

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

SAGİTTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE
REZORBE OLABİLEN VİDALARIN TERS-L VE ÜST
SINIRA SIRALI FİKSASYONLARININ
STABİLİTELERİNİN BİYOMEKANİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
MEHMET CAN TATAR

DANIŞMAN
DOÇ. DR. AHMET HAMDİ ARSLAN

İSTANBUL – 2016

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Program : Ağız Diş Çene Cerrahisi

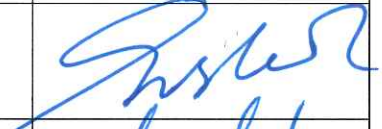
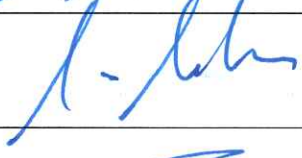



Tez Başlığı : Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Rezorbe Olabilen Vidaların Ters-L ve Üst Sınıra Sıralı Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Biyomekanik Olarak

Karşılaştırılması

Tez Sahibi : Mehmet Can TATAR


Sınav Tarihi : 30/12/2016

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Nurhan GÜLER Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.	
Tez danışmanı:	Doç. Dr. Ahmet Hamdi ARSLAN Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.	
Üye:	Doç. Dr. Ediz DENİZ Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.	
Üye:	Doç. Dr. Hasan GARİP Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.	
Üye:	Doç. Dr. Bülent AYDEMİR TÜBİTAK, Ulusal Metroloji Enstitüsü	

ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 30/12/2016 tarih ve 2016/25-58 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

12.12.2016

Mehmet Can TATAR



TEŞEKKÜR

Öğrencilik yıllarımdan başlayarak eğitimimde büyük emeği olan, hocalığının yanında bizlere abla gibi davranan, desteğini hep hissettiğim Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Nurhan Güler**'e,

Öğrencilik yıllarımdan bugüne kadar eğitimime destek olan, tezimin yazımı ve çalışması sırasında fikirlerini ve desteğini benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Ahmet Hamdi Arslan**'a,

Tüm bu zorlu çalışmalar esnasında beni yalnız bırakmayıp desteğini esirgemeyen tüm Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı çalışma arkadaşlarım ve hocamalarıma,

Çalışmanın yapılmasında sonsuz desyeği ve emeği olan, mütevaziliği ve sabrıyla benim için örnek bilim insanı Sayın **Doç. Dr. Bülent Aydemir**'e,

Hayatım boyunca benden desteğini hiç esirgemeyen, bütün imkan ve bilgilerini benimle sınırsızca paylaşan teyzem Sayın **Prof. Dr. Gamze Aren**'e,

Doktora hayatım boyunca hep yanımda olan, sabrını hiç kaybetmeden sabrımı kontrol etmemi sağlayan, iyi günde ve kötü günde hep benimle olan, bize bizim için dünyada ki en kıymetliği varlığı, oğlumuz Can'ı veren biricik eşim, hayat arkadaşım **Müge Kıyık Tatar**'a,

Bütün bu çalışmalarım sırasında oğlum ve eşimi hiç yalnız bırakmayan, bizden desteğini hiçbir zaman esirgemeyen kayınvalidem **Aysel Kıyık**'a,

Bir başka şehirde eşini torunu Can' ın bakımı ve damadı Can' ın tezini yazabilmeleri için bizlere kaptırmasına rağmen sabrını ve desteğini bizlerden esirgemeyen kayınpederim **İlhan Kıyık**'a,

Yaşamımın her döneminde yanımda olup gösterdikleri sevgi, anlayış ve güvenle, sıcaklıklarını hiç kaybetmediğim, iyi bir eğitim almam için gereken tüm maddi ve manevi desteği benden bir an olsun esirgemeyen ve bu günlere gelmemde büyük emekler sarfeden annem **Fulya Tatar**'a, babam **Mustafa Tatar**'a ve ablam **Demet Tatar**'a,

Bugün bu imkanlara sahip olmamız için madden ve manen bizlerin dinlerken yorulduğu bütün zorluklara rağmen yılmadan çalışmış, bu mesleği babama ve bana kazandırmış canım dedem rahmetli **Tabib Albay Sadık Tatar**'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI FORMU	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
TABLolar	vi
ŞEKİLLER	vii
RESİMLER	viii
KISALTMALAR VE SİMGELER	ix
İNGİLİZCE ÖZET	x
TÜRKÇE ÖZET	xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1.Mandibula	4
2.1.1.Mandibula Anatomisi	4
2.1.2. Mandibulanın Büyüme ve Gelişimi	6
2.1.3. Mandibular Prognatizm	7
2.2. Mandibular Osteotomiler	9
2.2.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi	9
2.2.2. Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomisi	12
2.2.3. Fiksasyon Yöntemleri	14
2.3. Fiksasyonda Kullanılan Materyaller	20
2.3.5. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri	20
2.3.6. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri	22
3. GEREÇ ve YÖNTEM	27
3.1. Biyomekanik İncelemeler	27
3.1. İstatistiksel İncelemeler	33
4. BULGULAR	34
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	40
6. KAYNAKLAR	58
7. ÖZGEÇMİŞ	71

TABLÖLAR

Tablo 4.1: Grupların maksimum itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe açısından değerlendirilmesi	37
Tablo 4.2: Grupların uygulanan kuvvetler açısından değerlendirilmesi	39
Tablo 4.3: Gruplarda ayrı ayrı maksimum itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi	40
Tablo 4.4: Biyomekanik test sırasında uygulanan kuvvet miktarıyla ilerleme miktarlarının grafik olarak kaydedilmesine bir örnek	41
Tablo 4.5: Üst sınıra 3 bikortikal vida uygulanmış grubun testXpert II programıyla kaydedilen uzama ve kuvvet değerleri	42
Tablo 4.6: Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulanmış grubun testXpert II programıyla kaydedilen uzama ve kuvvet değerleri	42

ŞEKİLLER

Şekil 1.1: Mandibula Anatomisi.	5
Şekil 1.2: Hüllihen'in mandibular subapikal osteotomisi	9
Şekil 1.3: (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi (2)	10
Şekil 1.4: Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları (A) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu	11
Şekil 2.1: En yaygın bilateral sagittal split osteotomisinin kırık çizgileri ve kesikleri. Sarı çizgi, mandibular sinir; Düz gri çizgi, noktalar ile yapılmış kemik kesimi; Kesik çizgi, uygun kırık çizgisi; ve noktalı gri çizgi, kötü bölme.I, bukkal plak kırığı; A, yatay ve b, dikey (n = 11); II, dil levhasının kırılması (n = 5); III, koronoid süreç kırılması (n = 0); Ve IV, kondil boynun kırılması (n = 1)	13
Şekil 2.2: Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı	15
Şekil 2.3: Üst sınıra 3 bikotikal vida uygulaması	18
Şekil 2.4: Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulaması	18
Şekil 4.1: Gruplar arası uygulanan kuvvet sonrası uzama miktarı	38
Şekil 4.2: Gruplar arası uygulanan kuvvet sonrası uygulanan maksimum kuvvet miktarı	38
Şekil 4.3: Basma testi sırasında 2., 6. ve 10. mm'lerdeki kuvvet değerleri	39

RESİMLER

Resim 2.1: LactoSorb® rezorbe olabilen vida	26
Resim 3.1: BSSRO uygulanmış poliüretan modeller (Synbone®, Malans, İsviçre)	27
Resim 3.2 : BSSRO uygulanmış poliüretan modeller (Synbone®, Malans, İsviçre)	27
Resim 3.3: Biyomekanik test cihazına modelleri bağlamak için hazırlanan çelik aparat	28
Resim 3.4: Modellerde rezorbe olabilen vidaların yuvalarını hazırlamak için kullanılan frez ve yuva açıcı seti	28
Resim 3.5: Üst sınıra sıralı yerleştirilen vidaların konumlandırılması	29
Resim 3.6: Ters-L düzeninde yerleştirilen vidaların konumlandırılmaları	29
Resim 3.7: Poliüretan modellerde üst sınıra 3 rezorbe olabilen bikortikal vida uygulaması	30
Resim 3.8 : Poliüretan modellerde Ters-L düzeninde rezorbe olabilen vida uygulaması	30
Resim 3.9: Zwinck Roell Z250 biyomekanik test cihazı ve verileri testXpert II, Zwick Roell programıyla kaydeden bilgisayar	31
Resim 3.10: (A) Uygulanacak itme kuvvetinin yönü, (B,C) uygulanan itme kuvvetine karşı oluşan direnç kuvvetlerinin yönü	33
Resim 3.11: Üst sınıra 3 rezorbe olabilen bikortikal vida yerleştirilmiş modellerin basma testi	34
Resim 3.12: Ters-L düzeninde rezorbe olabilen bikortikal vida yerleştirilmiş modellerin basma testi	34
Resim 3.13: Üst sınıra 3 bikortikal vida yerleştirilen modelin biyomekanik test sonrası görüntüsü	36
Resim 3.14: Ters-L düzeninde vida yerleştirilen modelin biyomekanik test sonrası görüntüsü	36

KISALTMALAR VE SİMGELER

BSSRO: Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomisi

BT: Bilgisayarlı Tomografi

DLA: D Laktik Asit

DLPLA: D-L Polilaktik Asit

İMF: İntermaksiller Fiksasyon

İAS: İnferior Alveolar Sinir

LLA: L Laktik Asit

LPLA: L Polilaktik Asit

MMF: Maksillomandibular Fiksasyon

MP: Mandibular Prognatizm

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

PLA: Polilaktik Asit

PGA: Poliglikolik Asit

PLLA: Poli L Laktik Asit

PLDLLA: Polilaktikler

PDS: Polidioksan

RİF: Rijit Fiksasyon

TME: Temporomandibular Eklem

Ti: Titanyum

TMC: Trimetilen Karbonat

İNGİLİZCE ÖZET

Tatar M. C. Comparison of the Stabilities of Reverse-L Level and Upper Row Fixation of Resorbable Screws in the Sagittal Split Ramus Osteotomy. Yeditepe University, Health Sciences Institute, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Thesis, Istanbul 2016.

The purpose of this study is to evaluate the biomechanical strength of the sagittal split ramus osteotomy models, which are provided with screws with reversed L-shape and with 3 screws on the upper border. For this purpose, it was aimed to evaluate the biomechanical restraint effect which was applied to the different positions of the screws. In our study, we used 20 polyurethane models (Synbone®, Malans, Switzerland), which were manufactured to mimic the spongiosal bone on the cortical surface of the external surface and were prepared with bilateral sagittal split osteotomy. For the standardization of the screw locations in the models with osteotomies, the crest top, osteotomy lines and distances between each other were measured and marked with calipers. For the standardization of the steel apparatus to be used for the forces to be experimentally applied to the models, the extreme end of the angulus mandibular was marked. The study was carried out with 20 polyurethane jaws. The study was divided into two groups: "Group 1", in which three bicortical screws were placed in the upper level, and "Group 2", in which screws were placed in the inverted L configuration. On the hemi-mandibular side, a 2.0 mm diameter, 15 mm long triple resorcer screw (LactoSorb®, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) was inserted in the inverted L shape. Other ten models were fixed with 2.0 mm diameter and 15 mm length three resorbable screws (LactoSorb, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) in the upper row. The test setup for the biomechanical test consisted of a fixation device to fix the model to the test device, a servohydraulic tester to perform the flush test, and a computer to which this device was connected. The sample is gripped by jaws and subjected to preloading. The compression test was carried out with a test speed of 2 mm / min, 5 mm / min and 10 mm / min. The pneumatic mandibles were placed in order to be tested on the fixation device previously prepared. The prepared test setup consisted of a base rigidly connected to the servohydraulic tester and two vertical pieces enabling it to be dimensionally placed on top of it. The distal vertical part was used for the proximal fragment and the anterior vertical part was used for the fixation of the distal fragment of the hemi-bodies. Stabilization of proximal fragments was achieved by the screw on the distal vertical part. The anterior cut teeth of the hemi-mandibular were fitted to the steel piece on the vertical part to provide stabilization. All hemi-mandibles were placed so that the distance between the vertical line passing through the rotation center in the proximal segment and the vertical component of the osteotomy line was equal to the experimental setup. To apply the pushing force, the steel propellant piece was

attached to the moving part of the servohydraulic test device, aligned to the extreme end of the angular mandible. During the test procedure, a 10 Nt preload was carried out to allow the blank in each hemi-mandibular system to be retrieved and the standard measurement start as much as possible. The load was then maintained at 10 Nt and the experiment started with zero displacement. Following this procedure, continuous linear force was applied until the distal and proximal fragments were separated from each other. The resulting displacement data was digitally recorded to allow measurement of displacement values at specified force ranges with specially prepared software for the servohydraulic tester (testXpert II, Zwick Roell, Germany). The maximum force averages applied to Group 2 were statistically significantly higher than Group 1 ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the groups in terms of maximal pushing force reaching distance measurements ($p > 0.05$). Although the force averaged for the 2 mm advance to Group 2 was higher than the Group 1, this difference was close to meaningful but not statistically significant ($p > 0.05$). The maximum force averages applied to Group 2 for 4 mm advance, 6 mm advance, 8 mm advance and 10 mm advance were statistically significantly higher than Group 1 ($p < 0.05$). Group 1; There was no statistically significant correlation between maximum applied pushing force and maximum pushing force resultant distance ($p > 0.05$). In group 2, there was no statistically significant relationship between the maximum applied pushing force and the maximum pushing force resultant distance ($p > 0.05$).

We propose that placement of screws in the reverse-L mechanism will provide more stability in the incoming chewing forces compared to the placement of 3 bicortical resorbable screws in the order of top row and sequential placement on resilient fixation screws after bilateral sagittal split osteotomy.

Keywords: Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy, Rigid Fixation, Resorbable Screws

TÜRKÇE ÖZET

Tatar M. C. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Rezorbe Olabilen Vidaların Ters-L ve Üst Sınıra Sıralı Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2016. Bu çalışmanın amacı hazırlanan sagittal split ramus osteotomi modellerinde, ters-L düzeni ve üst sınıra 3 vida yerleştirilen rezorbe olabilen vidaların sağladığı biyomekanik dayanımı değerlendirmektir. Sagittal split ramus osteotomisinde rijit fiksasyon için üç vida uygulamalarının iki vida uygulananlara göre biyomekanik olarak daha dayanıklı oldukları literatürlerde bildirilmiştir. Bu amaçla çalışmamızda vidaların sayısı kadar yerleştirildikleri pozisyonlarında biyomekanik dayanıma etkisi olup olmadığının değerlendirilmesi hedeflendi. Çalışmamızda dış yüzeyi kortikal iç yüzeyi spongioz kemiği taklit edecek şekilde üretilmiş, bilateral sagittal split osteotomisi hazır olarak üretilen 20 adet poliüretan modeller kullanıldı (Synbone®, Malans, İsviçre). Osteotomi yapılmış olan modellerde vida yerlerinin standardizasyonu için, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler kumpas ile ölçülerek işaretlendi. Modellere deneysel olarak uygulanacak kuvvetler için kullanılacak çelik aparatın standardizasyonu için angulus mandibulanın en uç noktası işaretlendi. Çalışma 2 gruptan oluşturuldu; üst sınıra 3 adet bikortikal vida yerleştirilen “Grup 1”, ters-L düzeninde vida yerleştirilen ise “Grup 2” olarak adlandırılmıştır. 10 adet hemi-mandibulaya, 2.0 mm çaplı, 15 mm uzunlukta üçer rezorbe vida (LactoSorb®, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) ters-L şeklinde, diğer 10 modele ise 2.0 mm çaplı 15 mm uzunlukta üçer rezorbe olabilen vida (LactoSorb®, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) üst sınıra yerleştirilerek fiksasyon sağlandı. Biyomekanik dayanımda, basma testi uygulayabilen servohidrolik test cihazı kullanıldı. Örnek çenelerle kavranmış ve ön yüklemeye tabi tutulmuştur. Sıkıştırma testi, 2 mm / dak, 5 mm / dak ve 10 mm / dak'lık test hızı ile gerçekleştirildi. Deney işlemi sırasında her hemi-mandibulaya sistemdeki boşluğun alınması ve mümkün olduğu kadar standart ölçüm başlangıcı yapılabilmesi için 10 Nt'luk ön yükleme yapıldı. Daha sonra yük 10 Nt'da tutulup, yerdeğiştirme miktarı sıfırlanarak deneye başlandı. Bu işlemin ardından distal ve proksimal fragmanlar birbirinden ayrılana kadar sürekli doğrusal kuvvet uygulandı. Oluşan deplasman verileri servohidrolik test cihazı için özel olarak hazırlanmış bir yazılımla (testXpert II, Zwick Roell, Almanya) belirlenen kuvvet aralıklarında oluşan yerdeğiştirme değerlerini de ölçmeye imkan verecek şekilde dijital olarak kaydedildi. Grup 2'ye uygulanan maksimum kuvvet ortalamaları, Grup 1'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.05$). Gruplar arasında maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$). Grup 2'ye 2 mm

ilerleme için uygulanan kuvvet ortalaması, Grup 1'den daha yüksek olmakla birlikte, bu farklılık anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Grup 2'ye 4mm ilerleme, 6 mm ilerleme, 8 mm ilerleme ve 10 mm ilerleme için uygulanan maksimum kuvvet ortalamaları, Grup 1'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Grup 1'de; maksimum uygulanan itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$). Grup 2'de maksimum uygulanan itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Bilateral sagittal split osteotomisi uygulandıktan sonra rezorbe olabilen vidalarla yapılan rijit fiksasyonda yerleştirilme pozisyonlarının önemli olduğu ve üst sınıra sıralı olarak 3 bikortikal rezorbe olabilen vida yerleştirilmesine göre ters-L düzeneğinde vidaların yerleştirilmesinin gelen çiğneme kuvvetlerinde daha fazla mekanik stabilite sağlayacağını düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomisi, Rijit Fiksasyon, Rezorbe Olabilen Vida

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dentofasiyal deformitelerin büyüme ve gelişim sürecinde ortodontik ve ortopedik yöntemlerle tedavi edilmesi mümkündür. Ancak erişkin dönemde bu tür deformitelerin tedavisi çoğunlukla ortodontik tedavinin ortognatik cerrahiyle beraber uygulanmasını gerektirir. Bu yaklaşım ortognatik tedavi adını almaktadır.

Çene gelişiminin etkilenmesi maloklüzyonlara ve yüz harmonisinin bozulmasına neden olur. Ortognatik cerrahi ihtiyacı işte bu maloklüzyonlara bağlı oluşan çiğneme kusurları, temporomandibular eklem (TME) ağrıları ve disfonksiyonları ve en önemlisi estetik kaygıların yol açtığı psikososyal rahatsızlıklardan doğmuştur.

En sık ortognatik cerrahi gerektiren dentofasiyal deformiteler maksiller ve mandibuler retrüzyonlardır. Bu ikisini maksiller vertikal yetersizlik ve mandibuler projeni takip etmektedir. Bu deformitelerin tedavisinde mandibuler cerrahi için bilateral sagittal split ramus osteotomisi (BSSRO), maksiller cerrahi için ise Le Fort I osteotomileri popüleritelerini hala korumakla birlikte üzerinde en sık tartışılan konulardan biri cerrahi sonrası oluşan relapslardır. Relaps üzerinde etkisi olabileceği ileri sürülen bazı faktörler; mevcut maloklüzyonun derecesi, geçirilmiş damak operasyonu, uygulanan cerrahi teknik, tek veya çift çene cerrahisi, fiksasyon yöntemi ve maksillomandibular fiksasyonun (MMF) süresidir.

BSSRO girişimleri, özellikle alt çeneyi ilgilendiren kapanış bozukluklarının cerrahi tedavisinde en sık kullanılan yöntemlerdendir. 1950'den beri gündemde olan bu teknikler sayesinde alt çene hem öne ve hem de geriye doğru hareket ettirilebildiğinden, estetik ve işlevsel olarak başarılı sonuçları olan bir girişim türüdür. Önemli avantajları arasında, göreceli olarak kolay bir uygulama olması, kemik segmentleri arasında kalan bölgenin hızla iyileşmesi, ağız içinden uygulandığından skar dokusu oluşmaması ve fasiyal sinir hasarı riskinin olmaması sayılabilir.

Ortognatik cerrahi yöntemlerle birlikte gelişen önemli bir alan da fiksasyon teknikleri ve bu işlemlerde kullanılan materyallerdir. Proksimal segment önceden planlanan konuma yerleştirildiğinde, relapsları önlemek ve çeneler arası ilişkileri korumak için internal fiksasyon gerekli bir uygulamadır. Önceleri tel ve intermaksiller

fiksasyon (IMF) ile yapılan bu uygulamalar için günümüzde vidalar ve farklı konumlara yerleştirilen plak sistemleri kullanılmaktadır. Titanyum esaslı olan bu materyallerin, korozyona ve çekme-germe-baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı olmaları, ayrıca, inflamatuvar yanıtla sonuçlanan yabancı cisim reaksiyonuna neden olmamaları gereklidir. IMF sırasında; hava yolunun kısıtlanması ve bunun ilgili akciğer sorunları, yetersiz beslenmeye bağlı kilo kaybı, temporomandibuler eklemden ankiloz ve hasta memnuniyetsizliği ortaya çıkabilecek önemli sorunlardır. Bu yüzden, yeterli biyomekanik dayanımı olan modern fiksasyon yöntemleri IMF süresinin kısaltılmasında belirgin bir rol üstlenirler.

Ağız bölgesindeki kaslar çene kemiklerine güçlü bağlantılarla tutunurlar. Ağız açma- kapatma ve çiğneme hareketleri sırasında uygulanan kuvvetlerin büyük bir kısmı kemiklere iletilir. BSSO gibi serbest kemik segmentleri oluşturulan girişimlerde, bu parçaların çekme ve basma kuvvetleriyle hareket etmesi prognozu olumsuz yönde etkiler. Rijit internal fiksasyonda kullanılan materyallerin dayanıklılığı ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmasına karşılık, girişim tekniklerinde kullanılan kesi hatlarının fiksasyonun nitelikleri üzerinde olan etkisi inceleyen çalışmalar kısıtlıdır.

Alt çenenin normal fonksiyonu sırasında oluşan biyomekanik değişimler, son 20 yıldır yapılan çeşitli çalışmalarla daha da açıklık kazanmıştır. Bu biomekanik bilgi artışına ve daha iyi algılanmaya başlayan prensiplere bağlı olarak kemik stabilizasyonu, tel osteosentezi ve maksillomandibular fiksasyondan; rijit fiksasyon olarak adlandırılan metal plaklar, vidalar ve bunların çeşitli kombinasyonlarının uygulanmasına doğru gelişim göstermiştir. Rijit fiksasyon, iskeletsel segmentlerin kas çekimine, yumuşak doku kontraksiyonuna ve yerçekimsel yerdeğiştirmeye karşı pozisyonlarının kontrol edilmesinde standart bir yöntem haline gelmiştir. İnternal fiksasyon, kemik segmentleri arasındaki stabiliteyi sağlayıp iskeletsel relapsı önleyen ve mandibula fraktürlerinin cerrahi tedavisinde günümüzde rutin olarak en sık kullanılan yöntem olarak kabul edilir.

Fiksasyon için kullanılan plak ve/veya vidalar paslanmaz çelik, titanium, titanyum ve resorbe olabilen gibi çeşitli materyallerdir. Bir dönem en çok kullanılan materyal olan paslanmaz çeliğin orta düzeyde gücü ve sertliği sayesinde kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilirliği en önemli özelliğidir. Ancak bu işlem esnasında oluşan çatlaklar paslanmaz çeliğin korozyonuna neden olması önemli dezavantajdır.

Titanyum ise günümüzde kırık fiksasyonunda en yaygın kullanılan materyaldir. Yüksek biyouyumluluğu, kolay manüple edilebilmesi titanyumun avantajlarından. Metal fiksasyonların en önemli dezavantajları bazen geri alınmaları gereksinimi ve radyasyon tedavileri ve radyodiagnostik işlemler sırasında saçılma oluşturmaları ve iyonize titanyumun vücut dokularında birikme riskidir.

Rijit fiksasyon bazı dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Rijit fiksasyon uygulanması için daha fazla enstrümana ihtiyaç vardır. Prosedürün uygulanması teknik olarak daha zordur. Cerrah, materyalleri doğru bir şekilde manüple edebilmeli ve böylece plaklar doğru bir şekilde bükülmüş ve fraktür hattı üzerinde pasif olacak şekilde konumlandırılmalıdır. Kemik segmentlerinin, plakların ya da vidaların hatalı konumlandırılması postoperatif tedavinin daha uzun sürmesi ile ya da ikinci bir operasyon ihtiyacı ile sonuçlanan maloklüzyona neden olur. Rezorbe olabilen plak ve vidalar uzun dönemde insan vücudunda, klinik olarak belirgin bir inflamatuvar veya toksik reaksiyona neden olmamaktadır. Günümüzde kraniomaksillofasial cerrahide rezorbe olan materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır. Her ne kadar, bir çok çalışmada rezorbe olabilen plak ve/veya vidaların fiksasyon etkinliği ve stabilizasyon güvenilirliği kanıtlanmış olsa da mandibula kırıklarında rezorbe olabilen plak ve vida kullanımının fonksiyonel kuvvetler karşısında gösterdiği stabiliteyle ilgili, literatürde sınırlı sayıda çalışma vardır.

