



1993

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**MANDİBULAR AÇI KIRIKLARINDA REZORBE OLABİLEN VE  
TİTANYUM PLAK FİKSASYONLARININ STABİLİTELERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Burak BAYRAM

Ankara-2007



1993

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**MANDİBULAR AÇI KIRIKLARINDA REZORBE OLABİLEN VE  
TİTANYUM PLAK FİKSASYONLARININ STABİLİTELERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ**

**Dt. Burak BAYRAM**

**Tez danışmanı: Prof. Dr. Kenan ARAZ**

**Ankara-2007**

## ÖZET

Bugüne kadar mandibula açığı kırıklarının fiksasyonu için birçok teknik tarif edilmiştir. Mandibular açığı kırığı fiksasyonunda Champy yönteminde yerleştirilen plak ve vida sistemlerinin stabilitesi birçok çalışmada araştırılmıştır. Bununla beraber kullanılan titanyum plak ve vidaların geri alınması için ikinci cerrahi gereksinimi ve metalik fiksasyonların bilinen dezavantajları, rezorbe olan materyallerin geliştirilmesine öncülük etmiştir. Postoperatif yeterli ve güvenli stabiliteyi sağlayabilmeleri durumunda, rezorbe olabilen plak ve vidaların fiksasyon için tercih edilebileceği düşünülmektedir. Bu çalışmada mandibula açığı kırığı fiksasyonunda, kemik iyileşmesinin büyük ölçüde tamamlandığı postoperatif 6 haftadaki çiğneme kuvvetlerinin simule edilmesiyle titanyum ve rezorbe olabilen (Inion) plak ve vidaların fiksasyon güvenilirlikleri ve stabilitelerinin karşılaştırması amacıyla planlanmıştır. Bu amaçla 22 adet koyun hemimandibulasına mandibula açığı kırığı oluşturulmuş, 11 hemimandibula 4 delikli düz titanyum plak ve 2.0 mm çaplı 7mm uzunluğunda titanyum vida, diğer 11 model ise 4 delikli düz rezorbe olabilen plak (Inion) ve 2.5 mm kalınlığında 6 mm uzunluğunda rezorbe olabilen vidalar Champy prensibine göre yerleştirilerek fikse edildi. Daha sonra tüm modeller, bir fiksasyon aygıtı yardımıyla, basma testi uygulayan bir servohidrolik test cihazına yerleştirildi ve her modele kalıcı deformasyon oluşana kadar, sürekli doğrusal kuvvet uygulandı. Oluşan yerdeğişme miktarları özel bir yazılımla digital olarak kaydedildi. Modellerin kırılma anına kadar gösterdikleri azami kuvvetler (Nt) ile 20, 60, 100, 120, 150, 200 Nt yüklerde ve kırılma anında oluşan yerdeğiştirme miktarları karşılaştırıldı. 200 Nt'a kadar kontrol edilen her kuvvette (20, 60, 100, 120, 150 ve 200 Nt) rezorbe olan plak ve vidalar ile titanyum plak ve vidalar arasında fiksasyon güvenliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmış ( $P<0.05$ ) ve yerdeğiştirme miktarının titanyum plak ve vidalarda daha az olduğu tespit edilmiştir.

**Anahtar kelime:** Fiksasyon, Mandibular açığı kırığı, rezorbe olabilen plak ve vidalar

## ABSTRACT

### **Comparison of Fixation Stability of Resorbable versus Titanium Plate and Screws in Mandibular Angle Fractures.**

To date many fixation techniques of mandibular angle fractures have been developed. There exist many research on the stability of plate and screws systems used in Champy technique in fixation of mandibular fractures . However the need of a second surgery for the removal of these plates and screws, and well known disadvantages of metallic fixations have led to the development of resorbable materials. It is thought that in order to achieve a safe and effectual post operative stability, the use of resorbable plates and screws can be preferred for fixation. This study was aims to compare the fixation reliabilities and stabilities of titanium and resorbable (Inion) plates and screws by simulating the chewing forces in the first 6 weeks of the post-operative period in which the ossification should be mostly completed after fixation of mandibular angle fractures. For this purpose, mandibular angle fracture was performed on 22 sheep hemi-mandibles and 11 hemi-mandibles were fixed with 4 hole straight titanium plates and 2.0 x 7 mm titanium screws and the other 11 hemi-mandibles were fixed with 4 hole straight resorbable plates and 2.5 x 6 mm resorbable screws (Inion) in Champy technique. Subsequently with a fixation apparatus, all hemi-mandibles were mounted in a servohydraulic testing unit to perform a shear test until a permanent deformation. Displacement values were recorded digitally by special software. Maximum forces that the model could resist before breakage (N), maximum displacements of the model and the displacement values under 20,60, 100, 120, 150, 200 N were compared. A statistically significant difference between resorbable and titanium plates and screws was observed up to applied 200 Nt (20, 60, 100, 120, 150 and 200 Nt). (P<0.05) It was also observed that the scale of displacement was less for titanium plate and screws.

**Key words:** Fixation, mandibular angle fracture, resorbable plate and screws

## İÇİNDEKİLER

Özet.....	iii
Abstract.....	iv
İçindekiler.....	v
Kısaltmalar ve Simgeler.....	vi
Şekiller Dizini.....	vii
Tablolar ve Grafikler Dizini.....	viii
1. Giriş.....	1
2. Genel Bilgiler.....	3
3. Gereç ve Yöntemler.....	18
4. Bulgular.....	23
5. Tartışma.....	30
6. Sonuçlar.....	38
7. Kaynaklar.....	39

## **KISALTMALAR ve SİMGELER**

**PGA:** Poliglikolik asit

**PLLA:** Poly-L-laktit

**TMC :** Trimetilen karbonat

**SR-PLLA:** Self-reinforced poly-L-laktit

**SR-(70:30DL) PLLA:** D laktit katılmış self reinforced poly-L-laktit

**Ti:** Titanyum

**Nt:** Newton

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Horizontal (a), Vertikal (b) uygun ve uygun olmayan kırık.....	4
Şekil 2.2 Bandaj uygulaması.....	5
Şekil 2.3 Chopart ve Desault'ın tanıttığı aparat.....	6
Şekil 2.4 Kingsley'in splinti.....	6
Şekil 2.5 Gunning splint.....	7
Şekil 2.6 (a) Angle'in aparatı, (b) Angle'in intermaksiller fiksasyonu.....	8
Şekil 2.7 Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı (a), mandibula açığı kırığında lag vida uygulaması (b).....	9
Şekil 2.8 (-) ile gösterilen kısım tensiyon ve (+)ile gösterilen kısım kompresyon bölgesi (a), mandibula üst sınırında plak yerleşimi (b).....	10
Şekil 3.1 Modellerin yerleştirildiği fiksasyon aygıtı.....	19
Şekil 3.2 Okluzal düzlemle 45 açı yapan mandibular açığı kırığı hatt.....	20
Şekil 3.3 Mandibular açığı kırığı oluşturulmuş, titanyum (a) ve rezorbe olan plak ve vidalarla (b) fiksasyonları yapılmış modeller.....	21
Şekil 3.4 Fiksasyon aygıtına yerleştirilmiş model.....	21
Şekil 3.5 Fiksasyon aygıtıyla beraber servohidrolik test cihazına yerleştirilmiş model.....	22
Şekil 4.1. Özel bir yazılımla dijital olarak elde edilen grafik örneği x eksen: Yerdeğiştirme (mm) y eksen: Kuvvet (Nt).....	23
Şekil 5.1 Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü ( <b>M</b> ).....	32
Şekil 5.2 Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler F kapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi. F açanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi. F eklem: eklem kuvveti F ısırma: ısırma kuvveti a: kuvvetlerin moment kolları +: ağırlık merkezi.....	33

## TABLolar VE GRAFİKLER DİZİNİ

<b>Tablo 4.1.</b> 20,60,100,120,150,200 Nt kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirme miktarları (mm).....	24
<b>Tablo 4.2.</b> Kırılma noktalarındaki (maksimum) yerdeğiştirme miktarları (mm) ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler (Nt) .....	25
<b>Tablo 4.3.</b> Verilerin dağılımlarının Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmesi *P<0.05.....	26
<b>Tablo 4.4.</b> İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan değişkenler için tanımlayıcı istatistiksel değerler.....	27
<b>Tablo 4.5.</b> Mann- Whitney U testiyle elde edilen p değerleri * P>0.05.....	28
<b>Grafik 4.1.</b> Kırılma anındaki kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımı.....	29
<b>Grafik 4.2.</b> Her iki grupta farklı kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirmelerin ortalama etrafında dağılımları.....	29



# 1.GİRİŞ

Mandibula kırıklarının tedavi prensipleri günümüze gelinceye kadar birçok değişim göstermiş ve teknik tarif edilmiştir. Modern kırık tedavisinin prensibi olan redüksiyon ve stabilizasyonu ilk olarak Hipokrat tarif etmiştir. Kırık parçaların yeniden eski konumlarına getirilmesi (redüksiyon, repozisyon) ve parçaların hareketsizliğini sağlamak prensibi her zaman aynı kalmıştır.

Geçtiğimiz elli yılda teşhis yöntemleri, antibiyotikler, özel dizayn edilen aletler ve biyometeryallerdeki mükemmelleşme, alınan sonuçların gelişmesinde etkili olmuştur. Kırık fiksasyonu, bandaj uygulamasından plak ve vida uygulamasına kadar değişen yöntemleri içermektedir. Günümüzde segmentlerin sabitlenmesinde plak ve/veya vidaların kullanılması standart bir yaklaşım haline gelmiştir. Yoğun olarak kullanılmakta olan plak ve/veya vida fiksasyon sistemleri, postoperatif maloklüzyonlar, iskeletsel deformiteye neden olabilen kas ve yumuşak doku kontraksiyonları ve yer çekimine bağlı yer değiştirmelere karşın segment pozisyonunun korunması için mandibular açılı kırık tedavisinde rutin hale gelmiştir. Bu fiksasyon yöntemlerinde bazı değişiklikler (plak tipleri, vida şekilleri ve yerleri v.b) olabilese de esas amaç, kırık segmentler arasındaki fiksasyon stabilitesini arttırmaktır.

Fiksasyon için kullanılan plak ve/veya vidalar paslanmaz çelik, titanium, vitalyum ve resorbe olabilen gibi çeşitli materyallerdir. Bir dönem en çok kullanılan materyal olan paslanmaz çeliğin orta düzeyde gücü ve sertliği sayesinde kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilirliği en önemli özelliğidir. Ancak bu işlem esnasında oluşan çatlaklar paslanmaz çeliğin korozyonuna neden olması önemli bir dezavantajdır. Titanium ise günümüzde kırık fiksasyonunda en yaygın kullanılan materyaldir. Yüksek biyouyumluluğu, kolay manüple edilebilmesi titaniumun avantajlarından. Metal fiksasyonların en önemli dezavantajları bazen geri alınmaları gereksinimi ve radyasyon tedavileri ve radyodiagnostik işlemler sırasında saçılma oluşturmaları ve iyonize titaniumun vücut dokularında birikme riskidir.

Kullanılan resorbe olabilen materyaller saf poliglolik asit (PGA), Saf L-poly laktit (poly-L-laktit / PLLA), bu iki materyalin polimeri (PLLA-PGA), kendiliğinden şekillenen

(self reinforced / SR) çok katmanlı PLLA (SR-PLLA), D-laktit katılmış SR-(70L:30DL)PLLA, polidioksanondır (PDS). Bu materyaller uzun dönemde insan vücudunda, klinik olarak belirgin bir inflamatuvar veya toksik reaksiyona neden olmamaktadır. Günümüzde kraniomaksillofasiyal cerrahide rezorbe olan materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır. Her ne kadar, bir çok çalışmada rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği kanıtlanmış olsa da mandibula açığı kırıklarında rezorbe olabilen plak ve vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında gösterdiği stabiliteyle ilgili, literatürde sınırlı sayıda çalışma vardır. (1,2)

Bu çalışmada mandibular açığı kırığı fiksasyonunda titanyum plak ve vida ile rezorbe olabilen plak ve vidaların erken postoperatif stabilitelerinin koyun mandibulasında karşılaştırılması amaç edinilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİ

Kırık, kemiğin ani ve şiddetli bir kuvvet karşısında tam veya kısmen devamlılığını kaybetmesi olarak tarif edilir. Özellikle mandibula kırıklarında kuvvetin direkt ve ya indirekt etkisi ve aşırı kas kontraksiyonu birlikte etki eder.

Maksillofasiyal bölge kırıklarının meydana gelmesinde bazı faktörler öncelikle etkili olmaktadır.

