik kompresyon plağı, Eckelt çekme vidası sistemi, Wurzburg lag screw plak sistemi ve çift 4 delikli PLLA plak sistemi kullanmışlardır. Yazarlar, çift adaptasyon plağının diğer sistemlere göre daha üstün

olduğunu, PLLA sisteminin de kabul edilebilir sonuçlar verdiğini ancak kondil kırığı fiksasyonu için bu bölgede çift uygulanması gerektiğini vurgulamaktadırlar (71).

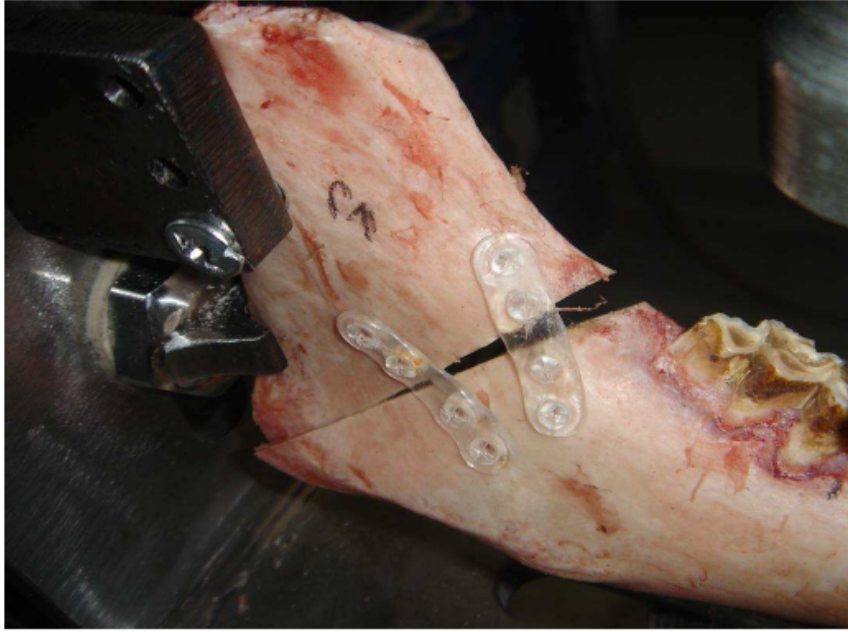
Bayram ve ark. (2007) yaptığı araştırmada, 22 adet koyun hemimandibulasında angulus mandibula kırığı titanyum ve rezorbe olabilen sistem plak ve vidalar ile fikse edilmiş, 20 N, 60 N, 100 N, 120 N, 150 N, 200 N’da kuvvet uygulanmıştır. Yer değiştirme miktarları, kırılma noktalarındaki maksimum yer değiştirme miktarları ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler incelenmiştir. Kontrol edilen her kuvvet aralığında fiksasyon güvenliği açısından iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve yer değiştirme miktarının titanyum plak ve vidalarda daha az olduğu tespit edilmiştir (72).

Esen ve ark. (2008) yaptığı araştırmada, 21 adet koyun hemimandibulası üç gruba ayrılmıştır. Angulus bölgesinde 45 derecelik açı oluşturacak şekilde monokortikal bir osteotomi oluşturulmuştur. Birinci gruptaki her bir hemimandibulaya Champy ve ark (1975)’nin tarif ettiği şekilde, eksternal oblik kenara 2,0 mm çaplı, 5 mm uzunlukta vidalar kullanılarak, 4 delikli ve proksimal delikleri arasında 9 mm mesafesi olan, bir adet monokortikal titanyum miniplak uygulanmıştır. İkinci gruba da yine Champy metodu rehber alınarak her bir örneğe 2,25 mm çaplı frezlerle yuva açılıp 2,5 mm çaplı yiv açıcı uygulandıktan sonra 2,5 mm çapında, 6 mm uzunluğunda rezorbe vidalar kullanılarak, 4 delikli ve yine proksimal delikleri arasında 9 mm mesafesi olan rezorbe olabilen plak uygulanmıştır. Üçüncü gruba ise biri eksternal oblik kenarın bukkal yüzeyine, diğeri de bu plağın 5 mm altına birinci plaktan farklı doğrultuda olacak şekilde iki adet rezorbe olabilen plak yerleştirilmiştir. Bu grupta 1,75 mm çaplı frezlerle yuva açılıp, 2,0 mm çaplı yiv açıcı uygulandıktan sonra 2,0 mm çapında, 5 mm uzunluğunda rezorbe olabilen vidalar kullanılarak, 4 delikli ve proksimal vidalar arasında 5 mm mesafesi olan rezorbe olabilen plaklar uygulanmıştır. Daha sonra her örneğe 100 N’ a kadar sürekli vertikal yönde doğrusal kuvvet uygulanmıştır. Gruplar arasında en az yer değiştirme titanyum grubunda izlenirken, en fazla yer

değiştirme miktarı tek rezorbe plak grubunda gözlenmiştir (Resim 3). İstatistiksel veriler incelendiğinde rezorbe plak grupları arasında 40 N'a kadar uygulanan kuvvetlerde yer değiştirme miktarında istatistiksel olarak bir fark izlenmezken (Resim 4), 40 N'dan sonra meydana gelen yer değiştirme miktarları arasında istatistiksel olarak fark gözlenmiştir. Titanyum miniplak ve vida sistemlerinin fiksasyon açısından rezorbe olabilen sistemlerden daha güvenilir olduğu rapor edilmektedir (73).



Resim 5. Tek rezorbe olabilen plakta deney sonunda görülen eğilme (73)



Resim 6. İki rezorbe olabilen plakta deney sonunda görülen eğilme (73)

Leenslag ve ark. (1987) PLLA miniplak ve vidalar kullanarak koyun ve köpeklerde deneysel olarak oluşturulan bilateral mandibula kırıklarını fiske ettikleri çalışmalarında kırık iyileşmesini radyografik ve klinik olarak değerlendirmişler ve iyileşmenin sorunsuz olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, postoperatif 3. ve 11. haftalarda plakları çıkartıp gerilim dirençlerini değerlendirmişler, 3. haftada 225 N olan gerilim direncinin 11 haftada 65 N'a düştüğünü gözlemlemişlerdir. Bu çalışmanın sonucu olarak PLLA'nın maksillofasial cerrahide, kırık fiksasyonunda kullanılabileceği belirtilmektedir (66).