Bu çalışmanın amacı hazırlanan sagittal split ramus osteotomi modellerinde, ters-L düzeni ve üst sınıra 3 vida yerleştirilen rezorbe olabilen vidaların sağladığı biyomekanik dayanımı değerlendirmektir. BSSRO' de rijit fiksasyon için üç vida uygulamalarının iki vida uygulanalara göre biyomekanik olarak daha dayanıklı oldukları literatürlerde bildirilmiştir. Bizim çalışmamız da amaç ise vidaların yerleştirildikleri pozisyonların biyomekanik dayanıma etki olup olmadığını değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

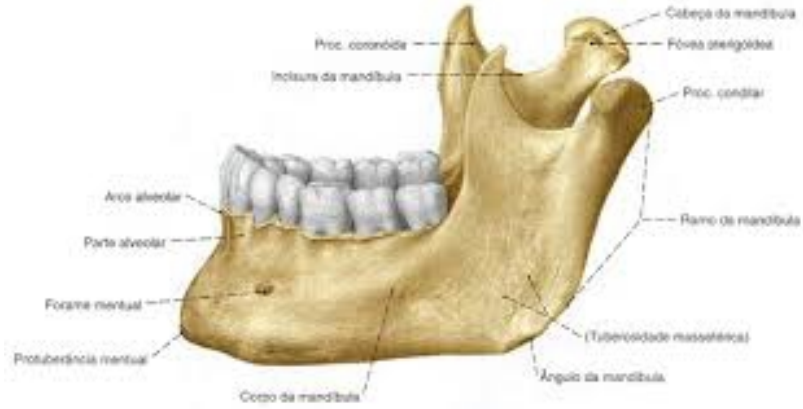
2.1. Mandibula

2.1.1. Mandibula Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletinde bulunan en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiktir (Şekil 1.1). Angulus mandibula, ramus mandibula ve korpus mandibula olmak üzere 3 ana yapıdan oluşmaktadır. Korpus mandibulanın tabanına basis mandibula, dişlerin bulunduğu kısma ise pars alveolaris adı verilir. Basis mandibularis, pars alveolarise göre daha geniş bir kavise sahip olup, daha sağlam bir yapıya sahiptir. Simfiz mandibula, iki korpus mandibulanın orta hatta birleşim yeridir. Simfiz mandibulanın alt kenarında trigonum mentale ismi verilen üçgen bir saha bulunur ve bu sahanın tepesindeki çıkıntıya protuberencia mentalis (gnathion) adı verilir (1).

Ramus mandibula, kafa tabanına ve arkaya doğru uzanır. Angulus mandibula yakınlarındaki pürtüklü sahaya tuberositas masseterica adı verilir. Buraya musculus (M.) massetericus tutunur. Bu çıkıntıların lingual kısmında kalan çıkıntıya tuberositas pterygoidea adı verilir ve buraya M. pterygoideus medialis tutunur. İç yüzünün ortasındaki deliğe foramen mandibulare adı verilir. Bu delik kemiğin içinde canalis mandibularis olarak devam eder ve korpus mandibulanın dış yüzünde foramen mentale olarak sonlanır. Foramen mandibulareyi önden çevreleyen çıkıntıya lingula mandibula adı verilir. Bunun hemen altında başlayıp aşağı ve öne doğru uzanan yapıya sulculus mylohyoideus adı verilir (1).

Ramus mandibulanın alt kenarı ile korpus mandibulanın arka kenarının birleşim yerine angulus mandibula adı verilir. Angulus mandibulanın üst tarafında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris bulunur. Processus coronoideus ile processus condylarisin arasındaki oluğa incisura mandibula adı verilir. Processus coronoideus üçgen şekindedir ve buraya M. temporalis tutunur. Bu çıkıntının yapısı insandan insana farklılık gösterir. Processus condylaris ucundaki çıkıntıya caput mandibula denir. Caput mandibulanın hemen altındaki dar kısma ise collum mandibula adı verilir. Collum mandibulanın ön tarafında bulunan çukur alana fovea pterygoideus adı verilir ve buraya M. pterygoideus lateralis tutunur. Caput mandibulare eklem yüzeyi ile kaplıdır ve os temporaledeki fossa mandibularis ile eklem yapar (1).



Şekil 1.1: Mandibula Anatomisi

Osteotomi sonrası kemik segmentlerinin beslenmesi oldukça önem arz etmektedir. Bell ve Levy'nin osteotomilerin vasküler etkileri üzerine yaptıkları deneysel çalışmalarla uzun bir dönem boyunca klinik gözlemlere dayanarak yapılan cerrahi işlemler daha bilimsel bir yapı kazanmıştır (2). Mandibuler osteotomi sonrası kemik segmentlerinin vasküler beslenmesinin daha iyi anlaşılabilmesi için bu bölgenin vasküler yapısını gözden geçirmemiz gerekir.

Mandibuler bölgenin kanlanması eksternal karotid arter ve dalları sayesinde olmaktadır. Eksternal karotid arterin bu bölgeye verdiği ilk dal lingual arterdir ve dalları dil, ağız tabanı ve sublingual bezi besler. Bu bölgeye ulaşan ikinci arter ise fasiyal arterdir. Fasiyal arter submandibuler ve submental bölgeleri besledikten sonra masseter kasının üzerinden seyrederek maksiller ve nazal bölgelere uzanır (3).

Eksternal karotid arterin mandibulanın vaskülaritesi üzerindeki en etkili dalı maksiller arterdir. Maksiller arterden çıkan inferior alveolar arter mandibuler kemik ve diş yapılarının temel besleyicisidir. Mandibuler kanal içerisinde seyrederek ve mental foramenden dışarı çıktığında mental arter adını alır. Maksiller arterden çıkan masseterik arter masseter kasını, pterygoidise lateral ve medial pterygoid kasları besler (3). Genioglossus, medial pterygoid ve masseter kaslarının kemiğe yapıştıkları alanlardaki damarlar mandibulanın beslenmesinde inferior alveolar artere destek olurlar (4).

2.1.2. Mandibulanın Büyüme ve Gelişimi

Büyüme; genetik ve çevresel faktörlerden önemli oranda etkilenmektedir. Tedavi ihtiyacının önemli bir kısmını çenelerin orantısız büyümesi oluşturduğundan maloklüzyon ve dentofasiyal deformitenin etiyolojik sürecinin anlaşılması için fasiyal büyümenin nasıl etkilendiği ve kontrol edildiğini incelemek gerekir (5).

Mandibula doğumda tek bir kemik gibi görünmesine rağmen, sol ve sağ iki kemik parçasından oluşup bu iki parça ortada simfiz bölgesinde bir tür bağ dokusu ile birbirine bağlanmıştır. Bu bağ dokusu bebek 6-8 aylıkken kalsifiye olarak ortadan kalkacaktır. Doğumda alt çene ramusu kısa, kondil kısmı gelişmemiş ve alveol kemiği henüz oluşmamıştır (6). Mandibula tek bir kemikten oluşsada gelişimsel ve fonksiyonel olarak mandibula korpus, kondil, çene ucu, angular, koronoid ve alveolar bölgeleri içeren çeşitli ünitelerden oluşmuştur (7).

Mandibula sagittal, vertikal ve transvers olmak üzere üç boyutlu olarak büyüme göstermektedir. Mandibula'nın sagittal yönde büyüme ve gelişiminde kondiler büyüme önemli bir yer almaktadır. Mandibula kondil başlarında bulunan kondil kırırdağı alt çene ve yüz iskeletinin en önemli bölgelerindedir. Büyüme bittikten sonra uzun kemik epifiz kırırdağları tamamen kalsifiye olmasına karşın, kondil kırırdağı hiçbir zaman tamamen kalsifiye olarak ortadan kalkmaz. Kondilin büyüme yönü aynı bireyin değişik yaşlarında farklılık göstermektedir. Doğumdan sonraki ilk yıllarda kondil arkaya ve yukarıya doğru büyümekteyken ileri yaşlarda daha çok yukarıya doğru büyümektedir. Kondiler büyüme miktarı da yaşla birlikte farklılık göstermektedir. Kondilin arkaya doğru büyümesine adaptasyon için ramus arka kenarında ve çene ucunda kemik apozisyonu, alveol kemiği labial yüzeyinde de kemik rezorpsiyonu görülmektedir. Alt çenenin vertikal yöndeki büyüme ve gelişiminde kondilin yukarıya doğru büyümesiyle hem processus coronoideus hem de incisura mandibularis'te meydana gelen apozisyonlarla ramus bütünüyle arkaya ve yukarıya doğru büyümektedir. Aynı zamanda mandibula korpusunun ön tarafının alt kenarında ve alveol kemikte kemik apozisyonu olmaktadır (6).

Kondil kıkırdağının mandibula büyümesi açısından önemli bir bölge olduğu bildirilmiştir (8). Kondil kıkırdağı, ergenlik öncesi bireylerde hem eklem yeri hem de büyüme bölgesi olarak rol almakla birlikte, yapısal ve büyüme karakteristikleri bakımından diğer kıkırdak büyüme bölgelerinden farklı olarak sekonder kıkırdak olarak görev yapmaktadır (9). Mekanik yüklemeye veya fonksiyonel uyaranlar kondil kıkırdağının yanıtını ve mandibulanın sonradan büyümesini etkileyebilmektedir (10). Kondil kıkırdağının çevresel değişikliklere duyarlı olduğu ve mandibular prognatizme yatkınlık oluşturan genlerin varlığında, bu biyomekanik durumların da eklenmesiyle anomali şiddetinin artabileceği bildirilmiştir (11).

2.1.3. Mandibular Prognatizm

Angle sınıflamasına göre Sınıf III maloklüzyonlar; mandibular 1.moların maksiller 1.molara göre daha mezialde konumlandığı durumlar olarak tanımlanmaktadır (12). İskeletsel Sınıf III maloklüzyon ise, mandibulanın boyut ve form bakımından üst çene ve kafa kaidesine göre daha büyük ve pozisyon olarak daha önde konumlandığı maloklüzyon tipidir. İskeletsel Sınıf III maloklüzyonlar, maksilla kaynaklı, mandibula kaynaklı ya da her iki çene kaynaklı olabilir (13). Sınıf III maloklüzyon klinik olarak iskeletsel ve dental morfolojik varyasyonların çeşitli kombinasyonlarıyla ilişkili olabilir. Mandibular prognatizm(MP) iskeletsel kaynaklı bir anomali olup yapılan bir çalışmada Sınıf III maloklüzyona sahip beyaz ırk erkeklerin yaklaşık %75'inde iskeletsel orjinin mandibular prognatizmle birlikte olduğu bildirilmiştir (14).

MP, büyüme ile ilişkili uyumsuzluk sonucunda ortaya çıkan, mandibulanın maksillaya göre form, büyüklük ve konumundaki farklılık ile karakterize bir fasiyal displazidir. Bireylerde muayene sırasında anterior konumda olan mandibulayı 1mm dahi geriye almak mümkün değildir (15).

MP'nin genel özellikleri; konkav profil, normal pozisyonunda bulunan maksilla ile birlikte önde konumlanmış mandibula, baş başa keser ilişkisi veya ön çapraz kapanıştır. Bu tipik özellikleri nedeni ile bu hasta grubu aileler ve hekimler tarafından kolaylıkla fark edilebilmektedir (12).

MP farklı etiyolojik faktörlere bağlı olarak gelişebilmektedir (12). Birçok çevresel faktörün etkisi olduğu düşünülse de tüm aile bireyleri gözlemlendiğinde kalıtımın

etiyojide esas rolü üstlendiği hipotezi literatürde desteklenmektedir (16). Genel olarak mandibulanın genetik olarak belirlenmiş miktar ve şekilde büyüdüğü kabul edilse de; fizyolojik, mekanik ve patolojik faktörler de büyümei etkilemektedir (17). MP'nin etiyojisinde yer alan çevresel faktörler arasında solunum bozuklukları, konjenital anatomik defektler, alışkanlığa bağlı veya anteriorda ve daha aşağıda konumlanmış düz bir dil nedeni ile mandibulanın önde konumlandırılması sayılabilir (18).

MP tedavisi hastanın yaşına, farklı dental ve iskeletsel özelliklerine, bireyin içinde bulunduğu büyüme dönemine bağlı olarak değişmektedir (12). Mandibular protrüzyona sahip bireylerin tedavisine karar verilirken en önemli konulardan birisi de tedavi zamanlamasıdır. Bazı araştırmacılar bu iskeletsel problemin tedavisine erken dönem başlanması gerektiğini belirtirken (19), bazı araştırmacılar ise hastanın büyüme gelişim dönemi tamamlandıktan sonra ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesini savunmaktadır (20).

Büyüme ve gelişimi tamamlanmış olan bireylerde iskeletsel anomalinin minimal olduğu durumlarda sadece dişsel ilişkilerin düzeltildiği sabit ortodontik mekanikler ile kamuflej tedavisi uygulanabilirken (21), ciddi iskeletsel mandibular prognatiye sahip bireylerde ortodontik tedavi ve ortognatik cerrahi kombinasyonu ile tedavi edilmelidir. MP vakalarının çoğunda tek tedavi seçeneğinin ortognatik cerrahi olduğu savunulmaktadır (12,18). Bu hastalarda iskeletsel ve fasiyal uyumsuzluğun BSSRO veya intraoral vertikal ramus osteotomisi ile mandibulanın geriye alınarak giderilmesi gerekmektedir (22).

Mandibuler ve maksiller bazal kaidelerin sagittal yönde birbirleriyle ve kafa kaidesi ile düzgün ilişkide olmadığı durumlarda iskeletsel bir düzensizlik söz konusudur. Mandibuler prognatizm ve sınıf III anomaliler sıklıkla karşılaşılan ve tedavisi zor olan anomaliler olmasından dolayı birçok araştırmacının ilgisini çekmiştir. Literatürlerde bu anomalinin nedenleri, genetik geçişleri, etiyojik faktörleri ve hastalara uygulanan tedavi seçenekleri konusunda birçok araştırmaya rastlanmaktadır. İskeletsel sınıf III maloklüzyonların etiyojik faktör ve anomalinin hangi çeneden kaynaklandığı değerlendirilerek tedavi şekline karar verilmelidir.İskeletsel sınıf III maloklüzyonların % 20-42 oranında mandibuler protrüzyondan kaynaklandığı bildirilmiştir (13). Çevresel faktörlerin etkisi olduğu düşünülse de kalıtımın etiyojide

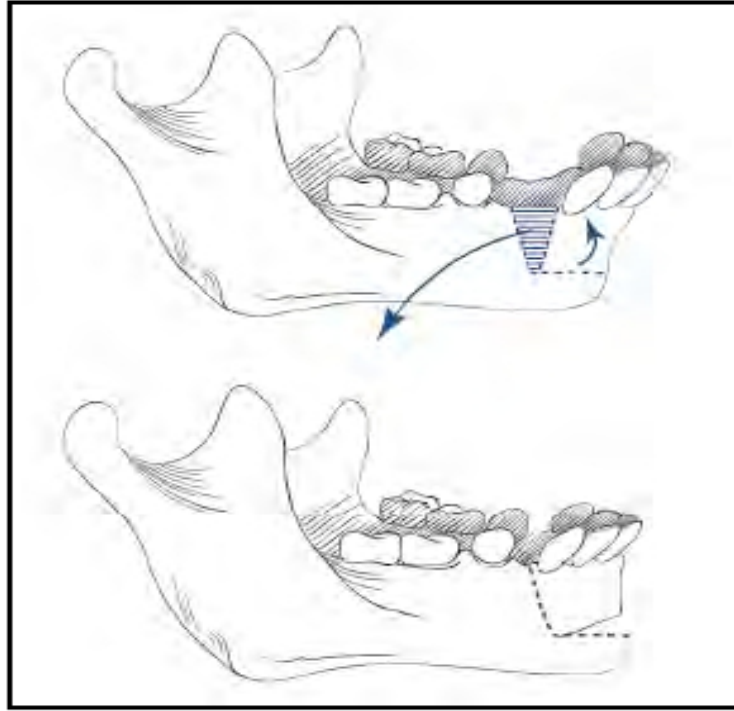
asıl rolü üstlendiği hipotezi desteklenmektedir (16). Genetik geçiş yoksa hafif bir prognati varsa; erken dönemde büyüme ve gelişim ortopedik kuvvetler ile yönlendirilerek veya erişkin bireylerde sabit ortodontik mekanikler ile kamuflaj tedavisi uygulanabilir (133). Ortodontik kamuflaj tedavileri ile çene uyumsuzluğu bulunan hastalarda kabul edilebilir dental kapanma sağlanabilmekte, ancak hastalarda fasiyal estetik sorunlar devam etmektedir (134). Ancak esas faktör genetik ise ve şiddetli bir prognati varsa erken dönemde tedavi fayda sağlamayabilir, tek tedavi seçeneği olarak ortognatik cerrahi düşünülebilir (135). Proffit ve ark. (1992), gelişimini tamamlamış hastalar arasında yaptıkları bir çalışmada ortodontik tedavi uygulanan sınıf II oklüzyonu bulunan 40 hastanın tedavi sonrası sonuçlarını, aynı tanı ile ortognatik cerrahi uyguladıkları 40 hastanın sonuçları ile karşılaştırdıklarında cerrahi uygulanmış hasta grubunda sonuçların çok daha tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir (136).

Orta ve ileri derecede oklüzal bozukluk ve dentoskeletal deformitelerin bulunduğu erişkin hasta grubunda ortodontik tedavi ile ortognatik cerrahinin birlikte uygulanması en kalıcı fonksiyonel ve estetik sonucu sağlayacaktır (137).

2.2. Mandibular Osteotomiler

2.2.1 Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi

Ortognatik amaçlı tarihte yapılan ilk mandibular osteotomi; 1849 yılında Hullihen tarafından anterior open bite ve mandibular prognenisi bulunan bir hastaya uygulanmıştır (Şekil 1.2) (2).



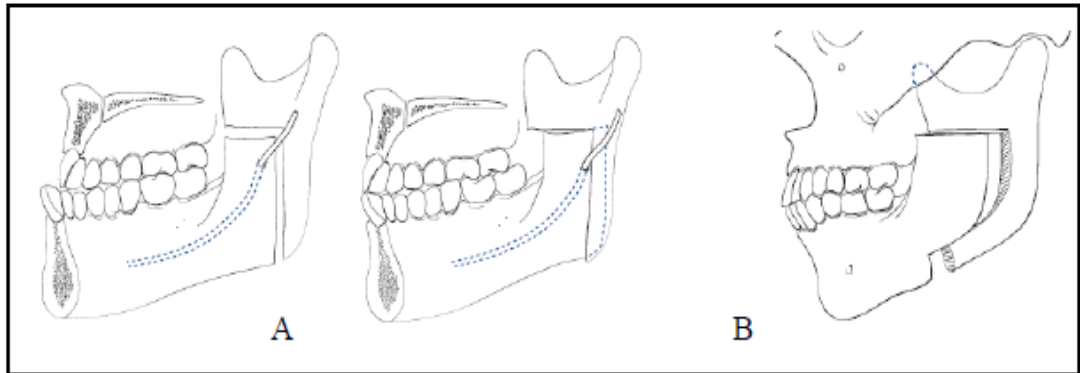
Şekil 1.2: Hullihen'in mandibular subapikal osteotomisi (2)

Dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için yapılan osteotomi tekniklerinin gelişimi, orak ve maksillofasiyal cerrahinin diğer cerrahi dallardan ayrılıp ilerlemesiyle yakın paralellik göstermektedir. Hullihen' den sonra ki 50 yıllık bir dönemde ortognatik cerrahide pek bir gelişme olmasada, Blair, 1906'da mandibular progneni nedeniyle bir hastaya "body" osteotomisi uygulamıştır. İlk osteotomiyi tarif eden Hullihen'den sonra ramus sagittal osteotomisini geliştiren Obwegeser (1955) ve bunu modifiye eden Dalpont (1961) ve Hunsuck'a (1968) kadar, çok çeşitli değişiklikler göstermiştir (23).

Horizontal ramus osteotomisi 1907 yılında ilk kez Blair tarafından uygulanmıştır. Mandibulanın horizontal düzlemdeki anomalilerinin düzeltilmesi amacıyla kullanılan ekstraoral bir yaklaşım olarak tarif edilmiştir (2). Vertikal ramus osteotomisi ise ilk kez Limberg tarafından 1925 yılında ekstraoral yöntemle vertikal subkondiler osteotomi ile tarif edilmiştir. Limberg osteotomi hattını ramusun posterior kenarına yakın, mandibulanın sigmoid çentiğinden angulusun hemen üzerine uzanan oblik bir hat üzerine yerleştirmiştir (24).

Letterman ve Caldwell'in 1954 yılında Limberg'in tekniği üzerinde yaptıkları modifikasyonun ardından, vertikal ramus osteotomisini tarif etmeleri mandibuler prognatizmin tedavisini daha da pratikleştirmiştir. Bu modifikasyonda osteotomi hattı sigmoid çentikten angulusun önünde mandibulanın alt kenarına kadar uzatılıyordu. Osteotomi hattı mandibuler foramenin hemen arkasına yerleştirilerek sinirin korunması sağlanmış olmaktadır. 1970 yılında vertikal ramus osteotomisini intraoral yaklaşımla uygulamalarının ardından günümüzde ileri derecede mandibuler prognatizi olan hastalarda hala geçerliliğini koruyan bir yöntem olmuştur (25).

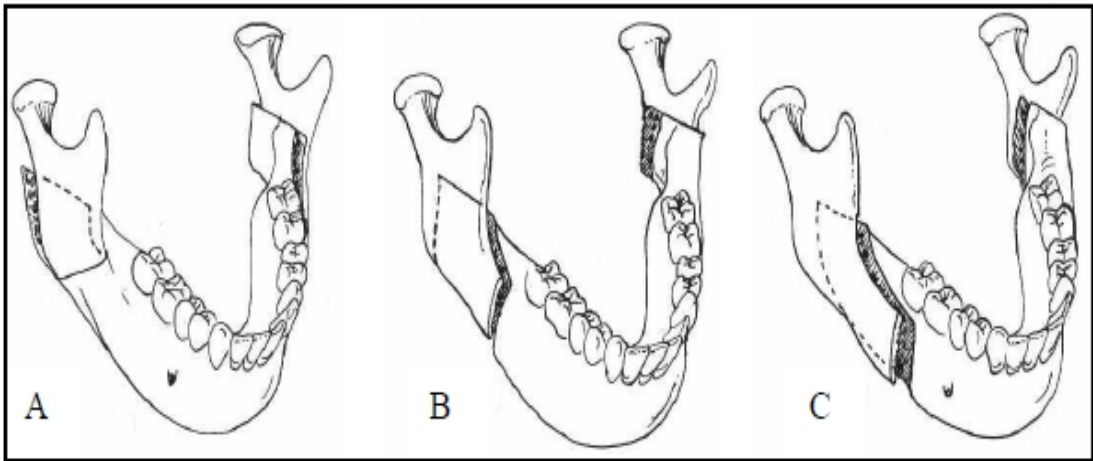
Vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olan, şimdiki adıyla ters-L osteotomi, ilk kez 1927'de Wassmund tarafından tarif edilmiştir. Caldwell ve arkadaşları 1968'de, mandibulanın inferior sınırının hemen üzerine bir horizontal kesi ekleyerek bunu modifiye etmişlerdir. Bu teknik günümüzde C osteotomi olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1.3). Bu modifikasyon ile mandibular ilerletmede greft ihtiyacını ortadan kalmış oluyordu (26,27).



Şekil 1.3: (A) Ters "L" osteotomisi, (B) "C" osteotomisi (2)

Mandibulanın öne doğru ilerletilmesi için yapılan operasyonundan çok daha önce mandibulanın geriye doğru çekildiği operasyonlar popüler bir uygulama olmuştu. Bunun en önemli nedenlerinden biri suprahoid kas grubunun karşı gücü sebebiyle mandibulanın ilerletilmesinin kalıcı olmayacağı yönündeki genel inanış ve sıklıkla ortaya çıkan kemik grefti ihtiyacıydı (25).

Ancak Hugo Obwegeser ve Richard Trauner'in hem mandibular retrogeninin hem de mandibular prognatinin tedavisinde uygulanabilen sagittal split ramus osteotomisini tarif etmeleri ile ortognatik cerrahide bir çığır açılmış oldu. Bu uygulamada ki en büyük avantaj mandibular ramusun sagittal düzlemde ikiye ayrılması ile mandibular şekillendirme sonrasında distal ve proksimal segmentler arasında temas sağlanması ve greft ihtiyacının ortadan kalkmasıydı (25). Bu yöntemle ilgili ilk modifikasyon 1961 yılında DalPont tarafından uygulanmıştır. Dalpont bukkal kortikal kesinin son molar dişin arkasına kadar uzatıp vertikal şekilde uygulayarak temas eden kemik yüzey alanını arttırmıştır. 1968 yılında Hunsuck medial kortikal kesiyi ramus posterior kenarı yerine lingulanın hemen arkasına kadar kısaltmıştır. Böylelikle uygulama daha güvenli ve kolay hale gelmiş, medial pterygoid kasın proksimal segmentteki inervasyonu korunarak mandibular ilerletme ve rotasyonlarda distal segmentin hareketini engellenmesinin önüne geçilmiştir (Şekil 1.4) (28,29).



Şekil 1.4: Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları (A) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu (3)

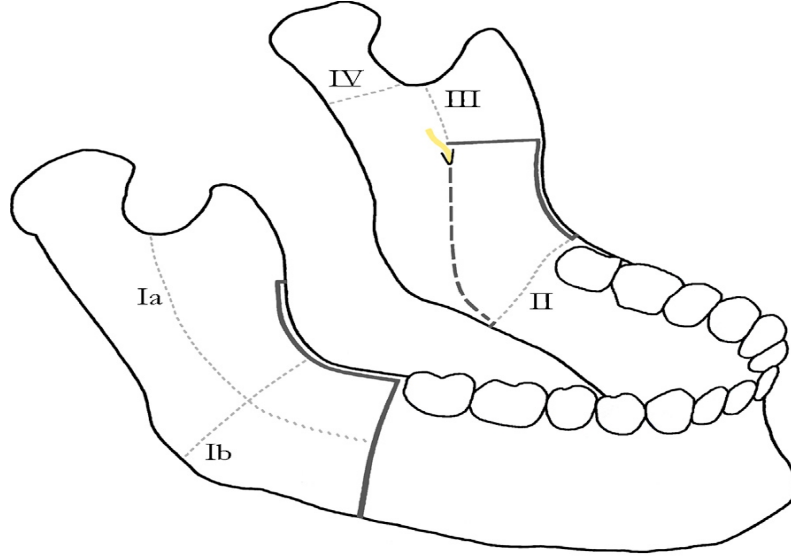
Günümüzde sagittal split ramus osteotomisi en sık uygulanan mandibular ortognatik cerrahi yöntemidir. Mandibulanın tüm yönlerde yeterince hareket edebileceği kadar serbestlenmesi her türlü mandibular anomalide kolaylıkla uygulanabilmesini sağlamaktadır. Geniş kemik temas yüzeyi internal fiksasyonu olanaklı kılarak maksillomandibular fiksasyon ihtiyacını da azaltmaktadır (29).

2.2.2. Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomisi

BSSRO; mandibula deformitelerinin düzeltilmesi için uygulanan bir cerrahi yöntemdir (30). Horizontal düzlemdeki deformiteler de dahil olmak üzere mandibulanın bütün hareketlerinde birinci seçenektir. Mandibular prognati vakalarında 7-8 mm'den daha fazla bir geri çekme uygulanacaksa intraoral vertikal ramus osteotomisi veya ters "L" tekniği daha uygun olabilir (2,31).

