T.C
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Nurdan KAFALI ÜNSAL

**DOKTORA TEZİ**

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**Danışman**

**Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ**

**KONYA-2016**

T.C
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE KULLANILAN FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Nurdan KAFALI ÜNSAL

**DOKTORA TEZİ**

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**Danışman**

**Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **12202030** proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2016**

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini, zamanını benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ'a,

Tez çalışmamda emeği geçen, bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Hacı SAĞLAM'a,

Hayatımın her anında desteklerini ve sonsuz sevgilerini yanımda hissettiğim annem Ayşe KAFALI'ya, babam Ali KAFALI'ya,

Tezimin her aşamasında bana yardımcı olan ve hayatımı güzelleştiren kardeşim ve arkadaşım Seda KAFALI'ya

Sevgisini, desteğini ve güvenini hep hissettiren eşim Alkın ÜNSAL'a,

Herşeyi daha anlamlı ve güzel kıldığı için oğlum Aras Erdem ÜNSAL'a

**sonsuz teşekkürlerimi sunarım…**

**İÇİNDEKİLER:**

SİMGELER VE KISALTMALAR .....vi

**1. GİRİŞ** .....1

1.1. Genel Bilgiler.....1

1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi .....1

1.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisi Tekniği.....8

1.4. Sagittal Split Ramus Osteotomiside Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri.....12

**2. GEREÇ ve YÖNTEM**.....23

2.1. Örneklerin Hazırlanması.....23

2.2. Cerrahi Yöntem.....24

2.3. Deney Grupları.....26

2.4. Deney Düzeneği.....31

2.5. Biyomekanik Test .....32

**3. BULGULAR**.....35

3.1. Deplasman Verileri .....35

3.2. İstatiksel Analiz.....42

**4. TARTIŞMA**.....50

**5. SONUÇLAR**.....75

**6. KAYNAKLAR**.....77

**7. EKLER**.....82

**8. ÖZGEÇMİŞ** .....83

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

BSSRO: Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomisi

IVRO: İntraoral Vertikal Ramus Osteotomisi

N: Newton

mm: Milimetre

SSRO: Sagittal Split Ramus Osteotomisi

TME: Temporomandibular Eklem

RİF: Rijit İnternal Fiksasyon

# ÖZET

T. C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Yöntemlerinin Deneysel Olarak Karşılaştırılması**

**Nurdan KAFALI ÜNSAL**
**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı**

**DOKTORA TEZİ / KONYA-2015**

Sagittal split ramus osteotomisi mandibulanın hipoplazi, hiperplazi, asimetri gibi kazanılmış veya konjenital deformitelerinin düzeltilmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Osteotomi sonrası yeniden konumlandırılan segmentlerin fiksasyonu ise yapılan işlemin başarısını doğrudan etkilemektedir. Bu konuda deneysel ve kliniğe yönelik birçok araştırma yapılmasına rağmen herkes tarafından kabul gören ideal bir fiksasyon yöntemi henüz belirlenememiştir.

Bu tez çalışmasında sagittal split ramus osteotomisi sonrası uygulanan altı farklı fiksasyon yöntemi deneysel olarak karşılaştırılmıştır. 36 adet taze koyun hemimandibulasına sagittal split ramus osteotomisi yapılmış, sonrasında ilk deney grubunda 6 adet hemimandibula 3 adet 13 mm uzunlukta 2.0 mm çapında bikortikal vida ters L konfigürasyonunda yerleştirilerek, ikinci grup 3 adet 13 mm uzunlukta 2.0 mm çapında bikortikal vida üst sınıra doğrusal pozisyonda yerleştirilerek, üçüncü grup 2 adet 13 mm uzunlukta 2.0 mm çapında bikortikal vida üst sınıra doğrusal pozisyonda yerleştirilerek, dördüncü grup sagittal split osteotomisi için dizayn edilmiş miniplaklar ve 6 adet 2.0 mm çapında 6 mm uzunluğunda monokortikal vidalar kullanılarak, beşinci grup sagittal split ramus osteotomisi için özel olarak dizayn edilmiş sliding plaklar ve 8 adet 2.0 mm çapında 6 mm uzunluğunda monokortikal vidalar kullanılarak, altıncı grup ise standart miniplaklar ve 6 adet 2.0 mm çapında 6 mm uzunluğunda monokortikal vidalar kullanılarak fikse edilmiştir. Bütün örnekler bir deney aygıtı kullanılarak servohidrolik test cihazına bağlanmış, kalıcı deformasyon oluşuncaya kadar devamlı, doğrusal kuvvet uygulanmıştır. 70 N'a kadar her 5 N değerinde oluşan deplasman miktarları kaydedilerek değerlendirilmiştir.

En yüksek stabilite 3 adet bikortikal vida kullanılan gruplarda görülürken bunu sırasıyla doğrusal iki vida grubu ve monokortikal vida- plak grupları takip etmiştir. 70 N'a kadar uygulanan doğrusal kuvvet için hiçbir fiksasyon siteminde 3 mm ve üzerinde deplasman kaydedilmemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre değerlendirilen bütün sistemler klinik olarak kullanılabilir görünmektedir. Bununla birlikte, üç bikortikal vida uygulamaları dışından kalan sistemlerin sert doku iyileşmesi boyunca intermaksiller fiksasyon ya da fonksiyonel elastik gibi destekleyici uygulamalara ihtiyacı olabilir.

**Anahtar Sözcükler:** Deneysel**;** Fiksasyon; Mini plak; SSRO; Vida

## SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

**Experimental Comparison Of Fixation Methods In Sagittal Split Ramus Osteotomy**

**Nurdan KAFALI ÜNSAL**
**Department of Oral and Maxillofacial Surgery**

**PhD THESIS / KONYA-2015**

Sagittal split ramus osteotomy is a method widely used for correction of acquired or congenital deformities of the mandible such as hypoplasia, hyperplasia or asymmetry. Fixation of the segments after the osteotomy is directly affects the success of the process. Although there are many clinical and experimental research on this subject ideal fixation method has not yet been determined.

In this thesis study, six different fixation methods applied after sagittal split ramus osteotomy were compared experimentally. Sagittal split ramus osteotomy was performed to 36 fresh sheep hemimandible and advanced 5 mm. In first group six of the hemimandibles were fixed with three bicortical screws in 13 mm length and 2.0 mm diameter in inverted L pattern. Group two was fixed with three bicortical screws in 13 mm length and 2.0 mm diameter in linear pattern. Group three was fixed with two bicortical screws in 13 mm length and 2.0 mm diameter in linear pattern. Group four was fixed with 6 monocortical screws in 6 mm length and 2.0 mm diameter and a miniplate specially designed for sagittal split ramus osteotomy. Group five was fixed with 8 monocortical screws and sagittal split sliding plate. Group six was fixed with 6 monocortical screws and standart miniplates. All samples coupled to a servohydraulic testing unit using a fixation device and linear force has been applied until the permanent deformation is formed. The amount of displacement occurring at each 5 N up to 70 N are recorded and evaluated.

Similar displacement values have been seen in the first two groups fixed with different configurations of three bicortical screws. While three groups were fixed with miniplates have similar displacement values, displacement values of group fixed with 2 bicortical screws were high compared to other bicortical screw groups. For linear force applied up to 70 N, 3 mm or higher displacement values were not seen in any fixation system. According to the results of this study, all systems are suitable for clinic usage. However, intermaxillary fixation or functional elastics may be needed for monocortical screw-plate fixation systems during the healing period of the hard tissue.



**Key Words:** Experimental; Fixation; Miniplate; SSRO; Screws

# 1. GİRİŞ

## 1.1. Genel Bilgiler

Ağır iskeletsel sapması olan, büyüme gelişimini tamamlamış hastalarda dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi ve iskeletsel ilişkinin düzenlenmesi amacıyla ortodonti-cerrahi işbirliği ile uygulanan prosedürler ortognatik cerrahi olarak tanımlanmıştır. Ortognatik cerrahinin amacı; hastalara daha iyi bir estetik görünüm ve fonksiyon kazandırarak psikososyal olarak hastaya istediği konumu sağlamaktır (Wolford ve Fields 2000).

Büyüme ve gelişme sırasında fasiyal komponentler öncelikle genetiğe, ikincil olarak çevreye bağımlı olarak gelişirler. Fasiyal komponentlerde anormal veya orantısız büyüme olduğunda dentofasiyal deformiteler oluşur. Bu durum gelişimsel olarak, travma veya enfeksiyon gibi nedenlerle sonradan kazanılmıs olarak da meydana gelebilmektedir (Lye 2008).

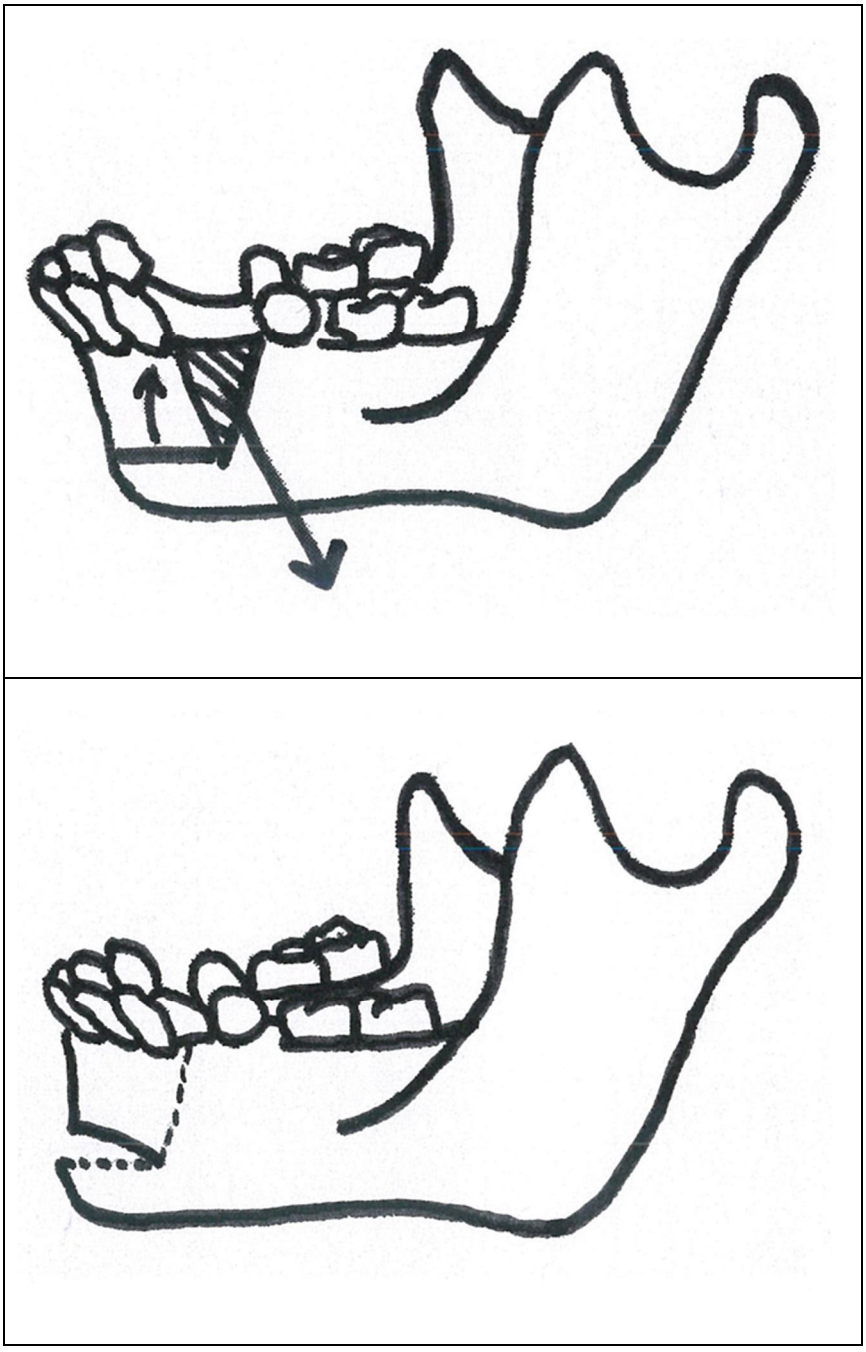
Ortognatik cerrahi girişimlere, dentofasiyal anomalilere bağlı olarak ortaya çıkan çiğneme kusurları, temporomandibuler eklem (TME) ağrıları ve disfonksiyonları, konuşma, havayolu problemleri, ağız hijyeninin yeteri kadar sağlanamaması ve estetik kaygılara bağlı olarak görülen psikososyal rahatsızlıklar sebebiyle ihtiyaç duyulmaktadır (Elsalanty ve ark 2007).

Son yıllarda ortognatik cerrahi operasyonları, toplumda her geçen gün artan daha iyi fonksiyon, daha güzel bir görünüme ve gülüş estetiğine sahip olma arzusundan dolayı rutin olarak uygulanmaktadır.

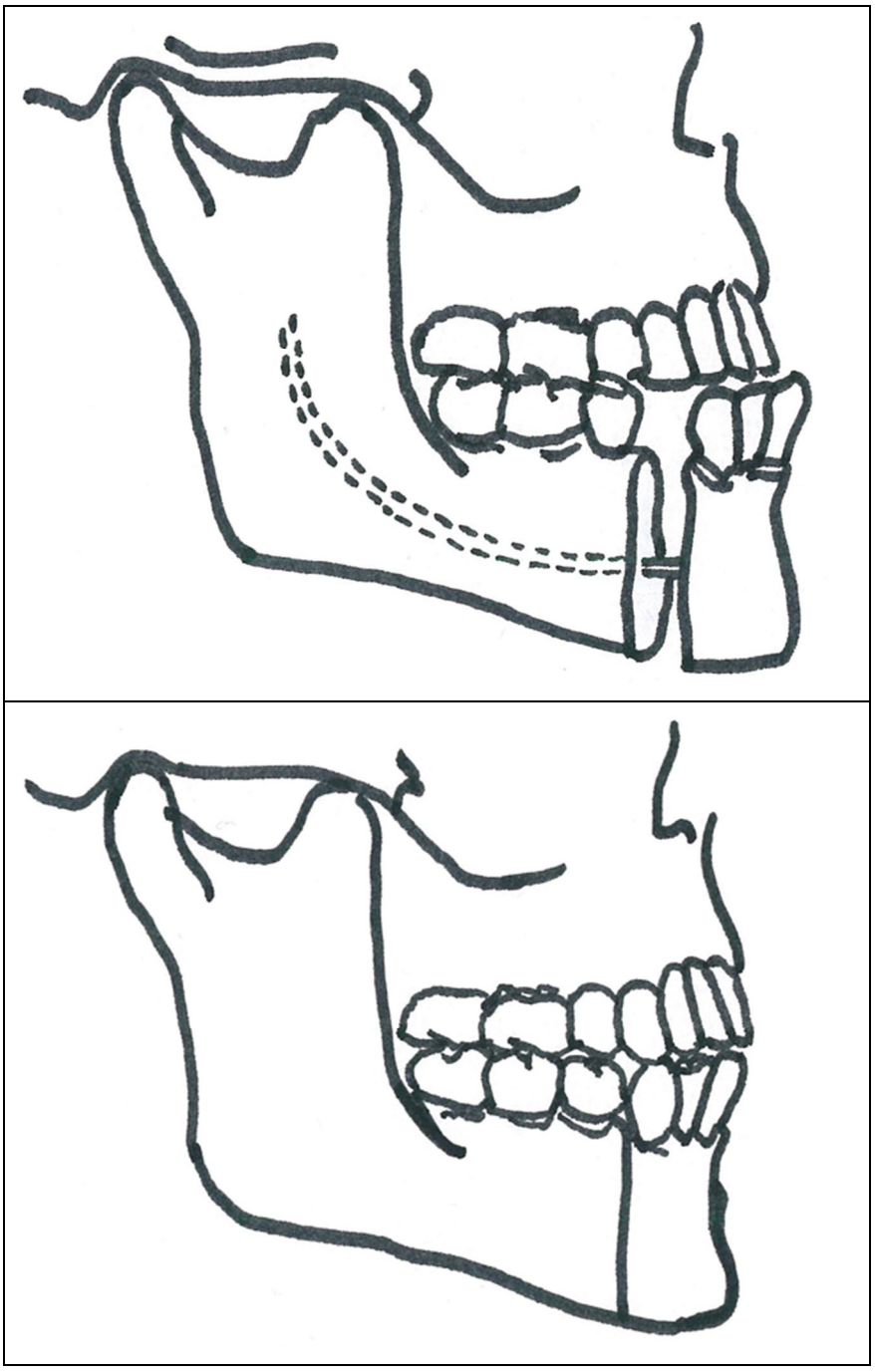
## 1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi

Dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için yapılan osteotomi tekniklerinin ilerlemesi, oral ve maksillofasiyal cerrahinin diğer cerrahi dallardan ayrılıp gelişmesiyle paralel seyretmektedir. İlk kez Hullihen tarafından (1849) tanımlanan mandibular osteotomi, Obwegeser ve Trauner'in ramusun sagittal osteotomisini geliştirmesi (Obwegeser ve Trauner, 1955) ve Dal Pont (1961) ve Hunsuck'ın (1968) bunu modifiye etmesine kadar, çok çeşitli değişiklikler göstermiştir.

Hullihen (1849), ön açık kapanış ve mandibular dentoalveoler protrüzyonlu bir hastayı, anterior subapikal osteotomi olarak tarif edilen tekniğe benzeyen bir intraoral osteotomi ile tedavi etmiştir (Şekil 1.1). Angle, mandibular horizontal fazlalığı olan bir hastada V.P. Blair (1906) tarafından yapılan gövde osteotomisini tanıtarak yaklaşık 50 yıl sonra yeniden güncellik kazanmasını sağlamıştır (Şekil 1.2). Bu yöntem küçük değişikliklerle 1970'lere kadar savunulmuştur. İnferior alveoler sinirin korunarak intraoral yaklaşıma geçilmesi ise teknikte yapılan en büyük modifikasyon olmuştur (Peterson 2011).

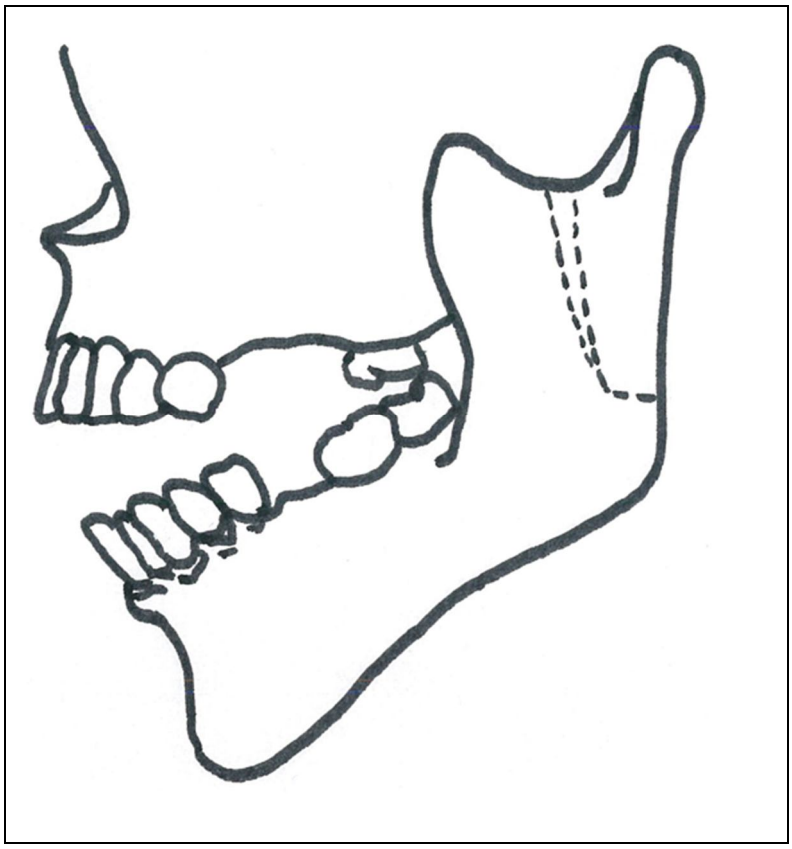


**Şekil 1.1.** Hullihen (1849) tarafından tarif edilen ilk mandiular osteotomi



**Şekil 1.2.** Blair'in (1906) yaptığı gövde osteotomisi

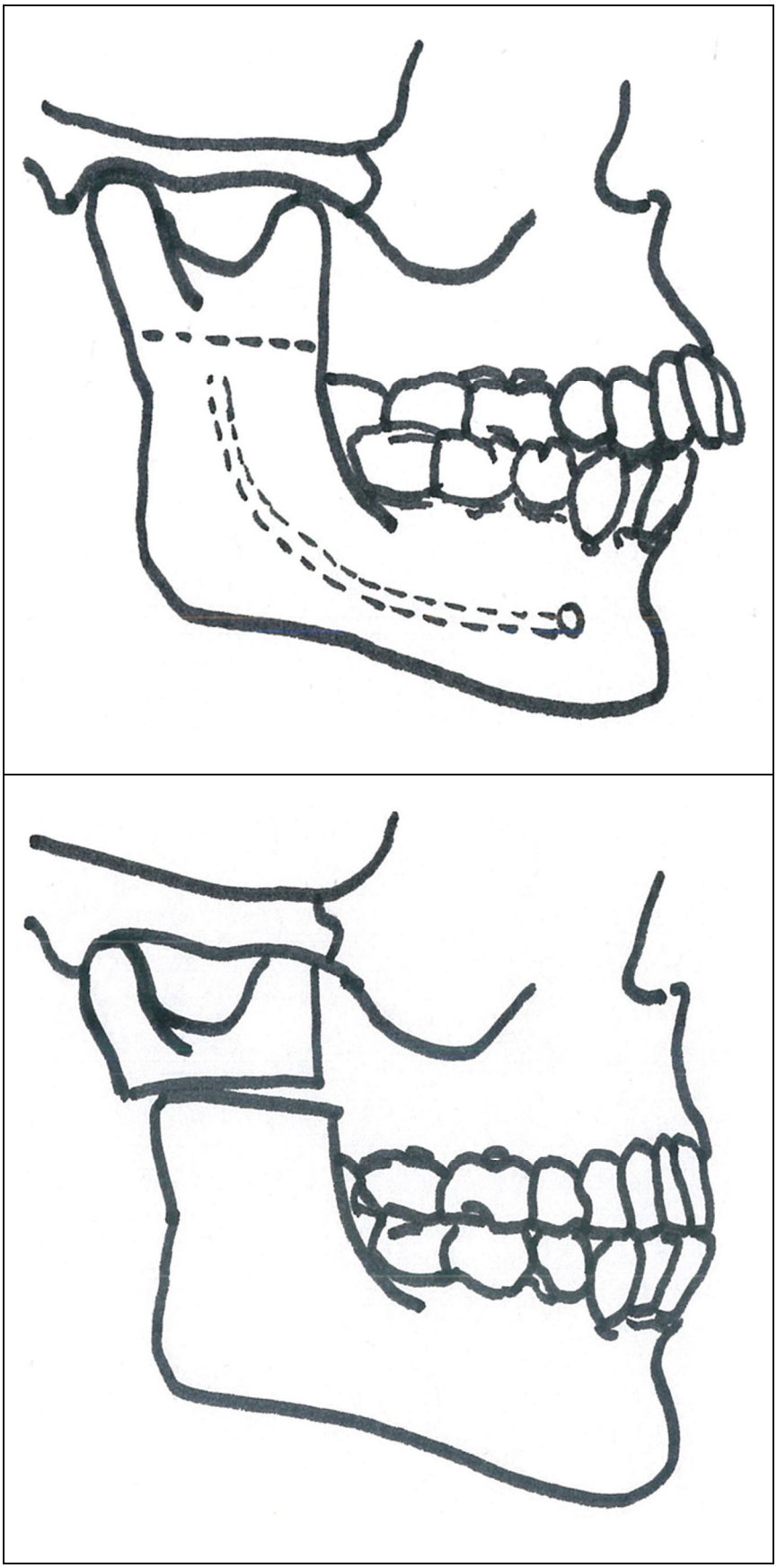
Ramusun vertikal osteotomisi ise vertikal subkondiler osteotomi ile ilk kez Limberg (1925) tarafından tarif edilen ekstraoral yöntemle başlamıştır (Şekil 1.3). Subkondiler osteotomilerde intraoral yaklaşım, ilk kez Moose (1964) tarafından, intraoral vertikal ramus osteotomisi (IVRO) kondil boynuna medialden düz bir frezle yaklaşılarak yapılmıştır. Winstanley (1968) lateralden yaklaşımı tanımlamış, Hebert ve arkadaşları ise (1970) özel bir testere (oscillating saw) geliştirerek bu yöntemin yaygın kullanıma geçişini sağlamışlardır (Peterson 2011).



**Şekil 1.3.** Limberg (1925) tarafından tarif edilen ilk vertikal subkondiler osteotomi

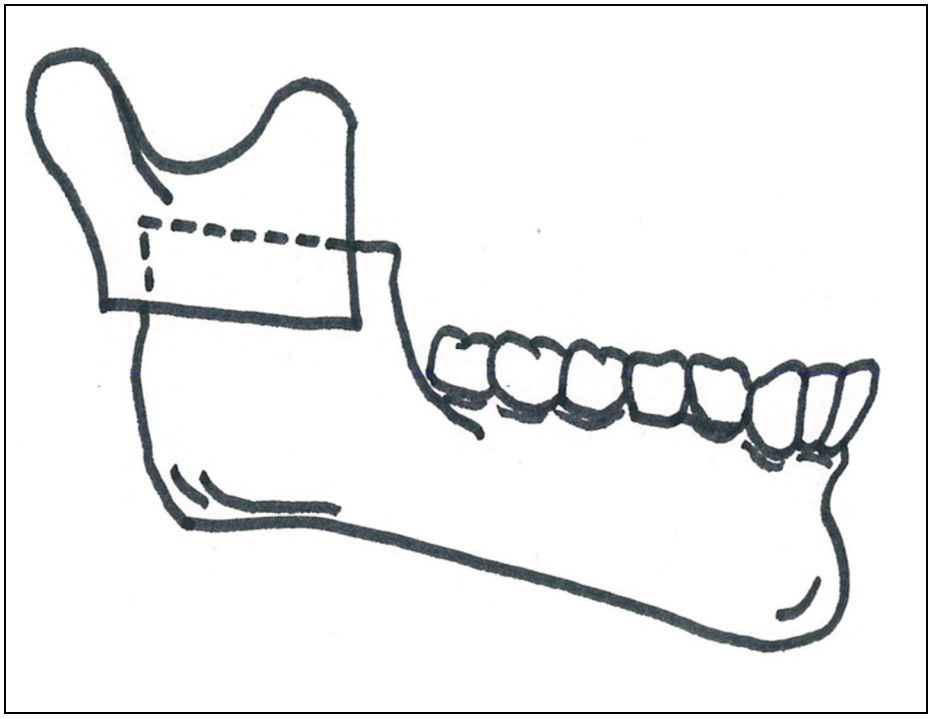
Günümüzde ters-L osteotomi olarak adlandırılan yöntem, ilk kez Wassmund (1927) tarafından vertikal subkondiler osteotominin bir modifikasyonu olarak tarif edilmiştir. Pichler ve Trauner, mandibulanın ilerletilmesiyle oluşan defekte kemik grefti yerleştirilmesini tavsiye etmişlerdir. Daha sonra Caldwell ve ark (1968), mandibulanın inferior sınırının hemen üzerine bir horizontal kesi ekleyerek bunu modifiye etmişlerdir. Günümüzde C osteotomi olarak adlandırılan bu yöntemin avantajı kemik greftini gereksiz kılmasıdır (Peterson 2011).