Bunlar:

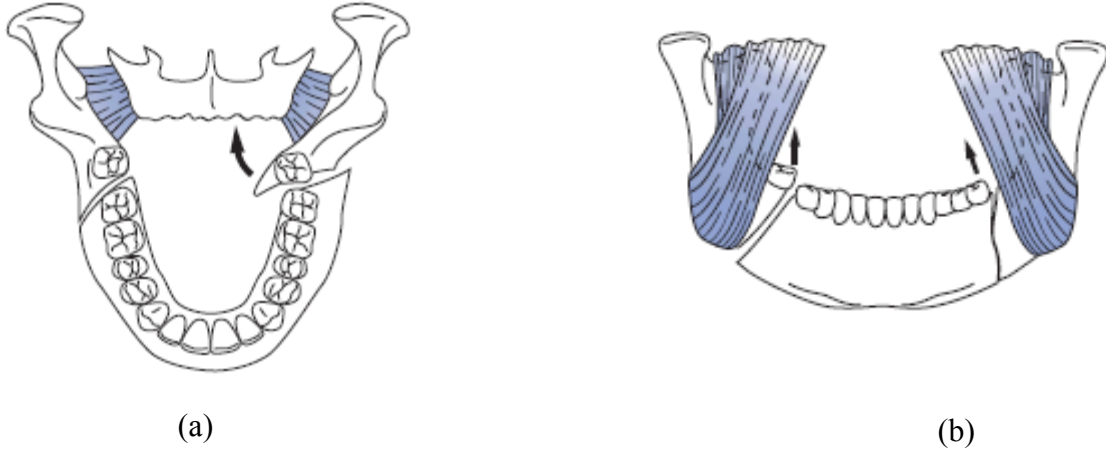
- a) gelen kuvvetin derecesi
- b) kemiklerin kuvvete karşı gösterdiği direnç ve kafanın duruş pozisyonu
- c) gelen kuvvetin yönü
- d) kuvvetin etki ettiği bölgenin anatomik özelliği
- e) travmayı oluşturan ajanın kesit alanının büyüklüğü
- f) özellikle alt çenede etkili olmak üzere kas yapışıklıklarıdır.

Bu bölgede meydana gelen kırıklardan mandibula, zygoma ve maksilla arasındaki oran 6:2:1'dir (3) ve bu bölgede meydana gelen kırıkların %45.4-75'ini mandibula kırıkları oluşturmaktadır.(4, 5, 6, 7,8) Yapılan çalışmalardaki farklı varyasyonlar nedeniyle mandibula kırıkları ile ilgili demografik bilgileri değerlendirmek zordur.

Mandibula kırıklarının etiyojisi, yapılan çalışmalarda ülkenin gelişmişlik durumuna göre değişiklik gösterdiği saptanmıştır. Gelişmiş ülkelerde araç kazaları etiyojistik neden olarak öne çıkarken az gelişmiş ülkelerde kavga öne çıkmaktadır. Literatürde mandibula kırıklarının etiyojisi genel olarak araç kazası, kavga, silahla yaralanma, iş kazası, düşme ve spor kazası olarak bildirilmiştir. En çok karşılaşılan etiyojistik neden ise kavga ve araç kazasıdır.(6,7,8,9,10,11) 20'li ve 30'lu yaş grubunda ve kadınlara göre erkeklerde görülme oranı daha yüksektir.

Kırığın bulunduğu anatomik bölgeye, kırık bölgesindeki yaranın dış ortamla ilişkisine, kırıkların tipine ve de çenelerdeki dentisyonun durumuna göre mandibula kırıkları değişik şekillerde sınıflandırılmıştır.(12) Dingman ve arkadaşları anatomik bölgelere göre mandibula kırıklarını orta hat, simfiz veya parasimfiz, gövde, aç, ramus, kondiler bölge, koronoid bölge ve alveoler bölge kırıkları olarak sınıflandırmışlardır.(13)

Bir önemli sınıflamada kas aktivitelerinin kırık parçalarla olan ilişkisini gösterendir ki bu mandibular aç kırıkları için de önemli bir sınıflandırmadır. Aç kırıkları vertikal uygun, uygun olmayan ve de horizontal uygun, uygun olmayan olarak sınıflandırılır. Mandibular aç kırıklarında mandibula ramusuna yapışan kaslar (masseter, temporal, medial pterigoid kaslar) uygun olmayan vertikal ve horizontal kırıklarda proksimal segmentin yukarı ve mediale doğru deplase olmasına neden olur. (Şekil 2.1) Horizontal ve vertikal uygun kırıklarda ise aynı kaslar kemikte deplasmanı azaltacak etki gösterirler.(14)



**Şekil 2.1.** Horizontal (a), Vertikal (b) uygun ve uygun olmayan kırık (14)

Anatomik bölgelerine göre sınıflandırılan mandibula kırıklarının oranları da farklılık göstermektedir. Travma sonrası mandibulada oluşan kırıkların %12-36'sı mandibular aç bölgesinde olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir.(3,5,6,7,8,10,11,15)

Bugüne değin kırık tedavileri değişik araştırmacılar tarafından değişik şekillerde yapılmıştır. Milattan önce 400'lu yıllarda Hipokrates kırık segmentlerin redüksiyonunu ve

immobilizasyonunu tarif etmiştir. Kırık parçalarını el yardımı ile redükte ederek komşu dişler etrafı keten ip ve ya altın tellerle bağlayarak kırığın hareketsiz kalması sağlanmıştır. İntra-oral sabitlemenin yanı sıra extra-oral olarak da deri bandajlar kullanılmıştır. Bandajlar halen günümüzde Barel bandajı olarak kullanılmaktadır. Roma döneminde de Hipokratın tekniği uygulanmış ve post-operative olarak da hastalara, yara bölgesini şarab ve yağ ile ovması, konuşmaması ve sadece sıvı yiyecekler yemesini önerilmiştir.(16)

1700'lü yılların başında kırık parçaları elle düzelttikten sonra ligatürlerle ve bandajlarla tedavi edilmekteydi. (Şekil 2.2)



**Şekil 2.2.** Bandaj uygulaması (16)

18. yüzyılda ise modern tıptaki gelişmelerle beraber oral anatomi, fonksiyon, operatif ve restoratif tekniklerde çığır açan Piere Fauchard, 1728'de uygulaması kolay olan ligatür ve bandaj tekniklerini tarif etmiştir. 1743'de Bunon bu basit ligatürün kırık parçaların rijid pozisyonda etkili olmadığını düşünerek fildişinden bir bloğu dental splint olarak kullanmış ve bu bloğu alt çenedeki dişlere bağlamıştır.(16)

1779'da Chopart ve Desault okluzal plaktan meydana gelen ve çenenin altına external bir vida ile tutturulabilen yeni bir dental splint tarif etmiştir.(Şekil 2.3) Rutenick de bu splintin daha stabil olması için plağı kafada bir kaska bağlamıştır.(16)



**Şekil 2.3.** Chopart ve Desault'ın tanıtıldığı aparat (16)

19. yüzyıla gelindiğinde ise kırık segmentlerin stabilizasyonunu sağlamak amacıyla intraoral ve extraoral splintlerin daha da gelişmiş modelleri ile transmandibular veya sirkummandibular tel fiksasyon teknikleri kullanılmaya başlanmıştır. 1840'ların başlarında mandibula oblik kırıklarının tedavisinde ilk olarak Baudens sirkumferansiyel tel uygulamış, Buck bu tekniği 1847'de geliştirerek tel sütürleri her iki kırık fragmanında delik oluşturarak segmentleri birbirine bağlamıştır.(16)

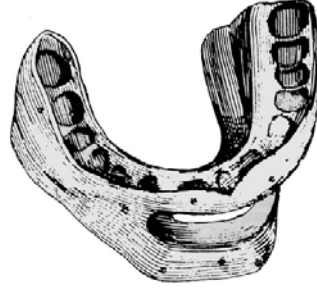
1855'de Hamilton kırık reduksiyonu sonrası kullanılması amacıyla ağız dışına uzanan iki taraflı barları olan "kingsley" aparatını tasarladı.(16) (Şekil 2.4)



**Şekil 2.4.** Kingsley'in splinti (16)

1858'de Hayward ciddi disloke kırıklar için kişiye özel hazırlanan metal splintler geliştirmiştir. Bu teknik sayesinde alçı model üzerinde okluzyon ayarlaması yapıp, kırık parçalar splint içine yerleştirilerek ağızda etkili bir redüksiyon sağlanmıştır. (16)

Thomas Gunning ön kısmında yemek yemeği kolaylaştıracak bir boşluk bulunan 'gunning' splinti 1866'da tasarlamıştır. (Şekil 2.5)

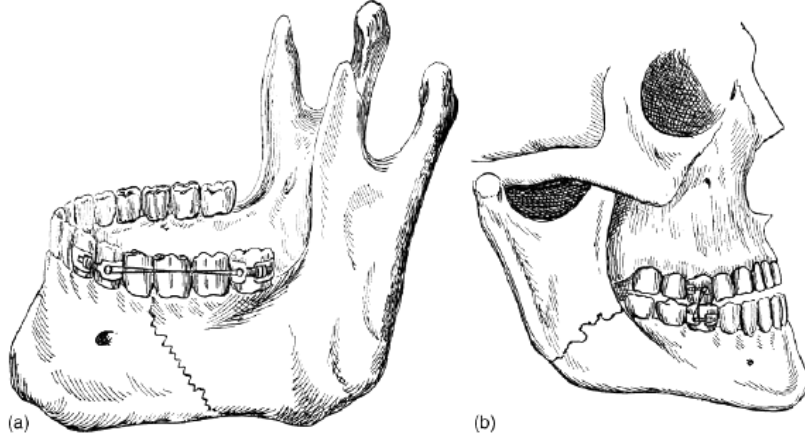


**Şekil 2.5.** Gunning splint (16)

1871'de Gurnel Hammond mandibulanın immobilizasyonu için, halen günümüzde de arch bar olarak kullanılan tel ligatür splinti geliştirmiş, deplase olmuş segmentleri yeniden eski konumlarına getirip demir tellerle dişlere adapte etmiştir.(16)

Mandibular kırıklar için intermaksiller fiksasyon ve arch bar kullanımını 1887'de Thomas L. Gilmer yeniden tanıtmıştır. Bu teknik özellikle çok parçalı kırıklarda halen diğer tekniklere göre avantajlı olduğu belirtilmiştir.(16)

1890'da Dr Angle segmentlerin tel ile fiksasyonuna alternatif olarak, kırığın her iki tarafındaki dişlere bandlar yerleştirmiş ve bandları tellerle birbirine bağlamıştır.(17) (Şekil 2.6)



**Şekil 2.6.** (a) Angle'in aparatı, (b) Angle'in intermaksiller fiksasyonu (16)

İlerleyen yıllarda bir çok splint varyasyonu ve intermaksiller fiksasyon tekniği gösterilmiştir. Bunlar arasında en çok dikkat çeken Dr Robert H. Ivy'nin 1922'de tarif ettiği IVY loop tekniğidir. (17)

Kompleks fasiyal kırıkların tedavisinde intraoral tekniklerle rigid fiksasyonun yeteri kadar sağlanamadığı görülmüş ve de ekstraoral fiksasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Uzun kemiklerdeki kırıkların perkutanöz vidalamasını ilk olarak 1897'de Parkhill tarafından gerçekleştirilmiş olmasına rağmen mandibular kırık tedavisinde Kirschner tellerinin kullanılması ancak 1930'lu yılların ilk yarısında başlamıştır.(16)

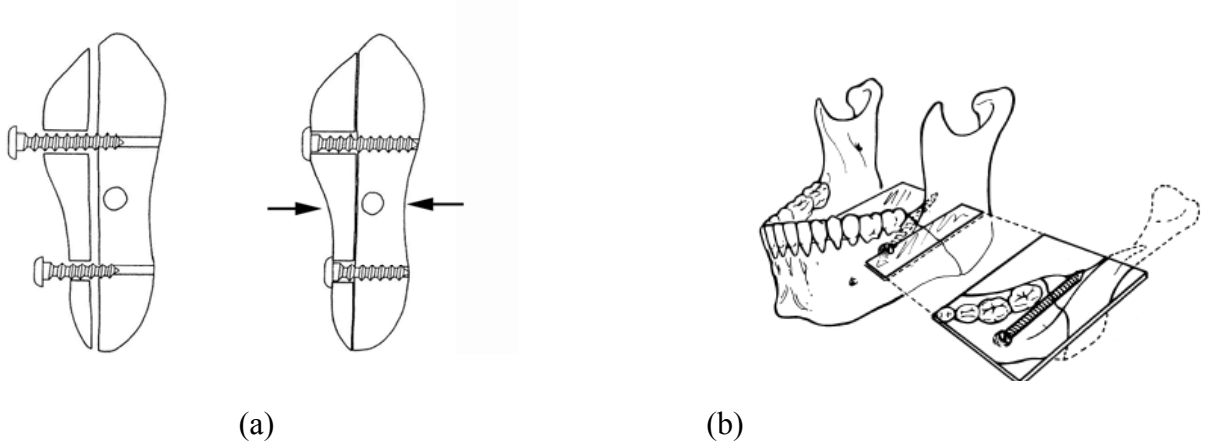
Fixateur Externe 1936'da Ginestet tarafından geliştirilmiş ve kompleks fasiyal yaralanmaların tedavisinde popüler olmuştur.(16)

