

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

**MANDİBULANIN İLERİ İLERLETME VE
BERABERİNDEKİ ROTASYON HAREKETİNDE
KULLANILAN FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Nida GEÇKİL

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMANI
Doç. Dr. Hüseyin Can TÜKEL

ADANA-2020

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

**MANDİBULANIN İLERİ İLERLETME VE
BERABERİNDEKİ ROTASYON HAREKETİNDE
KULLANILAN FARKLI FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Nida GEÇKİL

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMANI
Doç. Dr. Hüseyin Can TÜKEL

Bu tez Çukurova Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından TDH-2020-12651 no'lu
proje olarak desteklenmiştir.

ADANA-2020

KABUL VE ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan “Mandibulanın İleri İlerletme ve Beraberindeki Rotasyon Hareketinde Kullanılan Farklı Fiksasyon Yöntemlerinin Karşılaştırılması” adlı çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 01/ 10/ 2021

TEZ SINAV JÜRİSİ

Çukurova Üniversitesi
Başkan

Çukurova Üniversitesi
Üye

Çukurova Üniversitesi
Üye

Çukurova Üniversitesi
Üye

İstanbul Aydın Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 13/10/2021 tarih ve 36-2 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Bana olan güvenini ve desteğini hep hissettiren, uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sırasında yol göstermekle beraber neleri yapabileceğimi görmemi sağlayan, samimiyetine inandığım, deneyim ve birikimleriyle yanımda olan sevgili danışmanım Sn. Doç. Dr. Hüseyin Can TÜKEL 'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca çok değerli deneyim ve bilgilerini benden esirgemeyen değerli hocalarım Sn. Prof. Dr. Emin ESEN, Sn. Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ, Sn. Prof. Dr. M. Emre BENLİDAYI, Sn. Prof. Dr. Ufuk Tatlı ve Sn. Uzm. Dt. Duygu TURNA'ya,

Eşsiz materyal ve fizik bilgisiyle tez çalışmama çok büyük katkı sağlayan, şahsiyetini ve hekimliğini örnek aldığım, uzmanlık eğitimimden sonra da başarılarını hayranlıkla takip etmeye devam edeceğime inandığım Sn. Prof. Dr. Yurdanur UÇAR 'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca geçirdiğim zorlu süreçte desteklerini ve dostluklarını hep gösteren kıymetli bölüm arkadaşlarım ve bölüm hemşirelerimize,

Tanıdığım ilk günden bu yana beni kendi gücüme inandırmaya çalışan, hayatıma anlam katan, desteğini ve fedakarlığını kelimelerle ifade edemediğim; gölgesinde dinlenip ellerinde ayağa kalktığım sevgili eşim Uzm. Dr. Ömer Faruk GEÇKİL 'e,

Doğumuyla bizlere neşe ve umut getiren, beni mucizelere inandıran, gülüşü dünyalara bedel minik yavrumuz Tuvana Ferah Geçkil 'e,

Beni dünyaya getirmekle beraber bugünlerimin sebebi, en büyük desteğim, yanımdayken sevgisini yokluğunda özlemine kelimelerle ifade edemediğim, bugünümü görmeyi en çok isteyen, tekrar kavuşuncaya dek beni izleyeceğine ve kalbimi hiç bırakmayacağına inandığım melek annem merhume Ayşen ÇÖMLEKÇİ 'ye,

Sonsuz minnettarlığımı ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY.....	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vi
KISALTMALAR ve SEMBOLLER LİSTESİ.....	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT.....	ix
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.....	5
2.1.3. Mandibular Retrognatizm.....	6
2.2. Mandibular Osteotomiler	7
2.2.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi.....	7
2.2.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik	12
2.2.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri ...	17
2.3. Fiksasyonda Kullanılan Materyaller	24
2.3.1. Titanyum Plak Ve Vida Sistemleri	24
2.3.2. Rezorbe Olabilen Mini Plaklar Ve Vidalar	26
2.4. Biyomekanik Prensipler	27
2.4.1. Mandibulanın Biyomekanikliği	28
2.4.2. Biyomekanik Deney Materyalleri	30
3. GEREÇ ve YÖNTEM	33
3.1. Biyomekanik Deney Modellerinin Hazırlanması.....	33
3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması	35
3.2.1. Grup 1	35
3.2.2. Grup 2	36

3.2.3. Grup 3	36
3.2.4. Grup 4	37
3.2.5. Grup 5	38
3.3. Kuvvet Testi	38
3.4. İstatistiksel Analiz	40
4. BULGULAR.....	41
5. TARTIŞMA.....	48
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	63
KAYNAKLAR	65
ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Şekil 2.1. Mandibulanın Anatomisi	5
Şekil 2.2. Hullihen tarafından tarif edilen ilk mandibular osteotomi	8
Şekil 2.3. Blair'in yaptığı gövde osteotomisi.....	8
Şekil 2.4. Limberg tarafından tarif edilen ilk vertikal subkondiler osteotomi.....	9
Şekil 2.5. Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi	9
Şekil 2.6. Bane tarafından geliştirilen sagittal osteotomi.....	10
Şekil 2.7. Dal Pont'un modifikasyonu	11
Şekil 2.8. Mukoza insizyonu.....	12
Şekil 2.9. Lingual osteotomi	14
Şekil 2.10. Lateral yüzdeki vertikal osteotomi	14
Şekil 2.11. Sagittal osteotomi	15
Şekil 2.12. Osteotom aracılığıyla split işleminin gerçekleştirilmesi	16
Şekil 2.13. Cerrahi oklüzal splint uygulanması	16
Şekil 2.15. Piriform rimden geçen sirkummandibular bağlama.....	18
Şekil 2.16. Sirkummandibular bağlama.....	18
Şekil 2.17. İntermaksiller fiksasyon (IMF).....	19
Şekil 2.18. Lag vidanın yerleştirilmesi	20
Şekil 2.19. Pozisyonel vidaların yerleştirilmesi.....	20
Şekil 2.20. Bikortikal vida yerleştirme pozisyonları.....	21
Şekil 2.21. İdeal osteosentez çizgileri.....	24
Şekil 2.22. Mandibulanın üst sınırındaki gerilim bölgeleri: (-), alt sınırındaki kompresyon bölgeleri: (+)28	
Şekil 3.1. Formlabs 3B 3 boyutlu yazıcı cihazı	33
Şekil 3.2. Formlabs cure cihazında polimerizasyon tamamlanması.....	34
Şekil 3.3. Modellerin wash cihazında alkol ile muamele edilmesi.....	34
Şekil 3.4. Modellerin fiksasyon sırasında doğru konumlandırılmasını sağlayan ölçümler	35
Şekil 3.5. Grup 1	36
Şekil 3.6. Grup 2	36
Şekil 3.7. Grup 3	37
Şekil 3.8. Grup 4.....	37
Şekil 3.9. Grup 5	38
Şekil 4.1. Grup 1'in kuvvet (N) / deplasman(mm) grafiği	41
Şekil 4.2. Grup 2'nin kuvvet(N) / deplasman (mm) grafiği.....	42
Şekil 4.3. Grup 3'ün kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği	43
Şekil 4.4. Grup 4'ün kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği	44
Şekil 4.5. Grup 5'in kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği	45
Şekil 4.6. Tüm grupların ortalama kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği.....	46
Şekil 5.1. Koolstra ve ark (1988) yaptıkları kuvvet analizlerinde mandibulada oluşan maksimum kuvvetin vektörünü göstermişlerdir	50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge No:

Sayfa No:

Tablo 4.1. Tüm gruplara farklı deplasman değerlerinde uygulanan Ortalama $\pm$ Standart Sapma kuvvetler(Newton)	47
Tablo 4.2. Aynı yer değiştirme değerlerinde grupların çoklu karşılaştırmalarından elde edilen p değerleri	47



KISALTMALAR ve SEMBOLLER LİSTESİ

BSSO	: Bilateral sagittal split ramus osteotomisi
IMF	: İntermaksiller fiksasyon
MMF	: Maksillomandibular fiksasyon
mm	: milimetre
RIF	: Rijit internal fiksasyon
TME	: Temporomandibular eklem
PGA	: Poliglikolik asit
PLA	: Polilaktik asit
PDS	: Polidioksan
PLLA	: Poly-L-laktik asit
N	: Newton
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences

ÖZET

GEÇKİL N. Mandibulanın İleri İlerletme Ve Beraberindeki Rotasyon Hareketinde Kullanılan Farklı Fiksasyon Yöntemlerinin Karşılaştırılması. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi. Adana. 2021.

Çalışmamızda mandibulanın ileri derecede ilerletilmesi ve beraberinde saat yönünün tersine rotasyon hareketi gerektiren vakalarda, bilateral sagittal split ramus osteomisi sonrası kullanılan fiksasyon yöntemlerinin karşılaştırılması amaçlanmaktadır. 25 adet mandibulanın sertlik değerine uygun sentetik rezin hemimandibula modeli, 3 boyutlu planlama tekniğiyle kesisi yapılmış şekilde standart olarak üretilmiştir. Ardından modeller 5 gruba ayrılarak, ilerletme ve saat yönünün tersine rotasyon hareketine uygun şekilde 5 farklı metot ile fikse edilmiştir. Her gruptaki denek sayısı 5 adettir (n=5). Segmentleri fikse ederken Grup 1 için 1 adet dört delikli miniplak ve 4 adet minivida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye); Grup 2 için 2 adet 4 delikli miniplak ve 8 adet minivida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye); Grup 3 için mandibula üst kenarına tek sıra halinde yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye); Grup 4 için ters – L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye); Grup 5 için ise 1 adet bikortikal vida ile birlikte 1 adet 4 delikli miniplak ve 4 adet minivida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Hazırlanan modeller 2 nokta test modeli için dizayn edilmiş servohidrolik test cihazına aynı noktadan sabit bir şekilde kuvvet uygulanacak şekilde yerleştirilmiştir. Sırasıyla her gruptaki 5'er örneğe molar bölgesinde oluşturulmuş çentikten 1 mm/dak hızla doğrusal kuvvet uygulanmıştır. Örneklerin kırılma noktasına kadar uygulanan tüm kuvvet ve deplasman değerleri bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Gruplar arasındaki ortalamalar, non – parametrik Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildi. 1 ile 5 mm deplasman değerleri arasında uygulanan kuvvetler arasında anlamlı fark bulundu. Tolere edilebilir sınırlardaki 1-3 mm deplasman değerlerinde hibrit fiksasyon yapılan Grup 5 modellerinin daha iyi stabilite gösterdiği; ardından sırasıyla Grup 4 ve Grup 3 örneklerinin izlediği; miniplak ile fiksasyon yapılan grupların ise daha düşük stabilite değerlerine sahip olduğu gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomi, Fiksasyon Sistemleri, Ortognatik Cerrahi, Biyomekanik

ABSTRACT

GECKİL N. Comparison of different fixation methods used in advanced advancement and counterclockwise rotation of mandible. Cukurova University, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Adana 2021.

The purpose of this study is, comparing the fixation methods after BSSO, in cases which required advanced advancement and counterclockwise rotation of the mandible. 25 sythetic resin models of hemimandibles were produced as standard with the incision made with 3D planning technique in accordance with the hardness/stiffness/rigidity value of the mandible. Subsequently, models were divided into 5 groups and fixated with 5 different methods in accordance to the advancement and counterclockwise movement of the mandible. Each group had 5 subjects(n=5). For group 1, 1 4-hole miniplate and 4 miniscrews; for group 2, 2 4-hole miniplate and 8 miniscrews; for group 3, 3 bicortical screws placed in a straight line on the top edge of the mandible; for group 4, 3 bicortical screws placed in a reversed-L configuration; for group 5, 1 bicortical screw, 1 4-hole miniplate and 4 miniscrews were used for fixation. The prepared models were placed into a servohydraulic tester which is designed for 2-point test models, so that a constant force could be applied to the same point. A constant force of 1 mm/min was applied to each sample in 5 groups, from a notch placed in the molar area. All of the data related to force and displacement up to the breaking point, were saved electronically. The averages of each group were evaluated with non-parametric Kruskal-Wallis test. There were meaningful differences among applied force values in the range of displacement of 1-to-5 mm. It was shown that, in the range of tolerable 1-3 mm displacement values, group 5 models, in which hybrid fixation was used, were shown to be the most successful; followed by group 4 and group 3 samples; whereas the groups in which miniplate fixation is used were shown to be least stable.

Keywords: Sagittal Split Ramus Osteotomy, Fixation Systems, Orthognathic Surgery, Biomechanics

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dentofasiyal deformiteler büyüme ve gelişim çağında ortopedik ve ortodontik yöntemlerle düzeltilebilir olup tedavi edilmediğinde fonksiyonel ve estetik sorunlara yol açmaktadır. Erişkin dönemde ortodontik tedaviye ek olarak ortognatik cerrahi de tedaviye dahil olmaktadır. Bu yaklaşım hasta için daha zorlu bir süreç olsa da fonksiyon ve estetiğin uygun hale getirilmesi için günümüzde sıklıkla uygulanmaktadır.

Çene gelişiminin bozuk olması maloklüzyon, yüz harmonisinde değişiklik, çiğneme kusurları, temporomandibuler eklem(TME) ağrıları, disfonksiyonlar, estetik kaygılar ve beraberinde psikososyal bozuklukları beraberinde getirdiği için eski tarihlerden bu yana tedavisi için çalışmalar yapılmış; cerrahi tedavisinin en uygun yöntemleri araştırılmıştır.

En sık ortognatik cerrahi gerektiren dentofasiyal deformiteler maksiller ve mandibuler retrüzyonlardır. Bu ikisini maksiller vertikal yetersizlik ve mandibuler protrüzyon takip etmektedir. Bu deformitelerin tedavisinde mandibula için bilateral sagittal split ramus osteotomisi(BSSRO), maksilla için Le Fort I osteotomisi yapılmaktadır.

Bu cerrahi girişimler sonrası oluşabilecek komplikasyonlardan en korkulanlardan biri relapslardır. Relapsa sebep olabilecek bazı faktörler öne sürülmüş olup bunlar; mevcut maloklüzyonun derecesi, geçirilmiş operasyonlar, uygulanan cerrahi teknik, tek veya çift çene cerrahisi, fiksasyon yöntemi ve maksillomandibuler fiksasyonun(MMF) süresidir.

BSSRO girişimleri, günümüzde alt çeneyi ilgilendiren maloklüzyonların tedavisinde kullanılan en popüler yöntemdir. Bu teknik ile alt çene öne ve geriye hareket ettirilebildiğinden estetik ve işlevsel olarak oldukça başarılı sonuçlar alınmaktadır. Göreceli olarak kolay bir uygulama olması, kemik segmentleri arasındaki bölgenin hızla iyileşmesi, ağız içinden uygulandığından skar dokusunun olmaması ve fasiyal sinir hasarının oluşmaması yöntemin önemli avantajları arasındadır.

Ortognatik cerrahi yöntemleriyle birlikte üzerinde çalışılan önemli bir konu da fiksasyon yöntemleri ve bu işlemde kullanılan fiksasyon materyalleridir. Proksimal segmenti önceki yerine yerleştirdikten sonra çeneler arası ilişkiyi uygun konuma getirmek ve relapsları önlemek için internal fiksasyon günümüzde muhakkak

yapılmaktadır. Önceleri tel ve intermaksiller fiksasyon(IMF) sıklıkla kullanılırken vida ve plak sistemlerinin gelişmesi ile bu yöntemlerden uzaklaşmıştır. Titanyum esaslı olan bu materyallerin korozyona ve çekme, germe, baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı olmalarının yanısıra inflamatuvar cevapla sonuçlanan yabancı cisim reaksiyonuna yol açmamaları istenmektedir. IMF uygulandığında hava yolunun kısıtlanması ve bunun sonucunda akciğer sorunları, beslenme bozukluğuna bağlı kilo kaybı, temporomandibuler eklemden ankiloz ve hasta memnuniyetsizliği ortaya çıkabilecek önemli ve baş edilmesi zor komplikasyonlardır. Bu sebepten biyomekanik dayanımı yeterli olan fiksasyon yöntem ve materyallerinin kullanılması oldukça önemlidir.

Maksillomandibular bölgede kaslar ve kemikler birbiriyle yoğun bir şekilde etkileşim halindedir. Ağız açma-kapama ve çiğneme hareketleri sırasında uygulanan kuvvetlerin çoğunluğu kemiklere iletilir. BSSO girişimlerinde serbest kemik fragmanları oluşturulduğundan bu fragmanların çekme ve basma kuvvetleriyle hareket etmesi prognozu olumsuz yönde etkiler. Rijit internal fiksasyonda kullanılan materyallerin dayanıklılığı ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmakta ancak teknikte kullanılan kesi hatlarının fiksasyonun niteliği ile ilişkisini inceleyen çalışmalar kısıtlıdır.

Son yıllarda yapılan çalışmalarla alt çenenin normal fonksiyonu sırasında oluşan biyomekanik değişimler çok daha iyi anlaşılmıştır. Bununla birlikte fiksasyon prensipleri, tel osteosentezi ve intermaksiller fiksasyondan rijit fiksasyona doğru geçiş göstermiştir. Rijit fiksasyon; iskeletsel segmentlerin kas çekimine, yumuşak doku kontraksiyonuna ve yerçekimsel yer değiştirmeye karşı pozisyonların korunmasında en ideal yöntem olarak görülmektedir. İnternal fiksasyon kemik segmentleri arasında stabiliteyi ideal bir şekilde sağladığından hem osteotomilerde hem kemik fraktürlerinde rutin olarak kullanılmaktadır.

Fiksasyon için kullanılan plak ve vidalar paslanmaz çelik, titanyum, vitalyum ve rezorbe olabilen materyallerden imal edilebilmektedir. Gücü, sertliği ve kemiğe uyumlanabilir özelliği sayesinde bir dönem sıklıkla kullanılmış olan paslanmaz çelik ürünler, zamanla korozyona uğrayabildiğinden günümüzde terk edilmiştir. Halen sıklıkla kullandığımız materyal titanyumdur. Yüksek biyouyumluluğu ve operasyon sırasında kolayca manipüle edilebilmesi büyük avantaj sağlamakla birlikte radyasyon tedavileri ve radyodiagnostik işlemler sırasında saçılma oluşturmaları, ayrıca titanyumun vücutta birikme riski titanyum için dezavantaj yaratmaktadır.

Rijit fiksasyonun bazı dezavantajlarından da bahsetmek gerekir. Prosedürün teknik olarak zorluğu, plak ve vidaların geri alınması gereken durumlar bunlardan bazılarıdır. Plaklar doğru bir şekilde manipüle edilmeli, fraktür ya da kesi hattında pasif olmalıdır. Aksi takdirde postoperatif tedavi süresi uzayabilir ya da ikinci bir operasyon gerekebilir. Fiksasyon materyallerini geri alma sorununun üstesinden gelebilmek için rezorbe olabilen plak ve vidalar imal edilmiştir. Uzun dönem çalışmaları yapılmış ve klinik olarak belirgin bir toksik ya da inflamatuvar reaksiyon görülmemiştir. Etkinlik ve stabilizasyon güvenilirlikleri kanıtlanmış olduğundan kraniomaksillofasial cerrahide yaygın olarak kullanılmalarına rağmen; fonksiyonel kuvvetler karşısında gösterdikleri stabilite halen tartışmalıdır. Bu sebeple fazlaca kuvvete maruz kalan mandibuler fiksasyon için kullanımı yaygın ve güvenilir değildir.

BSSO operasyonlarının başarısını etkileyen faktörler arasında mandibulanın yaptığı hareketin miktarı ve yönü büyük önem taşır. Mandibulanın çeşitli hareketlerinde fiksasyon yöntemlerinin güvenliği her zaman için araştırma konusu olmuştur. Buna rağmen mandibulanın ileri ilerletmesi ve beraberinde rotasyon hareketi durumunda uygulanabilecek en güvenli yöntem halen tartışma konusudur.

