

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI



**SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI
PLAKLARLA YAPILAN FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
DENEYSEL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

İrfan ÜSTÜNDAĞ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Bahadır SANCAR

Uzmanlık Tezi-2024

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

SAGİTTAL SPLİT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI PLAKLARLA
YAPILAN FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN DENEYSEL OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

İrfan ÜSTÜNDAĞ

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Bahadır SANCAR

Bu çalışma, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
desteklenmiştir.

Proje No: TDH-2023-3270

MALATYA
2024

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibulanın Anatomisi.....	3
2.1.1. Mandibulanın Anatomik Özellikleri	3
2.1.2. Mandibula Beslenmesi ve İnnervasyonu	5
2.1.3. Çiğneme Kasları	6
2.2. Dentofasiyal Deformiteler	8
2.2.1. Mandibular Yetersizlik.....	8
2.3. Ortognatik Cerrahi	10
2.3.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi	11
2.3.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO).....	14
2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Teknikleri	20
2.4.1. Vidalar.....	22
2.4.2. Plaklar	25
2.4.2.1. Miniplaklar.....	25
2.4.2.2 Rekonstrüksiyon plakları.....	27
2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Görülebilecek Komplikasyonlar	29
2.5.1. Sinir Hasarı	29
2.5.2. Relaps.....	30
2.5.3. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıkları	31
2.6. Biyomekanik Prensipler.....	32
2.6.1. Mandibulanın Biyomekaniği	33
2.6.2. Biyomekanik Deney Materyalleri.....	34
2.6.3. Biyomekanik Deney Modelleri.....	35
3. MATERYAL VE METOT.....	36
3.1. Deney Modellerinin Hazırlanması	36

3.2. Deney Gruplarına Fiksasyon Yapılması.....	38
3.2.1. Grup 1	40
3.2.2. Grup 2	41
3.2.3. Grup 3	41
3.3. Biyomekanik Test	42
3.4. İstatistiksel Analiz.....	44
4. BULGULAR.....	45
5. TARTIŞMA.....	62
6. ÇALIŞMAMIZIN LİMİTASYONLARI, SONUÇLARI VE ÖNERİLERİ.....	77
KAYNAKLAR	78
EKLER.....	95
EK-1. Etik Kurul.....	95

TEŞEKKÜR

Asistanlık dönemim boyunca her zaman beni destekleyen, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum, her konuda bana yol gösteren değerli hocam Doç. Dr. Bahadır SANCAR'a

Klinik ve teorik anlamda değerli bilgilerinden yararlanma fırsatı bulduğum, değerli hocalarım Prof. Dr. Hilal ALAN ve Dr. Öğr. Üyesi Sezai ÇİFTÇİ'ye,

Tezi yaparken bana destek olan çok sevdiğim çalışma arkadaşım Arş. Gör. Ahmet Faruk DERİN'e,

Birlikte çalışma fırsatı bulduğum çok sevdiğim çalışma arkadaşlarım Uzm. Dt. Gönen Aras Talay, Arş. Gör. Yunus ÇETİNER, Arş. Gör. Kübra YAKUT, Arş. Gör. Musa ÖZDEMİR, Arş. Gör. Berivan KOZAN ve Arş. Gör. Sait ŞİMŞEK'e ve diğer tüm çalışma arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum personelimiz Mustafa KIZILCI ve diğer tüm personellere,

Beni yetiştirip bugünlere gelmemi sağlayan annem Nevim ÜSTÜNDAĞ, babam Kani ÜSTÜNDAĞ ve abim Kenan ÜSTÜNDAĞ'a teşekkür ederim.

İrfan ÜSTÜNDAĞ

Malatya-2024

ÖZET

Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Farklı Plaklarla Yapılan Fiksasyon

Yöntemlerinin Deneyisel Olarak Karşılaştırılması

Amaç: Sagittal split ramus osteotomisi (SSRO) sonrası relaps beklenen mandibular hareketlerde segmentlerin stabilizasyonu iyi olmalıdır. Bu çalışmanın amacı; mandibulanın büyük ilerletme gerektirdiği durumlarda rekonstrüksiyon plak, çift miniplak ve tek miniplak sistemlerinin stabilitesini karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda SSRO yapılan 45 adet koyun hemimandibulasına uygulanan 3 farklı fiksasyon yönteminin stabilitesini karşılaştırdık. Segmentler 7 milimetre (mm) ilerlemiş olacak şekilde fiksasyon işlemi yapılmıştır.

1. grupta; 1 adet 4 delikli miniplak ve 4 adet 2 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda vida ile,

2. grupta; 2 adet 4 delikli miniplak ve 8 adet 2 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda vida ile,

3. grupta; 1 adet 4 delikli rekonstrüksiyon plak ve 4 adet 2.7 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda vida ile fiksasyon işlemini gerçekleştirdik.

Denekleri çelik bir aygıt ile servohidrolik test cihazına yerleştirdik. Molar dişler üzerine 10 Newton'dan (N) 200 N'a kadar artan kuvvetler uyguladık. Segmentlerdeki yer değiştirme ve standart sapma (SS) değerleri bilgisayarda kaydedildi.

Çalışmadaki değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak ve Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis non-parametrik varyans analizine başvurulmuştur. İkili karşılaştırmalarda bonferroni düzeltmesi yapılarak analiz sonuçları verildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir.

Bulgular: Tek miniplakta ortalama yer değiştirme miktarı çift miniplak ve rekonstrüksiyon plağa göre uygulanan tüm kuvvetlerde anlamlı derecede daha yüksektir. Çift miniplak ve tek rekonstrüksiyon plak gruplarında ortalama yer değiştirme değerleri benzer saptandı.

Sonuç: SSRO sonrası relaps beklenen mandibular hareketlerde; çift miniplak ve tek rekonstrüksiyon plağı yeterli stabiliteyi sağlarken tek miniplak sağlayamaz. Bu çalışmanın sonucunda; rekonstrüksiyon plağı ve çift miniplağın, relaps beklenen mandibular hareketlerde kullanılabileceğini önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: SSRO, Mandibular İlerletme, Rekonstrüksiyon Plak, Fiksasyon, Biyomekanik

ABSTRACT

Experimental Comparison of Fixation Methods with Different Plates in Sagittal Split Ramus Osteotomy

Objective: The stabilization of segments should be good in mandibular movements where relapse is expected after sagittal split ramus osteotomy (SSRO). The aim of this study is to compare the stability of reconstruction plate, double miniplate, and single miniplate systems in cases requiring significant advancement of the mandible.

Material and Method: We compared the stability of 3 different fixation methods applied to 45 sheep hemimandibles undergoing SSRO in our study. The fixation procedure was performed with segments advanced by 7 millimeters (mm).

In the 1st group; 1 piece of 4-hole miniplate and 4 pieces of screws of 2 mm thickness and 7 mm length,

In the 2nd group; 2 pieces of 4-hole miniplates and 8 pieces of screws of 2 mm thickness and 7 mm length,

In the 3rd group; 1 piece of 4-hole reconstruction plate and 4 pieces of screws of 2.7 mm thickness and 7 mm length were used for fixation.

The subjects were placed in a servo-hydraulic testing machine with a steel device. Forces ranging from 10 Newtons (N) to 200 N were applied to the molars. Displacement and standard deviation (SD) values in the segments were recorded on the computer.

The normal distribution of the variables in the study was evaluated graphically and with the Shapiro-Wilks test. Kruskal-Wallis non-parametric variance analysis was used for comparisons between groups. Bonferroni correction was applied for pairwise comparisons, and analysis results were provided. The level of statistical significance was accepted as $p < 0.05$.

Results: The mean displacement amount in the single miniplate is significantly higher than the double miniplate and reconstruction plate in all forces applied. Similar displacement values were found in the double miniplate and single reconstruction plate groups.

Conclusion: In mandibular movements where relapse is expected after SSRO; while the double miniplate and single reconstruction plate provide sufficient stability, the single miniplate cannot provide it. As a result of this study; it is suggested that the reconstruction plate and double miniplate can be used in mandibular movements where relapse is expected.

Keywords: SSRO, Mandibular Advancement, Reconstruction Plate, Fixation, Biomechanics

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
AHI	: Apne-Hipopne İndeksi
Dak	: dakika
EMG	: Elektromiyografi
İMF	: İntermaksiller Fiksasyon
mm	: Milimetre
N	: Newton
OSA	: Obstrüktif Uyku Apnesi
RİF	: Rijit İnternal Fiksasyon
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
SS	: Standart sapma
SSRO	: Sagittal Split Ramus Osteotomisi
TME	: Temporomandibular eklem

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Mandibula Anatomisi	4
Şekil 2.2. Mandibula Foramenler	5
Şekil 2.3. Mandibulanın Beslenmesi	6
Şekil 2.4. Çiğneme Kasları	7
Şekil 2.5. Mandibula yetersizlik	9
Şekil 2.6. Friedman Damak Pozisyonu derecesi	9
Şekil 2.7. Splintlere göre maxilla ve mandibulanın konumlandırılması	10
Şekil 2.8. Hullihen'in subapikal osteotomisi A, V şeklinde blok alınması B, Mandibulanın geri alınması.....	11
Şekil 2.9. Hugo Obwegeser	13
Şekil 2.10. Obwegeser kesisi, A, Ramus kesisi B, Korpus kesisi	13
Şekil 2.11. Dalpont kesisi	14
Şekil 2.12. SSRO osteotomileri, A, SSRO'nin Obwegeser tekniği. B, SSRO'nin Dal Pont, Hunsuck ve Epker tekniği C, SSRO tekniklerinin vertikal osteotomileri.....	14
Şekil 2.13. A, SSRO için yapılan şematik insizyon B, Kliniğimizde yapılan SSRO'nin insizyon hattı	16
Şekil 2.14. Kliniğimizde yapılan SSRO'nin kemik kesileri	17
Şekil 2.15. Kliniğimizde yapılan SSRO ile mandibulanın proksimal ve distal segmentlerin ayrılması	18
Şekil 2.16. SSRO yapılırken görülebilecek bad split	18
Şekil 2.17. SSRO, A, İnsizyon. B ve C, Ramus osteotomisi. D, Vertikal osteotomi E, Mandibulanın gerileme vakalarında kemik çıkarılması, F, Mandibulanın ilerletme vakalarında ramusun ön kenarındaki kemiğin düzeltilmesi.....	19
Şekil 2.18. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası sinirin distal segmente alınması	20
Şekil 2.19. Tel ile maksillomandibular fiksasyon.....	21
Şekil 2.20. A ve B, Bikortikal Vida ile fiksasyon	23
Şekil 2.21. A, Miniplak ve bikortikal vidanın beraber kullanıldığı hibrit teknik B, Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası miniplak ve bikortikal vidanın beraber kullanıldığı hibrit teknik	24

