

165198

T.C.

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI



**SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE REZORBE
OLABİLEN VE TİTANYUM BİKORTİKAL VİDA
FİKSASYONLARININ STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ülkem CİLASUN

DANIŞMAN

Prof. Dr. İ Sina UÇKAN

Ankara - 2005

T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi
olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:16/02/2005

**SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE REZORBE OLABİLEN VE
TİTANYUM BİKORTİKAL VİDA FİKSASYONLARININ STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Tez Danışmanı: Prof. Dr.İ.Sina UÇKAN

Tez Jürisi Üyeleri:

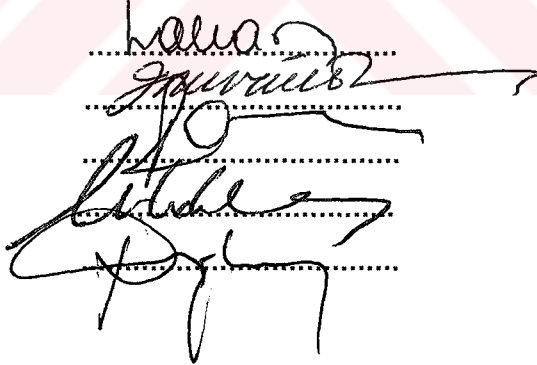
Prof. Dr. Kenan ARAZ

Prof. Dr. Ergun YÜCEL

Prof. Dr. Reha Ş. KIŞNIŞÇI

Prof. Dr. İ. Sina UÇKAN

Doç. Dr. Doğan DOLANMAZ

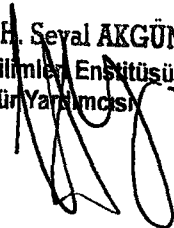


ONAY:

Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki
jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 16./02/2005
tarih ve SBE/2005/007 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Nevzat BİLGİN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Prof. Dr. E. Seval AKGÜN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Müdür Yardımcısı



TEŞEKKÜR

Üniversite eğitimimin başından beri maddi manevi desteklerini unutamayacağım ve büyüüp “beraber” çalışma şansı bulduğum saygıdeğer hocalarım Sayın Prof. Dr. Rengin ERDAL ve Sayın Prof. Dr. Kenan ARAZ’a;

Doktora programım süresince gerek teorik, gerek klinik bilgi ve tecrübelerini, tez çalışmam süresince de yardımını benden esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Sina UÇKAN’a ve eğitimim süresince bana emeği geçen tüm hocalarıma;

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde emeği geçen sevgili ağabeyim Doç. Dr. Doğan DOLANMAZ’a, test düzeneğimizin hazırlanmasını sağlayan Sayın Yrd. Doç. Dr. Hacı SAĞLAM’a ve çalışmamızın istatistiklerini özenle yapan Sayın Dr. Erdem KARABULUT’a;

Metnin redaksiyon aşamasında değerli zamanını bana ayıran Sayın Prof. Dr. Bihter YAZICIOĞLU’na;

Tüm doktora programım süresince hiç eksilmeyen destekleri ve unutulmaz katkılarından dolayı sevgili arkadaşlarım Dr. Çağla ŞEŞEN ERKAN ve -bitmek bilmeyen sorularımı sabırla cevaplayan- Dr. Neslihan EMİNKAHYAGİL’e;

Her ihtiyacım olduğunda yanımda oldukları, tüm sevinçlerimi, tüm sıkıntılarımı paylaştıkları ve bana harika bir bitirme hediyesi verdikleri için canım ağabeyim Egemen ve sevgili Gülay’a;

çok teşekkür ederim

Tezimi, bana olan inançlarını hiç kaybetmedikleri için;

Bana “yaşamayı” sunan ve her zaman “iyi ki varlar” dedirten, tüm yaşamım ve özellikle eğitim yıllarım boyunca tüm sıkıntıları benimle yeniden yaşayan, en az benim kadar özveride bulunan, bazen benden daha çok yorulan, üzülen, ama her şeye rağmen ayakta durmamı sağlayan, bana ve yaptığım her işe çoğu zaman benden bile çok ve gönülden inanarak tüm varlıklarıyla destekleyen, “doktor” olmama vesile olan, tanıdığım en iyi iki hekim:

canım annem Dt. Eser CİLASUN ve canım babam Dr. Uğur CİLASUN’a

ithaf ediyorum

ÖZET

1970'li yıllardan bu yana ortognatik cerrahide yaygın şekilde uygulanmakta olan sagittal split ramus osteotomisinin (SSRO) fiksasyon teknikleri halen tartışılmaktadır. Bununla beraber, stabilitesi birçok çalışmada ispatlanmış olan ters-L şeklinde yerleştirilen bikortikal vida tekniğinde kullanılan titanyum vidaların geri alınmaları için ikinci cerrahi gereksinimi, ve metalik fiksasyonların bilinen dezavantajları, rezorbe olabilen materyallerin geliştirilmesine öncülük etmiştir. Postoperatif yeterli ve güvenli stabiliteyi sağlayabilmeleri durumunda, rezorbe olabilen vidaların fiksasyon için tercih edilebileceği düşünülmektedir. Bu çalışma, SSRO fiksasyonunda, ossifikasyonun büyük ölçüde tamamlandığı postoperatif 6 haftadaki çiğneme kuvvetlerinin simule edilmesiyle titanyum ve rezorbe olabilen (PLLA/PGA (82:18)) bikortikal vidaların fiksasyon güvenilirlikleri ve stabilitelerinin, karşılaştırılması amacıyla planlanmıştır. Bu amaçla 20 adet koyun hemi-mandibulasına SSRO yapılmış, 10 hemi-mandibula 2.0 mm çaplı, 13 mm uzunlukta üçer adet titanyum bikortikal vida, diğer 10 model ise aynı çap ve uzunlukta üçer adet PLLA/PGA bikortikal vida ile ters-L şeklinde fikse edilmiştir. Daha sonra tüm modeller, bir fiksasyon aygıtı yardımıyla, çekme testi uygulayabilen bir servohidrolik test cihazına yerleştirilmiş ve her modele, kalıcı deformasyon oluşana kadar, sürekli doğrusal kuvvet uygulanmıştır. Oluşan yerdeğiştirme miktarları özel bir yazılımla dijital olarak kaydedilmiştir. Modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri azami kuvvetler (Nt) ile 20, 60, 120 ve 150 Nt yüklerde ve kırılma anında oluşan yerdeğiştirme miktarları istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve rezorbe olabilen vidalar ile titanyum vidaların fiksasyon güvenilirlikleri ve stabiliteleri arasında belirgin bir fark görülmemiştir.

Anahtar kelimeler: Fiksasyon, SSRO, rezorbe olabilen vida

ABSTRACT

The fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy (SSRO) which has been a widely used procedure in orthognatic surgery since 1970s are still debated. Bicortical titanium screws used in inverted-L pattern has been proved their stability in fixation. However, the need of a second surgery for the removal of these screws and well-known disadvantages of metallic fixations have pioneered in the innovations for the development of resorbable materials. In case of achieving a safe and effectual post-operative stability, the use of resorbable screws can be chosen for fixation. This study was planned to compare the fixation reliabilities and stabilities of titanium and resorbable (PLLA/PGA (82:18)) 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 SSRO. Under this intention, SSRO was performed on 20 sheep hemi-mandibles and 10 hemi-mandibles were fixed with three 2.0 x 13 mm titanium bicortical screws and the other 10 models were fixed with three 2.0 x13 mm PLLA/PGA bicortical screws in inverted-L pattern. Subsequently, with a fixation apparatus, all hemi-mandibles were mounted in a servohydraulic testing unit to perform a pulling test until a permanent deformation. Displacement values were recorded digitally by a special software. Maximum forces that the models could resist before breakage (N), maximum displacements of the models and the displacement values under 20, 60, 120,150 N were compared statistically and no significant difference was observed in the fixation reliabilities and stabilities of titanium and resorbable screws.

Key words: Fixation , SSRO, resorbable screw

İÇİNDEKİLER

İç kapak

Kabul ve onay

Teşekkür.....iii

Özet.....v

Abstract.....vi

İçindekiler.....vii

Kısaltmalar ve Simgeler.....viii

Şekiller.....ix

Tablolar ve Grafikler.....xi

1. GİRİŞ.....1

2. GENEL BİLGİ.....3

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....26

4. BULGULAR.....33

5. TARTIŞMA40

6. SONUÇ.....53

7. KAYNAKLAR.....54

KISALTMALAR ve SİMGELER

İMF: Intermaksiller fiksasyon

İVRO: İntraoral vertikal ramus osteotomisi

PDS: Polidioksanon

PGA: Poliglikolik asit

PLLA: Poly-L-laktit

RİF: Rijit internal fiksasyon

SİF: Semirijit internal fiksasyon

SSRO: Sagittal split ramus ostetotomisi

SR-PLLA: Self-reinforced poly-L-laktit (oda ısısında şekillebilen çok katmanlı PLLA)

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

Ti: Titanyum

Nt: Newton

ŞEKİLLER

Sayfa No

Şekil 2.1. Hullihen'in tarif ettiği ilk mandibuler osteotomi.....	3
Şekil 2.2. Blair tarafından yapılan gövde osteotomisi.....	4
Şekil 2.3. Limberg'in tarif ettiği ilk vertikal subkondiler osteotomi.....	4
Şekil 2.4. Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi.....	5
Şekil 2.5. Lane'in geliştirdiği sagittal osteotomi.....	6
Şekil 2.6. Dal Pont'un modifikasyonu.....	6
Şekil 2.7. SSRO için yumuşak doku insizyonu.....	8
Şekil 2.8. Lingulanın hemen üzerinden ramusun yarısına kadar yapılan oblik osteotomi.....	8
Şekil 2.9. Horizontal ve vertikal osteotomileri birleştiren sagittal osteotomi.....	8
Şekil 2.10. 1 ve 2 molar dişlerin arasından vertikal osteotominin yapılışı.....	9
Şekil 2.11. Split için osteotomların yerleşimleri.....	9
Şekil 2.12. Piriform rim'den geçen sirkummandibular bağlama tekniği.....	10
Şekil 2.13. Alt ve üst kenar telle bağlama (high-low border wiring) tekniği.....	11
Şekil 2.14. Angulustan geçen sirkummandibular (sirkumramus) bağlama tekniği.....	11
Şekil 2.15. Lag vida uygulamasıyla segmentlerin kompresyonu.....	12
Şekil 2.16. Lag vida uygulamasıyla kondilde laterale deplasman oluşumu.....	12
Şekil 2.17. Pozisyonel vida uygulaması.....	13
Şekil 2.18. Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulaması.....	16
Şekil 2.19. Üst sınıra 3 bikortikal vida uygulaması.....	16

Şekil 2.20. Monokortikal vida ve plak uygulaması.....	17
Şekil 3.1. Split ve fiksasyonları yapılmış modeller.....	26
Şekil 3.2. Vidaların, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler.....	27
Şekil 3.3. Fiksasyon aygıtının şematik görüntüsü.....	29
Şekil 3.4. Fiksasyon cihazına yerleştirilmiş model.....	30
Şekil 3.5. Fiksasyon aygıtıyla beraber servohidrolik test cihazına yerleştirilmiş model.....	31
Şekil 4.1. Özel bir yazılımla dijital olarak elde edilen grafik örneği x eksen: Kuvvet (Nt) y eksen: Yerdeğiştirme (mm).....	33
Şekil 5.1 Koolstra ve arkadaşlarının (1988) yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü (M).....	44
Şekil 5.2 Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler Fkapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi. Façanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi. Feklem: eklem kuvveti Fısıрма: ısırma kuvveti a: kuvvetlerin moment kolları +: ağırlık merkezi.....	45

TABLÖLAR ve GRAFİKLER

Sayfa No

Tablo 4.1 20,60,120,150 Nt kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirme miktarları (mm) ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler (Nt) * Bu kuvvetlerden önce kırılmıştır.....	34
Tablo 4.2. Kırılma noktalarındaki (maksimum) yerdeğiştirme miktarları(mm) ve modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler (Nt)..	35
Tablo 4.3. Verilerin dağılımlarının Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmesi * $P<0.05$	36
Tablo 4.4. İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan değişkenler için tanımlayıcı istatistiksel değerler.....	37
Tablo 4.5. Mann- Whitney U testiyle elde edilen p değerleri.....	38
Grafik 4.1. Kırılma anındaki kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımı.....	38
Grafik 4.2. Her iki grupta farklı kuvvetlerde oluşan yer değiştirmelerin ortalama etrafında dağılımları.....	39

1.GİRİŞ

İlk kez 1955'te Obwegeser ve Trauner'in tanımladığı sagittal osteotomi zamanla bir çok modifikasyona uğramış ve günümüzde, "sagittal split ramus osteotomisi" (SSRO) ismiyle, fazlalık, eksiklik veya asimetri gibi birçok konjenital ya da kazanılmış deformitenin düzeltilmesi için yapılan, vazgeçilmez bir cerrahi prosedür halini almıştır.

SSRO'nun fiksasyonu, son dönemde ortognatik cerrahide en çok üzerinde çalışılan konudur. Kemik stabilizasyonu maksillomandibuler fiksasyonla beraber tel osteosentezinden metal plak ve vidalara doğru gelişmiştir. Geçtiğimiz 20 yılda yoğun olarak kullanılmakta olan rijit internal fiksasyon, postoperatif maloklüzyonlar ve iskeletsel nükse neden olabilen kas ve yumuşak doku kontraksiyonları ve yer çekimine bağlı yer değiştirmelere karşın segment pozisyonunun korunması için ortognatik cerrahide rutin hale gelmiştir. Bu fiksasyon yönteminde küçük değişiklikler (plak tipleri, vida şekilleri v.b) olabilse de, esas amaç, osteotomize edilen segmentler arasındaki fiksasyon stabilitesini arttırmaktır. Metal fiksasyonların en önemli dezavantajı sıklıkla geri alınmaları gereksinimidir. Ayrıca, radyasyon tedavileri ve radyodiagnostik işlemler sırasında saçılma oluşturmaları ve iyonize titanyumun vücut dokularında birikme riski de diğer dezavantajlarıdır. Büyüme ve gelişimi devam etmekte olan hastalarda da metalik plak kullanımı birçok maksillofasiyal cerrahi kaygılandırmaktadır.

Resorbe olabilen vida ve plakların, yukarıda belirtilen problemlere yol açmadıkları bilinir. Bu materyaller uzun dönemde insanda, klinik olarak belirgin bir inflamatuvar veya toksik reaksiyona neden olmamaktadır ve günümüzde kraniomaksillofasiyal cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır. Her ne kadar, bir çok çalışmada rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği kanıtlanmış olsa da SSRO'da rezorbe olabilen bikortikal

vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında gösterdiği stabiliteyle ilgili, literatürde sınırlı sayıda çalışma vardır (Kohn ve ark, 1995; Maurer ve ark, 2002).

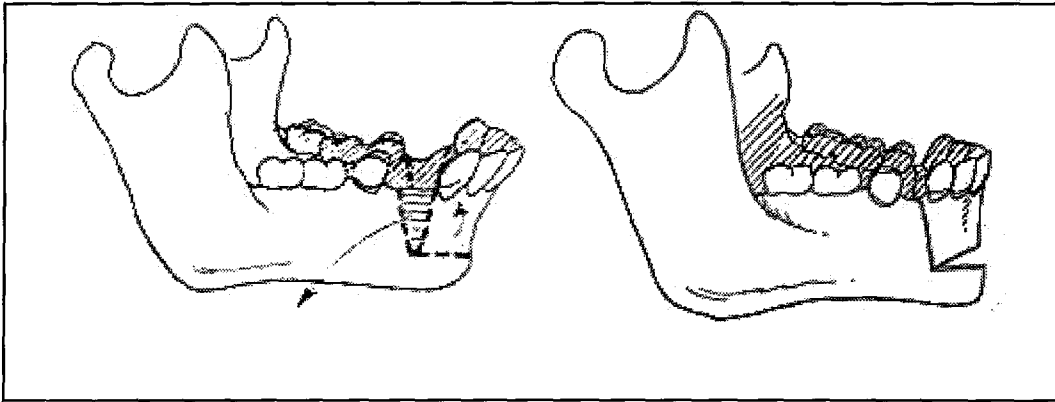
Bu çalışmanın amacı SSRO fiksasyonunda titanyum bikortikal vida ile rezorbe olabilen poly-L-laktit / poliglikolik asit kopolimeri (PLLA/PGA (82:18)) bikortikal vidaların erken postoperatif stabilitelerinin koyun mandibulasında karşılaştırılmasıdır.