Ağız içi mukoza insizyonu ramusun anterior duvarının 2/3 üst sınırından başlayarak ve eksternal oblik çıkıntı sınır olacak şekilde laterale ve 1. molar dişin distaline kadar uzanır. Mandibulanın lateral yüzü ve alt kenarı önde 1.molar diş seviyesine kadar, ramusun medial ve lateral yüzü ise koronoid proçese kadar diseke edilir (2,31,32).

Medial osteotomi hattı lingulanın hemen üzerinden oklüzal düzleme 45 derecelik açıyla oluşturulur. Osteotomi aşağı ve dışa doğru devam ettirilir. Medial osteotomi tamamlandıktan sonra kesi oklüzal düzleme dik bir şekilde eksternal oblik kenardan mandibulanın alt kenarına doğru, distal kısmı 1. molarla 2. molar diş arasında kalacak şekilde uzatılarak tamamlanır (Şekil 1.5). Daha sonra korteksler birbirinden ayrılır. İnférieur alveolar sinir (İAS) mandibulanın distal segmentinde kalmalıdır (2,31,32).



Şekil 2.1: En yaygın bilateral sagittal split osteotomisinin kırık çizgileri ve kesikleri. Sarı çizgi, mandibular sinir; Düz gri çizgi, noktalar ile yapılmış kemik kesimi; Kesik çizgi, uygun kırık çizgisi; ve noktalı gri çizgi, kötü bölme.I, bukkal plak kırığı; A, yatay ve b, dikey (n = 11); II, dil levhasının kırılması (n = 5); III, koronoid süreç kırılması (n = 0); Ve IV, kondil boynun kırılması (n = 1) (228).

Mandibula osteotomilerle tamamen serbestlendikten sonra önceden hazırlanmış olan akrilik splint ile mandibula ve maksilla normal oklüzyon düzleminde sabitlenir. Bu işlemi takiben bikortikal vida veya monokortikal vida ve plak ile rijid fiksasyon yapılır. Sağlanan oklüzyonun kondil üzerine baskısı olmaması için kondillerin pozisyon mutlaka kontrol edilmelidir (2,31).

Mandibulanın geriye çekildiği uygulamalarda farklı olarak, proksimal mandibula segmentinin distal ucundan mandibulanın geriye gideceği oranda kemik rezeksiyonu yapılır (32).

Osteotominin stabilitesi fonksiyon ve oklüzyona etkisiyle değerlendirilir. İstenilen şekilde repoze edilen fragmanların stabilizasyonu için ilk adımlar intermaksiller fiksasyon ya da maksillomandibular fiksasyonla atılmıştır. Mandibular osteotomilerin stabilitesiyle ilgili en önemli gelişme intermaksiller fiksasyonun postoperatif iskeletsel değişikliği önlemediği tartışmasıdır. Bazı araştırmacılar yumuşak doku basıncının ve suprahyoid kas çekiminin mandibular ilerletmelerdeki inferior ve

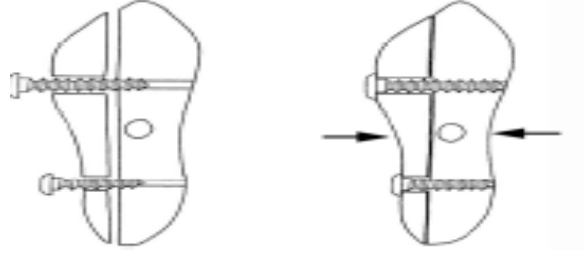
posterior relapsın en önemli nedeni olduğunu düşünselerde suprahyoid kasların rahatlatılmasının relapsta klinik olarak bir azalma sağlamadığı bildirilmiştir. Bunun üzerine iskeletsel fiksasyon konsepti ortaya atılmıştır (33,34,35,36).

2.2.3. Fiksasyon Yöntemleri

Maksillomandibular fiksasyonla birlikte iskeletsel fiksasyonda ilk olarak priform rimden geçerek molar ve premolar bölgesine sirkum bağlanan teller ile yapılmıştır (37,38,39). Daha sonra angulustan sirkummandibular bağlama (sirkumramus), mandibulanın üst ve alt sınırından telle bağlama (high-low border wiring) teknikleri uygulanmıştır (40).

Sagittal split ramus osteotomisinde relapsın azaltılması, iyileşmenin desteklenmesi ve fonksiyonun erken iadesi amacıyla lag vidalarla yapılan rijit fiksasyon Spiessl tarafından savunulmuştur. Mandibular geri alma operasyonu sonrası tel fiksasyon ile 3 adet 2.7lik vida ile yapılan rijit fiksasyonun stabilitesi karşılaştırılmış ve rijit fiksasyonun iskeletsel tel fiksasyonuna göre daha avantajlı olduğu bildirilmiştir. Operasyon esnasında kemik segmentlerinin kontrolü bu yöntemde daha kolaydır ve kemik teması zayıf olan bölgeler bile stabilize edilebilir (41,42,43,44). İşlem sırasında oklüzyon değerlendirilebilir ve hava yolu açık olacağından, hemoroji ya da ödem oluşsa bile postoperatif uyanma daha güvenlidir. Ayrıca osteotomi bölgesinde kemik segmentlerinin rijit fiksasyonla kompresyonunun primer kemik iyileşmesini sağladığı bildirilmiştir (45,46).

Lag vidalar, sadece distal ucunda yivleri bulunan ve sıkıldığında distal ve proksimal segmentlerde kompresif kuvvete neden olan vidalardır. Medial ve lateral segmentlerin kompresyonun da daha iyi kemik iyileşmesi sağlamaktadır. Ayrıca operasyonu yapan cerrahın lag vidanın medial kortekse girdiğini daha kolay anlamasında avantajlıdır. Medial kortekste vidanın yerleştirilmesi için yeterli kemik yoksa lag vida sıkışmayacaktır. Segmentler arasında aralık varsa lag vida kullanılmamalıdır. Kullanılırsa bu mandibulada, anterior-posterior veya medial-lateral deplasmana yol açabilir. Mandibular ilerletmelerde tek kemik teması distal segmentin proksimal ucuyla proksimal segmentin distal ucu arasında olacaktır ve lag vida ile fiksasyon yapılırsa oluşacak sıkışma lateral kondiler deplasmana sebep olacaktır (Şekil 2.2) (47).



Şekil 2.2: Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı (228)

Deplasmanı önlemek için, segmentler arasındaki boşluğa kemik grefti yerleştirilmeli veya başka bir rijit fiksasyon (RİF) tekniği kullanılmalıdır. Distal ve proksimal segmentlerin kompresyonu inferior alveolar sinir hasarına da sebep olabilir. Bu sebeple segmentlerin birbirine bakan yüzeylerindeki spongiöz kemiğin bütün sivri kısımları düzeltilmelidir (47).

Pozisyonel vidalar hem distal hem proksimal segmentlere bağlanırlar. Vida sıkıştırıldığında kompresyon oluşmadığı için kondilde veya segmentlerde deplasmana sebep olmaz. Ayrıca kompresyon oluşmayacağından, sinir hasarı riski de daha azdır (47).

Bu teknikte vidanın medial kortekse bağlandığının anlaşılması zordur. Vida medial kortekse bağlansa da bağlanmasa da lateral korteksteki yuvaya iyice sıkışabilir. Vidalar yerleştirilirken, segmentler doğru pozisyonlandırılmazsa, birbirlerinden uzaklaştırılabilirler.

Konvansiyonel kemik plak\vida sistemlerinin en önemli dezavantajı, postoperatif dönemde ideal oklüzyonun ve segmentlerin birbiri ile olan konumlarının değişmesine sebep olan, plak ile altındaki kemiğin adaptasyonunun yeterince iyi olmamasıdır (48). Bu amaçla, son yıllarda locking (kilitli) plak\vida sistemleri geliştirilmiştir (49,50). Locking plaklar, vida ile plak arasındaki hareketi engelleyerek sabit açılı fiksasyon sağlayan implantlardır. Konvansiyonel sistemlerde, vida başı ile plak arasında pasif bir ilişki mevcut iken locking sistemlerde, vida başı plağa kilitlenecek şekilde yivlere sahiptir. Vida sonuna kadar sıkıldığında, vida başı plağa

kilitlenmiş olur. Böylece segmentleri sabitlemek için, vida başının plağı kemiğe doğru bastırmasına gerek kalmamaktadır. Yani plak kemiğe aşırı bir baskı uygulamadan kolaylıkla adapte olmaktadır (49). Bu avantaj, özellikle çok parçalı ve defekt içeren kırıkların stabilizasyonunda oluşabilecek sekonder dislokasyonları önlemeye yardımcı olur. Oysa ki konvansiyonel sistemlerde vida ile plak arasındaki yüksek sürtünme kuvveti ile plak stabilizasyonu sağlanmaktadır. Bu da vida ile kemik arasında oluşabilecek minimal bir gevşemenin dahi plak stabilizasyonunda ve primer stabilizasyonda ciddi problemlere yol açması demektir (51). İkinci bir avantajı ise plak üzerindeki vidaların gevşeme ihtimalleri düşüktür. Bu da özellikle kemik kalitesindeki zayıflıktan ötürü kemik içi boşluklara veya kırık hattına düşen vidaların primer stabilizasyonunu sağlayarak gevşemelerini önler. Dolaylı olarak gevşemeyen vida daha az granülasyon dokusu ve enflamasyon demektir (48). Son olarak, locking plak\vida sistemleri uygulandıkları yerdeki kemiğe, konvansiyonel plak sistemlerine göre daha az baskı uyguladıkları için lokal anlamda kemiğin kanlanmasını daha az etkilerler. Böylelikle vidaları çevreleyen kemik dokusunda, aşırı basınç kaynaklı nekrozların sebep olduğu plak kayıpları önlenebilir (48,52,49).

Bu sistemler ilk defa locking rekonstrüksiyon plak\vida sistemleri olarak ortaya çıkmışlardır. Mandibular fraktürlerin tedavisinde kullanılan bu plakların, diğer fiksasyon sistemlerine göre daha avantajlı olduklarını rapor eden çalışmalar mevcuttur (49,53,54). Son zamanlarda ise 2.0 mm locking plak\vida sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (48,51,55). Bu plaklar piyasada küçük, orta ve büyük (mini, intermediate ve large) olacak şekilde değişik boyutlardadır, ayrıca düz veya açılı olabileceği gibi barlı ve barsız şeklinde de alternatifleri mevcuttur. Tüm bu plaklar, 2.0 mm çaplı vida ile fiske edilebilirler. 2.0 mm locking plak uygulama tekniği, diğer nonkompresyon plaklar ile aynıdır. Dikkat edilmesi gereken tek nokta, vida başının plağa kilitlenebilmesi için plak üzerindeki deliklerin tam ortasından ve dik bir açı ile drillenmesi gerektiğidir (55).

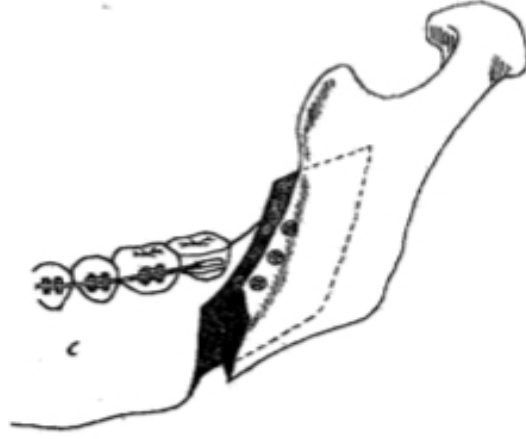
Klasik sistemde plağın kemiğe tam olarak adapte edilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde vidalama esnasında kemik yüzeyi ile plak arasında oluşacak uyumsuzluk mobil kemik fragmanlarına iletilmekte ve fragmanlar arasında daha fazla boşluk oluşmasına, okluzal düzensizliklere ve stabilizasyonda güvenilirliğin azalmasına sebep

olmaktadır. Kilitli plak ve vida sistemi kullanıldığında ise tam bir plak kemik uyumu gerekmediği için stabilizasyon değişmeden kalmaktadır (50).

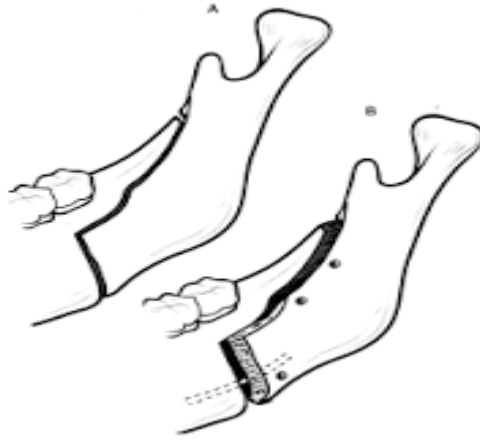
Locking plakların, kemik yüzeyine daha iyi adapte olmasından dolayı, konvansiyonel miniplaklarla karşılaştırıldığında postoperatif major komplikasyon oranları çok daha düşüktür (48). Gutwald ve ark. yaptıkları biyomekanik çalışmanın sonucunda kullanmaya başladıkları locking plakların ilk klinik değerlendirmesinde özellikle ciddi çok parçalı kırıklarda ve atrofik çenelerin kırıklarında başarılı sonuçlar aldıklarından bahsetmişlerdir (49). Chritah ve ark., Sauerbier ve ark., Ellis ve Graham yaptıkları klinik çalışmalarda konvansiyonel sistemlere göre daha düşük komplikasyon oranları ile karşılaştıklarını rapor etmişlerdir (48,51,55). Bu haliyle locking plakların konvansiyonel mini plaklar için iyi bir alternatif olabileceği düşünülmüştür.

Lag ve pozisyonel vidalar transoral ve perkütanöz olarak yerleştirilebilmektedir. Transoral yaklaşımın en büyük avantajı cilt insizyonunu önlemesi ve daha az kas elevasyonu gereksinim olmasıdır (56). 3. molar diş varlığında ve kısa proksimal segmentlerde transoral yaklaşım, lingual yaraftaki kemik yetersizliği sebebiyle zorlaşır. Vidaların istenilen yöne yerleştirilebilmesi ve var olan kemiğin dik olarak fikse edilmesi perkütanöz yaklaşımın avantajları arasındadır. Araştırmacılar uzun kemiklerdeki oblik kırık hatlarına yerleştirilecek vidaların, aksiyel kompresif, torsiyonel ve iki farklı tip bükme kuvveti gibi farklı yükler altında optimal direnç gösterebildikleri açıldırılmayı araştırmışlar ve kırık planına dik olarak yerleştirilen vidaların en iyi direnç gösterdiğini bildirmişlerdir (57). Ancak günümüzde iki farklı vida yerleştirme yöntemi olan intraoral 60° ve ekstraoral 90° teknikleri karşılaştırılmasında vida açılmalarının hareket rezistansına belirgin bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (58).

Bikortikal vida pozisyonlandırılması için bir çok farklı yerleştirme şekli kullanılmıştır. En yaygın olarak kullanılan ters-L düzeni veya üst sınıra 3 vida yerleştirilmesidir (Şekil 2.3, Şekil 2.4) (59).



Şekil 2.3: Üst sınıra 3 bikortikal vida uygulaması (59)



Şekil 2.4: Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulaması (59)

Bikortikal vidaların çeşitli çapları bulunmaktadır. Stabilité açısından çaplar arasında bir fark olmadığı ve hasta konforu açısından küçük çaplı vidaların kullanılmasının yeterli ve uygun olduğu bildirilmiştir (60,61,62).

Günümüze kadar plak ve vidaların konumlandırılması için bir çok teknik bildirilmiştir (63,64). Kırık fiksasyonunda kassal gerilim kuvvetlerinin en büyük olduğu yerin uygun fiksasyon noktaları olduğu bildirilmiştir (65). Champy ve arkadaşları bu düşünce doğrultusunda mandibular aç kırıklarında en uygun plak lokalizasyonu olarak

mandibulanın üst sınırı olduğunu yaptıkları biyomekanik çalışmalarla göstermişlerdir (66). Günümüzde bu teknik yapılan çalışmalarla desteklenmekte ve en çok tercih edilen fiksasyon yaklaşımlarındandır (67,68).

Bir dizi çalışmada, çiğneme sırasında dişlerin uyguladığı yiyecek ısırma davranışlarını ve kuvvetlerini bildirmiştir (71,72). Trulsson ve Johansson; normal oklüzyon ve dişlere sahip seçtikleri insanlarda diş fısığının ve bisküvinin yarısını ikiye bölmek için uyguladığı kuvvetleri ölçmüşlerdir. Sırasıyla 16-19 N ve 7.8-10.3 N aralığındaydı (72). Moriya'nın Japon gönüllülerle yaptığı bir araştırmada, belirli lokma kalınlıklarına sahip seçilmiş gıda maddeleri için çiğneme kuvvetlerini bildirmiştir. Yapılan çalışmada; elma 17 mm, 12 N; Çikolata 5 mm, 14 N; Jelatin 7.5 mm, 5.4 N; Ve peynir 10 mm, 0.6 N olarak çiğneme kuvvetleri bildirilmiştir.(73).

Van Sickels ve ark., ön dişlere uygulanan yüklerle ilerleme sonrasında mandibular modelleri sabitlemek için 3 bicortikal vida ve silindir plak kullanarak 140 N'ye kadar SSRO için fiksasyon seviyeleri bildirmiştir (68). Özden ve ark.'nın in vitro bir çalışması 10 farklı fiksasyon şemasını karşılaştırdı ve incelenen gruplar arasında biyomekanik olarak en kararlı fiksasyon şeması olan ters çevrilmiş-L'nin bir şemasında, bikortikal vidaları kullanarak yükleme seviyelerinin 778 N'ye kadar ulaştığını bildirmişlerdir (69). Bunun tersine, klinik bakış açısından, bu gibi fiksasyon seviyeleri, besin ısırma davranışlarını ve oklüzal kuvveti azaltmayı düşündüğünde fiksasyonun asıl ihtiyaçlarını gözle görülür derecede aşmaktadır. Bu nedenle, bu fiksasyon şemalarından üretilen fazladan stresler, uzun süreli stabilizeyi etkileyebilir (70).

Aynı dönemlerde kullanılmaya başlanan ve son 20 yılda standart teknik olarak kabul gören bir diğer rijid fiksasyon yöntemi ise monokortikal vidalar ve metal plaklar ile osteotomi hattının tespit edilmesiydi. Zamanla kullanılan plakların içeriği değişerek titanyum alaşımlı plaklar kullanılmaya başlandı. Son dönemdeki gelişmelerin ışığında polilaktik asit ve poliglikolik asit içerikli, rezorbe olabilen plakların kullanımı ile ilgili çalışmaların sayısı da artmaktadır.

Bessho ve ark., Çene deformitesinde rijit fiksasyon için çekilmiş bir PLLA osteosentez sisteminin uygulanmasını ve ağırlık ve ağırlık taşımayan alanlarda kırıkları rapor etmiştir. Onların sonuçları tatmin ediciydi ve takip sırasında herhangi bir geç

komplifikasyon gözlenmemiştir. Bununla birlikte, 2 hastada erken enfeksiyonlar derhal antibiyotik tedavisi ve kesin tedavi ile kontrol edildi. Sistem, burada sunulan çalışmada aynı göstergeler için kullanıldı. Operasyon sırasında vida kırığı ve doku reaksiyonuna bağlı erken komplifikasyonlar kaydedilmediğini bildirilmiştir (74).

Çene deformitesinin düzeltilmesi için çizilmiş PLLA osteosentez sistemi kullanan başka bir çalışmada relaps oranı metalik sistemlere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, BSSRO'daki her bir ramus için 3 veya 4 vida kullanmayı önerdi; bu da büyük geri dönüşleri ve komplifikasyonları önledi. Bikortikal PLLA vidaları ile sabitlenen grupta ortalama geri dönüş mesafesi 6.6 mm olarak bildirilmiştir (75). Yapılan bir başka çalışmada; BSSRO için 2 vida kullanılarak ortalama 6.2 mm' lik geri dönüş elde edildiği bildirilmiştir (76).

Spiessl, 1974 yılında vidalar ile osteosentez tekniğini tarif etmiştir, kemik kortikallerin sıkıştırılıp açılmadığına bakılmaksızın incelemeler yapılmıştır, çünkü gecikme vidası gibi vidaların kullanımı daha büyük bir yüzey sıkıştırma alanına izin verecek, Böylece kemik kalusunun gelişimi olmadan kemik dokusu stabilitesi ve primer kemik onarımına yardımcı olur (77). Sagittal bölünmüş osteotomide segmentlerin osteosentezi için kullanıldığında, pozisyonel vidaların sağladığı stabilite ile gecikmeli vida tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (59).

Rijit fiksasyon için kullanılan vidaların farklı sayıları ve konfigürasyonları değerlendirildi. Bununla birlikte, bir vidanın kullanılmasının kabul edilemez olduğu ve iki vidayla dengelenmenin hâlâ belgelenmiş raporların az olduğu bir yöntem olduğu bilinmektedir. Daha fazla vida ilavesi mekanik bir avantaj göstermediğinden, üç vidanın kullanımı ideal gibi gözükmektedir. Bu çalışmada, seçenek, hemimandibllerin fiksasyonu için ters "L" konfigürasyonunu kullanmaktır, çünkü bu en kabul edilebilir model ve mandibular ramus sagittal split osteotomiden sonra sabit segmentlerin yer değiştirmesine en büyük direnci sağlayan seçenektir (78).

Hammer ve ark., in vitro poliüretan mandibula deneyinde, ek bir konumlandırma vidası kullanarak sagittal split osteotomi için mini plakalı fiksasyonun mekanik stabilitesi arttırılabileceğini bildirmişlerdir (228). Bu, Shetty ve ark. tarafından, çeşitli konfigürasyonlarda monokortikal vidalar ile farklı mini levha

sistemleri kullanılarak uzak segmenti 7 mm ilerleten bir mandibula sagittal osteotominin biyomekanik bir modelini ve retromolar bölgede ek 2.4 mm bikortikal vidalı veya olmadan test edilen bir biyomekanik modeli değerlendirmişlerdir (228). Sonuçları, mini plaklar ve pozisyonel vidaların kombinasyonu ile stabilize edilen osteotomilerin, mini plaklar stabilize edilmiş osteotomilerinkinden daha istikrarlı olduğunu belirtmişlerdir.

Obeid ve Lindquist, kemik kalınlığını değerlendirmek için insan kadavra mandibulaları için anatomik bir çalışma yapmışlar ve en kalın bukkal ve kortikal plakların, son moların hemen distalindeki ramusun üst sınırında olduğunu göstermişlerdir. Bu sonuçlar, 1 ek bikortikal vidanın yerleştirilmesi için mevcut olan en iyi kemik ile ilgili diğer mekanik deneylere yönelmişlerdir (227). Retromolar bölge, intraoral bir yaklaşımla iyi bir erişilebilirlik ve kemiğin en iyi kalitesini ve genişliğini sağlamak için seçim bölgesi olarak belirtilmiştir (61).

2.3. Fiksasyonda Kullanılan Materyaller

2.3.1. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri

Titanyum(Ti) inert ve biyouyumlu bir materyaldir, yüksek biyomekanik özellikleri ve sertliğinin yanı sıra kolay şekillendirilebilir. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyum materyaller, titanyum ve oksijen içerir. Bugün titanyum, oksijen içeriğine göre I–IV arasında sınıflandırılır. Derece I titanyum düşük oksijen içeriği ve düşük dirence, derece II titanyum standart oksijen ve orta dirence, derece III titanyum orta dereceli oksijen miktarı ve yüksek dirence, derece IV titanyum ise yüksek oksijen miktarı ve ekstra dirence sahiptir. Titanyum yaşayan doku ve kemikle kolaylıkla kaynaşır. Kemikle oluşturulan bu bağa osseointegrasyon adı verilir ve her iki doku arasındaki bu kaynaşma oldukça kuvvetlidir. Titanyum ve kemik arasındaki bağ, bağlanma yüzeyi boyunca ve ona dik gelen kuvvetlere karşı koyar. Titanyum kraniofasiyal cerrahide kullanılan diğer metallere göre (paslanmaz çelik, titanyum) en iyi korozyon direnci gösteren materyaldir. Her ne kadar kemiğe oranla çok daha yüksek olsa da metallere oranla daha düşük elastik modülüne sahiptir. Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) etkileşimi açısından daha uyumludur (79).

Titanyum plaklar, bilinen, biyouyumluluğu en fazla olan materyal olmasına karşın bir takım pigmentasyonlara yol açtığı bilinmektedir. Plakların bükülüp kırılmasıyla ortaya çıkan titanyum parçacıklarının etken olduğu gösterilmiştir. Pigmentasyonun çoğunlukla kırılma bölgelerinde gözlenmesi de bunu doğrular. Rosenberg ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada makroskopik olarak paslanmaz çelik plakları kaplayan yumuşak dokuda pigmentasyon saptanmıştır. Titanyum miniplakları kaplayan yumuşak dokuda ise %25.6 siyah pigmentasyonlar izlenmiştir. Mikroskobik olarak ise paslanmaz çelik plakları kaplayan yumuşak dokuda da %65.3 oranında siyah pigmentasyonlara rastlanmıştır. Titanyum miniplaklarda ise bu oran %71.8 bulunmuş. Dolayısıyla her iki tip plağın yumuşak dokuda partikül birikimine neden olduğu söylenmiştir. Titanyum plaklar, titanyumdioksit partikülleri oluştururken paslanmaz çelik plaklar krom, nikel, demir ve molibden gibi toksik metallerin birikimine neden olmaktadır. Titanyum miniplakların miktar ve yoğunluk olarak çok az olduğu ve pigmentasyonun asemptomatik olduğu gözlenmiştir (80).

Plakları kaplayan yumuşak dokularda titanyum konsantrasyonuna bakılan bir başka çalışmada, total ve çözünebilir titanyum miktarları plaklama süresince karşılaştırılmıştır. Plakları çevreleyen yumuşak dokudaki ortalama titanyum miktarı 1306 µg/g, ortalama çözünebilir Ti miktarı ise 0.53 µg/g kuru doku olarak bulunmuştur. Osteosentez sırasında dokuya geçen bu titanyum düzeylerinin daha sonraki dönemlerde sabit kaldığı gösterilmiş ve dolayısıyla hastanın şikayeti yoksa titanyum plak ve vidaların çıkarılmasının zorunlu olmadığı öne sürülmüştür (81).