Ekstraoral yaklaşımla yapılan horizontal ramus osteotomisi ilk kez V.P. Blair (1907) tarafından yayınlanmıştır (Şekil 1.4). Mandibulanın horizontal eksiklik veya fazlalığı için önerilen bu yöntemde, erken dönem mandibular osteotomilerin çoğunda olduğu gibi lingulanın üzerinden horizontal bir kemik kesisi yapılmaktaydı.



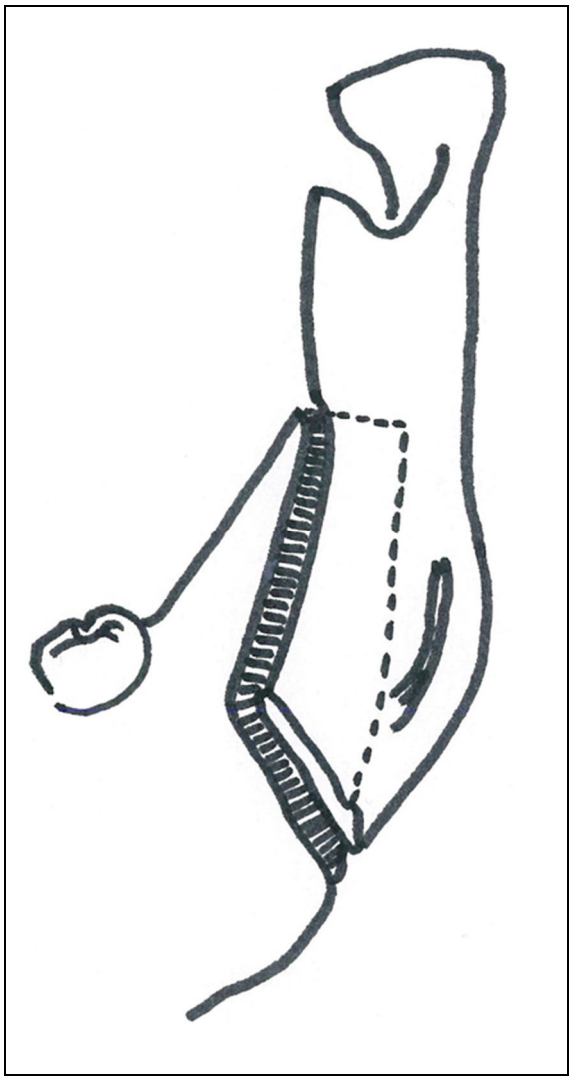
**Şekil 1.4.** Blair (1907) tarafından yapılan ilk horizontal ramus osteotomisi

Obwegeser ve Trauner'in (1955) tarif ettiği sagittal osteotomi, ramus osteotomilerindeki en büyük gelişimdir. Lane'in, ramusun medial ve laterel korteksleri boyunca birbirine paralel horizontal kemik kesilerinden oluşan başka bir tip sagittal osteotomi geliştirdiğinden bahsedilmiş (Şekil 1.5) ve bu fikir önce Schuchardt (1942) tarafından genişletilmiş, daha sonra Obwegeser ve Trauner (1955) tarafından yeniden şekillendirilmiştir (Peterson 2011).



**Şekil 1.5.** Lane tarafından geliştirilen sagittal osteotomi

Yöntem zamanla birçok değişikliğe uğramıştır. Dal Pont (1961), alttaki horizontal kesiyi bukkal kortekste 2. moların arkasından yapılan vertikal bir kesiyle değiştirerek, minimal kas deplasmanı sayesinde daha geniş temas yüzeyleri elde edilebileceğini göstermiştir (Şekil 1.6).



**Şekil 1.6.** Dal Pont'un (1961) modifikasyonu

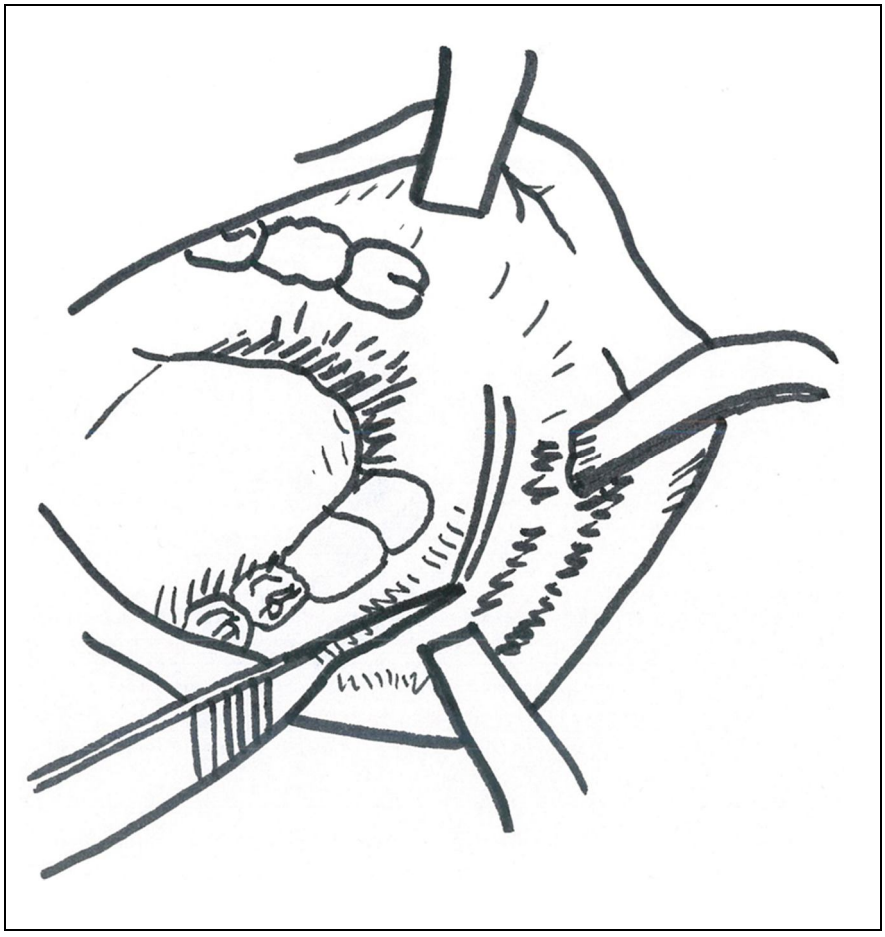
Hunsuck (1968) tekniği modifiye etmiş, yumuşak doku diseksiyonunu en aza indirmek amacıyla lingulayı az miktarda geçen daha kısa bir horizontal medial kesiyi savunmuştur. Anterior vertikal kesi ise Dal Pont'un (1961) kesisine benzemektedir. Epker'in (1977) önerdiği modifikasyon, masseter kasının minimal sıyrılması ve daha sınırlı medial diseksiyonunu içermektedir. Bu değişiklikler operasyon sonrası şişliği, hemorajiyi ve nörovasküler bandın manüplasyonunu azaltmıştır. Masseter kaslarının minimal sıyrılması, proksimal segmentte vasküler pedikülü arttırarak gonial açı kaybını ve kemik rezorbsiyonunu azaltmıştır.

Bell ve Schendel (1977) pterygomasseterik askının minimal retraksiyonuyla, intraosseöz iskemi ve proksimal segmentin nekrozunun büyük ölçüde azaldığını göstererek SSRO'nun temellerini atmışlardır. Sonrasında farklı yazarlar da SSRO için modifikasyonlar önermiştir (Wolford ve ark 1987, Wolford ve Davis 1990). Fakat şu

anda yaygın olarak uygulanan yöntem Obwegeser'in tanımladığı, Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilen Sagittal Split Ramus Osteotomisi'dir (SSRO). Hipoplazi, hiperplazi ve asimetri gibi konjenital veya kazanılmış deformitelerin düzeltilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

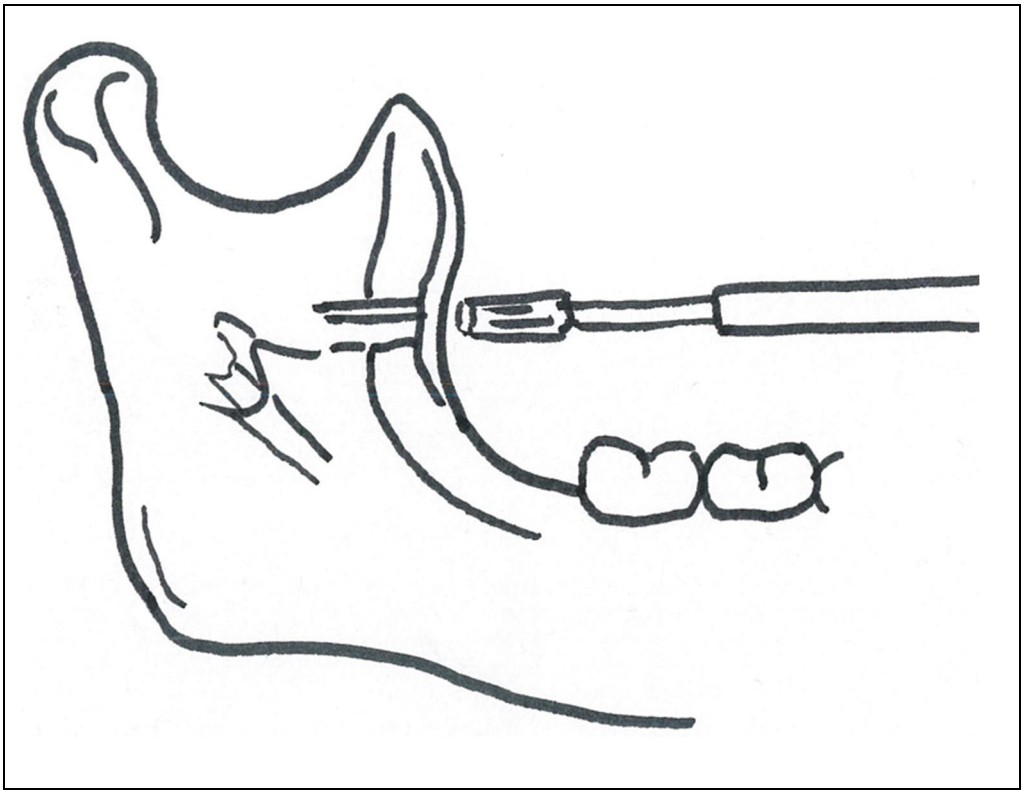
### 1.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisi Tekniği

Bu teknikte, ramusun anterior kısmından oklüzal düzlemlerin ortasından başlayan yumuşak doku insizyonu, retromandibular fossanın ortasında, son molar dişin yaklaşık 5 mm gerisinden laterale ve öne doğru birinci moların distaline uzatılır. Yumuşak doku retraksiyonu, mandibulanın lateral korteksini ve alt sınırını açığa çıkaracak şekilde yapılır. Posteriorda ise retraksiyon proksimal fragmanın en yüksek miktarda kanlanmasını sağlamak için daha sınırlı tutulmalıdır. Daha sonra ramusun medialinde yumuşak doku lingulaya kadar eleve edilir, uygun ekartörler yerleştirildikten sonra kemik kesilerine geçilir (Şekil 1.7).



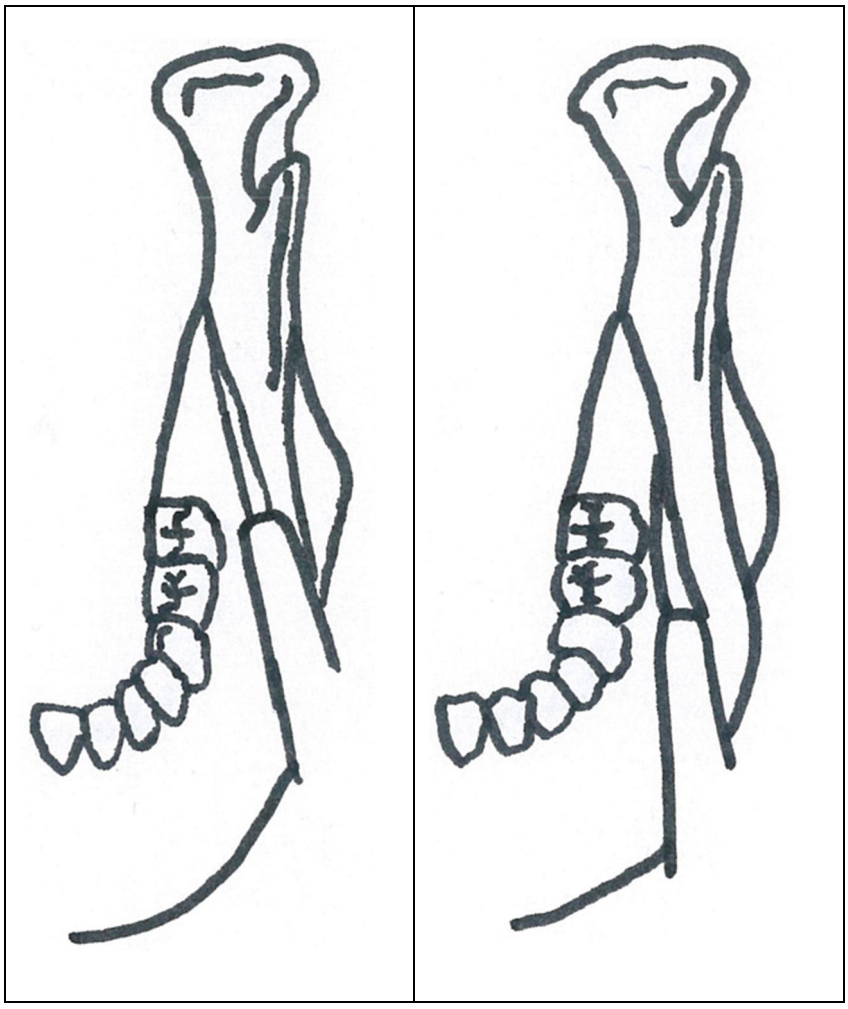
**Şekil 1.7.** SSRO için yumuşak doku insizyonu

Osteotomi, lingulanın üzerinden yapılan ve çok az posterioruna kadar ilerleyen horizontal kesi ile başlar. Oblik kesi, ramusun kalınlığının yaklaşık yarısına kadar yapılır (Şekil 1.8).



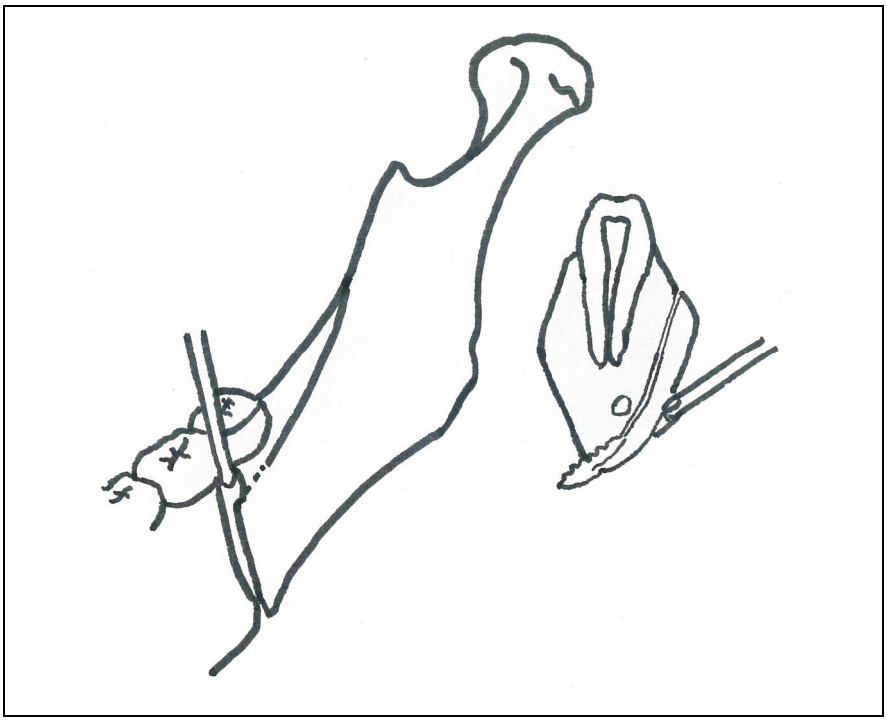
**Şekil 1.8.** Lingulanın hemen üzerinden ramusun yarısına kadar yapılan oblik osteotomi

Daha sonra ramusun anterior sınırından başlayarak eksternal oblik çıkıntıya kadar gelen, horizontal ve vertikal osteotomileri birleştiren sagittal osteotomi yapılır (Şekil 2.9). Osteotomi derinliği spongioz kemiğe kadar olmalı ve superiorda mümkün olduğunca derin tutulmalıdır.



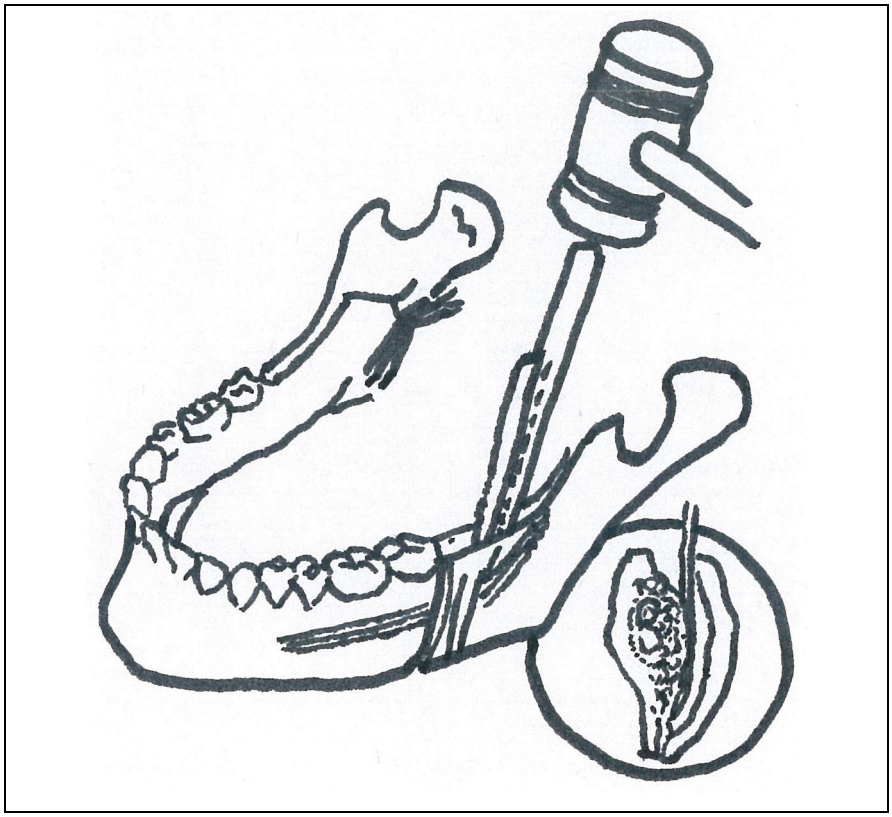
**Şekil 1.9.** Sagittal osteotomi

Vertikal osteotomi ise 1 ve 2. molar dişilerin arasından, inferior sınır ve superiorda eksternal oblik çıkıntı arasında yapılmalıdır. Osteotomi derinliği, spongioz kemiğe kadar olmalı ve inferiorda açı, mümkün olduğu kadar dike yakın olmalıdır (Şekil 1.10).



**Şekil 1.10.** Vertikal osteotomi

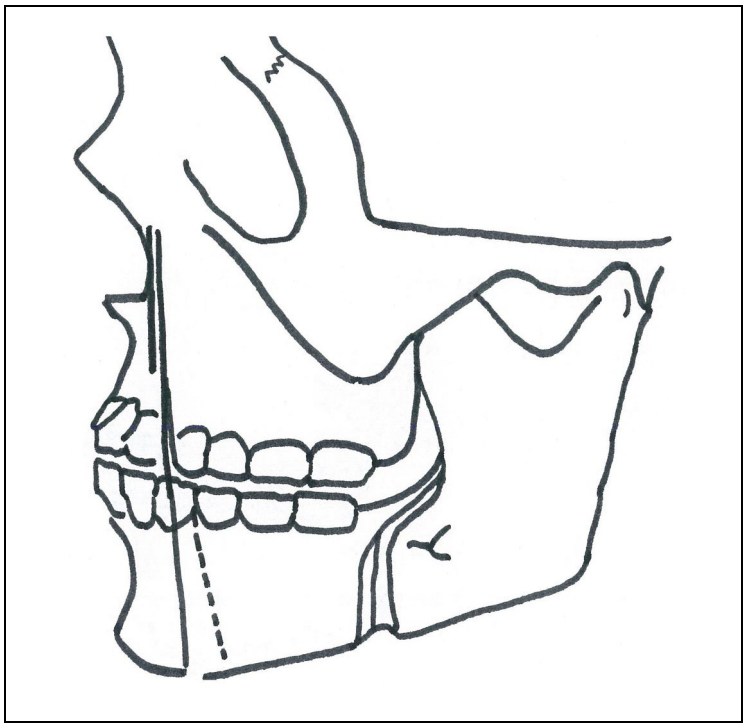
Frez veya testereler kullanılarak yapılan kemik kesileri tamamlandıktan sonra osteotomlarla split gerçekleştirilir (Şekil 1.11).



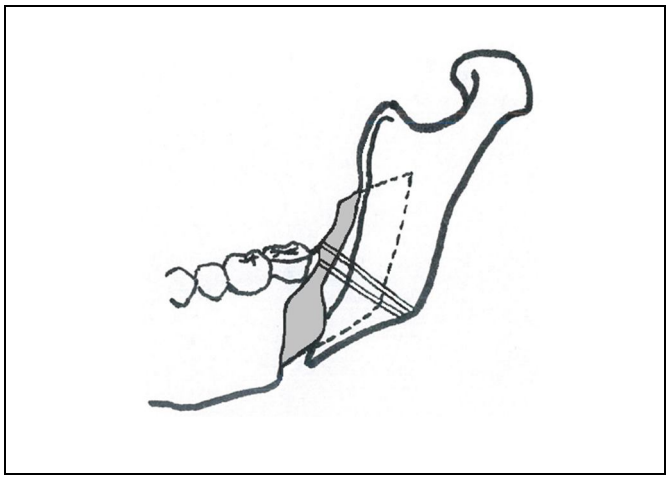
**Şekil 1.11.** Osteotom kullanılarak yapılan split

### 1.4. Sagittal Split Ramus Osteotomiside Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri

Yapılan osteotominin amacına ulaşabilmesi için repoze edilen segmentlerin stabilizasyonuna ihtiyaç duyulur. İntermaksillar fiksasyonun kemik fiksasyonunda tamamen stabil bir metod olmadığı, postoperatif iskeletsel değişikliği önlemediği tartışması, yapılan osteotomiler sonrasında farklı fiksasyon yöntemleri arayışını ortaya çıkarmıştır. İlk olarak maksillomandibular fiksasyona ek olarak yapılan, piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye sirkum bağlanan tellerle yapılan fiksasyon yöntemi kullanılmıştır (Ellis ve Gallo 1986, Komori ve ark 1987, Elliss ve ark 1988) (Şekil 1.12). Bu metodu, angulustan sirkummandibular bağlama, mandibulanın alt ve üst sınırından telle bağlama ve yalnızca alt sınırdan telle bağlama teknikleri izlemiştir (Bell 1992) (Şekil 1.13).



**Şekil 1.12.** Piriform rimden geçerek premolar-molar bölgeye bağlanan tellerle yapılan fiksasyon



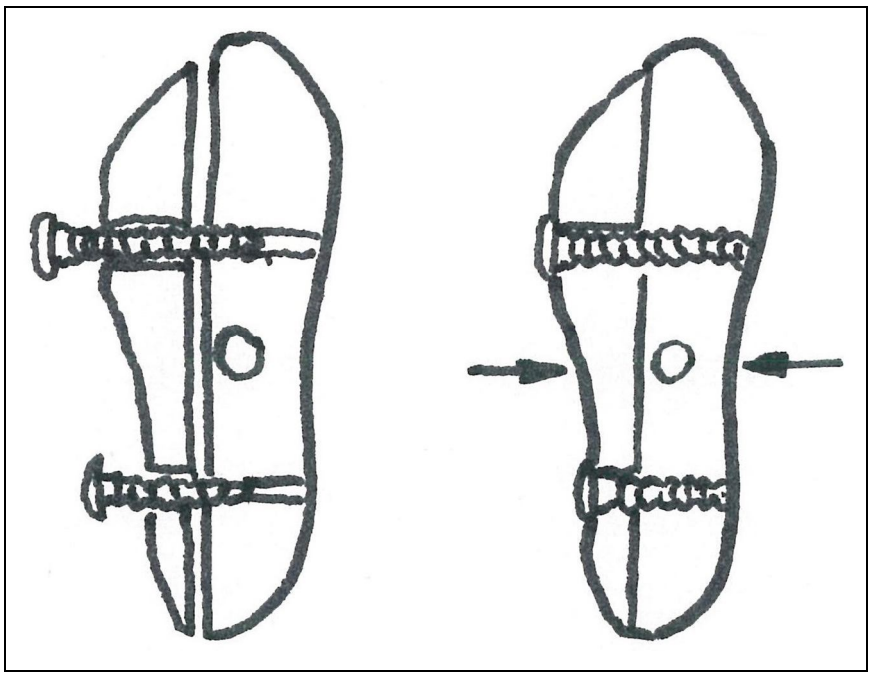
**Şekil 1.13.** Angulustan sirkummandibular bağlama

Spiessl ve Tschopp (1974) tarafından SSRO'da iyileşmenin desteklenmesi, fonksiyonun erken iadesi ve relapsın azaltılması için vidalarla yapılan rijit internal fiksasyon tanımlanmıştır. Schmoker ve ark (1976) yaptığı, iskeletsel stabiliteyle ilgili bir çalışmada ise, mandibular geri alma operasyonu sonrası tel fiksasyonu ile 3 adet 2.7 mm'lik vida ile yapılan rijit fiksasyonun stabiliteleri karşılaştırılmış ve rijit fiksasyonun iskeletsel tel fiksasyonuna göre birçok avantajı olduğu öne sürülmüştür.

Rijit internal fiksasyon yöntemiyle, operasyon sırasında kemik segmentlerinin kontrolü daha kolaydır ve kemik teması zayıf olan bölgeler de stabilize edilebilir. Rijit fiksasyonla cerrah, işlem sırasında oklüzyonu değerlendirebilir. Hava yolu açık olacağından, ödem ya da hemoraji oluşsa da, postoperatif uyanma daha güvenli olmaktadır. Osteotomi bölgesinde kemik segmentlerinin rijit fiksasyonla kompresyonunun primer kemik iyileşmesini sağladığı da gösterilmiştir (Reitzik 1983, Reitzik ve Leyden 1983). Fakat, hala rijit internal fiksasyonun (RİF) avantajları tartışmalıdır.