Modern travmatoloji ise osteosentezin gelişimi ile başlamıştır. Sir William Lane ilk osteosentez plağını kullanmış fakat biyolojik olarak uyumlu olmadığı için geliştirilmesi gerekliliği ifade edilmiştir.(16)

İlk plak uygulamaları özel olarak sadece mandibulaya göre tasarlanmıştır. Mini-plak osteosentezi ise ilk olarak 1973'de Michelet tarafından uygulanmış ve 1975'de Champy ve Lodde tarafından geliştirilmiştir.(18,19)



1974’de Spiessl iki kemik segmentini birbirine doğru yaklaştıran lag vida osteosentezi tekniğini tanıtmıştır.(20) (Şekil 2.7)



**Şekil 2.7.** Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı (a), mandibula açığı kırığında lag vida uygulaması (b)

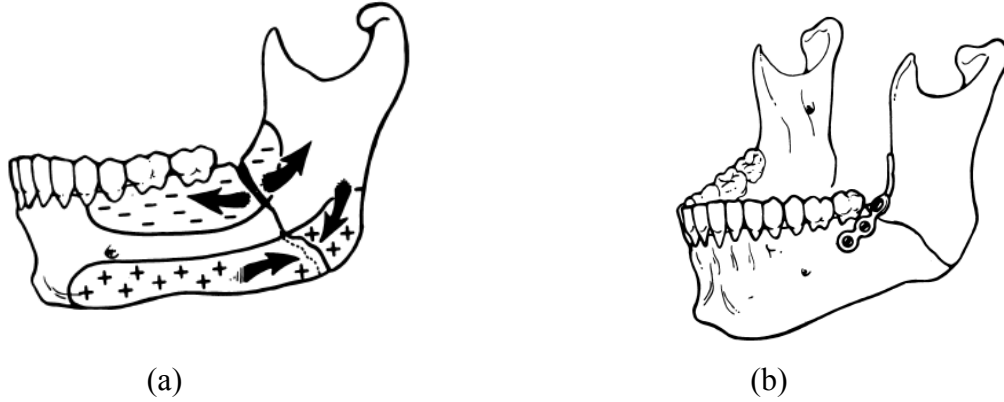
Devam eden 20 yıl içerisinde bir çok plak ve vida sistemleri geliştirilmiş ve maksillofasiyal bölgedeki kırıklarda kullanılan yöntemlerin birçoğu aynı zamanda mandibula açığı kırıklarında da uygulanmıştır.

Mandibula açığı kırıklarının tedavi yöntemleri, (21-25)

- 1) kapalı redüksiyon veya intraoral rijit olmayan açık redüksiyon
- 2) ekstraoral açık redüksiyon ve rekonstrüksiyon kemik plakları ile internal fiksasyon
- 3) intraoral açık redüksiyon ve tek lag vida kullanılarak internal fiksasyon
- 4) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane 2.0 mm dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon
- 5) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane 2.4 mm dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon
- 6) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane non-kompresyon plağı kullanılarak yapılan internal fiksasyon

- 7) intraoral açık reduksiyon ve tek bir non-kompresyon plağı kullanılarak yapılan internal fiksasyon
- 8) intraoral açık redüksiyon ve tek bir bükülebilir non-kompresyon plak kullanılarak yapılan internal fiksasyon
- 9) intraoral açık redüksiyon ve kilitli plak ve vida uygulamaları olarak sunulmuştur.

Bugüne kadar plak lokalizasyonu için bir çok teknik tanımlanmıştır.(21,22) Pauwels 1944'de kırık kemiklerin fiksasyonu için kassal gerilim kuvvetlerinin en büyük olduğu yerin uygun fiksasyon noktaları olduğunu bildirmiştir.(23) Bu düşünce doğrultusunda Champy ve arkadaşları tarafından mandibular açı kırıklarında en uygun plak lokalizasyonun mandibulanın üst sınırı olduğu yapılan biyomekanik deneylerle gösterilmiştir.(18) (Şekil 2.8) Bu teknik bir çok klinik çalışma ile desteklenen ve günümüzde de en çok tercih edilen tedavi yaklaşımlardandır.(24-26)



**Şekil 2.8.** (-) ile gösterilen kısım tensiyon ve (+) ile gösterilen kısım kompresyon bölgesi (a), mandibula üst sınırında plak yerleşimi (b)

Bütün bu tekniklerde kullanılan materyaller günümüz teknolojisi ilerledikçe farklılıklar göstermiştir. Fiksasyon materyalleri yani plak ve/veya vidalar, paslanmaz çelik, titanyum ve vitalyum gibi çeşitli metallerden üretilmiştir ve üretilmektedir. Bir dönem en çok kullanılan materyal olan paslanmaz çeliğin orta düzeyde gücü ve sertliği sayesinde kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilirliği en önemli özelliğidir. Ancak bu işlem sırasında oluşan çatlaklar, doku içerisinde paslanmaz çeliğin korozyonuna neden olması önemli bir

dezavantajdır. Günümüzde en yaygın kullanılmakta olan materyal, saf ya da alaşım olarak bulunabilen titanyumdur. Titanyum biyouyumlu bir materyaldir ve minimal doku reaksiyonuna neden olur. Ayrıca paslanmaz çelik ve vityuma göre çok daha kolay şekil verilebilir. Bir krom-kobalt alaşımı olan vityum, bu üç metalin en güçlüsüdür. Yüksek elastisite modülü yüzünden sert ve bükülmesi zordur. Paslanmaz çelik en ucuz materyalken, vityum ve titanyum daha pahalıdır.

Metalik fiksasyon sistemlerinde en sık karşılaşılan postoperatif problemler, vizibilite veya palpabilite, ekstrüzyona neden olan gevşeme, soğuğa karşı hassasiyet ve vida migrasyonudur.(27-30) Bostman ve arkadaşları 1991'de, Bergsma ve arkadaşları ise 1993 senesinde vida çevresinde oluşan stres ve korozyon sebebiyle ortaya çıkan kemik atrofisini veya osteopeniyi saaptamışlardır.(31-33) Bu sorunların yanı sıra radyografik görüntüleme ve radyasyon tedavisinde parazitlenme oluşması, allerjik reaksiyonlar, kranioorbital cerrahide intrakranial migrasyon ve büyümenin engellenmesi gibi problemler de rapor edilmiştir. (34-42).

Titanyum plaklar, bilinen, biyouyumluluğu en fazla olan materyal olmasına karşın bir takım pigmentasyonlara yol açtığı bilinmektedir. Plakların bükülüp kırılmasıyla ortaya çıkan titanyum parçacıklarının etken olduğu gösterilmiştir. Pigmentasyonun çoğunlukla kırılma bölgelerinde gözlenmesi de bunu doğrular. Rosenberg ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada makroskopik olarak paslanmaz çelik plakları kaplayan yumuşak dokuda pigmentasyon saptanmıştır. Titanyum miniplakları kaplayan yumuşak dokuda ise %25.6 siyah pigmentasyonlar izlenmiştir. Mikroskopik olarak ise paslanmaz çelik plakları kaplayan yumuşak dokuda da %65.3 oranında siyah pigmentasyonlara rastlanmıştır. Titanyum miniplaklarda ise bu oran %71.8 bulunmuş. Dolayısıyla her iki tip plağın yumuşak dokuda partikül birikimine neden olduğu söylenmiştir. Titanyum plaklar, titanyumdioksit partikülleri oluştururken paslanmaz çelik plaklar krom, nikel, demir ve molibden gibi toksik metallerin birikimine neden olmaktadır. Titanyum miniplakların miktar ve yoğunluk olarak çok az olduğu ve pigmentasyonun asemptomatik olduğu gözlenmiştir.(43)

Plakları kaplayan yumuşak dokularda titanyum konsantrasyonuna bakılan bir başka çalışmada, total ve çözünebilir titanyum miktarları plaklama süresince karşılaştırılmıştır. Plakları çevreleyen yumuşak dokudaki ortalama titanyum miktarı 1306 µg/g, ortalama çözünebilir Ti miktarı ise 0.53 µg/g kuru doku olarak bulunmuştur. 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 öne sürülmüştür.(44)

Ancak Kim ve arkadaşlarının çalışmalarında da 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 bu bulgular sonucunda titanyum miniplakların kemik iyileşmesinden sonra çıkarılması gerektiği belirtilmiştir.(45)

Metallik fiksasyon materyallerinin postoperatif oklüzal uyumlamalara, temporomandibuler eklem disfonksiyon veya adaptasyonuna, nörosensitif rahatsızlıklara, plağın çıkarılmasını gerektiren komplikasyonlara ve büyüme üzerine olumsuz etkileri gibi bazı dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla maksillofasiyal bölgede kemik fiksasyonunda rezorbe olabilen plak ve vidalar kullanılmaya başlandı. Literatürde ilk olarak 1966'da Kulkarin ve ark. tarafından tarif edilmiş, 1972 yılında Cutright ve Hunsuck tarafından PLA'yı (polilaktik asit) maksillofasiyal travma hastalarında kullanılmıştır.(46,47)

Bu materyallerin ideal özellikleri Majola ve arkadaşları tarafından 1991 senesinde şu şekilde bildirilmiştir: Degredasyon oranı ve güç kayıpları tahmin edilebilir olmalı, materyal non-toksik ve non-antijenik olmalı, iyi bir doku uyumuna sahip ve minimum morbiditeye sebep olmalı, fonksiyonel yüklemeye dayanabilmeli ve uygun oranlarla çözünerek tamamen rezorbe olabilmelidir.(48)

Saf poliglolik asit (PGA), saf L-poly laktit (poly-L-laktit / PLLA) ve bu iki materyalin polimeri (PLLA-PGA), rezorbe olabilen sistemlerde en yaygın kullanılan 3 polimerdir.

Rezorbe olabilen sistemlerin kullanımında bazı güçlüklerle karşılaşmıştır. Bunlardan ilki mekanik olarak güçsüz olmalarıydı. Güçlendirilmemiş rezorbe olabilen implantlar mandibula kırıklarında güvenli internal fiksasyon sağlayacak yeterli mekanik sertlik ve dayanıklılığa sahip değildirler.(49) Bu problemin ışığında Tramala ve arkadaşları implantların güçlendirilmesinde aynı polimerlerin fiberleri iyi oriente edilmesini sağlayan özel bir teknik geliştirdi ve bunu yapısal olarak kuvvetlendirilmiş (self reinforced / SR) olarak tanıttılar. Bu method ile daha dayanıklı matriks ve fiber kompozisyonu üretilmiş ve materyal yüksek gerilim ve elastisite modülü göstermiştir.(50) Böylece 6-8 haftalık süreç içinde kırığın stabilitesi için gereken mekanik özellik sağlanmıştır.

SR PLLA materyalinin biyoyumluluğunu ve mekanik yeterliliğini gösteren bir çok çalışma yapılmıştır. SR PLLA rezorbe olabilen plak ve vidalar kullanılarak yapılan in vivo çalışmada 6, 12 ve 24. haftada makroskopik, radyolojik ve histolojik inceleme sonrası biyoyumlu olduğu ve 6. haftada kallus oluşmuş olduğu rapor edilmiştir.(51)

Rezorbe olabilen sistemlerin kullanımındaki kısıtlılığın ikinci nedeni ise degradasyonun ideal olmayacağını bildirilmesidir. (49) Tüm rezorbe olabilen polimerler, ideal olarak karbonhidrat metabolizmasında Krebs döngüsüyle çözünerek karbondioksit ve suya indirgenir.(52)

Rezorbsiyon işlemi vücutta iki şekilde olur. Polimerin basit kimyasal hidrolizi ve aktif metabolizması olarak gerçekleştirilir. İlk aşamada su, rezorbe olabilen plağa penetre olur. Amorf yapıdaki kimyasal bağlara bağlanır ve uzun polimer zincirlerini daha kısa su absorbe etmiş fragmanlara çevirir. Moleküler yapının ağırlığındaki azalmayı fiziksel özelliklerin azalması takip eder ki bu da suyun rezorbe olabilen plağı bölmeye başlaması ile olur. İkinci aşamada ise beyaz kan hücrelerinden açığa çıkan enzimler bu fragmanlara yönelerek vücutta doğal olarak bulunan laktik asit gibi monometrik asitlere dönüşmesine neden olur. Bu asitler de sitrik asit siklusuna girerek su ve karbondioksit olarak atılırlar.

Polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) ve kopolimerler tipik olarak açık zincir polimerizasyonun siklik monomerini oluşturur. PLA yavaş resorbe olan ve hidrofobik bir polimerdir. PGA ise daha hidrofilik ve daha hızlı resorbe olur.