Ancak Kim ve arkadaşlarının çalışmalarında da bağ dokusunda titanyum depozisyonu gözlenmiştir. Özellikle makrofajlarda, fibroblastlarda ve kemik dokusunda görülebilir düzeyde olduğu belirtilmiştir. Titanyum miniplakların çevresinde yumuşak ve sert dokuda lokal makroskopik ve mikroskopik doku yıkımları gözlenmiş ve bu bulgular sonucunda titanyum miniplakların kemik iyileşmesinden sonra çıkarılması gerektiği belirtilmiştir (82).

Metalik fiksasyonların dezavantajlarını en aza indirmek için maksillofasiyal bölgede kemik fiksasyonunda rezorbe olabilen plak ve vidalar kullanılmaya başlandı. Kulkarin ve arkadaşları tarafından 1966 yılında ilk kez literatürde tarif edilmiştir. Cutright ve Hunsuck tarafından poliaktik asiti (PLA) 1972 yılında maksillofasiyal travma hastalarında kullanmışlardır (83,84).

Metalik malzemelerle rijit fiksasyon, son 30 yıldır kullanılan ve iyileşme dönemlerinde kemik segmentlerini hizalamak için yapılan standart bir tekniktir (148). İlk rezorbe olabilen malzemeler membranlarda kılavuzlu doku rejenerasyonu ve dikişler için kullanılmıştır. Rezorbe olabilen plakların ilk klinik raporları 1980 yıllarında yayınlanmıştır (214). Maksillofasiyal cerrahide kullanılan metal vidalarda bazen migrasyon, kabul edilemeyen palpasyon, pediyatrik hastalarda büyüme kısıtlaması ve radyasyon içeren görüntüleme tanılarında görülen girişimlere bağlı olarak sekonder çıkarılma gereklidir (155).

2.3.2. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri

Maksillofasiyal cerrahide kullanılan birçok biyorezorbe olabilen sistem polilaktik asit (PLA) ve poliglolikolik asit (PGA) kopolimerlerinden ve az bir oranda trimetilen karbonat (TMC) ilavesinden oluşurlar. PGA hidrofilik yapıdadır ve kristal

yapısına rağmen çok hızlı degrade olur ve direncini yaklaşık 6 hafta içinde kaybeder. 3-12 ay arasında da tamamen yok olur (85,86).

PLA ise hidrofobik yapıdadır ve PGA ya oranla çok daha yavaş rezorbe olur. PLA izomerlerinin yüksek stereodüzenli hali poli-L-laktik asit(PLLA) bu materyali kolayca kristale dönüşebilir kırılrsa da PLLA implantların üretim metodlarındaki farklılıklar sonucu değişik solid morfolojiler sergileyebileceği gösterilmiştir (87,88). Ayrıca PLA izomerleri degradasyon sürecinde kristale dönüşme eğilimindedir ki buda PLLA polimerinin rezorpsiyon süresini 6 yıla kadar yavaşlatmaktadır (89,90,91). PLLA'nın kristalliği L-bağlarına küçük miktarlarda D-stereoisomerlerinin ilavesi ile önemli derecede azaltılabilir (92). L-laktik asitin %- 15 mol D-laktik asit ile kopolimerizasyonu amorf polilaktikler(PLDLLA) verir. Uygun hale getirilmiş rezorpsiyon süreci ve mekanik hareket için biyorezorbe polimerler tipik olarak karıştırılmış veya kopolimerize edilmişlerdir. PGA ve PLLA'nın mekanik karakteri daha esnek TMC birimlerinin ilavesi ile veya TMC içeren yapışkan kopolimerlerin karıştırılması ile arttırılabilir.

Polimer yapısına ilave olarak biyorezorbe plak sistemlerinin biyomekanik direnci ve degradasyon karakteri implantların dizaynına, üretim sürecine ve sterilizasyon metoduna bağlıdır. Bu nedenle her yeni plak sistemi için biyomekanik yapı ve degradasyon ayrı ayrı hesaplanmalıdır. Biyodegradasyonun geç safhalarına kadar biyouyumluluk ve komşu doku tepkisi belirlenmelidir.

Günümüzde saf PLLA yerine L-laktik asit (LLA) ve D-laktik asit (DLA) ko-polimerleri kullanılmaktadır, böylece amorf ancak yeterli mekanik dayanıklılık gösteren bir yapı elde edilir (93). L-polilaktik asit (LPLA) ile poliglikolik asit (PGA), plak ve vidalara sertlik, dayanıklılık kazandırırken D-L-polilaktik asit (DLPLA) rezorbe olma süresini belirlemektedir. Eklenen trimetilen karbonat (TMC) ile plaklara esneklik kazandırılmaktadır. Günümüzde bildirilen rezorbe olma süresi 12–16 aydır.

Biyoçözünabilen maddelerin ilk kullanımı çözünebilen bir suture materyali olan katgüt (kollagen) ile başlamıştır. Katgüt, proteolitik olarak çözünür ve dokulardan fagositoz yolu ile ayrılır, bu da dokuda lokal bir enflamasyon oluşmasına neden olmaktadır. Günümüzde suture materyalleri PLA, PGA ve polidioksanen (PDS) yapılmaktadır. Kırık fiksasyonu olarak PGA, ilk kez Schmitt ve Polistina (1969) tarafından kullanılmıştır, ancak araştırmacılar bu çalışmanın sonuçlarını bilimsel bir rapor

olarak bildirmemişlerdir (94). İlk bilimsel makale, kırık ve osteotomilerde PLA kullanımı olarak bildirilmiştir (95,96). Daha sonra PGA ve PDS'den yapılan materyaller güvenli bir şekilde çene yüz bölgesi kırıklarının fiksasyonunda kullanılmıştır (97).

Kırık fiksasyonunda sıklıkla kullanılan sentetik biyoçözünür materyaller olan polidioksan, poliglikolit ve polilaktit yüksek moleküler ağırlıklı alfa hidroksi asit polimerleridir. Bunlardan PGA ve PLA, güçlendirilerek daha güçlü materyal özellikleri kazandıkları için en sık kullanılan materyaller olmuştur (98,99).

Sterilizasyon çözünme oranına etki etmektedir. Etilen oksit polimerin yapısını değiştirmez ya da çözülmeye yol açmazken artık maddelerin tekrar polimerleşmesini sağlayabilir. Bunun yanında gama radyasyonu polimerde hem parçalanma hem de çapraz bağlanma işlemlerini başlatır ve mekanik özelliklerini değiştirir (98,99).

Polidioksanon (PDS); renksiz bir kristalin polimeridir. Oda sıcaklığında plastik özelliktedir, erime derecesi 110 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 16 °C'dir. Hidroliz yoluyla çözünür ve artık ürünler genelde idrar ile geri kalanlar ise feçes ve ekshalasyon yolları ile atılır. Genellikle 6 ay içinde çözünür ve sadece implantın çevresinde az miktarda lokal enflamasyon görülür. PDS'den yapılan implantlar etilen oksitle steril edilebilirler. Ortopedik cerrahide yumuşak doku cerrahilerinde, tendon, ligament cerrahisinde tercih edilir. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanımı azdır (100).

Poliglikolik Asit (PGA); sert, kahverengi kristalin polimerdir ve birçok çözücü içinde çözünmez. Erime derecesi 224-226 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 36 °C'dir. Hidroliz yolu ile çözünür ve spesifik olmayan esterazlar ve korboksipeptidazlarca yıkılır. Glikolik asitin monomerik birimleri idrar ile atılır ya da enzimatik olarak H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Molekül ağırlığına, saflığına, kristalizasyonuna ve ayrıca büyüklük ve şekline göre değişkenlik gösterse de 6 haftada mekanik direncini yitirir ve birkaç ayda tamamen çözünür. Çözünme in vivo ortamda in vitroya göre daha hızlıdır. Bunun nedenini hücrel enzimlere bağlamak mümkündür. Mekanik direncini çok çabuk kaybetmesinden dolayı çok fazla yük almayan bölgelerde kemik fiksasyonunda kullanılmaktadır (100).

Polilaktik asit (PLA); soluk renkli, yarı kristalin yapıda bir polimerdir. Erime derecesi 174 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 57 °C'dir. L ve D konfigürasyonuna göre dört biçimde bulunabilir. Hidroliz ile yıkılır ve H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Mekanik özellikleri, sterilizasyon metodu ve materyal büyüklük ve şekline göre değişse de PGA ve PDS'den daha dirençlidir ve daha uzun sürede çözünür. Tamamen çözünme süresi birkaç yıldır. PLA'nın kopolimeri olan D-laktit, L-laktit, poli-D-L-laktit hücrel enzimatik tepkimeler sonucu daha hızlı çözünmektedir. PLA etilen dioksit ile steril edilebilir, ayrıca yüksek dirençli güçlendirilmiş formları gama ışınması ile de steril edilebilir. Gama ışınması PLA'nın moleküler ağırlığını belirgin bir şekilde düşürür ve bu nedenle de çözünme süresini kısaltır (100).

PGA ve PLA biraraya getirilerek kopolimerler oluşturulabilir. İçerik oranlarına göre maddenin de özellikleri değişebilmektedir. PGA içeriği arttırılırsa kopolimer daha hızlı çözünecektir ya da azaltılırsa tam tersi olacaktır. Günümüzde PLA/PGA kopolimerleri sütür materyali olarak çok sık kullanılmaktadır (100).

Güçlendirme tekniği; Tormala (1992) tarafından geliştirilmiştir. Bu sayede kırık fiksasyonu için yeterli dayanıklılıkta polilaktik asit ve poligliserol ürünleri elde edilebilmektedir. Bu teknikte polimerik fiberler, aynı polimerden oluşan matrisle birleşirler. Bu implantlar kırık stabilizasyonu için yüksek güce sahiptir (100).

Biyo-çözünür plaklar son 30 yıldır çene yüz cerrahisinde kullanılmaktadır. Cutright ve Hunsuck (1972), Rozema ve ark. (1990) hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmalarda, orbita blow-out kırıklarında; Getter ve ark. (1972), Bos (1989a), Bos (1989b) mandibula kırıklarında; Rokkanen ve ark. (1985) mandibula osteotomilerinde rezorbe olan plak ve vida sistemlerinin başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (95,101,102,103,104,105).

Maksillofasiyal ameliyatta en çok kullanılan rezorbe olabilen malzemeler, yüksek molekül ağırlıklı poli-alfa-hidroksil asitler, polilaktik asit (PLA), poligliserolik asit (PGA), polidioksanon (PDS) ve bunların kopolimerleri olmaktadır. Kullanılan malzeme, mukavemeti, yumuşaklığı ve bozunma özellikleri için seçilen katı ve elastik polimerlerin bir karışımıdır (215). Bu asitler canlı dokuların sulu sisteminde

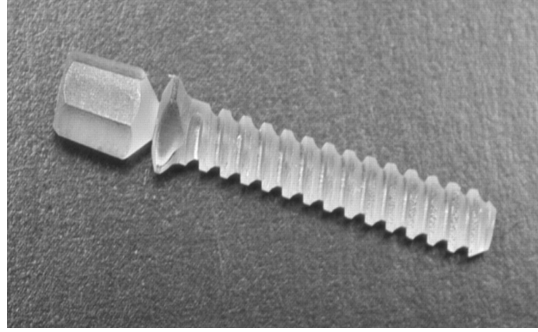
basit hidroliz yoluyla bozunurlar. Önce makrofajlar ve dev hücreler tarafından fagositize edilen küçük parçalara ayrılırlar. Elde edilen PLA (polilaktik asit) ve PGA (poliglikolik asit) ürünleri, karbondioksit ve suda metabolize olur ve solunum yoluyla yok edilir (89,206). Turvey, bimaxilar ortognatik ameliyatı olan 70 hasta üzerinde kısa bir süre (6-24 ay) takip ettiği çalışmasında; üç hasta vida kaybı ile ilgili bazı sorunlar gelişmiş ancak tüm hastalarda stabilite ve oklüzyonun yeterli olduğunu bildirmiştir (194).

Rezorbe olabilen materyallerin avantajlarından biri, iyileşme döneminde kemik parçalarını desteklemenin yanı sıra, kemik birleştirildiğinde tamamen emilmesinin ve ortaya çıkan metabolitlerin herhangi bir yerel ya da genel değişikliğe neden olmama özelliğidir. Matthews ve ark, 11 hastada sagittal alt çene ilerletme osteotomisinin fiksasyonunda kullanılan SR-PLLA (Inion®) rezorbe olabilen vidaların stabilitesini incelemiştir. Bu sonuçları, titanyum ile sabitlenmiş benzer bir osteotomi uygulanan 11 hastanınikiyle karşılaştırdıklarını bildirmiştir. Bir yıllık takip periyodunda, sefalometrik stabiliteyi karşılaştırırken her iki grup arasında belirgin farklılıklar bulamadılar. Bu özellikler, özellikle ilk işlemde kullanılan malzemeleri çıkarmak için ikinci bir işleme gerek duymadıklarından kuşkusuz avantajlar sağladıklarını bildirmiştir (217).

Fuente yaptığı bir çalışmada, 208 olguda PLLA (poli-L-laktik asit) emilebilir materyal ile maksillofasiyal osteosentez ile ilgili deneyimini bildirmiştir ve 142'si ortognatik cerrahiye karşılık gelmektedir. Bu olguların izleme süresi maksimum 8 yıldır. Çalışmada komplikasyon oranı % 7.9 olarak bildirilmiştir: zayıf tekniğe bağlı 2 maksiller instabilite vakası, 6 granüloma olgusu, 4 plak kırılma ve 4 plak yer değiştirmesi vakası. Bu komplikasyonların çoğu, kullanılan materyalden ziyade tekniğe bağlandırılmıştır.(218) Bu vidaların kullanımı, daha yaygın titanyum vidalarla karşılaştırıldığında zordur, bu nedenle, başlangıçta, cerrahi süre, 10-15 dakika daha uzar. Vidayı bir rehber kullanmadan oryantasyona sokmak için el cihazlarının geliştirilmesi, cerrahın cerrahi çalışma süresini mekanik özelliklerinde bir sorun oluşturmadan azaltmasını sağlayacağı bildirilmiştir (219).

LactoSorb®, başlangıç yerleşiminde titanyum kaplamayla karşılaştırılabilir ve sekizinci haftada gücünün yaklaşık% 70'ini korur ve

kraniomaxillofacial iskelette tam osseöz birleşmeyi sağlar. Biyolojik olarak parçalanabilen polimerler hidroliz yoluyla insan vücudunda bozunacak şekilde tasarlanmıştır.



Resim 2.1: LactoSorb® rezorbe olabilen vida

Biyolojik olarak parçalanabilir bir polimer için uygun yapı taşı seçimi, olumsuz tepkileri önlemek için makrofajların tüketme kolaylığına tabidir. Yapı bloğu seçimi, mekanik özellikler ve rezorpsiyon profili üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. Dahası, ana yapı bloğundaki bir ikinci yapı bloğunun eklenmesi ve miktarı, hem malzeme özelliklerini hem de rezorpsiyon profilini daha iyi kontrol etmeyi sağlar. Bu nedenle, LactoSorb® (% 82 poli L-laktik asit ve % 18 poliglolik asit), L-laktik asit ve glidikolik asitin farklı bir bileşime sahip diğer kopolimerleri ile aynı değildir.

Benzer bileşimlerle yeniden emilebilir polimerleri kıyaslarken, iki polimerin mekanik özellikleri ve rezorpsiyon profili, imalatında kullanılan farklı işlem tekniklerinden dolayı hala çok farklı olabileceğini belirtmek önemlidir. Hem kristalin hem de amorf özelliklerin ortaya çıkması için yüksek oranda ihtisaslaşmış prosesleme tekniklerinin kullanımı, mükül bir kopolimer oranı ve on yılı aşkın bir süredir

LactoSorb®, mekanik özelliklerin ve rezorpsiyon profilinin optimum dengesini sağlayan ideal bir kaplama sistemi olmasını sağlar.

10 yıllık bir takip çalışmasında ortaya çıkabilecek problemlerin nadir olduğu ve titanyum vidaları kullanıldığında karşılaşılan sorunlardan söz ettiği belirtilmektedir. Bu nedenle, komplikasyonlar daha az önemli olarak düşünülebilir. Tek fark, granülasyon

dokusu ile karşılaşılabilmektedir ki, malzeme bölgede palpe edilemez ise cerrahi gerektirmez (212) Mandibular ortognatik cerrahide rezorbe olabilen materyalin titanyum için geçerli bir alternatif olduğu açıktır. Gelecekte, rezorbe olabilen maddeler sadece kullanılan malzemeler olacaktır ve titanyumun bir kez çelik ile yer değiştirmesi gibi rezorbe olabilen materyallerinde titanyumu ile yer değiştirmesi muhtemeldir (221). Bu nedenle rezorbe olabilen vidalar üzerinde daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Biyomekanik İncelemeler

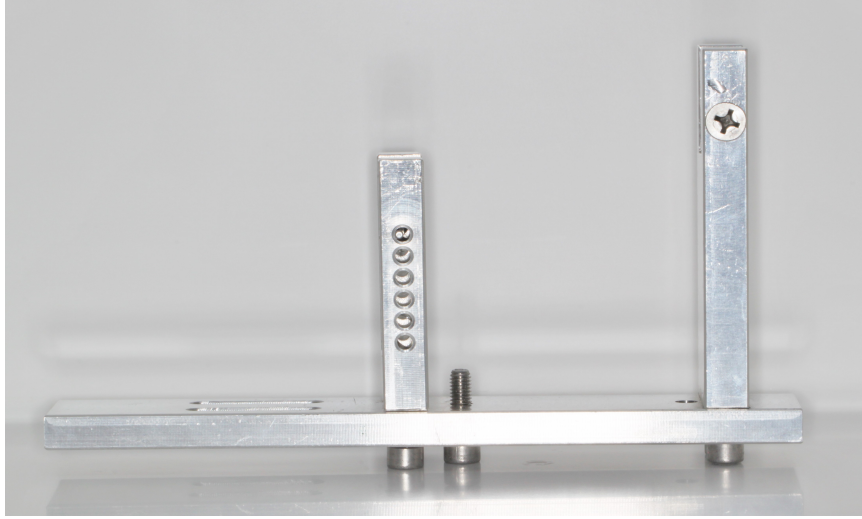
Çalışmamızda dış yüzeyi kortikal iç yüzeyi spongioz kemiği taklit edecek şekilde üretilmiş, bilateral sagittal split osteotomisi hazır olarak üretilen 20 adet poliüretan modeller kullanıldı (Synbone®, Malans, İsviçre) (Resim 3.1, 3.2). Osteotomi yapılmış olan modellerde vida yerlerinin standardizasyonu için, kret tepesi, osteotomi hatları ve birbirleri arasındaki mesafeler kumpas ile ölçülerek işaretlendi. Modellere deneysel olarak uygulanacak kuvvetler için kullanılacak çelik aparatın standardizasyonu için angulus mandibulanın en uç noktası işaretlendi. Çalışma, 20 adet poliüretan çene ile yapılmıştır. Çalışma 2 grup altında incelenmiş olup üst sınıra 3 adet bikortikal vida yerleştirilen “Grup 1”, ters-L düzeninde vida yerleştirilen ise “Grup 2” olarak adlandırılmıştır



Resim 3.1: BSSRO uygulanmış poliüretan modeller (Synbone®, Malans, İsviçre)

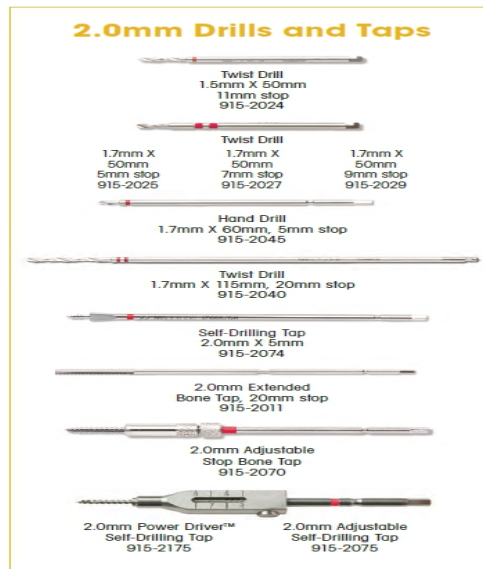


Resim 3.2: BSSRO uygulanmış poliüretan modeller (Synbone®, Malans, İsviçre)



Resim 3.3: Biyomekanik test cihazına modelleri bağlamak için hazırlanan çelik aparat

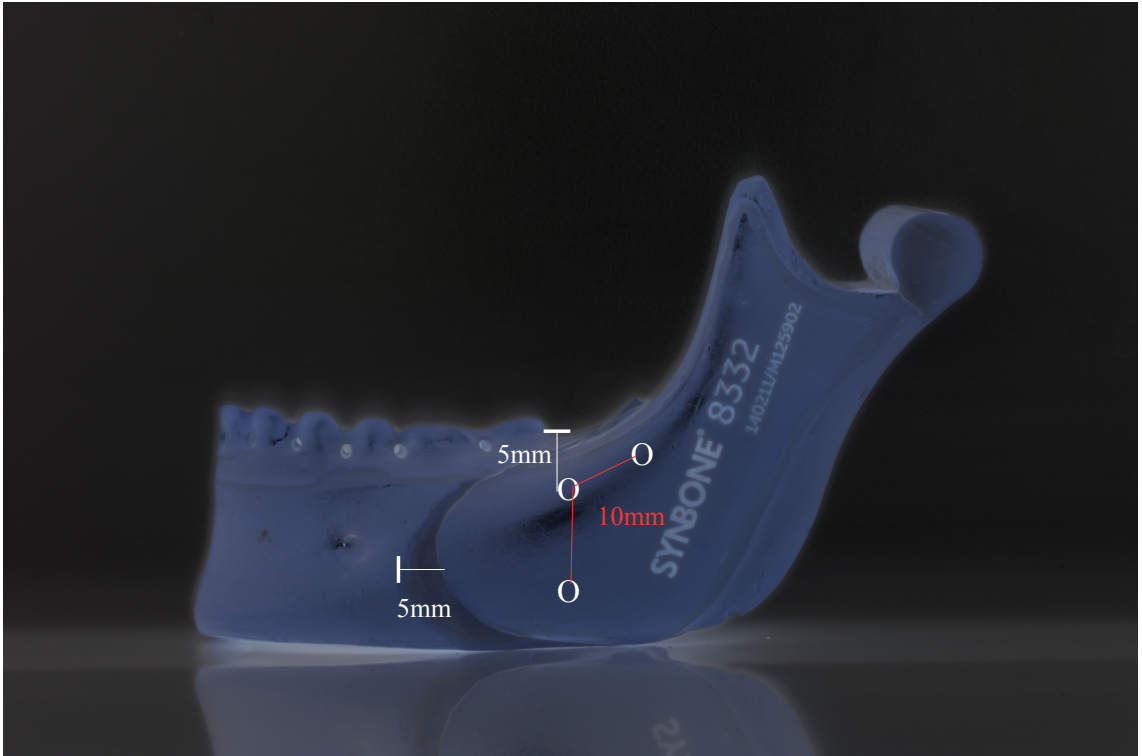
Çalışmamızda 2 grup oluşturuldu. Grup I' deki on hemi-mandibulaya, 1.7 mm çaplı frezlerle yuva açılıp 2.0 mm çaplı yiv açıcı (tapper) uygulandıktan sonra 2.0 mm çaplı, 15 mm uzunlukta üçer rezorbe vida (LactoSorb®, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) ters-L şeklinde, grup II' deki 10 modele ise 1.7 mm çaplı frezlerle yuva açılıp 2.0 mm çaplı yiv açıcı (tapper) uygulandıktan sonra 2.0 mm çaplı 15 mm uzunlukta üçer rezorbe olabilen vida (LactoSorb®, Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL, USA) üst sınıra yerleştirilerek fiksasyon sağlandı.



Resim 3.4: Modellerde rezorbe olabilen vidaların yuvalarını hazırlamak için kullanılan frez ve yuva açıcı seti



Resim 3.5: Üst sınıra sıralı yerleştirilen vidaların konumlandırılması



Resim 3.6: Ters-L düzeninde yerleştirilen vidaların konumlandırılmaları



Resim 3.7: Poliüretan modellerde üst sınıra 3 rezorbe olabilen bikortikal vida uygulaması



Resim 3.8: Poliüretan modellerde Ters-L düzeninde rezorbe olabilen vida uygulaması

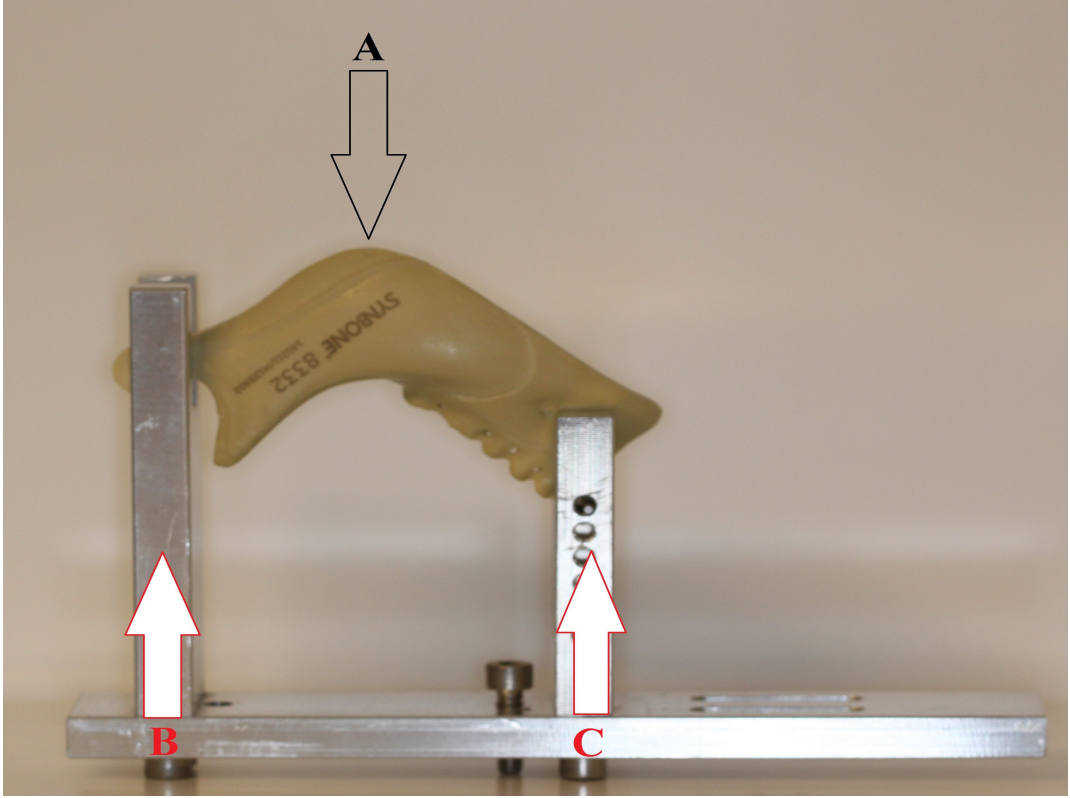
Yapılacak biyomekanik test için kurulan deney düzeneği, modelin fikse edilerek test cihazına bağlanmasını sağlayacak bir fiksasyon aygıtı, basma testi uygulayabilen bir servohidrolik test cihazı ve bu cihazın bağlı olduğu bir bilgisayardan oluşmaktaydı (Resim 3.7).