Bu çalışmanın amacı hazırlanan sagittal split ramus osteotomisi yapılmış modellerde çeşitli fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik dayanımını değerlendirmektir. Bu fiksasyon yöntemlerini yerleştirirken mandibulanın ileri derecede ilerletilmiş olması ve saat yönünün tersine rotasyon gibi relaps riski fazla bir hareket yaptırılması çalışmayı özgün kılmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

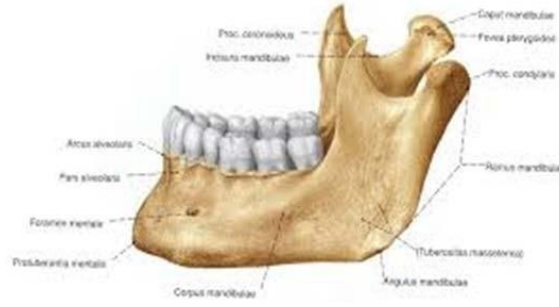
2.1 Mandibula

2.1.1. Mandibula Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletindeki en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiktir. Angulus mandibula, korpus mandibula ve ramus mandibula olarak 3 ana yapıdan oluşmaktadır. Korpus mandibulanın tabanına basis mandibula, dişlerin bulunduğu üst kısma ise pars alveolaris denir. Basis mandibularis nispeten geniş bir kavise ve sağlam bir yapıya sahiptir. Her iki korpus mandibulanın orta hattaki birleşim yerine simfiz mandibula denir. Simfiz mandibulanın alt kenarında trigonum mentale adı verilen üçgen saha bulunur ki tepesindeki çıkıntı protuberencia mentalis (gnathion) adı verilen önemli bir ortognatik noktadır.¹

Ramus mandibulanın alt kenarı ile korpus mandibulanın arka kenarının birleşim yerine angulus mandibula adı verilir. Angulus mandibula yakınlarındaki pürüzlü sahaya tuberositas masseterica adı verilir. Buraya musculus (M.) massetericus tutunur. Daha lingual kısımda kalan çıkıntıya tuberositas pterygoidea adı verilir ve buraya M. Pterygoideus tutunur. Ramusun iç yüzünün ortasında bulunan deliğe foramen mandibulare denir. Bu delik kemiğin içinde canalis mandibularis olarak devam eder ve korpus mandibularenin ortalarında, dış yüzeyde 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 mandibula, dikey olarak kafa tabanına ve geriye doğru uzanır. Ramus mandibulanın üst tarafında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris bulunur. Processus coronoideus ile processus condylaris arasındaki oluğa incisura mandibula adı verilir. Processus coronoideus genellikle üçgensel bir yapıdadır ve buraya M. temporalis tutunur. Processus condylarisin ucundaki çıkıntıya çaput mandibulare denir. Çaput mandibularenin hemen altındaki dar kısma ise collum mandibula denir. Collum mandibulanın ön tarafında bulunan çukur alana fovea pterygoideus adı verilir ve buraya M. pterygoideus lateralis tutunur. Caput mandibulare, os temporalede bulunan fossa mandibularis ile eklem yapar.¹



Şekil 2.1. Mandibulanın Anatomisi

Mandibuler osteotomi sonrası kemik segmentlerinin beslenmesi oldukça önem arz etmektedir ve beslenmenin devamlılığının sağlanması için bu bölgenin vasküler yapısı gözden geçirilmelidir.²

Mandibuler bölgenin kanlanması eksternal karotid arter ve dalları sayesinde olmaktadır. Eksternal karotid arter bu bölgede ilk olarak lingual arter dalını verir ve bu dal dil, ağız tabanı ve sublingual bezi besler. Bölgedeki ikinci arter fasiyal arterdir. Fasiyal arter submandibuler ve submental bölgeleri besledikten sonra masseter kasının üzerinden yukarı doğru çıkarak maksiller bölgeye uzanır.²

Eksternal karotid arterin mandibula üzerindeki en etkili dalı maksiller arterdir.² Maksiller arterden çıkan inferior alveolar arter mandibuler kemik ve diş yapısının temel besleyicisidir.³ Bu arter mandibuler kanal içinde seyrederek ve mental forameninden dışarı çıktığında mental arter adını alır. Genioglossus, medial pterygoid ve masseter kaslarının kemiğe yapıştıkları alanlardaki damarlar da mandibulanın beslenmesinde inferior alveolar artere destek olurlar.⁴

2.1.2. Mandibulanın Büyüme ve Gelişimi

Ortognatik tedavi ihtiyacının önemli bir kısmını çenelerin orantısız büyümesine bağlı maloklüzyonlar oluşturduğundan fasiyal büyümenin hangi etiyolojik faktörlerden etkilendiğini incelemek gerekir.⁵

Mandibula, temelde sağ ve solda iki kemik parçasından oluşmuş olup bu parçalar orta hatta simfiz bölgesinde birbirine bağlanmıştır. Bu bağlanma hayatın ilk trimesterinde bağ dokusu şeklindeyken daha sonra tamamen kalsifiye olur. Doğumda ramus kısa, kondil az gelişmiş ve alveol kemikleri oluşmamıştır.⁶ Zaman içerisinde angulus mandibulanın belirginleşmesi ve ramus ile korpus arasındaki açının değişmesi, daha çok gelişme olarak tanımlanabilir.⁶

Mandibula sagittal, vertikal ve transvers olarak üç boyutlu büyüme göstermektedir. Sagittal yöndeki büyüme ve gelişmede kondiler büyüme önemli bir yere sahiptir. Mandibuler kondil başında bulunan kondil kıkırdağı büyüme ve gelişim bittikten sonra bile tamamen kalsifiye olmaz.⁷ Kondilin büyüme yönü yaşamın değişik yıllarında farklılık göstermektedir. Doğumdan sonraki ilk yıllarda kondil arka ve yukarıya doğru büyümekteyken ileri yaşlarda yalnızca yukarıya doğru büyümektedir. Kondilin arkaya doğru büyümesine adaptasyon sağlamak için ramus arka kenarında ve çene ucunda apozisyon, alveol kemiği labial yüzeyinde de kemik rezorbsiyonu görülmektedir. Alt çenenin vertikal yöndeki büyüme ve gelişiminde kondilin yukarı doğru büyümesiyle hem processus coronoideus hem de incisura mandibulariste meydana gelen apozisyonlarla ramus bütünüyle arkaya ve yukarı doğru büyümektedir. Aynı zamanda simfiz bölgesinin alt kısmında ve alveol kemikte de kemik apozisyonu olmaktadır.⁶

Kondil kıkırdağı, mandibula büyümesinin önemli bir parçasıdır.⁸ Ergenlik öncesinde hem eklem yeri hem büyüme bölgesi olduğundan, yapısal ve büyüme karakteristikleri bakımından diğer büyüme bölgelerinden farklı olarak sekonder kıkırdak olarak görev yapmaktadır.⁹

Mekanik yükleme ve fonksiyonel uyarılar kondil kıkırdağının sonradan büyümesini etkilemektedir.¹⁰ Kondil büyümesini sınırlayan genetik yapının varlığında veya büyümeyi etkileyen çevresel faktörler olduğunda mandibuler yetmezlik durumu ortaya çıkmakta; etkenlerin bir arada olduğu durumda tablo ağırlaşılabilmektedir.¹¹

2.1.3. Mandibular Retrognatizm

Angle sınıflamasına göre Sınıf II maloklüzyonlar; mandibular 1. moların maksiller 1. moları göre Sınıf I oklüzyonla kıyaslandığında daha distalde olması olarak tanımlanır. Bir diğer tanımla bu duruma distal oklüzyon da denir.¹² İskeletsel Sınıf II maloklüzyon ise, mandibulanın kafa kaidesine göre boyut ve form bakımından daha küçük olması, maksillanın ilerde konumlanması ya da her ikisinin bir arada olması durumunda ortaya çıkabilir. Sınıf II maloklüzyon klinik olarak iskeletsel ve dental morfolojik varyasyonların çeşitli kombinasyonlarıyla ilişkili olabilir.¹³

Bu olgulardan hangisine hangi tedavi yönteminin uygulanacağını belirlemek için ayırt edici tanı gerekmektedir.¹⁴ Anomali alt çenenin geride konumlanmasından

(retrognati inferior) kaynaklanmışsa doğru tedavi alt çeneyi öne getirmeye çalışmaktır. Bu tür olgularda; hasta çocuksa, yani büyüme ve gelişim devam ediyorsa, fonksiyonel ortopedik tedavi yöntemleri ile alt çenenin öne doğru büyüme ve gelişimi stimüle edilmeye çalışılır.¹⁵ Eğer retrognati inferiora bağlı iskeletsel Sınıf II anomali erişkin bir hastadaysa ortognatik cerrahi ile alt çene kesilerek öne getirilir.^{16,17}

Gelişim problemi olan hastalarda mandibula büyümesini stimüle etmek tek başına yetmeyebilir. Böylesi durumlarda da erişkin evrede ortognatik cerrahi uygulanmaktadır.¹⁸ Proffit ve ark. (1992), gelişimini tamamlamış hastalar arasında yaptıkları bir çalışmada ortodontik tedavi uygulanan sınıf II maloklüzyonu bulunan 40 hastanın tedavi sonrası sonuçlarını, aynı tanı ile ortognatik cerrahi uyguladıkları diğer 40 hasta ile karşılaştırdıklarında cerrahi uygulanmış hasta grubunda sonuçların çok daha tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir.¹³⁶

Mandibuler retrognatizm tedavi edilmediğinde; estetik problemler, fonasyon bozukluğu, fonksiyon kaybı ve psikolojik problemlerin ortaya çıkmasının yanısıra solunum da güçleşmektedir.¹⁹ Dilin daha geride konumlanması uyku apnesi denilen tedavi edilmediğinde tehlike yaratan rahatsızlığa yol açabilir.²⁰ Geçmişte yapılan çalışmalarda, uyku apnesinden muzdarip hastalara uygulanan mandibuler ilerletme operasyonunun faydalı olduğu gösterilmiştir.^{21,22}

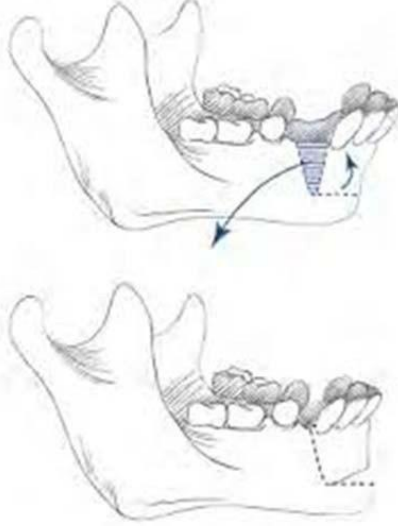
2.2. Mandibular Osteotomiler

2.2.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi

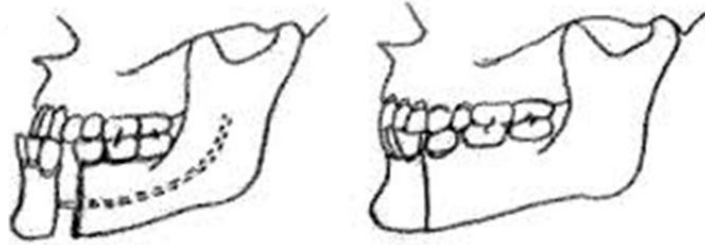
Dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için yapılan osteotomi tekniklerinin geliştirilmesi, oral ve maksillofasiyal cerrahinin diğer dallardan ayrılmasıyla birlikte temel çalışma konularından biri olmuştur. İlk kez Hullihen tarafından (1849) tanımlanan mandibular osteotomi, Obwegeser ve Trauner'ın BSSO tekniğini geliştirmesi (1955) ve Dal Pont (1961) ve Hunsuck'un (1968) modifikasyonlarına kadar çok çeşitli değişiklikler göstermiştir.²³

Hullihen(1849), ön açık kapanış ve mandibular dentoalveoler protrüzyonlu bir hastayı, anterior subapikal osteotomi tekniğine benzeyen bir intraoral osteotomi ile tedavi etmiştir. (Şekil 1.2) Angle, mandibular horizontal fazlalığı olan bir hastada V.P.

Blair(1906) tarafından yapılan gövde osteotomisini tanıtarak yıllar sonra yeniden güncellik kazanmasını sağlamıştır. (Şekil 1.3)



Şekil 2.2. Hullihen tarafından tarif edilen ilk mandibular osteotomi



Şekil 2.3. Blair'in yaptığı gövde osteotomisi

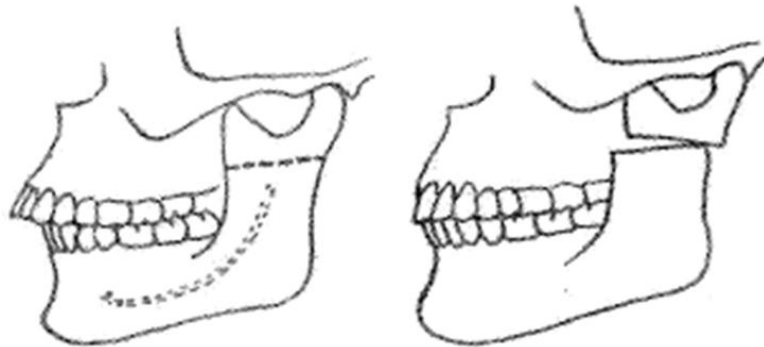
Ramusun vertikal osteotomisi ise vertikal subkondiler osteotomi ile ilk kez Limberg(1925) tarafından tarif edilen bir ekstraoral yöntemle başlamıştır. (Şekil 1.4) Subkondiler osteotomilerde intraoral yaklaşım, ilk kez Moose(1964) tarafından yapılmıştır.²⁴ Winstanley(1968) lateralden yaklaşımı tanımlamış, Hebert ve arkadaşları(1970) ise özel bir testere geliştirerek yöntemin yaygın olarak kullanımını sağlamışlardır.²⁵



Şekil 2.4. Limberg tarafından tarif edilen ilk vertikal subkondiler osteotomi

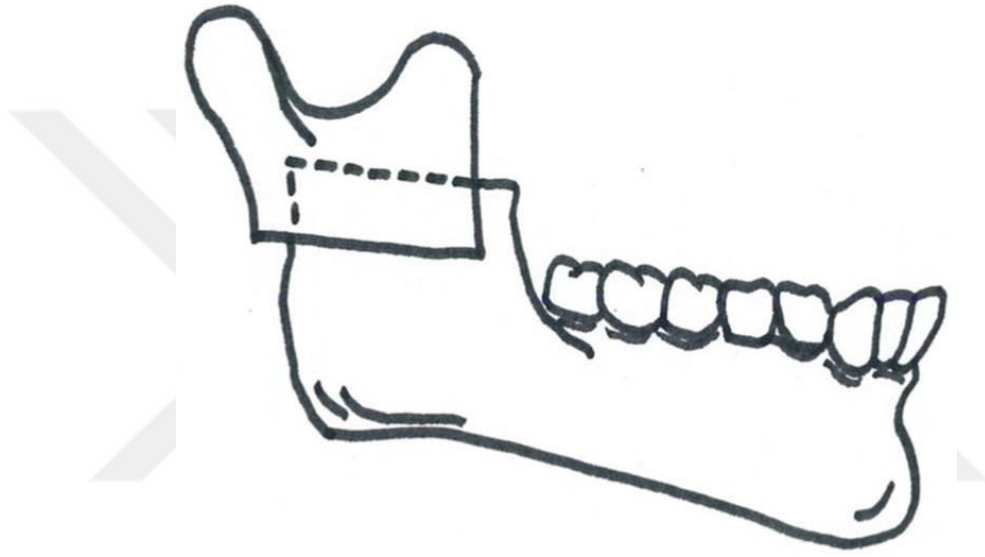
Günümüzde ters-L osteotomi olarak adlandırılan yöntem, ilk olarak Wassmund(1927) tarafından vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olarak tanımlanmıştır. Bu yöntem daha sonra Caldwell ve arkadaşları(1968) tarafından mandibulanın inferior sınırının hemen üzerine bir horizontal kesi eklenerek modifiye edilmiştir. Günümüzde C osteotomi olarak adlandırılan bu yöntem ile kemik grefti gerekliliği ortadan kalkmıştır.^{26,27}

Ekstraoral yaklaşımla yapılan horizontal ramus osteotomisi ilk kez V.P. Blair (1907) tarafından tanımlanmıştır. (Şekil 1.5) Mandibulanın horizontal eksiklik veya fazlalık durumu için önerilen bu yöntemde, lingulanın üzerinden horizontal bir kemik kesisi yapılmaktaydı.



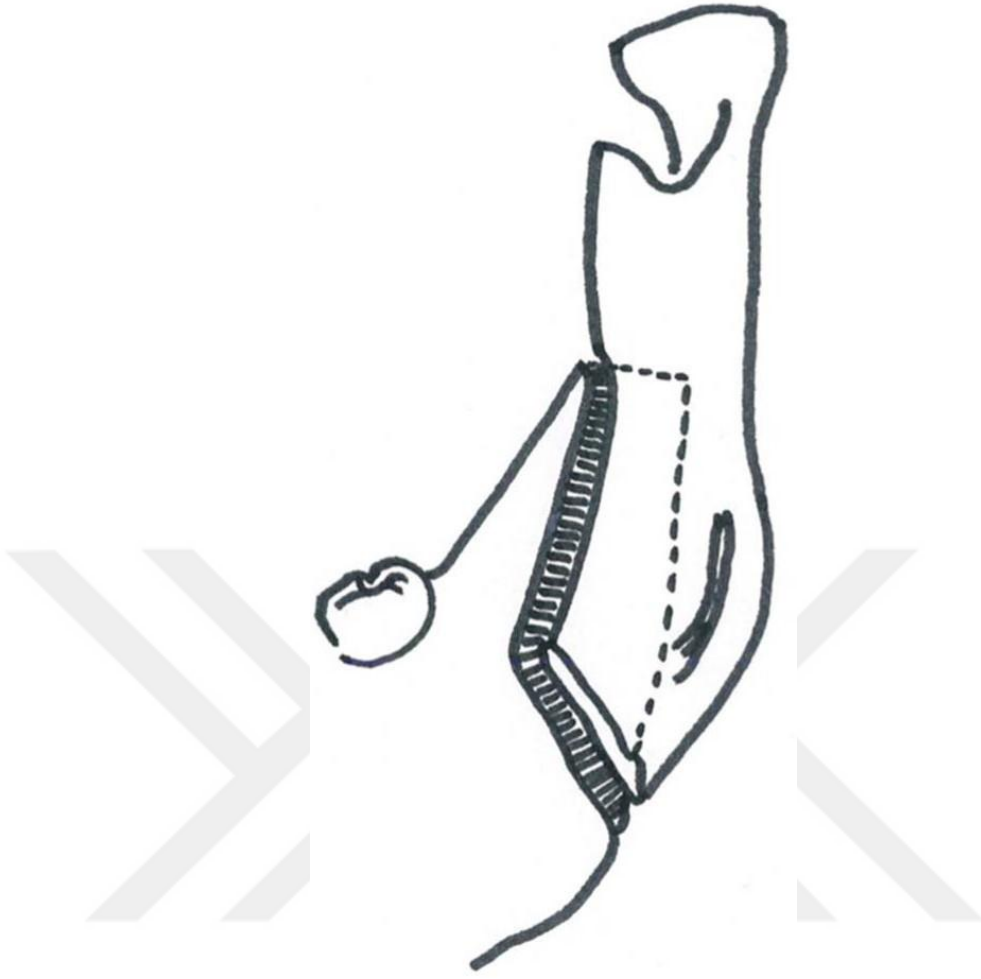
Şekil 2.5. Blair tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi

Obwegeser ve Trauner'in (1955) tarif ettiği sagittal osteotomi, ramus osteotomilerindeki en büyük gelişimdir. Lane'in, ramusun medial ve lateral korteksleri boyunca oluşturulan paralel horizontal kemik kesilerinden oluşan başka bir tip sagittal osteotomi geliştirdiğinden bahsedilmiştir (şekil 1.6). Bu yöntem önce Schuchardt(1942) tarafından genişletilmiş, daha sonra Obwegeser ve Trauner(1955) tarafından yeniden modifiye edilmiştir



şekil 2.6. Bane tarafından geliştirilen sagittal osteotomi

Yöntem zamanla modifikasyonlar geçirmiştir. Dal Pont(1961), alttaki horizontal kesiyi bukkal kortekste 2.moların arkasından yapılan vertikal bir kesiyle değiştirerek, minimal kas deplasmanı ve daha geniş temas yüzeyleri elde etmeyi başarmıştır.(şekil 1.7)



Şekil 2.7. Dal Pont'un modifikasyonu

Hunsuck(1968) tekniği modifiye etmiş, yumuşak doku diseksiyonunu en aza indiren lingulayı az miktarda geçerek yapılan daha kısa bir horizontal kesiyi savunmuştur. Anterior vertikal kesi ise Dal Pont'un (1961) modifikasyonuna benzemektedir. Epker'in (1977) önerdiği modifikasyon, masseter kasını daha az sıyrarak kısıtlı bir medial diseksiyonu önermektedir. Bu değişiklikler operasyon sonrası şişliği, hemorajiyi ve nörovasküler bandın manipülasyonunu en aza indirmiştir. Masseter kasının minimal sıyrılması, proksimal segmentte vasküler pedikülü arttırarak gonial açı kaybı ve olası kemik rezorbsiyonunu azaltmıştır.²⁸

Bell ve Schendel (1977) pterygomasseterik askının minimal retraksiyonuyla, intraosseöz iskemi ve proksimal segment nekrozu tehlikesinin büyük ölçüde önlendiğini göstermişlerdir. Böylece sagittal split ramus osteotomisinin temelleri atılmıştır.

Sonrasında farklı yazarlar da sagittal split ramus osteotomisi (BSSO) için modifikasyonlar geliştirmiştir (Welford ve ark 1987, Welford ve Davis 1990).

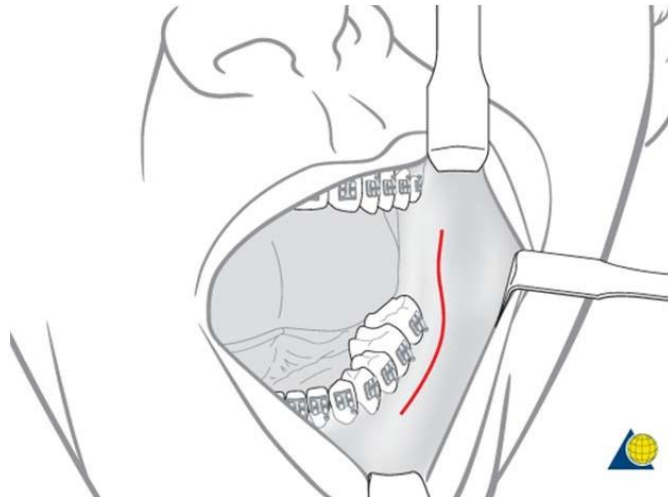
Günümüzde yaygın olarak kullanılan en geçerli yöntem Obwegeser'in tanımladığı, Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilen sagittal split ramus osteotomisidir. Hipoplazi, hiperplazi,asimetri gibi konjenital ya da kazanılmış bütün deformitelerin düzeltilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.²⁹

2.2.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik

Bu osteotominin bir çok modifikasyonu bulunmakla beraber kullanımları cerrahın insiyatifindedir. Hangi şekilde yapılırsa yapılsın mandibulanın bütün deformitelerinde günümüzde kullanılan birinci seçenektir.³⁰

Öncelikle geniş bir görüş açısı sağlamak açısından çeneler olabildiğince geniş bir ağız açacağı ve ekartörler ile desteklenir. Ardından ramusun bukkal ve lingualindeki yumuşak dokulara ve mandibula gövdesine komşu tüm dokulara vazokonstriktör içeren bir lokal anestezik solüsyon enjekte edilir.^{2,31,32}

İnsizyon,eksternal sırt boyunca, yükselen ramusun ortasından aşağıya doğru devam ederek 1. molar dişin bukkaline kadar uzanır. İnsizyon, flebin kolayca kapatılmasına izin verecek şekilde lateralde olmalıdır.(şekil 2.1) İnsizyon kapatılırken kolaylık olması açısından flebin ön kenarı geniş bırakılmalıdır.^{2,31,32}



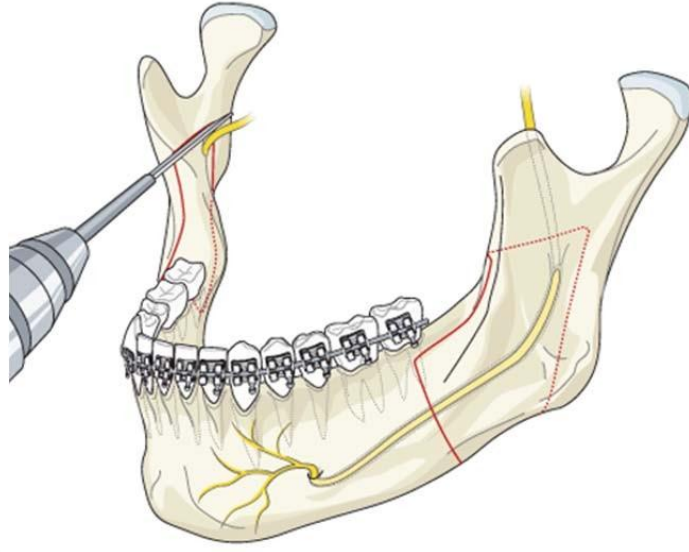
Şekil 2.8. Mukoza insizyonu

Periost sıyrılarak mandibulanın lateral korteksi, alt sınır görülecek şekilde açığa çıkarılır. Posteriora açığa çıkarılan alan proksimal segmentin kan desteğini bozmamak için angulusun hemen önündeki antegonial çentikte sonlandırılır. Periost retromolar alandan dikey ramusun anterior sınırına kadar eleve edilirken lateral kanal retraktörü kullanılması işlemi kolaylaştırır.^{2,31}

Ramusun mediali, kondil başının ön kısmına ve inferior alveolar sinire zarar vermeden lingulayı açıkta bırakacak şekilde periost dikkatlice eleve edilerek açığa çıkarılmalıdır. Periost elevasyonu, osteotomi bölgesinin daha iyi görülebilmesi için internal oblik hat boyunca ikinci moların distaline kadar uzatılabilir. Burada lingual sinire çok dikkat edilmelidir. Hunsuck ve Epker modifikasyonu uygulanacaksa medial bölgedeki mukozanın vertikal ramusun posterior sınırına kadar eleve edilmemesi gerekir.