Suuronen ve ark. (1992) koyun mandibulalarında yaptıkları SSRO'ları SR-PLLA ile fikse etmişler, 16 haftalık iyileşme süreci sonrası sakrifiye edilen deneklerden diseke edilen mandibulalara bükme testleri yapmışlar ve bunu sağlam koyun mandibulalarında yaptıkları bükme testleriyle karşılaştırmışlardır. Maksimum bükülme dirençlerinin opere edilmiş modellerde ortalama 1038 N, opere edilmemiş modellerde ise ortalama 517 N olduğunu gözlemişlerdir, SR-PLLA vidalarının mandibuler ortognatik cerrahi prosedürlerde güvenle kullanılabileceğini belirtmektedirler (74).

Suuronen ve ark (1997) koyunlarda tek taraflı mandibular gövde osteotomilerini SR-PLLA plak ve vidalarla fikse etmişler, 6., 12., ve 24. haftalarda radyolojik, mekanik ve histolojik değerlendirmeler yapmışlardır. Yapılan karşılaştırmalarda 6. hafta sonunda kemiği kırmak için gereken bükme kuvvetinin, plak uygulanmış tarafta, plak uygulanmamış tarafı kırmak için gereken kuvvetin %102'si olduğu gösterilmiştir. 12. haftada bu oran %114, 24. haftada ise %120'dir. Bu sonuçlarla, SR-PLLA plak ve vidaların fiksasyon için yeterli dirence sahip olduğu belirtilmektedir (63).

Çimen ve ark. (2011) yaptığı araştırma 20 adet sentetik mandibula modelinde mandibular kondil kırığını titanyum ve rezorbe olabilen sistem plak ve vidalar ile fikse etmişlerdir (Resim 6-7). Fikse edilen sentetik mandibulalara 320N'a kadar 50 N, 100 N, 150 N, 200N, 300 N, 320 N kuvvet uygulamışlardır. Kontrol edilen kuvvet aralıklarında fiksasyon stabilitesi açısından her iki sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yer değiştirme miktarının titanyum plak ve vidalarda daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlarla titanyum plak ve vida sistemlerinin rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinden daha etkin bir fiksasyon sağladığı laboratuvar ortamında gösterilmiştir. Deformasyon açısından değerlendirildiğinde yine titanyum plak vida sisteminin rezorbe olabilen plak vida sistemine üstünlüğü görülmüştür (Resim 8-9). Deformasyona uğradıkları maksimum kuvvet ve deplasman miktarı açısından değerlendirildiğinde, tek plak kullanılarak yapılan fiksasyonda, gerek titanyum gerekse rezorbe olabilen plak vida sistemleri erişkin çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında tek taraflı kondil kırıklarının fiksasyonunda yeterli olmadığı rapor edilmektedir (75).



Resim 7-8. Kırık hatlarına uygulanmış rezorbe olabilen plak (Sol) ve titanyum plak (Sağ) (75)

Titanyum plak ve vida sistemleri, sonlu eleman analizi açısından rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ile kıyaslandığında, plaklarda ve kemikte oluşan deformasyonlar ve deplasman açısından tek taraflı kondil kırıklarının fiksasyonunda tek plak uygulaması sonucunda titanyum plakların daha üstün olduğu, rezorbe olabilen sistemlerin bu bölgede titanyum için alternatif oluşturamayacağı görülmektedir (Resim 10-11-12) (75).



Resim 9-10. Titanyum plakta görülen kalıcı deformasyona örnekler. (75)



Resim 11-12-13. Rezorbe olabilen plakta görülen kırılma şekillerine örnekler. (75)

Bos ve ark. (1987) 10 hasta üzerinde stabil olmayan zigomatik kırıkların fiksasyonunda PLLA plaklar ve vidaları kullanmış, kırık iyileşmesinin problemsiz olmasını sağlayan gerekli stabiliteyi elde etmişlerdir. 2 yıllık takip sonrasında inflamasyona veya yabancı madde reaksiyonuna rastlanmadığı belirtilmiştir (76). Buna karşın yine Bos ve ark. (1989) yaptıkları bir başka çalışmada, fiksasyon sürecinin başlangıç ve final kısımları haricinde, akut veya kronik inflammatuvar reaksiyon gözlenmediğini belirtmektedirler (42).

Suuronen ve ark. (1994), 2,7 mm. çaplı iki adet SR-PLLA bikortikal vida ile üst sınırdan fiske ettikleri SSRO'ların postoperatif radyografik değerlendirilmeleri sonucunda İMF yapılmaksızın yeterli stabilitenin

sağlanabildiği, iyileşmenin komplikasyonsuz gerçekleştiği ve 23 aylık takip sonuçlarının olumlu olduğunu belirtmektedirler (77).

Pediyatrik kraniyal cerrahide rezorbe olabilen materyallerin kullanımını gösteren birçok çalışma vardır. Eppley ve ark. (1997) PLLA/PGA kopolimerlerini pediyatrik kraniyal deformite rekonstrüksiyonu için 100 hastada kullanmışlar ve materyalin güvenli ve etkili olduğunu rapor etmişlerdir (78).

Pediyatrik cranial defekt rekonstrüksiyonunda rezorbe olabilen sistemlerin etkili ve güvenilir olduğu belirtilmektedir (79,80).

Arnaud ve ark. (2009) pediyatrik cerrahide rezorbe olabilen materyellerden üretilen gereçleri distraksiyon osteogenezinde kullandıklarını ve distraksiyon osteogenezisi gibi yüksek materyal direnci gerektiren uygulamalarda rezorbe olabilen plağın, sistemin geneli için zayıf nokta oluşturduğunu belirtmektedirler (81).

Kallela ve ark. (1998) 2,7 mm. çaplı iki adet SR-PLLA bikortikal vida ile nörovasküler demetin üstünden fikse ettikleri SSRO'ların postoperatif klinik ve sefalometrik değerlendirmelerinde klinik olarak herhangi bir komplikasyon görülmediğini ve oluşan 1 senelik takip sonrası gözlenen relaps miktarının diğer RİF yöntemlerine göre farklı olmadığını ve bu sonuçlarla, SSRO'nun rezorbe olabilen vidalarla fikse edilebileceğini belirtmektedirler (82).