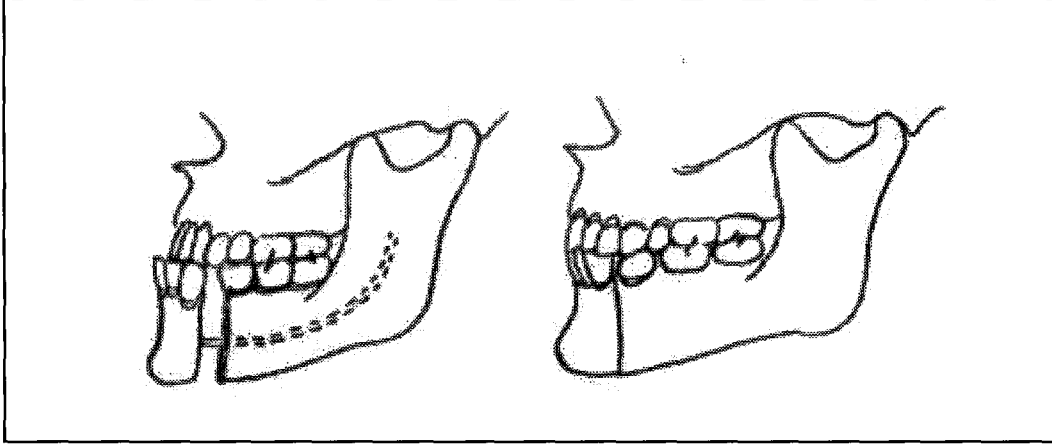
2. GENEL BİLGİ

Dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için yapılan osteotomi tekniklerinin gelişimi, oral ve maksillofasiyal cerrahinin diğer cerrahi dallardan ayrılıp ilerlemesiyle yakın paralellik göstermektedir. 1846'da ilk osteotomiyi tarifleyen Hüllihen'den, ramusun sagittal osteotomisini geliştiren Obwegeser (1955) ve bunu modifiye eden Dalpont (1961) ve Hunsuck'a (1968) kadar, çok çeşitli değişiklikler göstermiştir.

Hüllihen, ön açık kapanış ve mandibuler dentoalveoler protrüzyonlu bir hastayı, günümüzde anterior subapikal osteotomi olarak tariflenen tekniğe çok benzer bir yöntemle tedavi etmiştir (Şekil 2.1). 50 yıl kadar pek ilgi çekmeyen osteotomi, Angle'ın (1989), mandibuler horizontal fazlalığı olan bir hastada V.P Blair (1906) tarafından yapılan gövde osteotomisini tanıtmasıyla yeniden güncellik kazanmıştır (Şekil 2.2). Bu yöntem küçük modifikasyonlarla 1970'lere kadar savunulmuş, teknikte yapılan en büyük modifikasyon inferior alveoler sinirin korunması ve intraoral yaklaşıma geçilmesi olmuştur (Peterson 1997).

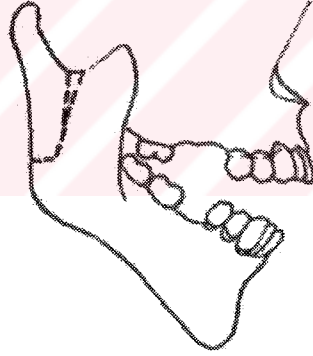


Şekil 2.1. Hüllihen'in tarif ettiği ilk mandibuler osteotomi



Şekil 2.2. Blair tarafından yapılan gövde osteotomisi

Ramusun vertikal osteotomisi ise ilk kez 1925'te Limberg tarafından tarif edilen ekstraoral yöntemle vertikal subkondiler osteotomi ile başlamıştır (Şekil 2.3).



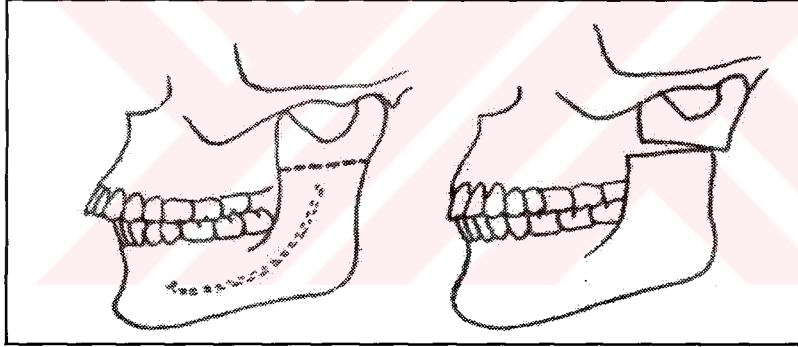
Şekil 2.3. Limberg'in tarif ettiği ilk vertikal subkondiler osteotomi

Vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olan, şimdiki adıyla ters-L osteotomi, ilk kez 1927'de Wassmund tarafından tarif edilmiştir (Peterson 1997).

Daha sonra Caldwell ve arkadaşları 1968’de, mandibulanın inferior sınırının hemen üzerine bir horizontal kesi ekleyerek bunu modifiye etmişlerdir. Bu teknik, günümüzde C osteotomi olarak adlandırılmaktadır (Peterson 1997).

Subkondiler osteotomilerde intraoral yaklaşım olarak, ilk kez 1964’te Moose, intraoral vertikal ramus osteotomiyi (IVRO) kondil boynuna medialden düz bir frezle yaklaşarak yapmıştır. 1968’de Winstanley lateralden yaklaşımı tanımlamış ve Hebert ve arkadaşları (1970) özel bir testere (oscillating saw) geliştirerek bu yöntemin yaygın kullanıma geçmesini sağlamışlardır.

Ekstraoral yaklaşımla yapılan ramusun horizontal osteotomisi ilk kez V.P.Blair (1907) tarafından yayınlanmıştır (Şekil 2.4).

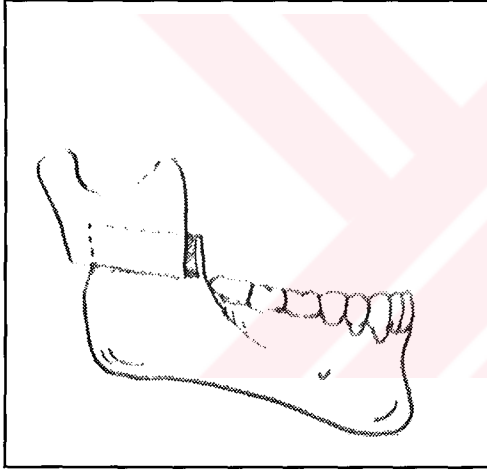


Şekil 2.4. Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi

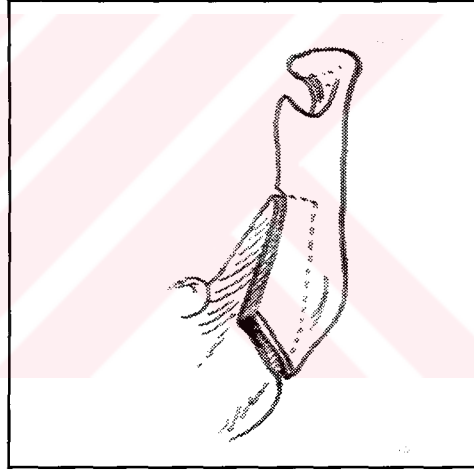
Erken dönem mandibuler osteotomilerin çoğunda olduğu gibi bu yöntemde de lingulanın üzerinden bir horizontal kemik kesisi yapılmakta ve yöntem, mandibulanın horizontal fazlalık veya eksikliği için önerilmekteydi.

Ramus osteotomilerinde en büyük gelişim ilk kez Obwegeser'in 1955'te tarif ettiği sagittal osteotomiden sonra olmuştur. Lane'in, ramusun medial ve lateral korteksleri boyunca birbirine paralel horizontal kemik kesilerinden oluşan bir başka tip sagittal osteotomi geliştirdiğinden bahsedilmiş (Şekil 2.5) ve bu fikir önce 1942'de Schuchardt tarafından genişletilmiş daha sonra 1955'te Obwegeser tarafından yeniden şekillendirilmiştir (Peterson 1997).

Yöntem zamanla birçok modifikasyona uğramıştır. 1961'de Dal Pont, alttaki horizontal kesiyi bukkal kortekste 2. moların arkasından yapılan bir vertikal kesiyile değiştirerek, minimal kas deplasmanı ile daha geniş temas yüzeyleri elde edilebileceğini göstermiştir (Şekil 2.6).



Şekil 2.5. Lane'in geliştirdiği sagittal osteotomi



Şekil 2.6. Dal Pont'un modifikasyonu

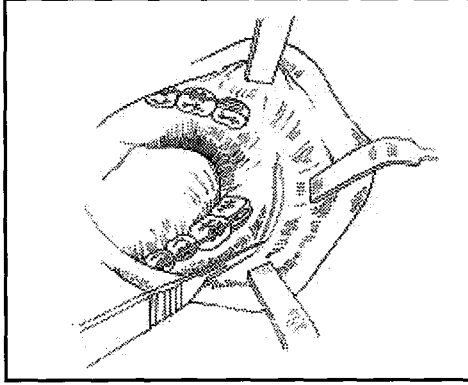
1968'de Hunsuck tekniği modifiye etmiş, yumuşak doku diseksiyonunu en aza indirmek için lingulayı çok az geçen daha kısa bir horizontal medial kesiyi savunmuştur. Anterior vertikal kesisi ise Dal Pont'unkiyle benzerdir. 1977'de Epker bir modifikasyon önermiştir. Bu, masseter kasın minimal sıyrılması ve daha sınırlı medial diseksiyonu içermektedir. Bu modifikasyonlar postoperatif şişliği, hemorajiyi

ve norovasküler bandın manüplasyonunu azaltmıştır. Masseter kasların minimal sıyrılması, proksimal segmentte vasküler pedikülü arttırarak kemik rezorbsiyonunu ve gonial açı kaybını azaltmıştır.

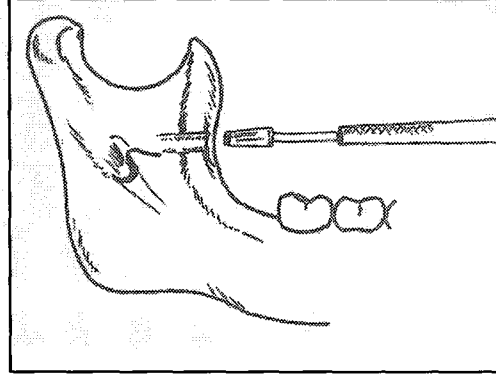
Aynı yıl, Bell ve Schendel (1977) pterygomasseterik askının minimal retraksiyonuyla, intraosseöz iskemi ve proksimal segmentin nekrozunun büyük oranda azaldığını göstererek SSRO'nun biyolojik temellerini kurmuşlardır. Başka bir çok yazar da SSRO için modifikasyonlar önermişlerdir (Wolford ve ark., 1987; Wolford ve ark., 1990; Wyatt, 1997). Fakat şu anda yaygın olarak uygulanan yöntem Obwegeser'in tanımladığı, Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilendir.

Bu teknikte, vertikal ramusun anterior kısmından başlayan yumuşak doku insizyonu, oklüzal planların ortasından başlayıp, retromandibuler fossanın ortalarında, son molar dişin yaklaşık 5 mm gerisinden laterale ve öne doğru birinci moların distaline uzatılır. Yumuşak doku retraksiyonu mandibulanın lateral korteksini ve inferior sınırını açığa çıkaracak şekilde yapılır. Posteriora ise retraksiyon proksimal fragmanın maksimum kanlanması sağlamak için daha sınırlı tutulmalıdır. Daha sonra vertikal ramusun medialinde yumuşak doku lingulaya kadar eleve edilir ve uygun ekartörler yerleştirildikten sonra kemik kesilerine geçilir (Şekil 2.7).

Osteotomi, lingulanın hemen üzerinden yapılan ve çok az posterioruna kadar uzanan horizontal kesi ile başlar. Oblik kesi, ramusun yaklaşık yarısına kadar yapılır (Şekil 2.8).

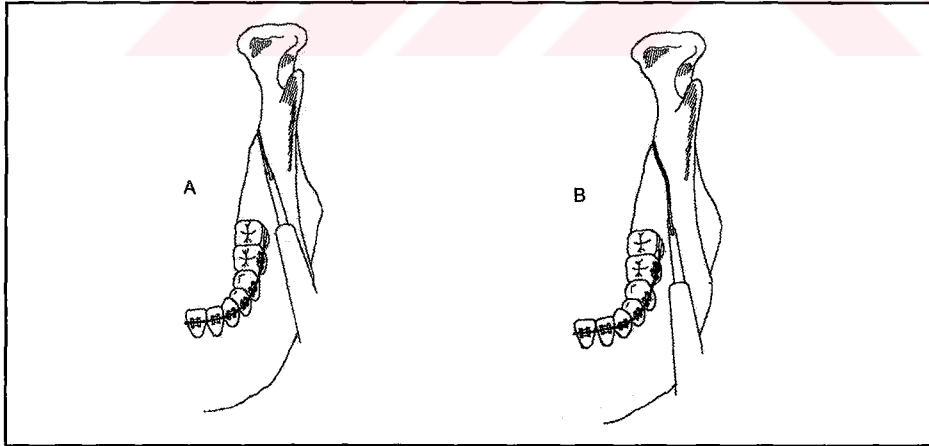


Şekil 2.7. SSRO için yumuşak doku insizyonu



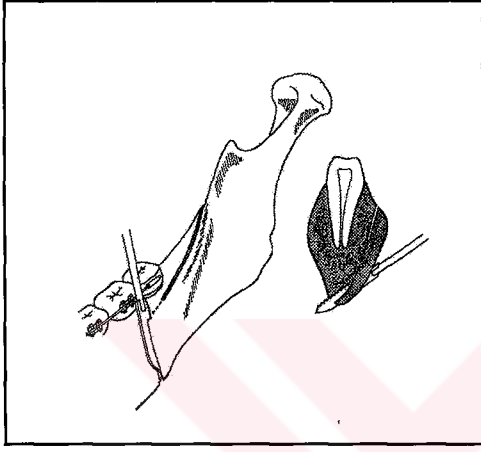
Şekil 2.8. Lingulanın hemen üzerinden ramusun yarısına kadar yapılan oblik osteotomi

Daha sonra ramusun anterior sınırından başlayarak eksternal oblik çıkıntıya kadar gelen ve horizontal ve vertikal osteotomileri birleştirecek olan sagittal kesi yapılır (Şekil 2.9). Kesi derinliği yine spongioz kemiğe kadar olmalı ve superiorda mümkün olduğunca derin tutulmalıdır.

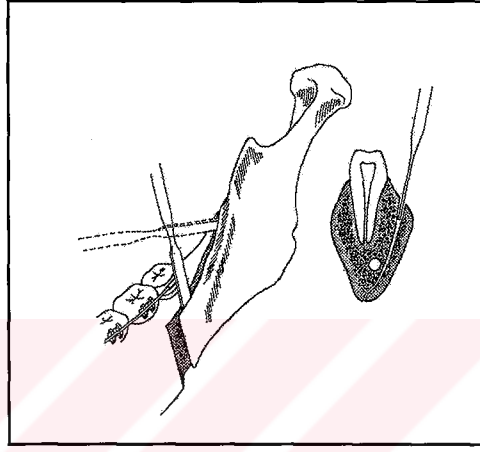


Şekil 2.9. Horizontal ve vertikal osteotomileri birleştiren sagittal osteotomi

Vertikal kesi ise 1. ve 2. molar dişlerin arasından inferior sınır ve superiorda eksternal oblik çıkıntı arasında yapılmalıdır. Kesi derinliği, spongioz kemiğe kadar olmalı ve inferiorda açığı, mümkün olduğunca dike yakın olmalıdır (Şekil 2.10). Frezler veya testereler yardımıyla yapılan kemik kesileri tamamlandıktan sonra osteotomlarla split gerçekleştirilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.10. 1 ve 2 molar dişlerin arasından vertikal osteotominin yapılışı



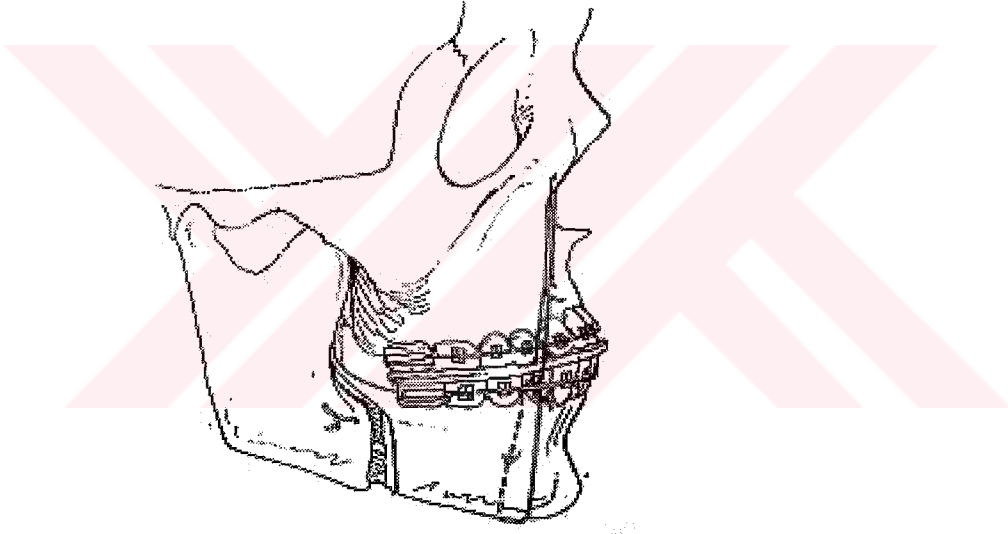
Şekil 2.11. Split için osteotomların yerleşimleri

Şekli ya da amacı ne olursa olsun, bir osteotominin stabilitesi oklüzyon ve fonksiyona etkisiyle değerlendirilir. İstenilen şekilde repoze edilen fragmanların stabilizasyonu için ilk adımlar intermaksiller fiksasyon ya da maksillomandibüler fiksasyonla atılmıştır.