Şekil 2.22. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası 4 delikli tek miniplak uygulanması.....	25
Şekil 2.23. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası çift miniplak uygulanması A, Radyografik görüntüsü B, İntraoral görüntüsü.....	26
Şekil 2.24. Trokar kullanımı	27
Şekil 2.25. Champys hattı.....	28
Şekil 2.26. Kliniğimizde yapılan SSRO sırasında görülen inferior alveolar sinir.....	30
Şekil 2.27. SSRO sırasında görülen eklemdeki hareketler	32
Şekil 2.28. Kemikte görülen kuvvetler	34
Şekil 3.1. SSRO yapılan koyun hemimandibulası.....	37
Şekil 3.2. 7 mm boşluk oluşturmak için oluşturulan akrilik şablon	37
Şekil 3.3. Kullanılan rekonstrüksiyon plağı, miniplak ve bunların vidaları.....	38
Şekil 3.4. Champy fiksasyon hattı	39
Şekil 3.5. İkinci plağın kumpas yardımı ile 10 mm ölçülerek yerleştirilmesi.....	40
Şekil 3.6. 15 adet hemimandibulaya tek miniplak ile fiksasyon işlemi	40
Şekil 3.7. 15 adet hemimandibulaya çift miniplak ile fiksasyon işlemi	41
Şekil 3.8. 15 adet hemimandibulaya tek rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyon işlemi.....	42
Şekil 3.9. Deneklerin test cihazına yerleştirilmesi molar dişler üzerine kuvvet uygulanması	43
Şekil 3.10. Bilgisayar yardımı ile verilerin kaydedilmesi	44
Şekil 4.1. Grupların 10 N ile 200 N arasındaki yer değiştirme miktarlarının grafiksel gösterimi.....	49
Şekil 5.1. 3 noktalı biyomekanik test modeli	64
Şekil 5.2. Kuvvet analizleri sonucunda maksimum kuvvet vektörünün mandibuladaki yönü	66

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 4.1. Tek Miniplak Grubunda 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıındaki yer değıştirme miktarları (mm).....	46
Tablo 4.2. Çift Miniplak Grubunda 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıındaki yer değıştirme miktarları (mm).....	47
Tablo 4.4. Shapiro- Wilk testi ile Normal dağılım Sonuçları.....	49
Tablo 4.5. Gruplar arasında 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıındaki yer değıştirme miktarları karşılaştırılması	55
Tablo 4.6. Gruplar arası İkili Karşılaştırma Sonuçları	61

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dentofasiyal deformite; maksillomandibular kompleksin normal ilişkisinden sapması ile birlikte dişlerin ve çenelerin birbirleriyle olan oklüzal ilişkisindeki uyumsuzluk olarak tanımlanır (1). Bu deformiteler bireylerin çeşitli derecelerde çiğneme, konuşma, solunum, temporomandibular eklem (TME) rahatsızlığı gibi fonksiyonel durumunu etkileyebilmektedir (2,3). Aynı zamanda bu durum bireyleri estetik yönden de etkileyebilmekte olup bireylerin psikososyal durumuna olumsuz yönde etkisi olabilir.

Bireylere yapılan radyografik ve klinik muayene ile dentofasiyal deformiteler teşhis edilir. Dentofasiyal deformiteler genellikle maksilla, mandibula ve midfasiyal bölgeye yapılan operasyonlar ile düzeltilebilir (4). En fazla görülen dentofasiyal deformite ise mandibular eksiklik (1). Mandibulaya yönelik yapılacak cerrahi için en sık SSRO yöntemi kullanılır. SSRO yöntemi mandibulada görülen birçok konjenital ve kazanılmış deformiteleri düzelten bir tekniktir. Bu teknik 1957 yılında ilk olarak Obwegeser ve Trauner tarafından tanıtılırken zaman içinde birçok modifikasyona uğramıştır. 1961 yılında Dalpont (5) tarafından; bukkaldeki vertikal osteotomi kemik temasını artırmak amacıyla molar diş bölgesinden yapılmıştır. Hunsuck (6) ise 1968 yılında lingualde ki horizontal osteotomiye kısa tutarak sinir yaralanma riskinin önüne geçmeye çalışmıştır. Epker (7,8) ise 1977 yılında ramusun medialinde masseter kasının minimum disseksiyonu ve mandibula basisinde tam bir osteotomi yapılmasını önermiştir.

Bu yöntem ile mandibula; proksimal ve distal segmentlere ayrılır. Bu sayede mandibula hareket ettirilerek istenilen konuma getirilip o konumda titanyum plak ve vidalar kullanılarak fiks edilir.

SSRO yönteminde birçok komplikasyon oluşabilir. Bunlar kanama, sinir hasarı, nekroz, kötü kırık, postoperatif eklem problemleri, enfeksiyon gibi komplikasyonlardır. En önemli komplikasyonlardan biri ise cerrahi sonrası görülen relaps problemidir. Özellikle mandibulanın saat yönünün tersine rotasyon hareketlerinde, 7 mm ve daha fazla ilerletmelerinde relaps eğilimi artmaktadır (8–10). Ön yüz yüksekliği fazla olan sınıf II hastalar ve obstrüktif uyku apnesi (OSA) olan bireylerde mandibulanın büyük miktarda ilerletme endikasyonu vardır (11,12). Günümüzde bu cerrahilerin sıklığı giderek artmaktadır. Mandibulanın ilerletme miktarı arttıkça çiğneme ve hyoid kaslarının gerilimi de artar ve eski pozisyona dönme isteğiyle relapsa neden olabilir. Bu nedenle SSRO sonrası yeterli fiksasyon işlemi son derece önemlidir.

Geçmişte yapılan tel osteosentezi ile birlikte uygulanan intermaksiller fiksasyon (İMF) sistemi yerini; günümüzde plak vida sistemleri ile rijit internal fiksasyon (RİF) sistemine bırakmıştır. RİF ile birlikte iyileşme daha hızlı olur ve relaps oranı azalmaktadır (13). Bunun için tek miniplak, çift miniplak, bikortikal vida, bunların beraber kullanıldığı hibrit yöntem, kilitli miniplak, farklı dizaynlarda oluşturulan miniplaklar gibi birçok yöntem kullanılıp çalışmalar yapılmıştır (13–15). Mandibulanın fazla ilerletileceği ve rotasyon gerektiren vakalarda relapsın önüne geçmek için daha stabil fiksasyon gerekmektedir (8). En stabil fiksasyon sisteminin ne olduğu konusunda hala fikir birliğine varılamamıştır. SSRO sonrası çeşitli fiksasyon yöntemleri denenmiştir ancak literatürde rekonstrüksiyon plakların stabilitesini değerlendiren bir çalışma bulunamamıştır.

Bu çalışmanın amacı; relaps beklenen mandibulanın büyük ilerletme hareketlerinde rekonstrüksiyon plak, dört delikli tek miniplak ve dört delikli çift miniplak sistemlerini karşılaştırmaktır. Literatürde daha önce SSRO sonrası rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyon yapılmadığından çalışmamız özgündür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibulanın Anatomisi

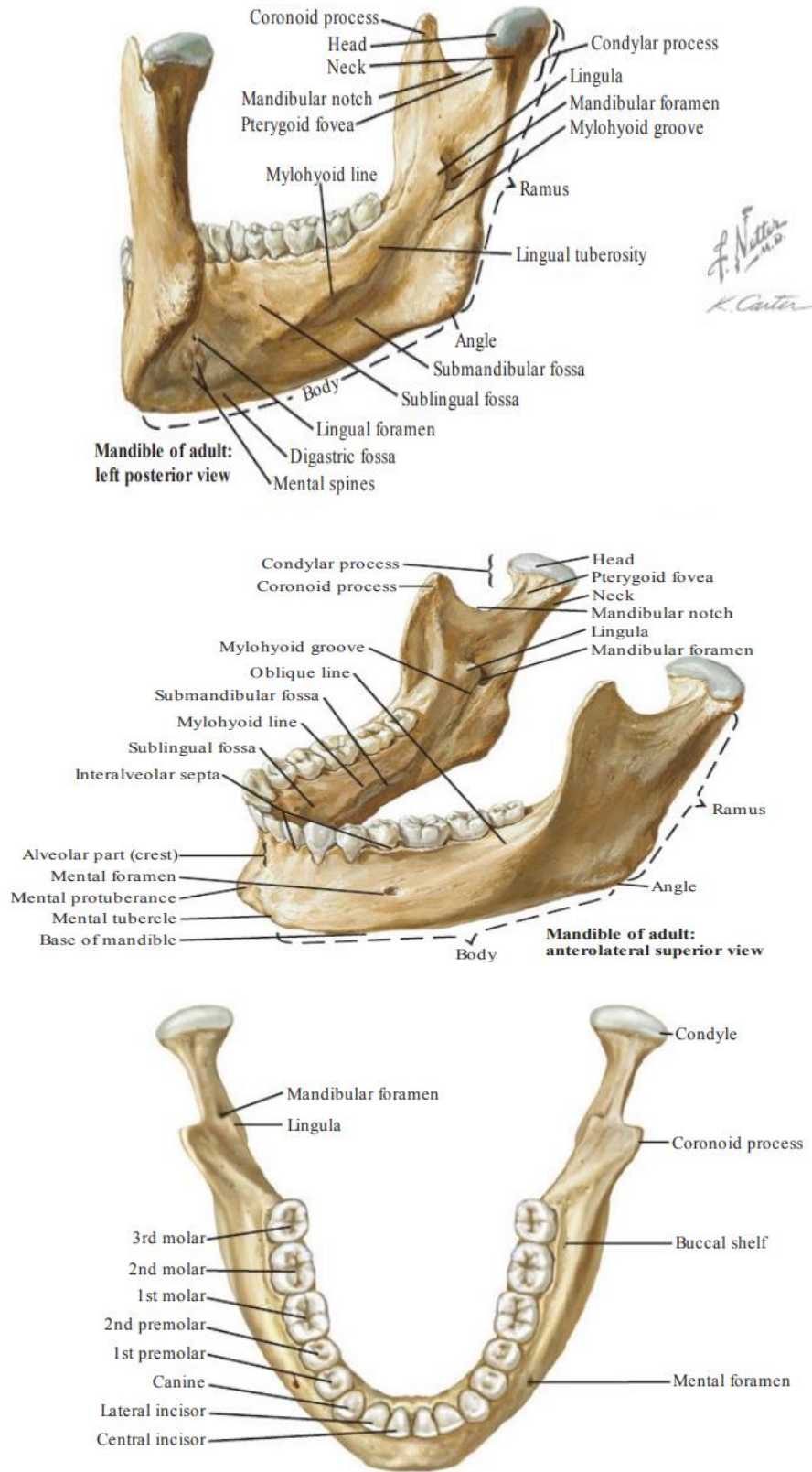
2.1.1. Mandibulanın Anatomik Özellikleri