Edwards ve ark. (2001a), 20 ortognatik cerrahi hastasında üst çenede 2,0 mm'lik PLLA/PGA plak ve vida sistemi, alt çenede 2,5 mm'lik bikortikal vida sistemi kullanmıştır. Yazarlar, ileri derecede kemik hareketlerinin yapılmadığı durumlarda bu sistemin güvenilir ve titanyum plak ve vida sistemlerine alternatif bir sistem olabileceğini bildirmişlerdir (83).

Edwards ve ark.'nın (2001b) 20 ortognatik cerrahi hastası üzerinde yaptığı diğer bir klinik çalışmada PLLA/PGA ile fiksasyon yapılmış ve 18-24 ay

postoperatif takipte materyalin osteoliz oluşturmada tamamen rezorbe olduğunu bildirmiştir (84).

Yerit ve ark. (2002) yaptığı çalışmada 22 mandibula kırığı tedavisinde güçlendirilmiş PLLA fiksasyon materyali uygulanmış ve hastalar 24 hafta boyunca takip edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, 2 hastada mukozada açılma görülmüş ve bu hastalardan biri tekrar ameliyata alınarak fiksasyon titanyum ile sağlanmış, diğer tüm hastalarda mukoza iyileşmesi ve konsolidasyon sorunsuz olarak gerçekleşmiştir. Yazarlar immobilizasyon, fiksasyon ve stabilite açısından güçlendirilmiş PLLA'ların titanyuma alternatif, yeterli ve güvenilir bir fiksasyon materyali olduğunu bildirmektedir (85).

Landes ve Kriener (2003), iki farklı marka SR-(70L:30DL) PLLA 2,0 mm. miniplak ve vida sistemi ile fikse edilmiş SSRO'larda postoperatif 12 ay takip sonucunda osteosentez için yeterli stabilite sağladığını fakat hastaların %27'sinde plakta ayrılma, enfeksiyon, plağın açılması gibi komplikasyonların ve relapsın görüldüğünü rapor etmektedirler (86).

Suzuki ve ark., (2004) 14 hastada kondil kırığı fiksasyonunu PLLA ile yapmış ve 3 yıl boyunca klinik ve radyografik olarak hastaları takip etmişlerdir. Takipler sonucunda tüm hastalarda 35 mm ve üzerinde ağız açıklığı, stabil oklüzyon ve iyi bir anatomik redüksiyon sağlandığı ve herhangi bir enfeksiyon belirtisinin olmadığı bildirilmektedirler (87).

Mazzonetto ve ark. (2004), tek çene osteotomi sonrası SR-(70L:30DL) PLLA miniplak vida sistemi ile fikse edilmiş 30 hastada 180 günlük takipler sonucu iyileşmenin komplikasyonsuz olduğunu belirtmişler ve bu sonuçlarla SR-(70L:30DL) PLLA'nın diğer RİF tekniklerine alternatif olabileceğini vurgulamışlardır (88).

Yerit ve ark. (2005) yaş ortalaması 12 olan 13 hastada yapılan bir çalışmada mandibula kırıkları PLDLA rezorbe olabilen plak vidalar fikse edilmiş

ve 26,4 aylık takip süreci sonrası kullanılan rezorbe olabilen sistemin güvenli ve etkili bir yöntem olduğu rapor edilmiştir (89).

Landes ve ark. (2006) 30 hastada 50 travmatik veya patolojik kırığın fiksasyonunda P(L70/30DL)LA rezorbe olabilen miniplak ve vidalar kullanmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda 4.5 yıllık takip süresi sonrası daha küçük, daha rijid, daha ekonomik ve rezorbe olabilen plak ve vidaların gerekliliği rapor edilmiştir (90).

Laughlin ve ark. (2007) simfiz , angulus mandibula ve mandibular korpus kırığı olan 50 hastayı kapsayan bir çalışmada PLLA/PDLA ve PGA polimeri içeren rezorbe olabilen sistem kullanılmış ve uygulanan hastaların %6'sında enfeksiyon oluşumu bildirilmektedir. 12 adet resorbe olabilen vida, değişim esnasında kırılmış fakat yenisi yerleştirilmiştir. Bu sistemin 2mm'lik titanyum sistemle aynı performansı gösterdiği sonucu rapor edilmiştir (18).

Seemann ve ark. (2007), 30 hasta üzerinde trapezoid şekilli kondil bölgesi plakları ile kondil kırıklarını tedavi etmişler ve sonuçları sonlu eleman analizi ile değerlendirmişlerdir. Yazarlar, klinik ve deneysel olarak bu plakların yeterli mekanik dayanıklılık ve sertlik gösterdiğini rapor etmişlerdir (91).

METOD

Bu derleme için literatür araştırması online ve manuel olarak yapıldı. Online araştırma 1989-2013 yılları arasında Türkçe ve İngilizce yayınların, Pubmed (National Library of Medicine www.pubmed.com), Science Direct (www.sciencedirect.com) ve Google (www.google.com) internet adreslerinden yapıldı.

Manuel araştırma ise Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kütüphanesinde bulunan konuyla ilgili kitap, periyodik dergi ve basılmış materyaller kullanılarak yapıldı.