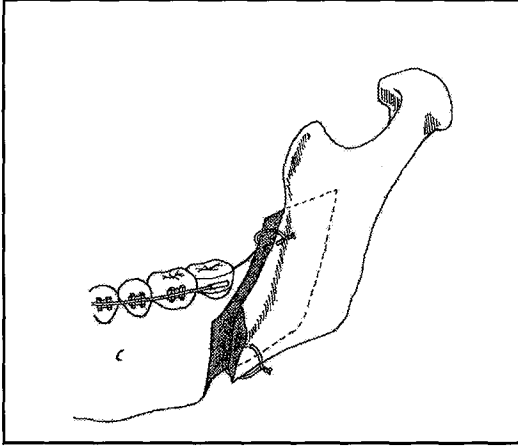
Mandibüler osteotomilerin stabilitesiyle ilgili en önemli gelişme, intermaksiller fiksasyonun postoperatif iskeletsel değişikliği önlemediği tartışmasıdır. Bazı araştırmacılar (Poulton ve Ware, 1971; Poulton ve Ware, 1973; McNeill ve ark., 1973) suprahoid kas çekimi ve yumuşak doku basıncının mandibüler ilerletmelerdeki posterior ve inferior relapsın başlıca nedeni olduğunu düşünmüşler, fakat sonradan suprahoid kasların rahatlatılmasının relapsta klinik

olarak bir azalma sağlamadığını görmüşlerdir (Schendel ve Epker, 1980). Bunun üzerine iskeletsel fiksasyon konsepti ortaya çıkmıştır.

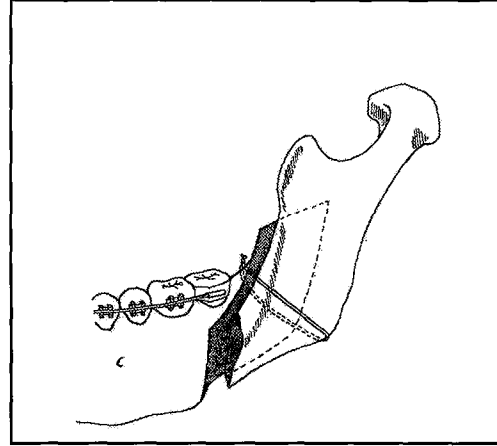
İskeletsel fiksasyonun ilk adımları maksillomandibuler fiksasyona ek olarak yapılan, piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye sirkum bağlanan tellerle atılmıştır (Ellis ve Gallo, 1986; Komiri ve ark,1987; Ellis ve ark,1988) (Şekil 2.12). Bunu, angulustan sirkummandibuler bağlama (sikkumramus), mandibulanın alt ve üst sınırlarından telle bağlama (high-low border wiring) (Şekil 2.13, 2.14) ve yalnızca alt sınırdan telle bağlama (inferior border wiring) teknikleri izlemiştir (Bell 1992).



Şekil 2.12. Piriform rim'den geçen sirkummandibuler bağlama tekniği



Şekil 2.13. Alt ve üst kenarlardan telle bağlama (high-low border wiring) tekniği

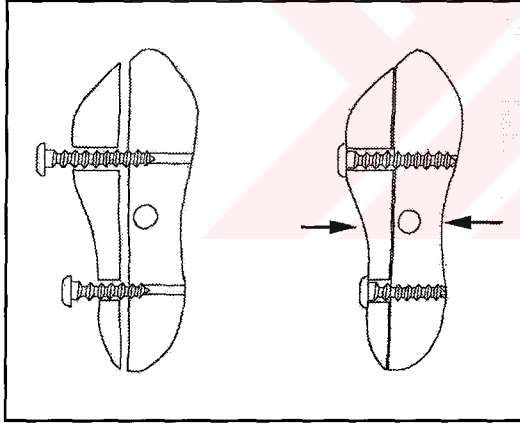


Şekil 2.14. Angulustan geçen sirkummandibuler (sirkumramus) bağlama tekniği

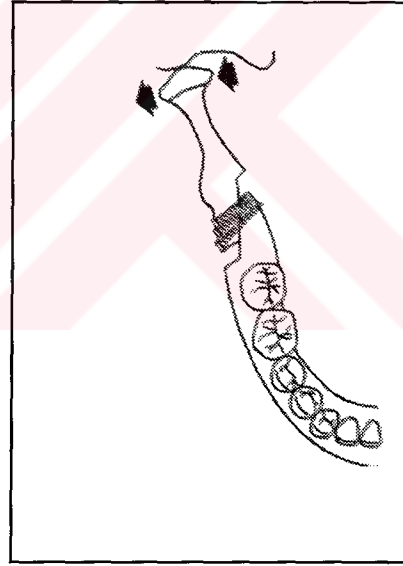
1974'te Spiessl SSRO'da iyileşmenin desteklenmesi, fonksiyonun erken iadesi ve relapsın azaltılması için lag vidalarla yaptığı rijit fiksasyonu savunmuştur. Daha sonra, 1976'da Schomaker ve Gensheimer'ın yaptığı, iskeletsel stabiliteyle ilgili bir çalışmada, mandibuler geri alma operasyonu sonrası tel fiksasyonu ile 3 adet 2.7 mmlik vida ile yapılan rijit fiksasyonun stabiliteleri karşılaştırılmış ve rijit fiksasyonun iskeletsel tel fiksasyonuna göre birçok avantajı olduğu öne sürülmüştür. Bunu daha sonra bir çok araştırmacı da desteklemiştir (Buckley ve ark, 1989; Moenning ve ark, 1990; Ellis ve ark, 1992; Perrot ve ark, 1994).

Bu yöntemle, operasyon sırasında kemik segmentlerinin kontrolü daha kolaydır ve kemik teması zayıf olan bölgeler bile stabilize edilebilir. Rijit fiksasyonla cerrah, işlem sırasında oklüzyonu değerlendirebilir. Ayrıca, hava yolu açık olacağından, ödem ya da hemoraji oluşsa da, postoperatif uyanma da daha güvenlidir. Bununla beraber, osteotomi bölgesinde kemik segmentlerinin rijit fiksasyonla kompresyonunun primer kemik iyileşmesini sağladığı da gösterilmiştir (Reitzik, 1983; Reitzik ve Schoorl, 1983).

Rijit fiksasyon teknikleri de çeşitlilik gösterir. Lag vidalar, sadece distal ucunda yivleri olan ve sıkıldığında distal ve proksimal segmentlerde kompresif kuvvete neden olan vidalardır. Lateral ve medial segmentlerin kompresyonu da, daha iyi kemik iyileşmesi sağlamaktadır (Şekil 2.15). Lag vida kullanımının bir avantajı, vidanın medial kortekse girdiğini cerrahın daha kolay anlayabilmesidir. Bununla beraber eğer medial kortekste vidanın yerleşebilmesi için yeterli miktarda kemik yoksa lag vida sıkışmayacaktır. Ayrıca, segmentler arasında aralık mevcutsa, Lag vidalar kullanılmamalıdır. Çünkü bu, mandibulada, medial-lateral veya anterior-posterior deplasmana yol açabilir. Mandibuler ilerletmelerde büyük olasılıkla tek kemik teması distal segmentin proksimal ucuyla proksimal segmentin distal ucu arasında olacaktır ve lag vida ile fiksasyon yapılırsa oluşacak sıkışma lateral kondiler deplasmanla sonuçlanabilir (Şekil 2.16) (Fonseca 2000).



Şekil 2.15. Lag vida uygulamasıyla segmentlerin kompresyonu

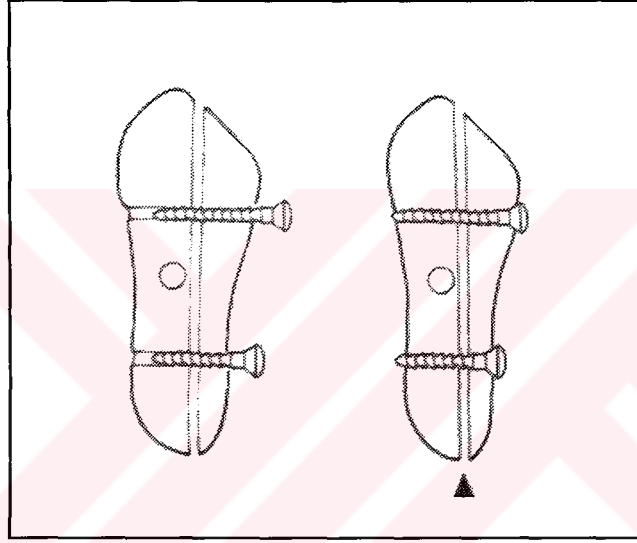


Şekil 2.16. Lag vida uygulamasıyla kondilde laterale deplasman oluşumu

Bunu önlemek için, ya başka bir rijit internal fiksasyon (RİF) tekniği kullanılmalı ya da segmentler arasındaki boşluğa kemik grefti yerleştirilmelidir. Proksimal ve distal segmentlerin kompresyonu ayrıca inferior alveoler sinir

hasarına da neden olabilir. Bu nedenle segmentlerin birbirlerine bakan yüzeylerindeki spongioz kemiğin tüm sivri çıkıntıları düzeltilmelidir (Fonseca 2000).

Pozisyonel vidalar ise hem proksimal hem distal segmentlere bağlanır. Vida sıkıştırıldığında kompresyon oluşmadığından segmentlerde veya kondilde herhangi bir deplasman olmaz (Şekil 2.17). Kompresyon oluşmayacağından, teorik olarak, sinir hasarı riski de çok daha azdır.



Şekil 2.17. Pozisyonel vida uygulaması

Pozisyonel vida tekniğinin bir dezavantajı, vidalar yerleştirilirken, segmentler doğru şekilde hizalanmazsa, birbirlerinden uzaklaştırılabilirler. Bu tekniğin bir başka dezavantajı ise vidanın medial kortekse bağlandığının anlaşılması zorluğudur. Çünkü, vida medial kortekse yeterince bağlansa da bağlanmasa da lateral kortekste ki yuvaya iyice sıkışabilir (Fonseca 2000).

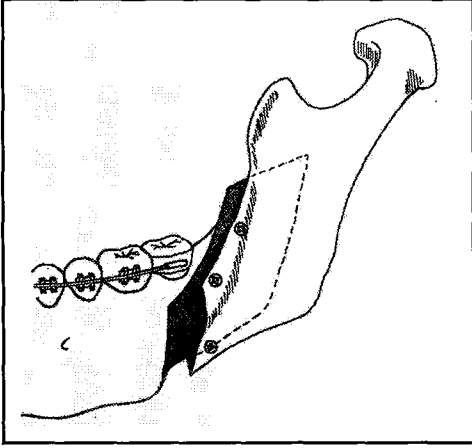
Lag veya pozisyonel vida seçimi veya kombinasyonu yapılırken cerrahın karar vermesi gereken bir başka şey de, vidaları transoral mı, perkutanöz mü yerleştireceğidir. Transoral yaklaşım, cilt insizyonunu önler, daha az işlem ve daha az kas elevasyonu gerektirir (Turvey ve Hall, 1986). Kısa proksimal segmentlerde veya 3. molar diş varlığında transoral yaklaşım, lingual yüzeydeki kemik yetersizliği nedeniyle zorlaşır. Perkutanöz yerleştirmenin bir avantajı vidaların istenilen yöne yönlendirilebilmesiyle, var olan kemiğin dik olarak fikse edilebilmesidir. Schlicke ve arkadaşları (1979), uzun kemiklerdeki oblik kırık hatlarına yerleştirilecek vidaların, torsiyonel, aksiyal kompresif ve iki farklı tip bükme kuvveti gibi farklı yükler altında optimal direnç gösterebildikleri açıldırılmayı araştırmışlar ve kırık planına dik yerleştirilen vidaların en iyi direnç gösterdiğini öne sürmüşlerdir. Buna karşın, günümüzde SSRO'da uygulanan iki farklı vida yerleştirme yöntemi olan ekstraoral 90° ve intraoral 60° tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Uçkan ve arkadaşları (2001) vida açılmalarının hareket rezistansına belirgin bir etkisi olmadığını göstermişlerdir.

Jeter ve arkadaşları (1984) proksimal ve distal segmentleri fikse etmek için 3 adet 2.0 mm'lik pozisyonel vidanın bikortikal yerleştirilmesi için vida başlarını kemiğin içinde konumlandıran bir teknik tanımlamışlardır. 1985'te Van Sickels ve Flanary benzer bir rijit fiksasyon tekniğinin mandibuler ilerletmelerde stabiliteyi arttırdığını ispatlamışlardır. Ayrıca, daha uzun ve daha geniş serilerle yapılan çalışmalar (Van Sickels ve ark., 1986; Van Sickels ve ark., 1988; Caskey ve ark., 1989) da sagittal osteotominin fiksasyonunda bikortikal vida kullanımının stabilitesini açıkça göstermiştir. Bu çalışmalarda, %0 ile %8 arasında değişen relaps oranları bildirilmiştir. Bu çalışmaların aksine, osseöz tel fiksasyonunun stabilitesini rijit vida fiksasyonu ile karşılaştıran bir klinik çalışmada benzer uzun dönem stabiliteler gösterilmiştir (Watzke ve ark., 1990). Her ne kadar Watzke ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada, tel fiksasyonunun normalin dışında yüksek stabilitesi bildirilmişse de vida fiksasyonunun stabilitesi hiç tartışılmamıştır. Vida fiksasyonu ile tel fiksasyonunu karşılaştıran bir hayvan çalışması (Ellis ve ark.,

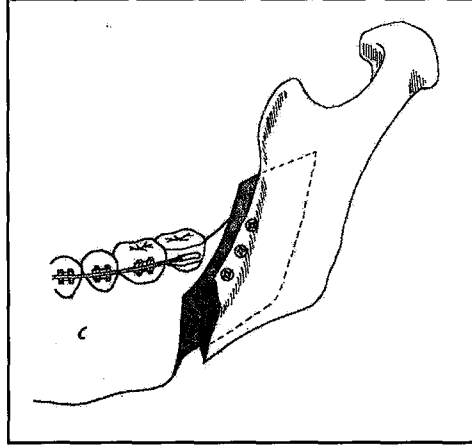
1988) ve aynı merkezde aynı araştırma teknikleri kullanılarak başka araştırmacılar tarafından yapılmış çalışmaların (Caskey ve ark., 1989; Lake ve ark., 1981; Will ve ark, 1984) bir karşılaştırması, rijit üç vida fiksasyonu ve osseöz tel fiksasyonu yöntemlerinin stabiliteleri arasında kesin bir fark olduğu iddiasını açıkça desteklemektedir. Son dönemde yapılmış bir çalışmada da (Politi ve ark, 2004), tel osteosentezi ve RIF arasında belirgin bir fark bulunmadığı, RIFun yalnızca hasta konforu açısından avantajlı olduğu bildirilmiştir.