Mandibula, visserokranyumun en büyük ve en kuvvetli kemiği olup aynı zamanda kranyumun tek hareketli kemiğidir. Embriyolojik gelişim sırasında orta hatta ki simfiz bölgesinden birleşerek U şeklinde olan bir kemiktir (16). Mandibula, spongiöz kemik çevresinde; lingual ve bukkaldeki kortikal kemik yapıdan oluşur. Sağ ve sol tarafta temporal kemikle eklem yapıp TME'yi meydana getirirler. Mandibula yatay yönde uzanan korpus ve dikey yönde uzanan 2 adet ramustan oluşur (16,17). Korpus ve ramusun birleşim yeri angulus mandibuladır. (Şekil 2.1)

Korpus mandibula; tabanı basis ve üst tarafı mandibular dişlerin bulunduğu alveoler çıkıntıdan oluşur. Korpusun ön orta kısmına simfiz mandibula denir. Simfiz mandibulanın altında protuberance mentalis adı verilen çıkıntılı anatomik yer vardır. (Şekil 2.1)

Ramus mandibula vertikal olarak uzanır. Ramusun süperior bölgesinin ön tarafında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris bulunur. Processus coronoideus ve processus condylaris arasında incisura mandibula bulunmaktadır. Processus condylaris temporal kemik ile eklem yapıp çene eklemine oluşturur. (Şekil 2.1)

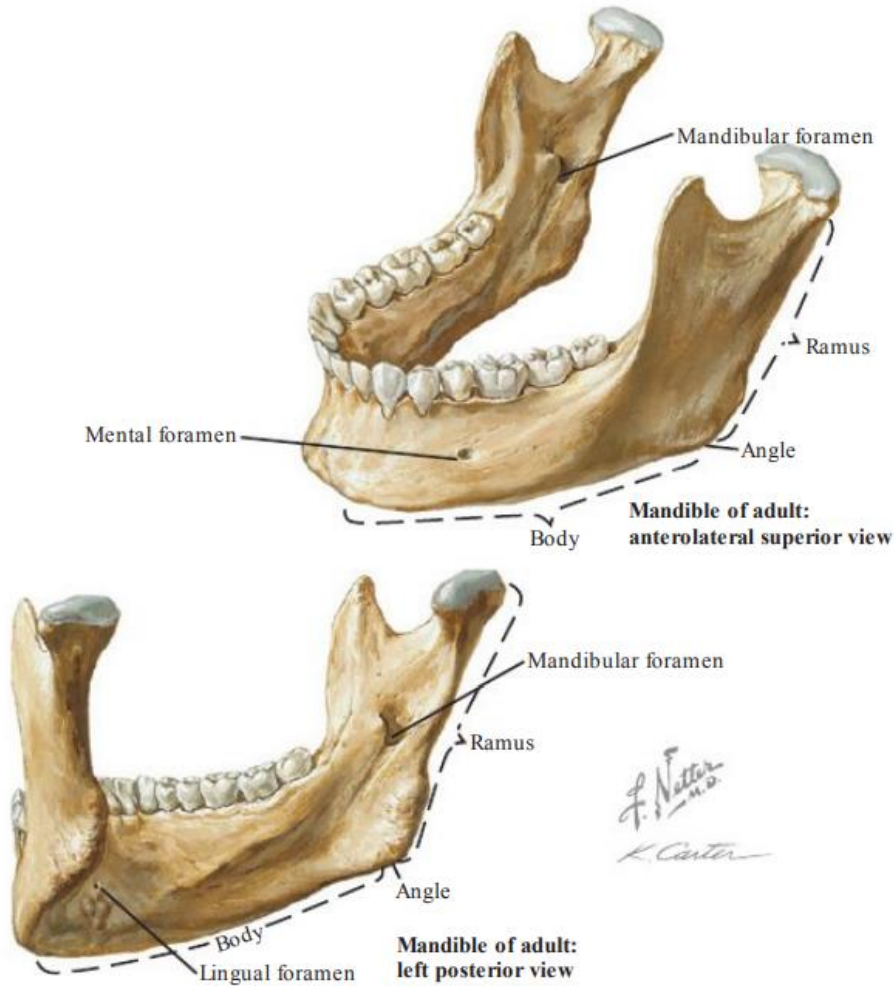
Ramus mandibulanın posterior kenarı ile korpus mandibulanın inferior kenarının birleşim yerine angulus mandibula denir. Bu bölgedeki pürüzlü yere tuberositas masseterica denir. Buraya masseter kası bağlanır. Foramen mandibula ramus mandibulanın iç yüzeyindedir ve canalis mandibulanın başlangıcıdır. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Mandibula Anatomisi (18)

2.1.2. Mandibula Beslenmesi ve İnnervasyonu

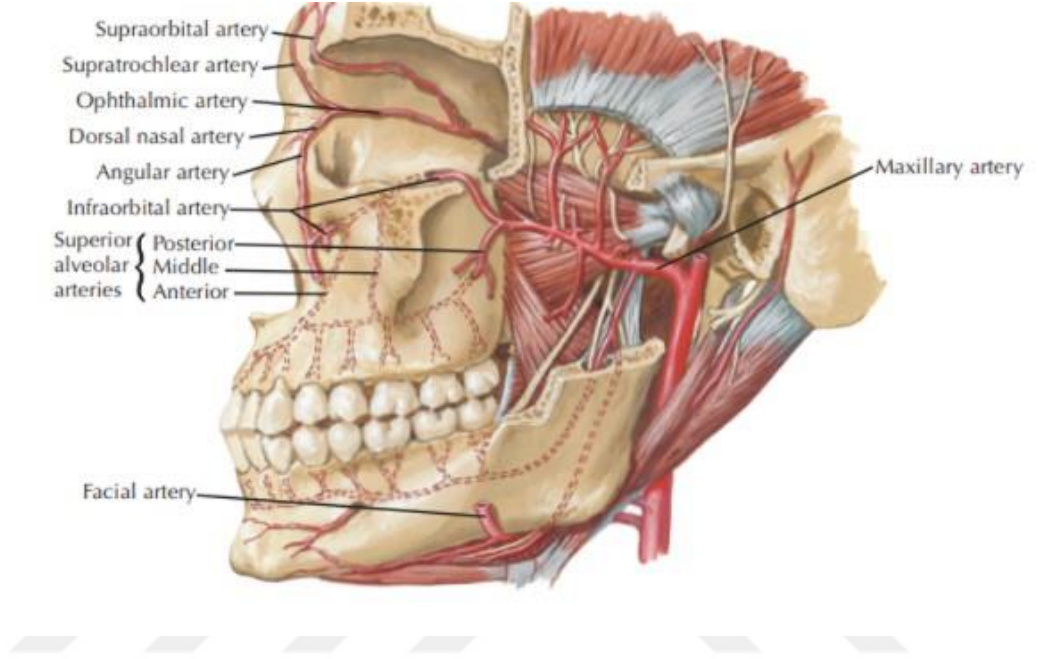
Mandibula, trigeminal sinirin en büyük dalı olan nervus mandibularis tarafından innerve edilir. Nervus mandibularis; trigeminal sinirin hem motor hem duyu liflerini içeren tek dalıdır (19). Foramen ovaleden geçerek fossa infratemporalise bağlanır. Nervus mandibulanın, mandibuladaki canalis mandibulaya verdiği dal nervus alveolaris inferiordur. Aynı isimli arter ve ven ile foramen mandibuladan canalis mandibulaya girer. Premolar dişler seviyesinde foramen mentaleden çıkarak mental ve insiziv terminal dalları verir. İnferior alveoler ve insiziv sinir mandibuladaki dişlerin innervasyonunu, mental sinir de çene ucu ve dudağın innervasyonunu sağlar (20). (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Mandibula Foramenler (18)

SSRO'nde segmentlerin beslenebilmesi oldukça önemlidir. Bu nedenle bölgenin vasküler yapısı öğrenilmelidir (21).

Mandibulanın beslenmesi carotis externa arterinin dalı olan maxiller arter tarafından sağlanır. Maxiller arterden çıkan inferior alveoler arter ile birlikte mandibulayı saran periost mandibuladaki beslenmeyi gerçekleştirir (22). Nervus alveolaris inferior ile birlikte mandibular kanalda ilerleyen inferior alveoler arter mental foramende mental arter adını alır. (Şekil 2.3)



Şekil 2.3. Mandibulanın Beslenmesi (18)

2.1.3. Çiğneme Kasları

Çiğnemededen sorumlu olan ve hepsi mandibulaya tutunan 4 tane ana kas vardır (20). Bu kaslar simetrik hareketler için birlikte, asimetrik hareketler için tek taraflı olarak çalışabilmektedir (23). Bu kaslar;

1) Masseter kası 2) Medial pterigoid kası 3) Lateral pterigoid kası 4) Temporal kastır (20). (Şekil 2.4)

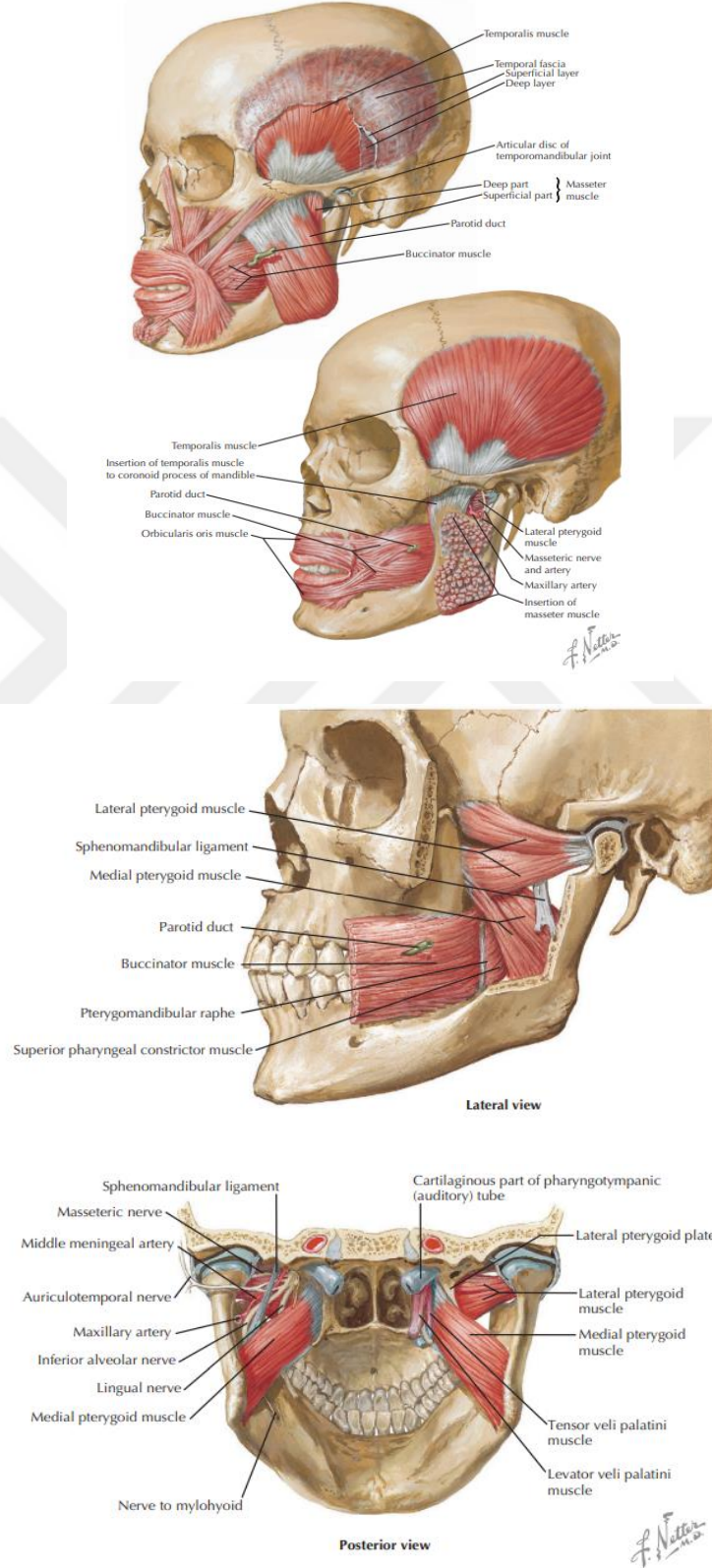
Birinci brankiyal arkustan gelişip nervus mandibularis tarafından uyarılırlar (24).