TARTIŞMA

1886'da ilk defa Hansmann tarafından uygulanan ve daha sonra Luhr (1968), Schmoker ve Spiessl (1973) tarafından geliştirilen RİF'nun mandibula kırıklarında rutin olarak kullanılmaya başlamasıyla geleneksel uygulamalar kısmen azalmış olsa da, günümüzde titanyum plak ve vidalarla ile yapılan RİF sonrası postoperatif periyotta İMF kullanımı da azalmaya başlanmıştır (3). Ancak RİF'nun bu önemli avantajının yanı sıra titanyum materyallerde ikinci bir cerrahi işlem ile fiksasyon materyalinin uzaklaştırılması gerekliliği, nörosensitif rahatsızlıklar oluşturması ve postoperatif okluzal uyumlamalar gerektirebilmesi gibi bazı dezavantajları da vardır. RİF'te uygulanan metallerin de mukoza altından görünürlüğü veya palpasyonda hissedilebilirliği, ekstrüzyona sebep olan gevşeme (70), soğuğa karşı hassasiyet oluşturma (54), vida migrasyonu (43), vida ve plak çevresinde oluşan gerilim ve korozyon sebebiyle ortaya çıkan kemik atrofisi veya osteopeniye neden olma (20,92) radyografik görüntüleme ve radyasyon terapisinde parazitlenme (22) alerjik reaksiyonlara sebep olmak ve çocuklarda uygulandığı takdirde kemiksi büyümenin engellenmesine sebep olması (95) gibi dezavantajları da bulunduğu bildirilmiştir. Bu nedenle rezorbe olabilen sistemlerin kullanımı yaygınlaşmıştır.

Rezorbe olabilen plakların kullanımının artması ile bu materyallerin biyouyumlulukları ve güvenilirlikleri tartışılmaya başlanmış ve zararları araştırılmıştır. Bu materyallerin güvenilirliğini ve etkinliğini gösteren birçok çalışma yapılmıştır (33,34). Köpeklerde ve koyunlarda yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, bu materyallerin biyouyumlu ve biyoçözünür olduğu kanıtlanmıştır (42,51). Benzer olarak, yüksek molekül ağırlıklı PGA'nın da biyouyumlu ve biyostabil olduğu kanıtlanmıştır. Zaman içinde bu materyallerin kimyasal yapıları değiştirilerek daha güçlü materyaller elde edilmiştir (96). Ayrıca rezorbe olabilen plak sistemleri ortognatik ve pediatrik cerrahi başta olmak üzere, orta yüz ve mandibula kırıklarının redüksiyonunda, kraniyofasiyal rekonstrüksiyonun güvenilirliği, deneysel ve klinik olarak kanıtlanmış bir osteosentez materyalidir (11,23,42,85). Bununla birlikte

rezorbe olabilen materyallerin metal alaşımlara göre diğer bir üstünlüğü de radyografi sırasında artefakt oluşturmaması olmuştur (97).

Kemik defektlerinin ve kırıklarının iyileşmeleri yaralanmayı takip eden dönemde oluşan bir dizi karmaşık fizyolojik süreçle gerçekleşir. Kemik onarım fizyolojik adaptasyon ve yeniden yapılanma süresi sonunda primer kemik iyileşmesi ve sekonder kemik iyileşmesi yoluyla olabilmektedir (83,98). Kemik iyileşmesi, kırık sahanın immobilize edildiği fakat rijid fiksasyon kullanılmadığı durumlarda remodeling ve callus formasyonu ile birlikte başlamaktadır. Kemik iyileşmesi Wolff Kanunundaki prensipler ile gerçekleşmektedir. Wolff Kanununa göre iyileşmeden sorumlu olan en önemli faktörün, mekanik stresler olduğu bildirilmiştir. Remodelingin kemikte fiziksel streslere bağlı olarak geliştiği rapor edilmiştir. Bu sebeple 4-6 hafta süren iyileşme döneminde kırık segmentlerinin birbiri ile düzgün bir temas içerisinde olmasının ve bu temasın fonksiyon sırasında stabil kalmasının, kemik iyileşmesi için en önemli faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir (99).

Rezorbe olabilen plaklar metal alaşımlı plaklara alternatif olarak üretilmiş materyallerdir ve son 40 yıldır maksillofasiyal cerrahi alanında kullanılmaktadır. Rezorbe olabilen materyallerin kullanılmasının yaygınlaşması ve kırık iyileşmesinde stabilizasyonun önemi nedeniyle bu materyallerin mekanik özellikleri önem kazanmıştır. Titanyum ve rezorbe olabilen sistemleri çeşitli klinik koşullar altında sertlikleri ve güçleri açısından birbirleriyle karşılaştıran çok sayıda biyomekanik çalışma bulunmaktadır. Ancak rezorbe olabilen materyallerin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan araştırmalar farklı koşullarda farklı araştırmacılar tarafından ve farklı materyallerle yapıldığından, materyallerin başarısı konusunda görüş birliğine varmak mümkün olmamıştır. Bununla birlikte, kullanılan metodlardaki, farklılıklar da sonuçları etkilemektedir (100).

Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada, rezorbe olabilen polimerik plak ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmiştir (44,51,63,65,67,77). Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin kimyasal özellikleri nedeniyle stres altında uğradıkları esnemenin titanyum implantlardan 10 kat fazla olabildiği vurgulanmıştır. Bu plak ve vida

sistemlerinin elastik visköz gibi davrandıklarını belirtilmiştir (17). Angulus mandibula kırıklarında rezorbe olabilen, titanyum plak ve vida sistemleri karşılaştırılmıştır. Çalışmalar titanyum plakların mekanik dirençleri açısından daha üstün olduğu fakat klinik sonuçlar açısından, rezorbe olabilen plakların da kullanılabilir olduğu bildirilmiştir. Titanyum plak sistemleri ve rezorbe olabilen plak sistemlerini karşılaştıran bazı in vitro çalışmalarda ise, rezorbe olabilen plak sistemleri minimum değerleri gösterirken, titanyum plak sistemleri başarılı sonuçlar vermişlerdir. (99)

Rezorbe olabilen materyallerin titanyum sistemlere oranla esneme miktarının yüksek ve mekanik stabilitelerinin az olduğu gösterilse de bazı araştırmacılar bu sistemlerin esnemesinin kemik iyileşmesine olumlu etkileri olduğunu savunmaktadır. Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin vücutta yavaşça çözüldüğü, streslerin kemiğe dereceli olarak iletilmesine izin verdiği ve osteoporöz riskini azalttığı belirtilmiştir (44,94). Bazı araştırmacılar rezorbe olabilen sistemlerin bu özelliğinin ve elastik yapılarının pozitif bir etkisi olduğunu savunmuşlardır. Koyun mandibulasında yaptıkları çalışmada oluşturdukları kondil kırıklarını titanyum ve güçlendirilmiş PLLA vida sistemleri ile fikse etmişler ve güçlendirilmiş PLLA grubunda konsolidasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bunu PLLA'nın elastik modulusunun kemiğinkine yakın olması ve bu nedenle fizyolojik hareketlere izin vermesi ile açıklamışlardır. (48)