Relapsı önlemek için gerekli en az vida sayısı ve boyutu konusundaki çalışmalar halen devam etse de mandibuler stabilitede tek bir 2 mm çaplı vidanın tel fiksasyonuna göre belirgin bir avantajı olmadığı gösterilmiştir (Bloomquist, 1983). Yapılan bir başka in vitro çalışmada da 3 farklı rijit fiksasyon yöntemi karşılaştırılmış ve 3 bikortikal vida ile hibrid sistem arasında belirgin bir fark bulunmazken bu iki grubun plak-vida sistemine göre açıkça üstün olduğu gösterilmiştir (Murphy,1997). Bir başka çalışmada 5 mm BSSO ile gerilme yapılmış 30 tane kadavra hemimandibulası 3 adet superior kenar bikortikal vidayla veya 1 adet 4 delikli mini plak ve monokortikal vidalarla fikse edilmiş, maksimum direnç yükleri arasındaki fark her iki grup için kaydedilmiş ve önemli bulunmamıştır (Tharanon , 1998).

Bikortikal vida yerleşimleri için bir çok farklı yerleştirme şekli kullanılmış ve araştırılmıştır. ters-L düzeni (Şekil 2.18) veya üst sınıra 3 vida yerleştirilmesi (Şekil 2.19) en yaygın kullanılan yöntemlerdir. Foley ve arkadaşları (1989a), mekanik bir sistem kullanarak bu iki şekil arasındaki kompresif yük dayanıklılığını araştırmışlar ve ters-L şeklinin çok daha güçlü olduğunu görmüşlerdir.



Şekil 2.18. Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulaması

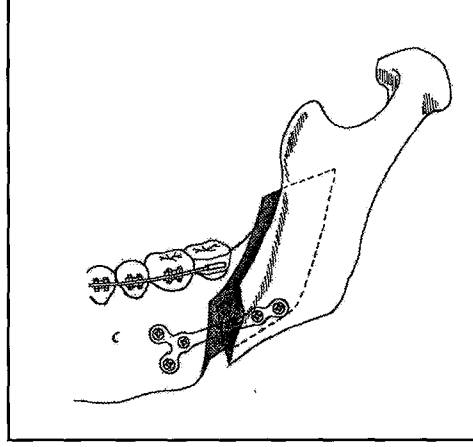


Şekil 2.19. Üst sınıra 3 bikortikal vida uygulaması

Yine Foley ve arkadaşları (1989b), ters-L şeklinin, üst sınırda üçlü lineer vida uygulamasına göre daha güçlü olduğunu göstermek için, kompresif vertikal yük-kayıp modeli kullanmışlardır. Bunu takip eden çalışmalarının birinde osteomi yapılmış koyun mandibulalarının 3 tane 2 mm'lik vidayla ters L şeklinde düzenle veya 1 monokortikal plakla fikse edilmelerinin 2 tane 2.7 mm'lik bikortikal vidayla fikse edilmelerinden daha rijit olduğunun gözlemlendiği bildirilmiştir (Foley ve Beckman 1992).

Pozisyonel vidaların çapları 2.0 mm, 2.4 mm ve 2.7 mm olabilmektedir. Bunlar arasında stabilite açısından herhangi bir fark olmadığı gösterilmiş ve hasta konforu açısından daha küçük çaplı vidaların kullanılmasının uygun ve yeterli olacağı söylenmiştir (Foley ve Beckman 1992; Schwimmer ve ark, 1994; Kohn ve ark, 1995).

Diğer bir RİF yöntemi de monokortikal vida ve plak (miniplak-vida) kullanımıdır (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Monokortikal vida ve plak (miniplak-vida) uygulaması

Rubens ve arkadaşları (1988) çalışmalarında, küçük bir dört delikli plakla monokortikal vida kullanımının osseöz tel fiksasyonundan daha fazla stabilite gösterdiğini bulmuşlardır.

Yapılan birçok araştırmada, mandibuler ilerletme sonrası miniplak ve vidalarla yapılan intermaksiller fiksasyonsuz RİF sonrası relaps oranları %5.2 ile %26 arasında bulunmuştur (Van Sickels ve ark, 1986; Kirkpatrick ve ark, 1987; Knaup ve ark, 1993; Blomqvist ve Isaksson, 1994; Scheerlinck ve ark, 1994; Thuer ve ark, 1994).

Teorik olarak rijit fiksasyon sonrası oluşan relapsın sebebi osteotomi bölgesindeki hareket veya kondiler bölgedeki repozisyonudur (Stroster ve Kulbersh, 1994).

6-7 mm'den fazla ilerletme yapılan olgularda metalik vidalarla yapılan fiksasyon sonrası relapsa daha fazla eğilim olduğu gözlenmiştir (Van Sickels ve ark, 1986; Knaup ve ark, 1993).

Blomqvist ve arkadaşları (1994,1997) mandibuler ilerletmede bu bikortikal fiksasyon ve plak-monokortikal vida fiksasyon teknikleri arasında relaps açısından anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir. Choi ve arkadaşları da (2000) SSRO ile mandibuler setback yaptıkları 15 hastada plak ve monokortikal vida ile beraber IMF uygulamışlar, bunu bikortikal vida ile fikse ettikleri ve IMF yapmadıkları 15 hasta ile karşılaştırmışlar ve yaptıkları sefalometrik değerlendirmelerde bikortikal vida fiksasyonunun daha iyi stabilite sağladığını görmüşlerdir. Krekmanov ve arkadaşları (1989) da intermaksiller fiksasyonsuz bikortikal vida fiksasyonunun nüksü önlemede yeterli olduğunu göstermişlerdir.

Miniplak-vida ve bikortikal vida teknikleri ve bikortikal vidaların yerleştirilme şekilleri halen tartışılmakta olsa da günümüzde cerrahların büyük çoğunluğu, SSRO'yu takiben, plaklarla ya da vidalarla, rijit fiksasyonun, diğer avantajlarının yanı sıra, daha kısa hastanede kalış süresi sağlaması, daha kısa immobilizasyon süresiyle, konuşma, yemek yeme ve hijyen kolaylığına bağlı hastanın rahatı ve çenenin erken mobilizasyonuna imkan sağlayarak fonksiyonun daha hızlı iadesiyle hastanın daha çabuk günlük hayatına dönebilmesi açılarından da yararlı olduğunda hemfikirdirler.

Fiksasyon materyalleri yani plak ve/veya vidalar, paslanmaz çelik, titanyum ve vitilyum gibi çeşitli metallerden üretilmiş ve üretilmektedir. Bir dönem paslanmaz çelik, en çok kullanılan materyaldi. Yeterli düzeyde gücü ve sertliği sayesinde bükülerek kemiğe uyumlandırılabilmekteydi. Bununla beraber paslanmaz çelik dokuda korozyona uğrayabiliyordu. 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 vitilyuma göre çok daha kolay şekil verilebilir. Bir krom-kobalt alaşımı olan vitilyum, bu üç metalin en güçlüsüdür. Yüksek elastisite modülü yüzünden sert ve bükülmesi zordur. Paslanmaz çelik en ucuz materyalken, vitilyum ve titanyum daha pahalıdır.

Metalik fiksasyon sistemlerinde en sık karşılaşılan postoperatif problemler, vizibilite veya palpabilite, ekstrüzyona neden olan gevşeme (Simon ve ark, 1978), soğuğa karşı hassasiyet (Iizuka ve Lindqvist, 1992), vida migrasyonu ve maksiller sinüzit (Eppley ve Prevel, 1997), vida çevresinde oluşan stres ve korozyon sebebiyle ortaya çıkan kemik atrofisi veya osteopeni (Bostman, 1991; Bergsma ve ark, 1993), radyografik görüntüleme ve radyasyon terapisinde parazitlenme (interferens) oluşması (Habal, 1996), allerjik reaksiyonlar (Torgensen ve ark, 1993), kranioorbital cerrahide intrakranial migrasyon (Marschall ve ark, 1991; Papay ve ark, 1995) ve büyümenin engellenmesidir (Fearon ve ark, 1995).

Titanyum, bilinen, biyouyumluluğu en fazla olan metaldir. Titanyum miniplakların neden pigmentasyonlara yol açtığı hala tam olarak bilinmemektedir. Bir sebep olarak plakların kemiğe uyumlandırılması sırasında bükülüp kırılmasıyla ortaya titanyum parçacıklarının çıkması gösterilmiştir. Pigmentasyonun çoğunlukla kırılma bölgelerinde gözlenmesi de bunu doğrular. Bununla beraber Matthew ve Frame (2000), uyumlandırma yapılmış ve yapılmamış titanyum ve paslanmaz çelik plak ve vidaları örten yumuşak dokuda pigmentasyona rastlamışlar fakat bunun gruplar arasında farklılık göstermediğini, dolayısıyla plakların bükülerek şekillendirilmesiyle pigmentasyon arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir.

Rosenberg ve arkadaşlarının (1993) yaptığı bir çalışmada makroskopik olarak paslanmaz çelik plakları kaplayan yumuşak dokuda pigmentasyona rastlanmamıştır. Mikroskopik olarak ise paslanmaz çelik plakları kaplayan

yumuşak dokuda da %65.3 oranında siyah pigmentasyonlara rastlanmıştır. Titanyum miniplakları kaplayan yumuşak dokuda ise makroskopik olarak %25.6 , mikroskopik olarak %71.8 siyah pigmentasyonlara rastlanmıştır. 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. Rosenberg ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmada, titanyum birikiminin miktar ve yoğunluk olarak çok az olduğu ve pigmentasyonun asemptomatik olduğu gözlenmiş, komplikasyonlarla pigmentasyon arasında korelasyon olmadığı vurgulanmıştır.

Schliephake ve arkadaşları (1993) plak ve vidaların uygulanmasından 5-8 ay sonra, plakların üzerini örten skar dokusunda inflamatuvar hücrelerin olmadığı bir hücresel aktivite olduğunu gözlemlemiş, çoğu titanyum parçalarının hücre dışında biriktiğini söylemişlerdir.

Plakları kaplayan yumuşak dokularda titanyum konsantrasyonuna bakılan bir başka çalışmada (Meningaud ve ark, 2001), 2 yılda 51 hasta incelenmiş, total ve çözünabilir titanyum miktarları plaklama süresince karşılaştırılmıştır (ortalama 8 ay). Plakları çevreleyen yumuşak dokudaki ortalama titanyum miktarı 1306 µg/g kuru doku olarak bulunmuştur. Ortalama çözünabilir titanyum miktarı ise 0.53 µg/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 söylenmiştir.

Ancak Ferguson ve arkadaşları (1960), tavşan kasına implante edilen titanyum vidalardan titanyum salınımını araştırdıkları çalışmalarında fazla miktarda titanyuma rastladıklarını belirtmişlerdir. Kim ve arkadaşlarının çalışmalarında

(1997) 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.

Zamanla, RİF'in, postoperatif oklüzal uyumlamalar, temporomandibuler eklem disfonksiyon veya adaptasyonu, nörosensitif rahatsızlıklar, iskeletsel nüks ve fiksasyonun geri alınması için yapılan ikinci cerrahi gibi bazı dezavantajlarını en aza indirme çabasıyla daha az rijit fiksasyon ya da semirijit fiksasyon / semirijit internal fiksasyon (SİF) konsepti ortaya çıkmıştır. Bu da rezorbe olabilen vidalarla mümkündür (Bos, 1990).

1966'da Kulkarni tarafından tanıtılan rezorbe olabilen plak ve vidalar (polilaktik asit), ilk olarak 1972 yılında Cutright ve Hunsuck tarafından maksillofasiyal travma hastalarında kullanmıştır. Bu materyallerin ideal özellikleri Majola ve arkadaşları (1991) tarafından şu şekilde bildirilmiştir:

Degradasyon oranı ve güç kayıpları tahmin edilebilir olmalı, materyal non-toksik ve non-antijenik olmalı, iyi bir doku uyumuna sahip olmalı, minimum morbiditeye sebep olmalı, fonksiyonel yüklemeye dayanabilmeli ve uygun oranlarla çözünerek tamamen rezorbe olabilmelidir.

Kullanılan materyaller, saf poliglikolik asit (PGA), saf L-poly laktit (poly-L-laktit / PLLA), bu iki materyalin polimeri (PLLA-PGA), yapısal olarak kuvvetlendirilmiş (self reinforced / SR), oda ısısında şekillebilen çok katmanlı PLLA (SR-PLLA), D-laktit katılmış SR-(70L:30DL)PLLA ve polidioksanondur (PDS). Bu materyaller, çözünebilir, termoplastik, nonallerjenik ve nonkarsinojeniktir. Tüm bu

polimerler, karbonhidrat metabolizmasında Krebs döngüsüyle çözünerek karbondioksit ve suya indirgenir (Losken ve ark., 1994).

Bu materyallerden PDS ve PGA, daha çok rod ve sütur materyali olarak kullanılmıştır. İlk çalışmalarda PDS'nin fiksasyon stabilitesi yeterli gibi görülmüşse de (Obwegeser 1994) ilerleyen zamanda McManners ve arkadaşları (1997), PDS rodlarını SSRO'da ve İVRO'da kullanmışlar, 10 hasta üzerinde yaptıkları bu uygulamada, PDS rodların fleksibilitelerinden dolayı osteotomi segmentlerinde istenilen fiksasyonun olmadığını belirtmişlerdir.

Bostman ve arkadaşları (1990), intraosseöz olarak yerleştirilmiş poliglaktit veya polilaktit-glikolit kopolimer rodlarla yaptıkları araştırmalarda hemen hemen tüm vakalarda yabancı doku reaksiyonu gözlediklerini belirtmişlerdir.

Bos ve arkadaşları (1987) 10 hasta üzerinde stabil olmayan zigomatik kırıkların fiksasyonunda PLLA plaklar ve vidaları kullanmış, kırık iyileşmesinin problemsiz olmasını sağlayan gerekli stabiliteyi elde etmiştir. İki yıllık takip sonrasında enflamasyona veya yabancı madde reaksiyonuna rastlanmadığı belirtilmiştir. 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 (1991) yaptıkları bir çalışmada, implant sürecinin başlangıç ve final kısımları haricinde, akut veya kronik enflamatuvar reaksiyon gözlenmediğini söylemişlerdir.

1994 yılında Suuronen ve arkadaşları, 9 hastada yaptıkları sagittal split osteotomisi sonrası 2.7 mm SR-PLLA vidalarını kullanmış ve postoperatif 2 yıl komplikasyonlara rastlamadıklarını belirtmişlerdir.

Paivarinta ve arkadaşları (1993) saf PLLA ve saf PGA vidalara karşı oluşan intraosseöz sellüler cevabı karşılaştırmış, polimorfonükleer granülositler ve mononükleer yuvarlak hücrelere, takip gruplarında yok denecek kadar az rastlamışlardır. PGA ile fikse edilmiş örneklerde ise fagositik hücreler (mononükleer makrofajlar ve yabancı madde dev hücreleri) 12. haftada en yüksek seviyede bulunmuştur.

Matsusue ve arkadaşları (1991) saf PLLA'nın direncini 25 haftada kaybettiğini, ancak tamamen resorbe olmasının 2 yılı bulduğunu göstermişlerdir. 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 (Hirvensalo 1989).

Bu nedenlerle PLLA ve PGA'nın kopolimerinin kullanılması önerilmiştir. En çok kullanılan, poly-L-laktit ve polyglikolik asitten 82:18 (PLLA/PGA) oranında elde edilen kopolimerdir. Yerleştirilmeden sonraki 6. haftada başlangıçtaki gücünün % 70'inin korunduğu, sonraki altı ay, hidrolizle kütle kaybı olduğu, 1.yılın sonunda plak ve vidaların makroskobik olarak tamamen yok olduğu gösterilmiştir (Quereshy ve ark, 2000).

PLLA ve PGA'nın kopolimerinin ilk kullanımı, daha az rijit fiksasyon kuvvetinin gerektiği çocuk kraniyofasiyal cerrahisindedir (Eppley ve ark,1997; Kumar ve ark, 1997; Montag ve ark, 1997; Goldstein ve ark, 1997; Habal 1997; Pensler 1997). Daha sonra uygulamalar, orta yüz kırıklarının onarımından, izole maksiller, mandibuler ve çene ucu osteotomilerine kadar genişletilmiştir. (Eppley ve Prevel, 1997; Edwards ve Kiely, 1998; Edwards ve ark, 1999; Edwards ve ark, 2000). Bu materyaller günümüzde kraniomaksillofasiyal cerrahide giderek yaygınlaşarak kullanılmaktadır.

Edwards ve arkadaşları (1999) rezorbe olabilen (PLLA-PGA) plak ve vidalarla osteosentezin sağlanabileceğini göstermişlerdir. Yine Edwards ve arkadaşları bir başka çalışmalarında (2001a), tam olarak rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin minör derecede esnemelere ve mikro harekete izin verdiklerinden SIF aracı olarak görülebileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca, bu tip postoperatif mikro hareket metal bikortikal vida fiksasyonu ile ortaya çıkmayacağından bu materyal özelliğinin erken ortodontik ve oklüzal uyumlamayı olanaklı kılacağına, böylece de temporomandibuler eklemin uyumunun kolaylaşacağına dikkat çekmişlerdir.