Masseter kası zigomatik arkta başlayarak ramusun dış tarafına tutunur. Mandibulaya elevasyon, protraksiyon ve retraksiyon yaptırır (16).

Pterygoideus medialis kası pterigoid fossadan başlayarak ramusun iç tarafına tutunur. Mandibulaya elevasyon, protraksiyon ve rotasyon yaptırır (24).

Pterygoideus lateralis kası sfenoid kemiğin infratemporal yüzünden başlayarak processus condylaristeki collum mandibulaya tutunur. Mandibulaya depresyon ve protraksiyon yaptırır (24).

Temporalis kası temporal fossadan başlayarak processus coronoideusa tutunur. Mandibulaya elevasyon ve retraksiyon yaptırır (24).



Şekil 2.4. Çiğneme Kasları (18)

2.2. Dentofasiyal Deformiteler

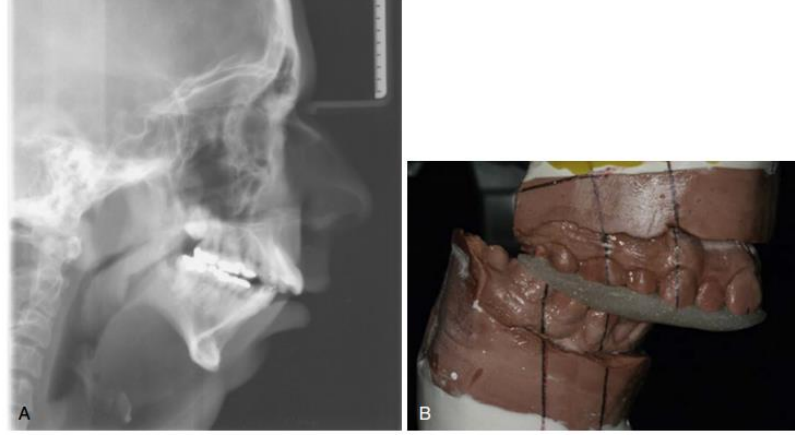
Dentofasiyal deformite; maksillomandibular kompleksin normal ilişkisinden sapması ile birlikte dişlerin ve çenelerin birbirleriyle olan oklüzal ilişkisindeki uyumsuzluk olarak tanımlanır (25). Bu deformiteler bireylerin çeşitli derecelerde çiğneme, konuşma, solunum, TME rahatsızlığı gibi fonksiyonel durumunu etkileyebilmektedir (3). Aynı zamanda bu durum bireyleri estetik yönden de etkileyebilmekte olup bireylerin psikososyal durumuna ve genel sağlığına olumsuz yönde etkisi olabilir. Bireyin yaşam kalitesini olumsuz etkileyebilmektedir. Dentofasiyal deformiteler genel popülasyonun yaklaşık % 20'sini etkilemektedir (26). Mandibulayı, maksillayı veya her ikisini etkileyebilen çeşitli deformiteler olabilir. Ancak en fazla görülen dentofasiyal deformite mandibular eksikliklerdir (25).

Dentofasiyal deformitelerin etyolojisi genetik, gelişimsel olabilir. Etiyolojiyi bilmek tedavinin planlamasını ve başarısını artırır. Etiyolojik sebepler arasında; sendromlar, anomaliler, çevresel etkiler, travmalar, kalıtım ve tümörler sayılabilir.

2.2.1. Mandibular Yetersizlik

Mandibula gelişiminin yetersiz olduğu durum dentofasiyal deformitelerde en sık görülen tablodur (27). Coğrafik olarak Avrupa ve Kafkasyada; Asya ve Afrikaya kıyasla daha sık rastlanılır. Bu hastalarda artmış overjet, mandibulada azalmış spee eğrisi, oklüzal olarak sınıf II ilişki, derin labiamental oluk, derin kapanış, lateralden bakıldığında dış bükey yüz profili ve hava yolu daralması ile OSA görülebilir (25). Bu deformitede mandibular dişler, maksiller dişlere göre daha geride konumlanmaktadır.

Bu deformitelerde hangi tedavi uygulayacağımıza karar vermek için dikkatli bir muayene ile doğru teşhis koyulmalıdır (28). Anomali; mandibulanın retrognatisi ise tedavisi mandibulayı öne almaktır. Hasta çocuk ise yani büyüme ve gelişim çağında ise ortodontik apeareyler ile iskeletsel deformiteler dahi düzeltilebilmektedir ancak büyüme ve gelişimini tamamlamış hastalarda ortognatik cerrahi kaçınılmazdır. (Şekil 2.5)



Şekil 2.5. Mandibula yetersizlik (29)

Mandibulanın yetersizliğinde görülen OSA, uyku esnasında faringeal kollapsa bağlı olarak hava akımı kısıtlılığıyla karakterize kronik bir hastalıktır. Orta yaşlı bireylerde ve erkeklerde daha yüksek oranda görülmektedir (30). Teşhisi polisomnografi ile derece miktarı ise apne-hipopne indeksi (AHI) kullanılarak koyulur.

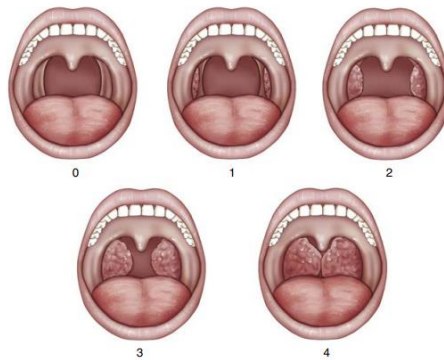
Friedman tarafından OSA'ni değerlendirmek ve derecelendirmek için basit bir sistem tanıtılmıştır. Bu sistem ağız genişçe açıkken; uvula, tonsiller, yumuşak ve sert damağın görülmesine dayanır (31). (Şekil 2.6)

Damak derecesi I: Ağız genişçe açıkken; uvula ve tonsillerin tamamının görülmesi olarak tanımlanır.

Damak derecesi II: Ağız genişçe açıkken; uvula görülür ancak tonsiller görülemez.

Damak derecesi III: Ağız genişçe açıkken; yumuşak damak görülür ancak uvula görülemez.

Damak derecesi IV: Ağız genişçe açıkken; sadece sert damak görülür.

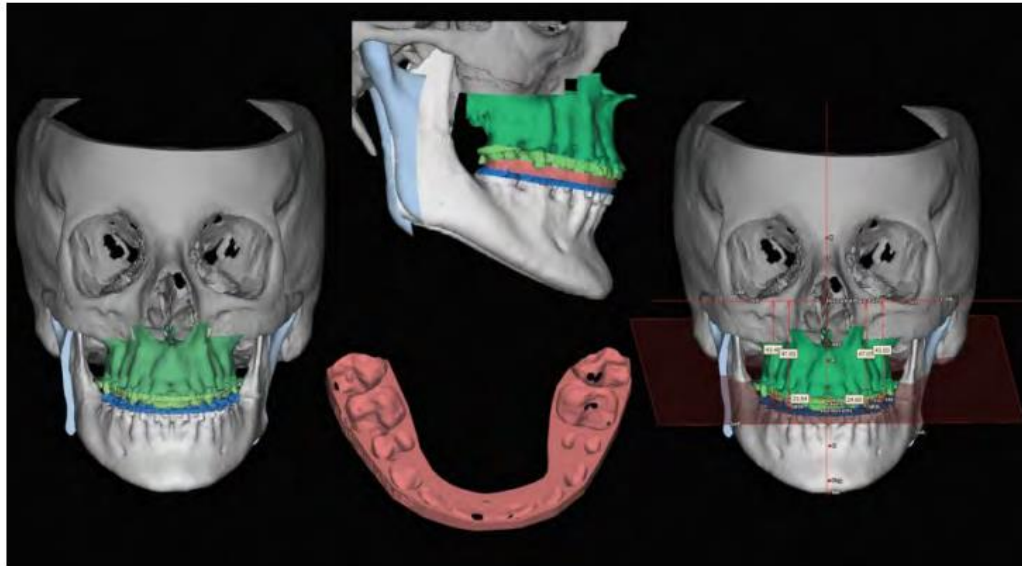


Şekil 2.6. Friedman Damak Pozisyonu derecesi (29)

2.3. Ortognatik Cerrahi

Ortognatik cerrahi; iskeletsel deformiteleri düzeltmek için uygulanan yüz profilini, okluzyonu ve solunum fonksiyonunu fizyolojik durumu getiren bir cerrahidir (32). Ortognatik cerrahi, kraniyofasiyal bölgedeki maloklüzyona, yüz profiline ilişkin problemlere ve OSA'ne yönelik durumlara karşı yaygın olarak uygulanmaktadır (4). Ortognatik cerrahi ile birlikte maksilla veya mandibula hazırlanan splintlere göre yeniden konumlandırılır. (Şekil 2.7) Ortognatik cerrahi operasyonları ortodonti bölümü ile birlikte multidisipliner bir takım çalışması gerektirmektedir. Ortognatik cerrahi; iskeletsel deformitelerin ortodontik kamuflej tedavisi ile düzeltilemeyecek kadar şiddetli olduğu durumlarda endikedir (33). Ortognatik cerrahi ile birlikte dentofasiyal yapıların estetiği ve fonksiyonu düzeltilerek hastanın psikososyal olarak da daha iyi olması sağlanmaya çalışılır (34). Zaman içinde cerrahi tekniklerin artan güvenilirliği, bu tedavilerin popülerleşmesine yardımcı olmuş ve çoğu zaman bunların neredeyse risksiz görünmesine neden olmuştur (35).