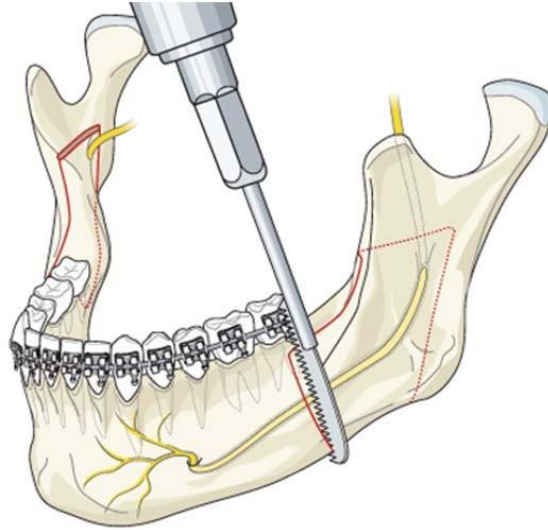
Osteotomiye başlarken öncelikle dikey ramusun medial korteksinde posteriora bir noktadan başlayarak lingulanın üzerinden anteriora doğru yatay bir düzlemde kesi yapılır. Ramusun ön yüzünden mandibula gövdesinin üst yüzüne doğru ilerler ve lateral kortikal kemikten aşağı doğru uzanarak sonlanır. Osteotomiler kortikal kemikle sınırlı kalmalıdır.^{31,32}

Ramusun iç korteksinde başlayacak olan horizontal osteotomi sigmoid çentikle nörovasküler bandın giriş yerinin tam ortasında olmalıdır (Şekil2.2). Osteotomi sırasında yumuşak dokuları korumak adına geniş ekartörler kullanılır. Yapılan bu horizontal osteotomi seviyesinde bukkal ve lingual korteksler arasında fazla bir kansellöz kemik bulunmayabilir.^{2,31,32}



Şekil 2.9. Lingual osteotomi

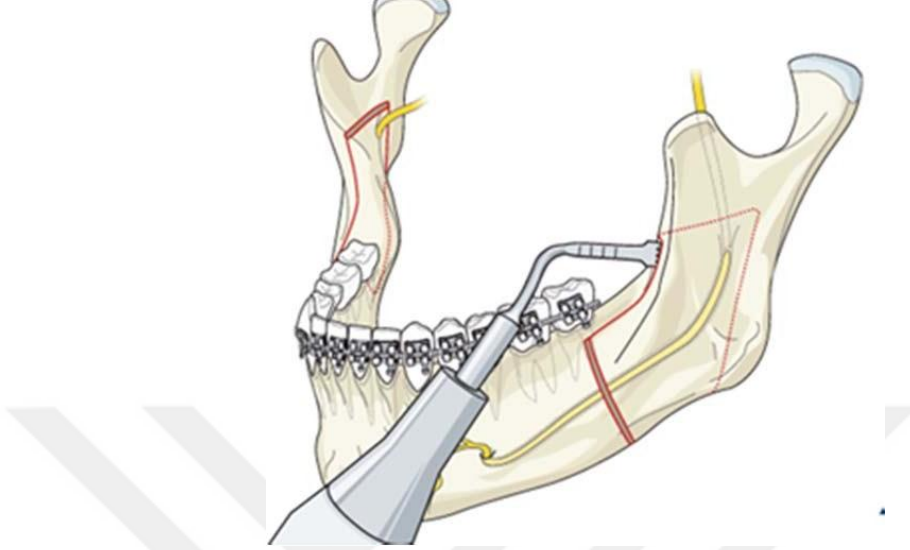
Vertikal osteotomi lateral kortikal kemikte, mandibulanın alt kenarı ile dik açı yapacak şekilde oluşturulmalıdır. Kesi 1. ve 2. molar dişler arasından geçmelidir (Şekil 2.3). 2. molar dişin alt kısmındaki kortikal kemik, nörovasküler bandı korur. Bu nedenle kesi yapılırken kortikal kemiğin altına geçilmemelidir.³²



Şekil 2.10. Lateral yüzdeki vertikal osteotomi

Vertikal ve horizontal kortikal osteotomiler, vertikal ramusun anterior sınırından başlayarak ve eksternal oblik sırtın içinden aşağı yönde devam ederek birleştirilir (Şekil

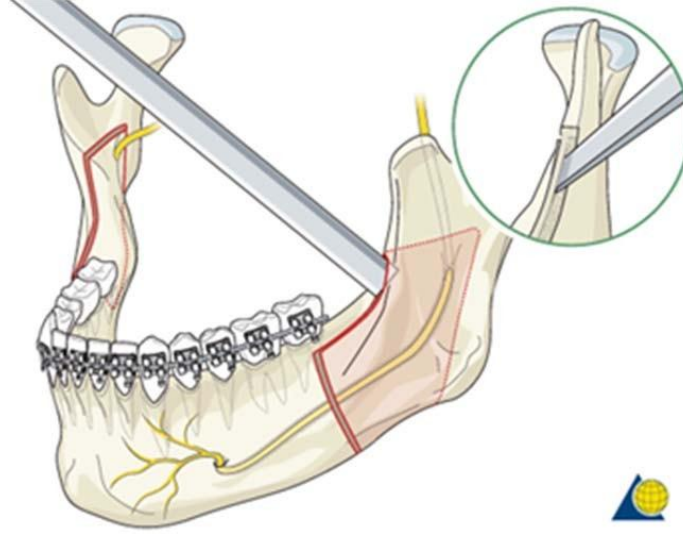
2.4). Osteotomi, mümkün olduğunca kansellöz kemiğin içine kadar yapılmalıdır. Bu kesinin derin olması, istenmeyen kırılma olasılığını en aza indirecektir.^{31,32}



Şekil 2.11. Sagittal osteotomi

Gömülü bir üçüncü molar diş varsa bunun ameliyat öncesi çıkarılması ve kemik iyileşmesinin beklenmesi daha doğru olacaktır. Ameliyat esnasında çıkarıldığı takdirde split işlemi zorlaşır, bukkal ve lingual kortikal tabakalarda kırıklar meydana gelebilir, ayrıca bikortikal vidalar kullanılacağına rijit bir fiksasyon mümkün olmaz.^{33,34,35,36}

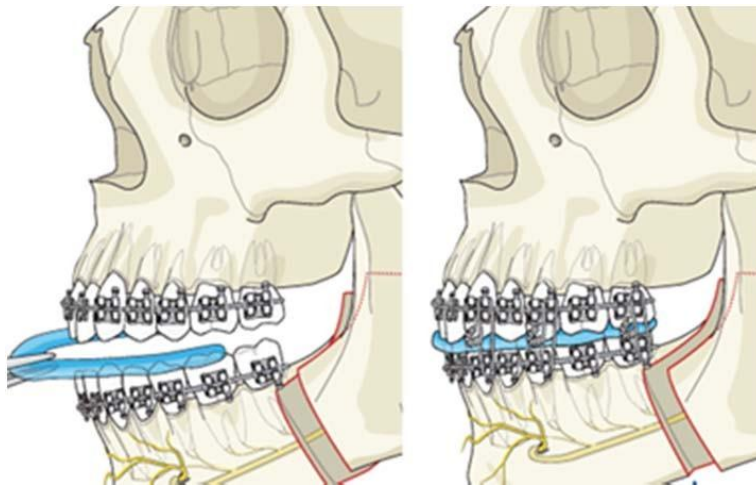
Dar ve ince bir osteotom ramusun medial korteksindeki horizontal osteotomi boyunca yönlendirilir, böylece bukkal ve lingual korteksin ayrılması(split) işlemi başlamış olur. Daha sonra ayrılma ramusun anterior sınırından aşağı doğru mandibula gövdesini de geçerek mandibula alt sınırına kadar devam eder (Şekil 2.5). Çenenin hareketlendirilmesi vertikal osteotomi sınırında başlatılıp arkaya doğru uzanır. Osteotom kortikal kemiğin altında tutulmalıdır ki bu basamak inferior alveolar sinirin korunması bakımından çok önemli bir adımdır. Medial korteks boyunca posterior split yapıldığında, splitin mylohyoid fossa arkasına ve kondil boynunun başlangıcına ilerlememesine dikkat edilmelidir. Sabit ve orta kuvvette bir basınç, kemiği ayırmak için yeterli olur. Split hızı kemiğin esnekliğine bağlı olarak değişip; yaşlı hastalarda kemik elastikiyeti az olduğundan daha hızlı gerçekleşir.^{32,33,34,35}



Şekil 2.12. Osteotom aracılığıyla split işleminin gerçekleştirilmesi

Proksimal segmente yapışık olan medial pterygoid kas liflerinin bir kısmı, segmentlerin rahat hareket ettirilebilmesi için sıyrılır. Tüm kemik temasları proksimal ve distal segmentlerden kaldırılmalıdır, aksi halde kondilin konumunda istenmeyen yer değişiklikleri olabilir.^{33,34}

Mandibulanın her iki tarafına aynı işlem uygulandıktan sonra mandibula yeni pozisyonuna getirilir ve intermaksiller fiksasyon (IMF) ile sabitlenir. Cerrahi öncesi hazırlanmış modellere bağlı olarak, mandibulanın maksilla ile doğru pozisyonunu sağlamak için bir oklüzal splintin kullanılması yararlı olur (Şekil 2.6).^{33,34,35,36}



Şekil 2.13. Cerrahi oklüzal splint uygulanması

Oklüzal stabilizasyonun ardından kemik fiksasyonu aşamasına geçilir. Vida fiksasyonu, lag veya pozisyonel vida tekniği ile ekstraoral veya transoral yöntemle yapılabilir. Stabilizasyon için genellikle 2 ya da 3 bikortikal vida kullanılır. Lag vidalar, proksimal fragmanı distal fragmana sıkıca sabitlerler.^{37,38,39}

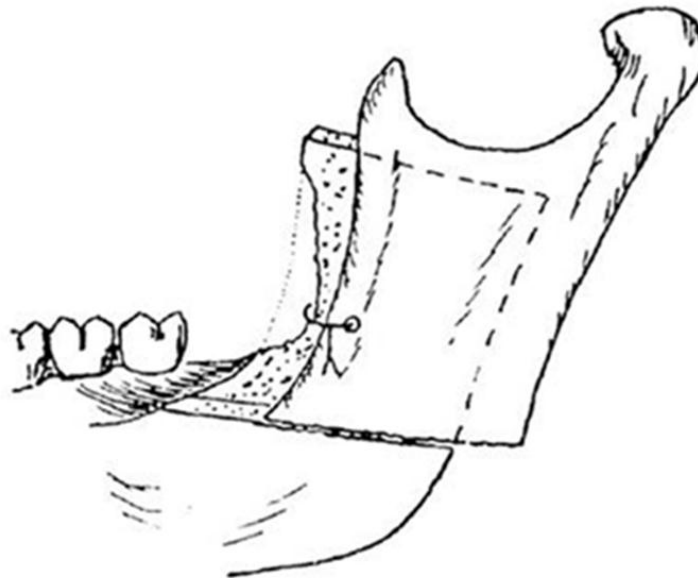
Miniplak, genellikle 2.0 mm çapında 4 ya da 6 delikli olarak kullanılır ve osteotominin her iki tarafına monokortikal vidalarla sabitlenerek kullanılır.^{37,38,39}

Günümüzde polilaktik asit ya da poliglikolik asit kopolimerden üretilen rezorbe olabilen fiksasyon sistemleri de tercih edilmeye başlanmıştır.⁴⁰

Kemik fiksasyonu yapıldıktan sonra IMF açılarak oklüzyon kontrol edilir. Trokar için cilt insizyonu yapılmış ise 6/0 prolene ile sütüre edilir. İşlem bölgesi yıkanır ve 3/0 rezorbe olabilen süturlerle dikilerek operasyon bitirilir.³²

2.2.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri

Osteotominin stabilitesi, oklüzyon ve fonksiyona etkisine bakılarak değerlendirilir. Geçmişten günümüze kadar osteotomi sonrası stabiliteyi sağlayabilmek için bir çok teknik denenmiştir. BSSO osteosentezi için ilk olarak tel fiksasyonu ve IMF kullanılmıştır (Şekil2.7).

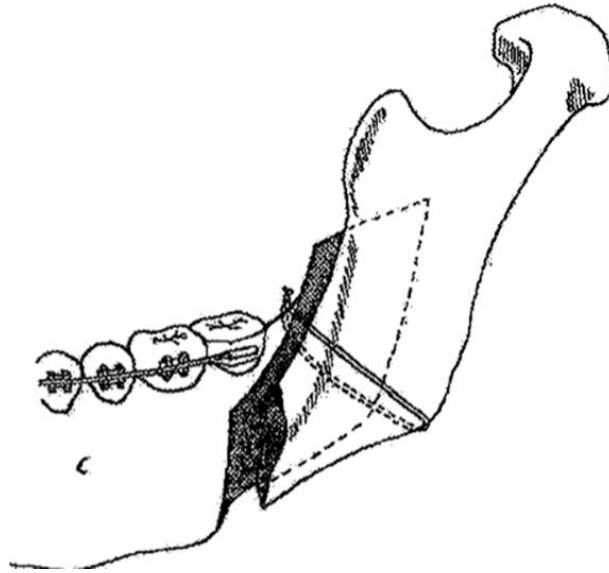


Şekil 2.14. Tel fiksasyonu

1973 yılında cerrahlar ve ortodontistler, tel fiksasyonu yapılan hastalarda iskeletsel nüks izlendiğini açıklamışlardır.^{41,42,43,44} Bu nedenle nüksü en aza indirmek için piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeden çevresel bağlama, (Şekil2.8) mandibulanın alt ve üst sınırlarından telle bağlama, angulus hizasından sirkummandibular bağlama (Şekil2.9) gibi alternatif fiksasyon teknikleri geliştirilmiştir.^{45,46}



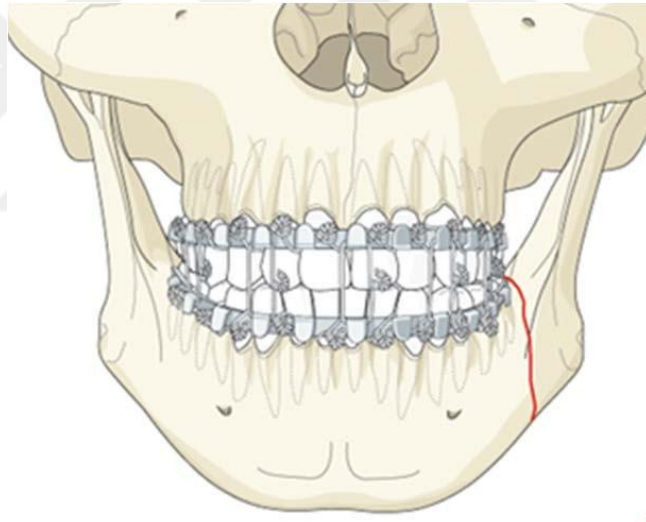
Şekil 2.15. Piriform rimden geçen sirkummandibular bağlama



Şekil 2.16. Sirkummandibular bağlama

Sagittal split ramus osteotomisinin fiksasyonu için en yaygın kullanılan teknikler; bikortikal vidalar, monokortikal vidalar ve miniplaklardır. BSSO'da rijit fiksasyon tekniği olarak lag vida kullanımını ilk kez Spiessl tanıtmıştır. Spiessl, 1974 yılında kemik fragmanlarını rijit bir şekilde bir arada tutmak için 2.7 mm çapında 3 adet lag vida kullanmıştır. İlk yıllarda bu yöntem yaygınlaşmasa da, zaman içinde rijit fiksasyonun çok daha avantajlı olduğu tüm araştırmacılar tarafından kabul edilmiştir.^{41,42,43}

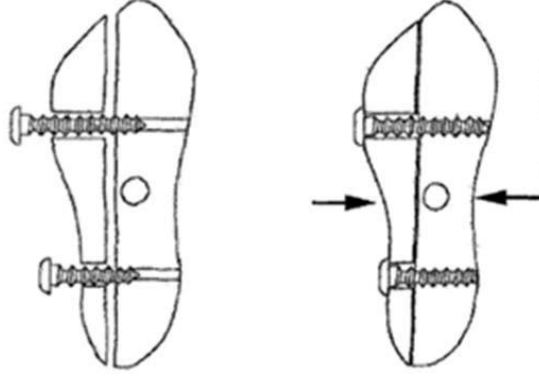
Rijit internal fiksasyon(RIF) iskeletsel stabilite, hızlı kemik iyileşmesi, fonksiyonel kullanıma hızlı geçiş ve daha kolay hava yolu bakımı sağlar. RIF osteosentezi, intermaksiller fiksasyon (şekil2.10) ihtiyacını azaltır. IMF sırasında; hava yolu kısıtlanması, yetersiz beslenmeye bağlı kilo kaybı, tempormandibuler eklemdede ankiloz ve hasta memnuniyetsizliği ortaya çıkabilen önemli sorunlardan bazılarıdır.^{45,46}



Şekil 2.17. İntermaksiller fiksasyon (IMF)

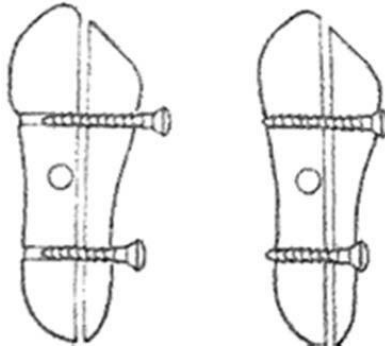
Lag vidalar, sadece distal ucunda yivleri olan ve her iki fragmanı sıkıca sabitlemek için kullanılan vidalardır (Şekil 2.11). Osteotomi bölgesinde kompresyon kuvveti, iyileşmeyi hızlandırmak ve mandibula stabilitesini sağlamak için oldukça faydalıdır. Lag vida kullanımında vidanın başı bukkal korteksi, vidanın dişi ise lingual korteksi birleştirir. Sıkı bir kompresyon kuvveti olduğu için fragmanların pasif temas etmemesi durumunda kondilin yer değiştirmesine sebep olabilir. Proksimal segment, kondil torkunu önleyecek şekilde fossaya çok dikkatli bir şekilde yerleştirilmelidir.

Segmentler arası boşluk olduğu durumlarda lag vida yerine pozisyonel vidalar tercih edilmelidir.⁴⁷



Şekil 2.18. Lag vidanın yerleştirilmesi

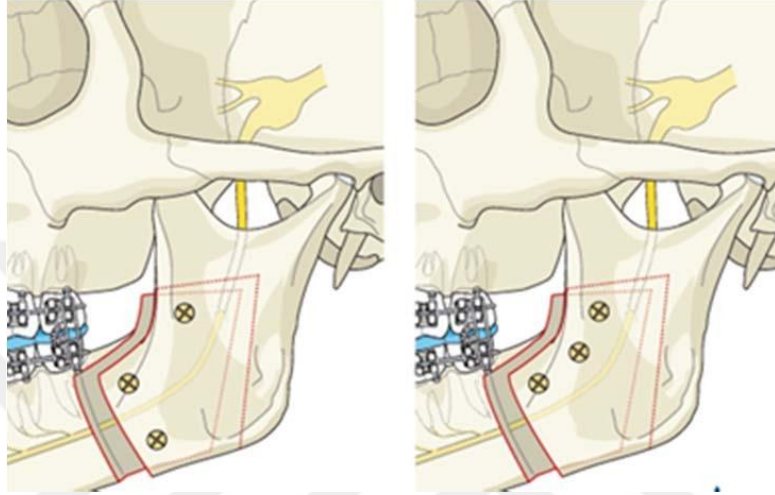
Pozisyonel vida; proksimal ve distal segmentler arasında boşluk olduğunda devamlılığı sağladığı için idealdir. Sıkıştırmak için çaba sarf edilmez (Şekil2.12). Vida sıkıştırıldığında baskı kuvveti oluşmadığı için segmentlerde ya da kondilde yer değişikliği olmaz.⁴⁷ Pozisyonel vida kullanımının dezavantajı; vidalar kullanılırken segmentlerin doğru bir şekilde hizalanmasının zorluğudur.⁴⁸



Şekil 2.19. Pozisyonel vidaların yerleştirilmesi

Lag vida ya da pozisyonel vidalar intraoral ve ekstraoral olarak yerleştirilebilir. Ekstraoral yaklaşımda ciltte insizyon yapılması gerekliliği dezavantaj oluşturur.^{49,50,51}

Bikortikal vidaların yerleştirilmesi için bir çok model ve teknik kullanılmıştır. En yaygın olarak kullanılan teknik ters- L pozisyonu ya da üst sınıra birbirine paralel 3 adet vida yerleştirilmesidir (Şekil 2.13).^{52,53,54} Bikortikal vidalar farklı boy ve çapta kullanılabilir. Stabilite açısından belirli bir fark bulunamadığından operasyon kolaylığı ve hasta konforu için en küçük çapta vida kullanımı yeterli ve uygun görülmektedir.⁵⁵



Şekil 2.20. Bikortikal vida yerleştirme pozisyonları

Rijit fiksasyonun bir başka yöntemi de mini plaklar ve monokortikal vidaların kullanımıdır. Birçok araştırmacı stabilite, relaps riski, alveolar sinir hasarı ve monokortikal osteosentez sonrası temporomandibuler eklem (TME) değişimlerini değerlendiren çalışmalarında monokortikal fiksasyonun bikortikal fiksasyona göre daha güvenli olduğunu ortaya koymuşlardır. Mini plak kullanımında; çeşitli uzunlukta ve delik sayısındaki plaklar kemiğin yalnızca korteksine tutunur. Mini plaklar ile yapılan osteosentezde kompresyon kuvvetinden yararlanılmaz.⁴⁸

Mini plak ve monokortikal vida osteosentezi ilk olarak Michelet ve ark. tarafından tanımlanmış, daha sonra Champy ve ark. tarafından modifiye edildikten sonra popüler hale gelmiştir. Michellet ve ark. çene kırıklarında ve osteotomilerde minyatürize vitalyum vidalı plakların kullanımını önermişlerdir. Daha sonra Champy mandibula osteosentez tekniğini geliştirmiştir. SSRO’ da Luhr ve ark. ilk olarak proksimal ve distal segmentlerin rijit fiksasyonu için mini plak kullanımını önermişlerdir. Sonrasında McDonald ve Rubens de bu çalışmalara katkıda bulunmuştur.^{56,57,58}

Mini plak ve monokortikal vida ile fiksasyon sistemleri iyi bir rijidite sağlarken segmentlerin hizalanması için her iyi fragmana tam olarak adapte olması gerekliliği, dezavantaj yaratmaktadır.⁵⁶ Bu zorluğun üstesinden gelebilmek için kilitli plak sistemi geliştirilmiştir. Kilitli plaklar, vidayı plağa kitleyerek tam bir stabilite sağlar. Bunun dışında vida kaybı ve gevşemesinin olmaması da teorik olarak kilitli plak sisteminin avantajıdır. Standart plak sisteminde vida başı ve plak arasında bir sıkışma kuvveti yoktur; kilitli sistemde ise vida başında adaptasyon ve sürtünme kuvveti sağlayan yivler bulunur. Kilitli plak sisteminde vida gevşemesi ihtimalinin düşük olması, özellikle kalitesiz kemik fiksasyonu durumunda avantaj sağlar. Bununla birlikte kilitli plak sistemi kullanırken vidaların plağa tam dik bir açıyla yerleştirilmesi zorunluluğu; operasyon bölgesi göz önüne alındığında intraoral olarak oldukça zordur. Bu da kilitli vida plak sistemleri için dezavantaj olarak görülmektedir.^{57,58}

Schwartz ve Relle(1996), ilk kez hibrit tekniği önermişlerdir. Bu yöntem ile bikortikal ve monokortikal fiksasyonun avantajlarının birleştirilmesi amaçlanmıştır. Daha sonra Brasileiro ve ark. , yöntemin avantajlarını detaylı bir şekilde açıklamışlardır. Proksimal ve distal segmentler mini plak ve vidalar kullanılarak sabitlenmekte; daha sonra retromolar bölgede tek bir bikortikal vida ile ek fiksasyon yapılmaktadır. Retromolar bölgedeki yüksek kemik kalitesi, bikortikal vida fiksasyonu için avantaj sağlamaktadır.^{59,60,61}

Rijit fiksasyonun tanımlanmasıyla birlikte, mini plak ve vidaların konumlandıracağı alan için çok fazla sayıda çalışma yapılmıştır.^{62,63,64} Champy ve ark. 1978'de yayınladıkları çalışmaya göre bu alanların mandibulanın stres dağılımına, momentlerin hesaplanması ve fotoelastisiteye bağlı olarak karar verilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (Şekil 2.14). Bu bilgi doğrultusunda, ideal osteosentez çizgileri tanımlanmış ve bu teknik her türlü mandibula kırığının fiksasyon tedavisinde de halen kullanılmaktadır.^{65,66,67,68}

Bir dizi çalışmada, çiğneme sırasında dişler tarafından yiyeceklere uygulanan kuvvetlerin yönleri ve şiddetleri araştırılmıştır.^{69,70,71,72} Trulsson ve Johansson; normal oklüzyon ve diş dizilimine sahip olan insanların yer fıstığını ve bisküviyi ikiye bölmek için uyguladıkları kuvvetleri ölçmüşlerdir. Değerler 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 kuvvetleri ölçülmüştür.