Rezorbe olabilen materyeller ile tedavi edilen vakalarda iyileşmeyi ve komplikasyonları inceleyen araştırmalar, kullanılan materyalin içeriğinin de iyileşmeye olan etkisini tartışmışlardır. Yapılan araştırmalarda saf PLLA'nın 25-26 haftaya kadar korunduğu, tamamen rezorbe olmasının 2 yılı bulduğu ve bunun da kemik iyileşmesi için yeterli bir süre olduğu gösterilmiştir (45). Saf PGA ise çabuk çözünmekte olup ve neredeyse bir ay içinde tüm direncini kaybettiğini bunun da kemik iyileşmesi için yetersiz bir süre olduğu bildirilmiştir. Bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebildiği bildirilmiştir. (46,68,72,73,99) %18 oranda PGA ve %82 oranda PLLA içeren bir kopolimer, metal fiksasyon sistemlerine iyi bir alternatif olarak belirtilmiştir. Resorbe olabilen

bu materyal ile ilgili olarak birçok insan araştırması yapılmıştır. Ancak herhangi bir iyileşme komplikasyonu rapor edilmemiştir (84)

Rezorbe olabilen sistemlerin başarısında tartışılan diğer bir konu ise uygulandıkları bölgeye göre başarılarının değişip değişmediğidir. Angulus mandibula fraktürlerinde rezorbe plak-vida sistemi ile titanyum plak-vida sistemlerini kıyaslayan biyomekanik çalışma sayısı oldukça azdır. Chacon ve ark. (2005) angulus fraktürlerinde Champy yöntemine göre uyguladıkları rezorbe ve titanyum plak-vida sistemlerinin kuvvet karşısındaki stabilitelerini karşılaştırdıkları çalışmada, rezorbe plak ve vidaların angulus fraktürlerinde titanyum plak ve vidaların yerini tutamayacağını savunmuştur. Bunun sebebini ise çiğneme kuvvetleri ile birlikte angulus bölgesinde oluşan yoğun stres olarak belirtmektedirler (68). Fakat Suuronen ve ark (1994) SSRO'da rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin başarılı bir şekilde kullanılabileceğini bildirmiştir (77). Farklı bir çalışmada Suuronen (1991), 20 yetişkin koyunda oluşturdukları kondil kırıklarını titanyum ve rezorbe olabilen plak vida sistemleri ile fikse etmişler ve güçlendirilmiş rezorbe olabilen grupta konsolidasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar, bunu rezorbe olabilen materyalin elastik modulusunun kemiğinkine çok yakın olması ile açıklamaktadır (48). Laughlin ve ark. (2007) simfiz , angulus mandibula ve mandibular korpus kırığı olan 50 hastayı kapsayan bir çalışmada rezorbe olabilen sistem kullanmıştır. Bu sistemin 2mm'lik titanyum sistemle aynı performansı gösterdiği sonucu rapor edilmiştir (18).

Rezorbe olabilen materyallerin, titanyum materyallere karşı dezavantajlarından biri de rezorbe olabilen materyallerin titanyum materyallere oranla pahalı olmasıdır. Rezorbe olabilen materyallerin maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle bu materyaller günümüzde en sık gelişmekte olan çocuk hastalar ve düzenli MR ve BT kontrolü gerektiren tümör hastalarında kullanılmaktadır (100).

SONUÇ

RİF'te kullanılan titanyum plak ve vida sistemlerinin dezavantajları nedeniyle rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri geliştirilmiştir. İdeal bir kemik iyileşmesi için gerekli olan süre 4 ile 6 hafta olduğundan, rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin bu süre içerisinde stabilitesini koruması beklenmektedir. Bu süre içerisindeki stabilitelerini biyomekanik olarak ölçen birçok araştırma yapılmıştır. Yapılan araştırmaların, farklı araştırmacılar tarafından, farklı bölgelere, farklı tekniklerle yapılması nedeniyle çelişkili sonuçlar rapor edilmiş ve bir fikir birliğine varılamamıştır. Bu araştırmalardan bazıları rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerin biyoyumlu ve biyostabil olduğunu, iyileşme döneminde yapılarını koruduklarını savunmaktadır. Bazı araştırmacılar ise, rezorbe olabilen materyallerin rezorbe oldukları sırada kemiğe uygulanan kuvvetin kademeli olarak artması sonucunda osteoporöz riskinin azaldığını savunmuşlardır ve bunun sebebinin rezorbe olabilen materyallerin elastik modülüslerinin kemiğinkine çok yakın olması olduğunu belirtmişlerdir. Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin birbirinden farklı olduğu ve bazı sistemlerin, stabilitelerinin daha üstün olduğunu da ileri sürmektedirler. Bunun nedeni olarak kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerindeki farklılıklar olduğu savunulmaktadır. Diğer bir araştırmacı rezorbe olabilen sistemlerin başarısının uygulanan bölgeye göre değiştiğini belirtmiştir. Bununla birlikte araştırmacılar, rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerini, radyografide artefakt oluşturmadığı olarak belirtmişlerdir. Rezorbe olabilen materyallerin başarısına karşılık en büyük dezavantajlarından biri ise titanyum plak ve vida sistemlerine göre daha maliyetli olmalarıdır. Yapılan araştırmaların artması ve maliyetlerinin düşmesi ile birlikte rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin, titanyum plak ve vida sistemlerine iyi bir alternatif oluşturabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKÇA

1. Müller ME., Nazarian S., Koch P. Classification AO des fractures. Tome I. Les os longs. 1st ed. Berlin: Springer-Verlag,1987.
2. Pensler JM. Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8:129-134, 1997.
3. Luhr HG. On the stable osteosynthesis in mandibular fractures *Dtsch Zahnarztl Z* 23(7) 754, 1968.
4. Kim YH., et al. A morphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration *Int J Oral Maxillofac Implants* 18(3):349-356, 2003.
5. Klokkevold PR., et al. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in rabbit. *Clin Oral Implants Res* 12(4): 350-357, 2001.
6. Piattelli A, et al. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(6):805-810, 1998.
7. Wennerberg A., Albrektsson T., Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(6):622-633, 1993.
8. Tonino AJ., Davidson CL., Klopper PJ., Linclau LA. Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs, . s.l. : *J Bone Joint Surg Br.* 58-1, s. 107-13, 1976.
9. Brunski JB., et al. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15(1):15-46, 2000.
10. Campoccia D, et al. In vitro behaviour of bone marrow-derived mesenchymal cells cultured on fluorohydroxyapatite-coated substrata with different roughness *Biomaterials* 24(4):587-596, 2003.
11. Celis JE. *Cell Biology: A Laboratory Handbook* California: Academic Press, 1998.
12. Watzek G. *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects.* Chicago: Quintessence Pub. Co. Inc., 1996.
13. Prein J., Berton AR. Scientific and technical Background. In: *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton* . s.l. : Prein, J., Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1 , 1998.
14. Langford RJ., Frame JW. Tissue changes adjacent to titanium plates in patients *J Craniomaxillofac Surg* 30(2) 103-7, 2002.
15. Tuovinen V., Norholt SE., Sindet-Pedersen S., Jensen J. A retrospective analysis of 279 patients with isolated mandibular fractures treated with titanium miniplates. . s.l. : *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, s. 52:931-5, 1994.
16. Sanger C., et al. Maximizing Results in Craniofacial Surgery With Bioresorbable Fixation Devices. *The Journal Of Craniofacial Surgery.* 18:63, 2007.
17. Claes L. Mechanical characterization of biodegradable implant. *Clin Mater* 10:41-46, 1992.

18. Laughlin RM., Block MS., Wilk R., Malloy RB., Kent JN. Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 65:89-96, 2007.
19. Ferguson AB., Laing PG., Hodge ES. The ionization of metal implants in living tissues. *J Bone Joint Surg* 42:77-90, 1960.
20. Bostman OM. Absorbable implants for the fixation of fractures. s.l. : *J. Bone Joint Surgery Am*, s. 1. 73:148-153, 1991.
21. Bergsma JE., de Bruijn WC., Rozema FR., Bos RR., Boering G. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. 16:25-31 *Biomaterials*, 1993.
22. Habal MB. Triad of system applications for absorbable rigid fixation of the craniofacial skeleton. s.l. *J Craniofac Surg*, s. 1. 7:394-398, 1996.
23. Eppley BL., Platis JM., Sadove AM. Experimental effects of bone plating in infancy on craniomaxillofacial skeletal growth. . s.l. : *Cleft Palate Craniofac J*, s. 1. 30:164-9, 1993.
24. Wittenberg, J.M., Wittenberg R.H., Hipp, J.A. Biomechanical properties of resorbable poly-Llactide plates and screws: A comparison with traditional systems. *J. Oral Maxillofac. Surg.*49: 512-516, 1991.
25. Kohn DH., Richmond EM. Dootz ER., Feinberg SE., Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 53:1374-1383, 1995.
26. Francel TJ., Birely BC., Ringelman PR., Manson PN. The fate of plates and screws after facial fracture reconstruction. s.l. : *Plastic & Reconstructive Surgery*, s. 90:568-73, 1992.
27. Schmidt BL., Perrot DH., Mahan D., Kearns G. The removal of plates and screws after Le Fort 1 osteotomy. . s.l. : *Journal of Oral& Maxillofacial Surgery* , 56. s. 184-8, 1998.
28. Kim YK., Yeo HH., Lim SC. Tissue response to titanium plates: a transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg* 55:322-326, 1997.
29. Matthew IR., Frame JW. Policy of consultant oral and maxillofacial surgeons towards removal of miniplate components after jaw fracture fixation : a pilot study. s.l. : *British Journal of Oral&Maxillofacial Surgery*, s. 37:110-2, 1999.
30. Meningaud JP., Poupon J., Bertrand JC., Chenevier Ci Guilley MG., Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery *Int. J. Oral Maxillofacial Surg.* 30:185-188, 2001.
31. Islamoglu K., Coskunfirat OK., Tetik G., Ozgentas HE. Complications and removal rates of miniplates and screws used for maxillofacial fractures. s.l. : *Annals of Plastic Surgery* , s. 48:265-8, 2002.
32. Harle FM, Terry BC. *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Miniplates, Microplates and Screws*, 1st Edition. Stuttgart-New York: Thieme, 1999.
33. Kulkarni RK., Moore EG., Hegyeli AF., Leonard F. Biodegradable poly (lactic acid) polimers. s.l. : *J Biomed Mater Res* , s. 5:169-81, 1971.
34. Cutright DE., Hunsuck EE. The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. s.l. : *Oral Surg Oral Med Oral Oahol* , s. 1. 33:28-34, 1972.
35. Majola A., Vainionpaa S., Vihtonen K., Mero M., Vasenius J., Tormala P., Rokkanen P. Absorption, biocompatibility, and fixation properties of polylactic