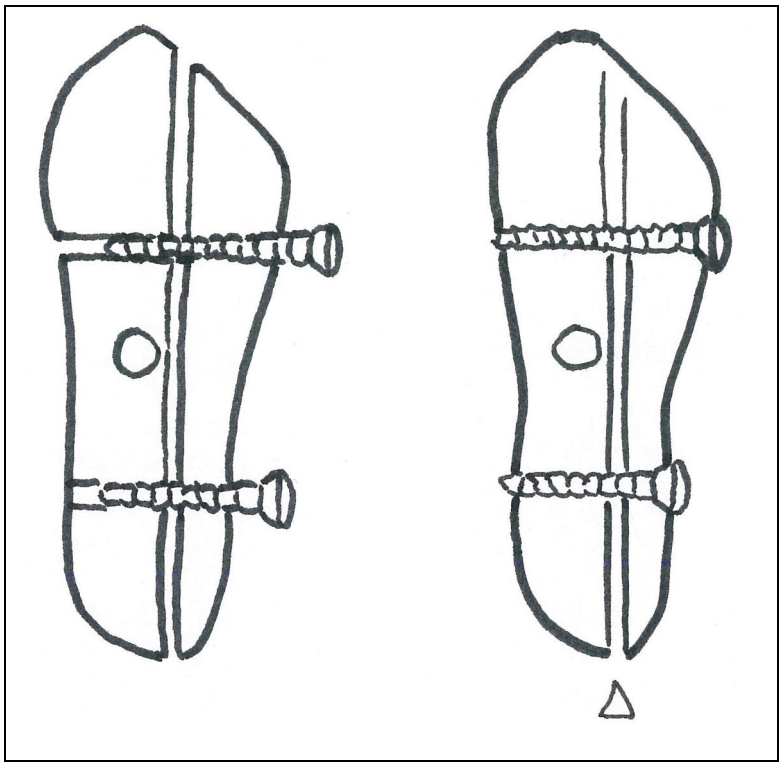
RİF için kullanılan materyal ve yöntemlerin bir çok çeşidi bulunmaktadır. Lag vidaların yerleştirilmesi için lateral kortekste geniş, medial kortekste daha küçük çapta rehber delikler açılır. Sadece distal ucunda yivleri bulunan, sıkıldığında distal ve proksimal segmentlerde kompresif kuvvete neden olan vidalardır (Şekil 1.14). Lateral ve medial segmentlerin kompresyonunun, daha iyi kemik iyileşmesi sağladığı düşünülse de inferior alveolar sinir hasarına ve

temporomandibular eklem disfonksiyonu ile sonuçlanan kondil deplasmanına sebep olabilir (Fonseca 2000, Peterson 2011).



**Şekil 1.14.** Lag vidaların kullanımıyla lateral ve medial segmentlerde oluşan kompresif kuvvetler

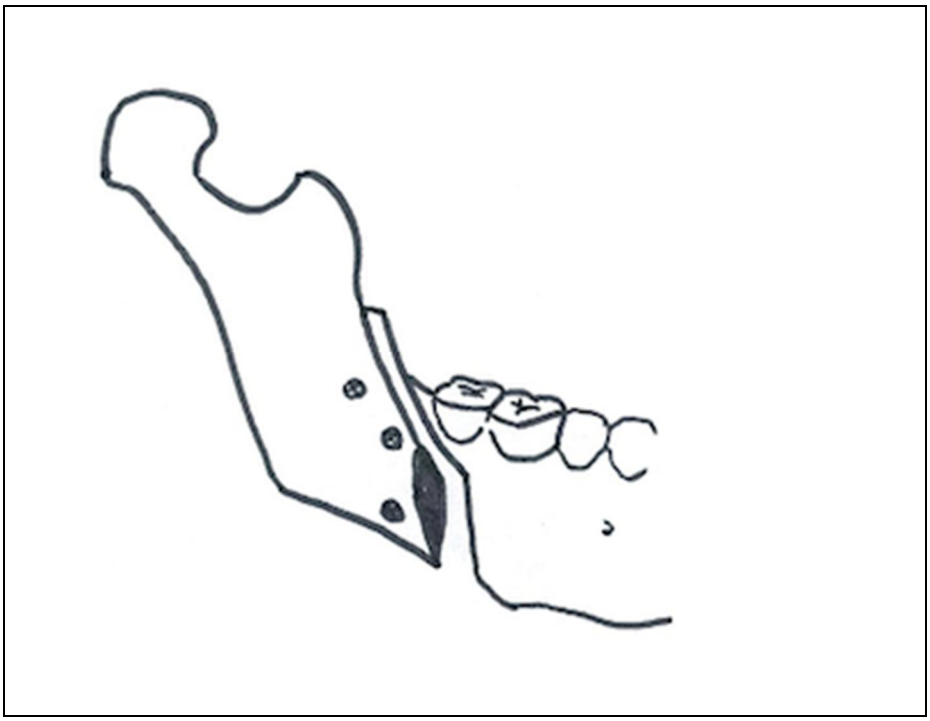
Pozisyonel vidalar ise hem proksimal hem distal segmentlere bağlandığından vida sıkıştırıldığında kompresyon oluşmaz. Böylece segmentlerde veya kondilde herhangi bir deplasman olmaz (Şekil 1.15). Kompresyon oluşmayacağından, sinir hasarı riski de çok azdır.



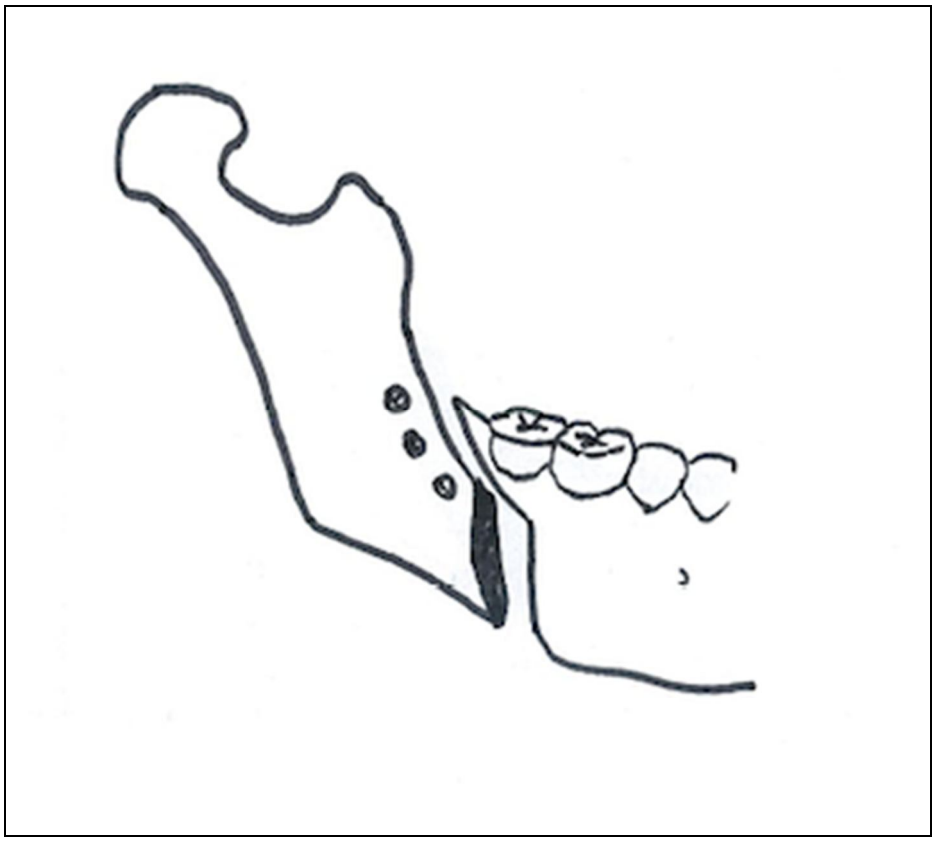
**Şekil 1.15.** Pozisyonel vidalar hem proksimal hem distal segmentlere bağlanarak kompresyon oluşturmaz.

Pozisyonel vida tekniğinin bir dezavantajı, vidalar yerleştirilirken, segmentler doğru şekilde hizalanmazsa, birbirlerinden uzaklaşabilirler. Bir başka dezavantajı ise vidanın medial kortekse bağlandığının anlaşılmasının zorluğudur. Vida medial kortekse yeterince bağlansa da bağlanmasa da lateral korteksteki yuvaya iyice sıkışabilir (Fonseca 2000).

Bikortikal vida yerleşimleri için bir çok farklı yerleştirme tekniği kullanılmış ve araştırılmıştır. Ters-L konfigürasyonu (Şekil 1.16) veya üst sınıra doğrusal 3 vida (Şekil 1.17) yerleştirilmesi en sık kullanılan yöntemlerdir. Foley ve ark (1989), mekanik bir düzenek kullanarak bu iki şekil arasındaki kompresif yük dayanıklığını araştırmışlar ve ters-L şeklinin çok daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

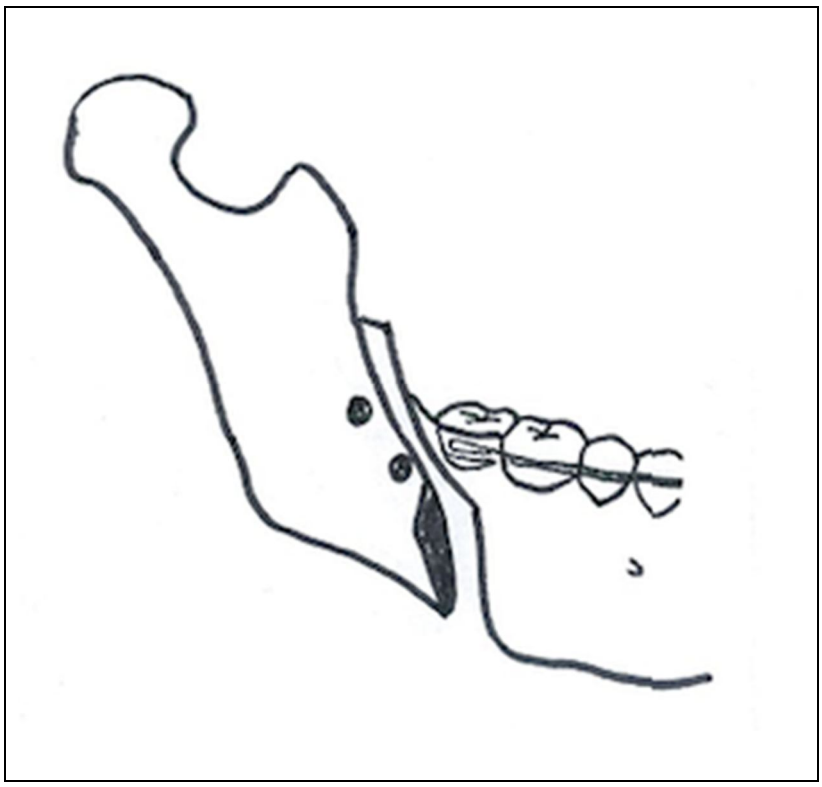


**Şekil 1.16.** Ters L konfigürasyonunda yerleştirilen bikortikal vidalar



**Şekil 1.17.** Üst sınıra lineer yerleştirilen bikortikal vidalar

Üst sınıra pozisyonel 2 vida yerleştirilmesi de yaygın kullanılan bir tekniktir (Şekil 1.18). Fakat semirijit fiksasyon sağladığından intermaksiller fiksasyon ihtiyacı açığa çıkar.



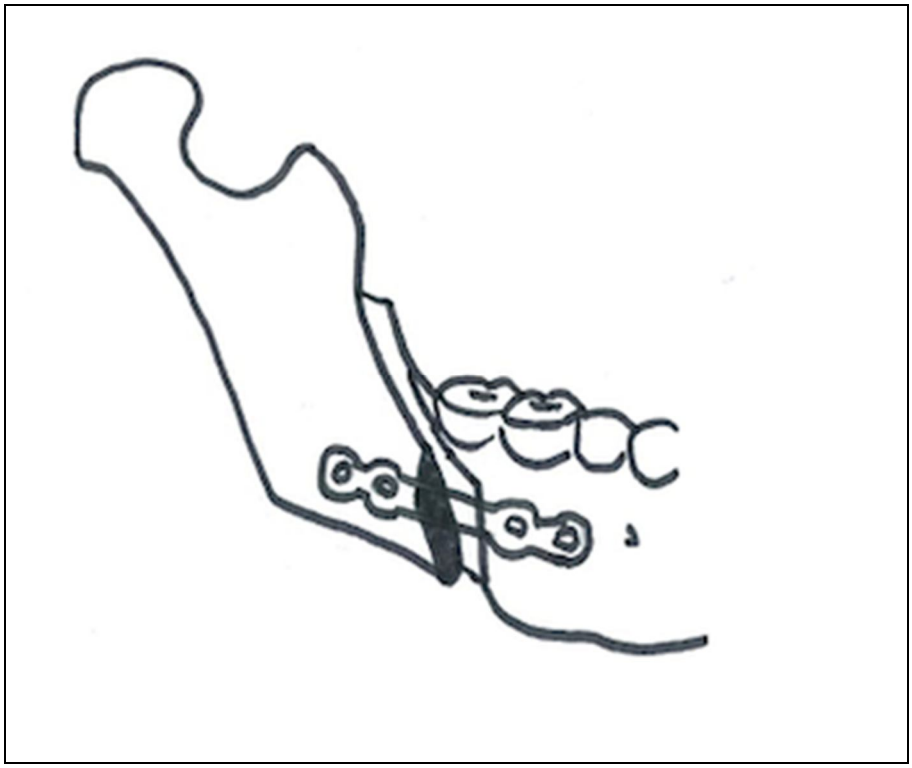
**Şekil 1.18.** Üst sınıra yerleştirilen 2 adet bikortikal vida

Yine Foley ve ark (1989), ters-L şeklinin, üst sınıra üç adet lineer vida uygulamasına göre daha güçlü olduğunu göstermek için, kompresif vertikal yük-kayıp modeli kullanmışlardır. Bunu takip eden çalışmalarında osteomi yapılmış koyun mandibulalarının ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 tane 2 mm'lik vidayla veya 1 adet monokortikal plakla fikse edilmelerinin 2 tane 2.7 mm'lik bikortikal vidayla fikse edilmelerinden daha rijit olduğunu bildirmişlerdir (Foley ve Beckman 1991).

Pozisyonel vidaların çapları 2.0 mm, 2.4 mm ve 2.7 mm olabilmektedir. Aralarında stabilite açısından herhangi bir fark olmadığı gösterilmiş ve hasta konforu açısından daha küçük çaplı vidaların kullanılmasının uygun ve yeterli olacağı bildirilmiştir (Foley ve Beckman 1991, Schwimmer ve ark 1994, Kohn ve ark 1995).

Sagittal split ramus osteotomisi sonrası kullanılan bir semirijit fiksasyon yöntemi de Michelet ve ark (1973) tarafından tanımlanan monokortikal vida ve plak

(miniplak-vida) kullanımıdır (Şekil 1.19). Bu metodun; vidaların transbukkal yaklaşım gerektirmeden intraoral olarak yerleştirilebilmesi, inferior alveolar sinir hasarı riskinin daha az olması, erken postoperatif dönemde proksimal segment ve kondil pozisyonunun düzeltilebilmesi, kondil seviyesinde minimal torsiyon oluşması, plak ve vidanın gerekli olursa lokal anestezi altında çıkarılabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (Rubens ve ark 1988, Stoelinga ve Borstlap 2003, Chung ve ark 2008). Fakat bazı in vitro çalışmalarda miniplak fiksasyonunun bikortikal vida fiksasyonuna göre daha az mekanik stabilite gösterdiği bildirilmiştir (Peterson ve ark 2005, Brasileiro ve ark 2012). Bazı klinik çalışmalarda ise miniplakların kırılması ya da bükülmesi gibi komplikasyonlar bildirilmiştir (Fujioka ve ark 2000, Ellis III ve Esmail 2009).

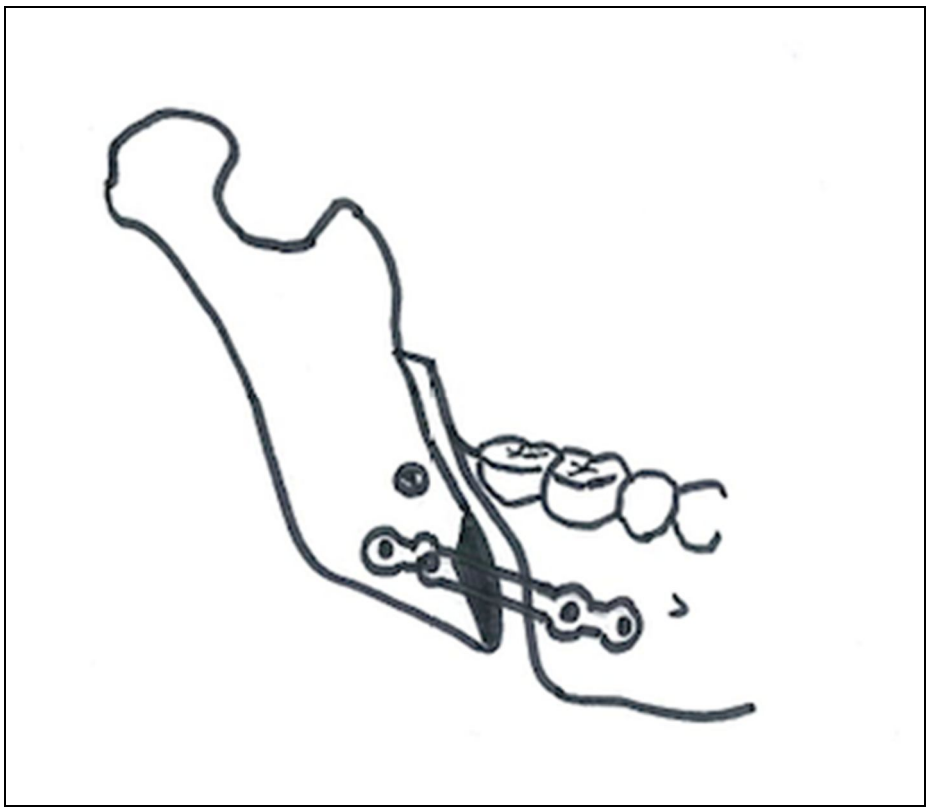


**Şekil 1.19.** Monokortikal vida- plak fiksasyonu

Rubens ve ark (1988) çalışmalarında, dört delikli miniplakla monokortikal vida kullanımının osseöz tel fiksasyonundan daha fazla stabilite gösterdiğini bildirmişlerdir.

Schwartz ve Relle (1996), bikortikal vida ve monokortikal vida-plak sistemlerinin birarada kullanıldığı hibrit sistemi tanımlamıştır. Bir miniplak- dört adet monokortikal vidaya ek olarak son dişin posterioruna inferior alveolar sinirin

üzerine yerleştirilen bir adet bikortikal vida ile yapılan hibrit fiksasyon stabiliteyi artırmaktadır (Şekil 1.20) .



**Şekil 1.20.** Bikortikal vida/monokortikal vida ve plak kullanılarak yapılan hibrit fiksasyon

Son dönemde SSRO için kullanılan farklı türlerde monokortikal vida-plak ve farklı konfigürasyonlarda bikortikal vida ile yapılan fiksasyon çalışması bildirilmiştir.

Maurer ve ark (2003) sonlu eleman analizi yöntemi ile yaptıkları çalışmada ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ve 4 delikli miniplakla yapılan fiksasyonları karşılaştırmışlar ve bikortikal vida uygulamasının daha yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı koyabildiğini bildirmişlerdir.

Dolanmaz ve ark (2004) koyun mandibulalarında SSRO ile 5 mm ilerletme yaparak titanyum 4 delikli miniplak-vida fiksasyonu ile absorbe olabilen 4 delikli miniplak-vida fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. 10-50 N kuvvet aralığında belirgin şekilde deplasman farkı olduğunu, absorbe olabilen plak-vida grubunda intermaksiller fiksasyona ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir.

Cilasun ve ark (2006) 20 adet koyun hemimandibulasında benzer bir çalışma yapmışlardır. 10 adet hemimandibulaya üçer adet 2.0 mm çaplı 13 mm uzunlukta self-tapping titanyum bikortikal vida, diğer 10 hemimandibulaya ise 2.0 mm çaplı 13 mm uzunlukta üçer adet rezorbe olabilen bikortikal vida ters L konfigürasyonunda yerleştirerek her örnekte plastik deformasyon oluşuncaya kadar doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Modellerin 20, 60, 120, 150 N ve kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler için deplasman miktarlarını değerlendirmişler, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Koyun mandibulalarında yapılan bir çalışmada ise 4 delikli kilitli miniplaklar ve 4 delikli titanyum miniplaklar karşılaştırılmış, 20, 60, 120 ve 140 N kuvvet değerlerinde benzer deplasman verilerinin kaydedildiği bildirilmiştir (Oguz ve ark 2011).

Aymach ve ark (2011) modifiye SSRO yapılmış sentetik kemik (Synbone) modellerde 7 mm ilerletme yaparak fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Biyomekanik testini iki nokta modeli ile yaptıkları çalışmada T şekilli miniplak ve birbirine paralel yerleştirilmiş 2 adet 4 delikli miniplak fiksasyonunun benzer mekanik özellik gösterdiğini ve tek bir miniplaktan daha stabil olduklarını bildirmişlerdir.

Pereira Filho ve ark (2013) insan mandibulasını taklit eden SSRO yapılmış poliüretan hemimandibulalarda 3 farklı fiksasyon yönteminin 10 mm dislokasyonu için gerekli kuvvet miktarını biyomekanik olarak iki nokta modeli ile karşılaştırmışlardır. Ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 15 mm'lik 3 adet bikortikal vidanın stabilizasyonunun en fazla olduğu sonucuna ulaşılmıştır. 4 delikli miniplakla yapılan fiksasyonun daha az stabilizasyon gösterdiği belirlenmişken, stabilitesi en düşük grubun sagittal split sliding plak uygulanan örnekler olduğu bildirilmiştir. Üç adet bikortikal vida ile fikse edilen grupta ise en yüksek stabilite görülmüştür. Pozisyonel bikortikal vidaların kemik segmentlerine baskı yapmadığını, bu nedenle sinir hasarı riskinin düşük olduğunu bildirmişlerdir. Fakat transkutanöz yaklaşımın sinir hasarına neden olabileceğini bildrmişlerdir.

Sato ve ark (2012) sonlu eleman analizi yöntemiyle SSRO da kullanılan fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. En yüksek mekanik rezistansın ters L

konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ve lineer 90 açıyla yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vidada görüldüğünü bildirmişlerdir. Daha sonra lineer 60 açıyla yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida fiksasyonu gelirken, en düşük mekanik rezistansın 4 delikli mini-plakta görüldüğü bildirilmiştir.

SSRO tekniğiyle 5 mm mandibular geri alma cerrahisi yapılan poliüretan modellerde 3 farklı fiksasyon metodu karşılaştırılmış, ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 vida ve 4 delikli plak- 4 adet monokortikal vida ile 1 adet bikortikal yerleştirilmiş vida ile yapılan fiksasyonun sadece 4 delikli plak ve 4 monokortikal vida ile yapılan fiksasyondan daha rijit olduğu bildirilmiştir (Brasileiro ve ark 2012).

Ortognatik cerrahide RİF teknikleri kemik fragmanlarının mükemmel stabilitesini sağlamaktadır. Hastanın operasyondan hemen sonra ağzını açabiliyor olması büyük bir avantajdır. Postoperatif relapsı en aza indirir ve mandibular fonksiyonlar erken dönemde geri döner. Fakat, RİF sonrası oluşabilecek kondil deplasmanı postoperatif malokluzyona ve eklem travmasına neden olabilir. Kondil deplasmanı; manuel dislokasyon, genel anestezi sırasında azalmış kas tonusu, temporomandibular eklemin preoperatif düzensizliklerine bağlı oluşabilir. Buna ek olarak vida fiksasyonu kondil torsiyonuna ve interkondiler mesafenin değişimine neden olabilir. İntraoperatif kondil deplasmanı sekelini ortadan kaldırmak için monokortikal miniplaklarla yapılan semirijit osteosentez konsepti önem kazanmıştır (Paulus 1991). Mümkün olduğu kadar az, gerektiği kadar çok stabilite olarak tanımlanmıştır. Daha az vida ve plak kullanılarak kemik fiksasyonu yapılabileceği bildirilmiştir.

Yapılan deneysel çalışmalar (Foley ve Beckman 1991, Tharanon 1998) ve karşılaştırmalı klinik çalışmalar (Choi ve ark 2000, Chung ve ark 2008) bikortikal pozisyonel vida fiksasyonu ve monokortikal vida ve plak fiksasyonu için postoperatif değişikliklerde belirgin bir fark olmadığını bildirmektedir. Uzun dönem takip çalışmaları miniplak fiksasyon metodunun stabil sonuçları olduğunu bildirmektedir (Scheerlinck ve ark 1994, Borstlap ve ark 2004a, 2004b, 2005). Bortslap ve arkadaşları (2004a, 2004b, 2005) prospektif çok merkezli çalışmalarında sagittal split ramus osteotomisi sonrası miniplak fiksasyonunun göreceli olarak daha güvenli ve tehlikesiz olarak yeterli sonuçlar sağladığını, hasta memnuniyetinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir

Rijit internal fiksasyonla başlangıç iyileşmesi için kısa dönemde başarılı bir stabilite sağlansa da, fonksiyonel ve nöromuskuler yapıların desteklediği uzun dönemli stabilitenin semirijit fiksasyonla sağlandığına inanılmaktadır. Fonksiyon sırasında kemik fragmanlarını bir arada tutan ve minimal fizyolojik harekete izin veren bu metod fonksiyonel stabil fiksasyon olarak da adlandırılmaktadır (Shetty ve ark 1996, Joss ve Vassalli 2009).

Sagittal split ramus osteotomisinde yaygın olarak kullanılan 6 farklı fiksasyon tekniğinin biyomekanik özelliklerinin değerlendirildiği bu çalışmanın amacı; tekniklerin sağladığı stabilite miktarlarını belirleyerek, yapılan cerrahi işlemin amacına yönelik en uygun fiksasyon tekniğinin seçimine yardımcı olmaktır.

## 2.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma için Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 07.12.2012 tarihli ve 28 sayılı kararı ile etik kurul onayı alındı (Bkz. EK-A). Sunulan çalışmada deney modeli olarak fiziksel ve yapısal özellikleri insan mandibulasına en yakın modellerden biri olan koyun mandibulası kullanıldı. Mandibulaların temininde koyunların boyutsal standardizasyonun sağlanabilmesi için benzer gelişim seviyesine sahip olmasına ve taze olmalarına özen gösterildi.

### 2.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada model olarak fiziksel ve yapısal özellikleri insan mandibulasına en yakın olan koyun mandibulası kullanıldı. Aynı gün kesilmiş ortalama 10-12 aylık 18 adet koyun mandibulası yumuşak dokularından temizlenip orta hatlarından ikiye ayrılarak 36 adet hemi-mandibula elde edildi (Şekil 2.1). Tüm hemi-mandibulaların koronoid proçesleri ve keser dişleri içeren anterior parçaları kesildi (Şekil 2.2). Osteotomiler araştırmacı tarafından ince frez ve osteotomlarla yapıldı.



**Şekil 2.1.** Yumuşak dokularından temizlenip orta hatlarından ikiye ayrılmış hemi-mandibula.



**Şekil 2.2.** Koronoid proçesleri ve anterior parçaları kesilmiş hemi-mandibula

## 2.2. Cerrahi Yöntem

Sagittal splitin vertikal bileşeni, ramusun posterior sınırından 5.5 mm anteriorda ve alveol tepe noktasından 6 mm inferiorda olacak şekilde yapıldı. Horizontal bileşeni ise mandibular foramenin posterior sınırına kadar ve 2 mm altından kalacak şekilde monokortikal olarak yapıldı . Vertikal ve horizontal kesiler bir oblik kesi ile ramusun anterior kenarında birleştirildi. Osteotomileri standardize etmek için mandibulanın lingual yüzüne horizontal kesi sınırından bazal kısma dik olarak uzanan monokortikal bir kesi yapıldı ve bu kesi istenmeyen kırık oluşumunu engellemek için mandibula bazal yüzünde mokortikal olarak vertikal osteotomi hattıyla birleştirildi. Split işlemi bazal kısımdan yerleştirilen osteotomla rotasyon hareketi yapılarak gerçekleştirildi. Sagittal planda ayrılan proksimal ve distal segmentler 5 mm ilerletme sağlanacak şekilde bir araya getirildi (Şekil 3-6). Osteotomi yapılan mandibulalarda, fiksasyon materyallerinin standart olarak yerleştirlimesini sağlamak için referans noktaları tüm modeller üzerinde işaretlendi.