Matsusue ve arkadaşları saf PLLA'nın direncini 25 haftada kaybettiğini, ancak tamamen resorbe olmasının 2 yılı bulduğunu göstermişlerdir.(53) Saf PGA ise, çabuk çözünmekte, 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybedebilmektedir. Bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebilmektedir.(54)

Böstman ve arkadaşları, intraosseöz olarak yerleştirilmiş poliglikolit veya polilaktit-glikolit kopolimer rodlarla yaptıkları araştırmalarda hemen hemen tüm vakalarda yabancı doku reaksiyonu gözlediklerini belirtmişlerdir.(55)

Poly L-laktik asitin (PLLA) biyodegradasyonun 5 yıl kadar sürdüğü ve PLLA polimerinin biyodegradasyonu sürecinde yabancı madde cevabı olduğu rapor edilmiştir. (56,57,58) Her iki problemde de çok fazla polimer artıklarının geç doku cevabına neden olduğu bildirilmiştir.(56) D, laktik asit ve L, laktik asidin PLLA'ya eklenmesi ile bu yüksek kristalitenin azaldığı ve biyodegradasyonun hızlandığı saptanmıştır.(59,60)

D, laktik asit ve L, laktik asit eklenmiş polimerler yaygın olarak kullanılmaya başladı. Landes ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 50 travmatik veya patolojik kırığın fiksasyonunda P(L70/30DL)LA kullanılmıştır. Fakat travmatik mandibula açığı kırıklarında ve patolojik kırıklarda iyileşmenin kritik olduğunu ve gelecekte daha küçük, daha rijid ve daha ekonomik rezorbe olabilen plak ve vidaların gerekliliğini rapor etmişlerdir.(61)

PLDLA kullanılarak yapılan bir başka 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 hala rezorbe olabilen plağa rastladıklarını, 12. ay sonunda PLDLA'nın yabancı madde cevabı oluşturmaksızın tamamen rezorbe olduğunu rapor edilmiştir.(62)

Bos ve arkadaşları 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 enflamasyona veya yabancı madde reaksiyonuna rastlanmadığı belirtilmiştir.(63) Fakat implantasyondan 3 yıl sonra, birkaç hastada, implantasyon bölgesinde süregelen bir şişlik belirtmişler ve bu nedenle geri alınan PLLA artıklarının etrafında dens fibröz kapsül gözlemişlerdir. Buna karşın yine Bos ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, implant sürecinin başlangıç ve final kısımları haricinde, akut veya kronik enflamatuvar reaksiyon gözlenmediğini söylemişlerdir.(64)

PLLA'nın da biyouyumluluğu bir çok çalışmaya konu olmuştur. 1966'da Kulkarni ve arkadaşları cerrahide kullanılan rezorbe olabilen biyomateryal olan polilaktik asitlerin biyouyumluluğunu rapor etmişlerdir. PLLA'nın mükemmel biyouyumluluğu genel olarak kabul edilmiş, bununla beraber bu materyalin inflamatuvar doku cevabı ve geç yan etkilerini hayvan ve klinik çalışmalarda rapor etmişlerdir.(56,64)

Plak ve vidaların rezorbsiyon dönemi sürecinde lokal pH'ın azalması ve kullanılan materyalin kristalin artıkları, uygun olmayan yabancı doku cevabına neden olabilir.(32,56) Yüksek kristalin polimerlerin kullanılması sonrası SR-PLLA vidaların etrafında osteolitik değişiklikler vakaların % 27 sinde görülmüştür.(57,65)

Paivarinta ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada saf PLLA ve saf PGA vidalara karşı oluşan intraosseöz sellüler cevap karşılaştırılmış, polimorfonükleer granüositler ve mononükleer yuvarlak hücrelere, takip gruplarında yok denecek kadar az rastlanmıştır. PGA ile fikse edilmiş örneklerde ise fagositik hücreler (mononükleer makrofajlar ve yabancı madde dev hücreleri) 12. haftada en yüksek seviyede bulunmuştur.(66)

Rezorbe olabilen plaklarda rezorbsiyon mekanizması süresince karşılaşılan biyouyumluluk ve mekanik problemler sebebiyle L polylaktik asit, D,L polylaktik asit ve poliglikolik asidin (PGA) kopolimerinin kullanılması öne sürülmüştür. PLLA ve PGA'nın bir kopolimerinin kullanılması, birçok vakada, dünya çapında geçerlilik kazanmıştır. İlk kullanım, daha az rijit fiksasyon kuvvetinin gerektiği çocuk kraniyofasiyal cerrahisinde (30,67-72)

Daha sonraki uygulamalar, orta yüz kırıklarının onarımından, izole maksiller, mandibuler ve çene ucu osteotomilerine kadar genişletilmiştir.(73-75) Bu materyaller günümüzde kraniomaksillofasiyal cerrahide giderek yaygınlaşan şekilde kullanılmaktadır.

Simfiz , açığı ve korpus kırığını olan 50 hastayı kapsayan bir çalışmada PLLA/PDLA ve PGA polimeri içeren rezorbe olabilen sistem kullanılmış ve %6 oranında enfeksiyon bildirilmiştir. Bu sistemin 2mm'lik titanyum sistemle aynı performansı gösterdiği sonucunu rapor edilmiştir.(76)

Metallik fiksasyon sistemleri büyüme potansiyelini etkileyebilir. Bundan dolayı infantlarda kemik iyileşmesi sonrası mümkün olan en erken zamanda metalik fiksasyon materyalinin alınması önerilir. İkinci cerrahi gereksinimi cerrahları infantlarda rezorbe olabilen sistemler kullanmaya yöneltmiştir.

Pediyatrik kraniyal cerrahide rezorbe olabilen materyallerin kullanımını gösteren birçok çalışma vardır. Eppley ve arkadaşları PLLA/PGA kopolimerleri pediatrik kraniyal deformite rekonstrüksiyonu için 100 hastada kullanmışlar ve materyalin güvenli ve etkili olduğunu rapor etmişlerdir.(67) Pediatrik cranial defekt rekonstrüksiyonunda biyodegrade olabilen sistemlerin etkili ve güvenilir olduğunu göstermişlerdir.(77,78)

Yaş ortalaması 12 olan 13 hastada yapılan bir çalışmada mandibula kırıkları SR (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. (79)

Rezorbe olabilen miniplak ve vidaların materyali suya ve karbondioksit ayırarak vücut tarafından tamamen absorbe edildiklerinden, plağın ve/veya vidanın çıkartılmasına ihtiyaç duyulmaz (80-82). 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 (83). Metallerin aksine resorbe olan vidaların ve plakların serbest iyon oluşturma ve organlarda



birikme gibi dezavantajları da yoktur.(84) Ayrıca bu materyallerle, radyograflardaki artefaktlar ve saçılma da elimine edilebilmektedir.

Bununla beraber, rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin de çeşitli dezavantajları vardır. Majör dezavantajları self-tapping olmamalarıdır.(85) Bu nedenle , diğer yöntemlere oranla daha fazla operasyon zamanı gerektirirler. Ayrıca, ekonomik olmamaları, uyumlama ya da yerleştirme sırasında kırılabilmesi ve lokal dokuda yabancı madde reaksiyonuna neden olabilmeleri de diğer dezavantajlarıdır.

### 3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

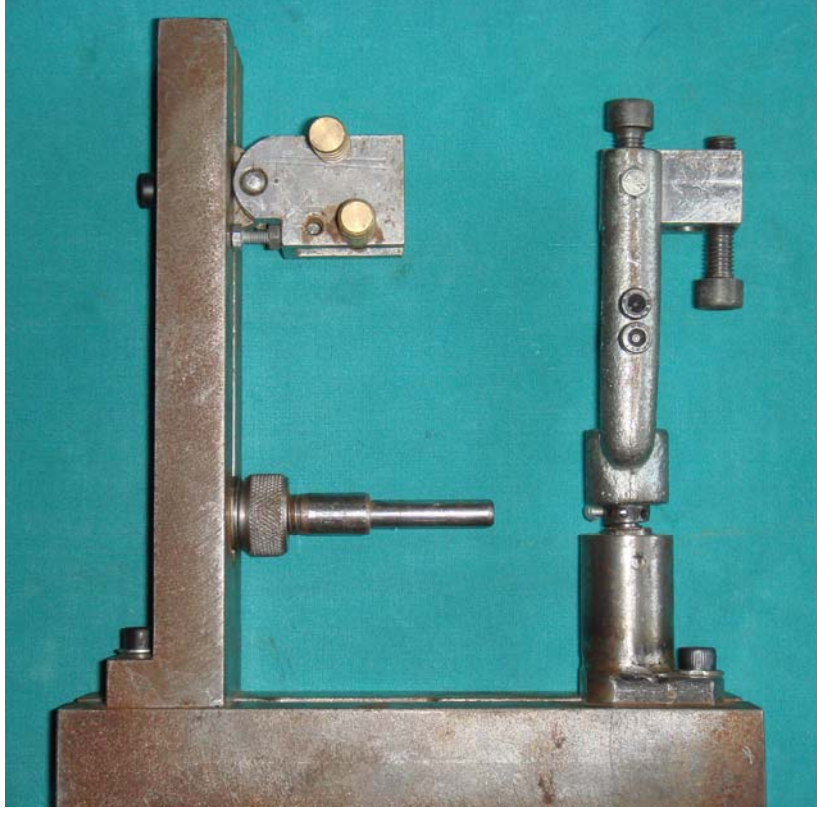
Mandibular açı kırığı fiksasyonunda titanyum plak ve vidalar ile rezorbe olabilen plak ve vidaların erken postoperatif stabilitelerinin karşılaştırılmasını amaçlayan çalışmamızda fiziksel ve yapısal olarak insan mandibulasına en yakın olan aynı gün kesilmiş ve fikse edilmemiş ortalama 8-10 aylık 11 adet koyun mandibulası seçildi.

Bu çalışmada, titanyumdan yapılmış 4 delikli düz miniplaklar ve 2.0 mm çaplı 7 mm uzunlukta self-tapping titanyum vidalar (Trimed, Ankara/Türkiye) ile rezorbe olabilen 4 delikli düz plaklar ve 2.5 mm çaplı 6 mm uzunlukta rezorbe olabilen vidalar (Inion CPS sistem, Tampere, Finland) kullanılmıştır.

Bu rezorbe olabilen sistem 4 polimerin kombinasyonunu içermektedir. Bu polimerler, trimetilen karbonat (TMC), L- laktik asit (LPLA), D,L-polilaktik asit (DLPLA) ve poliglikolik asit (PGA)'dır. Bu birleşimde TMC'nin bu polimerlere eklenmesi ile özellikleri daha da üstünleştirilebilmiştir. Tipik olarak implantasyon sonrası Inion materyali 9 ile 14 hafta arasında direncinin % 70'inin korumakta ve 40 haftalık süreçte kütesinin % 42'si resorbe olmaktadır.

Yapılacak biyomekanik test için kurulan deney düzeneği, modelin fikse edilerek test cihazına bağlanmasını sağlayacak bir fiksasyon aygıtı, basma testi uygulayabilen bir servohidrolik test cihazı ve bu cihazın bağlı olduğu bir bilgisayardan oluşmaktaydı.

Fiksasyon aygıtı, servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanan bir kaide ve bunun üzerinde boyutsal olarak standart yerleştirmeye imkan sağlayan iki vertikal parçadan oluşmaktaydı. Ön vertikal parça hemi-mandibulaların distal kısmının fiksasyonunda kullanıldı. Bu kısmın fiksasyonu, vertikal olarak dişlerin oklüzal yüzüne oturan iki künt vida ve korpusun bukkal ve lingual kısımlarına yerleştirilen birer monokortikal keskin vida ile gerçekleştirildi. Posterior vertikal parça ise, kondile ve ramusa önceden açılmış yuvalara 4 mm çaplı iki rod yardımı ile rijit fiksasyon kullanıldı.(Şekil 3.1)



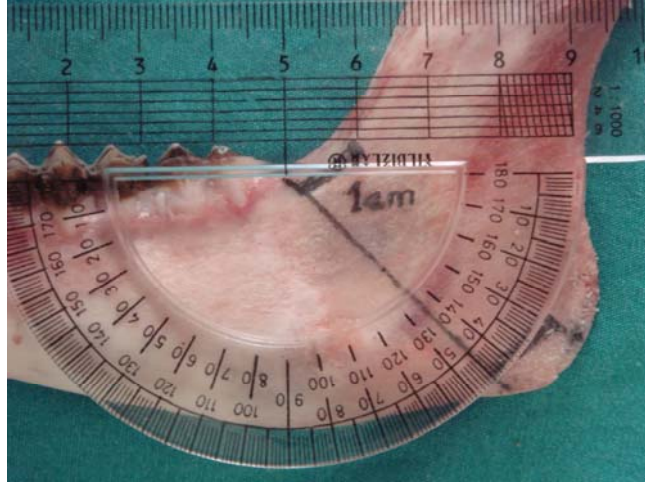
**Şekil 3.1.** Modellerin yerleştirildiği fiksasyon aygıtı

Deneyde kullanılan servohidrolik test cihazı ise (Instron 8874, Warwick İngiltere) çekme, basma, yukarı ve aşağı olmak üzere iki yönde makaslama, yırtma, kırma, eğme, ezme testleri yapabilme, tüm bu test verilerini bilgisayara aktarabilme, 2500 kg yük kapasitesi, en düşük 0.1 mm/dak hız, en yüksek 250 mm hareket mesafesi ve 100 Hz dinamik yük kapasitesi özelliklerine sahipti.