Ortognatik cerrahide en sık uygulanan teknik; maksilla için Le Fort I osteotomisi, mandibula için ise SSRO'dir (36). Ortognatik cerrahi ameliyatı genellikle nazal entübasyon ile genel anestezi altında yapılmaktadır.



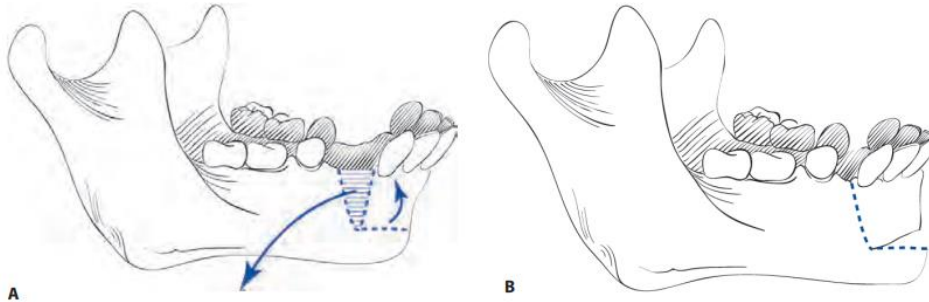
Şekil 2.7. Splintlere göre maxilla ve mandibulanın konumlandırılması (37)

2.3.1. Mandibular Osteotomilerin Tarihçesi

SSRO; mandibular uyumsuzluklarının tedavisi için en sık kullanılan başarılı bir ortognatik cerrahi tekniğidir.

Mandibula osteotomisi ilk olarak 1849 yılında Simon P. Hullihen (38) tarafından yapılmıştır. Simon P. Hullihen 1810 yılında Pensilvanya'da doğup, eğitimini Washington Tıp Fakültesi'nde almıştır. Simon P. Hullihen'in "cerrahı başarılı yapan tek bir plan ve tek bir yöntemle cerrahın yeteneğinin etkileşimidir." ünlü bir sözü bulunur.

Hullihen anterior open bite ve mandibular prognatisi bulunan 20 yaşındaki bir kadının deformitesini cerrahi olarak düzelttiğini rapor etmiştir. Hullihen günümüzde "subapikal osteotomi" tekniğine benzer şekilde iki taraflı mandibula korpustan V şeklinde kemik bloğunu çıkartarak mandibular fazlalığı tel ligatür fiksasyon sistemini kullanarak tedavi etmiştir. Bu tedavisi "Alt çenenin uzama olgusu ve yanığın neden olduğu yüz ve boynun bozukluğu başarılı şekilde tedavi edildi" isimli vaka raporu ile bir Amerikan dergisinde 1849 yılında ilk kez yayınlanmıştır (38). (Şekil 2.8)



Şekil 2.8. Hullihen'in subapikal osteotomisi A, V şeklinde blok alınması B, Mandibulanın geri alınması (37)

1897 yılında Blair (39) tarafından ekstra oral yaklaşım ile mandibulanın tarif edilen ilk çift taraflı osteotomisi St. Louis Tıp Fakültesi'nde yapılmış ve 1906 yılında yayınlanmıştır. Bu yöntem ile ekstraoral yaklaşım ile premolar bölgede paralel kesiler yapılarak iki blok çıkarılmıştır. Fiksasyon için intraosseöz tel kullanılmıştır.

1925 yılında ise ilk kez Limberg (40) tarafından, ramusun vertikal osteotomisi "Vertikal Subkondiler Ramus Osteotomisi" olarak ekstraoral yaklaşımla uygulanmıştır. Bu teknik Moose tarafında 1964 yılında introoral yaklaşımla vertikal ramus osteotomisi olarak yapılmıştır. 1968 yılında Winstanley tarafından lateralden yaklaşım ile, 1970

yılında ise Habert ve ark. (41) tarafından bu ameliyat için testere geliştirilerek günümüzde de kullanımına devam etmesi sağlanmıştır.

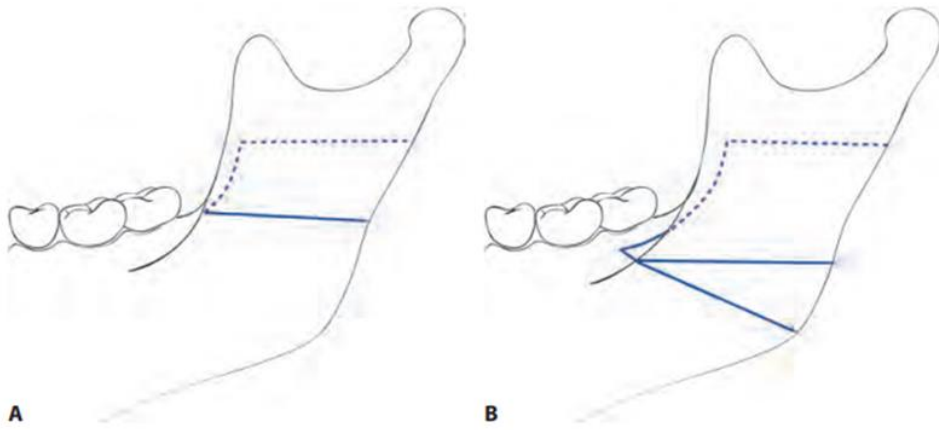
1927 yılında Wassmund (21) vertikal ramus osteotomisinin modifikasyonu olan ters L osteotomi tekniğini geliştirmiştir. 1968 yılında Caldwell ve ark. (42) tarafından ise mandibula inferior sınırının üstünden horizontal kesi eklenerek günümüzde de kullanılan C osteotomisi tekniği geliştirilmiştir. Bu osteotomi tekniği ile kemik grefti ihtiyacı ortadan kalkmaktadır.

1938 yılından itibaren intraoral yaklaşıma geçiş ilk kez cerrah Franz Ernst (43) tarafından sağlanmıştır.

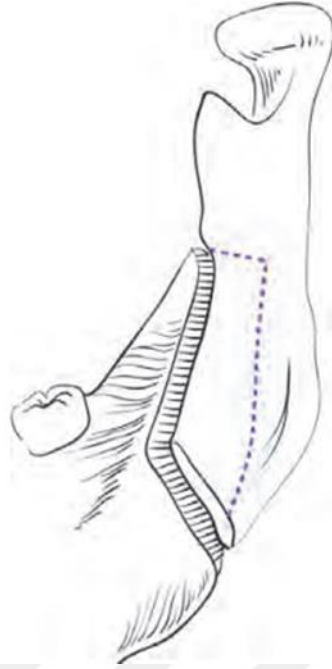
Mandibulada ki SSRO'ne benzer vaka ilk kez 1942 yılında Schuchart (44) tarafından gerçekleştirilmiştir. Daha sonra teknik geliştirilip 1953 yılında Hugo Lorenz Obwegeser tarafından şekillendirilmiştir. (Şekil 2.9) Hugo Lorenz Obwegeser'in geliştirdiği yöntem ile inferior alveolar sinir hasarı görülmemiştir ve ekstraoral yaklaşımın dezavantajlarından kurtulup intraoral olarak gerçekleştirilebilen bir yönetime dönüşmüştür. (Şekil 2.10) Hugo Lorenz Obwegeser (45) tarafından SSRO tekniği olarak sunulurken cerrahide devrime yol açılmıştır. Obwegeser'i ameliyatlarında asiste eden Giorgio Dalpont (5) tarafından lateral osteotomi uzatılıp ilk kez alt vertikal kesi oluşturulup kemik teması yüzeyleri arttırılmıştır. (Şekil 2.11) Bu osteotomi ile birlikte kas dokusu daha az kaldırılmıştır (46). Daha sonra 1968 yılında Ervin Eugene Hunsuck (6) tarafından geliştirilen modifikasyon ile ramusun medialindeki horizontal osteotomi kısa tutulmuştur. Hunsuck tarafından tarif edilen bu modifikasyon ile SSRO uygulanması daha kolay ve güvenli hale gelip mandibulanın ilerleme ve rotasyon hareketlerinde distal segment hareketinin önüne geçilmiştir (45,47). 1977 yılında ise Bruce Epker (7) tarafından ramusun medialindeki masseter kasına minimum disseksiyon yapılması ve mandibula basisinde tam bir osteotomi yapılması önerilmiştir. (Şekil 2.12) Epker tarafından tanıtılan bu yöntem ile birlikte şişlik, ödem ve hemoraji azaltılmak amaçlanmaktadır.



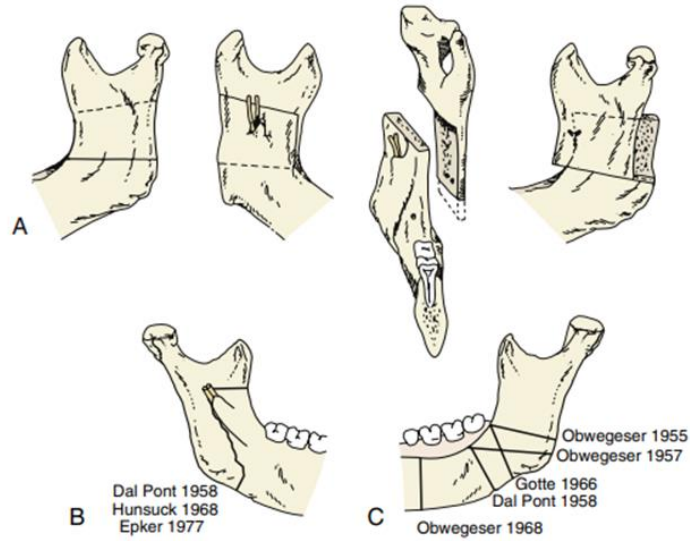
Şekil 2.9. Hugo Obwegeser (29)



Şekil 2.10. Obwegeser kesisi, A, Ramus kesisi B, Korpus kesisi (37)



Şekil 2.11. Dalpont kesisi (37)



Şekil 2.12. SSRO osteotomileri, A, SSRO'nin Obwegeser tekniği. B, SSRO'nin Dal Pont, Hunsuck ve Epker tekniği C, SSRO tekniklerinin vertikal osteotomileri (29)