Yapılan çalışmada; elma 17 mm, 12 N; Çikolata 5 mm, 14 N; sığır jelatini 7.5 mm, 5.4 N; ve peynir 10 mm, 0.6 N olarak çiğneme kuvvetleri ve ağız açıklığı değerleri bildirilmiştir.⁷³

Bessho ve ark., Çene deformitesinde rijit fiksasyon için geliştirilmiş bir PLLA osteosentez sistemini ve ağırlık ve ağırlık taşımayan alanlarda görülebilecek kırık olgularını rapor etmiştir. Çalışma sonuçları tatmin ediciydi ve takip sırasında herhangi bir geç komplikasyon gözlenmedi. Bununla birlikte, 2 hastada gelişen erken enfeksiyonlar antibiyotik tedavisi ile kontrol edildi. Operasyon sırasında vida kırığı ve doku reaksiyonuna bağlı erken komplikasyon kaydedilmedi.⁷⁴

Çene deformitesinin düzeltilmesi için çizilmiş poli -L laktik asit (PLLA) osteosentez sistemi kullanan başka bir çalışmada relaps oranı metalik sistemlere göre daha yüksek kaydedilmiştir. Bikortikal PLLA vidaları ile sabitlenen grupta ortalama geri dönüş mesafesi 6.6 mm olarak bildirilmiş ve kontrol grubuna göre yüksek bulunmuştur.^{75,76}

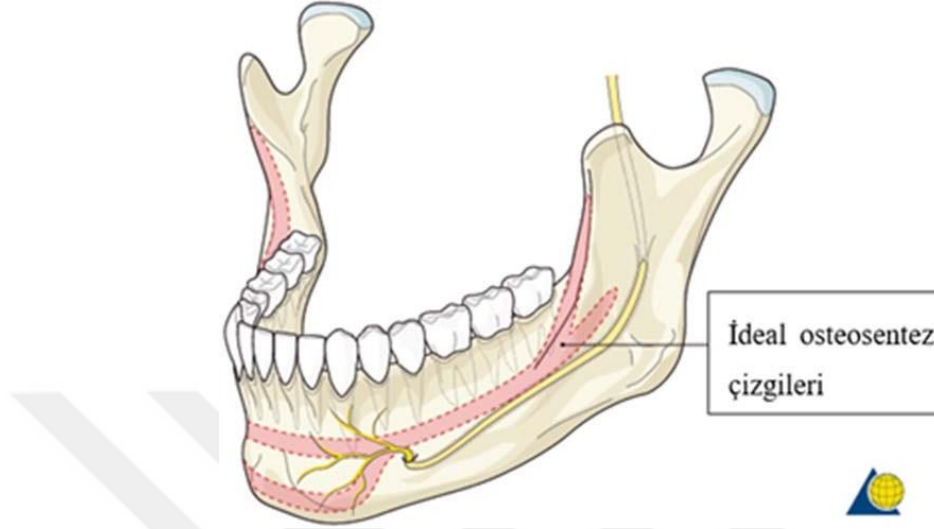
Spiessl, 1974 yılında vidalar ile osteosentez tekniğini tarif etmiştir. Vidaların uygun yerleşimi ile kemik stabilitesi ve primer doku onarımının gerçekleşebileceği ortaya konmuştur.⁷⁷

Sonraki dönemlerde rijit fiksasyon için kullanılan vidaların farklı sayıları ve konfigürasyonları değerlendirildi. Bununla birlikte, bir vidanın kullanılmasının kabul edilemez olduğu ve iki vidayla fiksasyonun güvenilir bir yöntem olmadığı bilinmektedir. Çok fazla vida ilavesi mekanik bir avantaj göstermediğinden, üç vidanın kullanımı ideal gibi gözükmemektedir. Yerleşim olarak seçenek, ters - L konfigürasyonunu kullanmaktır, çünkü bu mandibular ramus sagittal split osteotomiden sonra sabit segmentlerin yer değiştirmesine en büyük direnci sağlayan seçenektir.⁷⁸

Obeid ve Lindquist, kemik kalınlığını değerlendirmek için insan kadavra mandibulaları üzerinde anatomik bir çalışma yapmışlar ve en kalın bukkal ve kortikal plakların, son moların hemen distalindeki ramusun üst sınırında olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuçlar, 1 ek bikortikal vidanın yerleştirilmesi için mevcut olan en iyi kemik ile ilgili diğer mekanik deneylere yol göstermiştir.¹⁶⁶

Hammer ve ark. in vitro poliüretan mandibula deneyinde, mini plaklara ek bir konumlandırma vidası kullanılarak sagittal split osteotomi için mini plak fiksasyonun mekanik stabilitesini arttırılabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, mini

plak ve pozisyonel vidaların kombinasyonu ile stabilize edilen osteotomilerin, mini plaklar stabilize edilmiş osteotomilerinkinden daha istikrarlı olduğunu belirtmişlerdir.¹⁶⁷



Şekil 2.21. İdeal osteosentez çizgileri

2.3. Fiksasyonda Kullanılan Materyaller

2.3.1. Titanyum Plak Ve Vida Sistemleri

İlk olarak 12, 18, 25 mm boyunda ve 5-7 mm uzunluk ile 1.5 mm çapında vidaların yardımıyla uygulanan krom-kobalt karışımı (vitalyum) mini plaklar kullanılmış ve başarılı bulunmuştur. Sonrasında vitalyum plakların adaptasyon zorluğu nedeniyle paslanmaz çelik mini plaklar üretilmiş; nihayetinde titanyum materyallere geçiş yapılmıştır.⁷⁹

Mini plak ve vida sisteminde en çok kullanılan malzeme başlangıçta paslanmaz çelik iken zamanla komşuluğundaki dokularda metal birikimi bildiren raporlar bulunduğundan kullanımı terk edilmiştir.¹⁴⁸ Titanyumun organizmayla bilinen herhangi bir uyumsuzluğu görülmemiştir. Breme ve ark. yayınladıkları çalışmada titanyumdan yapılan fiksasyon materyallerinin yüksek biyouyumluluğuna bağlı olarak ikinci bir işlemle çıkarılmalarının gerek olmadığını bildirmişlerdir.^{79,80}

Titanyum ilk olarak 1791 yılında maden bilimci ve kimyacı William McGregor tarafından bulunmuştur. Birbirinden farklı 4 tip saf titanyum bulunmakla birlikte farklılıklara oksijen içeriği sebep olmaktadır. Titanyumun alerjik reaksiyona sebep

olmaması; daha geniş tabirle biyouyumluluğu, sabit pasif oksit tabakasına bağlıdır. Bu oksit tabakası sayesinde bakteriostatik rol oynar. Titanyumun canlı kemik dokusu ile oluşturduğu sıkı bağ dokusu olan osseointegrasyon, ışık mikroskopu seviyesinde direkt temas olarak tanımlanır. Diş hekimliği alanında kullanılan en ideal metalik malzeme olan titanyum ve alaşımlarının genel özellikleri; düşük yoğunluk, toksik madde içeriğinin az olması ya da hiç olmaması, yüksek dayanım gücü ve uzun süre dayanıklılık, düşük elastikiyet modülü, kolay şekillendirilebilme, yüksek korozyon direnci, genotoksikite olmaması, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi etkileşimi açısından uyumluluk olarak sayılabilir.⁸¹

Bir çok yazar tarafından titanyumun çevre dokularda pigmentasyon oluşturduğu açıklanmıştır. Buna sebep olarak plakların bükülmeleri sonucu oluşan ufak titanyum parçacıkları gösterilmiştir. Bununla ilgili olarak Rosenberg ve ark. titanyum ve paslanmaz çelik mini plakların çevre dokularda oluşturduğu pigmentasyonu karşılaştırmışlardır. Mikroskopik olarak titanyum mini plak çevresindeki yumuşak dokuda %71.8, paslanmaz çelik mini plak çevresindeki yumuşak dokuda ise %65.3 oranında pigmentasyon görülmüştür. Dolayısıyla her iki materyalde de pigmentasyon olduğu görülmüştür.^{81,82} Bununla birlikte titanyum plaklar titanyum dioksit oluştururken, paslanmaz çelik plaklar krom, nikel, molibden, demir gibi toksik maddelerin birikimine yol açmaktadır. Rosenberg ve arkadaşlarına göre, titanyum mini plakların etrafındaki pigmentasyon plağın çıkarılması için bir endikasyon yaratmamaktadır.^{83,84}

Meningaud ve arkadaşları ise, maksillofasiyal cerrahide titanyum mini plakların plaklama süresi ve metal salınımı süresi arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Plaklama sırasında dokuya geçen titanyum düzeylerinin sonraki dönemlerde artmadığı gösterilmiştir. Bu durumda hastanın şikayeti olması, enfeksiyon, aşırı duyarlılık, açıklık veya vida gevşemesi gibi durumların dışında titanyum plakların çıkarılması ve ikinci bir operasyonun riskinin alınması gerekli değildir.⁸¹

Kim ve ark. ise yayınladıkları çalışmada, lokal makroskopik ve mikroskopik olarak mini plakların olduğu bölgelerde hem yumuşak hem sert dokuda yıkım olduğunu belirtmişlerdir. Mini plakların uygulama esnasında büküldüğünde oluşan mikro çatlaklardan salınan metallerin doku reaksiyonuna sebep olduğu düşünülmektedir. Bu

nedenle Kim ve arkadaşları, kemik iyileşmesi gerçekleşikten sonra rutin olarak titanyum plakların ikinci bir operasyonla çıkarılması gerektiğini savunurlar.⁸²

Tüm metalik fiksasyonların dezavantajları; görünürlük ve palpabilite, gevşeme, soğuğa karşı duyarlılık, tahriş, ağrı, enfeksiyon, radyografik görüntülemelerde interferens, alerjik reaksiyonlar, çocuk hastalarda büyümenin kısıtlanması olarak sayılabilir.¹⁵⁵ Bu risklerden kaçınmak için rezorbe olabilen materyaller geliştirilmiş ve uzun dönemdeki enflemasyon ve toksik reaksiyon riski en aza indirilmiştir.¹⁷³

2.3.2. Rezorbe Olabilen Mini Plaklar Ve Vidalar

1966 yılında Kulkarni ve arkadaşları, ilk kez polilaktik asitten üretilen cerrahi implantları deneysel olarak değerlendirmişlerdir. Cutright ve Hunsuck(1971), maymunlarda mandibula kırığını stabilize edebilmek için rezorbe olabilen materyal kullanmışlardır. 1984 yılında ise Dumbach rezorbe olabilen polidiakson ile sagittal split ramus osteotomisinin fiksasyonunu gerçekleştirmiştir.^{83,84}

İdeal bir rezorbe olabilen materyal; uygun zamanda bozunmalı, güç kaybı tahmin edilebilir olmalı, toksik ve alerjik tepki oluşturmamalı, biyouyumlu olmalı, fonksiyonel yüklemeye dayanabilmelidir. Bunun dışında ossifikasyon tamamlandıktan sonra tamamen rezorbe olmalıdır.^{85,86}

Poliglikolik asit (PGA), polilaktik asit(PLA) ve polyester poliparadioksanon(PDS) vücut tarafından emilebilir organik makromoleküllerdir. Bu biyorezorbe polimerler, uygun rezorbsiyon süreci ve mekanik hareket için karıştırılmış ve kopolimerize edilmişlerdir. Bu bileşikler, ortognatik cerrahide kullanım için uygun sertlik, gerilme ve büyülme dayanımlarına sahiptir. Gerilme ve bükülmeye dayanım seviyeleri, titanyum plaklarla karşılaştırılabilir.^{87,88,89,90}

Harada ve Enomoto, bu konuda yaptıkları çalışmada SSRO' dan 12 ay sonraki titanyum vidalar ve poly-l-laktik asit(PLLA) vidaların stabiliteleri arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Ancak PLLA grubunda relapsa eğilim fazla olduğundan bu grubun IMF süresinin daha uzun tutulması gerektiğini bildirmişlerdir.^{91,92,93}

Ballon ve ark., PLA/PLLA plaklar ile titanyum plakları ortognatik cerrahi fiksasyonları üzerinde karşılaştırmışlardır. Relaps riski fazla olan vakalarda rezorbe olabilen sistemler kullanıldığında IMF süresinin çok fazla uzayacağını, ya da çift plak uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir.^{92,93}

Kırık fiksasyonu için PGA, ilk kez Schmitt ve Polistina (1969) tarafından kullanılmıştır, ancak araştırmacılar bu çalışmanın sonuçlarını bilimsel bir rapor olarak sunmamışlardır.⁹⁴ İlk bilimsel makale, kırık ve osteotomilerde PLA kullanıldığında yayınlanmıştır.^{95,96} Daha sonra PGA ve PDS'den yapılan materyaller güvenli bir şekilde cene yüz bölgesi kırıklarının fiksasyonunda kullanılmaya başlanmıştır.⁹⁷ Poliglikolik Asit (PGA); ilk üretildiği zamanlarda mekanik direncini çok hızlı kaybetmesinden dolayı çok fazla yük almayan bölgelerde kemik fiksasyonunda kullanılmaktadır. Günümüze dek PGA ve PLA, güçlendirilerek ideal özellikleri kazandıkları için en sık kullanılan materyaller olmuştur.^{98,99,100}

Biyoçözünür plaklar son 30 yıldır cene yüz cerrahisinde çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Cutright ve Hunsuck (1972) ve 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 belirtmişlerdir.^{101,102,103,104,105,174} Tekrar çıkarma gereksiniminin olmaması cerrahlar için büyük avantaj sağlamaktadır.^{168,169,170} Mevcut avantajlardan ötürü ko-polimerlerin kullanımının artacağı gerçektir ancak granülasyon dokusu, enfeksiyon varlığı gibi somut bulgular olmadan titanyum fiksasyon malzemelerinin ikinci cerrahi ile çıkarılması gerekliliği olmadığı unutulmamalıdır.^{171,172} Materyallerle ilgili çeşitliliğin artması, deneysel araştırmalarda kullanılacak modellerin hazırlanması için de avantaj sağlamaktadır.

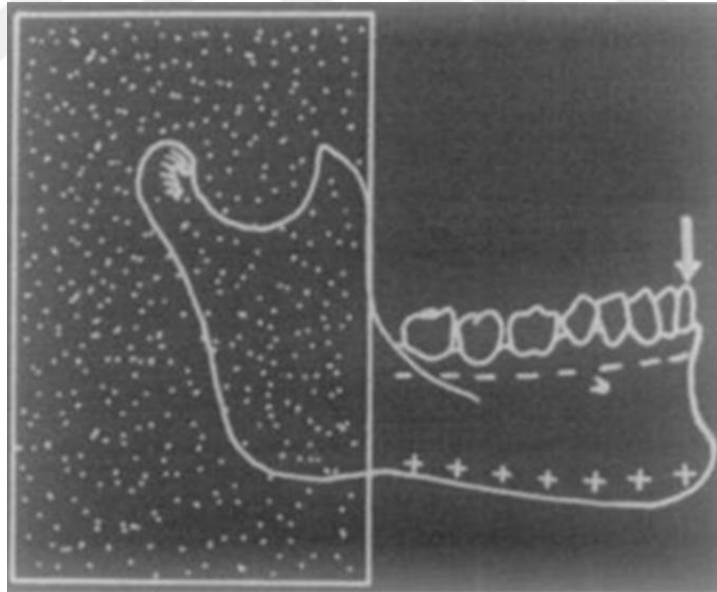
2.4. Biyomekanik Prensipler

Mevcut tedavi sistemlerini optimize etmek ve en iyi sonuçları alabilmek için biyomekanik bilimini anlamak gereklidir. Biyomekanik, canlı materyallerin fonksiyonlarının araştırılması demektir ve gelecekteki çalışmalar için aydınlatıcı bir bilim dalıdır. Fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik olarak incelenmesi, klinik öncesi değerlendirmeye ve yeni materyallerin standart olarak karşılaştırılmasına yardımcıdır. Uygun çalışma tasarımı, bulguların klinik uygulanabilirliği ve sonuçların doğruluğu üzerinde etkilidir.¹³³

2.4.1. Mandibulanın Biyomekaniği

Kuvvetin sıkıştırma/çekme, kesme, burulma (torsiyon) ve bükme olmak üzere 4 komponenti vardır. İlk ikisi doğrusal; diğer ikisi açısal yüklerdir. Mandibula; çiğneme kasları, dişler ve temporomandibuler eklem tarafından bu kuvvetlerin tamamına maruz kalır. Bu dış yüklenimlerin sonucu olarak mandibulada gerilim ve stres ortaya çıkar ve kendi içinde deformasyona uğrar.^{134,135}

Bütünlüğü bozulmamış mandibulanın davranışı, bir kırık ya da kesi hattı durumundaki davranışından farklıdır. Sağlam mandibulada normal fonksiyon sırasında gerilim ve kompresyon bölgeleri geliştirilir ve bu bölgeler ısırma kuvvetlerine, kasların çekim kuvvetlerine göre değişiklik gösterir. Champy ve ark., kasların etkisi ile mandibulanın üst kısmının gerilim bölgesi, alt kısmının ise kompresyon bölgesi olduğunu tespit etmişlerdir. Bu bilgi, mandibulanın ideal fiksasyon noktalarını belirlemek için ışık tutmuştur. Plaklar bu çizgilere ihtiyaç dahilinde yerleştirildiğinde, sabit fiksasyon sağlanmış olup büyük plak gereksinimi azalmıştır (şekil 2.15).¹³⁵



Şekil 2.22. Mandibulanın üst sınırındaki gerilim bölgeleri: (-), alt sınırındaki kompresyon bölgeleri: (+)

Van Eijden'e göre, ısırma ve diş sıkma esnasında çiğneme kasları mandibulaya sagittal düzlemde bükme kuvveti uygular. Bu bükülme, kas kuvvetlerinin dikey bileşenleri ve temporomandibuler eklemden gelen tepkime kuvvetleri tarafından oluşturulur. Sagittal bükme (bending) kuvvetleri ve kesme kuvvetlerinin büyüklüğü,

hem kuvvet momentine hem uygulama noktasına bağlıdır. Sagittal bending kuvveti sonucu çalışan tarafta mandibulanın alt kenarında gerilme bölgesi, üst sınırdaki sıkıştırma bölgesi ortaya çıkar. Dengeleyen tarafta tam tersi kuvvetler oluşur. Korioto ve ark., sonlu eleman model analizi yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmada, dengeleyen tarafın mandibula gövdesinde belirgin sagittal bending olduğunu bildirmişlerdir. Bu torsiyon, diş sıkma ve ısırma esnasında mandibular arkın daralmasına neden olmaktadır. Mandibula gövdesinin çift taraflı torsiyonu simfiz bölgesinde bükülme ile sonuçlanır; bu da simfizin üst sınırında kompresyon alt sınırında gerilme kuvveti oluşmasına yol açar.¹³⁴

Kemiğin sertliği ve kuvveti yalnızca kemik dokusunun yoğunluğuna değil, aynı zamanda kemik büyüklüğü ve şekline, kemik dokusunun miktarına ve dağılımına da bağlıdır. Yük altında deformasyona direnme kabiliyeti, kemiğin sertliğini açıklar. Rijit bir kemikte, uygulanan yük veya tork ile oluşan deformasyon arasındaki oran büyüktür. Mandibulanın vertikal kesitsel boyutu, enine boyutundan daha büyüktür ve uzunlamasına yönde, enine yöne göre daha serttir. Bu özelliği, mandibulanın dikey kesme kuvvetlerine ve sagittal bending momentlerine karşı direncini artırır.^{134,135}

Fiksasyon materyallerinin uygulanmasının temel amacı, iyileşme sırasında normal olarak fonksiyon gören bir ortam oluşturmaktır. Bir kırığın ya da osteotominin fiksasyon tedavisi yapılırken mandibula normal olarak fonksiyon görse de kuvvetlere karşı davranışı değişir. Fiksasyon materyali, kırık hattı boyunca kuvvetleri kemiğe iletir. Materyal uygulandığında kırılma ya da kesi bölgesinde hem gerilme hem kompresyon kuvvetleri oluşur. Bu nedenle her bir materyal uygulaması, fonksiyon ile ortaya çıkan stres yoğunluğunu değiştirecektir.^{136,137}

İnsan mandibulasının kırık onarımının sonuçlarının farklı olması, biyomekaniği etkileyen çok fazla faktör olması ve bunların açıklanamamasına bağlı olabilir. Mevcut açıklamalar eksik, aşırı basite indirgenmiş ya da kafa karıştırıcıdır. Bu karışıklık, kemik iyileşmesini anlamak için doğru bir modelin bulunamamasının sonucu olabilir. Kırıklar stabilize edilirken yumuşak dokuların ve kasların etkilerini göz ardı etmek başarısızlığa sebep olacaktır. Kuvvetlerin yalnızca sert doku tarafından değil, yumuşak dokular tarafından da oluşturulduğu ve sisteme olan etkileri unutulmamalıdır.¹³⁷