**Şekil 2.3.** Osteotomisi yapılmış hemi-mandibula (fasiyalden görünüm)



**Şekil 2.4.** Osteotomisi yapılmış hemi-mandibula (medialden görünüm)



**Şekil 2.5.** Split işlemi sonrası fasiyal görünüm



**Şekil 2.6.** Split işlemi sonrası medial görünüm

## 2.3. Deney Grupları

### Grup A:

A grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemimandibulaya uygun delicilerle yuva açılarak 2.0 mm çaplı 13 mm uzunlukta üçer adet pozisyonel vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) aralarında 10 mm olacak şekilde ters L konfigürasyonunda bikortikal olarak yerleştirildi. İlk vida osteotominin vertikal

birleşeninin tepe noktasından 5 mm posteriorda olacak şekilde yerleştirildi. Diğer vidalar ise bu vida referans alınarak alt ve üst sınıra yerleştirildi (Şekil 2.7.).



**Şekil 2.7.** Ters L konfigürasyonunda 3 adet bikortikal vida fiksasyonu

**Grup B:**

B grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemi-mandibulaya uygun delicilerle yuva açılarak 2.0 mm çaplı 13 mm uzunlukta üçer adet pozisyonel vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) aralarında 5 mm mesafe olacak şekilde üst sınıra lineer pozisyonda bikortikal olarak yerleştirildi. İlk vida grup A'da tanımlanan şekilde yerleştirildi ve diğer ikisi bu vida referans alınarak tespit edildi (Şekil 2.8.).



**Şekil 2.8.** Lineer yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida fiksasyonu

**Grup C:**

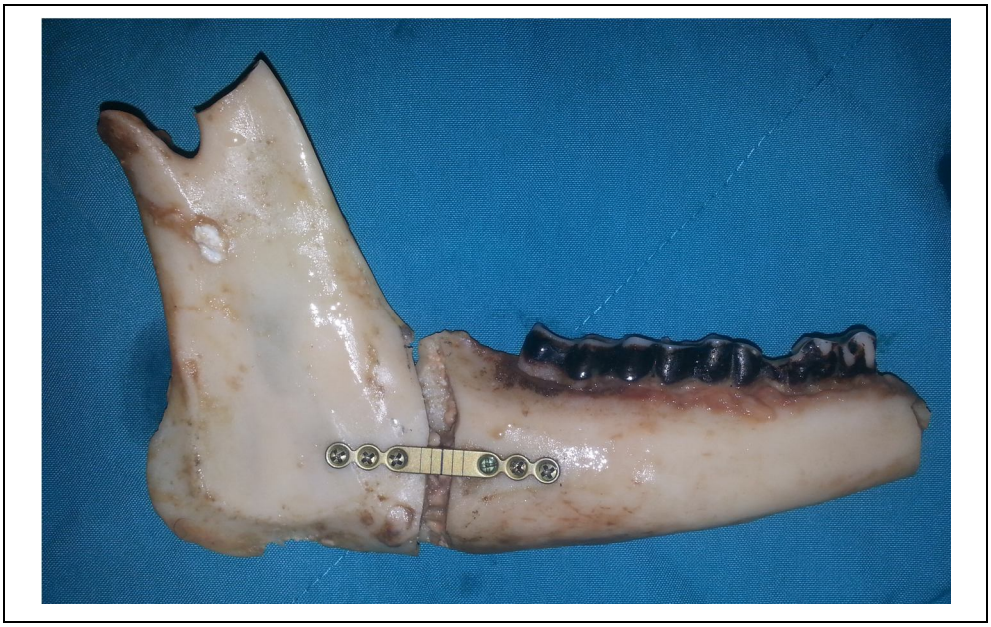
C grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemimandibulaya uygun delicilerle yuva açılarak 2.0 mm çaplı 13 mm uzunlukta ikişer adet pozisyonel vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) aralarında 10 mm olacak şekilde lineer pozisyonda bikortikal olarak yerleştirildi . İlk vida grup A'da tanımlanan şekilde yerleştirildi ve diğeri bu vida referans alınarak tespit edildi (Şekil 2.9.).



**Şekil 2.9.** Lineer yerleştirilmiş 2 adet bikortikal vida fiksasyonu

**Grup D:**

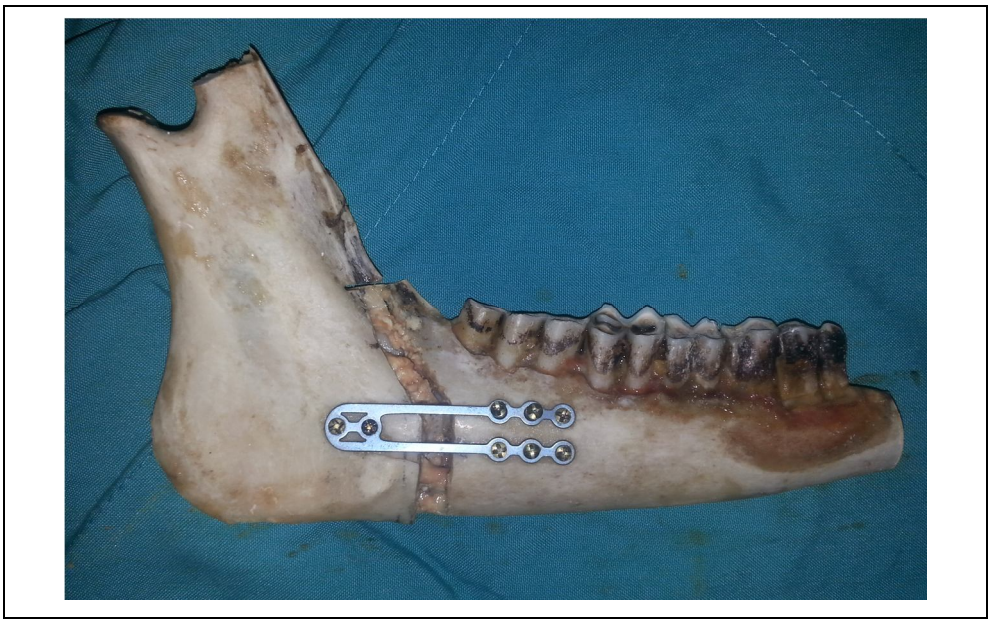
D grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemimandibulaya 6 delikli sagittal split plağı 2.0 mm çaplı 6 mm uzunluğunda 6 adet vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) kullanılarak mandibula alt sınırı ve dişlerin koleleri arasındaki mesafenin orta noktasına ve plak osteotomi hattının her iki tarafına simetrik olarak uzanacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.10).



**Şekil 2.10.** 6 delikli sagittal split plağı ile fiksasyon

**Grup E:**

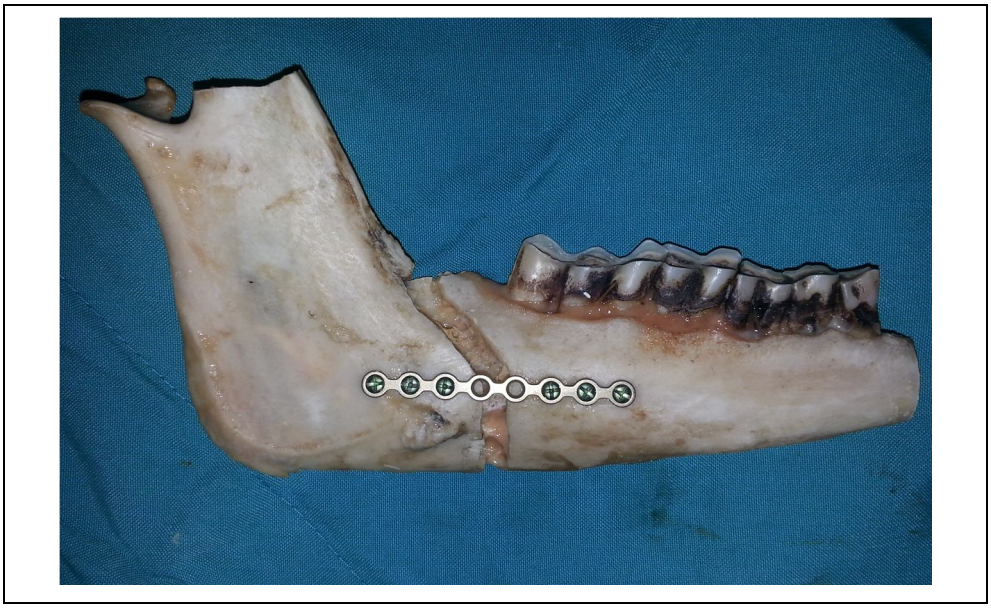
E grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemi-mandibulaya sagittal split sliding plaklar 2.0 mm çaplı 6 mm uzunluğunda 8 adet vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) kullanılarak plakların orta hattı mandibula alt sınırı ve dişlerin koleleri arasındaki mesafenin orta noktasına gelecek ve plak osteotomi hattının her iki tarafına simetrik olarak uzanacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.11.).



**Şekil 2.11.** Sagittal split sliding plak ile fiksasyon

**Grup F:**

F grubunda 5 mm ilerletme yapılmış 6 adet hemimandibulaya 8 delikli standart plaklar 2.0 mm çaplı 6 mm uzunluğunda 6 adet vida (Modus, Medartis, Basel, İsviçre) kullanılarak mandibula alt sınırı ve dişlerin koleleri arasındaki mesafenin orta noktasına ve plak osteotomi hattının her iki tarafına simetrik olarak uzanacak şekilde yerleştirildi (Şekil 2.12.).

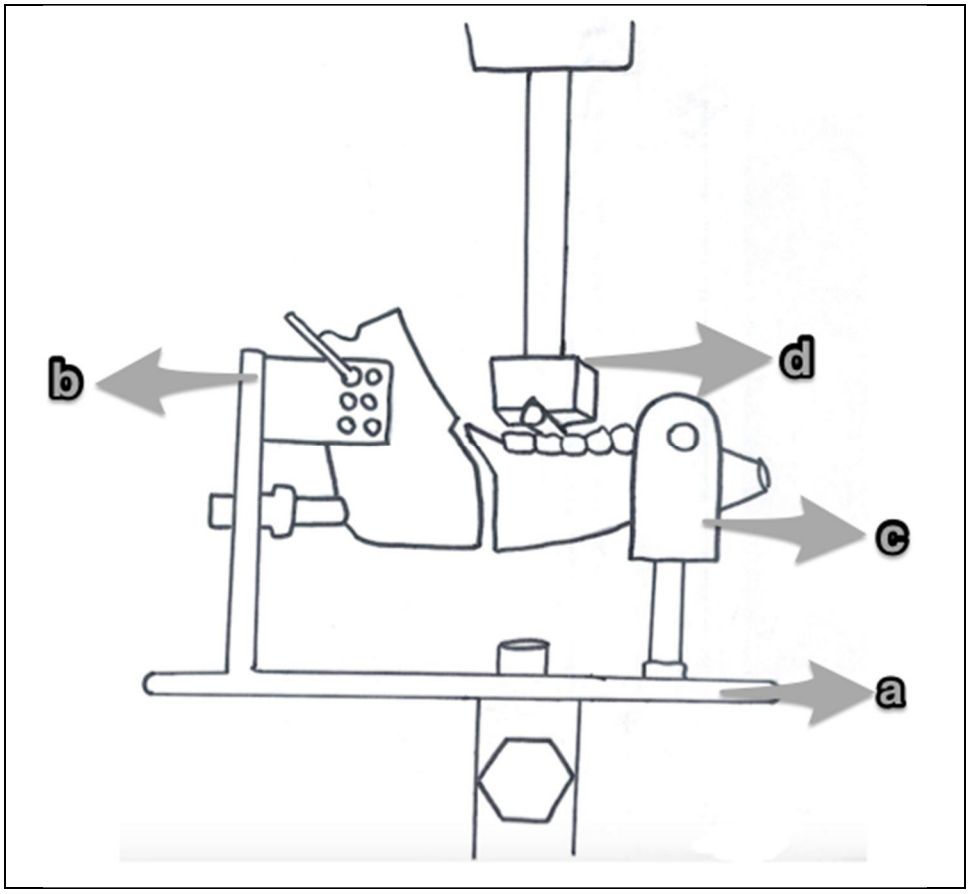


**Şekil 2.12.** Standart mini plak ile fiksasyon

## 2.4. Deney Düzeneği

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

Deney düzeneğindeki fiksasyon aygıtı servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanabilen bir kaide ve bunun üzerinde boyutsal olarak standart yerleştirmeye izin veren iki vertikal parçadan oluşmaktaydı. Vertikal parçalardan biri ramusa önceden açılmış yuvalara 4 mm çapında bir metal çubuk ile bağlanabilmekte ve angulus bölgesine yerleşerek hareketi engelleyen ayarlanabilir bir parçadan oluşmaktaydı. Diğer vertikal parça kuvvet uygulanan noktanın 7 cm anteriorunda korpusu alttan tek nokta temasıyla desteklemekteydi. Servohidrolik test cihazının kuvvet uygulayan hareketli parçası cihaza monte edilebilen ve kuvvet uygulanacak bölgeye tek nokta teması sağlayan silindirik bir çubuktan oluşmaktaydı (Şekil 2.13).



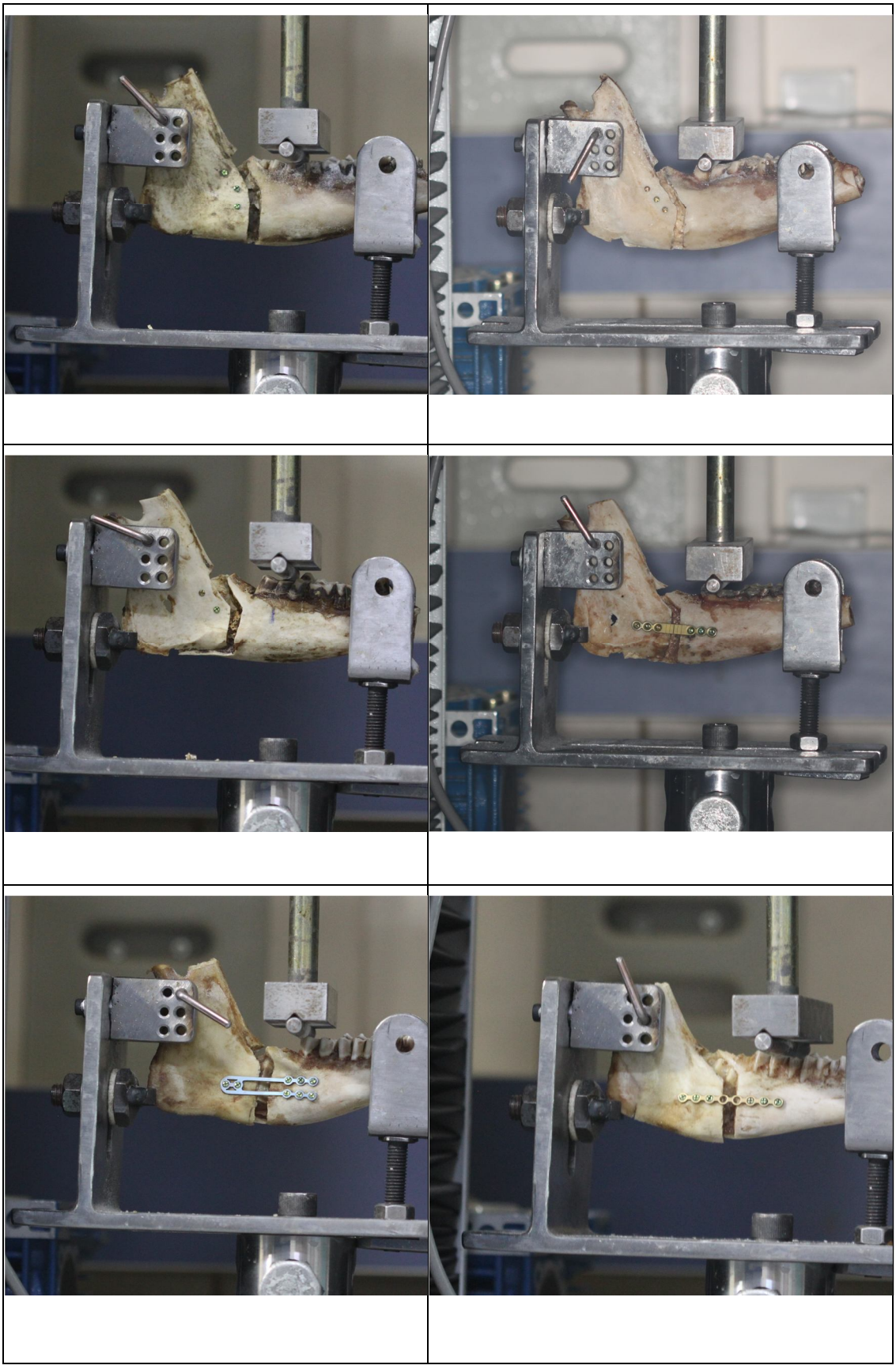

**Şekil 2.13.** Deney düzeneğinin şematik görünümü, a-Test cihazına bağlanan rijit kaide, b-Ramusa bağlanan vertikal parça, c-Anteriorda korpusu destekleyen parça, d-Servohidrolik test cihazının hareketli kısmına bağlanan parçayı göstermektedir.

Deneyde kullanılan servohidrolik test cihazı, (TST 2500 mxe, ELISTA elektronik İnformatik Sistem Tasarım Ltd, İstanbul Türkiye) çekme, basma, yukarı ve aşağı olmak üzere iki yönde makaslama, kırma, eğme, ezme testleri yapabilme, test verilerini bilgisayara aktarabilme, 2500 kg yük kapasitesiyle maksimum 5000 kg'a çıkabilme, 1/3000 relatif yük ve 20 mikron uzama ölçümü hassasiyeti ile transvers yönde ayarlanabilir 0.5 mm/dak-200 mm/dak hız niteliklerine sahipti.

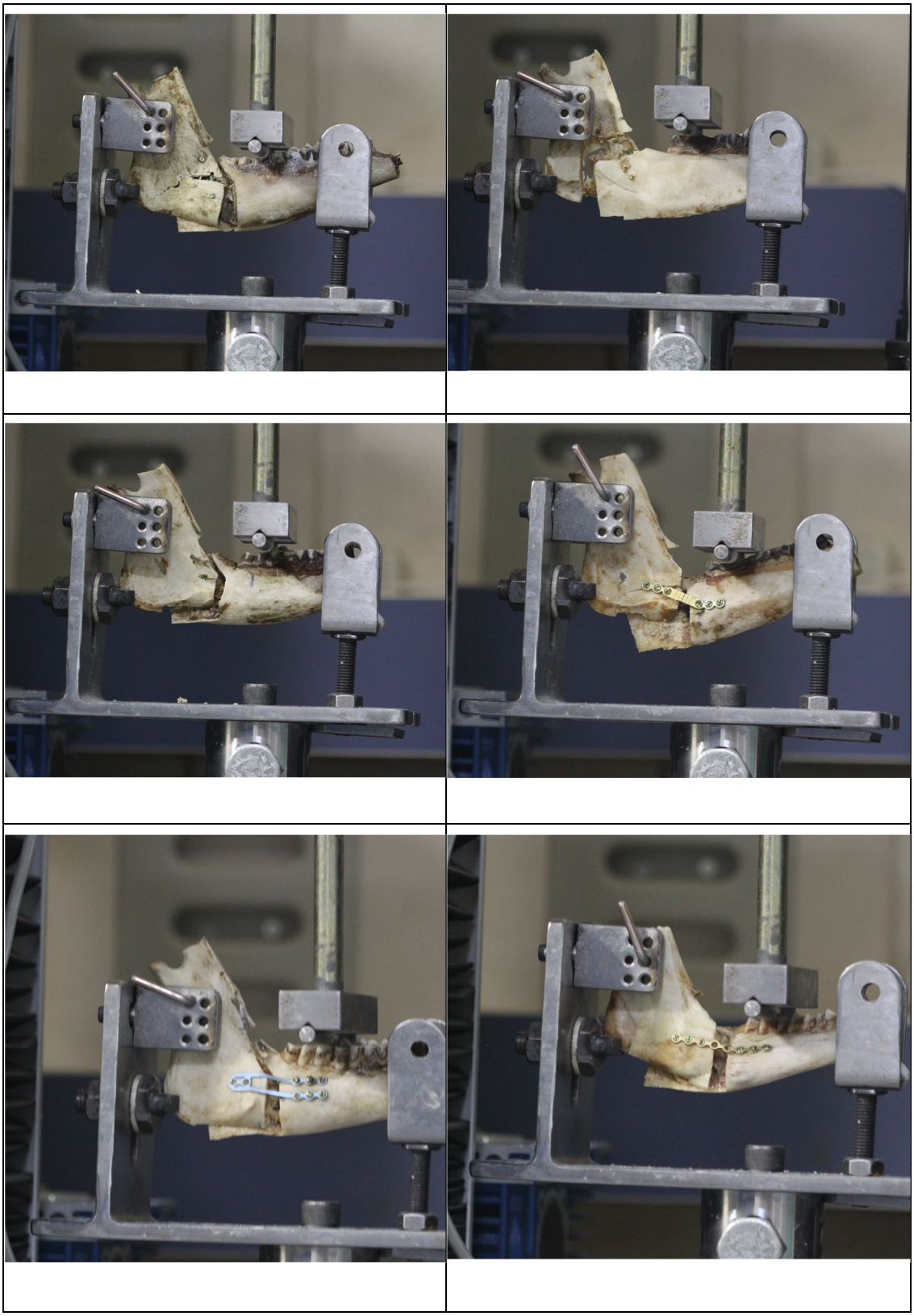
### 2.5. Biyomekanik Test

Hazırlanan örnekler deney düzeneğine standart olarak monte edildikten sonra deney düzeneği kuvvet kolu vertikal osteotomi hattının 1 cm anteriorunda olacak şekilde servohidrolik test cihazına yerleştirildi. Kuvvet kolu nokta teması sağlayacak şekilde cihaz kontrollü bir şekilde çalıştırılarak kuvvetin uygulanacağı bölgeye getirildi. Bu sırada cihazın ölçtüğü kuvvetin 10 N'un altında kalmasına dikkat edildi. Bunun dışında özel bir ön yükleme protokolü uygulanmadı (Şekil 2.14). Cihaz sıfırlanarak deneye başlandı. Her örneğe kalıcı deformasyon oluşuncaya kadar 10 mm/dak hızında kuvvet uygulandı (Şekil 2.15).

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



**Şekil 2.14.** Düzeneğe sabitlenmiş örnekler



**Şekil 2.15.** Sürekli kuvvet altında plastik deformasyon oluşmuş örnekler

## 3. BULGULAR

Fiksasyon materyalleri osteotomize mandibulalara arzu edilen stabiliteyi makroskopik olarak karşılayacak şekilde sorunsuz olarak yerleştirildi. Örneklerin deney düzeneğine ve servohidrolik test cihazına standart şekilde yerleştirilmesi ile ilgili herhangi bir problemle karşılaşılmadı.

Tespit edilen en düşük plastik deformasyona yol açan kuvvetin 70 N olması nedeniyle 0-70 N aralığında değerlendirme yapılmıştır. Her örnek için dijital olarak kaydedilen yük/deplasman grafikleri değerlendirilerek her 5 N'da bir oluşan deplasman verileri 0-70 N aralığı için belirlendi.

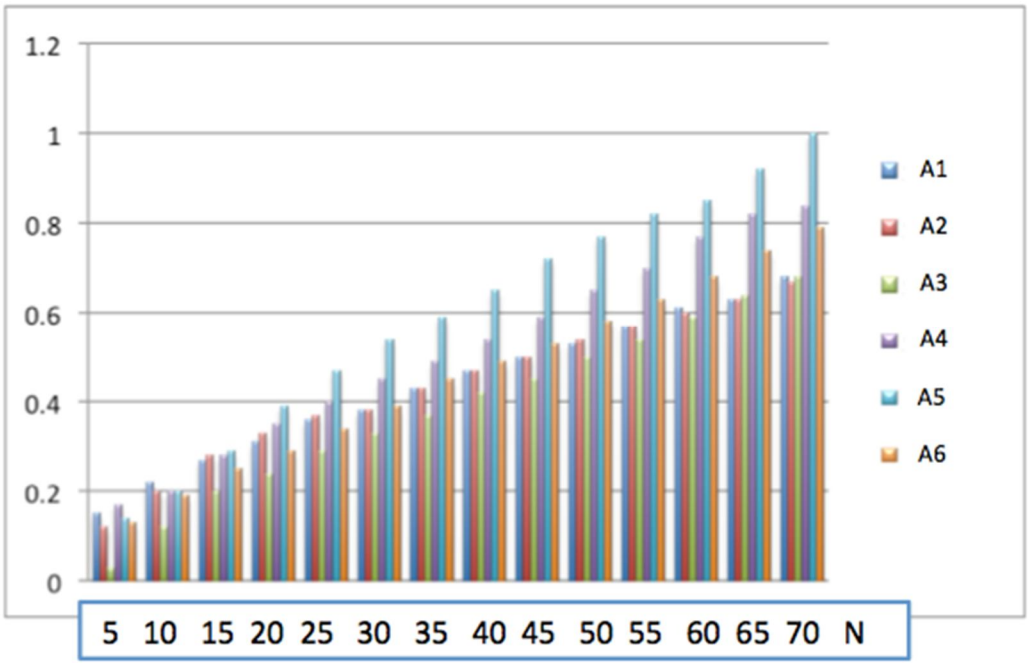
### 3.1.Deplasman Verileri

**Grup A:**

Ters L konfigürasyonunda bikortikal pozisyonel 3 vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer A1 örneğinde 185 N, en yüksek değer A4 örneğinde 265 N olarak kaydedilmiştir. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği Çizelge 3.1 ve Şekil 3.1'de görülmektedir. 70 N kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 1 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 0.67 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.1.** A grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | A1 | A2 | A3 | A4 | A5 | A6 |
| 5 | 0,15 | 0,12 | 0,03 | 0,17 | 0,14 | 0,13 |
| 10 | 0,22 | 0,2 | 0,12 | 0,2 | 0,2 | 0,19 |
| 15 | 0,27 | 0,28 | 0,2 | 0,28 | 0,29 | 0,25 |
| 20 | 0,31 | 0,33 | 0,24 | 0,35 | 0,39 | 0,29 |
| 25 | 0,36 | 0,37 | 0,29 | 0,4 | 0,47 | 0,34 |
| 30 | 0,38 | 0,38 | 0,33 | 0,45 | 0,54 | 0,39 |
| 35 | 0,43 | 0,43 | 0,37 | 0,49 | 0,59 | 0,45 |
| 40 | 0,47 | 0,47 | 0,42 | 0,54 | 0,65 | 0,49 |
| 45 | 0,5 | 0,5 | 0,45 | 0,59 | 0,72 | 0,53 |
| 50 | 0,53 | 0,54 | 0,5 | 0,65 | 0,77 | 0,58 |
| 55 | 0,57 | 0,57 | 0,54 | 0,7 | 0,82 | 0,63 |
| 60 | 0,61 | 0,6 | 0,59 | 0,77 | 0,85 | 0,68 |
| 65 | 0,63 | 0,63 | 0,64 | 0,82 | 0,92 | 0,74 |
| 70 | 0,68 | 0,67 | 0,68 | 0,84 | 1 | 0,79 |