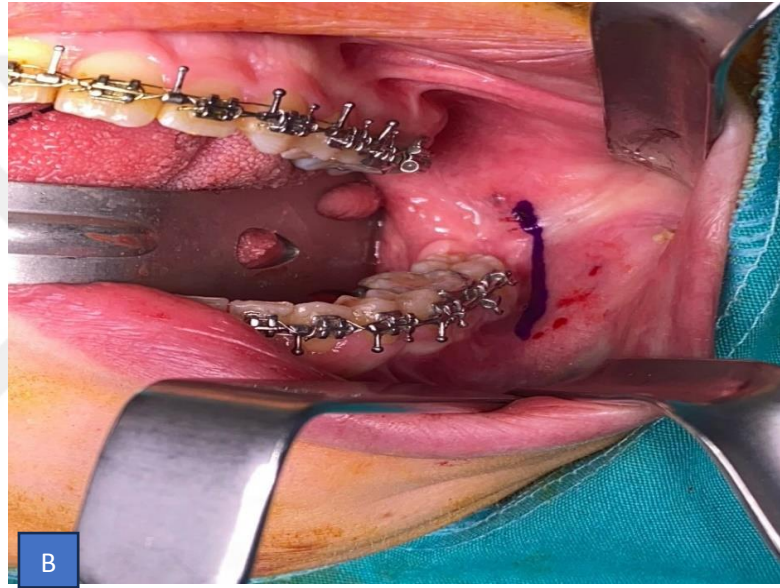
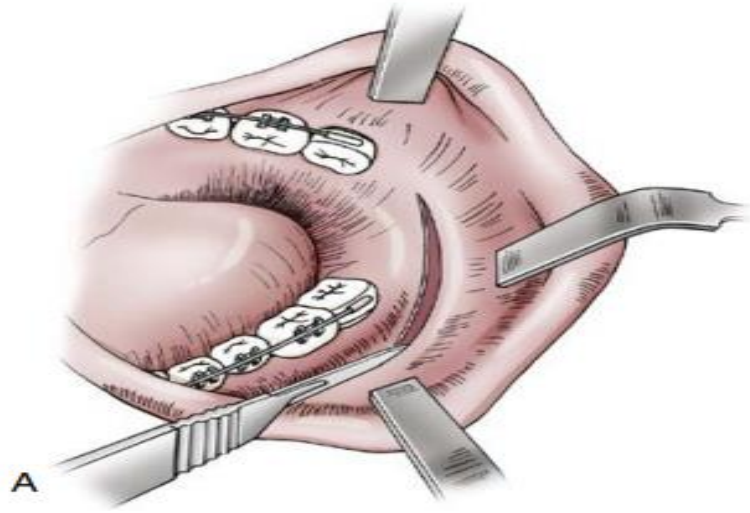
2.3.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO)

Mandibula retrognatisi, prognatisi ve asimetrisi gibi dentofasiyal deformitelerin repozisyonla düzeltilmesinde mandibulaya uygulanan en sık cerrahi teknik SSRO'dir (48).

SSRO yapılırken hasta genellikle nazal entübe edilmeli ve hipofarenks seviyesine boğaz tamponu yerleştirilmelidir.

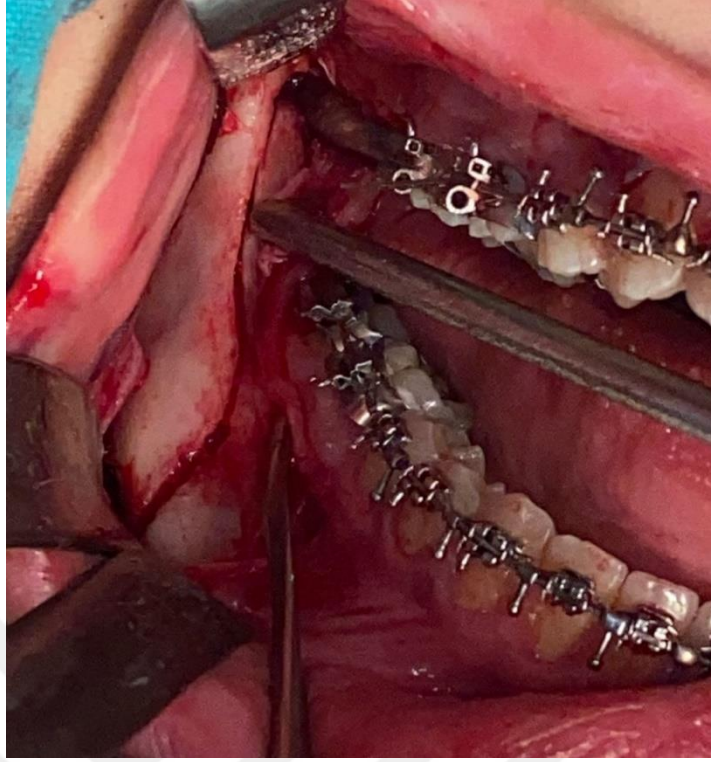
Eksternal oblik sırt boyunca, lingualindeki dokulara, retromolar ve bukkal bölgelere vazokonstriktör içeren lokal anestezi yapılmalıdır (21,49). İlgili bölge seyreltilmiş povidon-iyot ile yıkanmalı ve geniş görüş sağlanması amacıyla hastaya uygun ağız açıcı yerleştirilmelidir (50).

15 numaralı bistüri ucu ile ramusun anteriorondan eksternal oblik sırttan 1. molar dişin bukkaline kadar mukoza kesisi yapılır. (Şekil 2.13) Kesi flebin kolayca kapatılmasına izin verecek kadar lateralde olmalıdır. Mucoza kesisinden sonra ramus üzerindeki kas ve periostu içeren dokulara keskin diseksiyon yapılır. İnsizyon flebi rahat kapatmak için ön kenarı geniş olacak şekilde planlanmalıdır (21,51). Periost elavatörü ile periost sıyrılarak mandibulanın alt sınırı görününceye kadar kemik açığa çıkarılır. Posterior bölgede kanlanmayı ve kas ataçmanlarını bozmamak için angulusun önündeki antegonial çentikte elevasyon sınırlı tutulmalıdır. Ramus bölgesindeki yumuşak doku lingulaya kadar eleve edilir. Bu bölgeye seldin retraktörü yerleştirilerek kemik kesisi için boşluk ve sinirin korunması sağlanmalıdır (21).



Şekil 2.13. A, SSRO için yapılan şematik insizyon (29) B, Kliniğimizde yapılan SSRO'nin insizyon hattı

Kemik kesisi ramusun medialinde inferior alveoler sinir girişi ve lingulanın superiorundan oklüzal düzleme paralel olacak şekilde yapılır. Bu bölgedeki osteotomi kortikal kemikte sınırlı kalmalıdır (45). Osteotomi anterior bölgeye doğru; eksternal oblik çizginin medialine, dişlerin lateraline ve bukkal kemikteki çıkıntıya doğru uzatılır. Bu aşamada ağız açıcı çıkartılır. Vertikal osteotomi ise mandibulanın basisine dik olacak şekilde spongioz kemiğe kadar yapılmalıdır. Spongioz kemikten daha fazla derinleştirilmemelidir çünkü sinir yaralanması riski vardır (26). Daha sonra yapılan osteotomi hatları birleştirilir. (Şekil 2.14) Osteotomi yapılırken görüş alanı iyi olması için geniş ekartörler kullanılmalıdır. Proksimal ve distal segmentleri ayırırken mandibulayı stabil tutmak için ağız açıcı tekrar yerleştirilmelidir (52).

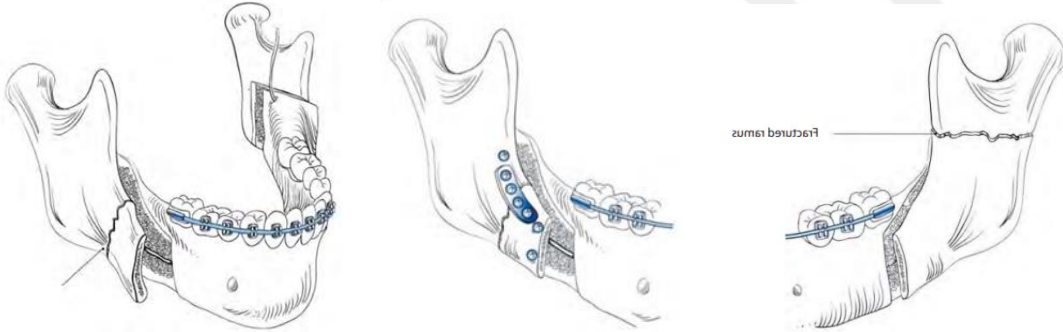


Şekil 2.14. Kliniğimizde yapılan SSRO'nin kemik kesileri

Ayrırma işlemine başlarken osteotom ve spreaderlar kullanılır. (Şekil 2.15) Osteotom kemik kesisi yapılan her bölgeye uygulanmalıdır. Osteotom sırasında kortikal kemiğin altına inilirken inferior alveolar sinire zarar vermemek için dikkatli olunmalıdır. Her bölgede yeterli osteotomi yapılmalıdır aksi takdirde istenmeyen kırık "bad split" meydana gelebilir (49,51). (Şekil 2.16) Daha sonra daha geniş osteotom ve spreader ile segmentler dengeli bir şekilde ayrılmalıdır. (Şekil 2.17) Damar sinir paketinin yeri tespit edilmelidir. Sinir genel olarak distal segmentte kalır ve sinire minimal manipülasyon yapılmalıdır. Nadir de olsa sinir proksimal segmentte kalır bu durumda üzerine örten kemik uzaklaştırıp elavator yardımıyla distal segmente pozisyonlandırılması gerekir (21). (Şekil 2.18)



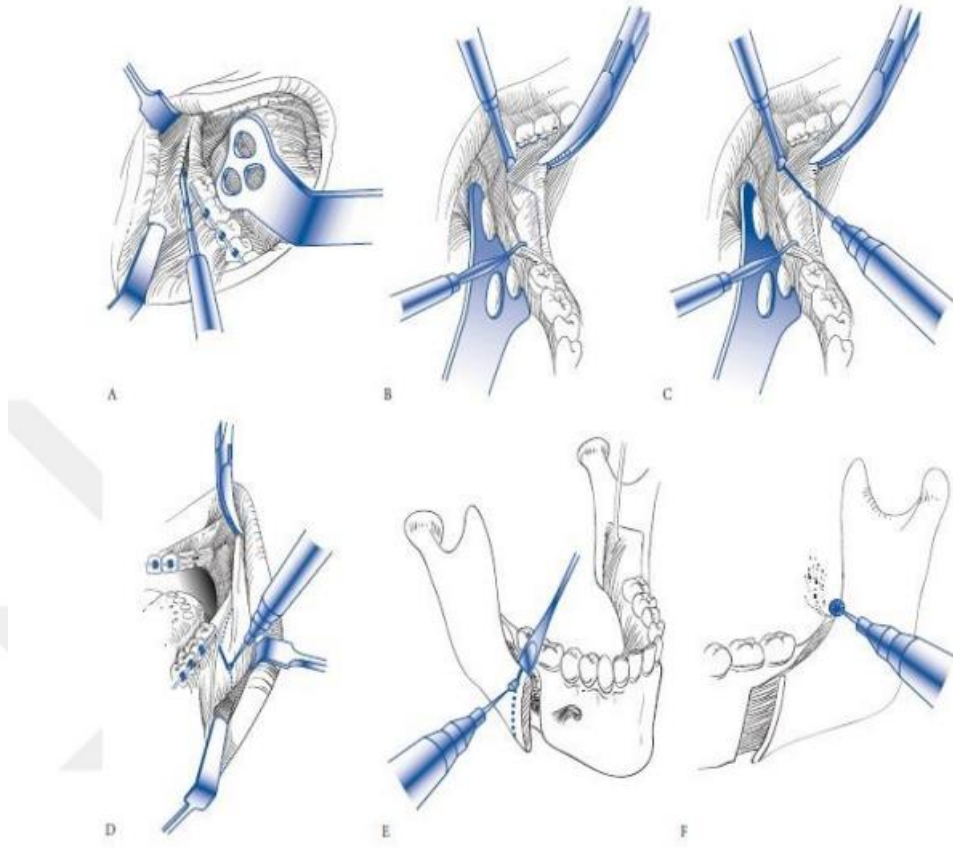
Şekil 2.15. Kliniğimizde yapılan SSRO ile mandibulanın proksimal ve distal segmentlerin ayrılması