2.4.2. Biyomekanik Deney Materyalleri

Biyomekanik bir fiksasyon çalışması planlanırken en önemli faktörlerden biri biyomateriyallerin test edileceği yapıların gerçeği olabildiğinde en yakın şekilde taklit etmesidir. Günümüze kadar bu çalışmalar birçok farklı model türü üzerinde yapılmıştır. Elbette bu testler için en ideal malzeme insan mandibulasıdır. İnsan kadavra çenelerine alternatif olarak ise; çeşitli hayvan mandibulaları, taze domuz veya sığır kaburgası, kırmızı meşe gibi bitkisel kökenli organik olarak üretilmiş çeneler, fotoelastik epoksi, poliüretan ve özel olarak üretilmiş kompozit kemik gibi sentetik materyaller biyomekanik model olarak kullanılmaktadır.¹³³

İnsan kadavra örneği; biyomekanik testlerde gerçek anatomik özellikleri ve taklit edilen in vivo ortamın yapısal, morfolojik ve mekanik özelliklerini tam olarak kopyalaması sebebiyle biyomekanik testlerde sıklıkla kullanılmıştır. Ancak bu örnekler genellikle yaşlı donörlerden temin edilebildiğinden kemiklerin mineral yoğunluğunun azalması ve trabeküler yapısı sebebiyle örnekler standardize edilememektedir. Ayrıca kemik kalitesini etkileyen sistemik faktörlerin tespiti mümkün olmamaktadır. Mekanik özellikteki bu farklılıklar, çalışma sonucunu etkileyebilmektedir. Ayrıca çalışmaların kısa sürede tamamlanmasının mümkün olmadığı durumlarda, kadavra örneklerinin formalin ile ya da dondurularak saklanması gerekliliği zorluk yaratır. Oda sıcaklığında 3 saatten uzun bir süre kullanılacak ise de yine koruyabilmek için salin içerisinde bekletilmelidir. Bunun dışında yüksek maliyet, yasal ve etik nedenler araştırmacıları sentetik materyallerin kullanımına itmektedir.¹³³

Etik zorunluluklardan kaçınmak için ve kolay bulunabilmesi açısından hayvanlardan elde edilen kemik ve mandibula örnekleri de biyomekanik çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Koyun mandibulası; özellikle biçim, boyut ve yapısındaki benzerlikleri sebebiyle ramus osteotomileri ve rijit internal fiksasyon çalışmaları için sıklıkla tercih edilmiştir. Poliüretan örneklere göre ucuz olarak elde edilebilmesi avantaj sağlasa da; üzerindeki kas atışmanlarının temizlenmesi gerekliliği, saklama ve koruma zorluğu, enfeksiyon riski, ince yapısında kesilerin ideal olarak oluşturulmasının güç olması kullanımını kısıtlamaktadır.^{133,134}

Sentetik kemik örnekleri, büyük miktarlarda kolayca elde edilebilirler, enfeksiyon riski taşımazlar, etik ve yasal sorumluluk gerektirmezler. Sentetik modeller insan kadvrası örnek alınarak üretilir, boyut ve mekanik özellikleri insan mandibulasını

en yakın şekilde taklit edebilir. Bu sentetik modeller hem kortikal hem spongioz tabakayı bir arada içerebilirler. Elastik modülleri kemiğe benzer ve homojen yapıları sayesinde kuvvetleri daha dengeli olarak iletebilirler. Bu sebeplerden ötürü biyomekanik deneyler için güvenle kullanılan materyallerdir. Seçilen polimerin özelliğine göre üretim maliyeti artabilse de; sentetik mandibulalar üzerinde yapılan çok fazla çalışma vardır.^{133,134}

Fiziksel modeller üzerinde yapılan çalışmalar, yorgunluk performansı, kırılma dayanımı, kopma noktası gibi mekanik özelliklerin araştırılmasına yardımcı olur. İç stres dağılımı ve başarısızlığın en yüksek ihtimalli olduğu stres alanlarıyla ilgili çalışmalar bilgisayar biyomodellerini kullanmayı gerektirir.^{133,134}

Sentetik biyomodellerin avantajlarından yararlanmak ve aynı zamanda modellerin hemcins olduğundan emin olmak için 3 boyutlu yazılımlar kullanılarak model elde edilebilir. Bu şekilde fabrikasyon hatası ihtimalini ortadan kaldırmak mümkün olur. Bununla birlikte tüm modeller aynı şekilde kesisi yapılmış şekilde üretileceğinden test güvenliği çok daha fazla olacaktır.¹³³

İnsan kemiğini taklit eden materyaller üzerine yapılan çalışmalardan elde edilen veriler, sadece belirli bir teknik ya da malzemenin davranışını gösteren parametreleri içerir. Bu nedenle bu verilerin klinik kullanımda doğrudan insan üzerinde uygulanamayacağını vurgulamak gerekir.^{133,134}

2.4.3. Biyomekanik Deney Modeli

Biyomekanik test, osteosentez yapı dayanıklılığının değerlendirilmesinde en etkili yöntemlerden biridir. Osteosentez yöntemlerinin çokça araştırılması için in vitro biyomekanik deney modellerinin ucuz, ayırt edici ve tekrarlanabilir olması gereklidir.^{133,136,137}

2 nokta biyomekanik deney modeli, genellikle bir desteğe ya da duvara sabitlenmiş sert bir kiriş veya çubuk anlamına gelir. Serbest olan uç yükleri taşıırken, sabit olan yatay bir direğe bağlanır. Böylelikle gerilim, baskı ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen bilgisayar destekli cihazlar sayesinde sabitlenmiş modeller üzerindeki serbest noktaların yükler altındaki davranışları sayısal verilere dökülebilir. 2 nokta biyomekanik deney modelinin amacı belirli sınırlarda bükme etkisi yaratmaktır. bu biyomekanik deney düzeneği; güvenilir veriler elde etme, düşük maliyet ve kullanım

kolaylığı nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak insan mandibulasının fonksiyon sırasındaki kuvvet mekaniği, 2 nokta biyomekanik deney modeline göre çok daha karmaşıktır.^{134,136}

Çiğneme kaslarının mandibula üzerindeki etkisini taklit etmek için 3 nokta biyomekanik test modeli geliştirilmiştir. Bu test modelini Armstrong ve ark., sagittal split osteotomisinde kullanılan fiksasyon yöntemlerini taze sığır kaburgaları üzerinde araştırmak için bulmuşlardır. Bu yöntemde, fonksiyon sırasında mandibulanın maruz kaldığı 3 ana kuvvetin kullanıldığı deneysel bir tasarım yapılmıştır. Bu deneysel tasarımda, her iki uç dönme eksenini oluşturabilecek şekilde sabitlenirken yük iki ucun dönme eksenlerinin merkezine isabet edecek şekilde vertikal olarak uygulanır.^{134,136,137}



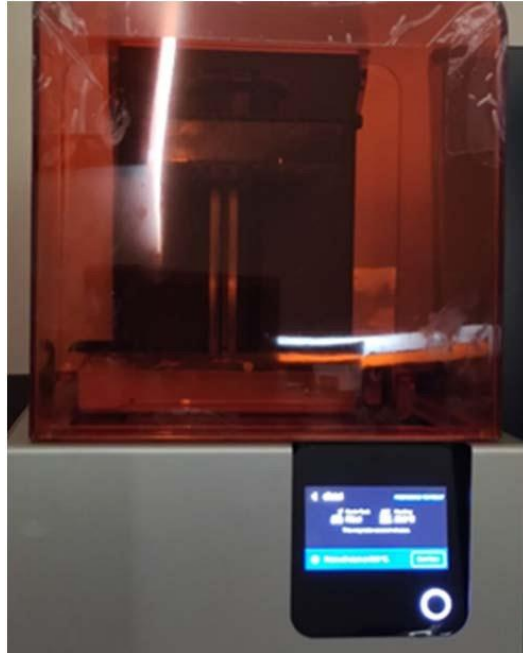
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Tez çalışmamız, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı' nda gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir.

3.1. Biyomekanik Deney Modellerinin Hazırlanması

Çalışmamız için gerekli 25 adet model, 3 boyutlu yazılım cihazı ile sagittal split osteotomi yapılmış şekilde 2 ayrı segment olarak üretildi. Bunun için B-Tech firmasının cihazları tercih edildi.

İlk olarak 3 boyutlu modelleme yapılarak hemimandibula örnekleri sagittal split osteotomisi yapılmış olarak iki ayrı fragman şeklinde sanal olarak oluşturuldu. Daha sonra modeller programlandığı şekilde Formlabs Form 3B (Formlabs Form2, Somerville, Massachusetts) yazıcısında, (şekil 3.1) V4 white rezin kullanılarak distal ve proksimal segmentler ayrı ayrı olacak şekilde üretildi. Üretim aşamasında cihaz öncelikle rezini karıştırarak homojenitesini kontrol etti, daha sonra preheating aşamasında cihaz içi sıcaklığını 35.5 C 'ye getirerek üretime başladı. Her üretimde 4 'er adet segment elde ettik. Üretim aşaması distal segment için ortalama 8 saat, proksimal segmentler için ise 4 saat sürdü.



Şekil 3.1. Formlabs 3B 3 boyutlu yazıcı cihazı

Bir sonraki adım üretilen örneklerin cure aşaması idi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda üretilen fragmanlar birbirine değmeyecek ve ışıktan tam olarak yararlanacak şekilde cure cihazına kondu(şekil 3.2). Bu işlem 60 C’ de ve her segment için 1 saat boyunca uygulandı.



Şekil 3.2. Formlabs cure cihazında polimerizasyon tamamlanması

Son aşama olarak polimerizasyonu tamamlanmış hemimandibula fragmanları wash cihazında (Şekil 3.3) üretici firmanın önerisi doğrultusunda 10 dakika süre ile %99 izopropil alkol ile muamele edildi. Bu işlemden sonra modellerin fiziksel ve kimyasal olarak bütün reaksiyonları tamamlanmış oldu.



Şekil 3.3. Modellerin wash cihazında alkol ile muamele edilmesi

Üretim sırasında çenelerin üzerinde bulunan tijler pensler yardımıyla temizlendi. Ardından mikromotor ile düzleştirilerek kusursuz yüzeyler elde edildi. Planlanan mandibula ilerletme miktarına göre segmentler konumlandırılarak fiksasyon yöntemleri 5 ayrı gruba uygulandı. Uygulama esnasında hem çenelerin doğru konumlanması için hem fiksasyon noktalarının aynı noktadan olması için kumpasla hassas bir şekilde ölçümler yapıldı (şekil 3.4).



Şekil 3.4. Modellerin fiksasyon sırasında doğru konumlandırılmasını sağlayan ölçümler

3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması

3.2.1. Grup 1

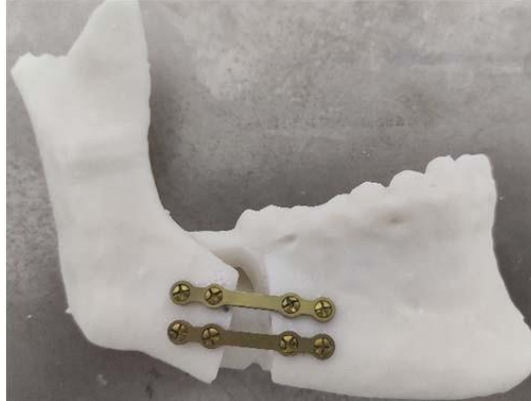
Grup 1 için hemimandibula fragmanları ,üst kenarda 8 mm alt kenarda 12 mm açıklık olacak şekilde yerleştirilmiş ve kumpasla ölçümleri yapılmıştır. Ardından tek bir 4 delikli titanyum düz miniplak (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çapında 5 mm uzunlukta mini vida(Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) alt ve üst kenardan eşit mesafe bırakılarak yerleştirilmiştir (Şekil 3.7). Aynı işlem Grup 1 için 5 adet hemimandibula örneğine uygulanmıştır.



Şekil 3.5. Grup 1

3.2.2. Grup 2

Grup 2 için hemimandibula fragmanları ,üst kenarda 8 mm alt kenarda 12 mm açıklık olacak şekilde yerleştirilmiş ve kumpasla ölçümleri yapılmıştır. Ardından üst kenardan 10 mm aşağıya, 6 mm aralıkla birbirine paralel olacak şekilde 2 adet 4 delikli düz titanyum miniplak (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) ve 8 adet 2.0 mm çapında 5 mm uzunlukta minivida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) yerleştirilmiştir (Şekil 3.6). Aynı işlem Grup 2 için 5 adet hemimandibula örneğine uygulanmıştır.



Şekil 3.6. Grup 2

3.2.3. Grup 3

Grup 3 için hemimandibula fragmanları ,üst kenarda 8 mm alt kenarda 12 mm açıklık olacak şekilde yerleştirilmiş ve kumpasla ölçümleri yapılmıştır. Ardından 3 adet titanyum bikortikal vida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) üst kenara 10

mm mesafede ve aralarında 6 mm olacak şekilde tek sıra halinde yerleştirilmiştir (Şekil 3.7). Aynı işlem Grup 3 için 5 adet hemimandibula örneğine uygulanmıştır.



Şekil 3.7. Grup 3

3.2.4. Grup 4

Grup 4 için hemimandibula fragmanları ,üst kenarda 8 mm alt kenarda 12 mm açıklık olacak şekilde yerleştirilmiş ve kumpasla ölçümleri yapılmıştır. Ardından 3 adet titanyum bikortikal vida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye), 2 tanesi üst kenardan 10 mm uzaklıkta ve aralarında 6 mm olacak şekilde üst kenara paralel; 1 tanesi ise ters L oluşturacak şekilde alt kenara yakın yerleştirilmiştir (Şekil 3.8). Aynı işlem Grup 4 için 5 adet hemimandibula örneğine uygulanmıştır.



Şekil 3.8. Grup 4

3.2.5. Grup 5

Grup 5 için hemimandibula fragmanları, üst kenarda 8 mm alt kenarda 12 mm açıklık olacak şekilde yerleştirilmiş ve kumpasla ölçümleri yapılmıştır. Ardından üst kenara 1 adet bikortikal vida (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) ve vidanın 10 mm alt pozisyonuna 1 adet düz titanyum 4 delikli mini plak (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) ve 4 adet 2.0 mm çapta 5 mm uzunlukta titanyum vidalar (Trimed Medikal Tic. A.Ş., Ankara, Türkiye) yerleştirilmiştir (Şekil 3.9). Aynı işlem Grup 5 için 5 adet hemimandibula örneğine uygulanmıştır.



Şekil 3.9. Grup 5

3.3. Kuvvet Testi

Biyomekanik test için kurulan deney düzeneği, modelin sabit bir şekilde fikse edilerek test cihazına bağlanmasını sağlayan bir fiksasyon parçası, kuvvet uygulayabilen bir servohidrolik test cihazı ve bu cihazın bağlı olduğu bir bilgisayardan oluşmaktaydı (şekil 3.10).

Deney düzeneğindeki fiksasyon aygıtı servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanabilen sabit bir kaide ve üzerinde standart yerleştirmeye izin veren vertikal parçadan oluşmaktaydı. Vertikal parça, modellere standart bir şekilde açılmış 2 adet delikten yararlanılarak her birini fikse etmekte ve mengene yardımıyla sıkıştırılarak modellerin düz bir yatay pozisyonunda kalmasını sağlamaktaydı. Servohidrolik test cihazının kuvvet uygulayan hareketli parçası, aşağı yukarı yönde ayarlanabilen ve yalnızca kuvvet uygulanacak noktaya temas sağlayan silindir bir çubuktan

oluşmaktaydı. Silindir çubuğun temasını standardize edebilmek için üretim esnasında her bir modelin molar diş bölgesinde çubuğun eğimine uyacak bir çentik açılmıştır.



Şekil 3.10. Deneklerin yerleştirildiği biyomekanik test cihazı

Deney modelleri, test için özel olarak üretilmiş platforma mengene yardımıyla sıkıca sabitlendikten sonra molar diş üzerindeki çentikten kuvvet uygulamaya hazır hale gelmiştir. Servohidrolik test cihazı 1mm/dak hızla doğrusal olarak aşağı yönde kuvvet uygulamıştır. Kuvvet distal ve proksimal fragmanlar birbirinden ayrılincaya kadar uygulanmaya devam edilmiştir. Yapılan biyomekanik deneyde kırılma noktasına kadar uygulanan maksimum kuvvet ve direnç açısından plak ve vida türlerinin ve konumlarının anlamlı olup olmadığının ortaya konulması amaçlanmıştır.

Deney işlemine hareketli parçanın modele nokta teması sağlayacak şekilde kuvvet uygulanacak noktaya indirilmesiyle başlanmıştır. Bu temas noktasında uygulanan kuvvetin 10 N'un altında olduğu kontrol edilmiştir. Bu sayede herhangi bir ön yükleme protokolüne gerek kalmadan cihaz sıfırlanarak deneylere başlandı. Fragmanlar arasında ayrılma oluncaya kadar doğrusal kuvvet uygulanmaya devam edilmiştir.

Oluşan veriler, kuvvet aralıklarındaki yer değiştirme miktarını da ölçmeye imkân verecek şekilde dijital olarak kaydedildi.

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizi Statistical Package for Social Sciences (SPSS) programı ile yapılmıştır. Değişkenlerin tamamı nicel verilerdir. Elde edilen sonuçların normal dağılıma sahip olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirilmiştir. Normal dağılıma sahip veriler için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi uygulanmıştır. Test sonuçlarında, p değeri 0.05'ten küçük olduğunda istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

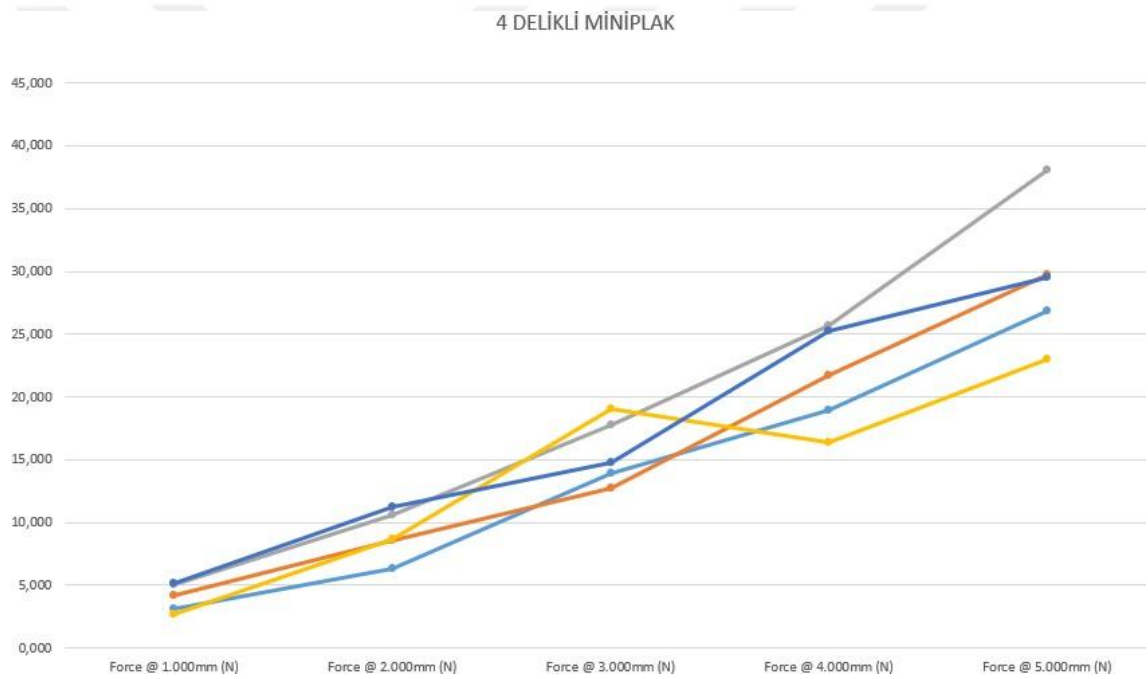


4. BULGULAR

Fiksasyon materyalleri arzu edilen standardizasyonda osteomize mandibulalara sorunsuz şekilde yerleştirildi. Aynı şekilde örnek modellerin servohidrolik test cihazına yerleştirilme aşamasında da bir problemle karşılaşılmaı.

Grup 1:

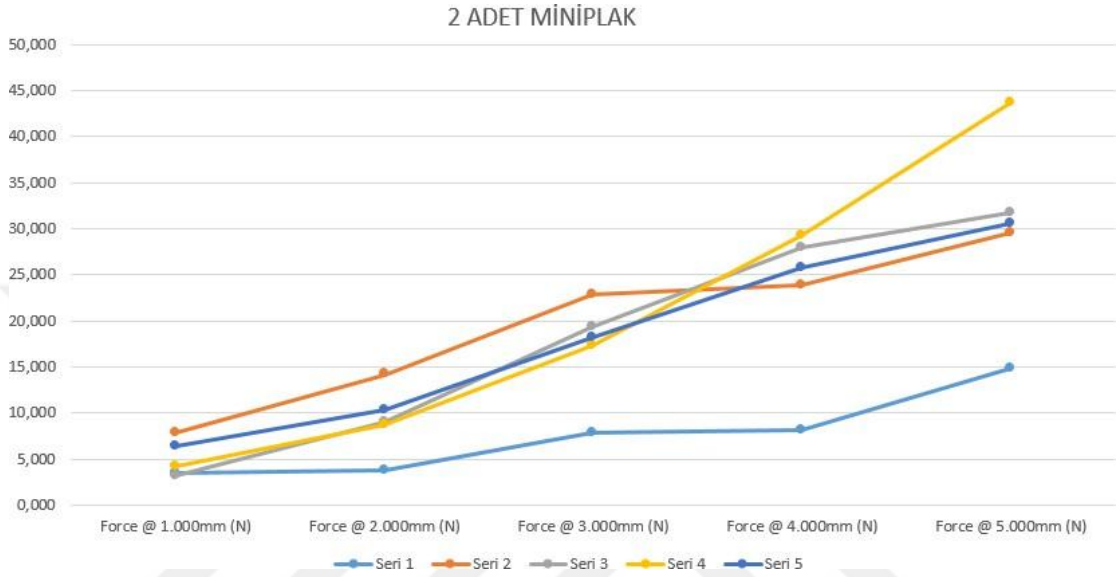
Tek bir 4 delikli miniplak ve 4 adet minivida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her bir örneğin 5 mm ayrılma noktasına kadar direnç gösterdiği Newton değeri şekil 4.1 'de görölmektedir.