Yine Edwards ve arkadaşları (1999), SSRO sonrası yapılan radyografik değerlendirmelerde ortalama 6 aylık takip sonrasında PLLA/PGA vidalarının metal vidalarla benzer kemik iyileşmesi sağladıklarını rapor etmiştir. Postoperatif iyileşmenin her iki grupta da benzer olduğu gözlemlenmiş, oklüzyonun stabil olduğu ve aşırı ilerletme vakalarında bile klinik olarak önemli relaps gözlenmediği bildirilmiştir. Daha önce farklı polimerik fiksasyon araçlarıyla ilgili olarak rapor edilmiş olan istenmeyen doku reaksiyonları da görülmemiştir.

Rezorbe olabilen miniplak ve vidaların materyali suya ve karbondioksit ile ayrışarak vücut tarafından tamamen absorbe edildiklerinden, plağın ve/veya vidanın çıkartılmasına ihtiyaç duyulmaz (Böstman ve ark, 1987; Peltoniemi ve ark, 1999). Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin, metal plak sisteminin en büyük dezavantajlarından olan osteopörotik değişiklik, kemik rezorbsiyonuna sebep olan stres hattı, büyümekte olan çocuklarda büyümenin kısıtlanması gibi dezavantajları yoktur (Thaller ve ark, 1992). Metallerin aksine rezorbe olan vidaların ve plakların serbest iyon oluşturma ve organlarda birikme gibi dezavantajları da yoktur (Bessho ve ark, 1995). Ayrıca bu materyallerle, radyograflardaki artefaktlar ve saçılma da elimine edilebilmektedir.

Bununla beraber, rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin de çeşitli dezavantajları vardır. Majör dezavantajları yivini kendisi açan (self-tapping) olmamalarıdır (Pensler 1997). Bu nedenle yerleştirilmeleri diğerlerine oranla daha fazla hassasiyet gerektirmektedir. Yuva açılırken dikkat edilmeli ve 90° eğimle yerleştirilmeli, ısı oluşturmamak için soğutulmalıdır. Eğer hızlı veya dar açıyla yapılırsa, vidaları yerleştirmek zorlaşacaktır. Yiv açıcı (tapper), keskin kalacak şekilde tutulmalı ve körleşir veya bükülürse değiştirilmelidir (Pensler 1997). İki segmenti bir arada tutmak, yalnızca vidanın yerleştirilmesi sırasında değil, yiv açma sırasında (tapping) da distal segmenti uzaklaştırabileceği için önemlidir.

Bu sistem, diğerlerinden daha komplike olduğundan, 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 YÖNTEM

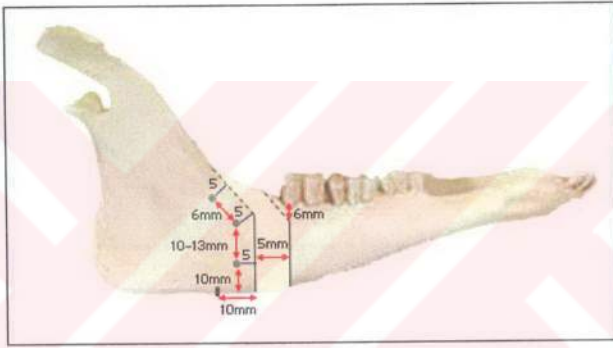
Çalışmamız için model olarak, fiziksel ve yapısal olarak insan mandibulasına en yakın olan koyun mandibulası seçildi. Aynı gün kesilmiş ve fiks edilmemiş ortalama 8-10 aylık 10 adet koyun mandibulası, bistüri ile tüm yumuşak dokularından temizlendikten sonra orta hatlarından ayrılarak 20 adet hemimandibula elde edildi. Osteotomiler araştırmacı tarafından, resiprokal testere ve osteotomlarla yapıldı.

Sagittal splitin vertikal bileşeni, ramusun posterior sınırından 5 cm, horizontal bileşeni lingulanın 2 mm uzağından yapıldı. Oblik kesi ise son molar dişin servikal kemik sınırının 6 mm altına kadar uzatıldı. Osteotomilerin benzer olması için, mandibula alt kenarının kortikal kemiği, resiprokal testere ile kesildi. Standart olarak oluşturulan osteotomize mandibulalarda 5 mm ilerletme gerçekleştirildi. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1. Split ve fiksasyonları yapılmış modeller

Osteotomi yapılan mandibulalarda, vida yerlerinin standardizasyonu için, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler kumpas ile ölçülerek işaretlendi. Ayrıca, modellere deneysel olarak uygulanacak kuvvetler için kullanılacak çelik telin yerinin standardizasyonu için de kemiğin inferior sınırında, osteotomi hattının vertikal bileşeninin 1 cm posteriörü işaretlendi (Şekil 3.2).

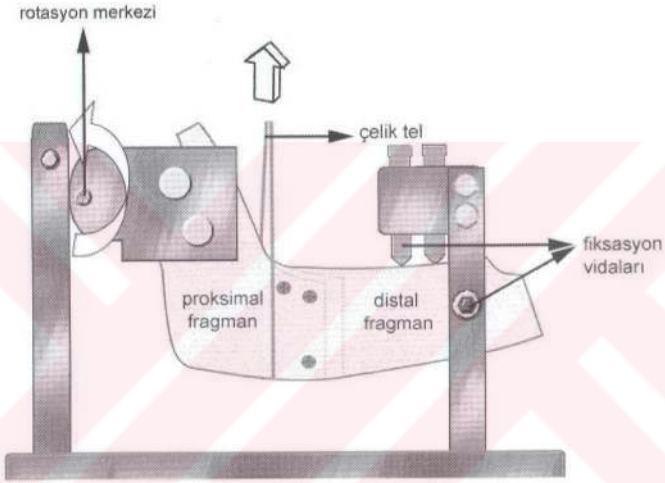


Şekil 3.2. Vidaların, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler

On hemi-mandibulaya, 1.5 mm çaplı frezlerle yuva açılarak, 2.0 mm çaplı, 13 mm uzunlukta üçer adet self-tapping titanyum bikortikal vida (Medicon Instrumente, Tuttlingen, Germany), diğer 10 modele ise 1.7 mm çaplı frezlerle yuva açılıp 2.0 mm çaplı yiv açıcı (tapper) uygulandıktan sonra 2.0 mm çaplı, 13 mm uzunlukta üçer rezorbe olabilen bikortikal vida (LactoSorb, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) ile ters-L şeklinde fiksasyon uygulandı.

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

Tüm hemi-mandibulaların koronoid süreçleri ve keser dişleri içeren anterior parçaları kesildi ve daha sonra her bir yarım çene önceden hazırlanmış olan fiksasyon aygıtına test edilmek üzere sırayla yerleştirildi. Hemi-mandibulaların aygıtı uyumlandırılabilmesi için angulus bölgesinin posterior sınırından yaklaşık 5 mm traşlama yapıldı. Hazırlanan deney düzeneğindeki, fiksasyon aygıtı daha önce Dolanmaz ve arkadaşları (2004) tarafından SSRO'da rezorbe olabilen ve metalik plak-vida fiksasyonunun stabilitesini incelemek üzere kullanılan aygıtın benzeriydi. Bu aygıt, servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanan bir kaide ve bunun üzerinde boyutsal olarak standart yerleştirmeye imkan sağlayan iki vertikal parçadan oluşmaktaydı. Esinlenen aygıttan en önemli fark kondiler segmentin transversal düzlemde rotasyon hareketine izin veren ve ramusa rijit olarak önceden açılmış yuvalara 4 mm çaplı iki rodla bağlanan ilave bir parçasının olmasıydı (Şekil 3.3). Anterior vertikal parça ise, hemi-mandibulaların distal kısmının fiksasyonunda kullanıldı. Bu kısmın fiksasyonu, vertikal olarak dişlerin oklüzal yüzüne oturan iki küt vid ve korpusun bukkal ve lingual kısımlarına yerleştirilen birer monokortikal keskin vida ile gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



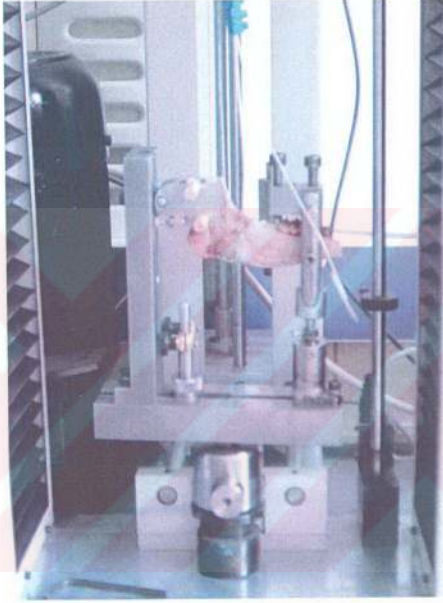
Şekil 3.3. Fiksasyon aygıtının şematik görüntüsü



Şekil 3.4. Fiksasyon aygıtına yerleştirilmiş model.

Deneyde kullanılan servohidrolik test cihazı, (TST 2500 mxe, ELISTA Elektronik İnfomatik Sistem Tasarım Ltd, İstanbul Türkiye) 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 ile maksimum 5000 kg'a çıkabilme, 1/ 3000 relatif yük ve 20 mikron uzama ölçümü hassasiyeti ile transvers yönde ayarlanabilir 0.5 mm/dak - 200 mm/dak hız özelliklerine sahipti. Tüm hemi-mandibulalar deney düzeneğine proksimal segmentteki rotasyon merkezinden geçen dikey doğru ile osteotomi hattının vertikal bileşeni arasındaki mesafe eşit olacak şekilde yerleştirildi. Çekme kuvveti uygulamak üzere 2 mm çaplı çelik tel osteotominin vertikal bileşeninin 1 cm

posterioruna uyumlandırılarak servohidrolik test cihazının hareketli parçasına tespit edildi (Şekil 3.5).



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

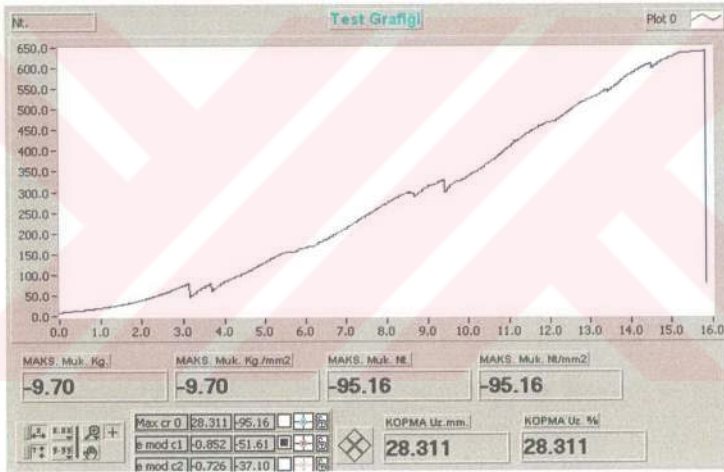
Deney işlemi sırasında her hemi-mandibulaya sistemdeki boşluğun alınması ve mümkün olduğu kadar standart ölçüm başlangıcı yapılabilmesi için 10 Nt'luk ön yükleme yapıldı. Telin gerginliği kontrol edildikten sonra yük 10 Nt'da tutulup, yerdeğiştirme miktarı sıfırlanarak deneye başlandı. Bu işlemin ardından her numuneye kalıcı deformasyon oluşana kadar sürekli doğrusal kuvvet uygulandı.

Oluşan deplasman verileri servohidrolik test cihazı için özel olarak hazırlanmış bir yazılımla (tst 2500 mxe, ELISTA Elektronik İnformatik Sistem Tasarım Ltd, İstanbul Türkiye) belirlenen kuvvet aralıklarında oluşan yerdeğiştirme değerlerini de ölçmeye imkan verecek şekilde dijital olarak kaydedildi.



4. BULGULAR

Yapılan testler sonucunda her model için ayrı ayrı oluşan ve dijital olarak kaydedilen grafikler (Şekil 4.1) üzerinden her 10 N'ta bir oluşan yerdeğiştirme miktarları hesaplandı. Bu değerlendirme sonrasında PLLA/PGA ile fikse edilen gruptan 1, titanyum ile fikse edilen gruptan ise 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: Kuvvet (Nt)

y eksen: Yerdeğiştirme (mm)

İstatistiksel olarak değerlendirilecek değişkenler olan 20Nt, 60Nt, 120Nt, 150Nt'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.

VİDA MATERYALİ	Model No	YERDEĞİŞTİRME mm			
		20 Nt	60 Nt	120 Nt	150 Nt
PLL/PGA	1	1.01	3.20	6.37	7.35
	2	1.06	2.67	4.85	5.41
	3	1.09	3.13	5.75	6.48
	4	0.17	1.42	3.61	4.63
	5	0.18	0.96	2.65	3.48
	6	0.88	3.60	6.20	7.17
	7	0.11	0.70	2.08	3.08
	8	0.65	2.38	3.90	4.60
	9	1.11	3.21	5.15	5.97
Ti	1	1.00	3.46	5.12	5.81
	2	0.81	2.06	4.38	5.31
	3	0.53	2.35	5.03	6.14
	4	1.03	3.20	4.87	5.63
	5	0.43	3.90	6.17	6.96
	6	0.68	3.26	5.38	6.32
	7	1.41	3.48	7.36	9.10
	8	0.90	3.58	*	*

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

* Bu kuvvetlerden önce kırılmıştır.

VİDA MATERYALİ	Model No	MAKSİMUM YERDEĞİŞTİRME (mm)	KIRILMA KUVVETİ (Nt)
PLLA/PGA	1	14.70	329
	2	15.87	638
	3	11.19	336
	4	12.52	381
	5	8.55	310
	6	13.66	288
	7	9.26	329
	8	12.56	398
	9	11.24	348
Ti	1	9.38	301
	2	12.21	416
	3	9.38	223
	4	11.90	365
	5	13.40	270
	6	18.72	387
	7	14.72	225
	8	6.58	81

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	PLLA/PGA	9	0.027*
	Ti	8	0.896
mm-60 Nt	PLLA/PGA	9	0.175
	Ti	8	0.165
mm-120 Nt	PLLA/PGA	9	0.590
	Ti	7	0.283
mm-150 Nt	PLLA/PGA	9	0.663
	Ti	7	0.069
mm-Kırılma anı	PLLA/PGA	9	0.917
	Ti	7	0.786
Nt-Kırılma anı	PLLA/PGA	9	0.001*
	Ti	9	0.746

Tablo 4.3. Verilerin dağılımlarının Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmesi

* $P < 0.05$

Bu değerlendirmenin sonucunda 60, 120 ve 150 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, 120 ve 150 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
Nt-Kırılma anı	PLLA/PGA Ti	373	336	104.86	288	638
		274	270	105.37	81	416
mm-20 Nt	PLLA/PGA Ti	0.69	0.88	0.43	0.11	1.11
		0.84	0.85	0.31	0.43	1.41
mm-60 Nt	PLLA/PGA Ti	2.36	2.67	1.07	0.70	3.60
		3.16	3.36	0.63	2.10	3.90
mm-120 Nt	PLLA/PGA Ti	4.50	4.85	1.53	2.08	6.37
		5.47	5.12	0.99	4.38	7.36
mm-150 Nt	PLLA/PGA Ti	5.35	5.41	1.52	3.08	7.35
		6.46	6.14	1.27	5.31	9.10
mm-Kırılma anı	PLLA/PGA Ti	12.17	12.52	2.39	8.60	15.90
		11.68	11.90	3.64	6.60	18.70

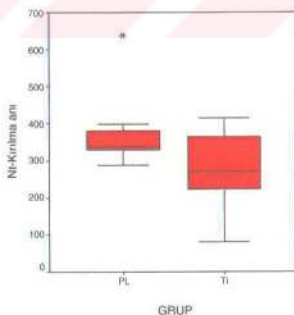
Tablo 4.4. İstatistiksel olarak karşılaştırılacak olan değişkenler için tanımlayıcı istatistiksel değerler

Tüm bu verilerin karşılaştırılması için Mann-Whitney U testi yapılmış, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ($p>0.05$), elde edilen p değerleri tablo 4.5'te gösterilmiştir.