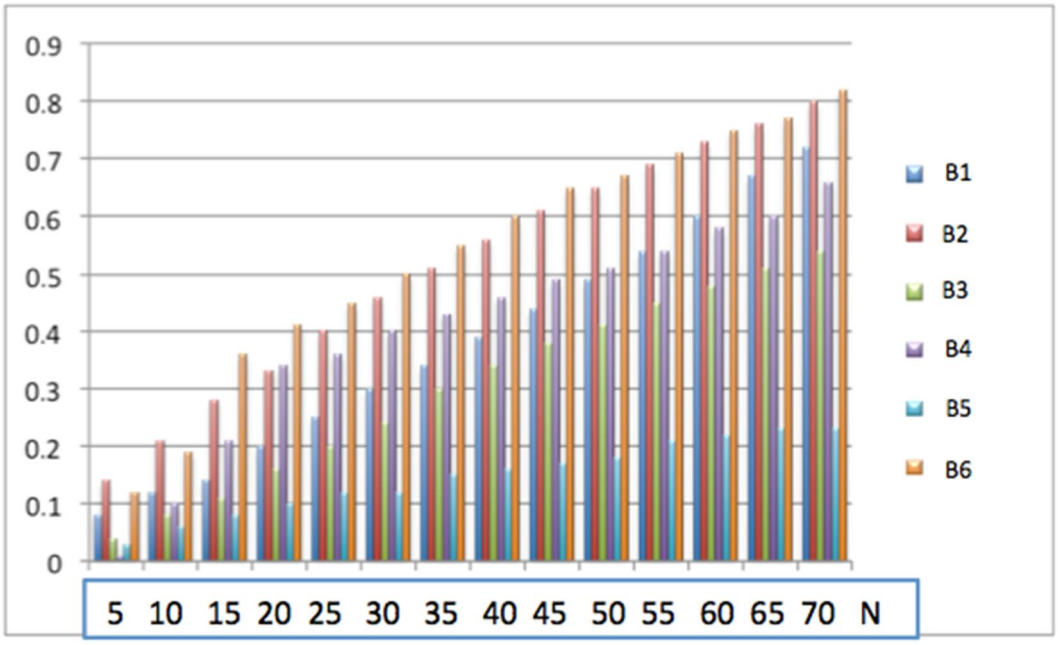

**Şekil 3.1.** A grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

**Grup B:**

Üst sınıra lineer yerleştirilen bikortikal pozisyonel 3 vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer B4 örneğinde 210 N, en yüksek değer B3 örneğinde 270 N'dur. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği Çizelge 3.2 ve Şekil 3.2'de görülmektedir. 70 N kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 0.82 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 0.23 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.2.** B grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | B1 | B2 | B3 | B4 | B5 | B6 |
| 5 | 0,08 | 0,14 | 0,04 | 0,01 | 0,03 | 0,12 |
| 10 | 0,12 | 0,21 | 0,08 | 0,1 | 0,06 | 0,19 |
| 15 | 0,14 | 0,28 | 0,11 | 0,21 | 0,08 | 0,36 |
| 20 | 0,2 | 0,33 | 0,16 | 0,34 | 0,1 | 0,41 |
| 25 | 0,25 | 0,4 | 0,2 | 0,36 | 0,12 | 0,45 |
| 30 | 0,3 | 0,46 | 0,24 | 0,4 | 0,12 | 0,5 |
| 35 | 0,34 | 0,51 | 0,3 | 0,43 | 0,15 | 0,55 |
| 40 | 0,39 | 0,56 | 0,34 | 0,46 | 0,16 | 0,6 |
| 45 | 0,44 | 0,61 | 0,38 | 0,49 | 0,17 | 0,65 |
| 50 | 0,49 | 0,65 | 0,41 | 0,51 | 0,18 | 0,67 |
| 55 | 0,54 | 0,69 | 0,45 | 0,54 | 0,21 | 0,71 |
| 60 | 0,6 | 0,73 | 0,48 | 0,58 | 0,22 | 0,75 |
| 65 | 0,67 | 0,76 | 0,51 | 0,6 | 0,23 | 0,77 |
| 70 | 0,72 | 0,8 | 0,54 | 0,66 | 0,23 | 0,82 |




**Şekil 3.2.** B grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

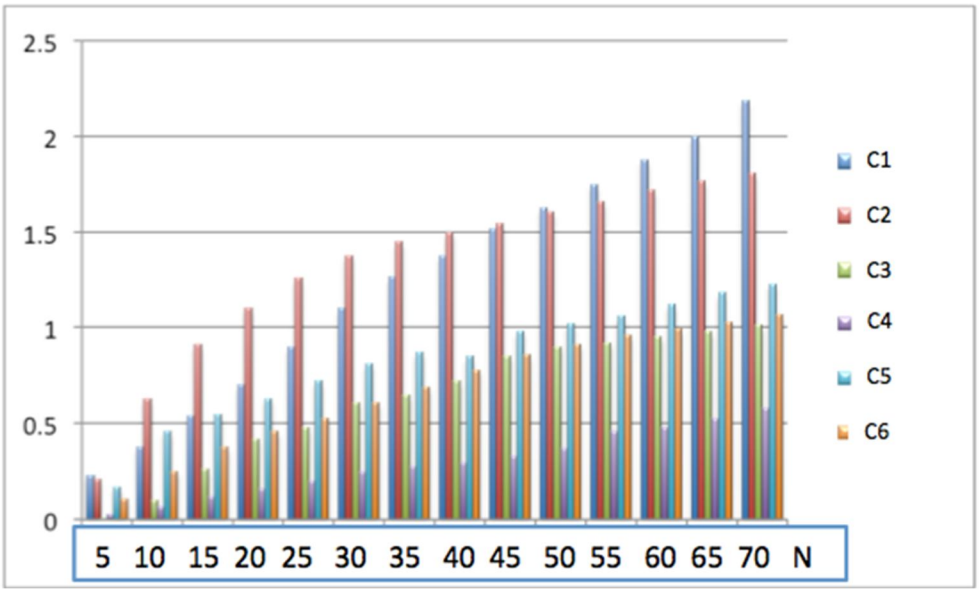
**Grup C:**

Üst sınıra lineer yerleştirilen bikortikal pozisyonel 2 vida ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer C1 örneğinde 150 N, en yüksek değer C5 örneğinde 260 N'dur. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği Çizelge 3.3 ve Şekil 3.3'de görülmektedir. 70 N

kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 2.19 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 0.58 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.3.** C grubu kuvvet(N)/deplasman(mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | C1 | C2 | C3 | C4 | C5 | C6 |
| 5 | 0,23 | 0,21 | 0,01 | 0,03 | 0,17 | 0,11 |
| 10 | 0,38 | 0,63 | 0,1 | 0,07 | 0,46 | 0,25 |
| 15 | 0,54 | 0,91 | 0,26 | 0,12 | 0,55 | 0,38 |
| 20 | 0,7 | 1,1 | 0,42 | 0,16 | 0,63 | 0,46 |
| 25 | 0,9 | 1,26 | 0,48 | 0,2 | 0,72 | 0,53 |
| 30 | 1,1 | 1,38 | 0,61 | 0,25 | 0,81 | 0,61 |
| 35 | 1,27 | 1,45 | 0,65 | 0,28 | 0,87 | 0,69 |
| 40 | 1,38 | 1,5 | 0,72 | 0,3 | 0,85 | 0,78 |
| 45 | 1,52 | 1,55 | 0,85 | 0,33 | 0,98 | 0,86 |
| 50 | 1,63 | 1,61 | 0,9 | 0,37 | 1,02 | 0,91 |
| 55 | 1,75 | 1,66 | 0,92 | 0,46 | 1,06 | 0,96 |
| 60 | 1,88 | 1,72 | 0,95 | 0,48 | 1,12 | 0,99 |
| 65 | 2 | 1,77 | 0,98 | 0,53 | 1,18 | 1,03 |
| 70 | 2,19 | 1,81 | 1,01 | 0,58 | 1,23 | 1,07 |




**Şekil 3.3.** C grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

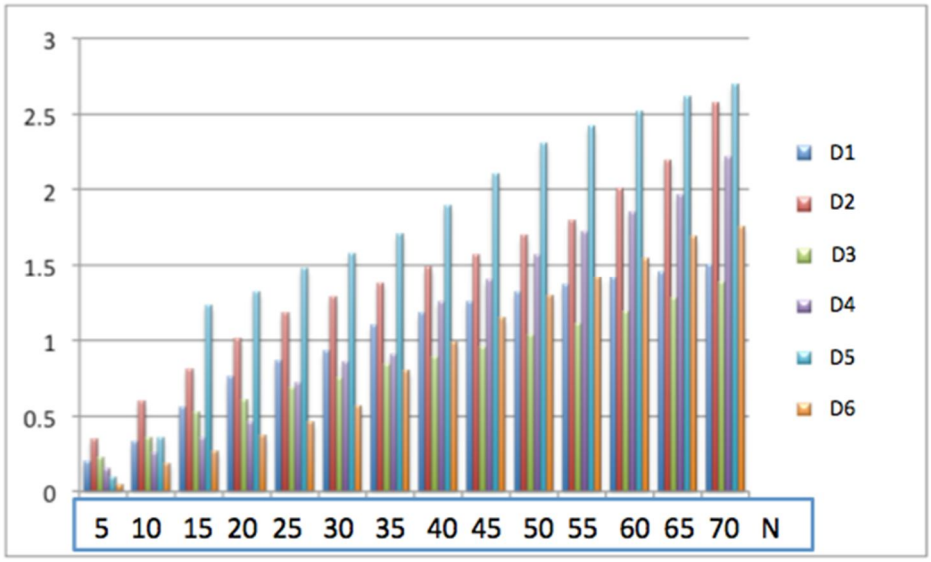
**Grup D:**

Sagittal split plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer D2 örneğinde 90 N, en yüksek değer D1 örneğinde 160 N'dur. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği Çizelge 3.4 ve

Şekil 3.4'de görülmektedir. 70 N kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 2.7 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 1.39 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.4.** D grubu kuvvet(N)/deplasman(mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | D1 | D2 | D3 | D4 | D5 | D6 |
| 5 | 0,2 | 0,35 | 0,23 | 0,15 | 0,1 | 0,05 |
| 10 | 0,33 | 0,6 | 0,36 | 0,26 | 0,36 | 0,19 |
| 15 | 0,56 | 0,81 | 0,53 | 0,36 | 1,23 | 0,27 |
| 20 | 0,76 | 1,01 | 0,61 | 0,46 | 1,32 | 0,37 |
| 25 | 0,87 | 1,18 | 0,69 | 0,72 | 1,48 | 0,46 |
| 30 | 0,93 | 1,29 | 0,75 | 0,86 | 1,58 | 0,57 |
| 35 | 1,1 | 1,38 | 0,84 | 0,91 | 1,71 | 0,8 |
| 40 | 1,18 | 1,49 | 0,89 | 1,26 | 1,9 | 0,99 |
| 45 | 1,26 | 1,57 | 0,96 | 1,4 | 2,11 | 1,15 |
| 50 | 1,32 | 1,7 | 1,04 | 1,57 | 2,31 | 1,3 |
| 55 | 1,37 | 1,8 | 1,11 | 1,73 | 2,42 | 1,42 |
| 60 | 1,42 | 2,01 | 1,19 | 1,86 | 2,52 | 1,55 |
| 65 | 1,46 | 2,2 | 1,28 | 1,97 | 2,62 | 1,69 |
| 70 | 1,51 | 2,58 | 1,39 | 2,22 | 2,7 | 1,76 |




**Şekil 3.4.** D grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

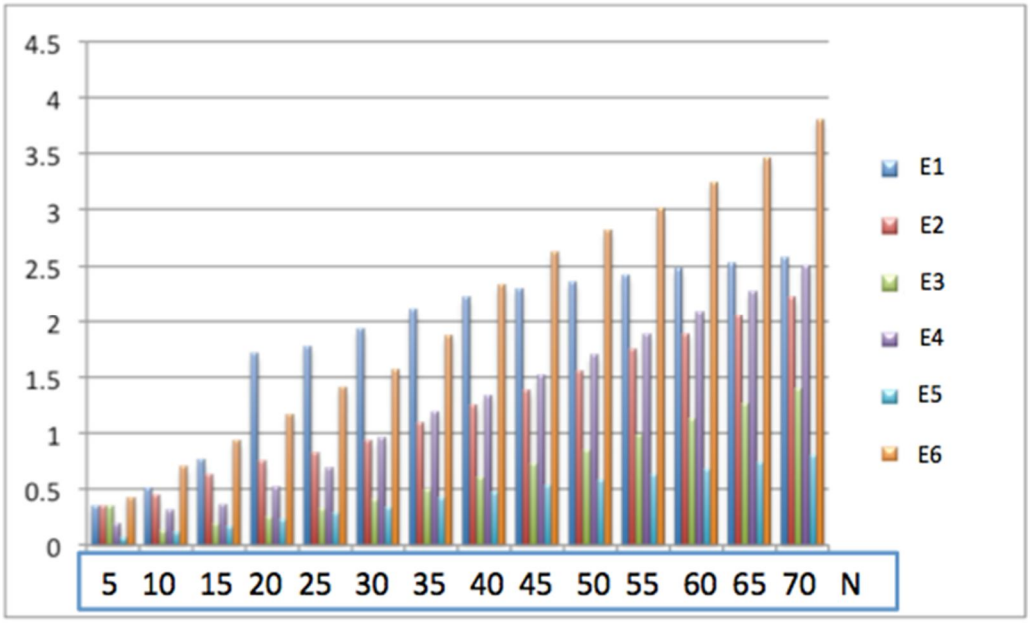
**Grup E:**

Sagittal split sliding plak ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer E6 örneğinde 70 N, en yüksek değer E4 örneğinde 210 N'dur. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği

Çizelge 3.5 ve Şekil 3.5'de görülmektedir. 70 N kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 3.81 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 0.8 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.5.** E grubu kuvvet(N)/deplasman(mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | E1 | E2 | E3 | E4 | E5 | E6 |
| 5 | 0,35 | 0,35 | 0,35 | 0,2 | 0,07 | 0,43 |
| 10 | 0,51 | 0,45 | 0,13 | 0,31 | 0,12 | 0,7 |
| 15 | 0,76 | 0,63 | 0,2 | 0,37 | 0,17 | 0,93 |
| 20 | 1,71 | 0,75 | 0,25 | 0,52 | 0,23 | 1,17 |
| 25 | 1,78 | 0,83 | 0,33 | 0,69 | 0,29 | 1,41 |
| 30 | 1,93 | 0,93 | 0,41 | 0,96 | 0,34 | 1,57 |
| 35 | 2,11 | 1,1 | 0,5 | 1,19 | 0,42 | 1,87 |
| 40 | 2,22 | 1,25 | 0,61 | 1,34 | 0,47 | 2,33 |
| 45 | 2,3 | 1,38 | 0,73 | 1,52 | 0,54 | 2,63 |
| 50 | 2,36 | 1,56 | 0,85 | 1,7 | 0,58 | 2,82 |
| 55 | 2,42 | 1,75 | 0,99 | 1,89 | 0,63 | 3,01 |
| 60 | 2,48 | 1,89 | 1,13 | 2,09 | 0,68 | 3,25 |
| 65 | 2,53 | 2,06 | 1,26 | 2,27 | 0,74 | 3,46 |
| 70 | 2,58 | 2,22 | 1,4 | 2,5 | 0,8 | 3,81 |




**Şekil 3.5.** E grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

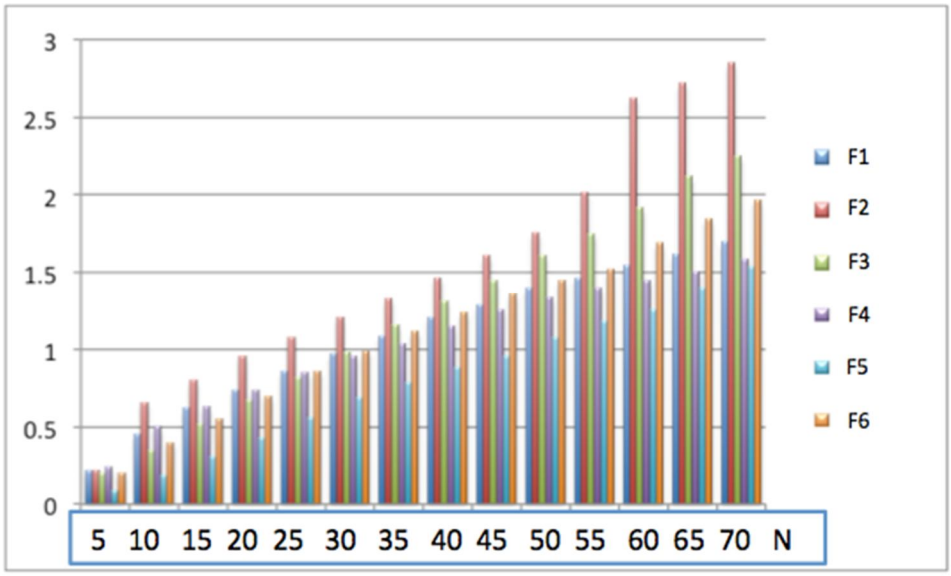
**Grup F:**

Standart mini plak ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer F1 örneğinde 90 N, en yüksek değer F4 örneğinde 230 N'dur. Her örneğin 70 N'a kadar olan deplasman değerleri ve grafiği Çizelge 3.6 ve

Şekil 3.6'da görülmektedir. 70 N kuvvet altında en yüksek deplasman değeri olarak 2.85 mm, en düşük deplasman değeri olarak ise 1.54 mm ölçülmüştür.

**Çizelge 3.6.** F grubu kuvvet(N)/deplasman(mm) tablosu

| Uygulanan kuvvet (N) | Deplasman Değerleri (mm) | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | F1 | F2 | F3 | F4 | F5 | F6 |
| 5 | 0,22 | 0,22 | 0,2 | 0,24 | 0,09 | 0,2 |
| 10 | 0,45 | 0,66 | 0,35 | 0,5 | 0,19 | 0,4 |
| 15 | 0,62 | 0,8 | 0,52 | 0,63 | 0,31 | 0,55 |
| 20 | 0,74 | 0,96 | 0,67 | 0,74 | 0,43 | 0,7 |
| 25 | 0,86 | 1,08 | 0,82 | 0,85 | 0,56 | 0,86 |
| 30 | 0,97 | 1,21 | 0,98 | 0,96 | 0,69 | 0,99 |
| 35 | 1,09 | 1,33 | 1,16 | 1,04 | 0,79 | 1,12 |
| 40 | 1,21 | 1,47 | 1,31 | 1,15 | 0,88 | 1,24 |
| 45 | 1,29 | 1,61 | 1,45 | 1,26 | 0,96 | 1,36 |
| 50 | 1,4 | 1,76 | 1,61 | 1,34 | 1,08 | 1,45 |
| 55 | 1,47 | 2,02 | 1,75 | 1,4 | 1,18 | 1,52 |
| 60 | 1,55 | 2,63 | 1,92 | 1,45 | 1,26 | 1,69 |
| 65 | 1,62 | 2,72 | 2,12 | 1,51 | 1,4 | 1,85 |
| 70 | 1,7 | 2,85 | 2,25 | 1,59 | 1,54 | 1,97 |




**Şekil 3.6.** F grubu kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği

### 3.2.İstatiksel Analiz

Tüm gruplara ait deplasman değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları Çizelge 3.7'de verilmiştir. Bununla birlikte aynı çizelgede değerlendirilen en küçük ve en büyük kuvvetler için tüm fiksasyon materyallerinin ortalama deplasman değerleri sunulmuştur.

**Çizelge 3.7.** Dahil edilen veriler

| | A Grubu Plak | B Grubu Plak | C Grubu Plak | D Grubu Plak | E Grubu Plak | F Grubu Plak |
|---|---|---|---|---|---|---|
| N | 14 | 14 | 14 | 14 | 14 | 14 |
| Ortalama | 0,472 | 0,380 | 0,837 | 1,176 | 1,251 | 1,137 |
| Standart Sapma | 0,203 | 0,174 | 0,364 | 0,570 | 0,639 | 0,552 |
| Ortalama En Küçük Değer | ,12 | ,07 | ,13 | ,18 | ,24 | ,20 |
| Ortalama En Büyük Değer | ,78 | ,63 | 1,32 | 2,03 | 2,22 | 1,98 |

Grup A: Ters L 3 vida Grup B: Lineer 3 vida Grup C: Lineer 2 vida Grup D: Sagittal split plağı Grup E: Sagittal split sliding plak Grup F: Standart miniplak

Grupların deplasman değerleri arasında fark olup olmadığını değerlendirmek üzere Kolmogrov-Simirnov testi kullanılarak verilerin normal dağılıma uyup uymadığı kontrol edildi (Çizelge 3.8).

**Çizelge 3.8.** Kolmogrov-Simirnov Normallik testi

| Newton | Kolmogorov-Smirnov | | |
|---|---|---|---|
| | Statistic | df | Sig. |
| 5,00 | .095 | 36 | **.200** |
| 10,00 | .163 | 36 | **.116** |
| 15,00 | .168 | 36 | **.112** |
| 20,00 | .169 | 36 | **.111** |
| 25,00 | .149 | 36 | **.071** |
| 30,00 | .131 | 36 | **.123** |
| 35,00 | .126 | 36 | **.162** |
| 40,00 | .130 | 36 | **.132** |
| 45,00 | .122 | 36 | **.196** |
| 50,00 | .130 | 36 | **.130** |
| 55,00 | .137 | 36 | **.086** |
| 60,00 | .132 | 36 | **.117** |
| 65,00 | .133 | 36 | **.109** |
| 70,00 | .144 | 36 | **.057** |

Kolmogrov-Simirnov testi sonucunda elde edilen p-değerlerine bakıldığında tüm ölçüm değerleri için p-değeri I. tip hata oranından ($\alpha$=0.05) büyük olduğundan verilerin normal dağılımdan geldiği kabul edildi. Bu nedenle gruplar arasındaki farkın incelenmesi için parametrik teknikler kullanıldı. Burada Newton ölçümleri ile gruplar bağımsız değişken; deplasman değerleri bağımlı değişken olduğu için gruplar arasında farklılık olup olmadığı iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ile test edildi.

Öncelikle varyans analizinin önemli varsayımlarından "varyansların homojenliği" varsayımının sağlanıp sağlanmadığına bakıldı (Çizelge 3.9).

**Çizelge 3.9.** Varyansların homojenliği testi

| **Levene's Testi**[a] | | | |
|---|---|---|---|
| Bağımlı değişken: Deplasman değerleri | | | |
| F | df1 | df2 | Sig. |
| 4,077 | 83 | 420 | **,171** |
| a. Tasarı: Sınırlama + Newton Değerleri + Gruplar + Newton Değerleri* Gruplar | | | |

Varyansların homojenliği testinde elde edilen p-değeri(sig.) 0.05'den büyük olduğu için varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. Bu nedenle değişkenler arası etkileşimin değerlendirilmesi için ANOVA testi yapılmasına karar verildi (Çizelge 3.10).

**Çizelge 3.10.** Değişkenler arası etkileşim testi

| **İki yönlü varyans analizi (ANOVA)** Bağımlı Değişken :Deplasman Miktarı | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Kaynak | Tip III kareler toplamı | df | Mean Square | F | Sig. | Partial Eta Squared |
| Düzeltilmiş model | 156,366[a] | 83 | 1,884 | 11,608 | **,000** | ,696 |
| Tasarı | 386,435 | 1 | 386,435 | 2380,964 | **,000** | ,850 |
| Newton | 81,065 | 13 | 6,236 | 38,421 | **,000** | ,543 |
| Gruplar | 59,523 | 5 | 11,905 | 73,349 | **,000** | ,466 |
| Newton * Gruplar | 15,778 | 65 | ,243 | 1,496 | **,011** | ,188 |
| Hata | 68,167 | 420 | ,162 | | | |
| Toplam | 610,968 | 504 | | | | |
| Düzeltilmiş toplam | 224,533 | 503 | | | | |
| a. R Squared = .696 (Adjusted R Squared = .636) | | | | | | |

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde p-değerleri (sig.) 0.05'den küçük çıktığı için gruplar arasında fark olduğuna %5 anlamlılık düzeyinde karar verildi. Gruplar arasındaki farkın hangi değişkenlerden kaynaklandığını belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi yapıldı (Çizelge 3.11).

**Çizelge3.11.** Çoklu karşılaştırma tablosu

**Çoklu Karşılaştırmalar**

Deplasman Değerleri
Tukey HSD

| (I) Gruplar | (J) Gruplar | Ortalama fark | Std. hata | Sig. | %95 güven aralığı | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | | | Alt sınır | Üst sınır |
| **Grup A** | Grup B | ,0920 | ,06216 | ,677 | -,0859 | ,2700 |
| | **Grup C** | -,3649* | ,06216 | **,000** | -,5429 | -,1869 |
| | **Grup D** | -,7035* | ,06216 | **,000** | -,8814 | -,5255 |
| | **Grup E** | -,7782* | ,06216 | **,000** | -,9562 | -,6002 |
| | **Grup F** | -,6650* | ,06216 | **,000** | -,8430 | -,4870 |
| **Grup B** | Grup A | -,0920 | ,06216 | ,677 | -,2700 | ,0859 |
| | **Grup C** | -,4569* | ,06216 | **,000** | -,6349 | -,2789 |
| | **Grup D** | -,7955* | ,06216 | **,000** | -,9734 | -,6175 |
| | **Grup E** | -,8702* | ,06216 | **,000** | -1,0482 | -,6923 |
| | **Grup F** | -,7570* | ,06216 | **,000** | -,9350 | -,5791 |
| **PlakC** | **Grup A** | ,3649* | ,06216 | **,000** | ,1869 | ,5429 |
| | **Grup B** | ,4569* | ,06216 | **,000** | ,2789 | ,6349 |
| | **Grup D** | -,3386* | ,06216 | **,000** | -,5165 | -,1606 |
| | **Grup E** | -,4133* | ,06216 | **,000** | -,5913 | -,2354 |
| | **Grup F** | -,3001* | ,06216 | **,000** | -,4781 | -,1221 |
| **PlakD** | **Grup A** | ,7035* | ,06216 | **,000** | ,5255 | ,8814 |
| | **Grup B** | ,7955* | ,06216 | **,000** | ,6175 | ,9734 |
| | **Grup C** | ,3386* | ,06216 | **,000** | ,1606 | ,5165 |
| | Grup E | -,0748 | ,06216 | ,835 | -,2527 | ,1032 |
| | Grup F | ,0385 | ,06216 | ,990 | -,1395 | ,2164 |
| **PlakE** | **Grup A** | ,7782* | ,06216 | **,000** | ,6002 | ,9562 |
| | **Grup B** | ,8702* | ,06216 | **,000** | ,6923 | 1,0482 |
| | **Grup C** | ,4133* | ,06216 | **,000** | ,2354 | ,5913 |
| | Grup D | ,0748 | ,06216 | ,835 | -,1032 | ,2527 |
| | Grup F | ,1132 | ,06216 | ,453 | -,0648 | ,2912 |
| **PlakF** | **Grup A** | ,6650* | ,06216 | **,000** | ,4870 | ,8430 |
| | **Grup B** | ,7570* | ,06216 | **,000** | ,5791 | ,9350 |
| | **Grup C** | ,3001* | ,06216 | **,000** | ,1221 | ,4781 |
| | Grup D | -,0385 | ,06216 | ,990 | -,2164 | ,1395 |
| | Grup E | -,1132 | ,06216 | ,453 | -,2912 | ,0648 |

Grup A: Ters L 3 vida Grup B: Lineer 3 vida Grup C: Lineer 2 vida Grup D: Sagittal split plağı Grup E: Sagittal split sliding plak Grup F: Standart miniplak

Uygulanan kuvvet karşısında oluşan deplasman değerlerinin çoklu karşılaştırması testinden elde edilen sonuçlar $p<0.05$ anlamlılık düzeyi kabul edilerek değerlendirildiğinde;

A grubunun; B grubu ile arasında anlamlı bir farkın olmadığı ancak C, D, E ve F grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu,

B grubunun; A grubu ile arasında anlamlı bir farkın olmadığı ancak C, D, E ve F grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu,

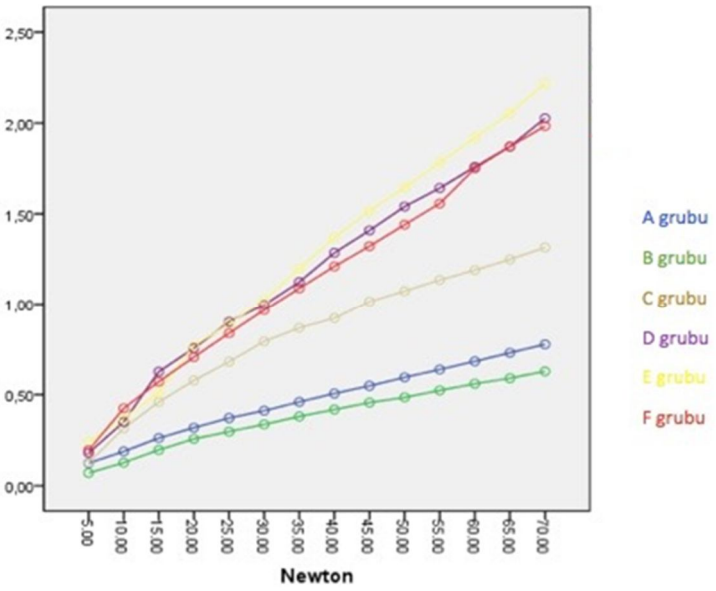
C grubunun; A, B, D, E ve F grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu,

D grubunun; E ve F grupları ile arasında anlamlı bir farkın olmadığı ancak A, B ve C grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu,

E grubunun; D ve F grupları ile arasında anlamlı bir farkın olmadığı ancak A, B ve C grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu,

F grubunun; D ve E grupları ile arasında anlamlı bir farkın olmadığı ancak A, B ve C grupları ile arasında anlamlı bir farkın olduğu belirlendi.