Şekil 4.1. Grup 1'in kuvvet (N) / deplasman(mm) grafiğı

Grup 2:

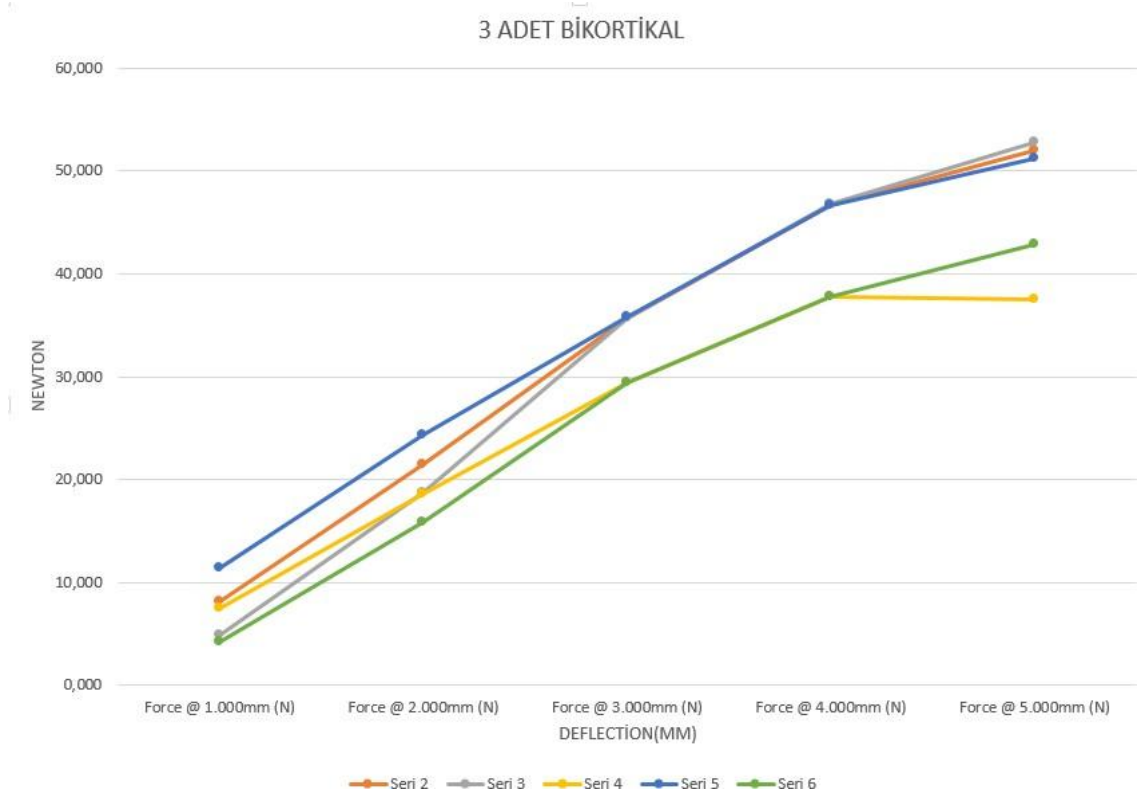
Üst ve alt kenara 2 adet 4 delikli miniplak ve 8 adet minivida yerleştirilerek fiksasyonun yapıldığı bu grupta her bir örneğin 5 mm ayrılma noktasına kadar direnç gösterdiği Newton değerleri şekil 4.2 'de görülmektedir.



Şekil 4.2. Grup 2'nin kuvvet(N) / deplasman (mm) grafiği

Grup 3:

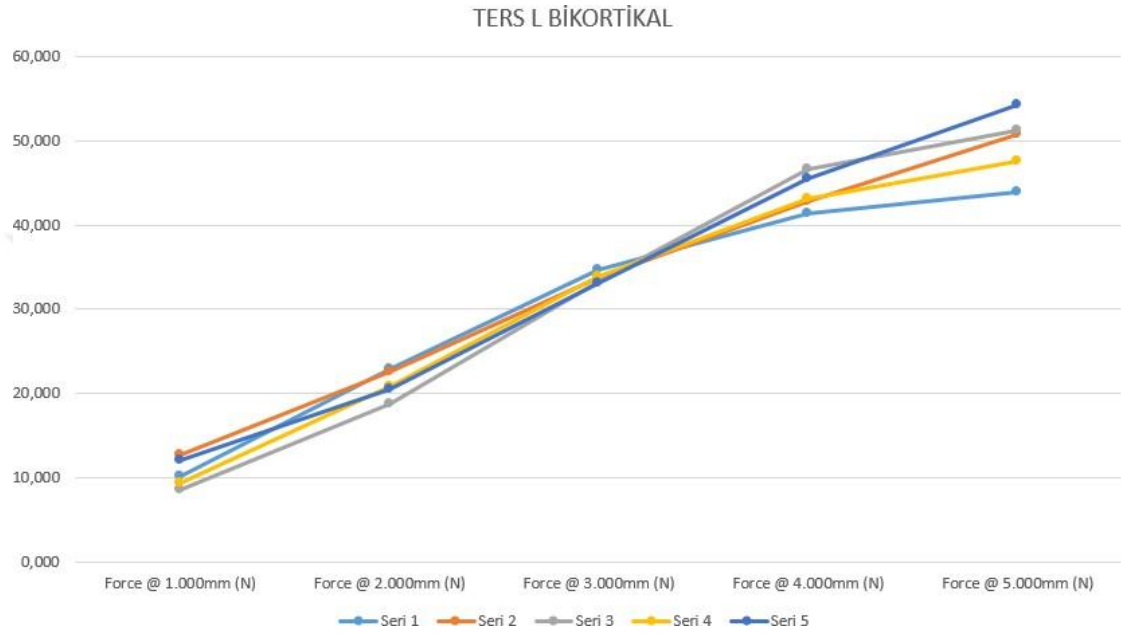
Mandibulanın üst kenarında 3 adet bikortikal vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her bir örneğin 5 mm ayrılma noktasına kadar direnç gösterdiği Newton değerleri şekil 4.3 'de görülmektedir.



Şekil 4.3. Grup 3'ün kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği

Grup 4:

Üst kenarda 2 adet, alt kenarda 1 adet olacak şekilde ters L figürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her bir örneğin 5 mm ayrılma noktasına kadar direnç gösterdiği Newton değerleri şekil 4.4 'de görülmektedir.



Şekil 4.4. Grup 4'ün kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği

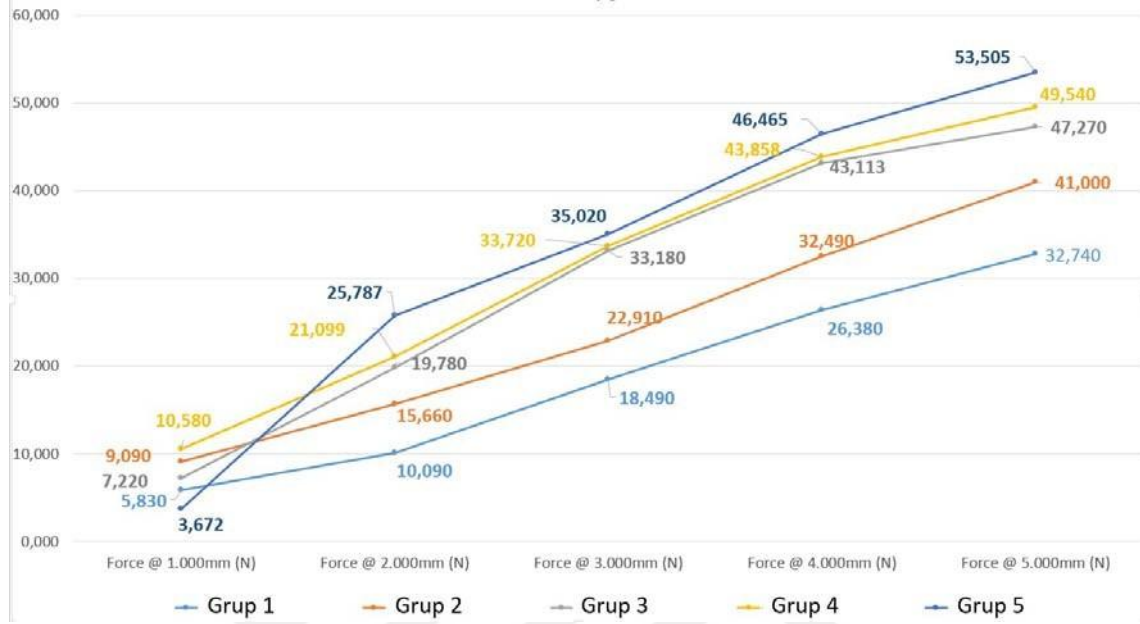
Grup 5:

4 delikli 1 adet miniplak, 4 adet minivida ve 1 adet bikortikal vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her bir örneğin 5 mm ayrılma noktasına kadar direnç gösterdiği Newton değerleri şekil 4.5 'de görülmektedir.



Şekil 4.5. Grup 5'in kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği

5 adet grubun 5 mm ayrılma noktasına kadar gösterdikleri direnç kuvvetlerinin (N) ortalaması alınarak bir grafik oluşturulmuştur. (Şekil 4.6)



Şekil 4.6. Tüm grupların ortalama kuvvet (N) / deplasman (mm) grafiği

5 mm'e kadar olan yer değiştirmeye karşı uygulanan kuvvetin 5 grup arasındaki karşılaştırması yapıldı. Gruplar arasındaki fark tüm deplasman değerleri için istatistiksel olarak anlamlı görüldü (Tablo 4.1). Tüm gruplar için artan deplasman değerleri, daha yüksek kuvvet değerleri gerektirmiştir. Aynı deplasman değerleri için Grup 5' ten Grup 1'e doğru azalan direnç söz konusudur.

Tablo 4.1. Tüm gruplara farklı deplasman değerlerinde uygulanan Ortalama $\pm$ Standart Sapma kuvvetler(Newton)

	@1mm	@2mm	@3mm	@4mm	@5mm
Grup 1	5.83 $\pm$ 2.04	10.09 $\pm$ 2.41	18.49 $\pm$ 2.97	26.38 $\pm$ 2.21	32.74 $\pm$ 3.41
Grup 2	9.09 $\pm$ 1.96	15.66 $\pm$ 2.69	22.91 $\pm$ 2.77	32.49 $\pm$ 4.40	41.00 $\pm$ 8.17
Grup 3	7.22 $\pm$ 2.83	19.78 $\pm$ 3.23	33.18 $\pm$ 3.45	43.11 $\pm$ 4.86	47.27 $\pm$ 6.78
Grup 4	10.58 $\pm$ 1.78	21.09 $\pm$ 1.70	33.72 $\pm$ 0.6	43.85 $\pm$ 2.14	49.54 $\pm$ 3.93
Grup 5	3.67 $\pm$ 1.04	25.78 $\pm$ 11.66	35.02 $\pm$ 9.82	46.46 $\pm$ 9.04	53.50 $\pm$ 7.91
p değeri	0.000	0.004	0.000	0.000	0.000

Her bir gruptaki örneklerin kuvvetlere karşı dayanımını daha iyi karşılaştırabilmek ve açıklayıcı olması için 1-5 mm hareket miktarının her bir kademesinde ikili karşılaştırma yapılmıştır. Aynı yer değiştirme seviyesinde gruplar arasında çoklu karşılaştırmalar için p değerleri Tablo 4.2 'de gösterilmiştir. 1 mm deplasman değerinde Grup 1 ile Grup 4, Grup 2 ile Grup 5 arasında, 2 mm deplasman değerinde Grup 1 ile Grup 4, Grup 1 ile Grup 5 arasında, 3 mm deplasman değerinde Grup 1 ile Grup 3, Grup 1 ile Grup 4, Grup 1 ile Grup 5, Grup 2 ile Grup 3, Grup 2 ile Grup 4, Grup 2 ile Grup 5 arasında, 4 mm deplasman değerinde Grup 1 ile Grup 3, Grup 1 ile Grup 4, Grup 1 ile Grup 5, Grup 2 ile Grup 3, Grup 2 ile Grup 4, Grup 2 ile Grup 5 arasında ve 5 mm deplasman değerinde Grup 1 ile Grup 3, Grup 1 ile Grup 4, Grup 1 ile Grup 5, Grup 2 ile Grup 5 arasında anlamlı fark bulunmuştur. Belirtilen değerler tabloda koyu renk ile gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Aynı yer değiştirme değerlerinde grupların çoklu karşılaştırmalarından elde edilen p değerleri

	@1mm	@2mm	@3mm	@4mm	@5mm
p ₁₋₂	0.119	0.548	0.638	0.368	0.279
p ₁₋₃	0.812	0.092	0.001	0.000	0.013
p ₁₋₄	0.011	0.044	0.001	0.000	0.004
p ₁₋₅	0.459	0.003	0.000	0.000	0.000
p ₂₋₃	0.595	0.782	0.029	0.030	0.539
p ₂₋₄	0.769	0.569	0.021	0.018	0.250
p ₂₋₅	0.003	0.072	0.008	0.003	0.039
p ₃₋₄	0.102	0.996	1.000	0.999	0.979
p ₃₋₅	0.076	0.475	0.977	0.842	0.545
p ₄₋₅	0.000	0.694	0.994	0.929	0.859

5. TARTIŞMA

Sagittal split ramus osteotomisi Obwegeser ve Trauner (1955) tarafından tanımlandıktan sonra çeşitli araştırmacılar tarafından modifiye edilmiş ve günümüzdeki yaygın kullanılan halini almıştır.¹⁰⁶ Yöntem mandibulanın hipoplazi, hiperplazi, asimetri gibi kazanılmış veya konjenital deformitelerinin düzeltilmesinde birçok cerrah için ilk tercih haline gelmiştir.^{107,108,109,110,111,112,113,114,115,116} Yüksek iyileşme potansiyeli, nispeten kolay bir cerrahi yöntem olması önemli avantajları olmakla birlikte bu osteotomi yönteminden sonra uygulanacak fiksasyon yöntemi hala tartışmalıdır.^{112,117} Osteotomi sonrası yeniden konumlandırılan segmentlerin stabilitesi yapılan işlemin başarısını etkileyen en önemli faktörler arasındadır.^{118,119,120} Bu konuda deneysel ve klinik birçok araştırma yapılmasına rağmen tüm cerrahlar tarafından kabul gören ideal bir fiksasyon yöntemi henüz belirlenememiştir.^{109,112,116,117,118,121,122,123,124,125,126,127,128,129,130,131,132,133,138,139,140,141,142,143,144,145,146}

Spiessl ve Tschopp'un (1974) rijit internal fiksasyonu tanımlamasına kadar geçen sürede farklı konfigürasyonda yerleştirilen teller, elastikler gibi çeşitli intermaksiller fiksasyon yöntemleri kullanılmıştır.^{121,147,148,149} Rijit internal fiksasyon ile birlikte sagittal split ramus osteotomisi daha stabil ve daha güvenilir bir yöntem haline gelmiştir. Kazanılmış yeni iskeletsel konumun stabilitesinin tedavi başarısını bu denli etkilediği bu dönemde segmentlerin minimum hareketle bir araya getirildiği ters L ve üst sınıra lineer olarak yerleştirilmiş pozisyonel 3 vida ve lag vida gibi yöntemler kullanılmıştır.^{122,123,150,151,152} Segmentlerin bir araya getirilmesinde ortaya çıkabilecek konumlandırma hatalarının yol açtığı postoperatif malokluzyon, kondiler pozisyon değişikliğinin yol açtığı temporomandibular eklem sorunları ve nörovasküler demetin kompresyonuna bağlı duyuşsal problemler semi-rijit fiksasyon düşüncesini yaygınlaştırmıştır. Her ne kadar geçmiş dönemde semirijit fiksasyon bazı araştırmacılar tarafından önerilmiş olsa da yaygın olarak kullanımı son 20 yıl içerisinde ortaya çıkmıştır.^{116,127,132,153,154,155} Bu amaçla standart miniplaklar kullanılmakla beraber çok sayıda yönteme özgü monokortikal vida ve plak sistemleri tanımlanmıştır.^{124,140,142,156,157} İdeal fiksasyon yöntemlerinin belirlenmesi amacıyla bu sistemler birçok deneysel ve klinik çalışmada defalarca karşılaştırılmıştır. Tanımlanan birçok sisteme rağmen son dönemlerde dahi oldukça fazla sayıda deneysel çalışmanın varlığı optimum bir

fiksasyon yönteminin ortaya konulmadığının kanıtıdır.^{114,117,118,120,133,142,143,145,146,156,158,159} Bununla birlikte fiksasyon sistemlerinin avantaj ve dezavantajlarının vakaya göre değerlendirilerek tercih edilmesi düşüncesi daha kabul edilebilir görünmektedir. Bu nedenle yöntemlerin gerçeği olabildiğince iyi taklit eden metadojilere sahip deneysel çalışmalar oldukça değerlidir ve klinisyenler için yol göstericidir. Bu amaçla sunulan çalışmada son dönemde kullanılan rijit monokortikal vida ve plak sistemleri ile yine klinik olarak sıklıkla tercih edilen rijit pozisyonel bikortikal vida fiksasyonuna ait seçeneklerin deneysel olarak karşılaştırması planlanmıştır.

Sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan fiksasyon yöntemlerini değerlendiren biyomekanik çalışmalarda geçmişten günümüze taze dondurulmuş insan mandibulası, taze koyun mandibulaları, sığır ve domuz kostaları, sentetik modeller, sonlu element modelleri gibi gerçeği taklit etmesi amaçlanan birçok model türü kullanılmıştır. Biyomekanik yükleme testleri için ideal olan tek materyalin insan mandibulası olduğunu iddia eden araştırmacılar vardır.^{160,161} Fakat yasal ve etik nedenlerle yeterli sayıda elde edilmesi oldukça zordur. Örneklerin standardizasyonunun mümkün olmaması ise bir başka dezavantajdır. Kemik kalite ve kantitesindeki farklılıklar ve morfolojik karakteristikler öngörülememekte ve sonuçları etkileyebilmektedir.

Sığır ve domuz kostası kolay elde edilebilir bir materyal olması sebebiyle mandibula için uygulanacak fiksasyon yöntemlerinin değerlendirildiği bir çok çalışmada tercih edilmiştir.^{123,124,130,162,163,164}

Uzun yıllardır yapılan çalışmalarda kullanılan çeşitli deneysel materyallerin hepsinin farklı dezavantajlarının ortaya konması sebebiyle bu çalışmada insan mandibulasını birebir taklit eden sentetik materyalden elde edilmiş hemimandibulalar, 3 boyutlu sistem üzerinden üretilmiştir. Bu yöntemle hem örneklerin standardizasyonu tam olarak sağlanmış, hem de insan mandibulasına en yakın rezin materyal seçilebilmiştir. Üretim detaylarının seçilebilmesi avantajıyla mandibulanın korteks ve spongioz yüzeyleri en iyi şekilde taklit edilebilmiştir.

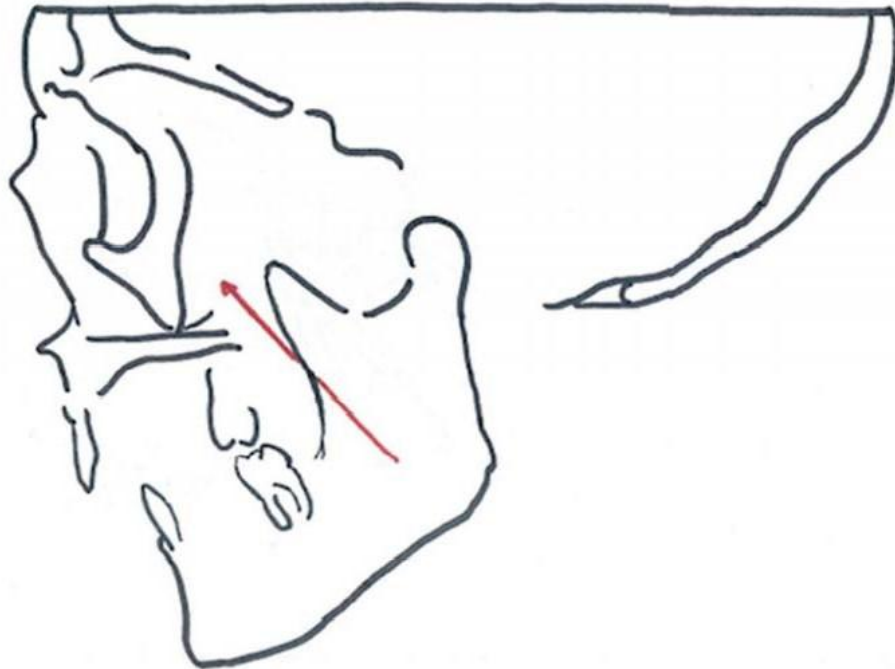
Sagittal split ramus osteotomisinin stabilitesini test eden deneysel biyomekanik çalışmalarda genellikle iki tip test modeli kullanılmıştır. Bunlar iki nokta ve üç nokta

kuvvet modelleridir. Çoğu çalışmada iki nokta modeli (cantilevered beam) kullanılmış ve insan çiğneme sistemini en iyi şekilde taklit ettiği görülmüştür.^{114,119,131,133}

Sunulan çalışmada temporomandibular eklem ve dişlerin kuvvetleri nasıl karşıladığını en iyi şekilde açıklayan iki nokta kuvvet modeli kullanılmıştır. Proksimal segment iki adet delikten vidalanmış sıkı bir mengene ile desteklenmiştir. Modellerin üretimi sırasında distal segmentte bulunan molar diş üzerinde oluşturulan oyuk üzerine standart bir şekilde kuvvet uygulanmıştır. Vertikal ve doğrusal olarak uygulanan düzenli kuvvet sayesinde klinik olarak kabul edilebilir deplasman verilerine ulaşılmıştır.

İnsan çiğneme sistemi farklı kas gruplarının etkisi altında olması, dental kontaklar, yumuşak dokular ve farklı eklem anatomisi sebebiyle oldukça karmaşık bir yapıdadır.

Koolstra ve ark (1988) maksimum ısırma kuvvetini belirlemek için insan çiğneme sisteminin üç boyutlu modeli üzerinde çalışmışlardır. Tüm çiğneme kasları ve bu kasların komponentlerinin anatomik pozisyonlarına göre alınmış uygulama yönü vektörlerinin bileşkesi olan maksimum ısırma yönünün vektörü Şekil 5.1’te görülmektedir.



Şekil 5.1. Koolstra ve ark (1988) yaptıkları kuvvet analizlerinde mandibulada oluşan maksimum kuvvetin vektörünü göstermişlerdir

Sagittal split ramus osteotomisi sonrası çiğneme yeteneğini değerlendiren az sayıda çalışma mevcuttur. Harada ve ark (2000) mandibular prognatizmi olan hastaların okluzal kontak alanlarını ve ısırma kuvvetlerini BSSRO cerrahisi önce ve sonrası olarak iki aşamalı değerlendirmişlerdir. Çiğneme kuvvetinin postoperatif 2. haftada ortalama 66.5 ± 33.4 N; 4. haftada 128.8 ± 53.0 N; 8. haftada 193.7 ± 87.0 N; 3. ayda 249.1 ± 101.8 N; 6. ayda ise 301.5 ± 181.5 N olduğunu belirtmişlerdir. Iwase ve ark (2006) mandibular prognatizmi olan hastalarda cerrahi öncesi ve sonrası ısırma kuvveti, okluzal kontak alanları ve çiğneme etkinliğini değerlendirmişler; kadın ve erkeklerde preoperatif ısırma kuvvetlerine postoperatif 3. aydan sonra ulaşılabilirdiğini açıklamışlardır. Bununla birlikte cerrahi sonrası ikinci yılda bile sağlıklı kontrol gruplarının çiğneme etkinliğine ulaşamamışlardır. Bu nedenle araştırmacılar cerrahi hastalarında postoperatif ilave okluzal düzenlemelerin yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

İmmEDIATE stabilitenin değerlendirildiği birçok in-vitro çalışmada farklı değerlendirme yöntemleri kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda kuvvet karşısında oluşan deplasman değerleri incelenirken,^{126,129,140} bazılarında ise klinik olarak anlamlı deplasman değerlerini oluşturan kuvvet miktarları değerlendirilmiştir (118,131,145). Deplasman ölçülen çalışmaların bir kısmında belirli kuvvet aralıklarında oluşan deplasmanın değerlendirilmesi yapılmış, bir kısmında ise plastik deformasyon oluşuncaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Kullanılan kuvvet aralığının ortalama 70-140 N arasında değişmekte olduğu görülmektedir.^{126,129,140} Deplasman miktarına göre yapılan değerlendirmelerde ise 1, 3, 5 ve 10 mm deplasman oluşturan kuvvetler değerlendirmeye alınmıştır. Osteotomi hattında kabul edilebilecek maksimum deplasman miktarının 3 mm olduğu düşünüldüğünde,^{124,163} bunun karşılığında oluşan kuvvet miktarının 70 N ve altında olduğu izlenmiştir. Sunulan çalışmada da tüm örneklerle 5 mm deplasman oluşuncaya kadar kuvvet uygulanmış ve anlamlı verilerin bu kuvvet aralığında ortaya çıktığı görülmüştür.