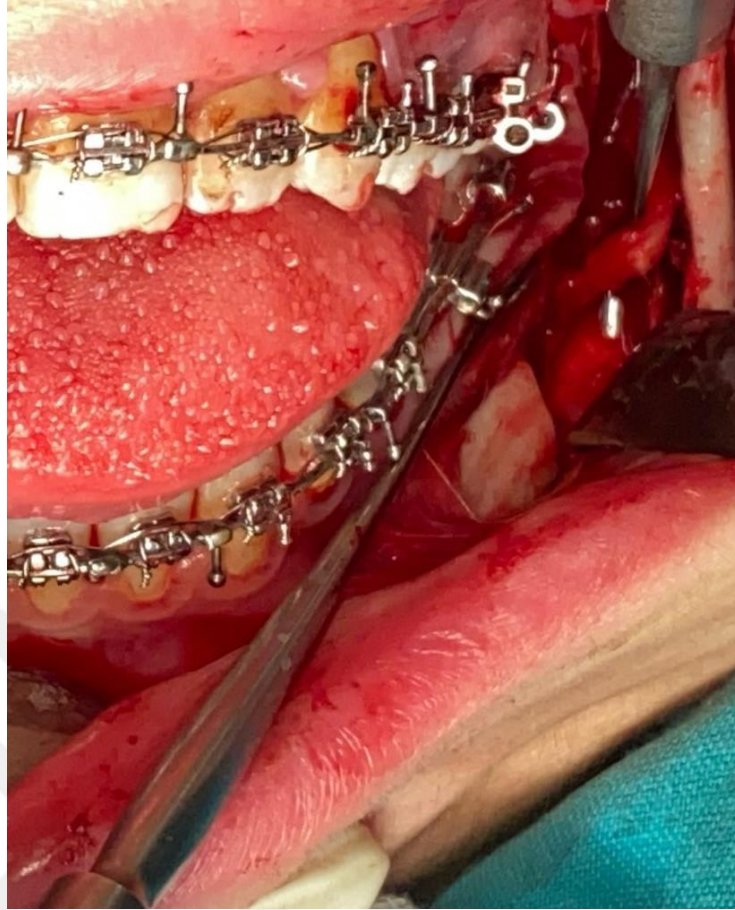
Şekil 2.16. SSRO yapılırken görülebilecek bad split (37)

SSRO yapılırken gömülü üçüncü molar dişin varlığı işlemi zorlaştırabilir. Bu dişin varlığı neticisinde; split işlemi zorlaşır, bukkal ve lingual kortikal kemiklerde kırık meydana gelebilir ve fiksasyon stabilitesi bozulabilir (53).

Mandibulanın hareketine bağlı olarak tüm erken kemik temasları proksimal ve distal segmentlerden kaldırılması gerekir çünkü kondilin konumunda istenmeyen yer değişiklikleri olabilir (54,55). Fiksasyon işlemi sırasında segmentler uygun pozisyonda olmalıdır. Proksimal segment, kondil torkunun önlenmesi amacıyla glenoid fossaya çok dikkatli bir şekilde yerleştirilmelidir.



Şekil 2.17. SSRO, A, İnsizyon. B ve C, Ramus osteotomisi. D, Vertikal osteotomi E, Mandibulanın gerileme vakalarında kemik çıkarılması, F, Mandibulanın ilerletme vakalarında ramusun ön kenarındaki kemiğin düzeltilmesi (37)



Şekil 2.18. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası sinirin distal segmente alınması

Mandibulanın her iki tarafına SSRO uygulandıktan sonra splitlere göre mandibula yeni konumuna getirilip İMF ile sabitlenir (51,56). Bu konum korunarak fiksasyon işlemine yapılır.

SSRO'nin avantajları;

Distal segmentin istenilen yönde hareket edebilmesi,

Segmentler arasında kemik temasının geniş olmasından dolayı iyileşmenin hızlı olması,

İntraoral olarak yapılması,

TME'de minimal değişiklik olması,

Komplikasyon oranının az olmasıdır (57).

2.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Teknikleri

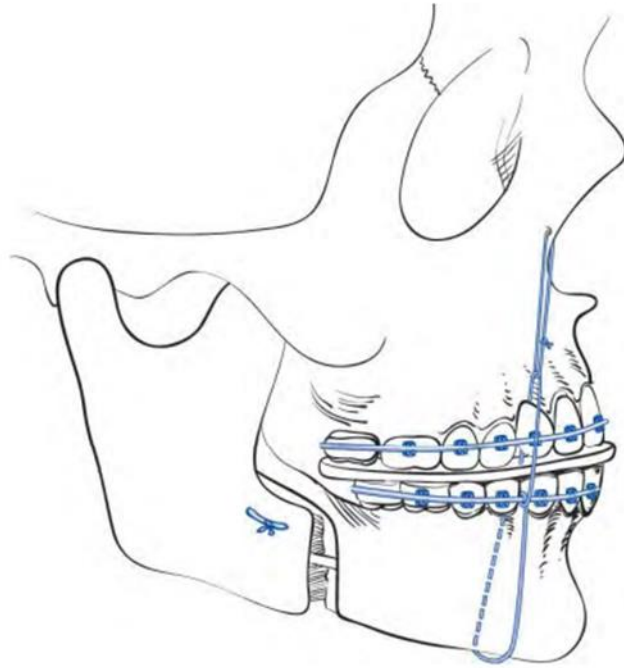
SSRO'nin stabilitesi için fiksasyon tekniği oldukça önem taşır. Osteosentez terimi kemik segmentlerinin plak ya da vidalar ile sabitlenmesi anlamına gelir. Osteosentez terimi geçmişten günümüze kadar en çok tartışılan ve araştırılan bir konu olarak karşımıza

çıkılmaktadır. İdeal bir osteosentez tekniği hala tam olarak bilinmemekte olup relaps; kullanılacak osteosentez yöntemi olmak üzere, mandibular kondil pozisyonundaki değişiklikler, fiksasyon da kullanılacak materyaller gibi birçok faktörden etkilenir (58).

Başarılı bir SSRO sonrası hastanın iyileşme süresini kısaltmak ve relapsı azaltmak için yeterli fiksasyon teknikleri ile kemik segmentleri sabitlenmelidir (59). Yeterli fiksasyon yapılmazsa hastada ciddi komplikasyonlar ve relaps meydana gelebilir.

Osteosentez ilk olarak ortopedi alanında kullanılmaya başlanmıştır daha sonra maksillofasiyal bölgede de kullanılmıştır. İlk internal fiksasyon uygulaması; humerus fraktüründe ortopedistler tarafından Amerika’da 1827 yılında yapılmıştır. Maksilofasiyal bölgede ilk internal fiksasyon uygulaması ise; mandibulaya 1840 yılında Baudens tarafından yapılmıştır.

Geçmişte segmentlerin stabilizasyonu için tel osteosentezi ile birlikte İMF yöntemi kullanılırdı (60). (Şekil 2.19) Tel osteosentezi ile yapılan fiksasyon sistemlerinde relaps gözlenilmiştir (61,62). İMF uygulanması ile hastalar da solunum yolunun kısıtlanması, yetersiz beslenme neticesinde kilo kaybı, ağız hijyeni yetersizliği, TME’de bozulmalara yol açabileceği görüldü (63). Daha sonra plak ve vidaların kullanılmaya başlanması ile birlikte RİF yöntemi kullanılmaya başlandı (64).



Şekil 2.19. Tel ile maksillomandibular fiksasyon (37)

İnternal fiksasyon terimi; vida veya plaklar kullanılarak segmentlerin istenilen pozisyonda fikse edilip hareketsiz tutulmasıdır. İnternal fiksasyon tekniği ilk olarak 1974 yılında İsviçre'li B. Spiessl (65) tarafından 2.7 mm çapta 3 tane lag vida ile yapılmıştır. 1980'lerden sonra internal fiksasyon yöntemi popüler hale gelmiştir. Çalışmalar sonucunda SSRO sonrası yapılan rijit fiksasyon sisteminin; stabilitesinin daha iyi, kemik iyileşmesinin daha başarılı olduğu bulunmuştur (66). Hastanın normal hayata daha hızlı geçmesinden dolayı avantajlı olduğu görülmüştür (66). Rijit fiksasyon ile İMF sisteminin uygulanma süresi azalmış ve hava yolu açıklığı artmıştır. RİF ile kemik segmentlerin kontrolü daha rahat olur ve oklüzyon değerlendirilebilir. Rijit fiksasyon sayesinde primer kemik iyileşmesi gözlenir (67). Primer kemik iyileşmesi, segmentlerin doğru anatomik pozisyonda redükte edilip stabil olarak fikse edilmesi ile sağlanmaktadır. Bu iyileşme neticesinde kallus formasyonu oluşmamaktadır ve açık redüksiyon ile internal fiksasyon yöntemiyle gerçekleştirilir (68) .

Lag vidaları sadece distal ucunda yiv olan ve segmentlerde kompresif kuvvete neden olan vidalardır. Kemik iyileşmesi daha iyi olmasına rağmen kemik segmentlerinin temas halinde olmaması durumunda kondilde dislokasyon ve oklüzyonda bozulmaya yol açabilir (69). Kondilde dislokasyon oluşmaması için kondil fossaya doğru ve dikkatli bir şekilde konumlandırılmalıdır. Kemik segmentleri arasında boşluk olduğu durumlarda lag vida kullanılmamalıdır. Bu sebepten Souyris (70) tarafından kondilde dislokasyonu önlemek için konumlandırıcı vidaları tanımlandı. Konumlandırıcı vida sıkıştırıldığında baskı kuvveti olmadığından dolayı kondilde yer değişikliği oluşturmaz.