- acid in bone tissue: an experimental study in rats. s.l. : Clin Orthop Related Res, 1s. 1. 268:260-269, 1991.
36. Schmit E., Polistina R. Polyglycolic acid prosthetic devices. US Patent, 3 463 158, 1969.
 37. Kademani D., Rombach DM., Quinn PD. Trauma to the temporomandibular joint region.s.l. : Oral And Maxillofacial Surgery, Ed: Fonseca, R.J., 3rd Ed. Philadelphia, Elsevier Saunders Comp, Chapter 19, 2005.
 38. Gilding DK., Reed AM. Biodegradable polymers for use in surgery polyglycolic/poly(lactic acid) homo- and copolymers. Polymer. s.l. : Polymer., 20, s. 1459–1465, 1979.
 39. Vert M., Christel P., Chabot F., Leray J. Bioresorbable plastic materials for bone surgery s.l. : Macromolecular Biomaterials, s. 119–142, 1984.
 40. Tormala P. Biodegradable self-reinforced composite materials; manufacturing structure and mechanical properties. 29-34 : Clin Mater., 10, 1992.
 41. Rozema FR., Bos RRM., Pennings AJ., Jansen HWB. Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor: an animal study. s.l. : J. Oral Maxillofac. Surg., 48, s. 1305–1309, 1990.
 42. Bos RR., Rozema FR., Boering G., Nijenhuis AJ., Pennings AJ., Jansen HW. Bone plates and screws of bioabsorbable poly(L-lactide) An animal pilot study. s.l. : Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 27: s. 467-476, 1989a.
 43. Eppley BL., Prevel CD. Nonmetallic fixation in traumatic midfacial fractures. J Craniofac Surg J Craniofac Surg. Mar;8(2):103-9, 1997.
 44. Suuronen R., Pohjonen T., Hietanen J., Lindqvist C. A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates. J Oral Maxillofac Surg 56(5):604-14; discussion 614-5, 1998.
 45. Matsusue Y., Hanafusa S., Yamamuro T., Shikinami Y., Ikada Y. Tissue reaction of bioabsorbable ultra high strength poly (L-lactide) rod. A long-term study in rabbits. 317:246-53 Clin Orthop Relat Res, 1995.
 46. Kallela I., Tulamo RM., Hietanen J., Pohjonen T., Suuronen R., Lindqvist C. Fixation of body osteotomies using biodegradable amorphous self-reinforced (70L:30DL) polylactide or metal lag screws: an experimental study in sheep. 27:124-133 J Craniomaxillofac Surg, 1999.
 47. Gogolewski S., Jovanovic M., Perren SM., Dillon JG., Hughes MK. Tissue response and in vivo degradation of selected polyhydroxyacids: polylactides (PLA), poly (3-hydroxybutyrate) (PHB), and poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate) (PHB/VA). J Biomed Mater Res 27(9):1135-48, 1993.
 48. Suuronen R. Comparison of absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws and metallic screws in the fixation of mandibular condyle osteotomies: an experimental study in sheep J. Oral Maxillofac. Surg 49:954-989, 1991.
 49. Suuronen R., Kallela I., Lindqvist C. Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. s.l. : J. Craniomaxillofacial Trauma, s. 6: 19- 27, 2000.
 50. Getter L., Cutright DE., Bhaskar SN., Augsburg JK. A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. s.l. : J. Oral Surg., 30: s. 344-348, 1972.
 51. Bos RR., Rozema FR., Boering G., Nijenhuis AJ., Pennings AJ., Verwey AB. Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of fractures. A study in six dogs. s.l. : Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 18, s. 365-369, 1989b.

52. Rokkanen P., Böstman O., Vainionpää S., Vihtonen K., Törmälä P., Laiho J. Biodegradable implants in fracture fixation: Early results of treatment of fractures of the ankle s.l. : *Lancet* 1 s. 1422–1424, 1985.
53. Niederdellmann H., Bührmann K. Resorbierbare Osteosyntheseschrauben aus Polydioxanon (PDS) . s.l. : *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir*, 7, s. 399-400, 1983.
54. Iizuka T., Mikkonen P., Paukku P., Lindqvist C. Reconstruction of orbital floor with polydioxanone plate, s.l. : *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1991 Apr;20(2), s. 83-7, 1991.
55. Bostman O., Vainionpää S., Hirvensalo E., Makela A., Vihtonen K., Tormala P., Rokkanen P. Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg* 69:615-619, 1987.
56. Peltoniemi HH., Hallikainen D., Toivonen T., Helevirta P., Waris T. SR-PLLA and SR-PGA miniscrews: biodegradation and tissue reactions in the calvarium and dura mater. *J Craniomaxillofac Surg* 27:42-50, 1999.
57. Bessho K., Fujimura K., Iizuka T. Experimental long-term study of titanium ions eluted from pure titanium miniplates, *J Biomed Mater Res*.29(7),901-4, 1995.
58. Rasse M., Moser D., Zahl C., Gerlach KL., Eckelt U., Loukota R. Resorbable poly(D,L)lactide plates and screws for osteosynthesis of condylar neck fractures in sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 45(1):35-40. Epub, 2006.
59. Pensler JM. Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8(2):129-34, 1997.
60. Fung YC. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1, 1965.
61. Matsusue Y., Yamamuro T., Yoshii S., Oka M., Ikada Y., Hyon S., Shikinami Y. Biodegradable screw fixation of rabbit tibia proximal osteotomies. *J Appl Biomater*.2:1-12, 1991.
62. Bosanquet AG., Goss AN. The sheep as a model for temporomandibular joint surgery, *Int J Oral Maxillofac Surg*. 16(5),600-3, 1987.
63. Suuronen R., Manninen MJ., Pohjonen T., Laitinen O., Lindqvist C. Mandibular osteotomy fixed with biodegradable plates and screws: an animal study *Br J Oral Maxillofac Surg* 35(5), 341-8, 1997.
64. Peltoniemi HH., Tulamo RM., Toivonen T., Hallikainen D., Tormala P., Waris T. Biodegradable semirigid plate and miniscrew fixation compared with rigid titanium fixation in experimental calvarial osteotomy. *J Neurosurg* 90:910-917, 1999.
65. Dolanmaz D., Uçkan S., Isık K., Sağlam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 42:127-132, 2004.
66. Leenslag JW., Pennings AJ., Bos RRM., Rozema FR. Boering G. Resorbable materials of poly-L-lactide 6. Plates and screws for internal fracture fixation. *Biomaterials* 8:70-73, 1987.
67. Cilasun Ü., Uçkan S. Sagittal split ramus osteotomisinde rezorbe olabilen ve titanyum bikortikal vida fiksasyonlarının stabiliteilerinin karşılaştırılması Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi ABD, 2005.