DEĞİŞKEN	p
Nt-Kırılma anı	0.102
mm-20 Nt	0.773
mm-60 Nt	0.092
mm-120 Nt	0.315
mm-150 Nt	0.266
mm-Kırılma anı	0.691

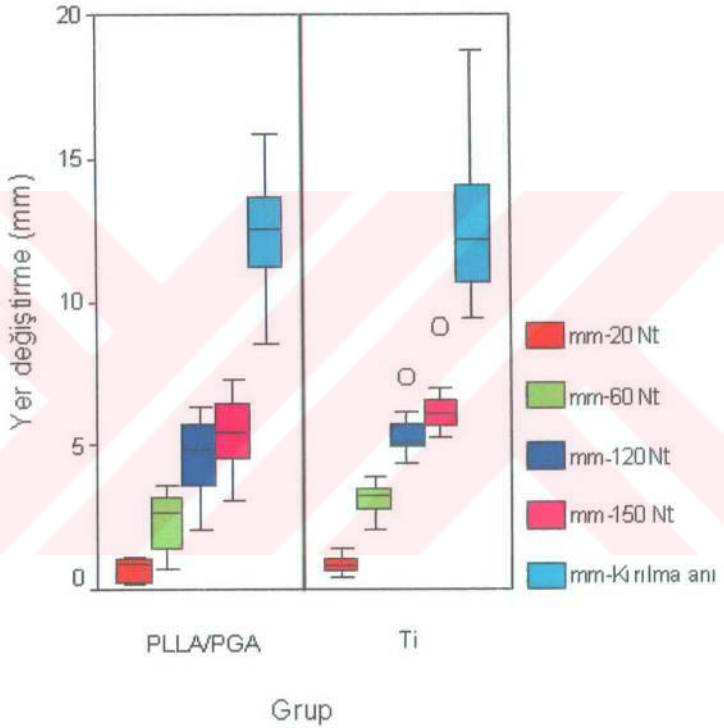
Tablo 4.5. Mann-Whitney U testiyle elde edilen p değerleri

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 gösterilmiştir.



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

5.TARTIşMA

1974'te Spiessl ile temelleri atılan RİF'in, postoperatif oklüzal uyumlamalar, temporomandibuler eklem disfonksiyon veya adaptasyonu, nörosensitif rahatsızlıklar, iskeletsel nüks ve fiksasyonun geri alınması için yapılan ikinci cerrahi gibi bazı dezavantajları vardır. RİF için kullanılan metallerin de, vizibilite veya palpabilite, ekstrüzyona neden olan gevşeme (Simon ve ark, 1978), soğuşa karşı hassasiyete neden olma (Iizuka ve Lindqvist, 1992), vida migrasyonu (Eppley ve Prevel, 1997), vida çevresinde oluşan gerilim ve korozyon sebebiyle ortaya çıkan kemik atrofisi veya osteopeniye neden olmak (Bostman, 1991; Bergsma ve ark, 1993), radyografik görüntüleme ve radyasyon terapisinde parazitlenme (interferens) oluşturmak (Habal, 1996), allerjik reaksiyonlara neden olmak (Torgensen ve ark, 1993), kranioorbital cerrahide intrakranial migrasyon (Marschall ve ark, 1991; Papay ve ark, 1995) ve büyümenin engellenmesine neden olmak (Fearon ve ark, 1995) gibi birçok dezavantajları vardır.

Tüm bu dezavantajları elimine edebilmek için, SİF sağlayan, rezorbe olabilen fiksasyon materyalleri geliştirilmiştir.

Köpeklerde ve koyunlarda (Bos ve ark, 1989a, 1989b) yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, internal fiksasyonun biyouyumlu ve biyodegrede olabilir olduğu ve mekanik özelliklerinin kemik iyileşmesi için yeterli olduğu kanıtlanmıştır. Benzer olarak, yüksek molekül ağırlıklı PGA'nın da biyouyumlu ve biyostabil olduğu kanıtlanmıştır (Ashammakhi ve Rokkanen 1997).

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 (Matsusue ve ark,1991;

Paivarinta ve ark,1993; Peltoniemi ve ark,1999). Saf PGA ise, çabuk znmekte, 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybedebilmektedir. Bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebilmektedir (Hirvensalo 1989; Paivarinta ve ark,1993; Peltoniemi ve ark,1999). Saf PLLA ve saf PGA vidalara karşı oluşan intraosseöz sellüler cevaplar karşılaştırıldığında ise (Paivarinta ve ark,1993) PGA ile fikse edilmiş spesimenlerde fagositik hücreler (mononükleer makrofajlar ve yabancı madde dev hücreleri) daha yüksek seviyede bulunmuştur.

Bu nedenlerle PLLA ve PGA'nın kopolimerinin kullanılması fikri ortaya çıkmıştır. En çok kullanılan, poly-L-laktit ve polyglikolik asitten 82:18 (PLLA/PGA) oranında elde edilen kopolimerdir. Yerleştirilmeden sonraki 6-8 hafta başlangıçtaki gücün % 70'i korunmaktadır (Queresby ve ark, 2000). Yapılan alışmalarda (Eppley ve Sadove, 1995; Eppley ve Prevel 1997) bu materyallerin boyut ve yerleştirilme yerlerine göre 9-15 ay içinde makroskopik olarak rezorbe olduğu, tam olarak rezorbsiyonun ise 18-24 ayda tamamlandığı gösterilmiştir (Edwards ve ark, 2001b).

Sunulan bu çalışmada da 82:18 (PLLA/PGA) oranında bir kopolimer (LactoSorb, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) kullanılmıştır.

Rezorbe olabilen materyallerin bir avantajı da fonksiyonel kuvvetleri kemiğe daha az iletmeleridir (Bergsma ve ark, 1993).

Claes, rezorbe olan internal fiksasyon vidalarının mekanik özelliklerini elik 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 (Claes 1992).

Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plaklar ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmiştir (Bos ve ark, 1989a; Bos ve ark, 1989b; Bos ve ark, 1991; Suuronen, 1991; Wittenberg ve ark, 1991; Suuronen ve ark, 1992a; Suuronen ve ark, 1992b; Suuronen ve ark, 1992c; Suuronen ve ark, 1994; Eppley ve Sadove, 1995; Viljanen ve ar, 1995; Bessho ve ark, 1997; Eppley ve ark, 1997; Kallela ve ark, 1998; Edwards ve ark, 1999; Peltoniemi ve ark. 1999a; Kallela ve ark, 1999c; Queresby ve ark, 2000; Araujo ve ark, 2001; Edwards ve ark, 2001a; Maurer ve ark, 2002; Feretti ve Reyneke, 2002; Dolanmaz ve ark, 2004; Mazzonetto ve ark, 2004; Suzuki ve ark 2004).

Tüm bu çalışmalarda rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği kanıtlanmış olsa da SSRO'da PLLA/PGA bikortikal vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında titanyum bikortikal vidalara karşı gösterdiği stabilitenin biyomekanik yeterliliği ile ilgili literatürde bir çalışma bulunmamaktadır.

Koyun çenesi, cerrahi teknikler ve materyallerin değerlendirilmesi için boyut, şekil ve yapısal açılarından insana en yakın modellerden biridir (Bosanquet ve Goss, 1987) ve bir çok araştırmacı tarafından mandibuler osteotomi ve fraktürlerin simülasyonunda kullanılmıştır (Leenslag ve ark, 1987a; Leenslag ve ark, 1987b; Bos ve ark, 1989b; Suuronen 1991; Suuronen ve ark, 1992a; Suuronen ve ark, 1992b; Suuronen ve ark, 1992c; Foley ve Beckman, 1992; Suuronen ve ark, 1997; Suuronen ve ark, 1998; Kallela ve ark, 1999c; Peltoniemi ve ark 1999a; Peltoniemi ve ark 1999b; Uckan ve ark 2001, Dolanmaz ve ark 2004).

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

SSRO sonrası RIF teknikleri arasında yapılan karşılaştırma çalışmalarında bikortikal pozisyonel titanyum vida fiksasyonunun stabilitesinin yeterli olduğu gösterilmiştir (Krekmanov ve ark, 1989; Foley ve ark, 1989b; Anucul ve ark 1992; Murphy ve ark, 1997; Choi ve ark, 2000; Ochs, 2003). Bununla beraber, yapılan çalışmalarda, kullanılan bikortikal pozisyonel vidaların çaplarının ise stabilize üzerinde istatistiksel olarak belirgin bir farka neden olmadığı gösterilmiştir. (Foley ve Beckman 1992; Schwimmer ve ark, 1994; Kohn ve ark, 1995) Bikortikal pozisyonel vidaların yerleştirilme şekillerinin stabiliteyi karşılaştıran çalışmalarda ise ters-L şeklinin çok daha güçlü olduğu gösterilmiştir (Ardary ve ark, 1989; Foley ve ark, 1989a; Foley ve ark, 1989b; Foley ve Beckman 1992). Yapılan çalışmalarda kemiğin ideal fiksasyonu için vidaların 90° açı ile yerleştirilmesi önerilmiştir (Schlicke ve ark, 1979; Perren ve ark 1992).

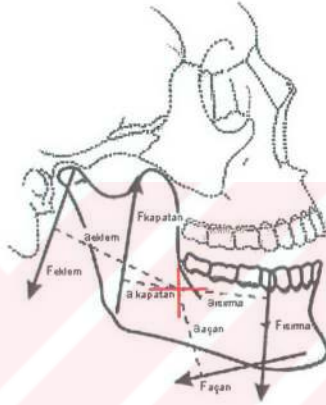
Tüm bunlar dikkate alınarak sunulan çalışmada 2.0 mm çaplı bikortikal pozisyonel vidalar, ters-L şeklinde ve 90° ile yerleştirilmiştir.

Koolstra ve arkadaşlarının (1988) 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.



Şekil 5.1 Koolstra ve arkadaşlarının (1988) yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü (M)

Ayrıca Koolstra (2002) 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.



Şekil 5.2 Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler

Fkapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

Façanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

Feklem: eklem kuvveti

Fısıрма:ısıрма kuvveti

a: kuvvetlerin moment kolları

+: ağırlık merkezi

Pistner ve Kukiz (1998), mandibuler osteotomi yapılan hastalarda osteotomi aralığında oluşan gerilimi, çiğneme kuvvetlerini ölçerek belirlemeye çalışmışlar ve postoperatif 6. haftada bu kuvvetin 65 Nt olduğunu belirtmişlerdir. Harada ve arkadaşları (2000), SSRO yapılmış hastalarda, postoperatif 2. haftada ortalama

çığneme kuvvetinin 66.5 ± 33.4 Nt; 4. haftada, 128.8 ± 53.0 Nt; 8. haftada ise 193.7 ± 87.0 Nt olduğunu göstermişlerdir. Sonlu element analiziyle yapılan çalışmalarda ise farklı polimer ve kopolimer yapılarındaki rezorbe olabilen vidalarda oluşan çığneme kuvvetleri 46.4 Nt, 115 Nt, 117 Nt, ve 132 Nt bulunurken (Maurer ve ark, 2002), metal vidalarda çığneme kuvveti 157.5 Nt bulunmuştur (Maurer ve ark, 1999). İlk 6 haftada yani, SSRO sonrası kemik iyileşmesinin önemli ölçüde tamamlandığı sürede maksimum ısırma kuvvetinin literatürde tespit edilen en az değeri yaklaşık 65 Nt, en fazlası ise yaklaşık 150 Nt dur.

Çalışmamızda, ortognatik cerrahi sonrası kemik iyileşmesinin tamamlandığı 6 haftalık dönemdeki fiksasyon güvenliğinin değerlendirilmesi hedeflendiği için, bu dönemde ulaşılabilecek maksimum kuvvet olan 150 Nt'a kadar olan kuvvetlerin oluşturduğu yerdeğiştirme miktarları değerlendirildi. Rezorbe olabilen vida grubundaki 30 vidanın 17 sinde değişen miktarlarda eğilme ve bükülmeler gözlemlense de hiçbir grupta vida kırığı oluşmamıştır. Bununla beraber her iki grupta da kuvvet karşısında kemikte oluşan kırığın yer ve şekilleri değişiklik göstermiştir. Koyun mandibulasının belirgin şekilde ince oluşu ve özellikle genç koyunlardaki diş germeleri nedeniyle incelen kortikal kemik nedenli olduğu düşünülebilir. Koyun mandibulası, boyut ve şekil olarak insan mandibulasına çok benzese de, angulus bölgesindeki kemik niteliğinde farklılık vardır. Özellikle kortikal kemik, insandakinden oldukça incedir.

Benzer şekilde, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetlerin normal dağılım göstermemesinin nedeninin de, kullanılan koyun mandibulalarındaki ince kortikal kemik olabileceği düşünülebilir.

20 Nt yükle oluşan yerdeğiştirme miktarlarının normal dağılım göstermemesinin ise, kuvveti uygulayacak çelik telin elle yerleştirilmesi ve bu işlem

sırasındaki tel gerginliği miktarının standardizasyonunun mümkün olmamasından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Bu çalışmada, 150 N't'a kadar kuvvetler ve bu kuvvetler karşısında görülen yerdeğiştirme miktarları değerlendirilmiştir. Oysa postoperatif erken dönemde mandibulaya gelen kuvvetlerin çok nadir bu miktara çıktığı, genellikle bunun çok altında kaldığı hatırlandığında her iki materyalin stabilitelerinin benzer ve iyileşmenin erken döneminde yeterli olduğu ortaya çıkmaktadır. Rezorbe olabilen ve titanyum vidalar arasında fiksasyon güvenliği açısından istatistiksel olarak belirgin bir fark görülmemiştir. Bu sonuç, rezorbe olabilen vidaların koyun mandibulasında SSRO sonrası postoperatif 6. hafta sonuna kadar olan azami ısırma kuvveti simule edildiğinde, yeterli stabiliteyi sağladığını ortaya koymuştur. Bu sonuçlar, rezorbe olabilen plak ve vidalarla yapılmış klinik ve deneysel çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur (Leenslag ve ark, 1987a; Wittenberg ve ark, 1991; Suuronen ve ark, 1992a; Suuronen ve ark, 1992b; Suuronen ve ark, 1994; Kohn ve ark, 1995; Harada ve Enomoto 1997; Pensler 1997; Suuronen ve ark, 1997; Kallela ve ark, 1998; Edwards ve ark, 1999; Edwards ve ark, 2001a; Feretti ve Reyneke, 2002; Landes ve Kriener 2003; Dolanmaz ve ark, 2004; Mazzonetto ve ark, 2004; Suzuki ve ark 2004).

Leenslag ve arkadaşları (1987a), PLLA miniplak ve vidalar kullanarak koyun ve köpeklerde deneysel olarak oluşturulan bilateral mandibula kırıklarını fiks 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 Nt olan gerilim direncinin 11 haftada 65 Nt'a düştüğünü gözlemlemişlerdir. Bu çalışmalarının sonucu olarak PLLA'nın maksillofasiyal cerrahide, kırık fiksasyonunda kullanılabileceği belirtilmiştir. Wittenberg ve arkadaşları (1991), domuz kaburgalarında saf PLLA ve metal vidaların stabilitelerini, dört noktadan bükme ve tek eksenli çekme testleri ile

karşılaştırmışlar, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri kuvvet aralığını PLLA ile fikse edilen grupta 178-422 Nt, metal vida ile fikse edilen grupta ise 318-431 Nt olarak kaydetmişler, PLLA vidaların mandibula kırıklarının fiksasyonu için umut verici olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, modellerin kırılma anına kadar direnç gösterdikleri kuvvet aralığı PLLA/PGA ile fikse edilen grupta 288-638 Nt, titanyum ile fikse edilen grupta ise 81-416 Nt kaydedilmiştir. Bu sonuçlarla Wittenberg ve arkadaşlarının (1991) bulguları arasındaki farkın, kullanılan materyalin bu çalışmada PLLA/PGA kopolimeri olması ve kullanılan kemik modellerin farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülebilir.

Suuronen ve arkadaşları (1992a) 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 Nt, opere edilmemiş modellerde ise ortalama 517 Nt olduğunu gözlemişler, SR-PLLA vidaların mandibuler ortognatik cerrahi prosedürlerde güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Aynı araştırmacılar bir başka çalışmalarında (Suuronen ve ark, 1992b), koyunlarda SR-PLLA ve metalik vidalarla fikse edilmiş mandibuler kondil boynu kırıklarında shear kuvvetlere karşı dirençleri test etmişler, kemiği kırmak için gereken shear kuvvetin, SR-PLLA ile fikse edilen grupta 1100-2000 Nt, metalik vidalarla fikse edilen grupta ise 1200-1550 Nt olduğunu gözlemişler, rezorbe olabilen vidalarla metalik vidaların fiksasyon güvenliği için benzer özelliklerde olduğunu belirtmişlerdir. Yine Suuronen ve arkadaşları, (1997) koyunlarda tek taraflı mandibuler 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, opere edilmemiş tarafta 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 belirtilmiştir.