Değerlendirme aralığında oluşan deplasman değerleri karşılaştırıldığında en fazla deplasmanın sırasıyla E, D, F ve C gruplarında görüldü. En az deplasman değerlerinin ise birbirlerine çok yakın olarak A ve B gruplarında oluştuğu izlendi (Şekil 3.8).




Grup A: Ters L 3 vida Grup B: Lineer 3 vida Grup C: Lineer 2 vida Grup D: Sagittal split plağı Grup E: Sagittal split sliding plak Grup F: Standart miniplak

**Şekil 3.8.** Kuvvet-deplasman grafiği

Her 5 N değeri için gruplar ikişerli olarak birbirleriyle karşılaştırılması Tukey testi ile gerçekleştirildi (Çizelge 3.13).

5 N'a göre gruplar arası farklılığı test ettiğimizde sadece B ve E grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p < 0.05$).

10 N'a göre gruplar arası farklılığı test ettiğimizde sadece B ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

15 N'a göre gruplar arası farklılığı test ettiğimizde sadece B ve D grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

20 N'a göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

25 N değerinde B ve D grupları ile B ve E grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

30 N değerinde B ve D grupları, B ve E grupları ile B ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

**Çizelge 3.13.** Her 5 N değeri için grupların ikişerli karşılaştırması

| | 5N | 10N | 15N | 20N | 25N | 30N | 35N | 40N | 45N | 50N | 55N | 60N | 65N | 70N |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| AB | | | | | | | | | | | | | | |
| AC | | | | | | | | | | | | | | |
| AD | | | | | | | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| AE | | | | | | | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| AF | | | | | | | | | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| BC | | | | | | | | | | | | | | |
| BD | | | □ | | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| BE | □ | | | | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| BF | | □ | | | | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ | □ |
| CD | | | | | | | | | | | | | | |
| CE | | | | | | | | | | | | | | |
| CF | | | | | | | | | | | | | | |
| DE | | | | | | | | | | | | | | |
| DF | | | | | | | | | | | | | | |
| EF | | | | | | | | | | | | | | |

Grup A: Ters L 3 vida Grup B: Lineer 3 vida Grup C: Lineer 2 vida Grup D: Sagittal split plağı Grup E: Sagittal split sliding plak Grup F: Standart miniplak

□ istatistiksel olarak farkı göstermektedir.

35 N değerinde A ve D grupları, A ve E grupları arasında, B ile D grupları arasında, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

40 N değerinde A ve D grupları, A ve E grupları arasında, B ile D grupları arasında, E ve F grupları arasında anlamlı fark olduğu görüldü.

45 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B ile D grupları arasında, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

50 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B grubu ile D, E ve F grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu görüldü.

55 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B grubu ile D, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

60 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B grubu ile D, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

65 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B grubu ile D, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

70 N değerinde A grubu ile D, E ve F grupları arasında, B grubu ile D, E ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü.

## 4. TARTIŞMA

Sagittal split ramus osteotomisi Obwegeser ve Trauner (1955) tarafından tanımlanması sonrasında çeşitli araştırmacılar tarafından modifiye edilmiş ve günümüzde yaygın kullanılan halini almıştır (Dal Pont 1961, Wolford ve Davis 1990). Yöntem mandibulanın hipoplazi, hiperplazi, asimetri gibi kazanılmış veya konjenital deformitelerinin düzeltilmesinde birçok cerrah için ilk tercihtir (Finn ve ark 1980, Rubens ve ark 1988, Borstlap ve ark 2004a, 2005, Choi ve ark 2005, Chung ve ark 2008, Ghang ve ark 2013, Roh ve ark 2014, Sato ve ark 2014, Al-Moraissi ve Ellis 2015, Matsushita ve ark 2015). Yüksek iyileşme potansiyeli, nispeten kolay bir cerrahi yöntem olması önemli avantajları olmakla birlikte fiksasyon hala tartışmalıdır (Olivera ve ark 2012, Ghang ve ark 2013). Osteotomi sonrası yeniden konumlandırılan segmentlerin stabilitesi yapılan işlemin başarısını doğrudan etkilemektedir (Brasileiro ve ark 2012, Sato ve ark 2014, Albougha ve ark 2015). Bu konuda deneysel ve klinik birçok araştırma yapılmasına rağmen herkes tarafından kabul gören ideal bir fiksasyon yöntemi henüz belirlenememiştir (Elliss ve ark 1988, Foley ve Beckman 1991, Kohn ve ark 1995, Murphy ve ark 1997, Maurer ve ark 2003, Borstlap ve ark 2004a, Dolanmaz ve ark 2004, Borstlap ve ark 2005, Peterson ve ark 2005, Cilasun ve ark 2006, Özden ve ark 2006, Brasileiro ve ark 2009, Joss ve Vassalli 2009, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Matsushita ve ark 2011, Oguz ve ark 2011, Brasileiro ve ark 2012, Hwang ve ark 2012, Olivera ve ark 2012, Ribeiro-Junior ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Pereira Filho ve ark 2013, Matsushita ve ark 2015, Oguz ve ark 2015, Oh ve Kim 2015).

Spiessl ve Tschopp'un (1974) rijit internal fiksasyonu tanımlamasına kadar geçen sürede çeşitli intermaksiller fiksasyon yöntemleri ve farklı konfigürasyonlarda yerleştirilen teller ile yapılan tespit yöntemleri kullanılmıştır (Ellis ve Gallo 1986, Komori ve ark 1987, Elliss ve ark 1988, Bell 1992). Rijit internal fiksasyon ile birlikte sagittal split ramus osteotomisi daha stabil ve daha güvenilir bir yöntem olmuştur. Kazanılmış yeni iskeletsel konumun stabilitesinin öncelikli olduğu 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 (Schmoker ve ark 1976, Foley ve ark 1989, Foley ve Beckman 1991, Schwimmer ve ark 1994, Kohn ve ark 1995). 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 duyusal problemler semi-rijit fiksasyon düşüncesini beraberinde getirmiştir. Her ne kadar geçmiş dönemde semirijit fiksasyon bazı araştırmacılar tarafından kullanılmış olsa da yaygın olarak kullanımı son 20 yıl içerisinde ortaya çıkmıştır (Fujioka ve ark 2000, Borstlap ve ark 2004, 2005, Joss ve Vassalli 2008, 2009, Matsushita ve ark 2011). Bu amaçla standart miniplaklar kullanılmakla beraber çok sayıda yönteme spesifik monokortikal vida ve plak sistemleri tanımlanmıştır (Murphy ve ark 1997, Aymach ve ark 2011, Oguz ve ark 2011, Ribeiro-Junior ve ark 2012, Oguz ve ark 2015). İdeal fiksasyon yöntemlerinin belirlenmesi amacıyla bu tanımlanan sistemler bir çok deneysel ve klinik çalışmada karşılaştırılmıştır. Tanımlanan birçok sisteme rağmen son dönemlerde dahi oldukça fazla sayıda deneysel çalışmanın varlığı optimum bir fiksasyon sisteminden söz etmeyi güçleştirmektedir (Aymach ve ark 2011, Brasileiro ve ark 2012, Olivera ve ark 2012, Ribeiro-Junior ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sener ve ark 2012, Pereira Filho ve ark 2013, Sato ve ark 2014, Albougha ve ark 2015, Oguz ve ark 2015, Oh ve Kim 2015). Bununla birlikte fiksasyon sistemlerinin avantaj ve dezavantajlarının vakaya özgü olarak değerlendirilerek tercih edilmesi düşüncesi daha kabul edilebilir gibi görünmektedir. Bu nedenle yöntemlerinin kliniği olabildiğince gerçekçi taklit edildiği metodolojilere sahip deneysel çalışmalar oldukça değerlidir ve klinisyenler için yol göstericidir. Bu amaçla sunulan çalışmada son dönemde kullanılan semi-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 taze dondurulmuş insan mandibulası, taze koyun mandibulaları, sığır ve domuz kostaları, sentetik modeller, sonlu element modelleri kullanılmıştır.

Biyomekanik yükleme testleri için ideal materyalin insan mandibulası olduğunu iddia eden araştırmacılar vardır (Bouwman ve ark 1994, Tharanon 1998). Fakat yasal ve etik nedenlerle elde edilmesi oldukça zordur. Diğer bir dezavantajı ise örneklerin standardizasyonunun mümkün olmamasıdır. Kemik kalite ve

kantitesindeki farklılıklar ve morfolojik karakteristikler sonuçları etkileyebilmektedir (Bouwman ve ark 1994).

Sığır ve domuz kostası kolay elde edilebilir bir materyal olması nedeniyle mandibula için fiksasyon yöntemlerinin değerlendirildiği bir çok çalışmada tercih edilmiştir (Foley ve ark 1989, Anucul ve ark 1992, Kohn ve ark 1995, Murphy ve ark 1997, Armstrong ve ark 2001, Özden ve ark 2006)

Son dönemde yapılan çalışmalarda insan mandibulasını taklit eden poliüretan modellere de rastlanmaktadır (Van Sickels ve ark 2005, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Sato ve ark 2010, Aymach ve ark 2011, de Molon ve ark 2011, Matsushita ve ark 2011, Brasileiro ve ark 2012, Hwang ve ark 2012, Ribeiro-Junior ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sener ve ark 2012, Pereira Filho ve ark 2013, Oguz ve ark 2015, Oguz ve ark 2015, Oh ve Kim 2015). Şekil ve boyut olarak mandibulayı taklit eden bu modellerin elde edilmesi kolay, ucuz ve standardizasyon sağlaması gibi avantajları bulunsa da yapısal özellikleri ve kırılganlıkları kemikten oldukça farklıdır.

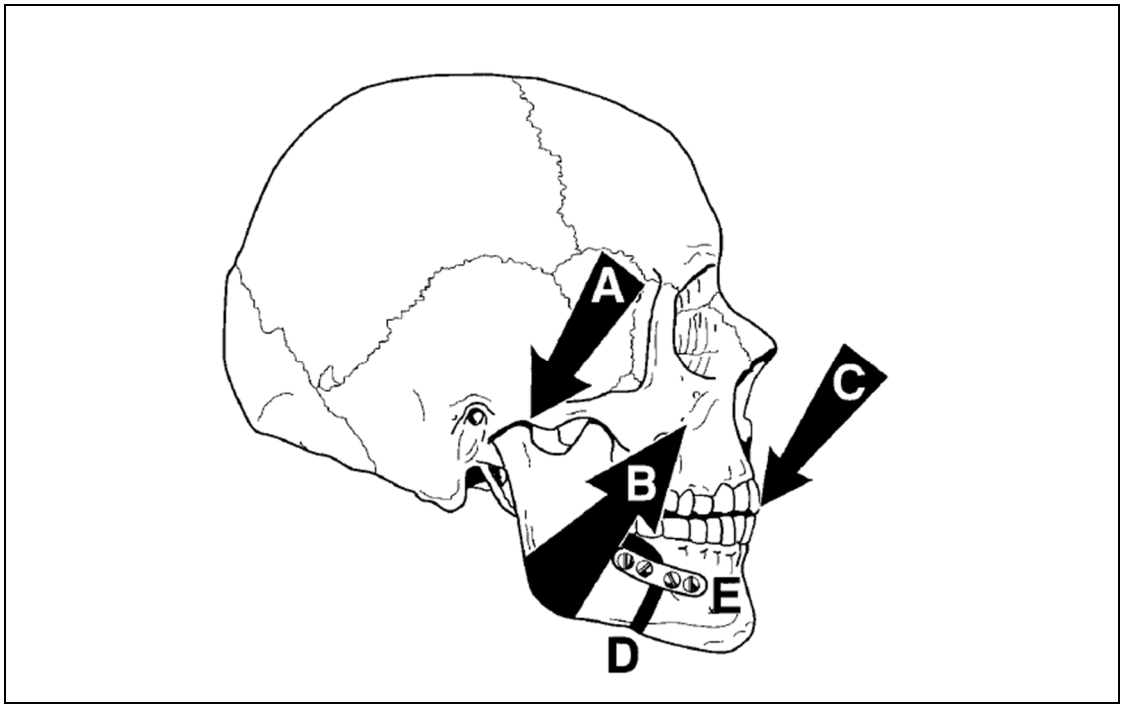
Koyun mandibulası, uygulanan cerrahi yöntem ve materyallerin değerlendirilebilmesi için insan mandibulasına boyut ve yapısal yönden en çok benzeyen modellerden biridir. Mandibular osteotomi ve fraktür fiksasyonlarının değerlendirildiği bir çok araştırmada model olarak koyun mandibulası kullanıldığı belirlenmiştir (Foley ve Beckman 1991, Suuronen ve ark 1992, Uckan ve ark 2001, Dolanmaz ve ark 2004, Cilasun ve ark 2006, Özden ve ark 2006, Oguz ve ark 2011, Esen ve ark 2012, Olivera ve ark 2012).

Bu çalışmada kolay elde edilebilirliği, insan mandibulasına benzeyen yapısal özellikleri ve düşük maliyeti nedeniyle koyun mandibulası kullanılmıştır.

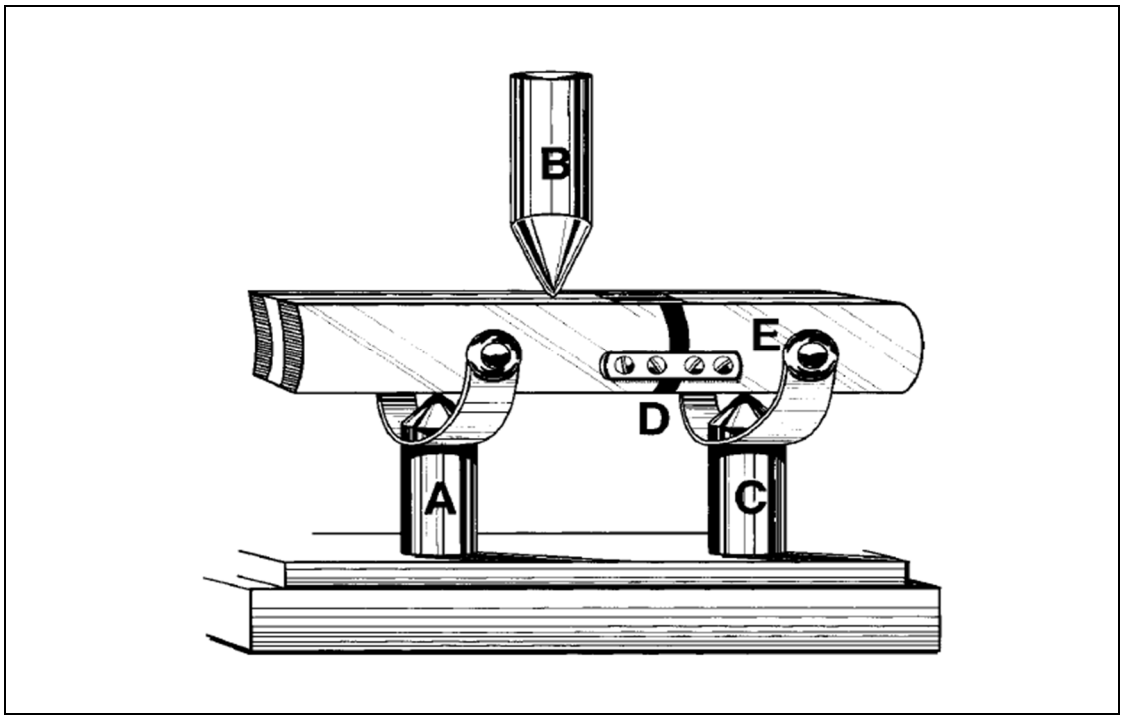
Kemiğin biyomekanik özelliklerinin kimyasal olarak fiksasyona veya dış etkenlere bağlı olarak değişebileceğinden taze ve fikse edilmemiş koyun mandibulaları kullanılmıştır. Standardizasyonu sağlayabilmek için koyun mandibulaları ölçülerek aynı boyutta olanlar çalışmaya dahil edilmiştir.

Sagittal split ramus osteotomisinde stabilitenin incelendiği deneysel biyomekanik çalışmalarda genellikle iki test modelinin kullanıldığı görülmektedir. Bunlar iki nokta ve üç nokta bükme modelleridir. Çalışmaların çoğunda iki nokta

modeli (cantilevered beam) kullanılmıştır (Brasileiro ve ark 2009, Sato ve ark 2010, Sato ve ark 2012, Pereira Filho ve ark 2013). Fakat iki nokta modeli insan çiğneme sistemini tam olarak taklit edememektedir. Klinik olarak anlamlı olmayan düşük kuvvetlerde yüksek deplasman değerlerinin ortaya çıkması gibi sorunları beraberinde getirmektedir. Bu durum materyallerin klinik performansının değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Armstrong ve arkadaşlarının (2001) kullandığı üç nokta modeli mandibula hareketlerine daha çok benzediğinden tercih edilen bir biyomekanik model olmuştur (Özden ve ark 2006, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Ribeiro-Junior ve ark 2012). Bu deneysel modelde eklem ve okluzal düzlemin dayanak noktaları, angulus mandibulanın da kuvvet merkezi olduğu düşünülmüştür (Şekil 4.1-2).




**Şekil 4.1.** Armstrong ve ark (2001) mandibula diagramı




**Şekil 4.2.** Armstrong ve ark'nın (2001) geliştirdiği üç nokta modeli

Sunulan çalışmada yukarıda avantajları anlatılan üç nokta test modeli tercih edilmiştir ve bu amaçla proksimal segment deney düzeneğine stabil olacak şekilde yerleştirilmiştir. Distal segment ise bazal kısmından nokta teması sağlayacak şekilde vertikal olarak kuvvet yönünün tersi doğrultuda desteklenmiştir. Kuvvet vertikal doğrultuda noktasal olarak uygulanmış ve bu şekilde klinik olarak kabul edilebilir deplasman verilerine ulaşılmıştır.

Farklı kas grupları tarafından hareket ettirilen dental kontaklar, yumuşak dokular ve karmaşık eklemlerden oluşan insan çiğneme sistemi anatomik ve fonksiyonel olarak oldukça karmaşık bir yapıdadır.

Koolstra ve ark (1988) maksimum ısırma kuvvetini belirlemek için insan çiğneme sisteminin üç boyutlu matematiksel modeli üzerinde çalışmışlardır. Tüm çiğneme kasları ve bu kasların komponentlerinin anatomik pozisyonlarına göre alınmış çalışma yönü vektörlerinin bileşkesi olan maksimum ısırma yönünün vektörü Şekil 4.3'te görülmektedir.

Sunulan çalışmada okluzal düzlem üzerinde osteotomi hattının 1.5 cm anteriorunda noktasal bir kuvvet merkezi oluşturulmuştur. Bu nokta aynı zamanda Koolstra ve arkadaşlarının çalışmalarında gösterdiği kapayıcı kaslara ait kuvvet vektörlerinin bileşkesinin antagonisti niteliğindedir.



**Şekil 4.3.** Koolstra ve ark'nın (1988) yaptıkları kuvvet analizlerinde mandibulada oluşan maksimum kuvvetin vektörü

Sagittal split ramus osteotomisi sonrası çiğneme yeteneğini değerlendiren az sayıda çalışma vardır. Harada ve ark (2000) mandibular prognatizmi olan hastaların okluzal kontak alanlarını ve ısırma kuvvetlerini BSSRO cerrahisi öncesinde ve sonrasında 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 bildirmişlerdir. 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 ulaşılabildiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte cerrahi sonrası postoperatif ikinci yılda bile sağlıklı kontrol gruplarının çiğneme etkinliğine ulaşamamışlardır. Bu nedenle araştırmacılar cerrahi hastalarında postoperatif ilave okluzal düzenlemelere ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir.

İmmediate stabilitenin değerlendirildiği in-vitro çalışmalarda farklı değerlendirme yöntemleri kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda kuvvet karşısında oluşan

deplasman değerleri incelenirken (Dolanmaz ve ark 2004, Cilasun ve ark 2006, Oguz ve ark 2011), bazılarında ise klinik olarak anlamlı olan deplasman değerlerini oluşturan kuvvet miktarları değerlendirilmiştir (Brasileiro ve ark 2009, Brasileiro ve ark 2012, Oguz ve ark 2015). Deplasman ölçülen çalışmaların bir kısmında belirli kuvvet aralıklarında değerlendirilme yapılmış, bir kısmında ise plastik deformasyon oluşuncaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Kullanılan kuvvet aralığının 70-140 N arasında değişmekte olduğu görünmektedir (Dolanmaz ve ark 2004, Cilasun ve ark 2006, Oguz ve ark 2011). Deplasman miktarına göre yapılan değerlendirmelerde ise 1, 3, 5 ve 10 mm deplasman oluşturan kuvvetler değerlendirilmiştir. Osteotomi hattında kabul edilebilecek deplasman miktarının 3 mm olduğu düşünüldüğünde (Foley ve ark 1989, Murphy ve ark 1997), bunun karşılığında oluşan kuvvet miktarının 70 N ve altında olduğu izlenmiştir. Bu nedenle sunulan çalışmada her ne kadar örneklere plastik deformasyon sınırına kadar kuvvet uygulansa da değerlendirme aralığı 0-70 N olarak belirlenmiştir. Bu kuvvet aralığının belirlenmesinde aynı zamanda erken postoperatif dönemdeki okluzal kuvveti değerlendiren tek çalışma olan Harada ve arkadaşlarının araştırması da dikkate alınmıştır. Yazarlar BSSRO'den sonra 2. haftada çiğneme kuvvetini 66.5±33.4 N olarak bildirmişlerdir (Harada ve ark 2000).

Klinik uygulamalara rehber olması amacıyla yapılan in-vitro çalışmalar gözden geçirildiğinde fiksasyon yöntemleriyle ilişkili olarak ana hatlarıyla benzer sonuçlara ulaşıldığı görülmektedir (Foley ve ark 1989, Foley ve Beckman 1991, Anucul ve ark 1992, Murphy ve ark 1997, Armstrong ve ark 2001, Uckan ve ark 2001, Maurer ve ark 2003, Dolanmaz ve ark 2004, Cilasun ve ark 2006, Özden ve ark 2006, Brasileiro ve ark 2009, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Sato ve ark 2010, Aymach ve ark 2011, Oguz ve ark 2011, Brasileiro ve ark 2012, Olivera ve ark 2012, Ribeiro-Junior ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sato ve ark 2012, Sener ve ark 2012, Pereira Filho ve ark 2013, Albougha ve ark 2015, Oguz ve ark 2015, Oh ve Kim 2015). Bununla birlikte çalışmaların metodolojik ve materyal açısından farklılıklar arz etmesi karşılaştırılmalarını güçleştirmektedir.

Literatürde bulunan ilk deneysel çalışma Foley ve ark (1989) tarafından yapılan internal vida fiksasyonunda yerleştirme şekilleri ve rijiditeyi değerlendirdikleri biyomekanik araştırmadır. Taze domuz kostası kullandıkları çalışmada altı farklı fiksasyon tekniğini değerlendirmişlerdir. Biyomekanik

değerlendirmeyi iki nokta modeli üzerinde basma kuvveti uygulayarak yapmışlardır. Kemiğin bir ucunu özel dizayn edilmiş bir tutucuya akrilik rezinle yerleştirmişler, 2.8 cm distalinden bir İnstron cihazı aracılığıyla basma testi uygulamışlardır. Bu çalışmada kullanılan kuvvet merkezi Finn ve ark'nın (1980) geliştirdiği mekanik modelden alınmıştır ve mandibular birinci molar bölgesinde ısırma kuvvetini taklit etmektedir. Birinci grupta üç bikortikal vidayı ters L konfigürasyonunda kemik yüzeyiyle 90 derece açı yapacak şekilde, ikinci grupta üç lag vidayı ters L konfigürasyonunda kemik yüzeyiyle 90 derece açı yapacak şekilde yerleştirmişlerdir. Üçüncü grupta üç adet 0.045-in Kirschner pinini kemik yüzeyi ile 60 derece açı yapacak şekilde üçgen konfigürasyonunda yerleştirmişlerdir. Dördüncü grupta üç adet bikortikal vidayı kemik yüzeyi ile 60 derece açı yapacak şekilde üst sınıra lineer olarak, beşinci grupta üç adet lag vidayı kemik yüzeyi ile 60 derece açı yapacak şekilde üst sınıra lineer olarak, altıncı grupta üç adet bikortikal vidayı kemik yüzeyi ile 90 derece açı yapacak şekilde üst sınıra lineer olarak yerleştirmişlerdir. Distal segmentin 3 mm hareketi için 3-8 kg kompresif yükleme yaptıkları modelleri değerlendirdiklerinde; ters L konfigürasyonunun kullanıldığı birinci ve ikinci grubun rijiditesinin daha yüksek olduğunu görmüşlerdir. Lag vidalar ve bikortikal pozisyonel vidalar arasında rijidite farkı olmadığını aynı zamanda 60 derece ve 90 derece açıyla yerleştirilen vidaların da rijiditeyi etkilemediğini bildirmişlerdir.

Foley ve Beckman (1991) yayınladıkları biyomekanik çalışmada sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan üç farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlardır. Taze koyun mandibulalarında yaptıkları çalışmada birinci grubu ters L konfigürasyonunda üç adet 2.0 mm bikortikal pozisyonel vida ile, ikinci grubu lineer yerleştirilmiş iki adet 2.7 mm bikortikal pozisyonel vida ile, üçüncü grubu monokortikal vida ve plak kullanarak fikse etmişlerdir. Ters L konfigürasyonunda yerleştirilen üç pozisyonel vida ve monokortikal vida-plak grubunun rijiditesinin benzer olduğunu, iki pozisyonel vida kullanılarak yapılan fiksasyonun rijiditesininse diğer gruplardan düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Anucul ve ark (1992) monokortikal plak ve bikortikal pozisyonel vida fiksasyonunun direncini in-vitro olarak değerlendirmişlerdir. Sığır kostalarını osteotomize ederek, dört gruba ayırmışlardır. İlk grubu ters L konfigürasyonunda üç adet pozisyonel bikortikal vida ile, ikinci grubu dört delikli monokortikal plak kullanarak fikse etmişlerdir. Diğer iki grubu ise vertikal osteotomiler arasında 5 mm

aralık olacak şekilde ters L konfigürasyonunda üç adet pozisyonel bikortikal vida ile, dört delikli monokortikal plak kullanarak fikse etmişlerdir. İlerletme yapılmamış kostalarda pozisyonel vida ve monokortikal plak grupları arasında fark bulunmazken ilerletme yapılmış gruplarda bikortikal vida fiksasyonu yapılan grubun daha stabil olduğu bildirilmiştir.