68. Chacon GE., Dillard FM., Clelland N., Rashid R. Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg* 63:968-72, 2005.
69. Ricalde P., Engroff SL., Von Fraunhofer JA., Posnick JC. Strength analysis of titanium and resorbable internal fixation in a mandibulotomy model. *J Oral Maxillofac Surg* 63:1180-3, 2005.
70. Jain SA., Simmons OP., Hanemann MS., Baratta RV., Guerra AB., Metzinger SE. Comparison of tensile strength of resorbable plating systems used in monocortical mandible angle osteotomy repair. *Arch Facial Plast Surg* 8:390-5, 2006.
71. Tominaga K., Habu M., Khanal A., Mimori Y., Yoshioka I., Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid fixation for subcondylar fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg* 64:1510-1516, 2006.
72. Bayram B. Mandibular açı kırıklarında rezorbe olabilen ve titanyum plak fiksasyonlarının stabiliteilerinin karşılaştırılması AnkaraBaşkent Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, 2007.
73. Esen A. Mandibula angulus fraktürlerinde titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida fiksasyonlarının stabiliteilerinin karşılaştırılması KonyaSelçuk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, 2008.
74. Suuronen R., Pohjonen T., Vasenius J., Vainionpaa S. Comparison of absorbable self-reinforced multilayer poly-L-lactide and metallic plates for the fixation of body osteotomies: An experimental study in sheep *J Oral Maxillofac Surg* 50:255-262, 1992.
75. Çimen E. Mandibular kondil kırıklarının fiksasyonunda uygulanan titanyum mini plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen mini plak ve vida sistemlerinin sonlu eleman analizi ve biyomekanik yöntemleri ile karşılaştırılması Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, 2011.
76. Bos RRM., Rozema FR., Boering G., Nijenhuis AJ. Degradation of and tissue reaction to biodegradable poly (L-Lactide) for use as internal fixation of fractures: a study in rats. *Biomaterials* 12,32-36, 1991.
77. Suuronen R., Laine P., Pohjonen T., Lindqvist C. Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 52:715-720, 1994.
78. Eppley BL., Sadove AM., Havlik RJ. Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery *Plast Reconstr Surg* 100(1):1-7; discussion 8-13, 1997.
79. Kurpad SN., Goldstein JA., Cohen AR. Bioresorbable fixation for congenital pediatric craniofacial surgery: a 2-year follow-up. *Pediatr Neurosurg* 33:306-1, 2000.
80. Serlo W., Kaarela OI., Peltoniemi HH., Merikanto J., Ashammakhi NA., Lassila K. Use of self-reinforced polylactide osteosynthesis devices in craniofacial surgery: a long-term followup study *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 35:285-92, 2001.
81. Arnaud E., Renier D. Pediatric craniofacial osteosynthesis and distraction using an ultrasonic-assisted pinned resorbable system: a prospective report with a minimum 30 months' follow-up. *J Craniofac Surg.* 20(6):2081-6, 2009
82. Kallela I., Laine P., Suuronen R., Pirinen SK. Skeletal stability following advancement and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. *Int Oral Maxillofac Surg.* 27:3-8, 1998.

83. Edward RC., Kiely KD., Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: Experience in 20 consecutive cases. *J. Oral and Maxillofacial Surg.*59: 271-276, 2001a.
84. Edwards RC., Kiely KD., Eppley BL. The fate of resorbable poly-l-lactic/polyglycolic acid (lactosorb)bone fixation devices in orthognathic surgery. *J. Oral and Maxillofac. Surg*59: 19-25, 2001b.
85. Yerit KC., Enislidis G., Schopper C., Turhani D., Wanschitz F., Wagner A., Watzinger F., Ewers R. Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 94:294-300, 2002.
86. Landes CA., Kriener S. Resorbable plate osteosynthesis of sagittal split osteotomies with major bone movement. *Plast Reconstr Surg* 111:1828-1840, 2003.
87. Suzuki T., Kawamura H., Kasahara T., Nagasaka H. Resorbable Poly-L-Latide plates and Screws for the treatment of Condylar Process Fractures: A Clinical and Radiologic Follow- Up Study. *J Oral Maxillofac Surg* 62:919-924, 2004.
88. Mazzone R., Paza AO., Spagnoli DB. A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L:30DL) polyactide *Int. J Oral Maxillofac Surg* 33:664-669, 2004.
89. Yerit KC., Hainich S., Enislidis G., Turhani D., Klug C., Wittwer G., Ockher M., Undt G., Kermer C., Watzinger F., Ewers R. Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 100:17-24, 2005.
90. Landes CA., Ballon A. Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. *Plast Reconstr Surg* 117:577-87, 2006.
91. Seemann R., Schicho K., Reichwein A., Eisenmeger G., Ewers R., Wagner A. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 105: e1-e4, 2007.
92. Bergsma EJ., Rozema FR., Bos RRM., Bruijn WC DE. Foreign body reactions to resorbable ploy(l-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *Oral Maxillofac Surg* 51(6):666-70, 1993.
93. Fearon JA., Munro IR., Bruce DA. Observations on the use of rigid fixation for craniofacial deformities in infants and young children *Plast Reconstr Surg* 95(4) 634-7 638, 1995.
94. Ashammakhi N., Rokkanen P. Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery *Biomaterials*18: 3-9, 1997.
95. Suzuki T., Kawamura H., Kasahara T., Nagasaka H. Resorbable Poly-L-latide plates and screws for the treatment of condylar process fractures: A Clinical and radiologic follow-up study *J. Oral Maxillofac. Surg.*62: 919-924, 2004 .
96. Sharrard WJW. Treatment of congenital and infantile pseudarthrosis of the tibia with pulsing electromagnetic fields. *Orthop Clin North Am*; 15: 143-162, 1984.
97. Fonseca *Oral and Maxillofacial Surgery Second Edition Vol.2* 144-145, 2000.
98. Bregagnolo LA., Bertelli PF., Ribeiro MC., Sverzut CE., Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable fixation systems on the mandibular angle fracture. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 10.1016, 2010.
99. Hirvensalo E. Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures . s.l. : *Acta Orthop Scand* , s. 60(5),601-6, 1989.

100. 100. Tuovinen V., Suuronen R., Teittinen M., Nurmenniemi P., Comparison of the stability of bioabsorbable and titanium osteosynthesis materials for rigid internal fixation in orthognathic surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 39:1059-1065, 2010.

ÖZGEÇMİŞ

Çağrı Cansın Özgür 1985 yılında İstanbul'da doğmuştur. Amasya Lisesinden mezun olup, 2003 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girmiş, 2009 yılında mezun olmuştur. 2009 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalında master eğitime başlamıştır ve halen devam etmektedir.