Murphy ve ark (1997) taze sığır kostalarında sagittal split ramus osteotomisi benzeri bir osteotomi yaparak üç farklı gruba ayırmışlar ve farklı fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. 5 adet kostayı osteotomi sonrası 1 cm ilerleterek 2.0 mm çapında 18 mm boyunda titanyum vidalar ile ters L konfigürasyonunda fikse etmişlerdir. 5 adet kostayı ise paralel 2 mini-plağın vertikal planda birleşiminden oluşan farklı dizayn edilmiş bir mini-plak ve 2.0 mm çapında 4.0 mm boyunda 8 adet monokortikal vida ile

fikse etmişler, geri kalan 5 kostayı ise hibrit fiksasyon adını verdikleri aynı mini-plağı ve 3 adet bikortikal vidayı ters L konfigürasyonunda yerleştirerek, geri kalan deliklere ise monokortikal vida yerleştirerek fikse etmişlerdir. Sonrasında kostaları kantilever dizaynı bir mekanik test ünitesine yerleştirerek İnstron cihazı ile doğrusal yükleme yapmışlardır. Kalıcı deformasyon oluşuncaya kadar 1 mm/sn hızla vertikal kuvvet uygulamışlardır. En yüksek kalıcı deformasyon miktarı monokortikal fiksasyon grubunda görülmüş ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. 1 mm deplasmanda kalıcı deformasyon görülmüş, 2 kg'dan düşük kuvvetlerde kalıcı deformasyon ortaya çıkmıştır. En yüksek yükleme miktarı pozisyonel vida grubunda, sonrasında hibrit fiksasyon grubunda ve en düşük miktar monokortikal sistemde görülmüştür. Maksimum yükleme kuvvetinde gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Fakat 3 mm deplasman oluşturan kuvvet miktarı karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Pozisyonel vida ve hibrit fiksasyon grupları arasında fark bulunmazken, monokortikal sistemle aralarında bariz fark görülmüştür. Bununla beraber maksimum yükleme değerinin fiksasyon sistemlerinin değerlendirilmesinde kullanılan bir mühendislik terimi olduğunu, aslında sagittal split ramus osteotomisi fiksasyonunun değerlendirilmesi için yetersiz bir terim olduğunu bildirmişlerdir. Maksimum yüklemede görülen deplasman değerlerinin 4.45 mm ve 22.54 mm arasında değiştiğini, bu değerlerin ise sagittal split ramus osteotomisi için kabul edilemez olduğunu belirtmişlerdir. Foley ve arkadaşlarının da değerlendirdiği 3 mm deplasman değerinin klinik olarak daha kabul edilebilir bir değer olduğunu belirtmişlerdir.

Tharanon'un (1998) çalışmasında insan kadavrasından elde edilen 30 adet hemimandibula kullanılarak 2 farklı fiksasyon yöntemi karşılaştırılmıştır. Sagittal split ramus osteotomisi yapıldıktan sonra proksimal segmentin distal kenarından 5 mm eksize edilerek geri alma cerrahisine uygun hale getirilmiştir. Birinci grup 2 mm çapında ve 17 mm uzunluğunda 3 adet bikortikal vida ile fikse edilmiş, ikinci grup eksternal oblik çıkıntı boyunca yerleştirdiği 4 delikli mini-plağı 2 mm çapında 7 mm uzunluğunda vidalar kullanarak fikse edilmiştir. Dental alçı kullanılarak fikse edilen örneklerle 0.5 mm/dk hızla yükleme yapılmış ve maksimum rezistans görülen kuvvet değeri kaydedilmiştir. İki grup arasında maksimum rezistans görülen kuvvet değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görülmüştür.

Her iki yöntemin stabilite açısından yeterli olduğunu, Tate ve ark (1994) mandibular angulus kırıklarında rijit internal fiksasyon uygulamasından 6 hafta sonra molar bölgede ısırma kuvvetini ölçtükleri çalışmalarına dayandırarak ortaya koymuşlardır. Yaptıkları çalışmada maksimum rezistans yüklemesi değerinin bikortikal vida grubunda 20.49 kg (28.64 mm deplasman) mini-plak grubunda ise 17.41 kg (28.72 mm deplasman) olduğunu, her iki yöntemin de postoperatif 6 haftalık dönem için yeterli rijidite sağladığını bildirmişlerdir.

Dolanmaz ve ark (2004) sagittal split ramus osteotomisi sonrası yapılan absorbe olabilen vida-plak fiksasyonu ile titanyum vida-plak fiksasyonunu karşılaştırmak için in-vitro bir çalışma yapmışlardır. Altı adet taze erişkin koyun mandibulasını yumuşak dokularından temizleyip fikse ettikten sonra ikiye bölmüşlerdir. Her iki tarafa da sagittal split ramus osteotomisi yaparak 5 mm ilerletme sağladıktan sonra altı adet hemimandibulayı dört delikli titanyum miniplak ve vidayla, altı adet hemimandibulayı ise dört delikli absorbe olabilen plak ve vida ile fikse etmişlerdir. Bir fiksasyon aygıtı aracılığıyla hemimandibulaları servohidrolik test cihazına doğrusal kuvvet uygulamak üzere bağlamışlardır. Deneyde kullandıkları fiksasyon aygıtı mandibulanın distal segmentini sabit tutmakta, proksimal segmentte ise kondilin hemen altından geçen 4 mm çapında bir pin vasıtasıyla rotasyona izin vermektedir. Çelik 2 mm kalınlığında bir teli mandibulanın alt sınırında oluşturulan bir çentikten geçirerek örneklere dakikada 10 mm deplasman oluşturacak şekilde 140 N'a kadar çekme kuvveti uygulamışlardır. Osteotominin vertikal komponentinin 2 cm posterioruna yerleştirilen değişken deplasman dönüştürücüsü kullanılarak her 10 N'da deplasman değerleri kaydedilmiştir. Deplasman verileri değerlendirildiğinde ise 10- 50 N aralığında deplasman değerlerinin farklılık gösterdiği, 50-140 N arasında ise anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. Farklı deplasman değerlerinin absorbe olabilen materyallerin farklı elastisite modüllerinin ve tork kontrol mekanizmalarının olmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Sagittal split ramus osteotomisini takiben yapılan absorbe olabilen plak-vida fiksasyonunda erken postoperatif periyotta intermaksiller fiksasyona ihtiyaç olabileceği, özellikle postoperatif minör okluzal problemleri olan hastalara yapılan intermaksiller fiksasyonun faydalı olacağı belirtilmiştir.

Cilasun ve ark (2006), taze koyun mandibulaları üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada sagittal split ramus osteotomisi sonrası absorbe olabilen

bikortikal vida fiksasyonu ve titanyum bikortikal vida fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. Koyun hemimandibulalarından 10 tanesini 2.0 mm polilaktik asit - poliglikolik asit bikortikal vidaları ters L konfigürasyonunda yerleştirerek, 10 tanesini 2.0 mm titanyum bikortikal vidaları ters L konfigürasyonunda 5 mm ilerletme sağlayacak şekilde yerleştirerek fikse etmişlerdir. Örnekler servohidrolik test cihazına ramusa 4 mm çapında bir rodla bağlanarak proksimal segmentin transvers düzlemde rotasyonuna izin veren bir parça ve distal segmenti immobilize eden vertikal parçası olan bir fiksasyon aygıtı ile bağlanmıştı. Çekme kuvveti uygulamak üzere 2 mm çapındaki çelik tel osteotominin vertikal komponentinin 1 cm distalinden geçecek şekilde yerleştirilmişti. Kuvvetin yönü çiğneme sırasında oluşan maksimum ısırma kuvvetini sağlayan vertikal kuvvet olarak belirlenmişti (Koolstra ve ark 1988). İlk olarak sistemdeki boşluğun alınması için 10 N'luk ön yükleme yapmışlar, sonrasında ölçümlere başlamışlardır. Her mandibulaya plastik deformasyon görülünceye kadar doğrusal vertikal kuvvet uygulanmıştır. Test boyunca yükleme-deplasman değerlerini dijital olarak kaydetmişler ve yük-deplasman grafiği oluşturmuşlardır. Mann-Whitney U testi kullanarak modellerin kırıldıkları maksimum kuvvetler, maksimum deplasman değerleri ve 20, 60, 120, 150 N kuvvet altında oluşan deplasman değerlerini karşılaştırmışlar ve iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. PLLA/PGA vida sisteminin sagittal split ramus osteotomisi sonrası yeterli seviyede bir fiksasyon stabilitesi sağladığını, titanyum vida-plak sistemlerinde olduğu gibi çıkarılması için ikinci bir cerrahi müdahale gerektirmediğinden tercih edilebileceğini bildirmişlerdir.

Özden ve ark (2006) yaptıkları in - vitro çalışmada 50 adet koyun hemimandibulasına sagittal split ramus osteotomisi uygulayarak 5 mm ilerletme yapmışlar ve her grupta 5 adet hemimandibula olmak üzere 10 farklı fiksasyon yöntemini biyomekanik olarak test etmişlerdir. A grubunu 1 adet bikortikal vida kullanarak, B grubu vertikal pozisyonda yerleştirilmiş 2 adet bikortikal vida kullanarak, C grubunu doğrusal pozisyonda yerleştirilmiş 2 adet bikortikal vida kullanarak, D grubunu alt sınıra yerleştirilen vida ve osteotomi hattı arasında 5 mm olacak şekilde konumlanan ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile, E grubunu alt sınıra yerleştirilen vida ve osteotomi hattı arasında 10 mm olacak şekilde konumlanan ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile, F grubunu 4 adet monokortikal vida ve miniplak kullanarak, G grubunu 2 adet monokortikal vida

ve proksimal taraftaki deliklere bikortikal vida yerleştirilmiş oblik konumlandırılan miniplak ile, H grubunu oblik yerleştirilmiş miniplak ve 4 adet monokortikal vida ile, I grubunu G grubuna ek olarak 1 adet bikortikal vida kullanılarak, J grubunu ise ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet rezorbe olabilen bikortikal vida ile fiks etmişlerdir. Hemimandibulaların hepsini 3 nokta biyomekanik test modeline yerleştirerek çiğneme kuvvetlerini taklit eden vertikal basma kuvveti uygulamışlardır. 3 mm deplasman oluşuncaya kadar doğrusal kuvvet uygulanmıştır. Yükleme/deplasman verilerini her örnek için dijital ortamda kaydetmişler, Mann whitney U testi ile ortalamaların ikili karşılaştırmasını yapmışlardır. En düşük stabilite bikortikal tek vida ile fiksasyon yapılan grupta görülmüştür. En yüksek biyomekanik stabilite ise ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile fiks edilen D grubunda görülmüştür. Ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida gruplarından titanyum ve rezorbe olabilen vidalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır. Mini-plak gruplarında ise en yüksek stabilite G grubunda görülmüştür. Sisteme eklenen bir bikortikal vidanın (I grubu) stabiliteyi artırdığı görülmüştür. En yüksek stabilitenin görüldüğü D ve I gruplarında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yaptıkları çalışmada, koyun mandibulasının insan mandibulasına şekil, boyut ve yapı olarak benzemesi, ve organik bir yapı olarak benzer havers sisteminin bulunması nedeniyle koyun mandibulasını seçtiklerini belirtmişlerdir. Çiğneme sırasında oluşan mandibula hareketlerinin henüz tam olarak anlaşılamadığını, mandibula hareketlerini 3 boyutlu taklit eden bir mekanizmanın oluşturulmasının zor olduğunu belirtmişler, çiğneme sistemini en iyi şekilde taklit etmek üzere daha önce Armstrong ve arkadaşları tarafından geliştirilen 3 nokta biyomekanik test modelini kullanmışlardır. Sagittal split ramus osteotomisinde cerrahi öncesi fonksiyonlara geri dönüşün hızlı olması, beslenmenin bozulmaması, havayolunun korunması ve relapsı engellemek için rijit internal fiksasyon tercih edildiğini fakat bu yöntemde nörovasküler yapılara zarar verme ihtimalinin göz ardı edilemeyeceğini bildirmişlerdir. Bu dezavantajı yüzünden monokortikal vida ve plakların tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. Bir adet bikortikal vida ile fiks edilen grupta en düşük stabilitenin görüldüğünü, bu yöntemin plak-monokortikal vida ya da intermaksiller fiksasyon gibi ilave yöntemlerle birlikte kullanılırsa stabilitenin artabileceğini bildirmişlerdir. İki adet bikortikal vida ile fiks edilen gruplarda vertikal olarak yerleştirilen grupta stabilizasyonun üst sınıra lineer

yerleştirilen iki bikortikal vida grubuna göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Oblik ya da horizontal yerleştirilen mini-plak grupları ve lineer yerleştirilen 2 adet bikortikal vida grubunun stabiliteleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. 2 adet bikortikal vida vertikal yerleştirilerek fikse edilen grupta vidalardan birinin inferiorda konumlanması stabiliteyi artırmıştır. Oblik veya horizontal yerleştirilen mini-plak grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında oblik yerleştirilen mini-plak grubunda daha yüksek stabilite izlenmiştir. 2 adet bikortikal vida ve 2 adet monokortikal vida ile oblik yerleştirilmiş miniplak grubunda ise horizontal olana ve 4 adet monokortikal vida ile oblik ya da horizontal yerleştirilen mini-plaklara göre daha yüksek stabilite değerleri ölçülmüştür. Çalışmadan elde ettikleri sonuçlara göre en yüksek mekanik stabilitenin ters L konfigürasyonunda yerleştirilen vidalarla sağlanabileceğini, mandibulanın inferior sınırına 1 adet bikortikal vidanın yerleştirilemeyeceği ya da inferior alveolar sinir hasarı olabileceği düşünülen durumlarda ise 2 adet bikortikal ve 2 adet monokortikal vida ile oblik yerleştirilen mini-plak fiksasyonunun tercih edilebileceğini belirtmişlerdir.

Oğuz ve ark (2011) 20 adet koyun hemimandibulası üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada sagittal split ramus osteotomisini takiben yapılan standart miniplak vida fiksasyonu ve kilitli miniplak vida fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. 5 mm ilerletme yaptıkları 10 adet koyun hemimandibulasını dört delikli 2.0 mm titanyum miniplakla, diğer 10 adet hemimandibulayı ise kilitli dört delikli 2.0 mm miniplak ve vidalarla fikse etmişlerdir. Her örneği standart bir fiksasyon aracıyla servohidrolik test cihazına bağlamışlar ve 0-140 N arasında doğrusal kuvvet uygulamışlardır. 20, 60, 120 ve 140 N kuvvet altındaki deplasman değerlerini karşılaştırmışlar ve sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmadığını görmüşlerdir. Yaptıkları çalışmada temel eksikliğin ise mandibulanın kompleks bilateral hareketlerini tek tip doğrusal kuvvetle değerlendirememek olduğunu bildirmişlerdir.

Ribeiro ve ark (2012) 30 adet poliüretan mandibula modelinde sagittal split ramus osteotomisi yaparak 4 mm ilerletme yapmışlar ve her grupta 5 örnek üzerinde 6 farklı fiksasyon tekniğini karşılaştırmışlardır. 1. grubu standart 4 delikli miniplakla, 2. grubu kilitli 4 delikli miniplakla, 3. grubu standart 6 delikli miniplakla, 4. grubu kilitli 6 delikli miniplakla, 5. grubu Y şekilli 6 delikli standart miniplakla, 6. grubu Y şekilli 6 delikli kilitli miniplakla fikse etmişler ve örneklerle daha önce Armstrong ve ark.

Kullandığı 3 nokta modeli ile basma kuvveti uygulamışlardır. Üç nokta modelinde A noktası kondil ve mandibulanın posterior bölgelerindeki rezistansını, B noktası vertikal kuvvet rezistansını, C noktası ise anterior mandibula bölgesinde rezistans kuvvetini simule etmektedir. Fragmanlarda 3 mm deplasman oluşuncaya kadar B noktasından bir instron cihazı ile doğrusal basma kuvveti uygulamış, bu noktada her örnekte kompresif yükleme miktarını kaydetmişlerdir. İstatistiksel analiz yapıldıktan sonra Tukey testi ile çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Uygulanan kuvvet karşısında en yüksek stabilitenin 6. grupta (Y şekilli 6 delikli kilitli miniplak) görüldüğünü, bu grubu sırasıyla 5. grup (Y şekilli 6 delikli standart miniplak), 2. Grup (kilitli 4 delikli miniplak), 1. Grup (standart 4 delikli miniplak), 4. grup (kilitli 6 delikli miniplak), ve 3. grubun (standart 6 delikli miniplak) takip ettiğini bildirmişlerdir. Sonuçlara göre düz plaklarda artan delik sayısının stabiliteyi artırmadığını, grup 3-4'ün stabilitesinin grup 1-2'ye göre düşük olduğunu, Y şeklinde dizayn edilmiş plaklarda ise belirgin stabilite artışı olduğunu bildirmişlerdir. Tukey testinin sonuçları değerlendirildiğinde, kilitli Y şekilli miniplak fiksasyonu ile 4 delikli standart miniplak, 6 delikli standart miniplak veya 6 delikli kilitli miniplak arasında belirgin fark olduğunu, kilitli Y şekilli miniplak ile standart Y şekilli miniplak veya kilitli 4 delikli miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Kilitli ve standart sistemler karşılaştırıldığında ise sadece 6. Grup (Y şekilli 6 delikli kilitli miniplak) ile 1. Grup (standart 4 delikli miniplak) ve 3. Grup (standart 6 delikli miniplak) arasında fark olduğu, diğer grupların istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Rezistansı en yüksek 3 grup değerlendirildiğinde ikisinin kilitli (2. Ve 6. Grup) diğerinin standart olduğu (5. Grup) bildirilmiştir. Bikortikal vidaların pasif yerleştirilmediği durumlarda proksimal kemik segmentinde lateral deplasmana sebep olması ve eklem normal anatomisini etkilemesi nedeniyle yeni trendin monokortikal vida ve plak fiksasyonu olduğunu belirtmişlerdir. Kemik segmentinin deplasmanının ayrıca inferior alveolar sinir ve mandibular diş köklerinde hasar oluşabileceğine değinmişlerdir. Bikortikal vida fiksasyonu tekniğinin deneyimli kişilerce dikkatlice uygulanması komplikasyon riskini düşürebileceğini, monokortikal vida ve plak fiksasyonunun tercih edilen yöntem olması nedeniyle monokortikal fiksasyon alternatiflerinin yaygınlaşmasının önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Yine Ribeiro J. ve ark tarafından (2010) yapılmış bir çalışmada iki miniplak-monokortikal vida fiksasyonu ve hibrit fiksasyonu tek bir miniplak-monokortikal vida fiksasyonundan çok daha retantif bulunmuştur. Fakat 2 adet plak kullanımı hem maliyeti yükseltmekte, hem de dokuya implante edilen materyal miktarını ve beraberinde getirdiği riskleri artırmaktadır. 2012’de yaptıkları çalışmayla metodolojilerinin benzer olduğunu ve grupların birbirleriyle karşılaştırılabileceğini, Y şekilli miniplakların 2 adet düz miniplak ve bikortikal vida kullanılarak yapılan hibrit fiksasyon kadar stabil olmadığını fakat 4 ve 6 delikli düz miniplaklar kadar ise düşük stabilite sağlamadığını bildirmişlerdir. Her iki çalışmanın sonuçlarını değerlendirdiklerinde çift Y şekilli kilitli miniplakların konvansiyonel 4-6 delikli miniplaklara göre daha iyi stabilite sağladığı ve mandibular kemik segmentlerinin deplasmanını önlediği sonucuna varmışlardır.

Oğuz ve ark (2015) sagittal split ramus osteotomisi ile 5 mm ilerletme yaptıkları 60 poliüretan hemimandibulada 6 farklı fiksasyon yönteminin stabilitesini değerlendirdikleri biyomekanik bir çalışma yapmışlardır. Birinci gruptaki modelleri iki adet 4 delikli mini-plakla, ikinci grubu bir adet 4 delikli plakla, üçüncü grubu bir adet 4 delikli mini-plak ve bir adet bikortikal vida ile, dördüncü grubu grid mini-plakla, beşinci grubu dört delikli kilitli mini-plakla, altıncı grubu ise altı delikli mini-plakla fikse etmişler ve biyomekanik test için servohidrolik cihaza örnekler sabit bir şekilde yerleştirilmiştir. İki nokta modeli kullandıkları çalışmada premolar bölgesinden doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Distal segmentin 1, 3 ve 5 mm hareket etmesine yol açan kuvvetleri dijital ortamda kaydetmişlerdir. 1, 3 ve 5 mm deplasmana neden olan kuvvet değerleri açısından gruplar değerlendirildiğinde en yüksek stabilitenin dört delikli miniplak ve bir adet bikortikal vida ile fikse edilen grupta görüldüğünü, sonrasında sırasıyla grid mini-plak grubu, iki adet 4 delikli plak grubu, kilitli dört delikli mini-plak grubu, 6 delikli mini-plak grubu ve son olarak da bir adet 4 delikli mini-plak grubunun geldiğini belirtmişlerdir.

Oliveira ve ark (2016) 60 adet sentetik hemimandibula üzerinde yaptıkları çalışmada distal segmente saat yönünün tersine rotasyon hareketi uygulayarak 6 farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlardır. Her birinde 10 adet örnek bulunan gruplar sırasıyla; dört delikli düz mini plak ve vidalar, altı delikli düz mini plak ve vidalar, iki adet dört delikli plak ve vidalar, sekiz delikli plak ve vidalar, dört delikli düz plak ve

vidalarla birlikte bikortikal vida ve dört delikli kilitli plak sistemleri kullanılarak fikse edilmiştir. 1 mm, 3 mm ve 5 mm deplasman değerlerinde uygulanan kuvvetler karşılaştırıldığında iki adet dört delikli plak ve vida sistemi ile fikse edilen örnekler kuvvetlere karşı daha iyi direnç göstermiştir.