Bu çalışmalarda Suuronen ve arkadaşlarının koyun mandibulasında kullandıkları SR-PLLA ile bizim çalışmamızda kullanılan PLLA/PGA 'nın sonuçları uyumludur. Özetle Suuronen ve arkadaşlarının çalışmalarında kullanılan model ve materyal bizim çalışmamızdakinden farklı olsa da rezorbe olan sistemlerin güvenilirliğini göstermişlerdir.

Kohn ve arkadaşları (1995), insan kadavra mandibulası kullandıkları çalışmalarında, PLLA/PGA ve titanyum bikortikal vidaların kantilever yükler altındaki yerdeğiştirmelerini değerlendirmişler ve oluşan shear stresleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda titanyum bikortikal vidalarla fikse edilen modellerde oluşan shear stresin, rezorbe olabilen vidalarla fikse edilen modellere göre istatistiksel olarak belirgin farklı olduğu vurgulanmıştır.

Dolanmaz ve arkadaşları (2004), koyun mandibulasında yaptıkları benzer çalışmada rezorbe olabilen ve titanyum miniplak ve vidaların stabilitelerini karşılaştırmışlar ve iki materyalin dirençleri arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Ancak, azami 10-50 N'luk ısırma kuvvetlerinde, yani postoperatif ilk 2 haftalık dönemde görülen kuvvetlerde oluşan yerdeğiştirme miktarlarının farklarının istatistiksel olarak belirgin olduğunu belirterek SSRO sonrası erken postoperatif dönemde rezorbe olabilen miniplak ve vida sistemleriyle yapılan fiksasyonun IMF'la desteklenmesini önermişlerdir. Bu sonuçların miniplak- (monokortikal) vida sistemi ile bikortikal vida sistemleri arasındaki belirgin rijidite

farkına bağılı olduğu düşünölmüştür. Bizim çalışmamızda kuvvetlerde farklılık oluşmaması nedeniyle postop İMF gerekliliğı titanyum vidadan farklı değerdendirilmemiştir.

Bu deneysel çalışmaların yanında rezorbe olan plakların insanlarda osteotomi ve kırık tespitinde kullanımı ile ilgili birçok klinik kökenli çalışma da yapılmıştır. Bunlardan, Suuronen ve arkadaşlarının (1994) 2.7 mm çaplı iki adet SR-PLLA bikortikal vida ile üst sınırdan fikse ettikleri SSRO ların postoperatif radyografik değerdendirmeleri sonucunda İMF yapılmaksızın yeterli stabilitenin sağlanabildiğı, iyileşmenin komplikasyonsuz gerçekleştiğı ve 23 aylık takip sonuçlarının olumlu olduğunu belirtilmiştir. Kallela ve arkadaşları (1998) 2.7 mm çaplı iki adet SR-PLLA bikortikal vida ile nörovasküler demetin üstünden fikse ettikleri SSRO ların postoperatif klinik ve sefalometrik değerdendirmelerinde klinik olarak herhangi bir komplikasyon görölmediğini ve oluşan 1 senelik takip sonrası gözlenen relaps miktarlarının diğdr RİF yöntemlerine göre farklı olmadığını ve bu sonuçlarla, SSRO nun rezorbe olabilen vidalarla fikse edilebileceğini belirtmişlerdir. Harada ve Enomoto (1997), SSRO sonrası üçer adet PLLA veya titanyum bikortikal vida ile fikse edilmiş hastaların postoperatif sefalometrik değerdendirmelerinin karşılaştırılmasında gruplar arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Pensler (1997), PLLA/PGA (82:18) plak ve vidalar kullandığı kraniofasiyal prosedürlerde iyileşmenin sorunsuz olduğunu gözlemlemiş, rezorbe olabilen sistemin metalik sistemlere göre bazı dezavantajlarının yanında çok önemli avantajları olduğunu belirtmiştir. Edwards ve arkadaşları (1999), SSRO sonrası üçer adet PLLA/PGA veya titanyum bikortikal vida ile fikse edilmiş ve İMF uygulanmamış hastalarda 1 yıl sonunda radyografik ve klinik olarak belirgin bir fark olmadığını göstermişler, PLLA/PGA vidaların metallere karşı iyi bir alternatif olabileceğini belirtmişler. Edwards ve arkadaşları (2001a), bimaxiller osteotomi yaptıkları 20 hastada fiksasyon için PLLA/PGA plak ve vidalar kullanmışlar, postoperatif İMF yapmadıkları bu hastalarda 3 hafta yönlendirme amaçlı hafif elastikler uygulamışlar, 12-25 aylık takipler sonucunda

rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin yeterli stabilite güvenliğine sahip olduklarını belirtmişlerdir. Landes ve Kriener (2003) iki farklı marka SR-(70L:30DL)PLLA 2.0 mm miniplak vida sistemi ile fikse edilmiş SSRO larda postoperatif 12 ay takip sonucunda osteosentez için yeterli stabilite sağlandığını fakat hastaların % 27 sinde komplikasyon ve relaps görüldüğünü rapor etmişlerdir. Mazzonetto ve arkadaşları (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 RIF tekniklerine alternatif olabileceğini vurgulamışlardır. Suzuki ve arkadaşları (2004) mandibuler kondiler proçes kırıklarının fiksasyonunda PLLA plak ve vidalar kullanmışlar ve 3 yıl sonunda tüm hastalarda iyileşmenin normal olduğunu gözlemlemişler, PLLA plak ve vidaların güvenilir stabilite sağladıklarını belirtmişlerdir. Cheung ve arkadaşları (2004) 30 hastada 87 osteotomiyi titanyum, 30 hastada ise 90 osteotomiyi SR-(70L:30DL)PLLA miniplak ve vidalarla fikse etmişler ve klinik morbiditeleriyle ilgili postoperatif subjektif ve objektif değerlendirmeler yapmışlar, ortognatik cerrahide rezorbe olabilen fiksasyonun titanyuma benzer fonksiyon gösterdiğini belirtmişlerdir. Ferretti ve Reyneke (2002), PLLA/PGA ve titanyum bikortikal vidalarla fikse edilmiş SSRO lar sonrası 12 ay takiplerinde iki grup arasında stabilite açısından istatistiksel olarak belirgin bir fark olmadığını rapor etmişler ve PLLA/PGA vidaların SSRO ların fiksasyonunda güvenli olduğunu belirtmişlerdir.

Rezorbe olabilen materyallerin travma ve ortognatik cerrahi sonrası fiksasyonlarda kullanıldığı klinik çalışmaların hemen hepsinde olumlu sonuçlar rapor edilmiştir. Tek istisna, Landes ve Kriener (2003)'ün rapor ettiği % 27 gibi yüksek komplikasyon oranıdır.

Tüm bu avantajlarının yanında rezorbe olabilen bikortikal vidaların titanyum olanlara göre, daha pahalı olması, gerek vida yuvası açılırken, gerekse yiv açma

sırasındaki güçlükler nedeniyle operasyon süresinin uzaması ve büyük vida başları gibi dezavantajları da unutulmamalıdır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre SSRO sonrası rezorbe olabilen bikortikal vidalarla fiksasyon, titanyum bikortikal vidalarla fiksasyona benzer şekilde yeterli stabilite sağlayabilmektedir. Bu da, rezorbe olabilen vidalarla, metal vidalarla fiksasyondaki gibi , IMF'ye gerek kalmaksızın güvenilir bir fiksasyon sağlanabileceğini düşündürmektedir. Bu biyomekanik çalışma, mevcut klinik ve deneysel çalışmaların sonuçlarıyla 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, vidanın direncini azaltabilir (Dolanmaz ve ark, 2004).

6. SONUÇ

20 adet koyun hemi-mandibulasında SSRO ile 5 mm ilerletme ve ters L şeklinde yerleştirilen titanyum ve PLLA/PGA (82:18) bikortikal vida ile fiksasyonunu takiben, maksimum çiğneme kuvveti olan 150 Nt'a kadar yükleme sonrasında fiksasyon güvenliği açısından iki materyal arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar da rezorbe olan vida sistemlerinin rezorbe olmayan titanyum sistemler kadar etkin bir fiksasyon sağladığını laboratuvar ortamında göstermiştir.

7.KAYNAKLAR

ANGLE EH. (1989) Double resection of the lower maxilla. *Dent Cosmos* **40**:635-638

ANUCUL B, WAITE PD, LEMONS JE. (1992) In vitro strenght analysis of sagittal split osteotomy fixation: Noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* **50**:1295-1299

ARAJUO MM, WAITE PD, LEMONS JE. (2001) Strenght analysis of LeFort I osteotomy fixation: Titanium versus resorbable plates. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:1034-1039

ARDARY WC, TRACY DJ, BROWNRIDGE II GW, URATA MM. (1989) Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **68**:125-129

ASHAMMAKHI N, ROKKANEN P. (1997) Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery. *Biomaterials* **18**:3-9

BAUMANN A, EWERS R. (2000) Transcaruncular approach for reconstruction of medial orbital wall fracture. *Int J Oral Maxillofac Surg* **29**:264-267

BELL W, SCHENDEL S. (1977) Biological basis for the sagittal ramus split operation. *J Oral Surg.* **35**:362-369

BELL WH. 1992 Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery. Volume 3. USA: W.B. Saunders Company. p:1981-2372

BERGSMA EJ, ROZEMA FR, BOS RRM, BRUIJN WC DE. (1993) Foreign body reactions to resorbable ploy(l-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **51**:666-670

BESSHO K, FUJIMURA K, IIZUKA T. (1995) Experimental long-term study of titanium ions eluted from pure titanium miniplates. *J Biomed Mater Res* **29**:901-904

BESSHO K, IIZUKA T, MURAKAMI KI. (1997) A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* **55**:941-945

BLAIR VP. (1906) Report of a case of double resection for the correction of protrusion of the mandible. *Dent Cosmos* **48**:817

BLAIR VP. (1907) Operations on the jaw bone and face. *Surg Gynecol Obstet* **4**:67

BLOMQVIST JE, ISAKSSON S. (1994) Skeletal stability after mandibular advancement: A comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* **52**:1133-1137

BLOMQVIST JE, AHLBORG G, ISAKSSON S, SVARTS K. (1997) A comparison of skeletal stability after mandibular advancement and use of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* **55**:568-574

BLOOMQUIST D. (1983) The use of a single lag screw in the mandibular sagittal osteotomy. Presentation at the AAO-ASOMFS Conference on Surgical Orthodontics

BOS RR, ROZEMA FR, BOERING G, LEENSLAG JW. (1987) Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **45**:751-753

BOS RR, ROZEMA FR, BOERING G, NIJENHUIS AJ, PENNINGIS AJ, VERWEY AB. (1989a) Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of fractures. A study in six dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg* **18**:365-369

BOS RR, ROZEMA FR, BOERING G, NIJENHUIS AJ, PENNINGIS AJ, JANSEN HW. (1989b) Bone plates and screws of bioabsorbable poly(L-lactide). An animal pilot study. *Br J Oral Maxillofac Surg* **27**:467-476

BOS RR, ROZEMA FR, BOERING G, PENNINGIS AJ. (1990) Bioresorbable osteosynthesis in maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* **2**:745-750

BOS RRM, ROZEMA FR, BOERING G, NIJENHUIS AJ. (1991) 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

BOSANQUET AG, GOSS AN. (1987) The sheep as a model for temporo joint surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* **16**:600-603

BOSTMAN O, VAINIONPAA S, HIRVENSALO E, MAKELA A, VIHTONEN K, TORMALA P, ROKKANEN P. (1987) Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg* **69**:615-619

BOSTMAN O, HIRVENSALO E, MAKINEN J, ROKKANEN P. (1990) Foreign body reactions to fracture fixation of biodegradable synthetic polymers. *J Bone Joint Surg* **72**:592-596

BOSTMAN OM. (1991) Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am* **73**:148-153

BUCKLEY MJ, TULLOCH JF, WHITE RP Jr, TUCKER MR. (1989) Complications of orthognathic surgery: a comparison between wire fixation and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **4**:69-74

CALDWELL JB, LETTERMAN GS. (1954) Vertical osteotomy in the rami for correction of prognathism. *J Oral Surg* **12**:185-202

CALDWELL JB, HAYWARD JR, LISTER RL. (1968) Correction of mandiblar retrognathia by vertical L osteotomy: A new technic. *J Oral Surg* **26**:259-264

CASKEY RT, TURPIN DL, BLOOMQUIST DS. (1989) Stability of lengthening using bicortical screw fixation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **96**:320-326

CHEUNG LK, CHOW LK, CHIU WK. (2004) A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **98**:386-397

CHOI B, MIN YS, YI CK, LEE WY. (2000) A comparison of the stability of miniplate with bicortical screw fixation after sagittal split setback. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **90**:416-419

CLAES L. (1992) Mechanical characterization of biodegradable implant. *Clin Mater* **10**:41-46

DAL PONT G. (1961) Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* **19**:42-47

- DOLANMAZ D, UCKAN S, ISIK K, SAGLAM H. (2004) Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* **42**:127-132
- EDWARDS RC, KIELY KD. (1998) Resorbable fixation of Le Fort I osteotomies. *J Craniofac Surg* **9**:210-214
- EDWARDS RC, KIELY KD, EPPLEY BL. (1999) Resorbable PLLA-PGA screw fixation of sagittal split osteotomies. *J Craniofac Surg* **10**: 230-236
- EDWARDS RC, KIELY KD, EPPLEY BL. (2000) Resorbable fixation techniques for genioplasty. *J Oral Maxillofac Surg* **58**:269-272
- EDWARDS RC, KIELY KD, EPPLEY BL. (2001a) Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:271-276
- EDWARDS RC, KIELY KD, EPPLEY BL. (2001b) The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognatic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:19-25
- ELLIS E III, GALLO JW. (1986) Relapse following advancement with dental plus skeletal maxillo fixation *J Oral Maxillofac Surg* **44**:509-515
- ELLIS E III, REYNOLDS S, CARLSON DS. (1988) Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **94**:38-49
- ELLIS E III, CARLSON DS, BILLUPS J. (1992) Osseous healing of the sagittal ramus osteotomy: a histologic comparison of rigid and nonrigid fixation in Macaca mulatta. *J Oral Maxillofac Surg* **50**: 718-723
- EPKER BN. (1977) Modifications in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* **35**:157-159
- EPPLEY BL, SADOVE AM. (1995) A comparison of resorbable and metallic fixation in healing of calvarial bone grafts. *Plast Reconstr Surg* **96**:316-322
- EPPLEY BL, SADOVE AM, HAVLIK RJ. (1997) Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* **110**:1-7

- EPPLEY BL, PREVEL CD. (1997) Nonmetallic fixation in traumatic midfacial fractures. *J Craniofac Surg* **8**:103-109
- EPPLEY BL. (1998) Use of a resorbable fixation technique for maxillary fractures. *J Craniofac Surg* **9**:317-321
- EPPLEY BL. (2000) Zygomaticomaxillary fracture repair with resorbable plates and screws. *J Craniofac Surg* **11**:377-385
- FEARON JA, MUNRO IR, BRUCE DA (1995) Observations on the use of rigid fixation for craniofacial deformities in infants and young children. *Plast Reconstr Surg* **95**:634-637
- FERETTI C, REYNEKE JP. (2002) Mandibular sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: A prospective, comparative study of postoperative stability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **93**:534-537
- FERGUSON AB, LAING PG, HODGE ES. (1960) The ionization of metal implants in living tissues. *J Bone Joint Surg* **42**:77-90
- FOLEY WL, FROST DE, PAULIN WB Jr, TUCKER MR. (1989a) Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **47**:277-280
- FOLEY WL, FROST DE, PAULIN WB Jr, TUCKER MR. (1989b) Internal screw fixation: Comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* **47**:720-723
- FOLEY WL, BECKMAN TW. (1992) In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **7**:147-151
- FONSECA RJ. (2000). Oral and Maxillofacial Surgery. Volume 2. USA: W.B. Saunders Company, Section IV-VI
- GOLDSTEIN JA, QUERESHY FA, COHEN AR. (1997) Early experience with biodegradable fixation for congenital pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* **8**:110-115