Resim 3.9: Zwick Roell Z250 biyomekanik test cihazı ve verileri testXpert II, Zwick Roell programıyla kaydeden bilgisayar

Deneyler, TÜBİTAK Ulusal Metroloji Enstitüsünde Zwick Z250 çekme makinesi ile gerçekleştirildi. Çekme makinesinin yük hücresi kapasitesi, 10 kN ve 250 kN'luk kapasitelerde farklı yük hücrelerinin ayarlanmasıyla manipüle edilebilir. Çekme testlerinde 10 kN kapasiteli bir yük hücresi kullanılmıştır. Makinenin kuvvet doğruluğunun sınıfı EN ISO 7500-1 standartlarındadır. Tüm testler 23 ± 1 ° C'de ve % 50 ± 10 nemde yapıldı. Örnek çenelerle kavranmış ve ön yüklemeye tabi tutulmuştur. Sıkıştırma testi, 2 mm / dak, 5 mm / dak ve 10 mm / dak'lık test hızı ile gerçekleştirildi.

Tüm hemimandibulalar önceden hazırlanmış olan fiksasyon aygıtına test edilmek üzere sırayla yerleştirildi. Hazırlanan deney düzeneği, servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanan bir kaide ve bunun üzerinde boyutsal olarak standart yerleştirmeye imkan sağlayan iki vertikal parçadan oluşmaktaydı. Distal vertikal parça proksimal fragmanın, anterior vertikal parça ise, hemimandibulaların distal fragmanın fiksasyonunda kullanıldı. Distal vertikal parça üzerindeki vida sayesinde proksimal fragmanların stabilizasyonu sağlandı. Anterior vertikal parça üzerindeki çelik parçaya hemimandibulanın anterior keser dişleri oturtularak stabilizasyonu sağlandı. Tüm hemimandibulalar deney düzeneğine proksimal segmentteki rotasyon merkezinden geçen dikey doğru ile osteotomi hattının vertikal bileşeni arasındaki mesafe eşit olacak şekilde yerleştirildi. İtme kuvveti uygulamak üzere çelik itici parça angulus mandibulanın en uç köşesine uyumlandırılarak servohidrolik test cihazının hareketli parçasına bağlandı (Resim 3.11, 3.12).

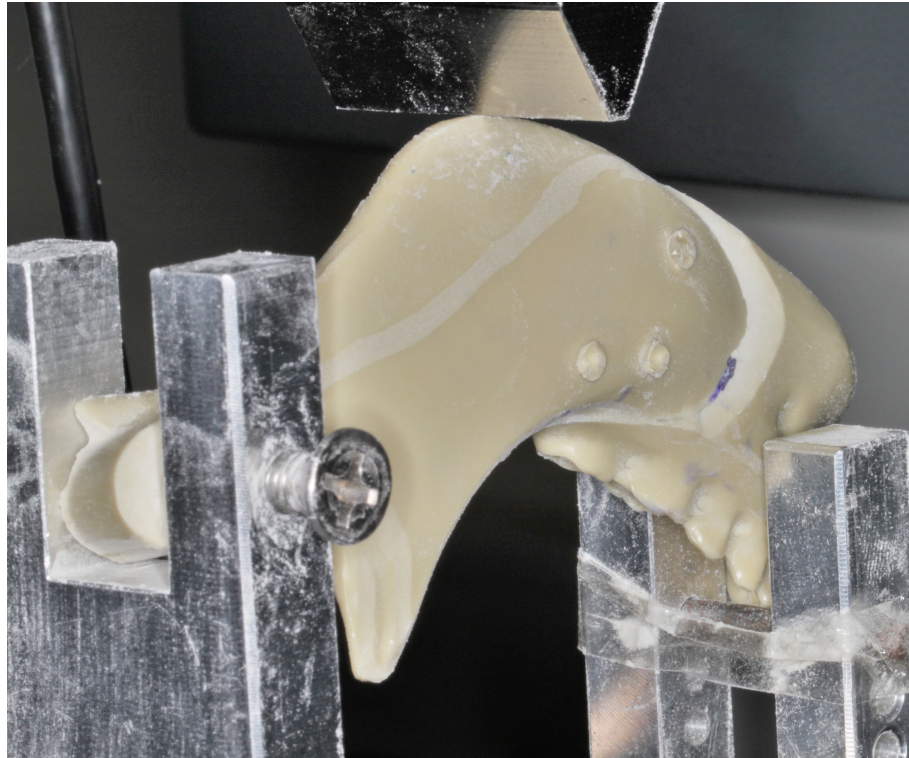


Resim: 3.10: (A) Uygulanacak itme kuvvetinin yönü, (B,C) uygulanan itme kuvvetine karşı oluşan direnç kuvvetlerinin yönü.

Poliüretan çeneler hazırlanan çelik aparata yerleştirildikten sonra modelde ramus mandibulanın en uç köşe noktasından (A noktasından) itme/ilerletme kuvveti uygulanması planlanmıştır. Uygulanan itme/ilerletme/uzama kuvveti neticesinde korpus mandibulada (B noktasında) ve alt kesici dişler bölgesinde (C noktasında) oluşan direnç kuvvet noktaları oluşmaktadır. A vektör yönünde ki kuvvet B ve C bölgesinde oluşan vektör yönünde ki kuvvetlerin toplamına eşittir. İtme/ilerletme kuvveti distal ve proksimal fragmanlar birbirinden ayrılıncaya kadar uygulanmaya devam edilmesi planlandı. Yapılan biyomekanik deneyde uygulanacak maksimum kuvvet ve ilerlemeye ulaşıp segmentler birbirinden ayrılıncaya kadar oluşan değerlerin kaydedilerek her iki grup (ters-L, üst sınıra sıralı) arasında ki bulgular değerlendirilerek direnç açısından vidaların farklı pozisyonlandırmalarının anlamlı bir farkı olup olmadığının değerlendirilmesi amaçlandı.



Resim 3.11: Üst sınıra 3 rezorbe olabilen bikortikal vida yerleştirilmiş modellerin biyomekanik testi



Resim 3.12: Ters-L düzeninde rezorbe olabilen bikortikal vida yerleştirilmiş modellerin biyomekanik testi

Deney işlemleri sırasında her hemi-mandibulaya sistemdeki boşluğun alınması ve mümkün olduğu kadar standart ölçüm başlangıcı yapılabilmesi için 10 N'luk ön yükleme yapıldı. Daha sonra yük 10 N'da tutulup, yerdeğiştirme miktarı sıfırlanarak deneye başlandı. Bu işlemin ardından distal ve proksimal fragmanlar birbirinden ayrılana kadar sürekli doğrusal kuvvet uygulandı.

Oluşan deplasman verileri servohidrolik test cihazı için özel olarak hazırlanmış bir yazılımla (testXpert II, Zwick Roell, Almanya) belirlenen kuvvet aralıklarında oluşan yerdeğiştirme değerlerini de ölçmeye imkan verecek şekilde dijital olarak kaydedildi. Uzama miktarı, uygulanan maksimum itme kuvveti sonucunda ulaşılan maksimum uzama/ilerleme miktarı olarak kaydedildi.

3.1. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Fmax ve uzama miktarı arasındaki ilişkinin incelenmesinde Pearson Korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.



Resim 3.13: Üst sınıra 3 bikortikal vida yerleştirilen modelin biyomekanik test sonrası görüntüsü



Resim 3.14: Ters-L düzeninde vida yerleştirilen modelin biyomekanik test sonrası görüntüsü

4. BULGULAR

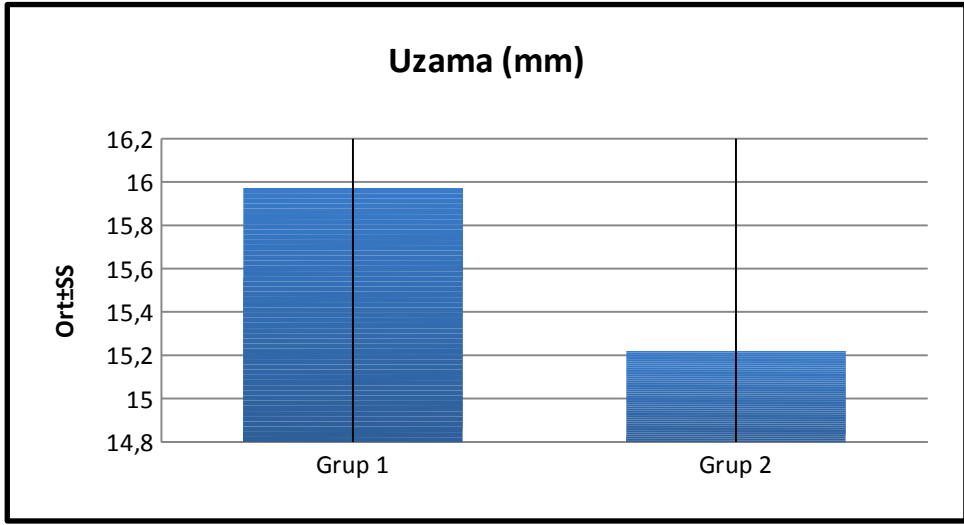
Tablo 4.1: Grupların maksimum itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe açısından değerlendirilmesi

	Grup 1	Grup 2	
	Ort±SS	Ort±SS	p
Fmax (N)	134,44±45,27	203,88±38,11	0,002*
Uzama (mm)	15,97±4,64	15,22±1,96	0,648

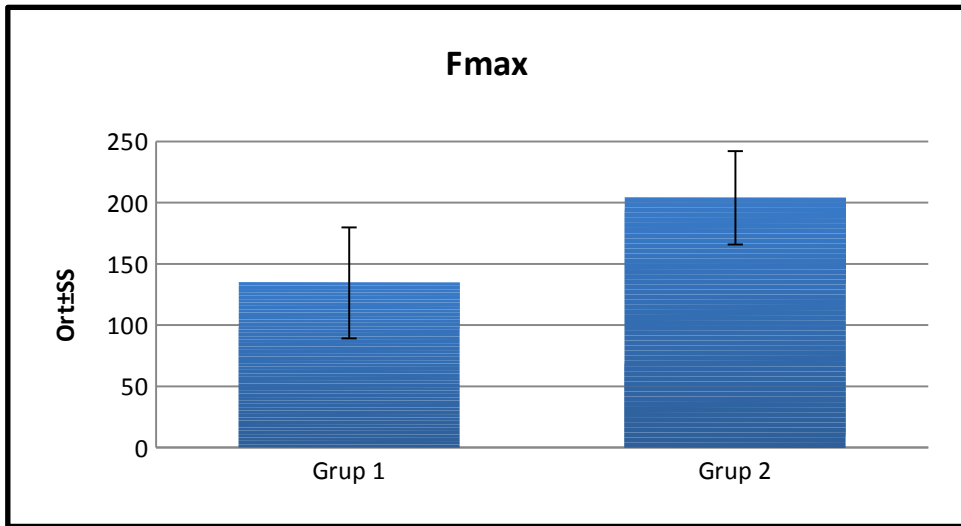
Student t Testi * $p < 0.05$

Grup 2'ye uygulanan maksimum kuvvet ortalamaları, Grup 1'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.05$) (Tablo 4.1).

Gruplar arasında maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo4.1).



Şekil 4.1: Gruplar arası uygulanan kuvvet sonrası uzama miktarı



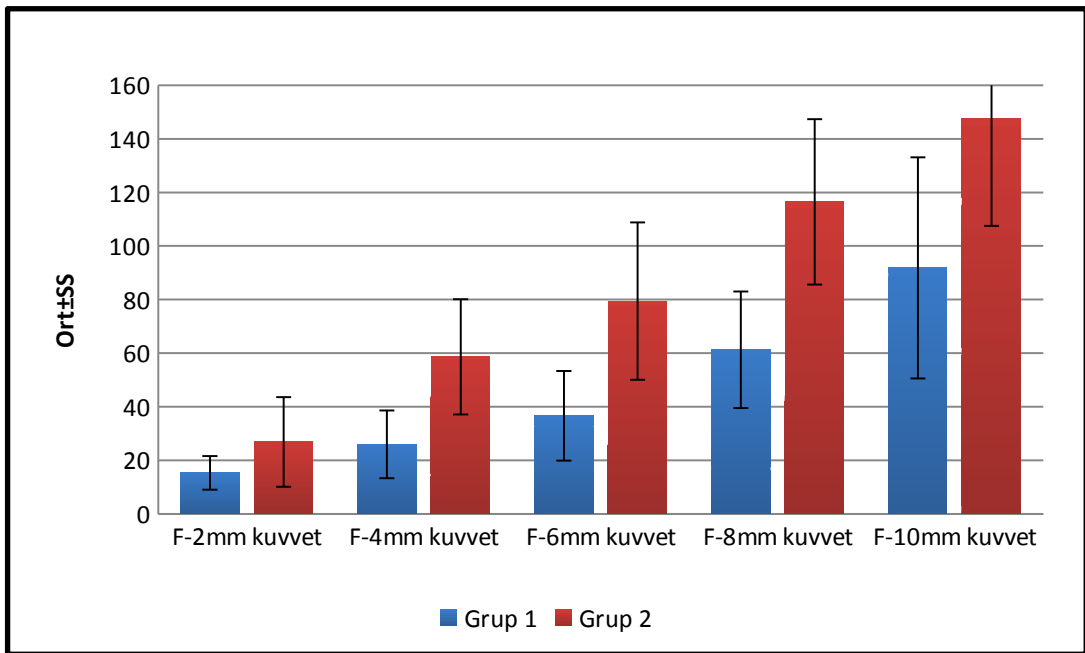
Şekil 4.2: Gruplar arası uygulanan kuvvet sonrası uygulanan maksimum kuvvet miktarı

Tablo 4.2: Grupların uygulanan kuvvetler açısından değerlendirilmesi

	Grup 1	Grup 2	p
	Ort±SS	Ort±SS	
F-2mm kuvvet (N)	15,30±6,31	26,85±16,74	0,056
F-4mm kuvvet (N)	25,94±12,67	58,63±21,5	0,001*
F-6mm kuvvet (N)	36,59±16,72	79,44±29,34	0,001*
F-8mm kuvvet (N)	61,25±21,77	116,46±30,9	0,001*
F-10mm kuvvet (N)	91,83±41,25	147,72±40,24	0,007*

Student t Testi

**p<0.05*



Şekil 4.3: Basma testi sırasında 2., 6. ve 10. mm'lerdeki kuvvet değerleri

Grup 2'de 2 mm ilerleme için uygulanan kuvvet ortalaması, Grup 1'den daha yüksek olmakla birlikte, bu farklılık anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

Grup 2'de 4mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm ilerlemeler için uygulanan maksimum kuvvet ortalamaları, Grup 1'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Tablo 4.3: Gruplarda ayrı ayrı maksimum itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi

		Fmax-Uzama
Grup 1	r	-0,479
	p	0,161
Grup 2	r	0,419
	p	0,228

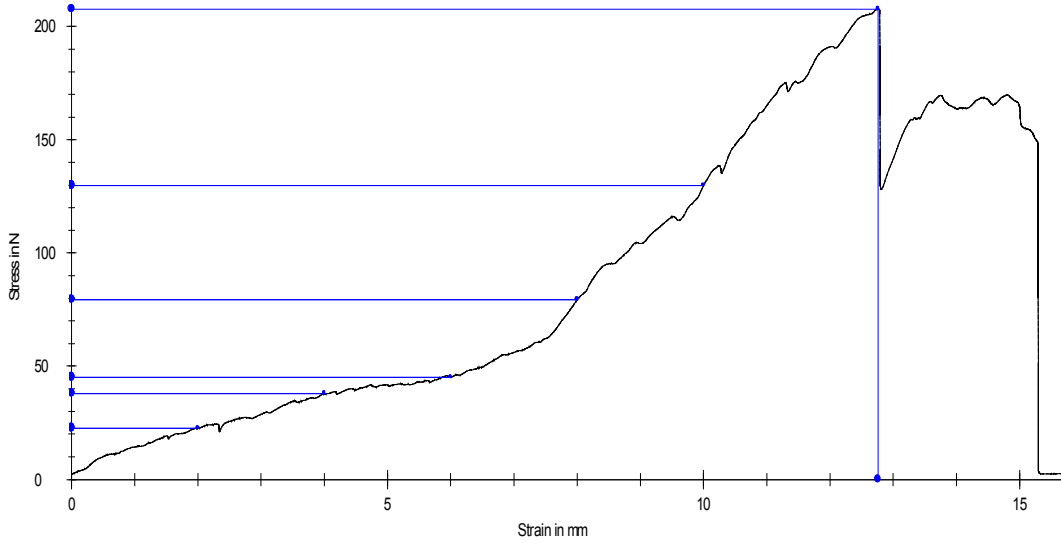
Pearson Korelasyon Analizi

Grup 1’de; maksimum uygulanan itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0.05$).

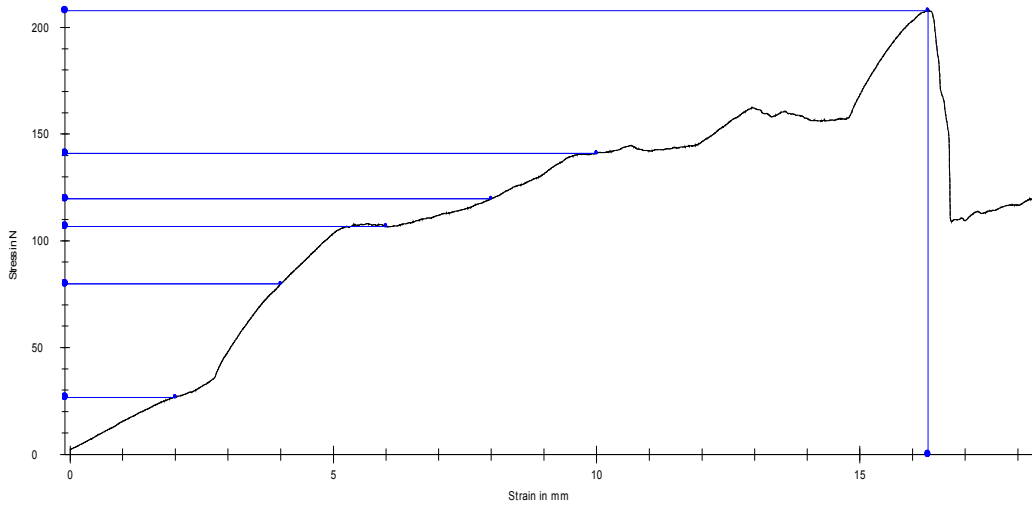
Grup 2’de maksimum uygulanan itme kuvveti ve maksimum itme kuvveti sonucu ulaşılan mesafe arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0.05$).

Üst sınıra sıralı vida yerleştirilen gruba biyomekanik test sırasında uygulanan kuvvet miktarıyla ilerleme miktarları grafik olarak kaydedildi (Tablo 4.4). Ters-L düzeninde vida yerleştirilen gruba biyomekanik test sırasında uygulanan kuvvet miktarlarıyla ilerleme miktarları da grafik olarak kaydedildi (Tablo 4.5). Kaydedilen grafiklerde uygulanan maksimum kuvvet miktarına ulaşıldığında segmentlerin birbirlerinden ayrılmasıyla uygulanan kuvvet miktarlarının azalarak sıfırlandığı grafiklerde izlendi. Maksimum kuvvet miktarına ulaşıldığında grafiklerde maksimum ilerleme noktasına ulaşıldığı izlendi.

Üst sınıra sıralı vida yerleştirilmiş grubun testXpert II programıyla 2mm, 4mm, 6mm, 8mm ve 10 mm ilerleme miktarlarında ulaşılan kuvvet miktarlarıyla ulaşılan maksimum kuvvet miktarı (Fmax.) ve ulaşılan maksimum ilerleme / uzama miktarları kaydedildi (Tablo 4.6). Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulanmış grubunda testXpert II programıyla 2mm, 4mm, 6mm, 8mm ve 10 mm ilerleme miktarlarında ulaşılan kuvvet miktarlarıyla ulaşılan maksimum kuvvet miktarı (Fmax.) ve ulaşılan maksimum ilerleme / uzama miktarları kaydedildi (Tablo 4.7).



Tablo 4.4: Biyomekanik test sırasında uygulanan kuvvet miktarıyla ilerleme miktarlarının grafik olarak kaydedilmesine bir örnek



Tablo 4.5: Ters-L düzeninde vida yerleştirilen gruba biyomekanik test sırasında uygulanan kuvvet miktarıyla ilerleme miktarlarının grafik olarak kaydedilmesi

sıralı	Fmax.	uzama		F-2mm kuvvet	F-4mm kuvvet	F-6mm kuvvet	F-8mm kuvvet	F-10mm kuvvet
Nr	N	mm		N	N	N	N	N
1	131,86	15,45		19,43	43,30	65,22	88,94	104,37
2	86,89	18,04		11,50	20,43	21,16	38,32	58,52
3	207,67	12,76		22,55	37,81	45,15	79,32	129,81
4	145,22	13,42		14,70	29,63	33,20	60,88	95,90
5	106,42	12,17		14,65	23,19	28,85	60,99	89,36
6	98,35	27,82		8,78	15,18	20,07	24,87	26,52
7	200,59	11,84		6,34	6,89	28,90	78,15	158,38
8	94,20	15,74		13,73	15,35	30,50	48,93	64,47
9	172,67	16,73		27,40	44,69	65,82	86,55	134,94
10	100,53	15,68		13,91	22,97	27,07	45,58	56,01

Tablo 4.5: Üst sınıra 3 bikortikal vida uygulanmış grubun (Grup1) testXpert II programıyla kaydedilen uzama ve kuvvet değerleri

Ters L	Fmax.	uzama		F-2mm kuvvet	F-4mm kuvvet	F-6mm kuvvet	F-8mm kuvvet	F-10mm kuvvet
Nr	N	mm		N	N	N	N	N
1,00	189,80	12,64		25,69	72,87	99,07	124,15	159,43
2,00	207,14	18,12		17,34	62,82	96,00	145,44	185,60
3,00	277,34	16,13		47,05	61,63	48,46	111,83	161,29
4,00	245,12	16,04		26,47	55,86	72,19	120,65	178,50
5,00	202,52	12,90		61,45	97,46	131,01	169,17	180,71
6,00	144,94	13,11		4,71	44,08	81,93	109,83	136,68
7,00	189,70	17,72		29,40	50,42	56,31	121,08	167,46
8,00	207,81	16,29		26,74	79,82	106,83	119,69	141,03
9,00	159,68	14,27		19,15	38,57	67,74	90,58	114,17
10,00	214,71	15,02		10,48	22,78	34,85	52,17	52,33

Tablo 4.6: Ters-L düzeninde bikortikal vida uygulanmış grubun (Grup 2) testXpert II programıyla kaydedilen uzama ve kuvvet değerleri

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Çalışmamızın biyomekanik deneyleri, BSSRO uygulanmış poliüretan sentetik modellerde fiksasyon amacıyla farklı pozisyonlarda yerleştirilen rezorbe olabilen vidalarla yapıldı. Literatürde rezorbe olabilen vidaları çalışmamızda yapıldığı gibi karşılaştıran başka bir çalışma bulunmamaktadır. Sentetik modeller insan kadavrası örnek alınarak üretilir ve hem boyut hem de mekanik özellik olarak insan anatomisini iyi şekilde yansıtmaktadır. Modellerin iç kısmı süngerimsi kemiği taklit etmesi amacıyla pöröz materyal ile doldurulmuşken dışı kortikal kemiği taklit etmesi amacı ile yoğun materyal ile kaplanmıştır. Bu sentetik modeller hem kortikal hem de spongioz tabaka içermeleri, elastik modüllerinin kemiğe benzer olması ve homojen yapıları sayesinde kuvvetleri daha dengeli iletebilmeleri nedeniyle biyomekanik deneyler için güvenle kullanılabilen materyallerdir . Ayrıca bu modellerin kullanılması kadavraya oranla daha ekonomik ve daha etik olmakla birlikte, hastalık geçişi gibi bir durum söz konusu olmadığından kullanımları daha kolay ve uygundur. Hayvan mandibulası fiziksel özellikler açısından insan mandibulası ile benzer özellikler göstermektedir. Bu durum uygulanacak vidaların fiksasyonu ve stabilitesi açısından önemlidir ancak, etik sebepler ve örnekler arasında standardizasyonun sağlanamaması nedeniyle hayvan mandibulasının kullanımı kısıtlıdır. İnsan kadavrasından elde edilen mandibula, in vitro deneylerde, biyomekanik test modeli olarak kullanılacak en ideal materyaldir (106). Literatürde insan kadavra mandibulasında yapılan çalışmalar bildirilmiştir. İnsan kadavra mandibulası şekil ve özellikleri dolayısıyla biyomekanik çalışmalarda tüm ihtiyaçları karşılasada tedarik edilmeleri zordur. Bir takım ön işlemlere maruz kalması sebebiyle strüktürel yapısı bozulduğundan deneyde kullanılacak mandibulanın yoğunluk, elastik ve sertlik gibi fiziksel özellikleri değişebileceğinden biyomekanik test sonuçlarının güvenilirlikleri azalmaktadır. Mandibulada fiksasyon yöntemlerinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda, mandibulanın kortikal ve spongiyoz tabakalarını taklit eden poliüretan modeller kullanılmıştır (64,107,108). Biz de biyomekanik çalışmamızda kolay ulaşılabilirliği ve deneyde kullanılacak her modelin standardize olması sebebiyle bilateral sagittal split osteotomileri yapılmış olan poliüretan modelleri kullanıldı.