Oluşan deplasman verileri dijital olarak kayıt eden servohidrolik test cihazı için özel olarak hazırlanmış bir yazılım programı (Bluehill Software, Warwick İngiltere) kullanıldı.

8-10 aylık 11 adet koyun mandibulası, bistüri ile tüm yumuşak dokularından temizlendikten sonra orta hatlarından ayrılarak 22 adet hemimandibula elde edildi.

Mandibular aç kırığı, retromolar köşe bölgesinin en konvex kısmının 1 cm önünden başlayarak mandibulanın alt köşesinin 1 cm önüne doğru yaklaşık 45° lik aç ile uzanan bikortikal osteotomi elmas disk kullanılarak gerçekleştirildi. (Şekil 3.2)



**Şekil 3.2.** Okluzal düzlemlle 45° aç yapan mandibular aç kırığı hattı

Osteotomi yapılan mandibulalarda, plak yerlerinin standardizasyonu için, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler ölçülerek işaretlendi. Ayrıca, modellere deneysel olarak uygulanacak kuvvetler için kullanılacak vertikal kuvvetin yerinin standardizasyonu için retromolar köşe bölgesindeki osteotomi hattının 1-2 mm önü işaretlendi.

11 hemi-mandibulaya, 4 delikli düz titanyum miniplaklar, 1.6 mm çaplı frezlerle yuva açılarak, 2.0 mm çaplı 7 mm uzunlukta dörder adet self-tapping titanyum vidalar ile (Trimed, Ankara/Türkiye), diğer 11 modele ise 4 delikli düz rezorbe olabilen plaklar, 2.25 mm çaplı frezlerle yuva açılıp, 2.5 mm çaplı yiv açıcı (tapper) uygulandıktan sonra 2.5 mm çaplı 6 mm uzunlukta dörder adet rezorbe olabilen vidalar ile (Inion CPS sistem, Tampere, Finland) Champy prensibi esas alınarak fiksasyon uygulandı. (Şekil 3.3)



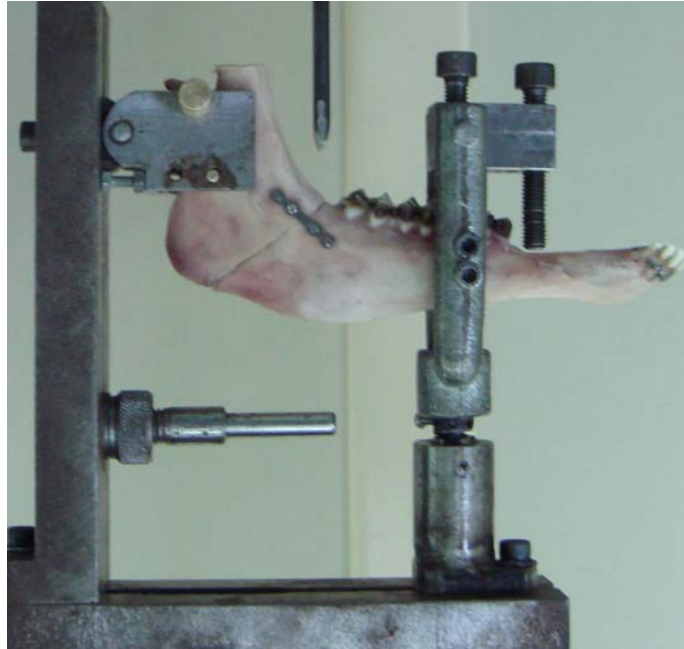
(a)



(b)

**Şekil 3.3.** Mandibular açı kırığı oluşturulmuş, titanyum (a) ve rezorbe olan plak ve vidalarla (b) fiksasyonları yapılmış modeller

Tüm hemi-mandibulaların koronoid proçesleri ve keser dişleri içeren anterior parçaları kesildi ve daha sonra her bir yarım çene önceden hazırlanmış olan fiksasyon aygıtına test edilmek üzere sırayla yerleştirildi. (Şekil 3.4)



**Şekil 3.4.** Fiksasyon aygıtına yerleştirilmiş model.

Tüm hemi-mandibulalar deney düzeneğine yerleştirildi. Deney işlemi sırasında her hemi-mandibulaya sistemdeki boşluğun alınması ve mümkün olduğu kadar standart ölçüm başlangıcı yapılabilmesi için oluşturulan kırık hattının retromolar bölgedeki kısmının 1-2 mm önünden 50 Nt luk kuvvet 10 saniye uygulandıktan sonra kuvvet kaldırılarak 5 Nt'luk ön yüklemeyi takiben kalıcı deformasyon oluşana kadar 1 mm/dak hızla sürekli doğrusal kuvvet uygulandı.(Şekil 3.5)

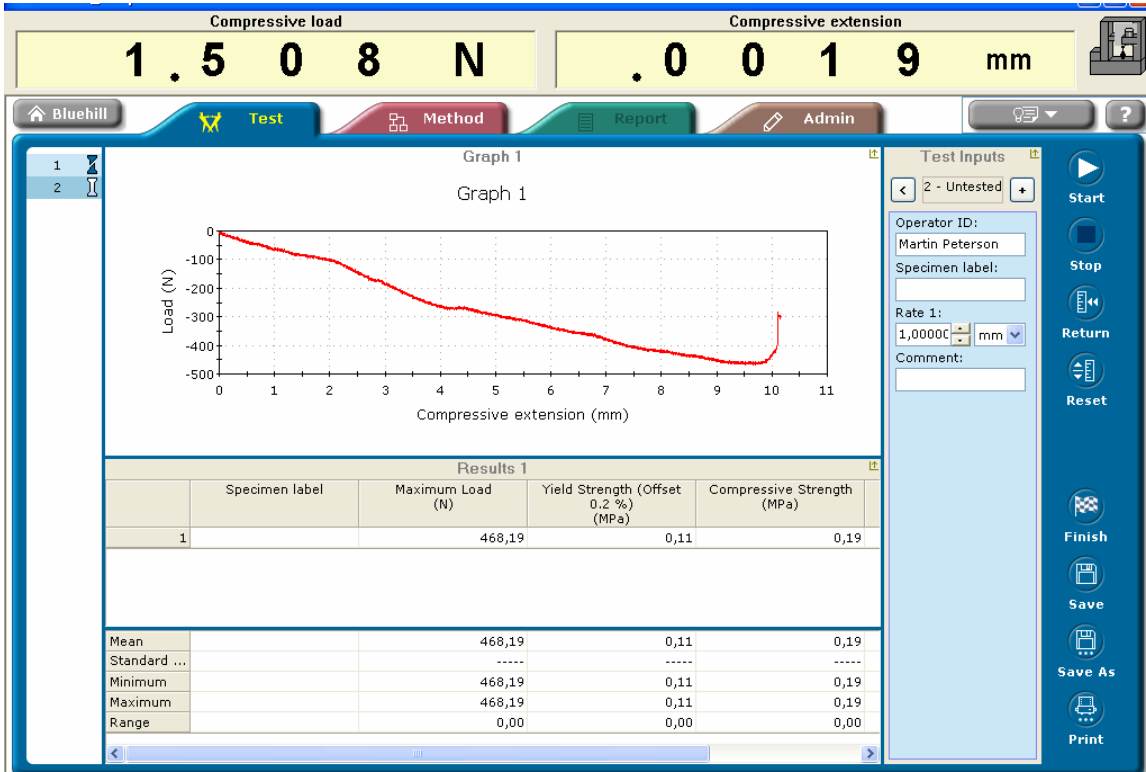


**Şekil 3.5.** Fiksasyon aygıtıyla beraber servohidrolik test cihazına yerleştirilmiş model.

Oluşan deplasman verileri servohidrolik test cihazı için özel olarak hazırlanmış bir yazılımla (Bluehill Software, Warwick İngiltere) belirlenen kuvvet aralıklarında oluşan yerdeğiştirme değerlerini de ölçmeye imkan verecek şekilde dijital olarak kaydedildi.

## 4.BULGULAR

Mandibular açığı kırığı fiksasyonunda titanyum plak ve vidalar ile rezorbe olabilen plak ve vidaların erken postoperatif stabiliteilerinin karşılaştırılmasını amaçlayarak yapılan testler sonucunda her model için ayrı ayrı oluşan ve dijital olarak kaydedilen grafikler (Şekil 4.1) üzerinden oluşan yerdeğiştirme miktarları hesaplandı. Bu değerlendirme sonrasında Inion rezorbe olabile plak ile fikse edilen gruptan 2, titanyum ile fikse edilen gruptan da 2 örnekte ölçüm hatası olduğu görüldü ve bu modeller çalışmadan çıkarıldı.



Şekil 4.1. Özel bir yazılımla dijital olarak elde edilen grafik örneği

x eksen: Yerdeğiştirme (mm)

y eksen: Kuvvet (Nt)

İstatistiksel olarak değerlendirilecek değişkenler olan 20Nt, 60Nt, 100 Nt, 120Nt, 150Nt, 200Nt'daki yerdeğiştirme miktarları (mm) Tablo 4.1'de, kırılma noktalarındaki

(maksimum) yerdeğiştirme miktarları (mm) ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler (Nt) Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

MATERYAL	Model No	YERDEĞİŞTİRME mm					
		20 Nt	60 Nt	100 Nt	120 Nt	150 Nt	200 Nt
REZORBE OLAN	1	0.76	1.78	2.29	2.51	2.77	3.14
	2	0.14	1.02	1.67	1.98	2.45	3.21
	3	0.91	1.36	1.86	2.03	2.42	3.13
	4	0.16	0.84	1.52	1.84	2.30	2.91
	5	0.19	1.42	1.73	1.98	2.21	2.55
	6	0.10	0.45	1.00	1.48	2.16	2.79
	7	0.23	0.95	1.98	2.25	2.59	3.19
	8	0.65	1.23	1.62	1.76	1.92	2.22
	9	0.82	1.38	1.64	1.89	2.18	2.56
TİTANYUM	1	0.25	0.61	1.07	1.29	1.65	2.28
	2	0.18	0.66	1.12	1.40	1.84	2.67
	3	0.29	0.65	0.89	0.96	1.05	1.23
	4	0.09	0.37	0.71	0.89	1.21	1.71
	5	0.16	0.48	0.65	0.74	0.90	1.20
	6	0.10	0.53	1.22	1.42	1.67	2.11
	7	0.08	0.45	1.03	1.31	1.76	2.23
	8	0.05	0.12	0.31	0.43	0.63	1.22
	9	0.08	0.29	0.47	0.59	0.85	1.59

**Tablo 4.1** 20,60,100,120,150,200 Nt kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirme miktarları (mm)



<b>MATERYAL</b>	<b>Model No</b>	<b>MAKSİMUM YERDEĞİŞTİRME (mm)</b>	<b>KIRILMA KUVVETİ (Nt)</b>
<b>REZORBE OLAN</b>	<b>1</b>	6.88	471.9
	<b>2</b>	7.32	344.7
	<b>3</b>	5.29	380.6
	<b>4</b>	4.90	307.5
	<b>5</b>	4.44	401.8
	<b>6</b>	5.01	326.7
	<b>7</b>	9.69	468.2
	<b>8</b>	5.78	473.5
	<b>9</b>	8.84	425.0
<b>TİTANYUM</b>	<b>1</b>	6.04	447.6
	<b>2</b>	5.45	443.5
	<b>3</b>	2.84	352.9
	<b>4</b>	10.26	842.5
	<b>5</b>	4.01	444.1
	<b>6</b>	3.61	343.2
	<b>7</b>	6.09	298.4
	<b>8</b>	2.03	233.4
	<b>9</b>	5.27	359.2

**Tablo 4.2.** Kırılma noktalarındaki (maksimum) yerdeğiştirme miktarları (mm) ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler (Nt)

Bu verilerin niteliklerine ve kullanılan model sayısına uygun olan istatistiksel analiz yöntemi seçildi ve gruplar karşılaştırıldı. Verilerin dağılımını değerlendirmek için yapılan Shapiro-Wilk testi sonuçları tablo 4.3'te gösterilmiştir.

DEĞİŞKEN	GRUP	SHAPIRO-WILK	
		n	P
mm-20 Nt	İNİON	9	,034 *
	Ti	9	,189
mm-60 Nt	İNİON	9	,933
	Ti	9	,531
mm-100 Nt	İNİON	9	,619
	Ti	9	,618
mm-120 Nt	İNİON	9	,863
	Ti	9	,318
mm-150 Nt	İNİON	9	,971
	Ti	9	,263
mm-200 Nt	İNİON	9	,209
	Ti	9	,290
mm-Kırılma anı	İNİON	9	,264
	Ti	9	,330
Nt-Kırılma anı	İNİON	9	,291
	Ti	9	,011 *

**Tablo 4.3.** Verilerin dağılımlarının Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmesi

\* P<0.05

Bu değerlendirmenin sonucunda 20, 60, 100, 120, 150 ve 200 Nt yüklerde ve kırılma anında görülen yerdeğiştirme miktarları değişkenlerinin normal dağılım gösterdiği, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler ve 20 Nt'luk kuvvette oluşan yerdeğiştirme miktarları değişkenlerinin normal dağılım göstermediği görülmüştür.

İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri azami kuvvetler (Nt) ile 20, 60, 100, 120, 150 ve 200 Nt yüklerde ve kırılma anında oluşan yerdeğiştirme miktarları (mm) değişkenleri için tanımlayıcı istatistiksel değerler (ortalamaları, ortancaları, standart sapmaları, minimum ve maximum değerleri) hesaplanmış ve tablo 4.4'te gösterilmiştir.

DEğİŞKEN	GRUP	Ortalama	Ortanca	Standart Sapma	Minimum	Maximum
<b>Nt-Kırılma anı</b>	İNİON	399,9889	401,8000	64,43498	307,50	473,50
	Tİ	418,3111	359,2000	174,67069	233,40	842,50
<b>mm-20 Nt</b>	İNİON	,4400	,2300	,33586	,10	,91
	Tİ	,1422	,1000	,08363	,05	,29
<b>mm-60 Nt</b>	İNİON	1,1589	1,2300	,38979	,45	1,78
	Tİ	,4622	,4800	,17908	,12	,66
<b>mm-100 Nt</b>	İNİON	1,7011	1,6700	,35112	1,00	2,29
	Tİ	,8300	,8900	,31309	,31	1,22
<b>mm-120 Nt</b>	İNİON	1,9689	1,9800	,29182	1,48	2,51
	Tİ	1,0033	,9600	,36926	,43	1,42
<b>mm-150 Nt</b>	İNİON	2,3333	2,3000	,25456	1,92	2,77
	Tİ	1,2844	1,2100	,45310	,63	1,84
<b>mm-200 Nt</b>	İNİON	2,8556	2,9100	,35100	2,22	3,21
	Tİ	1,8044	1,7100	,54102	1,20	2,67
<b>mm-Kırılma anı</b>	İNİON	6,4611	5,7800	1,85274	4,44	9,69
	Tİ	5,0667	5,2700	2,41276	2,03	10,26

**Tablo 4.4.** İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan değişkenler için tanımlayıcı istatistiksel değerler

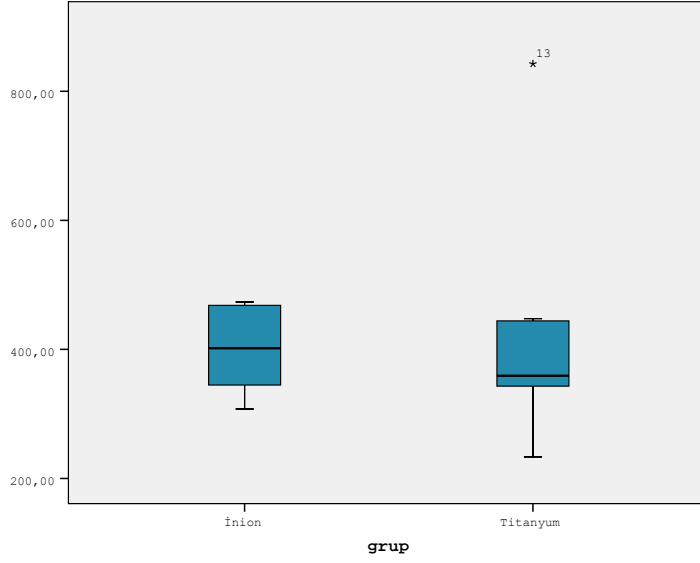
Tüm bu verilerin karşılaştırılması için Mann-Whitney U testi yapılmış, 20, 60, 100, 120, 150 ve 200 Nt yüklerindeki gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.( $P<0.05$ ) Kırılma anında görülen yerdeğiştirme miktar ve kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvet grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış.( $P>0.05$ ) Elde edilen p değerleri tablo 4.5'te gösterilmiştir.

<b>DEĞİŞKEN</b>	<b>P</b>
<b>Nt-Kırılma anı</b>	0.66 *
<b>mm-20 Nt</b>	0.031
<b>mm-60 Nt</b>	0.01
<b>mm-100 Nt</b>	0.000
<b>mm-120 Nt</b>	0.000
<b>mm-150 Nt</b>	0.000
<b>mm-200 Nt</b>	0.001
<b>mm-Kırılma anı</b>	0.22 *

**Tablo 4.5.** Mann- Whitney U testiyle elde edilen p değerleri

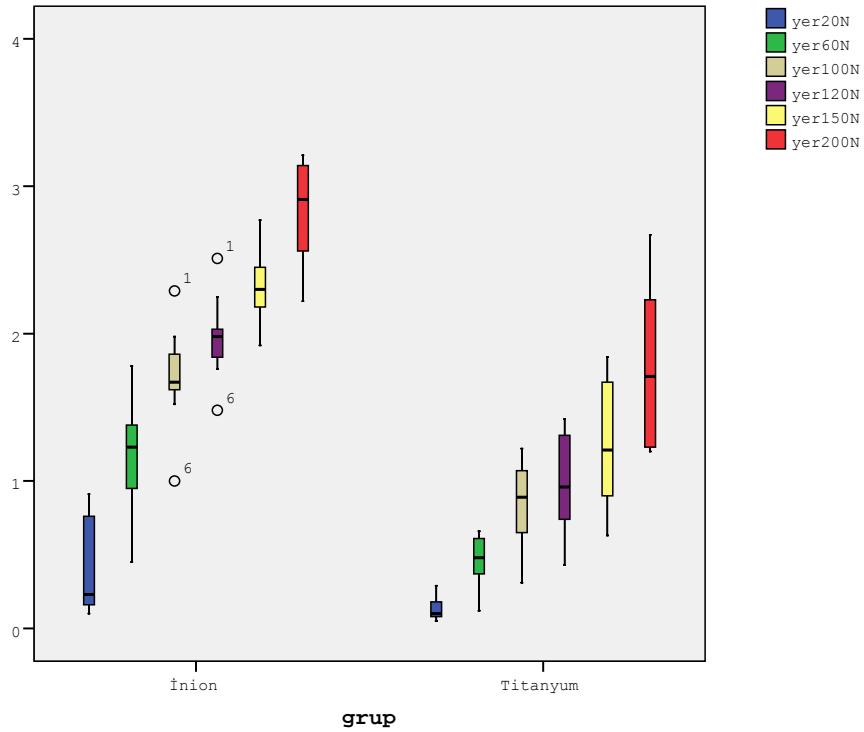
\*  $P>0.05$

Grupların kırılma noktasına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetlerin ortalama etrafında dağılımı grafik 4.1'de gösterilmiştir.



**Grafik 4.1.** Kırılma anındaki kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımı

Kuvvet-yerdeğiştirme ilişkisine dair yapılan istatistiksel değerlendirmelerin ortalama etrafında dağılımları grafik 4.2’de gsterilmiştir.



**Grafik 4.2.** Her iki grupta farklı kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirmelerin ortalama etrafında dağılımları

## 5. TARTIŞMA

Maksillofasiyal kırıkların fiksasyonu için kullanılan metalik sitemlerin bazı dezavantajları vardır.(27-42) Tüm bu dezavantajları elimine edebilmek için, kırık fiksasyonunu sağlayan, rezorbe olabilen fiksasyon materyalleri geliştirilmiştir. Bu güvenilirliğini ve etkinliğini gösteren birçok çalışma yapılmıştır.(46,47) Köpeklerde ve koyunlarda yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, internal fiksasyonun biyoyumlu ve biyodegrede olabilir olduğu olduğu kanıtlanmıştır.(86,87) Benzer olarak, yüksek molekül ağırlıklı PGA'nın da biyoyumlu ve biyostabil olduğu kanıtlanmıştır.(88)

Bu saf polimerik materyallerin de bazı dezavantajları vardır. Yapılan çalışmalarda saf PLLA'nın direncini 25-26. haftaya kadar koruduğunu, ancak tamamen rezorbe olmasının 2 yılı bulduğu gösterilmiştir.(53,66,82) Saf PGA ise, çabuk çözünmekte, 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybedebilmektedir. Bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebilmektedir.(54,66,82) Saf PLLA ve saf PGA vidalara karşı oluşan intraosseöz sellüler cevaplar karşılaştırıldığında ise PGA ile fikse edilmiş spesimenlerde fagositik hücreler (mononükleer makrofajlar ve yabancı madde dev hücreleri) daha yüksek seviyede bulunmuştur.(66) Bu nedenlerle L polylaktik asit, D,L polylaktik asit ve poliglikolik asidin (PGA) kopolimerinin kullanılması öne sürülmüştür. Bu polimerler 1970'li yıllardan bu yana uygulanıyor ve biyoyumluluğunu gösteren birçok doküman vardır. Yerleştirilmeden sonraki 6-9. haftada başlangıçtaki gücünün % 70'i korunmaktadır. Sonraki altı ay, hidrolizle kütle kaybı olur. 2-4 yıl arasında plak ve vidalar tamamen yok olmaktadır.(76)

Sunulan çalışmamızda da trimetilen karbonate (TMC), L- laktik asit (LPLA), D,L-polilaktik asit (DLPLA) ve poliglikolik asit (PGA) kopolimerini içeren plak ve vidaları (Inion CPS sistem, Tampere, Finland) kullanılmıştır.

Rezorbe olabilen materyallerin bir avantajı da fonksiyonel kuvvetleri kemiğe daha az iletmeleleridir.(32) Claes, rezorbe olan internal fiksasyon vidalarının mekanik özelliklerini çelik implantlarla karşılaştırmış ve rezorbe olan materyallerin eşit hatta biraz daha fazla fleksiyon

direncine sahip olduklarını gözlemlemiştir. Ayrıca, rezorbe olan implantların kimyasal özellikleri dolayısıyla stres altında uğradıkları fleksiyonun titanyum implantlardan 10 kat daha fazla olabildiğini vurgulamışlardır. Claes, bu implantların elastik visköz gibi davrandıklarını belirtmiştir.(89)

Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plaklar ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmiştir.(64,67,74,86,87,90-92)

Tüm bu çalışmalarda rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği gösterilmiş olsa da mandibular açı kırıklarında rezorbe olabilen (LPLA/DLPLA/PGA) plak ve vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında titanyum plak ve vidalara karşı gösterdiği stabilitenin biyomekanik yeterliliği ile ilgili literatürde sınırlı çalışma bulunmaktadır.

Koyun çenesi, cerrahi teknikler ve materyallerin değerlendirilmesi için boyut, şekil ve yapısal açılarından insana en yakın modellerden biridir (93) ve bir çok araştırmacı tarafından mandibuler osteotomi ve fraktürlerin simulasyonunda kullanılmıştır.(51,57,59,81,82,94-100)

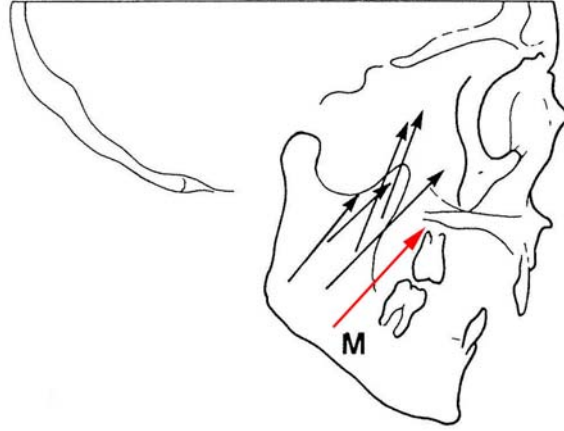
Kemiğin biyomekanik özelliklerinin, fikse edilmesiyle veya dış etkenlerle değişebileceği de gözönünde bulundurularak, sunulan çalışmada yeni kesilmiş ve fikse edilmemiş koyun mandibulası kullanıldı.

Kırık stabilitesinin gerektiği her vakada internal fiksasyon tekniklerini oluşturmak zorunludur. Mandibular açı kırığı tedavilerinde fiksasyon teknikleri de çeşitlilik gösterir. Bu tekniklerden bir tanesinde plak ve vida fiksasyonudur. Fiksasyon teknikleri arasında yapılan karşılaştırma çalışmalarında titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesinin yeterli olduğu gösterilmiştir.(23,101)

Mandibular kırık fiksasyonunda plak lokalizasyonu için bir çok teknik tanımlanmıştır.(21,22,25,102) Mandibular açığı kırıklarında da en uygun plak lokalizasyonun mandibulanın üst sınırı (Champy prensibi) olduğunu gösteren birçok biyomekanik ve klinik çalışma göstermiştir.(18,19,21,23,24,25,102,103)

Tüm bunlar dikkate alınarak sunulan çalışmamızda mandibular üst sınıra monokortikal plak ve vida yerleştirilmiştir.