Murphy ve ark (1997) taze sığır kostalarında sagittal split ramus osteotomisi benzeri bir osteotomi yaparak üç farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlardır. 5 adet kostayı osteotomi sonrası 1 cm ilerleterek 2.0 mm çapında 18 mm boyunda titanyum vidalar kullanarak 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 kullanarak fikse etmişler, geri kalan 5 kostayı ise hibrit fiksasyon adı verdikleri aynı mini-plağı 3 adet bikortikal vidayı ters L konfigürasyonunda yerleştirerek, geri kalan deliklere ise monokortikal vida yerleştirerek fikse etmişlerdir. Sonrasında kostaları kantilever dizaynlı bir mekanik test ünitesine yerleştirerek İnstron cihazı ile vertikal yükleme yapmışlardır. Kalıcı deformasyon oluşuncaya kadar 1 mm/sn hızla kuvvet uygulamışlardır. En yüksek kalıcı deformasyon miktarı monokortikal fiksasyon grubunda görülse de gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. 1 mm deplasmanda kalıcı deformasyon görülmüş, 2 kg'dan düşük kuvvetlerde kalıcı deformasyon oluşmaya başlamıştır. En yüksek yükleme miktarı pozisyonel vida grubunda, sonrasında hibrit fiksasyon grubunda ve monokortikal sistemde görülmüştür. Maksimum yükleme kuvvetinde gruplar arasında fark bulunmamıştır. Fakat 3 mm deplasman oluşturan kuvvet miktarı değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Pozisyonel vida ve hibrit fiksasyon grupları arasında fark bulunmazken, monokortikal sistemle aralarında fark bulunmuştur. 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 maksimum 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 bildirmişlerdi.

Tharanon'un (1998) çalışmasında insan kadavrasından elde edilen 30 adet hemimandibula kullanarak 2 farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmıştır. Sagittal split ramus osteotomisi yaptıktan sonra proksimal segmentin distal kenarından 5 mm eksize ederek geri alma cerrahisine uygun hale getirmiştir. Birinci grubu 2 mm çapında ve 17 mm uzunluğunda 3 adet bikortikal vida ile fikse etmiş, ikinci grubu eksternal oblik çıkıntı boyunca yerleştirdiği 4 delikli mini-plağı 2 mm çapında 7 mm uzunluğunda vidalar kullanarak fikse etmiştir. Dental alçı kullanarak fikse ettiği örneklere 0.5 mm/dk hızla yükleme yapmış ve maksimum rezistans görülen kuvvet değerini kaydetmiştir. İki grup arasında maksimum rezistans görülen kuvvet değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir. 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 iddia etmişlerdir. 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 yönteminde postoperatif 6 haftalık dönem için yeterli rijidite sağladığını bildirmiştir.

Dolanmaz ve ark (2004) yılında sagittal split ramus osteotomisi sonrası yapılan absorbe olabilen vida-plak fiksasyonu ile titanyum vida-plak fiksasyonunu karşılaştırmak üzere deneysel bir çalışma yapmışlardır. Altı adet taze erişkin koyun mandibulasını bütün yumuşak dokularından temizleyerek ikiye bölmüşlerdir. Her iki tarafa da sagittal split ramus osteotomisi yaparak 5 mm ilerletmişlerdir. 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 bağlamışlardır. Deneyde kullandıkları fiksasyon aygıtı mandibulanın distal segmentini immobilize etmekte, proksimal segmentte ise kondilin hemen altından geçen 4 mm çapında bir pin vasıtasıyla rotasyona izin vermekteydi. Çelik 2 mm kalınlığında bir tel mandibulanın alt sınırında oluşturulan bir çentikten geçerek örneklere dakikada 10 mm deplasman oluşturacak şekilde 140 N'a kadar çekme kuvveti uygulamışlardır. Osteotominin vertikal komponentinin 2 cm posterioruna yerleştirilen doğrusal 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 benzer olduğu bildirilmiştir. Farklı deplasman değerlerinin absorbe olabilen materyallerin farklı elastisite modüllerinin ve tork kontrol mekanizmalarının olmasından ve pre-tapping gerektirmelerinden kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Sagittal split ramus osteotomisini takiben yapılan absorbe olabilen plak-vida fiksasyonunda erken postoperatif periyotta intermaksiller fiksasyona ihtiyaç olabileceği, postoperatif minör okluzal problemleri olan hastalara yapılan intermaksiller fiksasyonun faydalı olacağı belirtilmiştir.

Cilasun ve ark (2006), taze koyun mandibulalarında yaptıkları biyomekanik çalışmada sagittal split ramus osteotomisi sonrası absorbe olabilen bikortikal vida fiksasyonu ve titanyum bikortikal vida fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. 5 mm ilerletme yaptıkları 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 yerleştirerek fikse etmişlerdir. Örnekler servohidrolik test cihazına ramusa 4 mm çapında bir rodla bağlanarak kondiler segmentin transvers düzlemde rotasyonuna izin veren bir parça ve anteriorda distal segmenti immobilize eden vertikal parçası olan bir fiksasyon aygıtı ile bağlanmıştı. Çekme kuvveti uygulamak üzere 2 mm çapında çelik tel osteotominin vertikal komponentinin 1 cm distalinden geçecek şekilde yerleştirilmişti. Kuvvetin yönü çiğneme sırasında oluşan maksimum ısırma kuvvetini sağlayacak şekilde belirlenmişti (Koolstra ve ark 1988). İlk olarak sistemdeki boşluğun alınması için 10 N'luk ön yükleme yapmışlar, sonrasında 0'a kalibre etmişlerdir. Her mandibulaya plastik deformasyon görülünceye kadar doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Test boyunca yükleme-deplasman değerlerini dijital olarak kaydetmişler ve yük-deplasman grafiği bir yazılımla çizilmiştir. 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 bir fark olmadığını bildirmişlerdir. PLLA/PGA vida sisteminin sagittal split ramus osteotomisi sonrası tatmin edici 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 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 kullanılarak, B grubu vertikal pozisyonda yerleştirilmiş 2 adet bikortikal vida kullanılarak, C grubunu doğrusal pozisyonda yerleştirilmiş 2 adet bikortikal vida kullanılarak, 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 kullanılarak, 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 fikse etmişlerdir. Hemimandibulaların hepsini 3 nokta biyomekanik test modeline yerleştirilerek çiğneme kuvvetlerini taklit eden basma kuvveti uygulamışlardır. 3 mm deplasman oluşuncaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Yükleme/deplasman verilerini her örnek için kaydetmişler, Mann whitney U testi ile ortalamaların ikili karşılaştırmasını yapmışlardır. En düşük stabilite bikortikal tek vida grubunda görülmüştür. En yüksek biyomekanik stabilite ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile fikse edilen D grubunda görülmüştür. Ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida gruplarından titanyum ve rezorbe olabilen vidalar arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulmuşlardır. Mini-plak gruplarında en yüksek stabilite G grubunda görülmüştür. Sisteme eklenen bir bikortikal vida (I grubu) ise stabiliteyi artırmıştır. En yüksek stabilitenin görüldüğü D ve I gruplarında ise istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yaptıkları çalışmada, koyun mandibulasının insan mandibulasına şekil, boyut ve yapı olarak benzemesi, Havers sistemi içermesi 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, 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 verilebileceğini bildirmişlerdir. Bu dezavantajı yüzünden monokortikal vida ve plakların tercih edilebileceğini ayrıca plakların yerleştirilmesinin ağız içinden gerçekleştirilebileceğini, kondil pozisyonunun düzeltilmesi için 2 monokortikal vidanın yeniden yerleştirilmesiyle mümkün olabileceğini bildirmişlerdir. Bir adet bikortikal vida ile fikse edilen grupta en düşük stabilitenin görüldüğünü, bu yöntemin plak-monokortikal vida ya da intermaksiller fiksasyon gibi ilave yöntemlerle birlikte kullanılabileceğini bildirmişlerdir. İki adet bikortikal vidanın yerleştirildiği gruplarda vertikal olarak yerleştirilen grupta stabilizasyonun üst sınıra lineer yerleştirilen 2 vida grubuna göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Oblik ya da horizontal yerleştirilen mini-plak grupları ve lineer yerleştirilen 2 adet bikortikal vida grubu karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. 2 adet bikortikal vidanın vertikal konumlandırılmasıyla fikse edilen grupta vidalardan birinin inferiorda konumlanması stabiliteyi artırmıştır. Oblik veya horizontal yerleştirilen mini-plak grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Oblik yerleştirilen mini-plak grubunda daha yüksek stabilite görülmüştür. 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 görülmüştür. 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 bildirmişlerdir.

Oğuz ve ark (2011) 20 adet koyun hemimandibulasında 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 titayum miniplakla, diğer 10 adet hemimandibulayı ise kilitli dört delikli 2.0 mm miniplak ve vida ile fikse etmişlerdir. Her örneği bir fiksasyon aygıtı ile servohidrolik test cihazına bağlamışlar ve 0-140 N arasında doğrusal kuvvet

uygulamışlardır. 20, 60, 120 ve 140 N kuvvet altında deplasman değerlerini karşılaştırmışlar ve sonuçların istatiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada temel eksikliğin ise mandibulanın kompleks bilateral hareketlerin değerlendirememek olduğunu bildirmişlerdir.

Brasileiro ve ark (2009) sagittal split ramus osteotomisi geri alma cerrahisinde kullanılan fiksasyon yöntemlerini in-vitro olarak değerlendirmişlerdir. 60 adet poliüretan insan hemimandibulası replikalarında 5 mm ileri alma cerrahisi yaparak üç farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlardır. İlk grup 4 delikli plak ve 4 adet monokortikal vida kullanılarak, ikinci grup 4 delikli plak, 4 adet monokortikal vida ve ek olarak bir adet bikortikal pozisyonel vida, üçüncü grup ise üç adet bikortikal pozisyonel vida ile ters L konfigürasyonunda fikse edilmiştir. Deney düzenekleri ise iki nokta testi yapılmasını sağlayan, proksimal segmentin kondil bölgesinden rijit olarak bağlandığı, distal segmentin ise kuvvet uygulandığında hareketine izin veren bir test platformundan oluşmaktadır. Aynı deney düzeneğini kullanarak örneklere İnstron cihazı ile lateral ve vertikal yükleme yapmışlar, hem lateral hem vertikal olarak 1, 3, 5, 10 mm yerdeğiştirmeye sebep olan kuvvetleri kaydetmişlerdir. Sonuçların istatiksel olarak anlam taşımadığını bildirdikleri çalışmada vertikal yükleme sonuçları değerlendirildiğinde 1, 3, 5 ve 10 mm yerdeğiştirme için gerekli kuvvetler karşılaştırıldığında en yüksek değerler bikortikal vida grubunda, sonrasında hibrit fiksasyon grubunda görülmüştür. Sadece plak ve monokortikal vida grubunun ise en düşük değerlere sahip olduğunu belirtmişlerdir. Lateral yükleme değerleri karşılaştırıldığında ise bikortikal vida ve hibrit gruplarının değerleri birbirine yakın seyrederken, monokortikal vida-plak grubunda ise daha düşük değerler görüldüğü bildirilmiştir. Retromolar bölgeye bir adet bikortikal pozisyonel vida yerleştirilmesinin monokortikal vida-plak fiksasyonunun rezistansını belirgin şekilde artırdığını bildirmişlerdir.

Sato ve ark (2010) sagittal split ramus osteotomisi ile mandibular ilerletme sonrası kullanılan hibrit fiksasyon tekniğini miniplak fiksayonu ve bikortikal vida fiksasyonu ile mekanik, fotoelastik ve sonlu element analizi ile değerlendirmişlerdir. Mekanik test için her grupta 10 adet poliüretan insan hemimandibulası modeli kullanılmıştır. İlk gruptaki modelleri bir adet 13 mm bikortikal vida ve bir adet 4 delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vida ile, ikinci gruptaki modelleri üç adet ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş bikortikal vida ile, üçüncü gruptaki modelleri

ise bir adet dört delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vida ile fikse etmişlerdir. Bir servohidrolik test cihazı vasıtasıyla örneklere 1 mm/dakika deplasman oranı ile doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Kalıcı deformasyonun oluştuğu pik noktası, son yükleme değeri ve deplasman değerlerini kaydetmişlerdir. Ortalama değerleri tukey testi ile karşılaştırmışlar ve mekanik rezistansı en yüksek grubun ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ile fikse edilen grup olduğunu, ikinci olarak hibrit fiksasyon grubunun geldiğini, en düşük mekanik rezistansın ise sadece miniplak ve monokortikal vida ile fikse edilen grupta görüldüğünü bildirmişlerdir. Fotoelastik test içinse her grup için bir adet rezin model hazırlayarak modelleri instron cihazına eklenmiş bir düzlem polariskobuna yerleştirmişlerdir. Birinci molar diş bölgesinden 3 mm deplasman oluşuncaya kadar yükleme yapmışlardır. Modellerin test öncesi ve sonrasında fotoğraflarını alarak kalitatif metodla incelemişlerdir. Hibrit fiksasyon tekniği için en yüksek stres konsantrasyonunun bikortikal vida çevresinde olduğunu, ters L konfigürasyonunda yerleştirilen bikortikal vidalarda ise üst sınırda ve osteotomiye yakın olan vidalarda olduğunu, monokortikal vida ve miniplak fiksasyonunda ise proksimal ve distal segmentlerde osteotomiye yakın olan vidalarda olduğunu belirtmişlerdir. Üç grup karşılaştırıldığında stres dağılımında en yüksek homojenitenin ters L konfigürasyonunda yerleştirilen vidalarda görüldüğünü bildirmişlerdir. Sadece miniplakla yapılan fiksasyonda stres yoğunluğunun hibrit fiksasyona oranla daha fazla olduğunu söylemişlerdir. Mekanik ve fotoelastik testlerde kullanılan hemimandibulalara benzer bir insan hemimandibulası sonlu eleman analizine model oluşturmak üzere kullanılmıştır. Mandibulayı temporomandibular eklem ve posterior ramustan sabitleyerek birinci molar dişin santral fossasından 3 mm deplasman oluşuncaya kadar yükleme yapmışlardır. Hibrit fiksasyon tekniği sonlu eleman analizi değerlendirmelerine göre en yüksek stres miktarının bikortikal vida çevresinde ve distal segmentte osteotomiye yakın olan monokortikal vidada olduğunu bildirmişlerdir. Bikortikal vida fiksasyonu tekniğinde bukkal görünüm değerlendirildiğinde üç grup arasında en homojen stres dağılımının bu grupta görüldüğünü söylemişlerdir. Monokortikal vida ve plak fiksasyonuna eklenen bikortikal vidanın fiksasyon yönteminin mekanik direncini artırdığını, fakat fazla miktarda ileri alınması gereken vakalarda, asimetrik hareketlerde ve osteotomi bölgesinde diş bulunan vakalarda yeterli kemik kalınlığı bulunmaması nedeniyle bikortikal vidanın yerleştirilemeyeceğini belirtmişlerdir. Sisteme eklenen bikortikal

vidanın aynı zamanda fulkrum noktası oluşturması nedeniyle sistemin mekanik rezistansını değiştirmediğini bildirmişlerdir. Monokortikal vida ve plaklarla yapılan fiksasyonun mekanik rezistansı az olsa da endikasyonları ve avantajları nedeniyle oral cerrahlar tarafından sıklıkla tercih edildiğini bildirmişlerdir. Avantajlarını cilt insizyonuna gerek olmaması, sinir ya da vasküler yapı hasar riski olmaması, plak bükümünün basmağa pasif olarak adapte olmasıyla kemik segmentlerinin pozisyonel değişikliğine izin vererek kondil seviyesinde minimum torsiyon oluşturması, kompresyon oluşturmayan monokortikal plakların inferior alveolar sinir hasarı riskini minimuma indirmesi olarak sıralamışlardır. Bununla birlikte, kemik anatomisi, osteotomi dizaynı, cerrahi hareket, üçüncü molarlar, istenmeyen splitler, inferior alveolar sinir pozisyonu ve proksimal segment pozisyonunun fiksasyon yöntemi seçiminde önemli olduğunu bildirmişlerdir. Örneğin yüksek mandibular düzlem açısı ve kısa ramusu olan bir hastada ikinci molar diş ve lingual kemiğin posterior sınırı arasında üst sınıra yerleştirilecek üç vida için yeterli mesafe olmayabileceğini, bu tür vakalarda monokortikal vida-plak fiksasyonu kullanılabileceğini, sisteme eklenecek bir adet bikortikal vidanın ise stabiliteye yardımcı olacağını bildirmişlerdir. Hibrit fiksasyonun ayrıca yüksek stabilite gerektiren 10 mm ve üzerinde ilerletme yapılan ve bikortikal vida fiksasyonu için üst üste gelen kemik miktarının yeterli olmadığı durumlarda kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Aynı durumun asimetrik ilerletme yapılan vakalar için de söz konusu olduğunu fazla ilerletilen tarafta minimum aralık olan bölgeye 1 adet pozisyonel vida ve miniplak fiksasyonu yapılabileceğini belirtmişlerdir. Bir çok cerrahın gömülü ya da sürmüş 20 yaş dişlerinin ortognatik cerrahiden en az 6 ay önce çekilmesini tercih ettiğini, 20 yaş dişlerinin yapılan osteotomiyi etkilemediğini ve osteotomi sonrası alınabileceğini, fakat sonrasında oluşan boşluk nedeniyle fiksasyon problemi olabileceğini bildirmişlerdir. Yine bu tür vakalarda da hibrit fiksasyon tekniğinin kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Ribeiro ve ark (2012) 30 poliüretan mandibula modelinde sağittal split ramus osteotomisi yaparak 4 mm ilerletme yapmışlar ve 6 farklı fiksayon 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 etmişlerdir. Örneklere daha önce Armstrong ve ark. kullandığı

3 nokta modeli ile basma kuvveti uygulamışlardır. Üç nokta modelinde A noktası kondil ve mandibulanın posterior bölgelerindeki rezistansı, B noktası bolus rezistansını, C noktası ise anterior mandibula bölgesinde rezistans kuvvetini simule etmektedir. Fragmanlarda 3 mm deplasman oluşuncaya kadar B noktasından bir instron cihazı ile basma kuvveti uygulamış, bu noktada her örnekte kompresif yükleme miktarını kaydetmişlerdir. Varyans analizi yapıldıktan sonra Tukey testi ile çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Uygulanan kuvvet karşısında en yüksek rezistansın 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 rezistansının grup 1-2'ye göre düşük olduğunu, Y şeklinde dizayn edilmiş plaklarda ise belirgin rezistans artışı olduğunu bildirmişlerdir. Tukey testinin sonuçları değerlendirildiğinde ise, 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 istatiksel 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 istatisel olarak anlamlı fark taşımadığını bildirmişlerdir. Rezistansı en yüksek 3 grup değerlendirildiğinde ikisinin kilitli (2. Ve 6. Grup) diğerinin standart olduğu (5. Grup) belirtilmiştir. Bikortikal vidaların pasif yerleştirilmediği durumlarda proksimal kemik segmentinde lateral deplasmana sebep olması nedeniyle yeni trendin monokortikal vida ve plak fiksasyonunun olduğunu belirtmişlerdir. Kemik segmentinin deplasmanının kondilin lateral deplasmanına sebep olabileceğine, 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 değerlendirilmesinin 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 daha retantif bulunmuştur. Fakat 2 adet

plak kullanımı hem maliyeti yükseltmekte, hem de dokuya implante edilen materyal miktarını 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 frajil olmadığını bildirmişlerdir. Kilitli vida-plak sistemlerinin ise plağın kemik uyumunun mükemmel olmadığı durumlarda, kemik deplasmanına izin vermemesi nedeniyle temporomandibular eklem hasarını minimale indirdiğini belirtmişlerdir. 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 varmşlardır.

Filho ve ark (2012) yaptıkları bir çalışmada sagittal split osteotomileri üretici firma tarafından standart olarak yapılmış 30 poliüretan hemimandibulada 3 farklı fiksasyon yöntemini değerlendirmiştir. Her grupta 10 hemimandibula bulunmak üzere birinci grubu 3 adet 15 mm vidayı ters L konfigürasyonunda aralarında 10 mm mesafe olacak şekilde 90 derece açıyla yerleştirerek fikse etmişler, ikinci grubu 6 mm monokortikal vida ve 4 delikli standart miniplak kullanarak fikse etmişler, son grubu ise sagittal split sliding plak ve 6 mm monokortikal vida kullanarak sabitlemişlerdir. Osteotomi sonrası yapılan 5 mm ilerletmenin ve vida konfigürasyonlarının standart olması için akrilik bir plak kullanmışlardır. Çiğneme kuvvetlerini taklit etmesi için kantilever biyomekanik modeli tercih etmişler, modelleri kondil ve koronoid bölgesinden stabilize etmişlerdir. Yükleme kuvveti birinci ve ikinci premolar diş bölgesinden 1 mm/dak dislokasyon hızıyla maksimum 500 kilograma kadar yapmışlardır. Örneklere 10 mm dislokasyon oluşuncaya kadar ya da sistem kırılıncaya kadar kuvvet uygulamışlardır. Veriler ANOVA testi ile analiz edilmiş ve Tukey testi ile çoklu karşılaştırmaları yapılmıştır. Bikortikal vida grubunda 10 mm dislokasyon oluşması için uygulanan kuvvet miktarı en yüksekken (ortalama 87.25 N) , en düşük (ortalama 35.61 N) sliding plak grubunda görülmüştür. Standart miniplak grubunda ise 51 N olarak belirlenmiştir. Oransal olarak sonuçlar karşılaştırıldığında standart mini-plak grubunun pozisyonel 3 vidaya göre %40, sliding plakların ise %60 oranında daha az stabil olduğunu belirlemişlerdir. Çalışmada kullandıkları fiksasyon metodları arasında en iyi stabilitenin pozisyonel bikortikal vidalarda görüldüğünü, non-kompresif vidaların kemik segmentlerinin

kompresyonunu engellediğini, sinir hasarı riskini düşürdüğünü ve proksimal segment dislokasyonunu azalttığını bildirmişlerdir. Fakat bu yöntemde vidanın yerleştirilmesi için gerekli olabilen transkutanöz yaklaşımın sinir hasarı oluşturabileceğini belirtmişlerdir. Mini-plak ve monokortikal vida fiksasyonu için intraoral yaklaşım yeterli olduğunu, sinir hasarı riskinin de daha az olduğunu, proksimal segment deplasmanı riskinin daha az olduğunu bildirmişlerdir. Sliding plaklar içinse kesinlikle intermaksiller fiksasyon ile desteklenmesi gerektiği yorumunda bulunmuşlardır.

Oğuz ve ark (2015) sagittal split ramus osteotomisi ile 5 mm ilerletme yaptıkları 60 poliüretan hemimandibulada 6 farklı fiksasyon yöntemini 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 altı delikli mini-plakla fikse etmişlerdir. Biyomekanik test için iki nokta modeli kullandıkları çalışmada premolar bölgesinden doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Distal segmentin 1, 3 ve 5 mm hareket etmesine yol açan kuvvetleri kaydetmişlerdir. 1, 3 ve 5 mm deplasmana neden olan kuvvet değerleri açısından gruplar değerlendirildiğinde en yüksek direncin 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 bildirmişlerdir.

Sunulan çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde yukarıda özeti verilen literatürle genel olarak uyum içinde olduğu belirlenmiştir. En yüksek stabilite değeri bikortikal pozisyonel 3 vida gruplarında izlenmiştir ve bunlar istatistiksel olarak anlamlı düzeyde tüm gruplardan daha az deplasman verileri ortaya koymuşlardır. Her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da lineer 3 vida grubu literatürden farklı olarak ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 vidaya göre bu çalışmada daha stabildir. Bunları sırasıyla üst sınıra yerleştirilmiş lineer 2 vida, standart 4 delikli mini-plak, sagittal split plağı, sagittal split sliding plak takip etmektedir. Monokortikal vida ve mini-plak grupları kendi aralarında değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Daha önce yapılan deneysel karşılaştırmalarda genel olarak dört delikli standart mini-plak

kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan sliding plak dışındaki mini-plak sistemleri altı deliklidir ve 6 monokortikal vida ile tespit edilmişlerdir. Diğer çalışmaların sonuçları ile karşılaştırıldığında vida sayısının artması monokortikal vida ve plak sistemleri için stabiliteyi arttıran bir unsur gibi görünmemektedir.

Sagittal split sliding plak sadece bir tane deneysel çalışmada (Filho 2012) değerlendirilmiş ve sunulan çalışmayla benzer şekilde en düşük stabilite değerine sahip olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, bu çalışmadaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu durum iki çalışmanın metodolojik farklılığı ile açıklanabilir. Filho ve ark (2012) yaptığı çalışma iki nokta testidir ve kalıcı deformasyona yol açan maksimum kuvvet üzerinden değerlendirme yapılmıştır.

Bu çalışmada değerlendirilen lineer iki pozisyonel vida grubu daha önce sadece 2 in-vitro çalışmada incelenmiştir. Bahsi geçen çalışmalar Foley ve Beckman'ın (1991) yaptığı ve Özden ve ark (2006) yaptığı çalışmalardır. Özden ve ark (2006) tarafından yapılan çalışma 3 nokta testi olması özelliği ile sunulan çalışmayla benzer metodolojiye sahiptir. Bununla birlikte Özden ve ark (2006) çalışmalarında plastik deformasyon anındaki en yüksek yük değeri üzerinden analiz yapmışlardır ve sunulan çalışmadan farklı olarak monokortikal vida ve plak ile benzer olduğunu belirtmişlerdir. 0-70 N arasındaki deplasman miktarları üzerinden analizin yapıldığı bu çalışmada ise 2 lineer vida grubu istatistiksel olarak anlamlı olmakla birlikte bikortikal üç vida gruplarından daha az stabil, monokortikal vida ve plak gruplarından ise daha stabil bulunmuştur. Farklı olarak Foley ve arkadaşlarının çalışmasında ise lineer pozisyonel 2 bikortikal vida grubunun monokortikal vida-plak ve ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 pozisyonel vida gruplarından daha az stabilite gösterdiği bildirilmiştir. Bunun muhtemel sebebi sunulan çalışmaya göre metodoloji farklılığıdır. Foley ve Beckman (1991) iki nokta testi uygulamış ve 3 mm deplasman sağlayan kuvvetleri analiz etmişlerdir. Bir çok araştırmacı tarafından 3 mm sagittal split ramus osteotomisi için maksimum deplasman değeri olarak kabul edilmektedir. Dolayısıyla Foley ve Beckmann'ın (1991) karşılaştırma yaptığı kuvvetler sınır değerlerdir. İmmediate stabiliteyi değerlendirmeyi amaçlayan bu çalışmada 70 N'a kadar ölçülen deplasman verileri için hiçbir deney grubunda 3 mm değerine ulaşılamamıştır.

Sunulan çalışmada 0-70 N aralığında analizleri yapılan örneklerin her 5 N için deplasman değerleri değerlendirildiğinde monokortikal vida-plak sistemleri ve bikortikal 3 vida sistemleri arasında 30 N'a kadar belirgin bir fark yokken 30-70 N arasındaki değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir. Harada ve ark' nın postoperatif 2. haftada belirlediği ısırma kuvveti dikkate alındığında 2 mm civarı deplasman değeri gösteren monokortikal vida-plak fiksasyon sistemleri için kazanılmış yeni okluzyonun intermaksiller fiksasyon ya da elastikler yardımıyla desteklenmesi yararlı olacaktır.