Ortognatik ve travma cerrahisinde kemik parçalarının hızlı, anatomik ve ağrısız bir şekilde yeniden bir araya getirilmesi temel hedeflerdir (109). Çok parçalı veya osteotomize kemik segmentlerinin uygun şekilde yeniden konumlandırılması,

stabilizasyonu ve fiksasyonu temel önkoşuldur (110,111). Plakalar ve vidalar genellikle kemik segmentlerinin iç stabilizasyonu ve tespiti ve kemik segmentlerini konumlandırmak için kullanılır (112,113,114). Yerleştirme sırasında vidalar zaman zaman kırılır (115). Vidanın kırılması, uygulanan tork vidanın izin verilen maksimum tork değerinden yüksek olduğu zaman gerçekleşebilir. Kırık vidaların çıkarılması ve vidaların yeniden uygulanması pahalı ve zaman alıcıdır. Ayrıca, ilave işlemler komplikasyonlara ve sonuçta iyileştirilmiş kemik iyileşmesine neden olabilir. Biyolojik olarak rezorbe olabilen vidaların titanyum vidalara göre farklı torsiyon özelliklerine sahip oldukları genellikle kabul edilmektedir. Bazı klinik çalışmalar, titanyum vidalara kıyasla daha fazla kırılmış biyolojik rezorbe olabilen vidanın olduğunu bildirmiştir (115,116). Bu deneyimi birçok yazar önemli bir dezavantaj olarak bildirmiştir (115-119). Maksimum tork kuvveti, farklı vidaların ağırlıklı olarak farklı materyallerin kullanılması nedeniyle farklılık göstermektedir.

Rezorbe olabilen vidalarla yapılan bir araştırmada çalışmanın amacı; 1) biyolojik olarak parçalanabilir ve iki titanyum vidalı sistem arasındaki ortalama maksimum torktaki farklılıkları ve 2) biyolojik olarak parçalanabilir titreşim osteofiksasyonu vidalı sistemlerin yanı sıra elle sıkı ve kopma arasındaki ortalama maksimum tork farklarını belirlemektir. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarında 1) titanyum vidalı sistemlerin ortalama maksimum torkunun, biyolojik olarak parçalanabilir vidalı sistemlerinkinden önemli derecede yüksek olduğunu ve 2) kopma sırasındaki tüm vida sisteminin ortalama maksimum torkunun, elle sıkıktan (önemli ölçüde) yüksek olduğunu göstermiştir. Yukarıda bahsedilen sonuçlara ve tartışma noktalarına dayanarak, 1.5 mm ve 2.0 mm titanyum vidalı sistemlerin, biyolojik olarak rezorbe olabilen vidalı sistemlere kıyasla hala en yüksek tork kuvveti seviyesine ulaştığına karar verebiliriz. Biyolojik olarak rezorbe olan vidaları kullanma kararında, 2.0 mm BioSorb® FX, 2.0 mm Lactosorb® veya daha büyük 2.5 mm Inion® vidaları kullanmasını önerdiklerini bildirmişlerdir (120).

BSSRO fiksasyonunda kullanılan rezorbe vida ve plaklar, kimyasal açıdan, laktik ve poliglikolik asitin farklı bir orandaki bir kopolimerinden oluşurlar. Ameliyattan sonraki ilk 6-8 hafta içinde fragmanları yeterince stabilize ettikten sonra ikinci ameliyatın gerekliliğini ortadan kaldıran su ve karbondioksit haline tamamen karıştığı varsayılmıştır (121,122,123). Edwards ve ark., 2 yılda 12 hastanın 8'inde mini plakaların ve vidaların tamamen çözülmüş olduğu gösterdi. İki hastaya ikinci bir

ameliyat yapıldı ve bir materyal kalıntısı görülmedi, bir gönüllüde, trabeküler kemik histolojik bulgusu ile vida yerleştirilmesi yerinde bir biyopsi yapıldığı bildirilmiştir (122).

Tüm çalışmalarda elde edilen sonuçlar olumlu değildir. Norholt (123), 30 hastanın 2'sinde yabancı cisim nedeniyle bir inflamatuvar reaksiyon geliştiğini rapor etmiştir. Yapılan çalışmada 2.0 mm Lactosorb® sistemini kullandı, rezorbe olabilen ürünlerinin kompozisyonu ve boyutu hakkında diğer bilgiler verilmemiştir. Maurer (2002), malzemenin mekanik kalitesine değindiği çalışmasında; çapraz sonlu eleman analiz modelinde, test edilen tüm bikortikal vidaların (2,7 mm çaplı PLLA, 3,5 mm çaplı Isosorb®, 2,4 mm çaplı BioSorb® FX ve 2,5 mm çaplı Laktosorb®) ameliyat sonrası erken dönemde daha yüksek çiğneme kuvvetlerini nötralize edebildiği kanıtlanmıştır (124,125,222).

Emilebilir materyallerin uzun süreli stabilitesi genellikle klinik olarak birçok çalışmada değerlendirilmiştir (124,125,126). Bu yazarların hiçbiri osteotomi çizgisinde ameliyat sonrası hareketlilik izlememiş veya ameliyattan sonraki 2-24 aylık dönemde daha büyük nüks görmemiştir. Ters L konfigürasyonunda ağırlıklı olarak bikortikal vidalar kullanıldığı ancak bazı hastalarda tespit başarısızlığı olduğu rapor edilmiştir. Turvey (126), 74 hastanın 3'ünde fiksasyon başarısızlığı gözlemlediği olguların ikisinde; başarısızlık, sendromlu hastalarda ortaya çıktığı; üçüncü olguda, laringospasmusa bağlı acil entübasyon başarısızlığa neden olduğu bildirilmiştir. Mathews (127); titanyum bikortikal vidaların kullanıldığı benzer bir gruba üç bikortikal vidayla (SR-PLLA) sabitlenmiş ve 3-8 mm'lik mandibular ilerlemeye sahip 11 hastayı karşılaştırdı. 12 ayda relaps açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulmadı. Diğer bir çalışmada ise, mandibular retrognatizi olan iki hasta grubunu, titanyum mini plakalı bir grubu ve rezorbe olabilen plaklı bir grubu karşılaştırdı. Hastalarda yapılan 1 yıllık takip neticesinde herhangi bir relaps izlenmediği bildirilmiştir (128).

Mini plakları kullanarak yapılan rijit fiksasyon, kemiğin üzerine yerleştirilmiş bir plak ve bu plağı segmentlere fikse eden vidalar ile kemik fragmanlarının birleştirilmesi olarak tanımlanmaktadır (107,129). Bu nedenle, rijit fiksasyon sistemlerinin biyomekanik fonksiyonları klinik olarak plak, vida ve kemik olmak üzere üç bileşen arasındaki etkileşime bağlıdır. Bir kemik plakalı vidalı sistem plakanın altta yatan kemiğe tam olarak uyarlanmasını gerektirir. Rijit fiksasyon uygulanacak kemik segmentleri arasında uyumsuz bir kontak oluşursa vidaların

sıkıştırılması esnasında kemik segmentini plağa doğru çeker ve segmentlerin pozisyonunda ve oklüzal ilişkide değişikliğe neden olur (48).

Kilitli vida fiksasyonu yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Parçaların sıkıştırma ile sürtünmesi, düzensiz yüzeylerin kesme ve kompresyon kuvvetlerine daha dayanıklı olan yakın bir uyum yaratır. Bu durum, gecikmeli vida fiksasyonu, BSSRO için mini plak tespitine göre biyomekanik bir avantaja sahiptir (61,130). Bununla birlikte, klinik olarak, kilitli vidalar, segmentleri sıkıştırma amacıyla yerleştirildikleri sırada siniri doğrudan vurarak veya sıkıştırarak kazayla inferio alveolar sinir hasarına neden olabilecekleri bildirilmiştir (131). Dahası, ideal bir iç tespit yöntemi, segmentleri aralarında maksimum sağlamlık sağlamalı ve düzgün iyileşmek için çevreleyen dokuda minimum stres oluşturmalıdır. Sabitleyici aletlerin etrafındaki aşırı gerilim, çevresindeki kemiğin kademeli bir şekilde yeniden emilmesine ve vidaların gevşetilmesine neden olabilir. Bu, yaygın bir klinik deneyim ve dikkate alınması gereken önemli bir noktadır.

Yapılan işlemlerin başarısızlığı için alınan ortalama kuvvetin önemli farklılıklar göstermediği bildirilmiştir. Farklı fiksasyon sistemlerinin kararlılığı için, gruplar arasındaki yer değiştirme miktarına göre yükün bir fonksiyonu olarak çizilen ayrıntılı sonuçlar istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Her ne kadar 2.0 mm'lik vidalarda kırılma zamanı daha yüksek olmasına rağmen, değişkenlerin hiçbiri osteotomilerin gücü üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki göstermektedir. Tüm olgularda, vidadan kaynaklanan bir probleme dair herhangi bir kanıt bulunmadan kemik fragmanlarının iyileşmesinde problem olduğu bildirilmiştir. Bu gözlemlere dayanarak, yapı 1.5 ve 2.0 mm vida boyutları arasında gerekli yük uygulamasında başarısızlığa uğramaları arasında önemli bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (132).

Mandibuler cerrahi sonrası iskemik komplikasyon riski maksiller cerrahide olduğundan da azdır (138). BSSRO uygulamasında masseter kasına ve lateral kemik segmentine geniş zarar verilmesi proksimal mandibuler segmentte beslenme problemlerine yol açabilir. Özellikle vertikal ramus osteotomisi sonrası beslenmesi tamamen kasların proksimal segmentteki insersiyonları ve periosta bağımlı olan kondil başı için bu yapıların maksimum korunması oldukça önemlidir (139).

İskeletsel relaps, ortognatik cerrahinin en sık ve üzerinde en fazla çalışma yapılan komplikasyonudur (140). Ortognatik cerrahi uygulamalarının başarılı

sayılabilmeleri, normal çene fonksiyonu ve uygun fasiyal estetik sonucun sağlanmasının yanında uygulamanın uzun dönem stabilitesini korumasına da bağlıdır. Kemiklerin stabilitesi; cerrahi ile sağlanan pozisyonlarını herhangi bir değişime uğramadan korumaları olarak tanımlanabilir (141).

Ortognatik cerrahinin stabilitesi temel olarak hareketin yönü ve büyüklüğü, fiksasyon tipi, cerrahi teknik, yara iyileşmesi ve kemik segmentlerinin vaskülaritesi ile yakın ilişki içerisinde (140,142).

BSSRO; mandibuler ilerletme için kullanışlı bir teknik olarak ortaya çıkmasının ve 1970'lerden itibaren kullanımının artmasının ardından en sık tercih edilen mandibuler ortognatik cerrahi yöntemi olmuştur (31,143,144). O zamandan günümüze kadar BSSRO'nin en önemli komplikasyonu relapslar olmuştur (140). Pepersack ve Chausse, mandibuler relapsı mandibulanın cerrahi sonrası 1,5 mm hareketi olarak tariflerken, Franco ve arkadaşları, cerrahi sonrası "Pogonion"un %1'lik geri hareketi olarak kabul etmişlerdir (145,146). Proffit ve arkadaşları, ise horizontal ve vertikal düzlemde 2 mm'nin üzerindeki hareketler ile 2 derecenin üzerindeki açısal değişimleri relaps olarak tarif etmişlerdir (147).

Mandibular ilerletme sonrası stabilite, erken relaps ve geç relaps olmak üzere ikiye ayrılabilir. Erken relaps osteotomi sonrası mandibulanın fiksasyonu ile cerrahi sonrası ilk 6-8 hafta arasında görülen ve daha çok osteotomi segmentleri arasındaki harekete bağlı olarak ortaya çıkan relapstır. Tel ile tespit uygulanan hastalarda en fazla relaps bu dönemde gerçekleşir (147,148). Erken relapsa neden olduğu düşünülen mekanizma distal mandibular segmentin hareketinin suprahoid ve infrahyoid kas grupları üzerinde gerilim yaratması ve kasların mandibulayı geriye çekmesidir (149). Ancak Chung ve arkadaşları, mandibulanın öne doğru, çene ucunun saatin aksi yönünde rotasyonu olmaksızın, hareketinin hyoid kas grubunda çok ciddi gerilime neden olmadığını ve kasların bu değişime adapte olduğunu belirtmişlerdir (150). Buna rağmen özellikle tel ile tespit uygulanan mandibular ilerletme olgularında suprahoid miyotomi hala bir profilaktik cerrahi olarak uygulanabilmektedir (148).

Erken relaps rijid fiksasyonda da gözlenir. Ancak burada relaps mandibuler hareketin büyüklüğü ile ilişkilidir (148). Gassmann ve arkadaşları erken

dönem relapsları önlemek amacıyla bu dönemde MMF uygulanmasının uygun olabileceğini belirtmişlerdir (151). Ancak cerrahi öncesi ortodontik tedavi nedeniyle dişlerin mobilitesinin geçici olarak artmış olmasından dolayı, MMF'un mandibuler ilerletme sonrası relapsı engelleyemeyeceğide ileri sürülmektedir (149).

Dolce ve arkadaşlarının yaptıkları benzer bir çalışmada ise cerrahiden 1 yıl sonraki sonuçlar değerlendirildiğinde tel ile tespit uygulanmış hastaların %30'unda relaps gözlenirken rijid fiksasyon uygulanmış grupta relaps son derece düşük çıkmıştır. Kendilerinden önceki çalışmalarda çıkan farklı sonuçları hasta gruplarının benzer özellikler taşımamasına bağlamışlardır. Yaş, cinsiyet, ırk ve morfolojik özellikleri benzer iki grup hastaya benzer cerrahi müdahaleler uygulanması sonrası kendilerinin elde ettikleri sonucun daha gerçekçi olduğunu belirtmişlerdir (140). Bizim çalışmamızda ters-L düzeninde yerleştirilen rezorbe olabilen vidalarla yapılan rijit fiksasyonun gelen çiğneme kuvvetlerine direnci arttırarak post operatif dönemde relapsında azaltılabileceği düşünülmektedir.

Rijid fiksasyonun ilk ortaya atıldığı dönemlerde relapsın sona ereceği ümit ediliyordu. Ancak yapılan pek çok çalışmada görülebileceği gibi rijid fiksasyona rağmen relaps hala ortognatik cerrahinin önemli bir problemidir. Osteotomi hattının sıkı tespiti, özellikle uzun dönemde yumuşak dokuların ters yöndeki gücünün önüne geçememektedir. Aynı zamanda kemik dokusu ve kondilde uzun sürede oluşan yeniden şekillenme de relaps üzerinde önemli rol almaktadır.

Rijid fiksasyon bikortikal vidalar ile veya mini plak ve monokortikal vidalar ile sağlanabilmekle birlikte, son 20 yıldır metalik mini plak ve monokortikal vida uygulaması en çok tercih edilen yöntem olmuştur (2).

Günümüzde en sık kullanılan sistemler 2,0 mm titanyum plak-vida sistemleridir. Bu sistemlerin en önemli dezavantajları enfeksiyonlar, migrasyonlar, ısı hassasiyeti ve ağrı, ekspoze olabilmeleri, ele gelebilmeleri ve radyolojik görüntüleme yöntemlerini kısıtlamaları olarak sayılabilir (152,153). Bunlarla birlikte, titanyum implantların etrafında oluşan metallozis ve bunların lenfatik sisteme drenajı gösterilmiş ancak herhangi bir yan etkisi tespit edilememiştir (154,155). Tüm bu dezavantajlarına rağmen plakların çıkartılma oranı yaklaşık %12 olarak belirtilmiştir (153).

Titanyum plak-vidaların bu dezavantajlarını ortadan kaldırabilmek amacıyla, son zamanlarda polilaktik asit ve poliglukolik asit içerikli, rezorbe olabilen sistemlerle ilgili çalışmaların sayısı artmaktadır (152,156). Özellikle stabilite yönünden titanyum plak-vida sistemi ile yapılan karşılaştırmalı çalışmalar, her iki sistem için benzer sonuçlar ortaya koymuştur (155,157,158). Ancak rezorbe olabilen sistemler hem pahalı, hem de kırılma, büyüklük ve uygulama güçlüğü gibi dezavantajları nedeniyle henüz rutin kullanıma girememiştir (159).

Oğuz ve ark. (2006), ortognatik cerrahide ilk in vitro olarak kilitli vida ve plak sistemlerinin kullanımı ile ilgili çalışmayı yapmışlardır. Bu çalışmada kilitli plak ve vida sistemlerinin fiksasyon güvenilebilirliği bir miktar fazla olmasına rağmen istatistiksel olarak fark bulunamamıştır (160).

Chuong ve ark. (2005), yapmış oldukları çalışmada kilitli vida ve plak sisteminde gelen yükün plak boyunca yayıldığı ve bütün vidalara eşit olarak iletiildiğini bildirmişlerdir. Konvansiyonel vida ve plak sisteminde ise proksimal segmentte kemiğe iletilen kuvvetin ve deformasyonun distal segmente göre daha fazla olduğu bildirilmiştir (161). Ortognatik cerrahi sonrası maksimum çiğneme kuvveti operasyondan hemen sonra kadınlarda 130.3 – 188.2 N arası erkeklerde ise 210.7 – 471.38 N olarak bildirilmiştir. İnsizal kuvvetler ise değerlerin dörtte biri kadar bildirilmiştir (162). Harada ve ark. (2000), BSSRO'dan 2 hafta sonra okluzal kuvvetleri kadınlarda 69.6 N, erkeklerde ise 60.8 N , 8 hafta sonra ise kadınlarda 199.1 N erkeklerde ise 184.7 N olduğunu bildirmişlerdir (163).

Kalıcı deformasyonun başladığı kuvveti ölçmek için yapılan biyomekanik çalışmalarda eğilme ve kırılma kuvveti önem taşımaktadır. Farklı vida ve plak sistemlerinin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmak için yapılan in vitro çalışmalarda 140 – 900 N arası kuvvet uygulanmaktadır. Bizim çalışmamızda ise vidaların üst sınıra sıralı veya ters-L düzeninde yerleştirilmelerinin biyomekanik farkını ölçmek amacıyla segmentler birbirinden ayrılincaya kadar maksimum basma kuvveti uygulanmıştır (164-169). Bizim çalışmamızda, elde ettiğimiz kuvvet miktarlarının rijit fiksasyon için yeterli olduğunu düşünmekteyiz.

Rijit fiksasyon sistemlerinin biyomekaniği, vida , plak ve kemik arasındaki etkileşime bağlıdır. Uygun anatomik ve fizyolojik şartlar, ideal bir in vitro test modelinin uygulanmasıyla incelemeye yardımcı olur (170). Bazı çalışmalarda , çeşitli fiksasyon metodlarının farkını karşılaştırmak için bazı biyomekanik deneylerde 2 nokta deney düzenekleri (cantilever beam model) kullanılmıştır (171,172). Bu düzenekler, kompleks olan mandibuladaki çiğneme ve ısırma mekanizmasını, tek bir noktadan kuvvet uygulayarak oldukça basit bir şekilde taklit etmektedirler. Bu sebepten dolayı , bu deney düzeneğinde yapılan biyomekanik çalışmalarda mandibuladaki kas kuvvetlerinin taklit edilip edilmediği şüphelidir (171,173,174). Armstrong ve arkadaşları 3 nokta deneylerini tarif etmişler ve daha sonra ki yapılan çalışmalarda bu düzenek kullanılmıştır (170,175,176). Mandibuladaki çiğneme kuvvetlerini en iyi taklit edecek dizaynın bu deney düzeneğinde olduğu düşünülmektedir (170). Üç nokta deney düzeneğinde kesici bölgesinde oluşan direnç bir noktada, kondil üzerine etki eden kuvvetler bir noktada ve çiğneme sırasında gıda bolusunun ve üst dişlerin, alt çene üzerinde oluşturdukları yük bir noktada olacak şekilde modele aktarılmıştır. Çalışmamızda bu özelliklerinden dolayı 3 noktada yükleme yapılabilen deney düzeneği kullanılmıştır.

Primer kemik iyileşmesi, mutlak rijidite varlığında meydana gelmektedir. Sekonder iyileşme ise fonksiyonel stabilitenin varlığında ancak mikro hareketlere izin verilen non-rijit internal fiksasyon (NRİF), intermaksiller fiksasyon (İMF) ve kompresyon plaklarına göre daha ince ve güçsüz miniplakların kullanılması sonucunda ortaya çıkmaktadır (177). Enflamatuvar dönemden sonra ortaya çıkan fibröz ve kırık dak kallus oluşumu yaklaşık 4 ile 6 hafta içerisinde gerçekleşir. Kırık dak kallus üzerine hidroksi apatit kristallerinin çökmesiyle kırık hattı fonksiyonel kuvvetlere karşı daha dayanıklı bir hale gelir. Çalışmamızda, BSSRO' da rijit fiksasyonu rezorbe olabilen vidalarla ters-L ve üst sınıra sıralı düzende yerleştirerek biyomekanik karakterlerini karşılaştırmak için segmentler birbirinden ayrılan kadar vertikal yük altında test etmeyi planladık.

Mandibulanın eksternal oblik kenarına uygulanan osteosentez metodlarındaki adaptasyon eksikliği sonucu ortaya çıkabilecek komplikasyonlar, mandibula rekonstrüksiyonu ve kompleks mandibula kırıkları için tasarlanan locking vida ve plak sistemleri kullanılarak en aza indirilebilir (53).

Vida ve plak sistemlerinin gevşemeleri, enfeksiyon ve komplikasyon oranlarını artıran en önemli risk faktörlerindedir (48,49,178). Sauerbier ve arkadaşları, 2.0 mm locking vida ve plak sistemlerini kullandıkları klinik çalışmada post operatif major komplikasyon oranını %2 olarak bildirmişlerdir (51). Plak sökümü sırasında bir vidada gevşemeyle karşılaştıklarını bildirmişlerdir. Çalışmada locking sistemler doğru uygulanırsa vida gevşeme riskinin konvansiyonel sistemlere göre çok az olabileceğini bildirmişlerdir. Konvansiyonel sistemlerde vida başının plağı kompresyon yapması sonucu ortaya çıkan plak ve kemik arasındaki sürtünme kuvveti, asıl fiksasyon stabilitesinden sorumlu elemandır. Sürtünme kuvvetinin azalmasına kemik fragmanları arasındaki torsiyonel kuvvetler sebep olmakta ve bu sebeple primer stabilizasyonu azaltmaktadırlar (179). Yapılan biyomekanik çalışmada Cordey ve arkadaşları, vida başı ile plak arasındaki sürtünme kuvvetini ortaya çıkaran bölgenin, bütün fiksasyon sisteminin en zayıf yeri olduğunu bildirmişlerdir (180). Literatürde rezorbe olabilen vidaların post operatif dönemde gevşemeleri ile ilgili bir bilgiye rastlanmamıştır.

Vidaların sayısı ve uzunluğu ile ilgili olarak Haug (1993) yaptığı biyomekanik çalışmasında vida uzunluklarının stabilizeye etkisinin çok olmadığını ancak en az 4 mm'lik vidaların kullanılması gerektiğini, vida sayısını ise her fragmanda üç vida kullanıldığında, iki vida kullanılan modellere göre biraz daha iyi bir stabilizeye sahip olduğunu ancak bunun önemli derecede olmadığını bildirmiştir (172). Rudman ve arkadaşları, mandibula angulus fraktürlerinde miniplak osteosentezinin fotoelastik analizini yaptıkları çalışmada, eksternal oblik kenara uygulanan 4 delikli miniplakların distal vidalarında stres çizgilerinin daha yoğun oluştuğunu bildirmişlerdir (181). Fraktür hattına uzak vidaların uzun aksına paralel olan stres birikiminin, bu vidaların yerinden çıkmasına sebep olabileceğini, postoperatif dönemde oluşan komplikasyonların sebeplerinden birinin de dış vidalardaki gevşemelerden veya tamamen yerinden çıkmasından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (182).

Literatürlerde modelleri sabitleyen vidaların aynı uzunlukta olması gibi bir zorunluluktan bahsedilmemesine rağmen çalışmamızda standardizasyon amacıyla aynı uzunluk ve çapta vidalar kullanmayı tercih ettik. Ancak literatürlerde dış kökleri ve mandibular kanal gibi anatomik yapıların korunması amacıyla vida uzunluklarının azaltılabileceği, posterior ve distal bölgedeki vida boylarının ise uzatılabileceği bildirilmiştir.

Metalik fiksasyon yöntemlerinin mandibula fraktürlerinde kullanılmasının, palpabilite, vizibilite, termal hassasiyet, vida migrasyonu, vida çevresinde kemik atrofisi ve osteopenisi, metalik iyon salınımı, radyografik görüntüleme artefakt oluşturma, alerjik reaksiyonlara sebep olma, büyüme-gelişmeyi kısıtlama, çıkarılmaları için ikincil bir cerrahi operasyon gerekliliği gibi birçok dezavantajları bulunmaktadır (183,184,185). Metalik fiksasyonların bu dezavantajlarını azaltabilmek amacıyla SSRO'da rezorbe olabilen fiksasyon materyalleri kullanılmaya başlanmıştır. Rezorbe olabilen vidaların ise ikincil bir operasyonla çıkarılmasına gerek yoktur, fonksiyonel kuvvetleri kemiğe kademeli olarak iletirler, büyüme-gelişmeyi kısıtlamazlar, radyolüsent görüntü verdikleri için radyolojik olarak değerlendirmeyi daha güvenilir kılarlar (186).