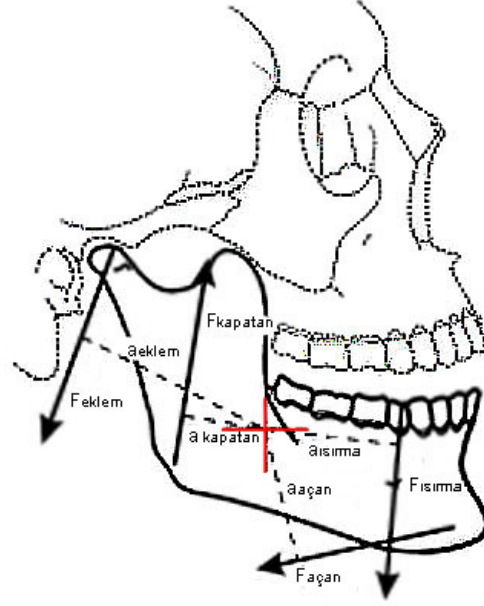
Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörünü Şekil 5.1'deki gibi göstermişlerdir. Bu, tüm çiğneme kasları ve bu kasların komponentlerinin anatomik pozisyonlarına göre alınmış çalışma yönü vektörlerinin bileşkesidir.(104)



**Şekil 5.1.** Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü (**M**)

Ayrıca Koolstra, insan çiğneme sisteminin dinamiklerini incelediği araştırmasında, sagittal planda alt çenede oluşan kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının oluşturduğu ağırlık merkezini Şekil 5.2 'deki gibi göstermiştir.(105)





**Şekil 5.2.** Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler

F kapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F açanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F eklem: eklem kuvveti

F ısıрма:ısıрма kuvveti

a: kuvvetlerin moment kolları

+ : ağırlık merkezi

Pistner ve Kukiz, mandibuler osteotomi yapılan hastalarda osteotomi aralığında oluşan gerilimi, çiğneme kuvvetlerini ölçerek belirlemeye çalışmışlar ve postoperatif 6. haftada bu kuvvetin 65 Nt olduğunu belirtmişlerdir.(106)

Gerlach ve arkadaşları Champy prensibi ile tedavi edilmiş mandibular açığı kırığı hastalarında post-operative çiğneme kuvvetinin molar bölgede 1. haftada 90 N, 6. haftada 148 N olduğunu göstermiştir.(107)

Tate ve arkadaşları yaptığı bir çalışmada da mandibula kırığı hastalarında ilk 6 haftalık dönemde azı dişler bölgesinde ortalama ısırma kuvveti sağ tarafta 135.3 N sol tarafta ise 125.5 N olduğunu bildirmiştir. İlk 6 haftalık süreçte kırık bulunan tarafta ortalama ısırma

kuvvetinin 127.4 N, 6 haftalık süreç sonrasında ise bu kuvvetin 264.7 N olduğunu rapor etmiştir. İlk 6 haftada yani kırık fiksasyonu sonrası kemik iyileşmesinin önemli ölçüde tamamlandığı sürede ortalama maksimum ısırma kuvveti en az değeri 65N, en fazla ise 150 N'dur.(108)

Çalışmamızda, mandibula açığı kırığı fiksasyonu sonrası kemik iyileşmesinin tamamlandığı 6 haftalık dönemdeki fiksasyon güvenliğinin değerlendirilmesi hedeflendiği için, 200 Nt'a kadar olan kuvvetlerin oluşturduğu yerdeğiştirme miktarları değerlendirildi. Rezorbe olabilen sistemin grubunda maksimum kuvvetlerde 44 vidanın 13'ünde vida başlarında kırılma, 4 vidada ise eğilme ve bükülme oluşmuştur. Bununla beraber koyun mandibulasının belirgin şekilde ince oluşu ve özellikle genç koyunlardaki diş germelerinden dolayı incelen kortikal kemik nedeniyle iki grupta da kuvvet karşısında kemikte kırıklar oluştuğu gözlenmiştir.

Benzer şekilde, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetlerin istatistiksel olarak normal dağılım göstermemesinin nedeninin de kortikal kemik kalınlığındaki farklılığa bağlı olabileceği düşünülebilir. 20 Nt yüküyle oluşan yerdeğiştirme miktarlarının normal dağılım göstermemesinin nedeni ise modellere yük uygulayan aparatın kemik üzerinde farklı deformasyonlar oluşturmasıyla standardizasyonun mümkün olmaması olduğu düşünülmüştür.

Maksimum kuvvet ve yerdeğişiminde gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmaması ise rezorbe olan grupta kırılma kuvvetine kadar rezorbe olan plak ve vidaların titanyum sistemlerin kırılma kuvvetine kadar eğilebilme özelliğinin azalmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bugüne değin titanyum ve rezorbe olabilen sistemlerin biyouyumluğu birçok klinik ve invivo deneysel çalışmalarda rapor edilmiştir.(25,51,59,79,92,97,102) Ancak bu iki fiksasyon materyalinin biyomekanik karşılaştırması ile ilgili sınırlı literatür bulunmaktadır. (1,2,49,61,76,100,109)

Dolanmaz ve arkadaşları, koyun mandibulasında sagittal split ramus osteotomisinde titanyum ve rezorbe olan (82/12, PLLA/PGA) plak ve vidaların fiksasyonunu karşılaştırmışlar ve sonuç olarak 10 ile 50 Nt'luk kuvvet aralığında yerdeğiştirme miktarının iki materyalin istatistiksel olarak farklılık gösterdiğini ve rezorbe olan plak ve vidaların fiksasyonunda erken post-operatif dönemde intermaksiller fiksasyonun gerekli olabileceğini rapor etmişlerdir. Ancak 50 ve 140 Nt kuvvet aralığında ise bir fark olmadığını bildirmişlerdir.(100) Oysa ki bizim çalışmamızda 60, 100, 120 Nt'luk kuvvetlerde de titanyum lehinde anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak bu farklılığın mandibular açı kırığında segmentlerdeki kemik yüzey alanı, sagittal split ramus osteotomisindeki göre daha az olması ve bizim çalışmamızda farklı polimer içeriğine sahip rezorbe olan sistemin kullanılması olduğu düşünülmüştür.

Ricalde ve arkadaşları meşe ağacında yapılmış mandibula üzerinde oluşturulan osteotomilerde titanyum plak ve vidaların ve 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± 44.1 N maksimum kuvvette 7.8 mm yerdeğişimi, 4 delikli 2.2 mm rezorbe olabilen plak sistemin bulunduğu grupta ise 154 N± 10.7N maksimum kuvvette 7.1 mm yerdeğişimini bildirmişlerdir. Titanyum sistemlerin vertikal kuvvetler karşısında deformasyona rezorbe olan sistemlere göre daha çok direnç gösterdiğini rapor etmişlerdir.(109) Bizim çalışmamızda ise cerrahi teknikler ve materyallerin değerlendirilmesi için boyut, şekil ve yapısal açılardan insana en yakın model olan koyun çenesi kullanılmıştır ve titanyumun ve rezorbe olan sistemler arasında özellikle fiksasyon sonrası oluşacak minimum 65 Nt ile maksimum 150 Nt'luk kuvvet aralığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ( $P<0.001$ ) bulunmuştur. Ancak sistemin tam olarak kırılma anındaki maksimum kuvvetler için her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış. ( $P>0.05$ )

Chacon ve arkadaşları ise formalde fikse edilmiş bir adet kadavra mandibulasında açı kırığı oluşturarak Champy prensibine göre 4 delikli 2.0 mm titanyum ve 4 delikli 2.1 rezorbe olabilen plak yerleştirilerek fikse edilen invitro çalışmada, 30lb (133.4 N) vertikal kuvvet karşısında plaklardaki gerilmeyi çiğnemeyi taklit eden 3 dakikalık süreçte ardışık 10 yükleme yaparak kaydetmiştir. 2 sistem arasındaki biyomekanik farklılığı göstermişlerdir. Fakat bu

bulguların doğrulanması için daha çok sayıda örneğin bulunduğu çalışmaların yapılması gerektiğini bildirmiştir.(1)

Yapılan diğer bir biyomekanik çalışmada ise Champy yöntemine göre fikse edilen mandibula açığı kırığında 4 ayrı rezorbe olabilen sistemi 24 kadavra mandibulasında karşılaştırmışlardır. 3 hemimandibula kontrol grubu olarak titanyum plak ve vidalarla fikse etmişlerdir. Fakat kontrol grubundaki sayının az olması titanyum ve rezorbe olabilen sistemler arasındaki farkın 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.(2) Oysa ki bizim çalışmamızda molar bölgesinden doğrusal yükleme uygulanmış ve 20, 60, 100, 120, 150 ve 200 Nt'lik kuvvetlerdeki yerdeğişikliği ve de kalıcı deformasyondaki kuvvetler karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmalarda titanyumun sistemlerin, rezorbe olan sistemlere göre kuvvetler karşısında daha dirençli olduğu sonucu bizim çalışmamızla da uyumludur.

Rezorbe olabilen materyallerin travma sonrası fiksasyonlarda kullanıldığı birçok klinik çalışma rapor edilmiştir. Kim ve arkadaşları 49 hastada yaptıkları çalışmada mandibula kırıklarını Champy prensibine göre rezorbe olabilen plak ve vidalarla fikse etmişler ve hastaların 6 tanesinde enfeksiyon, premature okluzal temas, temporomandibular eklem rahatsızlıkları ve 1 hasta da fiksasyondan 4 hafta sonra osteomyelit bulgusu rapor etmişlerdir. (110)

Yerit ve arkadaşları yaş ortalaması 26.3 olan 22 hastada SR P(L/DL)LA self reinforced poly laktik asit kopolimerlerinden oluşan rezorbe olabilen plak ve vidalar kullanılarak mandibular kırık fiksasyonları fikse etmiştir. Bilgisayarlı tomografi ve panoramik görüntüleri ameliyattan hemen sonraki 4, 8, 12, ve 24. haftalarda alındı. Self reinforced (SR) rezorbe olabilen osteosentez materyallerinin güvenilir ve konvensiyonel titanyum plak sistemlerine alternative olduğunu bildirmişlerdir.(49)

Laughlin ve arkadaşları simfiz , açığı ve korpus kırığına içeren mandibula kırıklığı 50 hastayı kapsayan çalışmada Inion sistemini kullanmış ve 8 haftalık takip süresi içerisinde %6 oranında enfeksiyon bildirmişlerdir. Bu sistemi literatürdeki 2 mm'lik titanyum sistem değerleri ile karşılaştırarak, her iki sistemin aynı performansı gösterdiği sonucunu rapor etmişlerdir.(76)

Ancak Landes ve arkadaşları 50 travmatik veya patolojik kırığın (30 hasta) fiksasyonunda P(L70/30DL)LA rezorbe olabilen miniplak ve vidalar kullanmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda 4.5 yıllık takip süresi sonrası daha küçük, daha rijid ve daha ekonomik rezorbe olan plak ve vidaların gerekliliğini rapor etmiştir.(61)

Rezorbe olabilen plak ve vidaların titanyum olanlara göre, daha pahalı olması, gerek vida yuvası açılırken, gerekse yiv açma sırasındaki güçlükler nedeniyle operasyon süresinin uzaması ve plakların büyük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre mandibula açığı kırığında titanyum plak ve vidalarla fiksasyon rezorbe olabilen plak ve vidalarla fiksasyona göre daha fazla stabilite sağlayabilmektedir. Bu biyomekanik çalışma, mevcut deneysel çalışmalarla uyumludur. Ancak bu çalışma in vitro koşullarda yapılmış olup, in vivo birçok faktörün etkisinin de dikkate alınması gerektiği açıktır. Islak ortamlarda hidrolitik yıkım, muhtemelen hidrasyondan hemen sonra başlar ve bu, plak ve vidaların direncini azaltabilir.(100) Bu nedenle deney süresince modeller kendi sıvılarında, nemli tutulmaya çalışılmışlardır. Fakat yine de kesin klinik değerlendirmeler için benzer in vivo çalışmalar yapılmalıdır.

## 6. SONUÇ

22 adet koyun hemi-mandibulasında mandibular açığı kırığı titanyum ve rezorbe olan sistem plak ve vidalar ile fikse edilmiş, 200 Nt'a kadar kontrol edilen her kuvvet aralığında fiksasyon güvenliği açısından iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ve yerdeğiştirme miktarının titanyum plak ve vidalarda daha az olduğu tespit edilmiştir.

Bu sonuç titanyum plak ve vida sistemlerinin rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinden daha etkin bir fiksasyon sağladığı laboratuvar ortamında göstermiştir.