Joss ve Vassali (2008) rijit internal fiksasyon yapılmış BSSRO ile geri alma cerrahisi uygulanan hastalarda relapsı ve nedenlerini değerlendirdikleri sistematik bir inceleme yapmışlardır. Veri tabanlarından elde ettikleri kriterlerine uygun 14 çalışmayı değerlendirerek, iskeletsel sınıf 3 vakaların tedavisi için BSSRO'nin etkin, kısa ve uzun dönemde stabil bir prosedür olduğunu bildirmişlerdir. Relaps etiyolojisinin multifaktöryel olduğunu, ileri alma cerrahisiyle karşılaştırıldığında yumuşak doku gerilimi olmadığından kondilin doğru pozisyonuna yerleştirilmesinin nispeten daha kolay olduğunu ve bu nedenle stabilite sağlamanın daha kolay olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmanın sonuçları gözden geçirildiğinde ise fiksasyon yönteminin stabiliteyi etkileyen faktörler arasında gösterilmediği belirlenmiştir.

Joss ve Vassali (2009) bilateral sagittal split ramus osteotomisi ile mandibular ilerletme yapılan hastalarda stabiliteyi değerlendiren bir meta-analiz çalışması yapmışlardır. Veritabanlarını tarayarak 488 makale elde etmişler, kriterlerine uyan 24 makaleyi dahil etmişlerdir. Takip süresi 6 ay ile 12.7 yıl arasında değişen çalışmalardan 12 tanesi kısa dönem, 5 tanesi uzun dönem takip edilmiş bikortikal vida fiksasyonunu değerlendiren çalışmalardır. Rijit internal fiksasyon için mini-plak kullanılan 5 çalışma kısa dönem, 3 çalışma ise uzun dönem takip edilmiştir. Biyorezorbe olabilen materyal kullanılan sadece 3 adet kısa dönem takibi olan çalışma değerlendirilmiştir. Bikortikal vidalar için kısa dönemde relaps oranları değerlendirildiğinde, B noktasında %1.5-32.7, pogonionda % 2.0-37.0 olarak, uzun dönemde ise B noktasında % 2-50.3, pogonionda % 6.4-60.2 olarak bildirilmiştir. Mini-plak kullanımında relaps oranları değerlendirildiğinde kısa dönemde B noktasında % 1.5-18.0, pogonionda % 1.4-18.7, uzun dönemde B noktasında % 1.5-8.9, pogonionda % 1.6-16.1 olduğunu bildirmişlerdir. Biyorezorbe olabilen bikortikal vidalarda kısa dönem relaps oranları ise B noktasında % 10.4-17.4,

pogonionda % 4.2-15.4 olarak bildirilmiştir. Yazarlar bu analizlerinin sonuçlarına göre BSSRO için mandibular ilerletmenin sınıf 2 iskeletsel anomaliler için iyi bir tedavi alternatifi olduğunu fakat geri alma cerrahisine göre uzun ve kısa dönemde nüksün daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Relapsı etkileyen faktörleri ilerletme miktarı, fiksasyon tipi ve materyali, mandibular düzlem açısı, proksimal segmentin kontrolü, yumuşak doku ve kaslar, büyüme ve remodelesyonun devamı, preoperatif yaş, cerrahın yeteneği olarak bildirmişlerdir. Kısa dönem iskeletsel stabilitede bikortikal vida fiksasyonu ve mini-plak fiksasyonu arasında çok az fark olduğunu fakat uzun dönem stabilitede bikortikal vida fiksasyonunda daha yüksek relaps oranları görüldüğünü belirtmişlerdir. Bununla birlikte metaanalize dahil edilme kriterlerini sağlayan makaleler içerisinde bikortikal vida makalelerinin sayısal olarak monokortikal vida ve plak makalelerinden belirgin bir şekilde fazla olduğu dikkat çekiciydi.

Sato ve ark (2014) yayınlanan retrospektif çalışmalarında sınıf 2 malokluzyonu olan, sagittal split ramus osteotomisi ile ileri alma cerrahisi uygulanan 3 farklı fiksasyon yöntemi ile fikse edilen 55 hastada postoperatif 6. aydan sonra iskeletsel stabiliteyi değerlendirmişlerdir. 1. gruptaki hastalar 4 adet monokortikal vida ve mini-plakla, ikinci gruptaki hastalar doğrusal yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ile, üçüncü gruptaki hastalar 4 adet monokortikal vida ve mini-plağa ek olarak bir adet bikortikal vida ile fikse edilmişti. Bütün hastalara ilk hafta elastiklerle maksillomandibular fiksasyon uygulamışlar, sonrasında hafif yönlendirici elastiklerle devam etmişlerdir. Preoperatif dönemde, postoperatif 1. haftada ve 6. ayda lateral sefalometrik radyograf alarak B noktası, menton ve pogonionun vertikal ve sagittal planda harketini ve mandibular derinliğin değişimini değerlendirmişlerdir. Relaps açısından üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan minör farklar tespit etmişler, dolayısıyla üç yöntemin de stabil ve kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte postoperatif nüksle hareket miktarı arasında pozitif korelasyon da tespit etmişlerdir.

Matsushita ve ark (2015) yayınlanan retrospektif çalışmada 2006-2012 yılları arasında sagittal split ramus osteotomisi ile geri alma cerrahisi uygulanmış ve cerrahi sonrası en az 6 ay süreyle takip ettikleri bikortikal vida fiksasyonu veya intraoral miniplak-monokortikal vida fiksasyonu yapılan hastalarda stabiliteyi değerlendirmişlerdir. Stabiliteyi B noktası ve Menton pozisyonunun zaman

içierisindeki yer değişimine bağlı olarak operasyon öncesi, operasyondan 5 gün sonra ve altı ay sonra aldıkları lateral sefalometrik röntgenlerle değerlendirmişler ve aynı zamanda operasyon sırasındaki kanama miktarını, postoperatif temporomandibular eklem bozukluklarını, inferior alveolar sinir ve lingual sinir hasarını değerlendirmişlerdir. Bikortikal vida fiksasyonu yapılan grup ile monokortikal vida ve plak fiksasyonu yapılan grup arasında iskeletsel stabilite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bikortikal vida grubunda 5 hastada ve monokortikal vida-plak grubunda 8 hastada postoperatif temporomandibular bozukluk semptomu görülmüş, inferior alveolar sinir hasarı bikortikal vida grubunda 9 hastada, monokortikal vida-plak grubunda 7 hastada görülmüş fakat istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lingual sinir hasarı bir vakada bikortikal vida grubunda görülmüştür. Operasyon sırasındaki kanama miktarının ise monokortikal vida-plak grubunda belirgin derecede az olduğunu tespit etmişlerdir. Yazarlar, BSSRO ie geri alma cerrahisi için stabilitenin her iki sistem için benzer olduğunu, cerrahın seçimine bağlı olarak iki sistemin de kullanılabileceğini bildirmişler, fakat miniplak-monokortikal vida fiksasyonunun toplam kan kaybı ve lingual sinir hasarı açısından daha az risk taşıdığından tercih edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

Al-Moraissi ve Ellis (2015) sistematik incelemelerinde bilateral sagittal split osteotomisini takiben yapılan mandibular geri alma cerrahisi sonrası plak osteosentezi ve bikortikal vidanın eşit miktarda iskeletsel stabilite sağlayıp sağlamadığı sorusuna cevap aramışlardır. PubMed, Ovid MEDLINE, Cochrane CENTRAL veri tabanlarını kullanarak Aralık 2014'e kadar 'iskeletsel stabilite' ile 'mandibular geri alma', 'bikortikal vida', 'monokortikal osteosentez', 'bikortikal vida', 'bilateral sagittal split osteotomisi' başlıklarını içeren yayınları taramışlardır. Elde ettikleri 317 makaleden 310 tanesini vaka raporu, teknik rapor, inceleme, hayvan ya da in deneysel çalışma, kontrolsüz klinik çalışma, meta-analiz için gerekli standart sapma ve ortalama verileri bildirilmemiş çalışma, aynı verileri içeren yayınlar veya ileri alma cerrahisi ile ilgili olması nedeniyle çalışmadan çıkarmışlardır. Çalışmalardan 4 tanesinde toplamda 189 hastada bilateral sagittal split ramus osteotomisi sonrası 6 ay-1 yıllık takip sürecinde sella-nasion-B noktası (SNB) açısında oluşan değişiklikler değerlendirilmiştir. 90 hastada bikortikal vida, 99 hastada plak kullanılmış, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunamamıştır. Mandibular düzlem açısında değişiklikleri değerlendiren 3 çalışmada 70 hastada bikortikal vida fiksasyonu, 79 hastada plak fiksasyonu yapılmış ve 6 ay-1 yıllık takip sonrası mandibular düzlem açısında değişiklik miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Horizontal iskeletsel değişikliği değerlendiren 6 çalışmada 134'ü bikortikal vida ile 144'ü plakla fikse edilen 278 hasta 6 hafta-1 yıl arasında değerlendirilmiş ve iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Vertikal iskeletsel değişiklikleri değerlendiren 6 çalışma değerlendirildiğinde bikortikal vida ve plak grupları arasında yine istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. Yaptıkları meta analizin sonuçlarına göre BSSRO ile geri alma işleminin iskeletsel stabilitenin her iki fiksasyon grubu için farklılık göstermediğini, bununla birlikte bikortikal vida fiksasyonunun nispeten daha iyi olduğunu bildirmişler, fiksasyon yöntemi seçiminde farklı kriterlerin değerlendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Sagittal split ramus osteotomisi ile ilgili in-vitro biyomekanik çalışmalar materyallerin immediate stabiliteleri hakkında fikir verirler. Her ne kadar immediate stabilite uzun dönem stabilite hakkında büyük oranda fikir verse de vakaya özgü farklılıklar klinik sonucu etkilemektedir. Yukarıda bahsi geçen son dönem klinik çalışmaların ortaya koyduğu sonuçlar bu durumu desteklemektedir (Joss ve Vassali 2009, Sato ve ark 2014, Al-Moraissi ve Ellis 2015, Matsushita ve ark 2015). Mandibulanın geriye alındığı uygulamalarda fiksasyonun erken ve uzun dönemde materyal tipinden bağımsız olarak stabil olduğu anlaşılmaktadır (Joss ve Vassali 2009, Sato ve ark 2014). Dolayısıyla fiksasyon materyalinin seçiminde maliyet, cerrahi tecrübe, klinik uygunluk ve estetik kaygı gibi diğer faktörlerin dikkate alınmasında yarar vardır.

Fiksasyon tercihinde dikkatli olunması gereken klinik durum mandibulanın ilerletildiği olgulardır. İlerletme miktarı ile orantılı olarak ortaya çıkan yumuşak doku geriliminin özellikle erken dönem nüksün en önemli sebebi olduğu kabul edilirse fiksasyonun rijit olması avantaj gibi görünmektedir. Bununla birlikte, ilginç olarak Joss ve Vassali'nin (2009) yaptığı meta-analizde uzun dönemde rijit fiksasyonun nüksü arttıran bir faktör olduğu sonucunu ortaya koymuştur. Uzun dönemde sıklıkla mandibular ilerletme vakalarında ortaya çıkan relapsın sebebi fiksasyon materyalinin fragmanların deplasmanını engelleyememesi değil, kondiler rezorbsiyon sonucunda ramus boyunun kısalmasıdır. Her ne kadar bikortikal olarak

yerleştirilen pozisyonel vidalar kullanılsa da özellikle proksimal fragmanların ve dolayısıyla kondillerin mediale rotasyonuna yol açmaktadır. Eklem bölgesinde ortaya çıkan bu değişikliğin yol açtığı stresin rezorbsiyona neden olduğu düşünülmektedir (Joss ve Vassali 2009).

Sunulan çalışmanın sonuçları ve konuyla ilgili litaretür dikkate alındığından deneysel biyomekanik çalışmaların klinisyen için sert doku iyileşmesinin tamamlandığı dönem için yol gösterici olduğu söylenilebilir. Uzun dönem stabiliteyi değerlendirmek için ise fiksasyon sistemlerinin karşılaştırıldığı iyi planlanmış klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Erken dönem yeterli stabiliteyi sağlayan ve fizyolojinin olabildiğince korunduğu fiksasyon modellerinin geliştirilmesi ve kullanılması başarının anahtarı gibi görünmektedir.

## 5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları içerisinde aşağıdaki sonuç ve önerilere ulaşılmıştır;

1. Ters L konfigürasyonunda veya üst sınıra doğrusal olarak yerleştirilen 3 adet bikortikal pozisyonel vida sagittal split ramus osteotomisi sonrası yüksek stabilitede fiksasyon sağlamaktadır. İntermaksiller fiksasyon ihtiyacını ortadan kaldıran rijit internal fiksasyon, hastanın operasyondan hemen sonra ağzını açmasına olanak vererek, mandibular fonksiyonların erken dönemde geri dönmesini sağlayabilir. Bununla birlikte, postoperatif dönemde kondil pozisyonunun değişmesine bağlı eklem sorunları, minör okluzal uyumsuzlukların giderilmesinde sıkıntılar ve nörovaskuler demetin fragmanlar arasında sıkışması ile ilişkili duyusal sorunlar yaşanabileceği akılda tutulmalıdır. Ayrıca transkutanöz olarak uygulunması fasiyal sinir hasarı potansiyeli ve nonestetik skar dokusu oluşması gibi dezavantajları beraberinde getirir.

2. Üst sınıra doğrusal olarak yerleştirilen 2 adet bikortikal vida, Ters L ya da doğrusal olarak yerleştirilen 3 adet bikortikal pozisyonel vida fiksasyonuna göre daha düşük düzeyde, mokortikal vida ve plak ile yapılan fiksasyona göre yüksek seviyede stabilite sağlamaktadır. Plak sistemlerine göre daha düşük maliyeti nedeniyle semirijit fiksasyon gerektiren monokortikal vida ve plak fiksasyon materyallerine alternatif olabilir. Yöntem üç bikortikal pozisyonel vida konfigürasyonlarına göre daha kolay yerleştirilme avantajına sahip olsa bile dezavantajları açısından benzerlik göstermektedir.

3. Çalışmada test edilen tüm monokortikal vida ve plak sitemleri rijit fiksasyon için standart kabul edilen üç pozisyonel bikortikal vidaya göre daha az stabildir. Fragmanların kısmi hareketine izin veren bu durum erken dönemde intermaksiller fiksasyona ihtiyaç gösterebilir. Bununla birlikte olası minör okluzyon sorunlarının fonksiyonel elastikler ile giderilmesi için bir avantaj olarak kullanılabilir.

4. Bu işlem için özel olarak tasarlanmış sagital split plağının ve standart mini plak arasında stabilite yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bununla birlikte, sahip olduğu milimetrik çizgiler ile ilerletme miktarının değerledirilmesinde cerrahın işini kolaylaştırabilir.

5. Sagital split sliding plaklar her ne kadar aralarında istatistiksel olarak fark olmasa da monokortikal vida-plak sistemleri içerisinde en yüksek deplasman değerine sahiptirler. Bu nedenle klinik uygulamada erken postoperatif dönemde intermaksiller fiksasyon ihtiyacı açısından dikkatli takip edilmeleri yararlı olacaktır. Kolay şekil alabilmesi ve uygulama sırasında yerleştirme kolaylığı sağlaması avantajlarıdır.

6. Üç milimetre deplasmanın klinik olarak başarıyı etkilemeyen sınır değer olduğu düşünüldüğünde bu araştırmada kullanılan tüm materyaller kullanılabilir görünmektedir. Bununla birlikte, 7 mm'den fazla ilerletme gerektiren ya da ilerletmeyle birlikte saat yönünün tersi yönde rotasyona ihtiyaç duyulan nüks potansiyeli yüksek olgularda rijit fiksasyon yöntemlerinden birininya da literatürde bahsi geçen hibrit sitemlerin tercih edilmesi yararlı olacaktır.

7. Koyun çenesi SSRO için örneklerin standardizasyonunun sağlanabildiği ve cerrahi işlemin başarı ile yapılabildiği iyi bir test materyalidir.

8. Kullanılan üç nokta test cihazı doğrusal yüklemede klinik durumu büyük oranda taklit etmiştir ve materyallerin istenilen kuvvet aralığında değerlendirilmesine imkan sağlamıştır.

# 6. KAYNAKLAR


Al-Moraissi E, Ellis E, 2016. 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, 45,1,1-7.

Albougha S, Darwich K, Darwich M, Albogha M, 2015. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. Int J Oral Maxillofac Surg

Anucul B, Waite PD, Lemons JE, 1992. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. J Oral Maxillofac Surg, 50, 12, 1295-9.

Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD, 2001. 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, 59, 2, 191-5.

Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W, 2011. 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, 111, 1, 58-63.

Bell WH, 1992. Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery, WB Saunders Company, p.

Bell WH, Schendel SA, 1977. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg (American Dental Association: 1965), 35, 5, 362-9.

Blair VP, 1906. Report of a case of double resection for the correction of the mandible. Dent Cosmos 48, 817.

Blair VP, 1907. Operations on the jaw bone and face. Surg Gynecol Obstet 4,67.

Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijs T, Van't Hof M, 2004a. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up: Part I. Clinical parameters. Int J Oral Maxillofac Surg, 33, 5, 433-41.

Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijs T, van't Hof M, 2004b. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up: Part II. Radiographic parameters. Int J Oral Maxillofac Surg, 33, 6, 535-42.

Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijs T, van't Hof M, 2005. Stabilisation of sagittal split set-back osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with 2-year follow-up. Int J Oral Maxillofac Surg, 34, 5, 487-94.

Bouwman JP, Tuinzing DB, Kostense PJ, 1994. 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, 23, 1, 46-8.

Brasileiro BF, Grempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA, 2009. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg, 67, 4, 809-17.

Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GMB, Passeri LA, 2012. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. J Oral Maxillofac Surg, 70, 4, 941-51.

Choi B-H, Min Y-S, Yi C-K, Lee W-Y, 2000. A comparison of the stability of miniplate with bicortical screw fixation after sagittal split setback. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 90, 4, 416-9.

Choi B-H, Zhu S-J, Han S-G, Huh J-Y, Kim B-Y, Jung J-H, 2005. The need for intermaxillary fixation in sagittal split osteotomy setbacks with bicortical screw fixation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod,100, 3, 292-5.

Chung I-H, Yoo C-K, Lee E-K, Ihm J-A, Park C-J, Lim J-S, Hwang K-G, 2008. Postoperative stability after sagittal split ramus osteotomies for a mandibular setback with monocortical plate fixation or bicortical screw fixation. J Oral Maxillofac Surg, 66, 3, 446-52.

Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H, 2006. 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, 44, 6, 534-7.

Dal Pont G, 1961. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg, 19, 42-7.

de Molon RS, de Ávila ÉD, Scartezini GR, Campos JADB, Vaz LG, Gabrielli MFR, Pereira Filho VA, 2011. In vitro comparison of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. J Craniomaxillofac Surg, 39, 8, 574-7.

Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H, 2004. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg, 42, 2, 127-32.

Ellis E, Gallo WJ, 1986. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. J Oral Maxillofac Surg, 44, 7, 509-15.

Ellis III E, Esmail N, 2009. Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. J Oral Maxillofac Surg, 67, 11, 2528-33.

Elliss E, Reynolds S, Carlson DS, 1988. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 94, 1, 38-49.

Elsalanty M, Genecov DG, Genecov J, 2007. Functional and aesthetic endpoints in orthognathic surgery. J Craniomaxillofac Surg, 18, 4, 725-33.

Epker B, 1977. Modification in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg, 35, 157-9.

Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH, 2012. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. Br J Oral Maxillofac Surg, 50, 5, e65-e8.

Finn R, Throckmorton G, Bell W, Legan H, 1980. Biomechanical considerations in the surgical correction of mandibular deficiency. J Oral Surg (American Dental Association: 1965), 38, 4, 257-64.

Foley W, Beckman T, 1991. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. Int J adult Orthod Orthog Surg, 7, 3, 147-51.

Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR, 1989. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. J Oral Maxillofac Surg, 47, 7, 720-3.

Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR, 1989. Uniaxial pullout evaluation of internal screw fixation. J Oral Maxillofac Surg, 47, 3, 277-80.

Fonseca RJ, 2000. Oral and maxillofacial surgery. volume 2. USA: W.B. Saunders Company, Section IV-VI, p. 789-94.

Fujioka M, Fujii T, Hirano A, 2000. Comparative study of mandibular stability after sagittal split osteotomies: Biocortical versus monocortical osteosynthesis. Cleft Palate Craniofac J, 37, 6, 551-5.

Ghang M-H, Kim H-M, You J-Y, Kim B-H, Choi J-P, Kim S-H, Choung P-H, 2013. Three-dimensional 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, 115, 2, 157-66.

Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S, 2000. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg, 58, 4, 370-3.

Hwang J-M, Baek S-H, Choi J-Y, 2012. Effect of number and geometry of resorbable screws on biomechanical stability of in vitro model with sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg, 23, 2, 363-6.

Hullihen SP, 1849. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, succesfully treated. Am J Dent Sci, 9, 242-46.

Hunsuck E, 1968.A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of prognathism. J Oral Surg, 26, 250-53.

Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T, Nagumo M, 2006. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. Int J Oral Maxillofac Surg, 35, 12, 1102-7.

Joss CU, Vassalli IM, 2008. Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. J Oral Maxillofac Surg, 66, 8, 1634-43.

Joss CU, Vassalli IM, 2009. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. J Oral Maxillofac Surg, 67, 2, 301-13.

Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS, 1995. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg, 53, 12, 1374-83.

Komori E, Aigase K, Sugisaki M, Tanabe H, 1987. Skeletal fixation versus skeletal relapse. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92, 5, 412-21.

Koolstra J, Van Eijden T, Weijs W, Naeije M, 1988. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomech, 21, 7, 563-76.

Lye KW, 2008. Effect of orthognathic surgery on the posterior airway space (PAS). Ann Acad Med Singapore, 37, 8, 677-82.

Matsushita K, Inoue N, Totsuka Y, 2011. 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, 15, 3, 139-46.

Matsushita Y, Nakakuki K, Kosugi M, Kurohara K, Harada K, 2015. Does Intraoral Miniplate Fixation Have a Good Postoperative Stability After Sagittal Splitting Ramus Osteotomy? Comparison With Intraoral Bicortical Screw Fixation. J Oral Maxillofac Surg

Maurer P, Knoll W-D, Schubert J, 2003. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg, 31, 5, 284-9.

Michelet FX, Deymes J, Dessus B, 1973. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. J Maxillofacl Surg, 1, 79-84.

Murphy MT, Haug RH, Barber JE, 1997. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg, 55, 5, 489-94.

Obwegeser H, Trauner R, 1955. Zur Operationstechnik bei der Progenie und anderen Unterkieferanomalien. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd, 23, 1, 2.

Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S, 2011. 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, 49, 2, 135-7.

Oguz Y, Watanabe E, Reis J, Spin-Neto R, Gabrielli M, Pereira-Filho V, 2015. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. Int J Oral Maxillofac Surg

Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, Pereira-Filho VA, 2015. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5-mm sagittal split advancement osteotomies. Int J Oral Maxillofac Surg.

Oh J-S, Kim S-G, 2015. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. J Craniomaxillofac Surg, 43, 2, 186-91.

Olivera LBd, Manzato AJ, Guerra FLB, Arnett GW, 2012. 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, 20, 4, 419-26.

Özden B, Alkan A, Arici S, Erdem E, 2006. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. Int J Oral Maxillofac Surg, 35, 9, 837-41.

Paulus G, 1991. Semirigid bone fixation: a new concept in orthognathic surgery. J Craniomaxillofac Surg, 2, 3, 146-51.

Pereira Filho V, Iamashita H, Monnazzi M, Gabrielli M, Vaz L, Passeri L, 2013. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. Int J Oral Maxillofac Surg, 42, 3, 316-20.

Peterson LJ, 2011. Principles of Maxillofacial Surgery. volume III. USA: Lippincott- Raven Publishers, Part IX, p. 1209-548.

Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J, 2005. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg, 63, 9, 1317-24.

Reitzik M, 1983. Cortex-to-cortex healing after mandibular osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 41, 10, 658-63.

Reitzik M, Leyden WS, 1983. Bone repair in the mandible: a histologic and biometric comparison between rigid and semirigid fixation. J Oral Maxillofac Surg, 41, 4, 215-8.

Ribeiro-Junior P, Magro-Filho O, Shastri K, Papageorge M, 2010. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. Int J Oral Maxillofac Surg, 39, 11, 1109-14.

Ribeiro-Junior P, Magro-Filho O, Shastri K, Papageorge M, 2012. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. Int J Oral Maxillofac Surg, 41, 11, 1369-73.

Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB, 2010. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 68, 4, 724-30.

Roh Y-C, Shin S-H, Kim S-S, Sandor GK, Kim Y-D, 2014. Skeletal stability and condylar position related to fixation method following mandibular setback with bilateral sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg, 42, 8, 1958-63.

Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C, 1988. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. Int J Oral Maxillofac Surg, 17, 6, 371-6.

Sato F, Asprino L, Noritomi P, da Silva J, de Moraes M, 2012. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. Int J Oral Maxillofac Surg, 41, 8, 934-41.

Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M, 2010. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg, 68, 1, 160-6.

Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M, 2012. 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, 114, 5, 60-8.

Sato FRL, Asprino L, Moreira RWF, de Moraes M, 2014. Comparison of postoperative stability of three rigid internal fixation techniques after sagittal split ramus osteotomy for mandibular advancement. J Craniomaxillofac Surg, 42, 5, 224-9.

Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML, 1994. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2–5-year follow-up. Int J Oral Maxillofac Surg, 23, 3, 127-31.

Schmoker R, Spiessl B, Gensheimer T, 1976. [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, 86, 6, 582-605.

Schwartz HC, Relle RJ, 1996. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 54, 2, 234-5.

Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A, 1994. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 52, 1, 45-8.

Sener I, Arc S, Bereket C, Tek M, 2012. In vitro biomechanical evaluation of modified plating techniques for bilateral sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. J Craniomaxillofac Surg, 23, 5, 1573-6.

Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA, 1996. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: Effects of positional screw size and placement configuration. J Oral Maxillofac Surg, 54, 5, 601-9.

Spiessl B, Tschopp H, 1974. Chirurgie der Kiefer. Kopf-und Hals-Chirurgie, Bd, 2, 2.

Stoelinga PJ, Borstlap WA, 2003. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. J Oral Maxillofac Surg, 61, 12, 1471-6.

Suuronen R, Laine P, Sarkiala E, Pohjonen T, Lindqvist C, 1992. Sagittal split osteotomy fixed with biodegradable, self-reinforced poly-l-lactide screws: A pilot study in sheep. Int J Oral Maxillofac Surg, 21, 5, 303-8.

Tate GS, Ellis E, Throckmorton G, 1994. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: Implications for fixation recommendations. J Oral Maxillofac Surg, 52, 7, 734-6.

Tharanon W, 1998. 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, 56, 9, 1055-8.

Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg A, 2001. 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, 39, 4, 266-8.

Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH, 2005. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. J Oral Maxillofac Surg, 63, 11, 1620-5.

Wolford L, Fields R, 2000. Diagnosis and treatment planning for orthognathic surgery. Oral Maxillofac Surg, 2, 24-55.

Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG, 1987. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 64, 2, 146-55.

Wolford LM, Davis WM, 1990. The mandibular inferior border split: A modification in the sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 48, 1, 92-4.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Konya'da doğdu. İlkokulu Ermenek Cumhuriyet İlkokulu'nda, ortaokulu Konya Selçuklu Anadolu Lisesi'nde, liseyi Konya Meram Fen Lisesi'nde tamamladı. 2004 yılında başladığı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2009 yılında mezun oldu. 2010 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen doktora eğitimine devam etmektedir. Evli ve bir çocuk annesidir.