Saf polimer yapıda rezorbe olabilen plak ve vida materyallerinin kullanılmasında dolayı postoperatif bir takım komplikasyonlarla daha sık karşılaşılmaktaydı. Saf PLLA'nın tamamen rezorbe olmasının 2 yıl sürebildiği ancak kırık hattında ise stabilizasyon direncini 25-26. haftaya kadar korunduğu bazı yayınlarda rapor edilmiştir (187,188). Ancak bu denli uzun bir rezorbsiyon süresine ihtiyaç olup olmadığı tartışmalıdır. Kimi araştırmacılar uzun rezorbsiyon süresinin, metalik plak ve vida sistemlerinin kullanımı sonrasında da ortaya çıkabilen palpabilite, plak görünürlüğü, yabancı madde reaksiyonları gibi bir takım dezavantajlara sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Saf PLLA'nın aksine saf PGA ise, 1 ay içinde neredeyse tüm direncini kaybedecek şekilde çabuk çözünebilmektedir. Ayrıca çabuk hidroliz sonucunda makromoleküllerin ortamdaki yeterince hızlı bir şekilde uzaklaştırılmaması yüksek enflamasyon oranlarına sebep olmakta ve bu yüzden saf PGA ile fikse edilmiş bazı vakalarda ikinci bir operasyon gerekebilmektedir (187,189). Her iki polimerin olumsuz yanlarını asgariye indirebilmek için bu iki polimerin kopolimerinden üretilen plak ve vida sistemleri geliştirilmiştir. PLLA ve PGA'dan 82:18 oranında elde edilen kopolimer, diğer kopolimerlere göre daha çok kullanılmaktadır. Fraktür veya osteotomi fiksasyonundan sonra 6-8 hafta kadar başlangıçtaki gücün % 70'ini korumaktadır.

PLLA ve PGA kopolimerlerinin tam olarak rezorbsiyonu 18-24 ay sürüyor olsa da, makroskopik rezorbsiyonunun 9-15 ayda rezorbe olduğu rapor edilmiştir (190). Çalışmamızda, OMF cerrahide rutin olarak sıklıkla tercih edilen poly

L-lactic asit (PLLA) ve poliglikolik asit (PGA) kopolimerini içeren plak ve vidaları (Lactosorb®, Biomet, USA) kullanılmıştır.

Bazı klinik ve in vitro çalışmaları, rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin mandibula fraktür ve osteotomilerinin stabilizasyonunda yeterli mekanik özelliklere sahip olduğunu rapor ederken; bazıları ise yetersiz bulmuşlardır (169,191,192).

Bregagnolo ve ark. poliüretan mandibula replikalarında oluşturdukları iyi yönlü ve kötü yönlü kırıklar üzerinde 2.0 mm titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin stabilitelelerini, kuvvet yönü dik olacak şekilde uygulanan, kesici diş, karşı ve kırık tarafı molar diş bölgelerindeki yükler altında incelemiş, kırık stabilitesinin bozulduğu kuvvetlerde her iki grup arasında ve özellikle kırık tarafı molar bölgesi yüklerde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulmuşlardır (192). Kırık stabilitesini tamamen ortadan kaldıran aşırı yüklerdeki plak yetersizlikleri daha çok rezorbe sistemlerde görülse de, araştırmacılar, düşük deplasman değerlerinde bu farkın oluşmadığını rapor etmişlerdir (186,193,194,195).

Maksillofasial bölgede komplikasyon oranlarının yüksek olduğu bölgelerde oluşan fraktürlerin fiksasyonunda rezorbe plak sistemleri kullanılacaksa stabilizasyonu artırmak için her kemik segmentinde ikiden fazla vida kullanılması ve postoperatif İMF'nin mutlaka uygulanması gerektiğini literatürde vurgulanmış olmasına rağmen elastiklik modülleri oldukça yüksek olan rezorbe plakların, daha uzun kullanılmaları sonucu torsiyonel kuvvetlere ve dönme momentlerine sebep olabilecekleri gerçeği unutulmamalıdır. Ayrıca bu sistemlerde boyut arttıkça maliyette oldukça yükselmektedir (186,196).

Shetty ve ark., yaptıkları çalışmada rezorbe olabilen vida başlarının aşırı tork altında ya kırıldıkları ya da madde kaybına uğradıkları için torku ayarlanabilen tornavidaların kullanılmasını tavsiye etmişlerdir (197). Yine buna paralel olarak Landes ve Ballon 2.0 mm rezorbe sistemlerle yaptıkları çalışmada kullandıkları vidaların, % 8'inin kırıldığını ve bunun sebebinin vidanın boyunun kesilerek kısaltılması veya vidanın aksının plağa yeterince dik bir şekilde yerleştirilememiş olması olabileceğini rapor etmişlerdir (198). Ayrıca, bu tip rezorbe sistemlerinin hekim ve hasta hatası kabul

etmediğini, bu yüzden sadece koopere hastalarda kullanmak gerektiğini belirtmişlerdir. Kullanımları sırasında karşılaştıkları en belirgin dezavantajlarının, fazla pahalı olmaları, dik bir şekilde uygulama zorunluluğu ve titanyum vidalarla aynı direnci gösterebilmek için daha geniş çaplı vidaların kullanılması gerekliliği olduğunu vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda kullandığımız rezorbe olabilen vida sisteminde tork ayarlı bir tornavida kullanılmamıştır. Vidaların yerleştirileceği sokette yiv açıcılarla önceden hazırlandığı için yerleştirme esnasında herhangi bir direçle karşılaşılması. Bizim kullandığımız vida sisteminde vidanın ilk tornavidayla sıkıldığı alan yerleştirme tamamlandığında dirençle karşılaşılınca kırılmakta ve vidadan belirlenen alandan ayrılmaktadır. Böylelikle hem yerleştirme esnasında ekstra bir güvenlik ve kolaylık sağlamakta hem de operasyon sonrasında mukoza altında daha ince bir vida başı kaldığı için hasta konforunu arttırmaktadır.

Bregagnolo ve ark. ise in vitro çalışmalarında rezorbe vida kırılma oranını, %3 olarak vermişlerdir. Bunun diğer çalışmalara göre daha az olmasının sebebinin 6 mm.lik kısa vida kullanılması ve mandibula replikası kullandıkları için vidanın giriş açısında sorun yaşanılmaması olabileceğini rapor etmişlerdir (192).

Angulus kırıklarının fiksasyonu sırasında özellikle transbukkal ve intraoral yöntemlerde vida, plak ve kemik arasında her zaman uygun açı yakalanamadığı için klinik prosedürlerde daha çok vidanın kırılıyor olması bizim için de normaldir, ancak yaptığımız çalışmada vidaların yerleştirilmesi sırasında açılan yivlerdeki kemik yapıya bağlı yüzey düzensizlikler, vidanın yerleştirilmesi sırasında vida basında ve vida boynunda, kendini ilgili bölgedeki beyaz dalgalanmalarla gösteren yapısal değişikliklere sebep olduğu saptanmıştır. Bu anlamda rezorbe olabilen vidaların çok hassas olduğu ve uygulanmaları sırasında ideal şartlar olması gerektiği unutulmamalıdır. Yaptığımız deneyler sırasında vidalarda herhangi bir kırık ile karşılaşmamamıza rağmen vidalar da ciddi deformasyonlar görülmüştür.

Dolanmaz ve ark., koyun mandibulasında sagittal split ramus osteotomisinde titanyum ve rezorbe olan (82:18, PLLA/PGA) plak ve vidaların fiksasyonunu karşılaştırdıkları çalışmada, 10 ile 50 N'luk kuvvet aralığında yer değiştirme miktarının iki materyalin istatistiksel olarak farklılık gösterdiğini, 50 ve 140 N'luk kuvvetlerde bu farkın olmadığını rapor etmişlerdir (199). Bir farklı çalışmada ise

60, 100, 120 N'lik kuvvetlerde de rezorbe olabilen plak sistemleri en düşük direnci göstermiştir. Bu farklılığın sagittal split ramus osteotomisindeki fragmanlar arasındaki temas yüzeyinin angulus kırıklarına oranla daha fazla olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Yine bu çalışmada 10 ila 50 N'luk yükler altında plak sistemleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farktan dolayı rezorbe olabilen fiksasyon materyalleri kullanımı sonrası İMF uygulamasını tavsiye etmişlerdir.

Titanyum miniplak sistemlerine göre rezorbe sistemler oldukça pahalıdır. Bununla birlikte vida yuvası açıldıktan sonra yiv açma sırasındaki güçlükler nedeniyle operasyon süresinin uzamasına sebep olurlar. Yerleştirilmeleri sırasında kırılma ve deforme olma riski nedeniyle operasyon sırasında daha fazla sayıda ihtiyaç duyulabilirler. Ayrıca klinik uygulamalarda, titanyum plaklara yakın direnç göstermeleri için vida çapı daha geniş, kalın plaklara ihtiyaç duyulmaktadır. Boyutların büyük olması, angulus fraktürlerinde eksternal oblik kenar boyunca yerleştirilmesi bakımından zorluk oluşturmakta ve bu sebeple ekspozite olabilmektedir (200). Çalışmamızda kullandığımız LactoSorb® rezorbe olabilen vidalar yerleştirilmeleri sırasında sıkışarak yüksek bir torca maruz kaldıklarında vida zarar görmemesi için tornavidanın oturduğu alan kırılmaktadır. Normal şartlar altında prosedüre uygun olarak yuva hazırlanır ve yiv açıcılar kullanılırsa rezorbe olabilen vida tamamen yuvasının içine girdikten sonra sıkma kuvveti arttığı için ayrılmaktadır. Böylelikle operasyon esnasında vida kırılması komplikasyonunun ve dolayısıyla daha fazla vida bulundurulma zorunluluğunun ortadan kalktığını düşünmekteyiz.

Termal ortamların taklit edilerek ortalama çiğneme kuvvetlerinin, yaklaşık 6 haftalık süreye denk gelen çiğneme döngüsündeki etkilerini incelemeyi amaçlayan dinamik yorulma çalışmalarının, klinik şartları statik yorulma deneylerine göre daha iyi taklit ettiği düşünülmektedir (201). Ancak dinamik yorulma testleri ile çok sayıda fiksasyon materyali ve test modelinin incelenmesi için oldukça uzun sürelerle ihtiyaç olduğundan daha sınırlı sayıda örnek incelenebilir. İleriki dönemde ideale daha yakın mandibula modelleri ve deney süresi kısaltılmış dinamik yorulma testleri ile kliniğe yönelik daha anlamlı veriler almak mümkün olabilir. O dönemde tüm bu fiksasyon materyallerinin tekrar değerlendirilmesi uygun olacaktır.

Yeterli kararlılığı sağlamak için, ilk biyolojik olarak rezorbe olabilen plaklar ve vidalar, karşılık gelen metal implantlardan daha kalın ve daha geniş olacak şekilde tasarlandı (202-214). Biyolojik olarak parçalanabilir plakların kalınlığı, dolaşmaları hakkında şikayetlere neden oldu. Ayrıca birinci nesil biyolojik olarak parçalanabilir sistemlerin aşırı büyük hacimli levhaları ve çıkıntılı vida kafalarının postoperatif doku reaksiyonları riskini arttırdığı bildirilmiştir. Buna göre, daha küçük ve daha alçak profilli implantlar ve implant yapıları günümüzde tercih edilmektedir. Vida yerleştirildikten sonra vida kafalarını kesmenin yeni bir konsepti, yerleştirilen vidaların genellikle plaka vidalı sistemin kalınlığının artmasına neden olan geleneksel gömme vida sabitlemesinden daha düşük profilli bir plaka vidalı yapı sağlar (207).

Rezorbe olabilir materyallerin olası bir dezavantajı radyografik muayenede radyolüsent görünümüdür. Sagittal osteotomilerdeki rezorbe olabilen vidaların stabilitesi, farklı malzemelerin yanı sıra iskelet stabilitesinin ve kemik iyileşmesinin klinik ve radyografik değerlendirilmesi üzerinde çalışılmıştır (220) Kohn, insan kadavralarının mandibulasında, emilebilir PLLA / PGA vidaları ve bikortikal titanyumla yer değişimi için bazı biyomekanik çalışmalar yapmıştır. Vidalar bir tahta üzerine uygulanan kuvvete maruz bırakılmış; bu kuvvetler sonrasında her iki vida tipi arasında da önemli bir fark olmadığını bildirmiştir (62). Nörovasküler paketin üstüne yerleştirilen iki vida, kemik segmentlerinde tatmin edici fiksasyon sağlamak için yeterli olabilir ancak üçüncü vidaya ihtiyaç duyulacağı için onun yerleştirilmesi için en iyi yer mandibula alt sınırına yakın nörovasküler demet altındadır (152).

Mühendislik açısından birkaç biyomekanik çalışma, rijit fiksasyonun farklı şekillerini karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır. Klinik açıdan ilgili parametreler içinde yapıları test eden bu çalışmaların sadece birkaçı, sabitleme üzerinde çok sınırlı sayıda karşılaştırmasını yapmıştır (63,68,106,162). Çok çeşitli diğer çalışmalar plak dayanıklılığını tek başına test ederek 2 noktalı bir model kullanarak fiksasyon sistemleri arasındaki farkları karşılaştırdı. Throckmorton ve ark. ve Ellis ve Graham akut postoperatif dönemde ısırma kuvvetlerinin daha sonra postoperatif dönemde veya operasyonsuz popülasyonda kaydedilen ısırma kuvvetlerinden daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte, bu çalışmanın amacı BSSRO'da dört farklı fiksasyon sisteminin ve çevreleyen kemiğin mekanik davranışlarını karşılaştırmak ve böylece

uygulanan kuvvet tüm modellerde sabit bir parametre olarak değerlendirilerek çıkartılmıştır (141).

Ellis ve Goallo tarafından yapılan hayvan çalışmaları, segmentlerin yetersiz sabitlenmesinin distal segmentin yer değiştirmesine izin verebileceğini ve erken nükse neden olduğunu göstermiştir. Rijit fiksasyonun osteotomi sahasındaki mikro hareketleri teşvik eden yer değiştirme kuvvetlerine karşı yeterli direnç sağlayabileceği gösterilmiştir (37,68,106). Aynı zamanda, osteotomi boşluğunun uygun bir şekilde hareketsiz kılınması, uygun uzun dönem sonuçları garanti eden komplikasyonsuz bir iyileşme süreci sağlar.

Lee ve Piechuch, Abeloos ve ark., Bloomquist ve Isaksson, ilerletme ameliyatı geçirmiş ve vida fiksasyonuna kıyasla yeterli stabil sonuç bildiren hastalarda minör kalıpları, gecikmeli vidalarla monokortikal vidalarla karşılaştırdılar (2,222,223). Kohn ve ark. doğrusal ve ters "L" konfigürasyonları arasında toplam kayma gerilmesi farkı bulamamış ve kemik kalitesi vidaların konfigürasyonundan daha değişken olarak görülmüştür. Foley ve Backman, monokortikal vidalı 1 mini plaka ile sabitlenmiş olanlara eşit derecede katı olan ters "L" deseninde üç vidayı bulmuştur (62). Maurer ve ark. Sonlu eleman analiz çalışmasında, BSSRO sonrası üçgen konfigürasyona yerleştirilen 2 mm'lik bikortikal vidaların osteotomi hattında yeterli stabilite sağladığı sonucuna varılmıştır (222).

Yapılan bir çalışmada BSSRO'da kullanılan farklı fiksasyon yöntemleri mekanik davranışları açısından değerlendirildiği bildirilmiştir. Dört farklı fiksasyon konfigürasyonu ile premolar ve molar bölgede yükleme koşullarında incelemeler yapıldığı bildirilmiştir. Mandibular ilerletme sonrasında monokortikal vidalar ve 6 delikli mini plaklar kullanılarak yapılan rijit fiksasyon yöntemlerinin incelendiği bildirmişlerdir. Sonlu eleman analiz yöntemiyle maksillofasiyal bölgedeki karmaşık mekanik stres durumları simüle edilerek BSSRO uygulanarak 5 mm ilerletme prosedüründen sonra lineer veya üçgen konfigürasyonla yerleştirilmiş kilitli vidalar, iki paralel veya tek oblik olarak monokortikal vidalar ile yerleştirilmiş 6 delikli miniplaklar karşılaştırıldığı bildirilmiştir. BSSRO ile ilerletme yapıldıktan sonra üçgen konfigürasyonda yerleştirilen 2.0 mm'lik kilitli vidaların, osteotomi alanındaki herhangi bir dönemde oluşabilecek segmentler arası harekete izin vermediği ve daha az stres

alanı ile yeterli stabiliteyi sağladığı ve bu sonuçlara dayanarakta çalışmadaki diğer rijit fiksasyon yöntemlerine kıyasla daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (224).

BSSRO ilerleme prosedürü diğer osteotomilerle karşılaştırıldığında belirli bir biyomekanik özelliğe sahiptir. Vida ile kemik arasındaki yük paylaşımının, iyi küçülmüş kırıklarda veya mandibular gerileme pozisyonunda yeniden konumlandırılmasının aksine, mandibular ilerleme cerrahisi ile oluşan segmentler arasında yük aktarımını çoğunlukla fiksasyon sistemleri yoluyla gerçekleştirilmesini gerektirir (225). Deneysel modeller ve klinik gözlem, bir test fiksasyon sistemi, proksimal ve distal kemik segmentleri arasında oluşan bir aralığa yerleştirildiğinde, kemiğe destek etkisi yoktur (170). Kemik parçaları arasında doğrudan aksenal yüklenme olmaması, bir bileşik giriş olarak işlev gören fiksasyon sisteminden maksimum stabilite gerektirir. Proksimal ve distal yönlerde kemiğin geniş çapraz kesitleri ve donanımın ortada (mini plak grubunda) veya osteotomi alanının (ters-L grubu) birkaç noktasında yer aldığı ince bir kesit ile karşılaştırıldığı bildirilmiştir. Sonuç olarak, bükülme direncinin büyüklüğü neredeyse tamamen yüklenme yönüne göre fiksasyon cihazının malzeme özelliklerine, geometrisine ve yönlendirmesine bağlıdır. Bu nedenle, in vitro ortamda çentik gibi kavisli bir giriş üzerinde 3 boyutta hareket eden makaslama, bükme ve kompresyon ilişkisi, 1 mini plağın, ters-L düzeninde yerleştirilmiş 3 bikortikal vida ile karşılaştırıldığında biyomekanik olarak dezavantajlı olduğunu bildirmişlerdir (226).

Bir osteofiksasyon sisteminin sertliği klinik olarak geçerli bir özelliktir. Kuvvetin aksine, azami kuvvet, kemik parçaları birkaç milimetreden daha fazla ayrıldığında ve böylece doğuştan tehlikeye atılmış kemik iyileşmesi ve fizyolojik olmayan sonuçlarla sonuçlanacağı bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada ters-L grubunun diğer tekniklerle karşılaştırıldığında daha büyük bir sertlik deformasyon oranını gösterdiği bildirilmiştir. Bu, önceki araştırmalarda bildirildiği gibi, dikey ve yanal yük nedeniyle olası bir komplikasyondan önce, bikortikal vidalı sabitleme sisteminin daha yüksek yüklere ve deformasyonlara karşı direnç gösterebileceğini göstermiştir (69,70,164,165,227).

Mekanik bir açıdan bakıldığında, bu retromolar bölgede bikortikal olarak uygulanan bir vida, aksenal ve kesme gerilmelerine dirençle segment değiştirme eğilimini engeller. Kemik segmentleri arasındaki relatif yer değiştirmeler, mini plaklar

ve retromolar vida arasındaki mesafeyi arttırarak moment kolunun uzunluğunu arttırarak daha da azaltılabileceği ileri sürülmüştür (227). Ters-L grubundaki bir ilave bikortikal vida, diğer geometrik desenler oluştururken avantaj sağlamaz; Çünkü daha az miktarda malzeme ile önemli bir stabilite elde edilmektedir (78). Miniplak grubunun 1' den fazla bikortikal vidayla güçlendirilmesinin, ters-L yerleştirilmiş 3 vida varken, 3 vidanın daha eklenene kadar fiksasyonda büyük bir avantaj sağlamadığı Van Sickels ve arkadaşları tarafından gösterilmiştir. Bu sayıda vida uygulandığında, kemik anatomisinde veya osteotomi tasarımında herhangi bir kontrendikasyon olmadıkça, ters-L grubunu tek başına düşünmek, zaman ve donanım tasarrufu yapmak için daha iyi olacağı bildirilmiştir (229).

Mevcut çalışmanın sonuçları; 20 adet sentetik BSSRO uygulanmış mandibula modelinde her bir çenede üç adet rezorbe olabilen vidalarla yapılan fiksasyonlar arasındaki farklar biyomekanik testlerle karşılaştırıldığında vidaların pozisyonlandırmaları arasında anlamlı fark bulunmuştur. Üst sınıra sıralı olarak yerleştirilen rezorbe olan vidalara göre ters-L düzeninde yerleştirilen vidalar daha fazla direnç göstermişlerdir. Titanyum vidaların dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla üretilen rezorbe vidaların BSSRO sonrasında özellikle ters-L düzeninde yerleştirilerek fiksasyonun sağlanmasının post operatif dönemde çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnci sağlayarak hasta konforunu da ikinci bir operasyon gereksinimi olmayışıyla arttıracağını düşünmekteyiz. Stabilitenin artmasıyla relaps, operasyon sonrasında ki dönemlerde segmentlerin birbirinden ayrılması gibi komplikasyonların oluşma oranında olumlu yönde değişimler kazandıracağını düşünmekteyiz.

6.KAYNAKLAR

1. Arıncı, K., Elhan, A. Anatomi, 2. Baskı, Ankara, Güneş Tıp Kitabevi. 1997; 1. Cilt, s.: 78-94.
2. Bloomquist DS, Lee JL. Principles of mandibular orthognathic surgery. In: Michael Miloro, Ed. Ozden's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 2004; 2nd Ed, Vol. 2, Ontario, Canada: BC Decker Inc: p:1135-1178
3. Stearns JW, Fonseca RJ, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. In: Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, Eds. Oral and Maxillofacial Surgery.2000; Vol. 2, Philadelphia: Saunders: 151-168
4. Epker BN. Vascular considerations in orthognathic surgery. I. Mandibular osteotomies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1984; 57 (5): 467-472
5. Proffit WR, Fields HW Jr, Ackerman JL. Contemporary Orthodontics Third Edition.St.Louis: Mosby. 2000; 1-363.
6. Ülgen M. Ortodontik Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı. 7. Baskı.
7. Sasaki Y, Satoh K, Hayasaki H, Fukumoto S, Fujiwara T Nonaka K. The P561T polymorphism of the growth hormone receptor gene has an inhibitory effect on mandibular growth in young children. Eur J Orthod. 2009;31: 536-41.
8. Copray JC, Dibbets JM, Kantomaa T. The role of condylar cartilage in the development of the temporomandibular joint. Angle Orthod. 1988;58: 369-80.
9. Hinton RJ, Carlson DS. Regulation of growth in mandibular condylar cartilage SeminOrthod. 2005;11: 209-18.
10. Kiliaridis S, Thilander B, Kjellberg H, Topouzelis N, Zafiriadis A. Effect of low masticatory function on condylar growth: a morphometric study in the rat. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;116: 121-5.
11. McNamara JJ, Carlson DS. Quantitative analysis of temporomandibular joint adaptations to protrusive function. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1979;76: 593-611.
12. Proffit WR. Contemporary Orthodontics. St.Louis: Mosby-Year Book. 1992;25-128.
13. Guyer EC, Ellis EE, McNamara JA Jr, Behrents RG. Components of Class III malocclusion in juvenils and adolescents. Angle Orthod. 1986;56: 7-30.
14. Staudt CB, Kiliaridis S. Different skeletal types underlying Class III malocclusion in a random population. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136: 715-21.
15. Mitani H. Prepubertal growth of mandibular prognathism. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1981;80:546-53.
16. Grabb WC, Hodge GB, Dingman RO, O'Neal RM. The Habsburg jaw. Plast Reconstr Surg. 1968;45: 442-5.
17. Mew JRC. Factors influencing mandibular growth. Angle Orthod. 1986;56: 31-48.
18. Litton SF, Ackermann LV, Isaacson RJ, Shapiro BL. A genetic study of Class III malocclusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1970;58: 565-77.
19. Stensland A, Wisth PJ, Boe OE. Dentofacial changes in children with negative overjet treated by a combined orthodontic and orthopaedic approach. Eur J Orthod. 1988;10: 39-51.

20. Subtelny JD. Oral respiration: facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics. *Angle Orthod.* 1980;50: 147-64.
21. Moullas AT, Palomo JM, Gass JR, Amberman BD, White J, Gustovich D. Nonsurgical treatment of a patient with a Class III malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129: 111-8.
22. Terry BC, White RP. Mandibular ramus surgery. In: Proffit WR, White RP, editors. *Surgical orthodontic treatment.* Saint Louis: Mosby. 1990; 264-82.
23. Hausamen JE. The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *J Craniomaxillofac Surg,* 2001; 29: 2-21.
24. Limberg A. Treatment of open-bite by means plastic oblique osteotomy of ascending rami of the mandible. 1925; 67: 1191-1200.
25. Rosen HM. Aesthetic orthognathic surgery. In: Mathes JM Ed. *Plastic Surgery, Vol. 2,* China: Saunders, 2006: 649-686.
26. Peterson LJ. *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. Volume III.* USA: Lippincott-Raven Publishers, Part IX, 1997; 1209-1548.
27. Patel PK. Craniofacial, Orthognathic Surgery. In: Persing J, Talavera F, Newsome RE, Slenkovich N, Downey SE, Eds. Erişim: (<http://www.emedicine.com/plastic/topic177.htm>).
28. Stearns JW, Fonseca RJ, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. In: Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, Eds. *Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 2,* Philadelphia: Saunders, 2000: 151-168.
29. Rosen HM. Aesthetic orthognathic surgery. In: Mathes JM Ed. *Plastic Surgery, Vol. 2,* China: Saunders, 2006: 649-686.
30. Schuchardt G. Ein beitrage zur chirurgischen kieferorthopadie unter berucksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd.* 1942; 9:73-89.
31. Lupori JP, Kewitt GF, Van Sickels JE. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. In: Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, Eds. *Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 2,* Philadelphia: Saunders, 2000: 297 – 310.
32. Schendel SA. Orthognathic surgery. In: Achauer BM, Eriksson E, Guyuron B, Coleman JJ, Russell RC, Vander Kolk CA, Eds. *Plastic Surgery, Vol. 2,* St. Louis: Mosby, 2000: 871-895.
33. Poulton DR, Ware Wh. Surgical-orthodontic treatment of severe retrusion (Part II). *AM J Orthod.* 1973; 63: 237-255.
34. Poulton DR, Ware Wh. Surgical-orthodontic treatment of severe retrusion (Part II). *AM J Orthod.* 1973; 63: 237-255.
35. McNeil RW, Hooley JR, Sundberg RJ. Skeletal relapse during intermaxillary fixation. *J Oral Surg.* 1973; 31: 212-227.
36. Schendel SA, Epker BN. Results after advancement surgery: An analysis of 87 cases. *J Oral Surg.* 1980; 38: 265-282.
37. Ellis E III, Gallo JW. Relapse following advancement with dental plus skeletal maxillo fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44: 509-515.
38. Komori E, Aigase K, Sugisaki M, Tanabe H. Skeletal fixation versus skeletal relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987; 92: 412-421.
39. Ellis E III, Reynolds S, Carlson DS. Stability of mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988; 94:38-49.