## 7.KAYNAKLAR

1. 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.
2. 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.
3. Haug RH, Prather J, Indresano AT. An epidemiologic survey of facial fractures and concomitant injuries. *J Oral Maxillofac Surg* 48:926-32, 1990
4. Ellis E, Moos KF, El-Attar A. Ten years of mandibular fractures: An analysis of 2,137 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 59:120-9, 1985
5. Bataineh AB. Etiology and incidence of maxillofacial fractures in the north of Jordan. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86:31-5, 1998.
6. Erol B, Tanrikulu R, Gorgun B. Maxillofacial fractures. Analysis of demographic distribution and treatment in 2901 patients (25-year experience). *J Craniomaxillofac Surg* 32:308-13, 2004.
7. Martini MZ, Takahashi A, de Oliveira Neto HG, de Carvalho Junior JP, Curcio R, Shinohara EH. Epidemiology of mandibular fractures treated in a Brazilian level I trauma public hospital in the city of Sao Paulo, Brazil. *Braz Dent J* 17:243-8, 2006.
8. Van Beek GJ, Merckx CA. Changes in the pattern of fractures of the maxillofacial skeleton. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28:424-8, 1999.
9. Gerbino G, Rocca F, De Giovanni PP, Berrone S. Maxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg* 57:777-82; discussion 782-3, 1999.
10. Sakr K, Farag IA, Zeitoun IM. Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt. *Br J Oral Maxillofac Surg* 44:107-11, 2006.
11. Ogundare BO, Bonnick A, Bayley N. Pattern of mandibular fractures in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg* 61:713-8, 2003.
12. Barber HD, Woodbury SC, Silverstein KE, Fonseca RJ. Mandibular Fractures. Oral and Maxillofacial Trauma (Fonseca RJ, Walker RV, Betts NJ, Barber HD, ed). Second edition. USA, W.B. Saunders Company, Vol. 2, 473-526, 1997.
13. Dingman RO, Natvig P. Surgery of facial fractures. Philadelphia, WB Saunders, 143-44, 1964.

14. Chacon GE, Larsen PE. Principles of Management of Mandibular Fractures. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery ( Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, ed). Second edition. London, BC Decker Inc, Vol. 1, 401-433, 2004.
15. Cabrini Gabrielli MA, Real Gabrielli MF, Marcantonio E, Hochuli-Vieira E. Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 61:430-6, 2003.
16. Mukerji R, Mukerji G, McGurk M. Mandibular fractures: Historical perspective. *Br J Oral Maxillofac Surg* 44:222-8, 2006.
17. Rowe NL. The history of the treatment of maxillo-facial trauma. *Ann R Coll Surg Engl* 49:329-49, 1971.
18. Champy M, Lodde JP. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 77:971-6, 1976.
19. Michelet FX, Dessus B, Benoit JP, Moll A. Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 74:239-45, 1973.
20. Niederdellmann H, SchilliW, Duker J, Akuamo-Boateng E. Osteosynthesis of mandibular fractures using lag screws. *Int J Oral Surg* 5:117-21, 1976.
21. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 59:1199-210, 2001.
22. Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, McGinn JD, Sobota B, Levin RJ, Jacobs CR. Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *Laryngoscope* 108:1218-24, 1998.
23. Renton TF, Wiesenfeld D. Mandibular fracture osteosynthesis: a comparison of three techniques. *Br J Oral Maxillofac Surg* 34:166-73, 1996.
24. Ellis E III, Walker LR. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *J Oral Maxillofac Surg* 54:864-71, 1996.
25. Ellis E III. Treatment method for fractures of mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28:243-252, 1999.
26. Choi BH, Yi CK, Yoo JH. Clinical evaluation of 3 types of plate osteosynthesis for fixation of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 59:734-7, 2001
27. Orringer JS, Barcelona V, Buchman SR. Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 9:40-4, 1998.



28. Simon BR, Woo SL, Mccarty M, Lee S, Akeson WH. Parametric study of bone remodeling beneath internal fixation plates of varying stiffness. *J Bioeng* 2:543-556, 1978.
29. Iizuka T, Lindqvist C. Rigid internal fixation of fractures: an analysis of 270 fractures treated using the AO/ASIF method. *Int J Oral Maxillofac Surg* 21:65-69, 1992.
30. Eppley BL, Prevel CD. Nonmetallic fixation in traumatic midfacial fractures. *J Craniofac Surg* 8:103-109, 1997.
31. Bostman OM. Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am* 73:148-153, 1991
32. Bergsma EJ, Rozema FR, Bos RRM, Bruijn WC DE. Foreign body reactions to resorbable poly(l-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 51:666-670, 1993
33. Uthoff H, Boisvert D, Finnegan M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? *J Bone Joint Surg Am* 76:1507-12, 1994.
34. Habal MB. Triad of system applications for absorbable rigid fixation of the craniofacial skeleton. *J Craniofac Surg* 7:394-398, 1996.
35. Matthew I, Frame JW. Allergic responses to titanium. *J Oral Maxillofac Surg* 56:1466-7, 1998.
36. Torgersen S, Gihuus-Moe OT, Gjerdet NR. Immune response to nickel and some clinical observations after stainless steel miniplates osteosynthesis. *Int J Craniofac Surg* 22:246-250, 1993
37. Papay FA, Hardy S, Morales L Jr, Walker M, Enlow D. "False" migration of rigid fixation appliances in pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 6:309-313, 1995.
38. Marschall MA, Chidylo SA, Figueroa AA, Cohen M. Long-term effects of rigid fixation on the growing craniomaxillofacial skeleton. *J Craniofac Surg* 2:63-70, 1991.
39. Fearon JA, Munro IR, Bruce DA. Observations on the use of rigid fixation for craniofacial deformities in infants and young children. *Plast Reconstr Surg* 95:634-637, 1995.
40. Resnick JI, Kinney BM, Kawamoto HK. The effect of rigid internal fixation on cranial growth. *Ann Plast Surg* 25:372-4, 1990.
41. Lin KY, Bartlett SP, Yaremchuk MJ, Grossman RF, Udupa JK, Whitaker LA. An experimental study on the effect of rigid fixation on the developing craniofacial skeleton. *Plast Reconstr Surg* 87:229-35, 1991.

42. Eppley BL, Platis JM, Sadove AM: Experimental effects of bone plating in infancy on craniomaxillofacial skeletal growth. *Cleft Palate Craniofac J* 30:164-9, 1993.
43. Rosenberg A, Gratz KW, Sailer HF. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg* 22:185-188, 1993.
44. Meningaud JP, Poupon J, Bertrand JC, Chenevier C, Guilley MG, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 30:185-188, 2001.
45. Kim YK, Yeo HH, Lim SC. Tissue response to titanium plates: A transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg* 55:322-326, 1997
46. Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, Leonard F. Biodegradable poly (lactic acid) polymers. *J Biomed Mater Res* 5:169-81, 1971.
47. Cutright DE, Hunsuck EE: The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 33:28-34, 1972.
48. 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. *Clin Orthop Related Res* 268:260-269, 1991.
49. 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.
50. Tormala P. Biodegradable self-reinforced composite materials; manufacturing structure and mechanical properties. *Clin Mater* 10:29-34, 1992.
51. 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.
52. Losken HW, Tschakaloff A, Von Oepen R, Mooney MP, Moritz O, Michaeli W, Lalikos J, Losken A. Memory of DL-polylactic acid biodegradable plates. *Ann Plast Surg* 32:606-611, 1994.
53. 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.
54. Hirvensalo E. Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures. *Acta Orthop Scand* 60:601-6, 1989.

55. Bostman O, Hirvensalo E, Makinen J, Rokkanen P. Foreign body reactions to fracture fixation of biodegradable synthetic polymers. *J Bone Joint Surg* 72:592-596, 1990.
56. Bergsma JE, de Bruijn WC, Rozema FR, Bos RR, Boering G. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. *Biomaterials* 16:25-31, 1995.
57. 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* 56:604-614, 1998.
58. 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. *Clin Orthop Relat Res* 317:246-53, 1995.
59. 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. *J Craniomaxillofac Surg* 27:124-133, 1999
60. 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* 27:1135-48, 1993.
61. 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; discussion 588-9, 2006.
62. 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* 45:35-40, 2007.
63. Bos RR, Rozema FR, Boering G, Leenslag JW. Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 45:751-753, 1987.
64. 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.
65. Allela I, Ilzuka T, Salo A, Lindqvist C. Lag-screw fixation of anterior fractures using biodegradable polylactide screws: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 57:113-118, 1999.

66. Paivarinta U, Bostman O, Majola A, Toivonen T, Tormala P, Rokkanen P. Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide. *Arch Orthop Trauma Surg* 112:71-74, 1993.
67. Eppley BL, Sadove AM, Havlik RJ. Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 110:1-7, 1997.
68. Goldstein JA, Quereshy FA, Cohen AR. Early experience with biodegradable fixation for congenital pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8:110-115, 1997.
69. Habal MB. Absorbable, invisible and flexible plating system for the craniofacial skeleton. *J Craniofac Surg* 8:121-126, 1997.
70. Kumar AV, Staffenberg DA, Petronio JA, Wood RJ. Bioabsorbable plates and screws in pediatric craniofacial surgery: A review of 22 cases. *J Craniofac Surg* 8:97-99, 1997.
71. Montag ME, Morales L Jr, Daane S. Bioabsorbables: Their use in pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8:100-102, 1997.
72. Pensler JM. Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8:129-134, 1997.
73. Edwards RC, Kiely KD. Resorbable fixation of Le Fort I osteotomies. *J Craniofac Surg* 9:210-214, 1998.
74. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Resorbable PLLA-PGA screw fixation of sagittal split osteotomies. *J Craniofac Surg* 10:230-236, 1999.
75. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Resorbable fixation techniques for genioplasty. *J Oral Maxillofac Surg* 58:269-272, 2000.
76. 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.
77. Kurpad SN, Goldstein JA, Cohen AR. Bioresorbable fixation for congenital pediatric craniofacial surgery: a 2-year follow-up. *Pediatr Neurosurg* 33:306-10, 2000.
78. 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 follow-up study. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 35:285-92, 2001.
79. 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:

stability and early results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 100:17-24, 2005.

80. Bostman O, Vainionpaa 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.

81. 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.

82. 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.

83. Thaller SR, Huang V, Tesluk H. Use of biodegradable plates and screws in a rabbit model. *J Craniofac Surg* 2:168-173, 1992.

84. Bessho K, Fujimura K, Ilzuka T. Experimental long-term study of titanium ions eluted from pure titanium miniplates. *J Biomed Mater Res* 29:901-904, 1995.

85. Pensler JM. Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* 8:129-134, 1997.

86. 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. *Int J Oral Maxillofac Surg* 18:365-369, 1989.

87. 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. *Br J Oral Maxillofac Surg* 27:467-476, 1989.

88. Ashammakhi N, Rokkanen P. Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery. *Biomaterials* 18:3-9, 1997.

89. Claes L. Mechanical characterization of biodegradable implant. *Clin Mater* 10:41-46, 1992.

90. Wittenberg JM, Wittenberg RH, Hipp JA. Biomechanical properties of resorbable poly-L-lactide plates and screws: A comparison with traditional systems. *J Oral Maxillofac Surg* 49:512-516, 1991.

91. Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T, Nagasaka H. Resorbable Poly-L-Lactide 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.
92. Quereshy FA, Goldstein JA, Goldberg JS, Beg Z. The efficacy of bioresorbable fixation in the repair of fractures: An animal study. *J Oral Maxillofac Surg* 58:1263-1269, 2000.
93. Bosanquet AG, Goss AN. The sheep as a model for temporo joint surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 16:600-603, 1987.
94. Leenslag JW, Pennings AJ, Bos RRM, Rozema FR, Boering G. Resorbable materials of poly(L-lactide). VI. Plates and screws for internal fracture fixation. *Biomaterials* 8:70-73, 1987.
95. Leenslag JW, Pennings AJ, Bos RRM, Rozema FR, Boering G. Resorbable materials of poly(L-lactide). VII. In vivo and in vitro degradation. *Biomaterials* 8:311-314, 1987.
96. Suuronen R, Laine P, Sarkiala E, Pohjonen T, Lindqvist C. Sagittal split osteotomy fixed with biodegradable, self-reinforced poly-L-lactide screws. A pilot study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Surg* 21:303-308, 1992.
97. Suuronen R, Wessman L, Mero M, Tormala P, Vasenius J, Partio E, Vihtonen K, Vainionpaa S. Comparison of shear strength of osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide and metallic screws. *J Mater Sci Mater in Medicine* 3:288-292, 1992.
98. Suuronen R, Manninen J, Pohjonen T, Laitinen O, Lindqvist C. Mandibular osteotomy fixed with biodegradable plates and screws: an animal study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 35:341-348, 1997.
99. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 39:266-268, 2001.
100. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam 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.
101. Uglesic V, Virag M, Aljinovic N, Macan D. Evaluation of mandibular fracture treatment. *J Craniomaxillofac Surg* 21:251-7, 1993.
102. Gear JL, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. Treatment Modalities For Mandibular Angle Fractures. *J. Oral maxillofac Surg* 65:655-663, 2005.

103. Shetty V, McBrearty D, Fourney M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 53:791-801; discussion 801-2, 1995.
104. Koolstra JH, Van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 21:563-576, 1988.
105. Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med* 13:366-376, 2002.
106. Pistner H, Kukiz P. Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:528-532, 1998.
107. Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* 31:345-348, 2002.
108. Tate GS, Ellis E 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg* 52:734-6, 1994.
109. 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.
110. Kim YK, Kim SG. Treatment of mandible fractures using bioabsorbable plates. *Plast Reconstr Surg* 110:25-31, 2002.