Klein ve ark (2017) 60 adet poliüretan hemimandibula üzerinde bizim çalışmamıza benzer bir gruplama yapmışlardır. İlk grupta mandibular distal segment 10 mm ilerletilerek mini plak ve vida sistemi, iki adet mini plak ve vida, geleneksel düz plak ve kilitli plak ile fiksasyon yapılmıştır. Diğer grupta ise aynı sistemler 10 mm ilerletme ile birlikte distal segment saat yönünün tersine 20 derece döndürülerek kullanılmıştır. Üç nokta biyomekanik test yöntemiyle modellerde 3 mm deplasman görülünceye kadar kuvvet uygulanmıştır. Yalnızca ilerletme yapılmış olan ilk grup öngörüldüğü gibi çok daha stabil sonuçlar vermiştir. Alt gruplar içerisinde ise iki adet dört delikli mini plak ve vida sisteminin en stabil fiksasyon yöntemi olduğu görülmüştür.

Rodriquez ve ark (2018) 50 adet sagittal split ramus osteotomisi yapılmış hemimandibula üzerinde yaptıkları çalışmada 10 mm ilerletme yapılmış segmentleri 5 farklı yöntem ile fikse etmişlerdir. 3 boyutlu özel olarak üretilmiş fiksasyon sistemi, 2 adet dört delikli mini plak, 2 adet 6 delikli mini plak, dört delikli mini plak ve bikortikal vida, ve 3 adet bikortikal vida kullanılarak sabitlenmiş modeller doğrusal ve sabit hızda kuvvet uygulayan biyomekanik test cihazına yerleştirilmiştir. Beklenen sonuçların aksine, tolere edilebilir deplasman değerlerinde teste tabi tutulmuş bütün fiksasyon yöntemleri birbirine benzer ve başarılı stabilite değerleri göstermiştir.

Rodriquez ve ark (2019) yine benzer konuda yaptıkları farklı bir çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanarak üç farklı fiksasyon yönteminin stabilite ve stres dağılımını incelemişlerdir. 3 boyutlu olarak üretilmiş hemimandibula modellerinin distal segmentleri 10 mm ilerletilerek 4 delikli iki adet mini plak, 8 vidayla sabitlenen özel olarak üretilmiş bir adet mini plak ve 6 delikli iki adet mini plak ile sabitlenmiş 3 adet grup oluşturulmuştur. Modellere 100 N dikey bir kuvvet uygulanarak gerilim değerleri ölçülmüştür. Çalışma sonucunda maksimum asal stres verileri üç grup için de benzer bulunmuştur. Bu sonuç, özel olarak üretilen plakların günümüzde kullanılan standart mini plak sistemlerine bir üstünlük sağlamadığını ve mevcut sistemlerin mandibular ileri ilerletmelerde de güvenle kullanılabileceğini göstermiştir.

Kuik ve ark (2020) yaptıkları in-vitro çalışmada 80 adet poliüretan model üzerinde mandibulanın 10 mm ve 15 mm gibi ileri seviyede ilerletilmesi gerekliliğinde kullanılabilecek fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. İlk grupta sagittal split ramus osteotomisi sonrası 10 mm ilerletme sağlanarak bikortikal vida ve miniplak sistemleri karşılaştırılmıştır. Diğer grupta da 15 mm ilerletme sonrası aynı şekilde sistemlerin stabilitesi iki nokta biyomekanik test cihazıyla karşılaştırılmıştır. Çalışmamızla benzerlik gösteren 10 mm ilerletme durumunda 3 adet bikortikal vida ile fiksasyon en stabil sonuçları vermiştir. 15 mm ilerletildiğinde 2 adet miniplak ile fiksasyonun daha stabil olduğu görülmüştür.

Carvalho ve ark (2021) 56 adet poliüretan hemimandibula üzerinde yaptıkları çalışmada modelleri distal segment 11 mm ilerletilmiş 60 derecelik saat yönünde rotasyon hareketi yaptırılmış şekilde 4 farklı yöntemle fikse etmişlerdir. Çift H plak, iki adet mini plak, mini plakla birlikte bikortikal vida ve ters-L şeklinde yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida ile gruplandırılarak fikse edilmiş modeller doğrusal kuvvet testine tabi tutulmuştur. Çalışma sonucunda mini plak ve bikortikal vidanın kullanıldığı hibrit grup modelleri çok daha stabil sonuçlar vermiştir.

Can ve ark (2021) sonlu elemanlar analizi ile beş farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlardır. Çalışmada 10 mm mandibular ilerletmeyle birlikte saat yönünün tersine rotasyon hareketinin stabilitesi ve stres dağılımı değerlendirilmiştir. İlk gruptaki modellerde distal fragman 10 mm ilerletilmiş, diğer grupta ise 10 mm ilerletme ile birlikte saat yönünün tersine 10 derecelik rotasyon yaptırılmıştır. Fiksasyon için sırasıyla; bir adet mini plak, iki adet mini plak, bir adet mini plakla birlikte bikortikal vida, düz planda yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida ve ters- L şeklinde yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida kullanılmıştır. Stabilite ve stres dağılımını değerlendirmek için modellerin her birine mandibulanın alt kenarından 45 derecelik açıyla toplam 120 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonucunda fragmanların temasının fiksasyon stabilitesinde önemli rol oynadığı, saat yönünün tersine rotasyon hareketinin stabiliteyi azalttığı, iki mini plak, ters- L şeklinde yerleştirilmiş bikortikal vidalar ve mini plakla beraber yerleştirilmiş bikortikal vidaların güvenilir stabilite değerleri sağladığı görülmüştür.

Çalışmamızdaki veriler yorumlanırken dikkate alınması gereken üç faktör bulunmaktadır. İlk olarak, çalışmamız remodeling ve turnover mekanizması olan bir

diğer deyişle iyileşme yeteneği olan canlı bir kemik üzerinde yapılmamıştır. İkincisi, sagittal split ramus osteotomisi gerçek hastalar üzerinde yapıldığında, operasyon sonrası hastalara genellikle birkaç hafta boyunca IMF uygulanarak mandibula hareketleri kısıtlanabilir. Buna ek olarak operasyon sonrası iyileşmenin ilk dönemlerinde hastalara sıvı veya çiğneme gerektirmeyen gıdalardan oluşan bir diyet önerilebilmektedir. Üçüncü olarak, yalnızca kuvvetlerin büyüklüğü bir osteotominin stabilitesinin mutlak belirleyicisi değildir. Mandibulanın biyomekanik davranışı çok faktörden etkilendiği için oldukça karmaşık bir düzene sahip olduğundan mandibulanın biyomekanik davranışını in vitro olarak taklit etmek mümkün olamamaktadır. Bundan dolayı, mandibula üzerinde uygulanan in vitro kuvvet deneyleri, deneyin uygulanabilirliğini ve standardizasyonunu sağlamak amacıyla sadeleştirilmektedir. Mandibulanın düzensiz ve homojen olmayan yapısı göz önüne alındığında, daha az fizyolojik olmasına rağmen, 2 nokta biyomekanik deney modelini uygulaması çok daha kolaydır. Mandibulanın biyomekanik davranışına en uygun biyomekanik deney modeli konusunda fikir birliği olmadığından, çalışmalarda kullanılan farklı biyomekanik deney modellerinin birbirleri üzerinde bir üstünlükleri olduğu söylenemez.

Sunulan çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde yukarıda birçok örnekle özetlenmiş literatüre tezat oluşturan herhangi bir sonuçla karşılaşmamıştır. En yüksek stabilite değeri tolere edilebilir deplasman miktarlarında hibrit grubunda (Grup 5) ölçülmüştür. Bahsedilen 1mm-3mm aralığında tolere edilebilir deplasman değerlerinde bu grubu ters-L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida grubu (Grup 4) ve lineer olarak üst sıraya yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida ile fikse edilmiş grup (Grup 3) izlemektedir. Ardından daha düşük kuvvetlere dayanıklılık göstermek suretiyle iki adet 4 delikli mini-vida ile fikse edilmiş grup (Grup 2) ve 4 delikli bir adet minivida ile fikse edilmiş grup (Grup 1) takip etmektedir. İstatiksel olarak anlamlı bir sonuç olmasa da monokortikal plak sayısının artışının stabiliteyi beklenen düzeyde artırmadığı görülmüştür.

Sunulan çalışmanın sonuçları ve konuyla ilgili literatür dikkate alındığında deneysel biyomekanik çalışmaların klinisyen için sert doku iyileşmesinin tamamlandığı dönemde yol gösterici olduğu söylenilebilir. Uzun dönem stabiliteyi değerlendirmek için ise fiksasyon sistemlerinin karşılaştırıldığı iyi planlanmış, prospektif ve somut şekilde standardize edilerek karşılaştırılmış klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Erken

dönem yeterli stabiliteyi sağlayan ve fizyolojinin olabildiğince korunduğı fiksasyon modellerinin geliştirilmesi ve kullanılması řu anki bilgilerimizle başarının anahtarı gibi görünmektedir.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın istatistik verileri ve limitasyonları değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuç ve önerilere ulaşılmıştır;

1. Üst kenarda bir adet bikortikal vida ve alt sınırdaki bir adet 4 delikli mini-vida ile fikse edilmiş hibrit grup sagittal split ramus osteotomisi sonrası tolere edilebilir deplasman değerlerinde en yüksek stabilitede fiksasyon sağlamaktadır. Bununla beraber monokortikal ve bikortikal sistemlerin avantajlarını bir araya getirmektedir. İntermaksiller fiksasyon ihtiyacını ortadan kaldıran rijit internal fiksasyon, mandibular fonksiyonların erken dönemde geri dönmesini sağlayabilir. Bununla birlikte, rijit internal fiksasyon ile postoperatif dönemde kondil pozisyonunun değişmesine bağlı eklem sorunları, minör okluzal uyumsuzlukların giderilmesinde sıkıntılar ve nörovasküler demetin fragmanlar arasında sıkışması ile ilişkili duyuşsal sorunlar yaşanabileceği akılda tutulmalıdır. Ayrıca özellikle bikortikal vidaların transkutanöz olarak uygulanması gerekliliği fasiyal sinir hasarı potansiyeli ve nonestetik skar dokusu oluşması gibi dezavantajları beraberinde getirir.
2. Tolere edilebilir deplasman değerlerinde en iyi stabilizasyon gösteren gruplar hibrit grubu takiben sırasıyla ters –L konfigürasyonunda yerleştirilen üç adet bikortikal vida ile fikse edilmiş grup ve üst kenara lineer olarak yerleştirilmiş üç adet bikortikal vida ile fikse edilen grup olmuştur. Bikortikal sistemlerin ekonomik açıdan da avantajlı olduğu akılda tutulmalıdır. Bahsedilen en iyi stabiliteyi sağlayan bu üç grup için dikkat edilmesi gereken temel nokta bikortikal vidaların yerleştirilmesi esnasında gösterilmesi gereken titizliktir. Vidalar doğrusal olarak konumlandırılmalı; mandibulanın her iki fragmanının kortikal tabakalarının geçildiğine emin olunmalıdır. Daha da önemli bir nokta ise mandibuler sinir hasarı riskidir. Kemik yüksekliği yeterli seviyede görülmediyse ya da anatomik olarak vidalara uygun bir boşluk yoksa monokortikal sistemler tercih edilmelidir.
3. Çalışmada test edilen tüm monokortikal vida ve plak sistemleri rijit fiksasyon için standart kabul edilen pozisyonel bikortikal vida sistemlerine göre daha az

stabildir. Daha düşük stabilite değerlerine sahip olmakla birlikte iki adet 4 delikli mini-plakla fiks edilen grup, plastik deformasyona karşı daha iyi direnç sağlamıştır. Stabilite sıralamasında kayda değer bir fark yaratmayan bu durum; mini-plak sayısının artışının kabul edilebilir deplasman değerlerinde bir avantaj sağlamadığını göstermektedir. Daha önceki çalışmalarda, bu denli stabilite farkı ortaya konmamıştır. Bu fark monokortikal plakların bar uzunluğunun 12 mm olmasıyla ilgili olabilir. 8 mm uzunlukta kullanıldığında bükülme mukavemeti artabilir. Bu nokta başka bir araştırmanın konusu olmakla birlikte, ileri ilerletme ve saat yönünün tersine rotasyon hareketinde muhakkak en dirençli plaklar tercih edilmelidir.

4. Üç milimetre deplasmanın klinik olarak başarıyı etkilemeyen sınır değer olduğu düşünüldüğünde bu çalışmada kullanılan tüm materyal ve metotlar kullanılabilir görünmektedir. Bununla birlikte, 7 mm'den fazla ilerletme gerektiren ya da ilerletmeyle birlikte saat yönünün tersi yönde rotasyona ihtiyaç duyulan nüks potansiyeli yüksek ve bizim çalışmamızda söz konusu olan olgularda rijit fiksasyon yöntemlerinden birinin ya da literatürde bahsi geçen hibrit sistemlerin tercih edilmesi, özellikle tek bir monokortikal plak vida sisteminden kaçınılması yararlı olacaktır.
5. Çalışmamızı özgün ve güvenilir kılan en önemli faktörlerden birisi, servohidrolik test cihazında kullanılan modellerin tarafımızca tüm üretim aşamaları bilinerek gerçeğe en yakın materyal ile tamamen standardize bir şekilde üretilmiş olmasıdır. Bu yöntem ile gerçek kemiklerde karşılaşılan anatomik farklılıklar sorunu ortadan kaldırılmıştır.
6. Kullanılan iki nokta test cihazı, vertikal yüklemede klinik durumu büyük oranda taklit etmiştir ve materyallerin istenilen kuvvet aralığında değerlendirilmesine imkan sağlamıştır.

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**; 2(2):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**; 2: 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, **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 *Semin Orthod*, **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. **Grabbs 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 OrthodDentofacial 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. n, **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 beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformaten 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.. In vitro 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 mandibularprognathism using the sagittal split ramus osteotomy and fixation with poly-Llactic 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 Obwegwer-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 al. Tissue response to polyglycolide and polylactide pins in cancellous bone. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1998; 117: 197.
86. Vasenious 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, Garreau H. Resorbable materials in medicine. *J. Control Release*, 1991; 16:15.
88. Von Oepen R, Michaeli W. Resorbable materials in medicine. *Clin. Mater*, 1992; 10:21.
89. Pietrzak WS, Sarver DR, Verstynen ML. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon. *J Craniofac Surg*, 1997; 17:87.
90. Pietrzak WS, Sarver DR, Verstynen ML. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon. *J Craniofac Surg*, 1997; 17:90.
91. Pistner H. et al. 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 L, 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. Polyglycolic acid prosthetic devices. US Patent 1969; 3:463 158.
95. Cutright DE, Hunsuck E, Beasley JD. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J. Oral Surg*, 1971; 29: 393–397.
96. Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, 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 DK, Reed AM. Biodegradable polymers for use in surgery polyglycolic/poly(lactic acid) homo- and copolymers, 1979; 20: 1459-1465.
99. Vert M, Christel P, Chabot F, Leray J. Bioresorbable plastic materials for bone surgery. In: *Macromolecular Biomaterials*, Ed.:Hastings GW, Ducheyne P, Florida, CRC Press, 1984; 119–142.
100. Kademani D, Rombach DM, Quinn PD. 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 FR, Bos RRM, Pennings AJ, Jansen HWB. Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor: an animal study. *J. OralMaxillofac Surg*, 1990; 48: 1305–1309.
102. Getter L, Cutright DE, Bhaskar SN, Augsburg JK. A biodegradable intraosseous appliance in the treatment of mandibular fractures. *J. Oral Surg*, 1972; 30: 344–348.
103. Bos RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Jansen HW (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 RR, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Jansen HW (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. Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg*, 1961; 19: 42-7.
107. Finn R, Throckmorton G, Bell W, Legan H, 1980. Biomechanical considerations in the surgical correction of mandibular deficiency. *J Oral Surg*, 1965; 38(4): 257-64.
108. Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1988; 17(6): 371-6.
109. Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijts T, Van't Hof M. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year followup: Part I. Clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2004; 33(5): 433-41.
110. Choi BH, Min YS, Yi CK, Lee WY. A comparison of the stability of miniplate with bicortical screw fixation after sagittal split setback. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000; 90(4): 416-9.
111. Chung IH, Yoo CK, Lee EK, Ihm JA, Park CJ, Lim JS, Hwang KG. Postoperative stability after sagittal split ramus osteotomies for a mandibular setback with monocortical plate fixation or bicortical screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008; 66(3): 446-52.

112. Ghang MH, Kim HM, You JY, Kim BH, Choi JP, Kim SH, Choung. Threedimensional mandibular change after sagittal split ramus osteotomy with a semirigid sliding plate system for fixation of a mandibular setback surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2013; 115(2): 157-66.
113. Roh YC, Shin SH, Kim SS, Sandor GK, Kim Y-D. Skeletal stability and condylar position related to fixation method following mandibular setback with bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*, 2014; 42(8): 1958-63.
114. Sato F, Asprino L, Noritomi P, da Silva J, de Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012; 41(8): 934-41.
115. Al-Moraissi E, Ellis E. Stability of bicortical screw versus plate fixation after mandibular setback with the bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2016; 45(1): 1-7.
116. Matsushita K, Inoue N, Totsuka Y. In vitro biomechanical evaluation of the effect of an additional L-shaped plate on straight or box plate fixation in sagittal split ramus osteotomy using a bioabsorbable plate system. *Oral Maxillofac Surg*, 2011; 15(3): 139-46.
117. Olivera LBD, Manzato AJ, Guerra FLB, Arnett GW. Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *J Appl Oral Sci*, 2012; 20(4): 419-26.
118. Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012; 70(4): 941-51.
119. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg*, 2010; 68(1): 160-6.
120. Albougha S, Darwich K, Darwich M, Albogha M. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2015.
121. Ellis E, Gallo WJ. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 1986; 44(7): 509-15.
122. Foley W, Beckman T. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J adult Orthod Orthog Surg*, 1991; 7(3): 147-51.
123. 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(12): 1374-83.
124. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*, 1997; 55(5): 489-94.
125. Maurer P, Knoll W-D, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*, 2003; 31(5): 284-9.
126. 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.

127. Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijns T, van't Hof M. Stabilisation of sagittal split set-back osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with 2-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2005; 34(5): 487-94.
128. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005; 63(9): 1317-24.
129. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam 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): 534-7.
130. Özden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2006; 35(9): 837-41.
131. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 67(4): 809-17.
132. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008; 66(8): 1634-43.
133. Pereira Filho VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MF, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2013; 42: 316-320.
134. Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2000; 11: 123-136.
135. Wong RC, Tideman H, Kin L, Merckx MA. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010; 39: 313-319.
136. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol*, 1992; 88: 69-96.
137. Rudderman RH, Mullen RL, Phillips JH. The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. *Plast Reconstr Surg*, 2008; 121: 596-607.
138. Ribeiro-Junior P, Magro-Filho O, Shastri K, Papageorge M. 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.
139. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 2010; 68(4): 724-30.
140. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2011; 49(2): 135-7.
141. Hwang JM, Baek SH, Choi JY. Effect of number and geometry of resorbable screws on biomechanical stability of in vitro model with sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012; 23(2): 363-6.
142. Ribeiro-Junior P, Magro-Filho O, Shastri K, Papageorge M. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012; 41(11): 1369-73.

143. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2012; 114(5): 60-8.
144. Matsushita Y, Nakakuki K, Kosugi M, Kurohara K, Harada K. Does Intraoral Miniplate Fixation Have a Good Postoperative Stability After Sagittal Splitting Ramus Osteotomy? Comparison With Intraoral Bicortical Screw Fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 2015.
145. Oguz Y, Watanabe E, Reis J, Spin-Neto R, Gabrielli M, Pereira-Filho V. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2015.
146. Oh JS, Kim SG. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015; 43(2): 186-91.
147. Komori E, Aigase K, Sugisaki M, Tanabe H. Skeletal fixation versus skeletal relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92(5): 412-21.
148. Ellis E, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1988; 94(1): 38-49.
149. Bell WH. *Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery*, WB Saunders Company, 1992.
150. Schmoker R, Spiessl B, Gensheimer T. Functionally stable osteosynthesis and simulography in sagittal osteotomy of the ascending ramus. A comparative clinical study. *Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde, Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie/SSO*, 1976; 86(6): 582-605.
151. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg*, 1989; 47(7): 720-3.
152. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994; 52(1): 45-8.
153. Fujioka M, Fujii T, Hirano A. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: Biocortical versus monocortical osteosynthesis. *Cleft Palate Craniofac J*, 2000; 37(6): 551-5.
154. Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijts T, van't Hof M. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year followup: Part II. Radiographic parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2004b; 33(6): 535-42.
155. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 67(2): 301-13.
156. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2011; 111(1): 58-63.
157. Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Pereira-Filho VA. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2015.

158. Sato FRL, Asprino L, Moreira RWF, de Moraes M. Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg*, 2014; 42(5): 224-9.
159. Sener I, Arc S, Bereket C, Tek M. In vitro biomechanical evaluation of modified plating techniques for bilateral sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012; 23(5): 1573-6.
160. Bouwman JP, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg® screws, champy® miniplates, and biofix®(biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1994; 23(1): 46-8.
161. Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 1998; 56(9): 1055-8.
162. 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.
163. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 1989; 47(3): 277-80.
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*, 1992; 50(12):1295-1299.
165. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg A. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2001; 39(4): 266-8.
166. 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.
167. 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.
168. 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.
169. Fuente CA. Estabilidad a largo plazo con placas absorbibles para fijación interna en cirugía ortognática. *Cir Ciruj*, 2003; 71: 93-9.
170. 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.
171. 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.
172. Licéaga RR. Nuevas tecnologías en cirugía maxilofacial. *Rev Hosp Jua Mex*, 2005; 72 (1): 33-36.
173. 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.

174. 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.
175. Kuik K, Ho JPTF, Ruiter MHT, Klop C, Kleverlaan CJ, Lange J, Hoekema A. Stability of fixation methods in large mandibular advancements after sagittal split ramus osteotomy: an in vitro biomechanical study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2021; 59:466–471.
176. Klein GBG, Mendes GCB, Ribeiro Junior PD, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2017; 46(11): 1387-1393.
177. De Oliveira LB, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Oguz Y, Pereira-Filho VA. Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2016; 54(5): 573-8.
178. Rodriguez EAS, Medeiros RC, Goulart DR, Azevedo VLB, Olate S, Barbosa JRA. Comparative evaluation of different fixation techniques of the sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements: Mechanical testing and screw insertion torque. *J Craniomaxillofac Surg*, 2018; 46(12): 2082-2087.
179. Can S, Basa S, Varol A. Comparison of bicortical, miniplate and hybrid fixation techniques in mandibular advancement and counterclockwise rotation: A finite element analysis study. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 2021 April.
180. Rodriguez EAS, Caldas RA, Goulart DR, Moraes PH, Olate S, Barão VAR, Barbosa JRA. Comparative evaluation of different fixation techniques for sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements. Part two: Finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2019; 47(7): 1015-1019.
181. Carvalho PHM, Oliveira SS, Favaro M, Sverzut CE, Trivellato AE. Which type of method shows the best mechanical behavior for internal fixation of bilateral sagittal split osteotomy in major advancements with clockwise rotation? Comparison of four methods. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 2021; 25: 27–34.