40. Bell WH. Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery. 1992; Volume 3 USA W.B. Sanders Company: 1981-2372.
41. Buckley MJ, Tullock JF, White RP Jr, Tucker MR. Complications of orthognathic surgery: a comparison between wire fixation and rigid internal fixation. *Int J Adult Orthodon Orthognath.* 1989; 4: 69-74.
42. Moenning JE, Bussard DA, Lapp TH, Garrison BT. 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.* 1990; 5: 175-182.
43. Ellis E III, Carlson DS, Billups J. Osseous healing of sagittal ramus osteotomy: a histologic comparison of rigid and nonrigid fixation in *Macaca mulatta*. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50: 718-723.
44. Perrot DH, Pogrel MA, Kaban LB. Stability of sagittal split osteotomies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994; 78:696-704.
45. Reitzik M. Cortex to cortex healing after osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983; 41: 658-663.
46. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003;52(1):21-4.
47. Fonseca RJ. *Oral and Maxillofacial Surgery.* 2000; Volume 2. USA: W.B. Saunders Company Section IV-VI.
48. Ellis E, 3rd, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60(6):642-5; discussion 45-6.
49. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 2003;52(1):21-4.
50. Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 2003;52(2):120-7.
51. Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, et al. Clinical aspects of a 2.0-mm locking plate system for mandibular fracture surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 2010;38(7):501-4.
52. Sauerbier S, Schon R, Otten JE, Schmelzeisen R, Gutwald R. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body – a literature review. *J Craniomaxillofac Surg* 2008;36(5):251-9.
53. Herford AS, Ellis E, 3rd. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1998;56(11):1261-5.
54. Raveh J, Sutter F, Hellem S. Surgical procedures for reconstruction of the lower jaw using the titanium-coated hollow-screw reconstruction plate system: bridging of defects. *Otolaryngol Clin North Am* 1987;20(3):535-58.
55. Chritah A, Lazow SK, Berger JR. Transoral 2.0-mm locking miniplate fixation of mandibular fractures plus 1 week of maxillomandibular fixation: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(12):1737-41.
56. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: Early experiences. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1986; 1: 243-250.
57. Schlicke LH, Panjabi MM, White AA. Optimal orientation of transfixation screws across oblique fracture lines. *Clin Orthop.* 1979; 143: 271-277.
58. Uçkan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of screw on the stability of the sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 39: 266-268.

59. Foley WL, Frost DE, Paulin WB JR, Tucker MR. Unaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989A; 47: 277-280.
60. Foley WL, Beckman TW. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1992; 7: 147-151.
61. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52 : 45-48.
62. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53: 1374-1383.
63. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59:1199-210.
64. Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, McGinn JD, Sobota B, Levin RJ, Jacobs CR. Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *Laryngoscope.* 1998; 108:1218-24.
65. Renton TF, Wiesenfeld D. Mandibular fracture osteosynthesis: a comparison of three techniques. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 34:166-73.
66. Champy M, Lodde JP. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1976; 77:971-6.
67. Ellis E III, Walker LR. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54:864-71.
68. Choi BH, Yi CK, Yoo JH. Clinical evaluation of 3 types of plate osteosynthesis for fixation of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59:734-7.
69. Van Sickels J, Peterson G, Holm S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:1620-5.
70. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E.. Invitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35(9): 837-841.
71. Johnsen SE, Svensson KG, Trulsson M. Forces applied by anterior and posterior teeth and roles of periodontal afferents during hold-and-split tasks in human subjects. *Exp Brain Res* 2007; 178:126-34.
72. Trulsson M, Johansson RS. Forces applied by the incisor and roles of periodontal afferents during food-holding and -biting tasks. *Exp Brain Res* 1996;107:486-96.
73. Moriya T. Food biting behaviors with oral cavity sensation. Doctoral thesis, Tsukuba University, Graduate School of Systemic Information, January 2005.
74. Bessho K, Iizuka T, Murakami K-I. A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55: 941-945.
75. Harada K, Enomoto S. Stability after surgical correction of mandibular prognathism using the sagittal split ramus osteotomy and fixation with poly-L-lactic acid(PLLA) screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:464-468.
76. Mohammad SA, Masaaki K, Kazuhiko Y, Tsutomu S, Kazuhiro M, Hiroshi S, Yoshinari M, Wakashi K, Masahito S, Shouichi M. Clinical Application of Bioabsorbable Poly-L-lactic Acid Plate and Screw System in Oral and Maxillofacial Surgery: a Preliminary Report. *Asian J Oral Maxillofac Surg* 2002;14:132-138.

77. Spiessl B. Ostéosynthèses bei sagittaler osteotomie nach Obwegwser-Dal Pont. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1974; 18:145-8.
78. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:300-8.
79. Prein, J., Berton A.R. Scientific and technical Background. In: *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton*, Ed.: 1998; Prein, J., Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1.
80. Rosenberg A, Gratz KW, Sailer HF. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993; 22:185-188.
81. Meningaud JP, Poupon J, Bertrand JC, Chenevier C, Guilley MG, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30:185-188.
82. Kim YK, Yeo HH, Lim SC. Tissue response to titanium plates: A transmitted electron microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55:322-326.
83. Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, Leonard F. Biodegradable poly (lactic acid) polymers. *J Biomed Mater Res* 1971; 5:169-81.
84. Cutright DE, Hunsuck EE: The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 33:28-34.
85. Nordstrom P. et all. Tissue response to polyglycolide and polylactide pins in cancellous bone. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 1998; 117: 197.
86. Vasenius J., et al. Biodegradable self-reinforced polyglycolide (SRPGA) composite rods coated with slowly biodegradable polymers for fracture fixation: strength and strength retention in vitro and in vivo. *Clinical Materials*, 1989; 4: 307-317.
87. Vert M. and Garreau H. Resorbable materials in medicine. *J. Control. Release* 1991; 16:15.
88. Von Oepen R. and Michaeli W. Resorbable materials in medicine. *Clin. Mater* 1992; 10:21.
89. Pietrzak W.S., Sarver D.R. and Verstynen M.L. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon, *J Craniofac Surg*, 1997; 17:87.
90. Pietrzak W.S., Sarver D.R. and Verstynen M.L. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon, *J Craniofac Surg*, 1997; 17:87.
91. Pistner H. et all. Poly(L-lactide): A long-term degradation study in vivo. Part I: Biological results. *Biomaterials* 1993; 14:671-677.
92. Bendix D. A new biodegradable blends prepared from polylactide and hyaluronic acid. *Polym. Degrad. Stab* 1998; 59:129.
93. Suuronen, R., Kallela, I., Lindqvist, C. Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. *J. Craniomaxillofacial Trauma* 2000; 6: 19- 27.
94. Schmitt, E., Polistina, R. (1969). Polyglycolic acid prosthetic devices. *US Patent* 1969; 3:463 158.
95. Cutright D.E., Hunsuck, E., Beasley, J.D. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J. Oral Surg* 1971; 29: 393-397.
96. Kulkarni R.K., Moore, E.G., Hegyeli, A.F., Leonard, F. Biodegradable poly(lactic acid) polymers. *J. Biomed. Mater. Res* 1971; 5: 169-181.
97. Roed-Petersen B. Absorbable synthetic suture material for internal fixation of fractures of the mandible. *Int. J. Oral Surg* 1974; 3: 133-136.

98. Gilding D.K., Reed A.M. (1979). Biodegradable polymers for use in surgery polyglycolic/poly(lactic acid) homo- and copolymers. *Polymer* 1979; 20: 1459-1465.
99. Vert M., Christel P., Chabot F., Leray J. Bioresorbable plastic materials for bone surgery. In: *Macromolecular Biomaterials*, Ed.:Hastings, G.W., Ducheyne, P., Florida, CRC Press.1984; p.: 119–142.
100. Kademani D., Rombach D.M., Quinn P.D. Trauma to the temporomandibular joint region. In: *Oral And Maxillofacial Surgery*, Ed: Fonseca, R.J., 3rd Ed. Philadelphia, Elsevier Saunders Comp 2005; Chapter 19
101. Rozema F.R., Bos R.R.M., Pennings A.J., Jansen H.W.B. Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor: an animal study. *J. Oral Maxillofac. Surg* 1990; 48: 1305–1309.
102. Getter L., Cutright D.E., Bhaskar S.N., Augsburg, J.K. A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *J. Oral Surg* 1972; 30: 344–348.
103. Bos R.R., Rozema F.R., Boering G., Nijenhuis A.J., Pennings A.J., Jansen H.W. (1989a). Bone plates and screws of bioabsorbable poly(L-lactide) An animal pilot study. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg* 1989; 27: 467-476.
104. Bos R.R., Rozema F.R., Boering G., Nijenhuis A.J., Pennings A.J., Jansen H.W. (1989b). Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of fractures. A study in six dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* 1989; 18: 365-369.
105. Rokkanen P., Böstman O., Vainionpää S., Vihtonen K., Törmälä P., Laiho J. Biodegradable implants in fracture fixation: Early results of treatment of fractures of the ankle. *Lancet.*, 1985; 1: 1422–1424.
106. Choi BH, Kim KN, Kang HS. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995;79(6):692-5.
107. Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51(2):159-62.
108. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39(11):1109-14.
109. Bozic KJ, Perez LE, Wilson DR, Fitzgibbons PG, Jupiter JB: Mechanical testing of bioresorbable implants for use in metacarpal fracture fixation. *J Hand Surg [Am]*. 2001; 26:755.
110. Harle F, Champy M, Terry BC: *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis*. New York, Thieme, 1999, pp 3-7.
111. Louis PJ, Waite PD, Austin RB: Long-term skeletal stability after rigid fixation of Le Fort I osteotomies with advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993; 22:82.
112. Ahn DK, Sims CD, Randolph MA, et al: Craniofacial skeletal fixation using biodegradable plates and cyanoacrylate glue. *Plast Reconstr Surg*. 1997; 99:1508.
113. Stoelinga PJ, Borstlap WA: The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: The versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61:1471.

114. Ferretti C, Reyneke JP: 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.* 2002; 93:534.
115. Cheung LK, Chow LK, Chiu WK: A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98:386.
116. Norholt SE, Pedersen TK, Jensen J: Le Fort I miniplate osteosynthesis: A randomized, prospective study comparing resorbable PLLA/PGA with titanium. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 33:245.
117. Bos RR: Treatment of pediatric facial fractures: The case for metallic fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63:382.
118. Shetty V, Caputo AA, Kelso I: Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *J Craniomaxillofac Surg.* 1997; 25:19.
119. Bahr W, Stricker A, Gutwald R, et al: Biodegradable osteosynthesis material for stabilization of midface fractures: Experimental investigation in sheep. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999; 27:51.
120. Gerrit J. B., Eduard B. van der H., Boudewijn S. , Rudulf R.M. B., Gijsbertus J. V.: Torsion Strength of Biodegradable and Titanium Screws: A Comparison. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 65:2142-2147.
121. Edwards R. C., Kiely K. D., Eppley B. L.: Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001; 59: 271–276.
122. Edwards R. C., Kiely K. D., Eppley B. L.: The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001; 59: 19–25.
123. Shand J. M., Heggie A. A.: Use of a resorbable fixation system in orthognathic surgery. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2000; 38: 335–337.
124. Norholt S. E., Pedersen T. K., Jensen J.: Le Fort I miniplate osteosynthesis: a randomized, prospective study comparing resorbable PLLA/PGA with titanium. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2004; 33: 245–252.
125. Mazzonetto R., Paza A. O., Spagnoli D. B.: A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L:30DL) polylactide. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2004; 33: 664–669.
126. Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60(1):59-65.
127. Matthews N. S., Khambay B. S., Ayoub A. F., Koppel D., Wood G.: Preliminary assessment of skeletal stability after sagittal split mandibular advancement using a bioresorbable fixation system. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2003; 41: 179–184.
128. Ueki K., Nakagawa K., Marukawa K., Takazakurashimada M., Takatsuka S., Yamamoto E.: Changes in condylar long axis and skeletal stability after bilateral sagittal split ramus osteotomy with poly-L-lactic acid or titanium plate fixation. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2005; 34: 627–634.
129. Armstrong JEA, Lupointe HJ, Hogg NJV, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 191–195.

130. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1996; 34: 279 -285 .
131. Stoelinga PJ, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 1471– 1476.
132. Rafael M, , Érica A., Guilherme Romano S., Juliana C., Luis V., Mario FranciscoG., Valfrido F.: In vitro comparison of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2011; 39: 574-577.
133. Kondo E, Arai S. Nonsurgical and nonextraction treatment of a skeletal class III adult patient with severe prognathic mandible. *World J Orthod*. 2005;6: 233-47.
134. Bailey LJ, Proffit WR, White RP, et al. Patient selection for orthognathic surgery. In: Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, Eds. *Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 2, Philadelphia: Saunders, 2000: 3-23.
135. Chang HP, Tseng YC, Chan HF. Treatment of mandibular prognathism. *J Formos Med Assoc*. 2006;105: 781-90.
136. Proffit WR, Phillips C, Tulloch JFC, et al. Surgical versus orthodontic correction of skeletal Class II malocclusion in adolescents: Effects and indications. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, 1992; 7: 209 – 220 .
137. Wolford LM, Stevao ELL, Alexander CM, et al. Orthodontics for orthognathic surgery. In: Michael Miloro, Ed. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2nd Ed, Vol. 2, Ontario, Canada: BC Decker Inc, 2004: 1111 – 1134 .
138. Lanigan DT, Hey J, West RA. Aseptic necrosis following maxillary osteotomies: Report of 36 cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1990; 48: 142 – 156.
139. Schendel SA, Mason ME. Adverse outcomes in orthognathic surgery and management of residual problems. *Clinics in Plastic Surgery*, 1997; 24: 489 – 505.
140. Dolce C, Van Sickels JE, Bays RA, et al. Skeletal stability after mandibular advancement with rigid versus wire fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 2000; 58; 1219 – 1227.
141. Costa F, Robiony M, Politi M. Stability of Le Fort I osteotomy in maxillary advancement: Review of the literature. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, 1999; 14: 207 – 213.
142. Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. Orthognathic surgery: A hierarchy of stability. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, 1996; 11: 191 – 204.
143. Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: Literature review and suggested modification of technique. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1997; 35: 137 – 141.
144. Marchetti C, Gentile L, Bianchi A, et al. Semirigid fixation of the mandible in bimaxillary orthognathic surgery: Stability after 18 months. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, 1999; 14: 37 – 45.
145. Pepersack WJ, Chausse JM. Long-term follow-up of the sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism. *J Maxillofac Surg*, 1978; 6: 117 – 140.
146. Franco JE, Van Sickels JE, Thrash WJ. Factors contributing to relapse in rigidly fixed mandibular setbacks. *J Oral Maxillofac Surg*, 1989; 451 – 456.

147. Proffit WR, Philips C, Turvey TA. Stability following superior repositioning of the maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92: 151 – 161.
148. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1996; 34: 279 -285.
149. Borstlap WA, Stoelinga PJW, Hoppenreijts TJM, et al. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up Part II. Radiographic parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2004; 33: 535 – 542.
150. Chung DHC, Hatch JP, Dolce C, et al. Positional change of the hyoid bone after bilateral sagittal split osteotomy with rigid and wire fixation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2001; 4: 382 – 389.
151. Gassamann CJ, Van Sickels JE, Thrash WJ. Causes, location and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg*, 1990; 48: 450 – 454.
152. Shand JM, Heggie AAC. Use of a resorbable fixation system in orthognathic surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2000; 38: 335 – 337.
153. Landes C, Ballon A. Skeletal stability in bimaxillary orthognathic surgery: P (L/DL) LA-resorbable versus titanium osteofixation. *Plast Reconstr Surg*, 2006; 118: 703 – 721.
154. Jorgenson DS, Mayer MH, Ellenbogen R, et al. Detection of titanium in human tissues after craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg*, 1997; 99: 976 – 979.
155. Rubin JP, Yaremchuk MJ. Complications and toxicities of implantable biomaterials used in facial reconstruction and aesthetic surgery: A comprehensive review of the literature. *Plast Reconstr Surg*, 1997; 100: 1336 – 1353.
156. Landes CA, Ballon A. Five-year experience comparing resorbable to titanium miniplate osteosynthesis in cleft lip and palate orthognathic surgery. *Cleft Palate Craniofac*, 2006; 43: 67 – 74.
157. Costa F, Robiony M, Zorzan E, et al. Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: Titanium versus resorbable plates and screws for maxillary fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 2006; 64: 642 – 651.
158. Ueki K, Marukawa K, Shimada M, et al. Maxillary stability following Le Fort I osteotomy in combination with sagittal split ramus osteotomy and intraoral vertical ramus osteotomy: A comparative study between titanium miniplate and poly-l-lactic acid plate. *J Oral Maxillofac Surg*, 2006; 64: 74 – 80.
159. Landes CA, Kriener S. Resorbable plate osteosynthesis of sagittal split osteotomies with major bone movement. *Plast Reconstr Surg*, 2003; 111: 1828 – 1840.
160. Oguz Y, Uckan S, Dolanmaz D. Comparison of biomechanical stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking screws for SSRO. *Journal of Cranio Maxillofacial Surgery*, Volume 34, Supplement, 2006; Page 32
161. Chuong CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63(1):68-76, 2005.

162. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E 3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 54(9):1080-1086, 1996.
163. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. 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* 2000; 58(4):370-374.
164. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* 50(12):1295-1299, 1992.
165. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63(9):1317-1324, 2005.
166. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. Invitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006; 35(9): 837-841.
167. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64(10):1475-1479.
168. Erkmén E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2005; 43(2):97-104.
169. Cilasun U, Uçkan S, Dolanmaz D, Sağlam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006; 44(6):534-537.
170. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(2):191-5.
171. Esen A, Ataoglu H, Gemi L. Comparison of stability of titanium and absorbable plate and screw fixation for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106(6):806-11.
172. Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51(2):159-62.
173. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996;82(3):257-63.
174. Schierle HP, Schmelzeisen R, Rahn B, Pytlik C. One- or two-plate fixation of mandibular angle fractures? *J Craniomaxillofac Surg* 1997;25(3):162-8.
175. Alkan A, Metin M, Muglali M, Ozden B, Celebi N. Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2007;45(2):145-9.
176. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39(11):1109-14.

177. Kirkpatrick D, Gandhi R, Van Sickels JE. Infections associated with locking reconstruction plates: a retrospective review. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61(4):462-6.
178. Gerlach KL, Schwarz A. [Load resistance of mandibular angle fractures treated with a miniplate osteosynthesis]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2003;7(4):241-5.
179. Coletti DP, Caccamese JF, Jr., Norby C, Edwards S, von Fraunhofer JA. Comparative analysis of the threaded and tapered locking reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(12):2587-93.
180. Cordey J, Borgeaud M, Perren SM. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone. *Injury* 2000;31 Suppl 3:C21-8.
181. Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;84(2):129-36.
182. Ellis E, 3rd, Walker LR. Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54(7):864-71; discussion 71-2.
183. O'Connell J, Murphy C, Ikeagwuani O, Adley C, Kearns G. The fate of titanium miniplates and screws used in maxillofacial surgery: a 10 year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38(7):731-5.
184. Rallis G, Mourouzis C, Papakosta V, Papanastasiou G, Zachariades N. Reasons for miniplate removal following maxillofacial trauma: a 4-year study. *J Craniomaxillofac Surg* 2006;34(7):435-9.
185. Thoren H, Snall J, Hallermann W, Kormi E, Tornwall J. Policy of routine titanium miniplate removal after maxillofacial trauma. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(9):1901-4.
186. Laughlin RM, Block MS, Wilk R, Malloy RB, Kent JN. Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(1):89-96.
187. Matsusue Y, Yamamuro T, Yoshii S, et al. Biodegradable screw fixation of rabbit tibia proximal osteotomies. *J Appl Biomater* 1991;2(1):1-12.
188. Peltoniemi HH, Hallikainen D, Toivonen T, Helevirta P, Waris T. SR-PLLA and SR-PGA miniscrews: biodegradation and tissue reactions in the calvarium and dura mater. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27(1):42-50.
189. Paivarinta U, Bostman O, Majola A, et al. Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide. *Arch Orthop Trauma Surg* 1993;112(2):71-4.
190. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. The fate of resorbable poly-Llactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2001;59(1):19-25.
191. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61(4):481-7; discussion 87-8.
192. Bregagnolo LA, Bertelli PF, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato AE. Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-l-dl-lactic acid) fixation systems on the mandibular angle fracture. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2011 Mar;40(3):316-21.

193. Yerit KC, Enislidis G, Schopper C, et al. Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94(3):294-300.
194. Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60(1):59-65.
195. Ylikontiola L, Sundqvist K, Sandor GK, Tormala P, Ashammakhi N. Selfreinforced bioresorbable poly-L/DL-lactide [SR-P(L/DL)LA] 70/30 miniplates and miniscrews are reliable for fixation of anterior mandibular fractures: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(3):312-7.
196. Wood GD. Inion biodegradable plates: the first century. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006;44(1):38-41.
197. Shetty V, Caputo AA, Kelso I. Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1997;25(1):19-23.
198. Landes CA, Ballon A. Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. *Plast Reconstr Surg* 2006;117(2):577-87; discussion 88-9.
199. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2004;42(2):127-32.
200. Shetty V, Caputo AA, Kelso I. Torsion-axial force characteristics of SR-PLLA screws. *J Craniomaxillofac Surg* 1997;25(1):19-23.
201. Karoglan M, Schutz K, Schieferstein H, Horch HH, Neff A. Development of a static and dynamic simulator for osteosyntheses of the mandible. *Technol Health Care* 2006;14(4-5):449-55.
202. Bell B, Kindsfater CS. The use of biodegradable plates and screws to stabilize facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:31-9.
203. Böstman OM, Pihlajamäki HK. Adverse tissue reactions to bioabsorbable fixation devices. *Clin Orthop Relat Res* 2000;371:216-27.
204. Cheung LK, Chow LK, Chiu WK. A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98:386-97.
205. Cheung LK, Yip IH, Chow RL. Stability and morbidity of Le Fort I osteotomy with bioresorbable fixation: a randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;37:232-41.
206. Edwards RC, Kiely KD. Resorbable fixation of Le Fort I osteotomies. *J Craniofac Surg* 1998;9:210-4.
207. Eitenmüller J, Dávid A, Pommer A, Muhr G. Surgical treatment of ankle joint fractures with biodegradable screws and plates of poly-l-lactide (article in German). *Chirurg* 1996;67:413-8.
208. Imola MJ, Hamlar DD, Shao W, Chowdhury K, Tatum S. Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery: long-term outcome. *Arch Facial Plast Surg* 2001;3:79-90.
209. Kim Y, Kim S. Treatment of mandible fractures using bioabsorbable plates. *Plast Reconstr Surg* 2002;110:25-31.
210. Laine P, Kontio R, Lindqvist C, Suuronen R. Are there any complications with bioabsorbable fixation devices? A 10 year review in orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004;33:240-4.

211. Leonhardt H, Demmrich A, Mueller A, Mai R, Loukota R, Eckelt U. INION® compared with titanium osteosynthesis: a prospective investigation of the treatment of mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2008;46:631-4.
212. Mittal R, Morley J, Dinopoulos H, Drakoulakis EG, Vermani E, Giannoudis PV. Use of bioresorbable implants for stabilisation of distal radius fractures: the United Kingdom patients perspective. *Injury Int J Care Injured* 2005;36:333-8.
213. Serlo WS, Ylikontiola LP, Vesala AL, Kaarela OI, Iber T, Sándor GK, Ashammakhi N. Effective correction of frontal cranial deformities using biodegradable fixation on the inner surface of the cranial bones during infancy. *Childs Nerv Syst* 2007;23:1439-45.
214. Gerlach KL, Krause KR, Eitenmuller J. Use of absorbable osteosynthesis material for mandibular fracture treatment of dogs. In: Pizzoferrato A, Marchetti WG, Ravagliori A, Lee AJC et al. *Biomaterials and clinical applications*. Amsterdam: Elsevier 1987: 459–464.
215. Weiler A, Helling HJ, Kirch U. Foreign-body reaction and the course of osteolysis after polyglycolide implants for fracture fixation: Experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 369-76.
216. Simon JA, Ricci JL, Di Cesare PE. Bioresorbable fracture fixation in orthopedics: a comprehensive review. Part I. Basic science and preclinical studies. *Am J Orthop* 1997; 26: 665–671.
217. Matthews NS, Khambay BS, Ayoub AF, Koppel D, Wood G. Preliminary assessment of skeletal stability after sagittal split mandibular advancement using a bioresorbable fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 41: 179-84.
218. Fuente CA. Estabilidad a largo plazo con placas absorbibles para fijación interna en cirugía ortognática. *Cir Ciruj* 2003; 71: 93-9.
219. Tiainen J, Leinonen S, Ilomäki J, Suokas E, Törmälä P, Waris TH, Ashammakhi N. Comparison of the pull-out forces of bioabsorbable polylactide/glycolide screws (Biosorb and Lactosorb) and tacks: A study on the stability of fixation in human cadaver parietal bones. *J Craniomaxillofac Surg* 2002; 13: 538-43.
220. Feretti C, Reyneke JP. 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* 2002; 93: 534–7.
221. Licéaga RR. Nuevas tecnologías en cirugía maxilofacial. *Rev Hosp Jua Mex* 2005; 72 (1): 33-36.
222. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2002; 40: 76–83.
223. Abeloos J, De Clercq C, Neyt L. Skeletal stability following miniplate fixation after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51: 366–369
224. E. Erkmén, B. Şimsık, E. Yücel, A. Kurt: Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2005; 34: 551–558.

225. Foley WL: In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies [discussion]. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53:1383.
226. Buijs GJ, Van der Houwen EB, Stegenga B, et al: Mechanical strength and stiffness of biodegradable and titanium osteofixation systems. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65:2148.
227. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54: 601–609.
228. Hammer B, Ettlin D, Rahn B, et al: Stabilization of the short sagittal split osteotomy: In vitro testing of different plate and screw configurations. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:321.
229. Ochs MW: Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61:1477.