- HABAL MB. (1996) Triad of system applications for absorbable rigid fixation of the craniofacial skeleton. *J Craniofac Surg* **7**:394-398
- HABAL MB. (1997) Absorbable, invisible and flexible plating system for the craniofacial skeleton. *J Craniofac Surg* **8**:121-126
- HARADA K, ENOMOTO S. (1997) Stability after surgical correction of prognathism using the sagittal split ramus osteotomy and fixation with poly-L-lactic (PLLA) screws. *J Oral Maxillofac Surg* **55**:464-468
- HARADA K, WATANABE M, OHKURA K, ENOMOTO S. (2000) Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* **58**:370-373
- HEBERT JM, KENT JN, HINDS EC. (1970) Correction of prognathism by an intraoral vertical subcondylar osteotomy. *J Oral Surg* **28**:651-653
- HENSEL GC. (1937) The surgical correction of protrusion, retraction, and fractures of the ascending rami. *Int J Orthodont Oral Surg* **23**:814-817
- HIRVENSALO E. (1989) Fracture fixation with biodegradable rods: Forty-one cases of severe ankle fractures. *Acta Orthop Scand* **60**:601-606
- HOLLIER LH, ROGERS N, BERZIN E, STAL S. (2001) Resorbable mesh in the treatment of orbital floor fractures. *J Craniofac Surg* **12**:242-246
- HULLIHEN SP. (1849) Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci* **9**:157-165
- HUNSUCK E. (1968) A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of prognathism. *J Oral Surg* **26**:250-253
- IIZUKA T, LINDQVIST C. (1992) Rigid internal fixation of fractures: an analysis of 270 fractures treated using the AO/ASIF method. *Int J Oral Maxillofac Surg* **21**:65-69
- JETER TS, VAN SICKELS JE, DOLWICK MF. (1984) Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* **42**:270-272

- KALLELA I, LAINE P, SUURONEN R, PIRINEN S, KALLELA I, LAINE P, SUURONEN R. (1998) Skeletal Stability following advancement and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. *Int J Oral Maxillofac Surg* **27**:3-8
- KALLELA I, IIZUKA T, SALO A, LINDQVIST C. (1999a) Lag-screw fixation of anterior fractures using biodegradable polylactide screws: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* **57**:113-118
- KALLELA I, LAINE P, SUURONEN R, RANTA P, IIZUKA T, LINDQVIST C. (1999b) Osteotomy site healing following sagittal split osteotomy and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. *Int J Oral Maxillofac Surg* **28**:166-170
- KALLELA I, TULAMO RM, HIETANEN J, POHJONEN T, SUURONEN R, LINDQVIST C. (1999c) 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
- KIM YK, YEO HH, LIM SC. (1997) Tissue response to titanium plates: A transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg* **55**:322-326
- KIRKPATRICK TB, WOODS MG, SWIFT JQ, MARKOWITZ NR. (1987) Skeletal stability following advancement and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **45**:572-576
- KNAUP CA, WALLEN TR, BLOOMQUIST DS. (1993) Linear and rotational changes in large advancements using three or four fixation screws. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* **8**:245-263
- KOHN DH, RICHMOND EM, DOOTZ ER, FEINBERG SE, PIETRZAK WS. (1995) In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* **53**:1374-1383
- KOMORI E, AIGASE K, SUGISAKI M, TANABE H. (1987) Skeletal fixation versus skeletal relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **92**:412-421
- KOOLSTRA JH, VAN EIJDEN TM, WEIJS WA, NAEIJE M. (1988) A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* **21**:563-576

- KOOLSTRA JH. (2002) Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med* **13**:366-376
- KREKMANOV L, LILJA J, RINGQVIST M. (1989) Sagittal split osteotomy of the mandible without postoperative intermaxillary fixation. A clinical and cephalometric study. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* **23**:115-124
- KUMAR AV, STAFFENBERG DA, PETRONIO JA, WOOD RJ. (1997) Bioabsorbable plates and screws in pediatric craniofacial surgery: A review of 22 cases. *J Craniofac Surg* **8**:97-99
- LAKE SL, MCNEILL RW, LITTLE RM, WEST RA. (1981) Surgical advancement: A cephalometric analysis of treatment response. *Am J Orthod* **80**:376-394
- LANDES CA, KRIENER S. (2003) Resorbable plate osteosynthesis of sagittal split osteotomies with major bone movement. *Plast Reconstr Surg* **111**:1828-1840
- LEENSLAG JW, PENNINGS AJ, BOS RRM, ROZEMA FR, BOERING G. (1987a) Resorbable materials of poly(L-lactide). VI. Plates and screws for internal fracture fixation. *Biomaterials* **8**:70-73
- LEENSLAG JW, PENNINGS AJ, BOS RRM, ROZEMA FR, BOERING G. (1987b) Resorbable materials of poly(L-lactide). VII. In vivo and in vitro degradation. *Biomaterials* **8**:311-314
- LIMBERG A. (1925) Treatment of open-bite by means of plastic oblique osteotomy of the ascending rami of the mandible. *Dent Cosmos* **67**:1191-1200
- LOSKEN HW, TSCHAKALOFF A, VON OEPEN R, MOONEY MP, MORITZ O, MICHAELI W, LALIKOS J, LOSKEN A. (1994) Memory of DL-poly(lactic acid) biodegradable plates. *Ann Plast Surg* **32**:606-611
- MAJOLA A, VAINIONPAA S, VIHTONEN K, MERO M, VASENIUS J, TORMALA P, ROKKANEN P. (1991) Absorption, biocompatibility, and fixation properties of polylactic acid in bone tissue: an experimental study in rats. *Clin Orthop Related Res* **268**:260-269

- MARSCHALL MA, CHIDYLLO SA, FIGUEROA AA, COHEN M. (1991) Long-term effects of rigid fixation on the growing craniomaxillofacial skeleton. *J Craniofac Surg* **2**:63-70
- MATSUSE Y, YAMAMURO T, YOSHII S, OKA M, IKADA Y, HYON S, SHIKINAMI Y. (1991) Biodegradable screw fixation of rabbit tibia proximal osteotomies. *J Appl Biomater* **2**:1-12
- MATTHEW IR, FRAME JW. (2000) Release of metal in vivo from stressed and nonstressed maxillofacial plates and screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **90**:33-38
- MAURER P, HOLWEG S, SCHUBERT J. (1999) The finite element analysis of different screw diameters in sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniofac Surg* **27**:365-372
- MAURER P, HOLWEG S, KNOLL WD, SCHUBERT J. (2002) Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* **40**: 76-83.
- MAZZONETTO R, PAZA AO, SPAGNOLI DB. (2004) 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
- McNEILL RW, HOOLEY JR, SUNDBERG RJ. (1973) Skeletal relapse during intermaxillary fixation. *J Oral Surg* **31**:212-227
- McMANNERS J, MOOS KF, EL-ATTAR A. (1997) The use of biodegradable fixation in sagittal split and vertical subsigmoid osteotomy of the mandible: A preliminary report. *Br J Oral Maxillofac Surg* **35**:401-405
- MENINGAUD JP, POUPON J, BERTRAND JC, CHENEVIER C, GUILLEY MG, GUILBERT F. (2001) Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* **30**:185-188

- MOENNING JE, BUSSARD DA, LAPP TH, GARRISON BT. (1990) Comparison of relapse in bilateral sagittal split osteotomies for advancement: rigid internal fixation (screws) versus inferior border wiring with anterior skeletal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **5**:175-182
- MONTAG ME, MORALES L Jr, DAANE S. (1997) Bioabsorbables: Their use in pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* **8**:100-102
- MOOSE SM. (1964) Surgical correction of prognathism by intraoral subcondylar osteotomy. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv* **22**:197-202
- MURPHY MT, HAUG RH, BARBER JE. (1997) An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* **55**:489-494
- OBWEGESER H, TRAUNER R. (1955). Zur operationstechnik bei der progenie und anderen unterkiefer anomalien. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* **23**:H 1 & 2
- OBWEGESER JA. (1994) Osteosynthesis using biodegradable poly-p-dioxanon (PDS II) in LeFort I osteotomy without postoperative intermaxillary fixation. *J Craniomaxillofac Surg* **22**:129-137
- OCHS MW. (2003) Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* **61**:1477-1484
- PAIVARINTA U, BOSTMAN O, MAJOLA A, TOIVONEN T, TORMALA P, ROKKANEN P. (1993) Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide. *Arch Orthop Trauma Surg* **112**: 71-74
- PAPAY FA, HARDY S, MORALES L Jr, WALKER M, ENLOW D. (1995) "False" migration of rigid fixation appliances in pediatric craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* **6**:309-313
- PELTONIEMI HH, TULAMO RM, TOIVONEN T, HALLIKAINEN D, TORMALA P, WARIS T. (1999a) Biodegradable semirigid plate and miniscrew fixation compared with rigid titanium fixation in experimental calvarial osteotomy. *J Neurosurg* **90**:910-917

- PELTONIEMI HH, HALLIKAINEN D, TOIVONEN T, HELEVIRTA P, WARIS T. (1999b) SR-PLLA and SR-PGA miniscrews: biodegradation and tissue reactions in the calvarium and dura mater. *J Craniomaxillofac Surg* **27**:42-50
- PENSLER JM (1997) Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* **8**:129-134
- PERREN SM, CORDEY J, BAUMGART F, RAHN BA. (1992) Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma* **2**:31-48
- PERROTT DH, POGREL MA, KABAN LB. (1994) Stability of sagittal split osteotomies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **78**: 696-704
- PETERSON LJ. (1997) Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. Volume III. USA: Lippincott-Raven Publishers, Part IX, p:1209-1548
- PISTNER H, KUKIZ P. (1998) Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnärztl Z* **53**:528-532
- POLITI M, COSTA F, CIAN R, POLINI F, ROBIONY M. (2004) Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and procedures: Rigid internal fixation versus wire osteosynthesis of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg* **62**:169-181
- POULTON DR, WARE WH. (1971) Surgical-orthodontic treatment of severe retrusion. *Am J Orthod* **58**:244-265
- POULTON DR, WARE WH. (1973) Surgical-orthodontic treatment of severe retrusion. (part II) *Am J Orthod* **63**:237-255
- PROFFIT RW, WHITE RP. (1991) Surgical-Orthodontic Treatment. USA: Mosby Year book Inc. p:264-274
- QUERESHY FA, GOLDSTEIN JA, GOLDBERG JS, BEG Z. (2000) The efficacy of bioresorbable fixation in the repair of fractures: An animal study. *J Oral Maxillofac Surg* **58**:1263-1269

REITZIK M. (1983) Cortex to cortex healing after osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* **41**:658-663

REITZIK M, SCHOORL W. (1983) Bone repair in the mandible: A histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **41**:215-218

ROSENBERG A, GRATZ KW, SAILER HF. (1993) Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg* **22**:185-188

RUBENS BC, STOELINGA PJW, BLIJNDORP PA, SCHOENAERS JHA, POLITIS C. (1988) Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg* **17**:371-376

SCHEERLINCK JPO, STOELINGA PJW, BLIJNDORP PA, BROUNS JJA, NIJS MLL. (1994) Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates: A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* **23**:127-131

SCHENDEL SA, EPKER BN. (1980) Results after advancement surgery: An analysis of 87 cases. *J Oral Surg* **38**:265-282

SCHLICKE LH, PANJABI MM, WHITE AA. (1979) Optimal orientation of transfixation screws across oblique fracture lines. *Clin Orthop* **143**:271-277

SCHLIEPHAKE H, LEHMANN H, KUNZ U, SCHMELZEISEN R. (1993) Ultrastructural findings in soft tissues adjacent to titanium plates used in jaw fracture treatment. *Int J Oral Maxillofac Surg* **22**:20-25

SCHMOKER R, SPIESSL B, GENSHEIMER T. (1976) Functionally stable osteosynthesis and simulography in sagittal osteotomy of the ascending ramus: A comparative clinical study. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* **86**:582-605

SCHUCHARDT K. (1942) Ein beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* **9**:73-89

SCHWIMMER A, GREENBERG AM, KUMMER F, KAYNAR A. (1994) The effect of screw size and insertion technique on the stability of the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* **52**:45-48

- SHETTY V, FREYMILLER E, McBREARTY D, CAPUTO AA. (1996) Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: Effects of positional screw size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg* **54**:601-610
- SHETTY V, CAPUTO AA, KELSO I. (1997) Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *J Craniomaxillofac Surg* **25**:19-23
- SIMON BR, WOO SL, McCARTY M, LEE S, AKESON WH. (1978) Parametric study of bone remodeling beneath internal fixation plates of varying stiffness. *J Bioeng* **2**:543-556
- SPIESSL B. (1974) Osteosynthese abei sagittaler osteotomie nach Obwegeser/Dal Pont. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* **18**:145-148
- SUURONEN R. (1991) Comparison of absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws and metallic screws in the fixation of condyle osteotomies: An experimental study in sheep. *J Oral Maxillofac Surg* **49**:989-995
- SUURONEN R, LAINE P, SARKIALA E, POHJONEN T, LINDQVIST C. (1992a) 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
- SUURONEN R, WESSMAN L, MERO M, TORMALA P, VASENIUS J, PARTIO E, VIHTONEN K, VAINIONPAA S. (1992b) Comparison of shear strenght of osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide and metallic screws. *J Mater Sci Mater in Medicine* **3**:288-292
- SUURONEN R, POHJONEN T, VASENIUS J, VAINIONPAA S. (1992c) 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
- SUURONEN R, LAINE P, POHJONEN T, LINDQVIST C. (1994) Sagittal ramus osteotomies fixed with biodegradable screws: A preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* **52**:715-720

SUURONEN R, MANNINEN J, POHJONEN T, LAITINEN O, LINDQVIST C. (1997) Mandibular osteotomy fixed with biodegradable plates and screws: an animal study. *Br J Oral Maxillofac Surg* **35**:341-348

SUURONEN R, POHJONEN T, HIETANEN J, LINDQVIST C. (1998) A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates. *J Oral Maxillofac Surg* **56**:604-614

SUZUKI T, KAWAMURA H, KASAHARA T, NAGASAKA H. (2004) 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

STROSTER TG, PANGRAZIO-KULBERSH V. (1994) Assesment of condylar position following bilateral sagittal split ramus osteotomy with wire fixation or rigid fixation. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* **9**:55-63

THALLER SR, HUANG V, TESLUK H. (1992) Use of biodegradable plates and screws in a rabbit model. *J Craniofac Surg* **2**:168-173

THARANON W.(1998) Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* **56**:1055-1058

THUER U, INGERVALL B, VUILLEMIN T. (1994) Stability and effect on the soft tissue profile of advancement with sagittal split osteotomy and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* **9**:175-185

TORGERSEN S, GIHUUS-MOE OT, GJERDET NR. (1993) Immune response to nickel and some clinical observations after stainless steel miniplates osteosynthesis. *Int J Craniofac Surg* **22**:246-250

TURVEY TA, HALL DJ. (1986) Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: Early experiences. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* **1**:243-250

UCKAN S, SCHWIMMER A, KUMMER F, GREENBERG AM. (2001) 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

- VAN SICKELS JE, FLANARY CM. (1985) Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **43**:338-341
- VAN SICKELS JE, LARSEN AJ, THRASH WJ. (1986) Relapse after rigid fixation of advancement. *J Oral Maxillofac Surg* **44**:698-702
- VAN SICKELS JE, LARSEN AJ, THRASH WJ. (1988) A retrospective study of relapse in rigidly fixated sagittal split osteotomies: contributing factors. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **93**:413-418
- VILJANEN J, KINNUNEN J, BONDESTAM S, MAJOLA A, ROKKANEN P, TORMALA P. (1995) Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computed tomography and magnetic resonance imaging. *Biomaterials* **16**:1353-1358
- WASSMUND M. (1927) Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels. Meusser, Leipzig. p 360.
- WATZKE IM, TURVEY TA, PHILLIPS C, PROFFIT WR. (1990) Stability of advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: A comparative study. *J Oral Maxillofac Surg* **48**:108-121
- WILL LA, JOONDEPH DR, HOHL TH, WEST RA. (1984) Condylar position following advancement: Its relationship to relapse. *J Oral Maxillofac Surg* **42**:578-588
- WINSTANLEY RP. (1968) Subcondylar osteotomy of the mandible and the intraoral approach. *Br J Oral Surg* **6**:134-136
- WITTENBERG JM, WITTENBERG RH, HIPPE JA. (1991) Biomechanical properties of resorbable poly-L-lactide plates and screws: A comparison with traditional systems. *J Oral Maxillofac Surg* **49**:512-516
- WOLFORD LM, BENNET MA, RAFFERTY CG. (1987) Modification of the ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **64**:146-155
- WOLFORD L, DAVIS W. (1990) The inferior border split: A modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* **48**:92-94

WYATT WM. (1997) Sagittal ramus split osteotomy: Literature review and suggested modification of technique. *Br J Oral Maxillofac Surg* **35**:137-141