Kompresyon veya konumlandırıcı vida fiksasyon yöntemleri ekstraoral veya intraoral olarak kullanılabilir. Ekstraoral yaklaşımın ciltte skar izi oluşturması dezavantajıdır (66,71). Bu sebeple vidaların açılı yerleştirilmesi düşünülmüştür ancak yapılan çalışmalar en iyi direncin vidaların dik olarak yerleştirildiklerinde elde edildiğini göstermiştir (72).

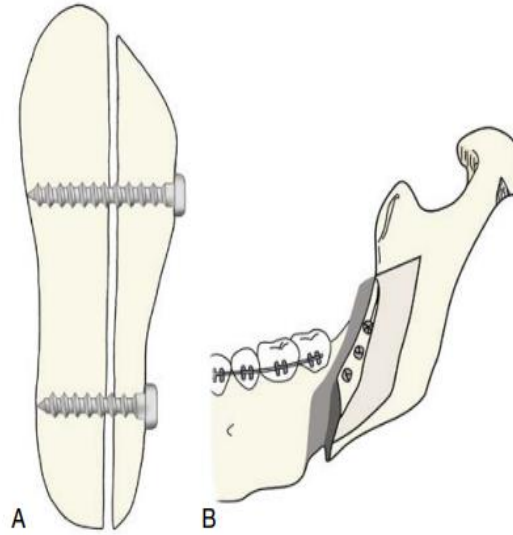
2.4.1. Vidalar

Vidalar, segmentlerin stabilitesinin sağlanması için plak ile beraber ya da tek başına kullanılan sıklıkla titanyumdan yapılmış materyallerdir. Başarılı bir stabilizasyon için uygun vida seçilmesi önemlidir.

Oral ve maksillofasiyal bölgede kullanılan vidalar 1.0 mm ile 2.7 mm arasında değişen çaplardadır. Vidanın gevşek olması veya drill yerinin genişlemesi gibi durumlarda kullanılan acil durum vidaları da mevcuttur.

Vidalar ayrıca vidanın gireceği yeri drilleyip drillemeyeceğimize göre 2 gruba ayrılır. Bunlar self tapping (kendinden yiv açan) ve self drilling'dir (kendinden delik açan). Self tapping vidalar kullanıldığında kemiği dirillemek gereklidir, self drilling vida kullanıldığında kemiği dirillemeye gerek yoktur. Kalın kemikte self tapping kullanılması önerilir çünkü self drilling uygulaması yüksek kuvvet uygulaması gerektirdiğinden uygulaması daha zordur.

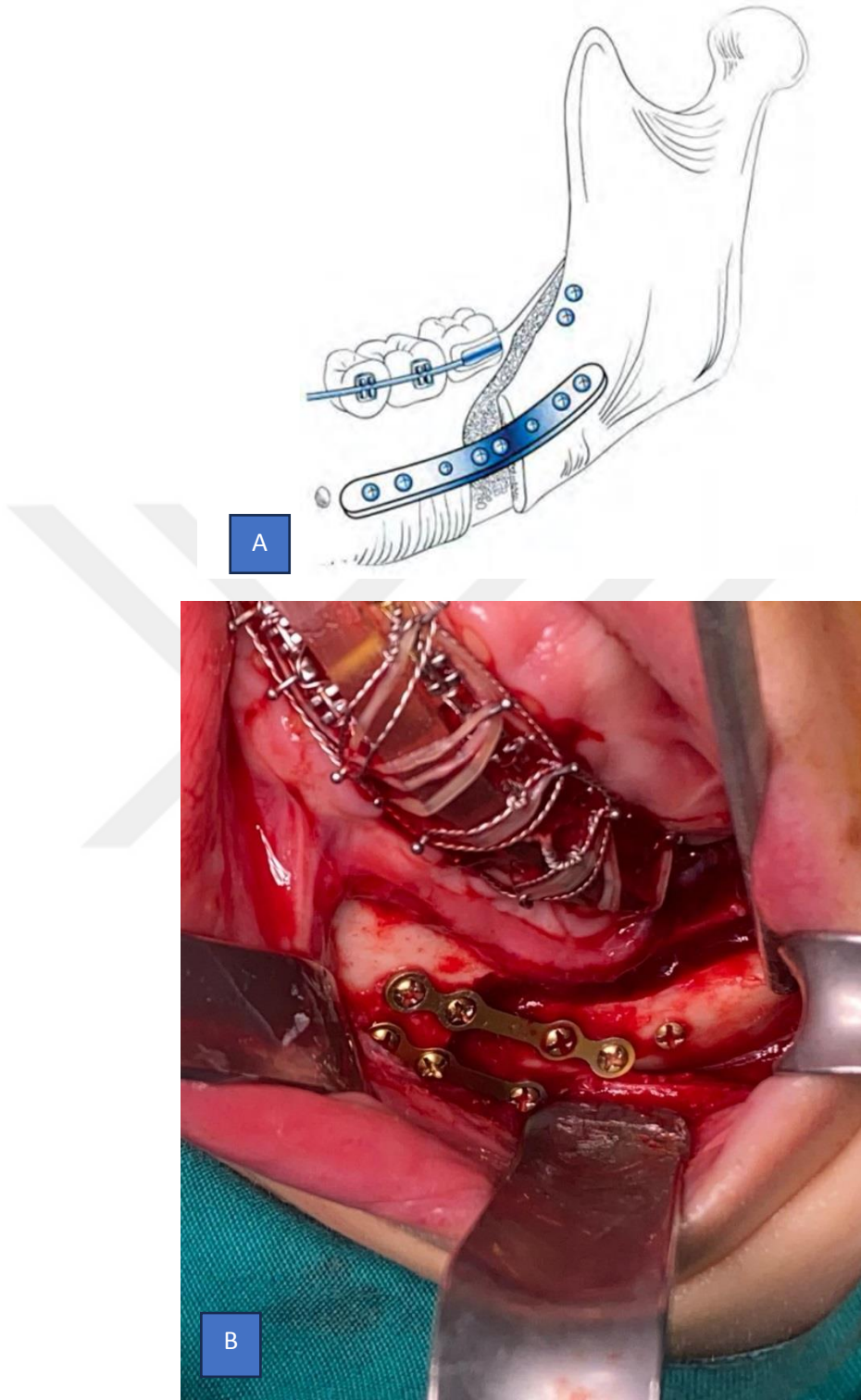
Vidalar uzunluklarına göre bikortikal ve monokortikal olarak 2'ye ayrılır. Bikortikal vidalar genellikle tek başına kullanılırken monokortikal vidalar plaklar ile kullanılır. Bikortikal vidalar 9 mm ve üzeri boylarda kullanılır. (Şekil 2.20)



Şekil 2.20. A ve B, Bikortikal Vida ile fiksasyon (29)

Bikortikal vida ile fiksasyon yapıldığında genellikle 3 adet vida kullanılır. Bikortikal vidalar çeşitli konfigürasyonlarda kullanılabilir. Yapılan biyomekanik çalışmalar en rijit ve en iyi stabilitenin ters L şeklinde yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile sağlandığını göstermiştir (73). Lingual sinire hasar verebilmesinden dolayı 15 mm'den uzun vida önerilmez. Bikortikal vidaların stabilite olarak başarılı olduğu bilinse de kondilde yarattığı stres, yer değiştirme eğilimi, çıkarılma zorluğu, trokar kullanılmasını gerektirmesi sebebiyle SSRO fiksasyonunda miniplak ve vida kullanımı önerilir (21).

Schwartz ve Relle (74) tarafından yapılan hibrit teknikte bikortikal vida ile miniplak sistemi beraber kullanılmıştır. Bu çalışmada iki sistemin avantajlarından faydalanılmak istenmiştir. Bu çalışmada bir adet 4 delikli miniplak ve bir adet bikortikal vida kullanılmıştır. (Şekil 2.21)



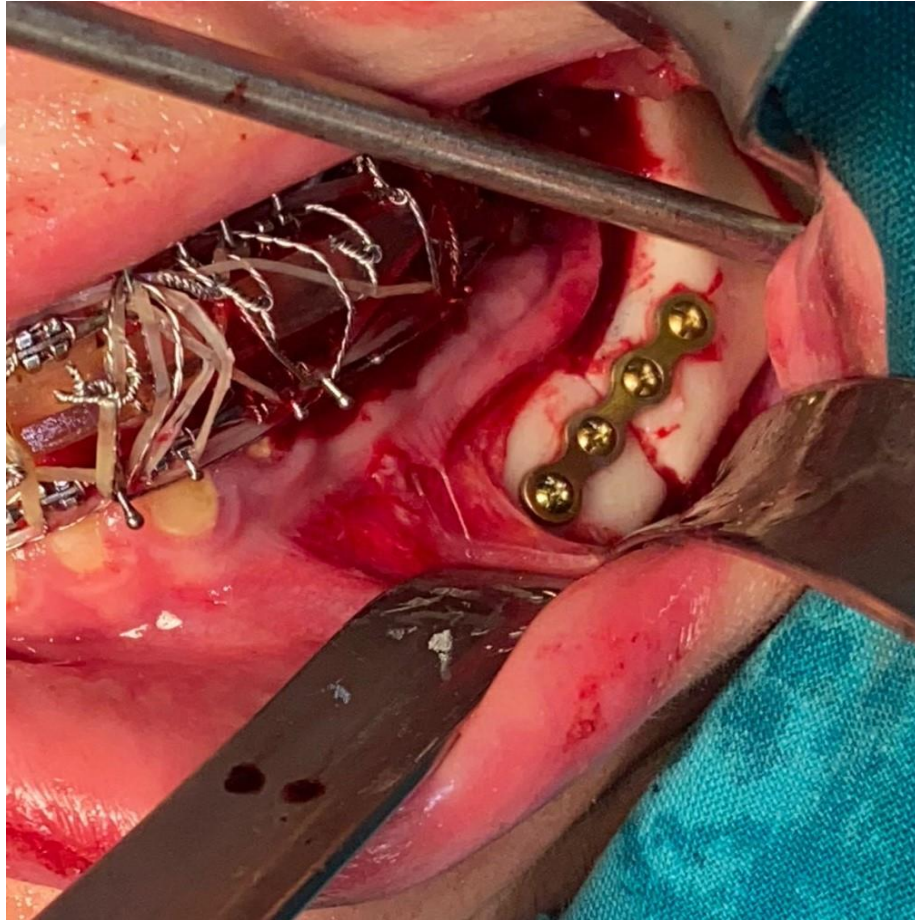
Şekil 2.21. A, Miniplak ve bikortikal vidanın beraber kullanıldığı hibrit teknik (37) B, Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası miniplak ve bikortikal vidanın beraber kullanıldığı hibrit teknik

2.4.2. Plaklar

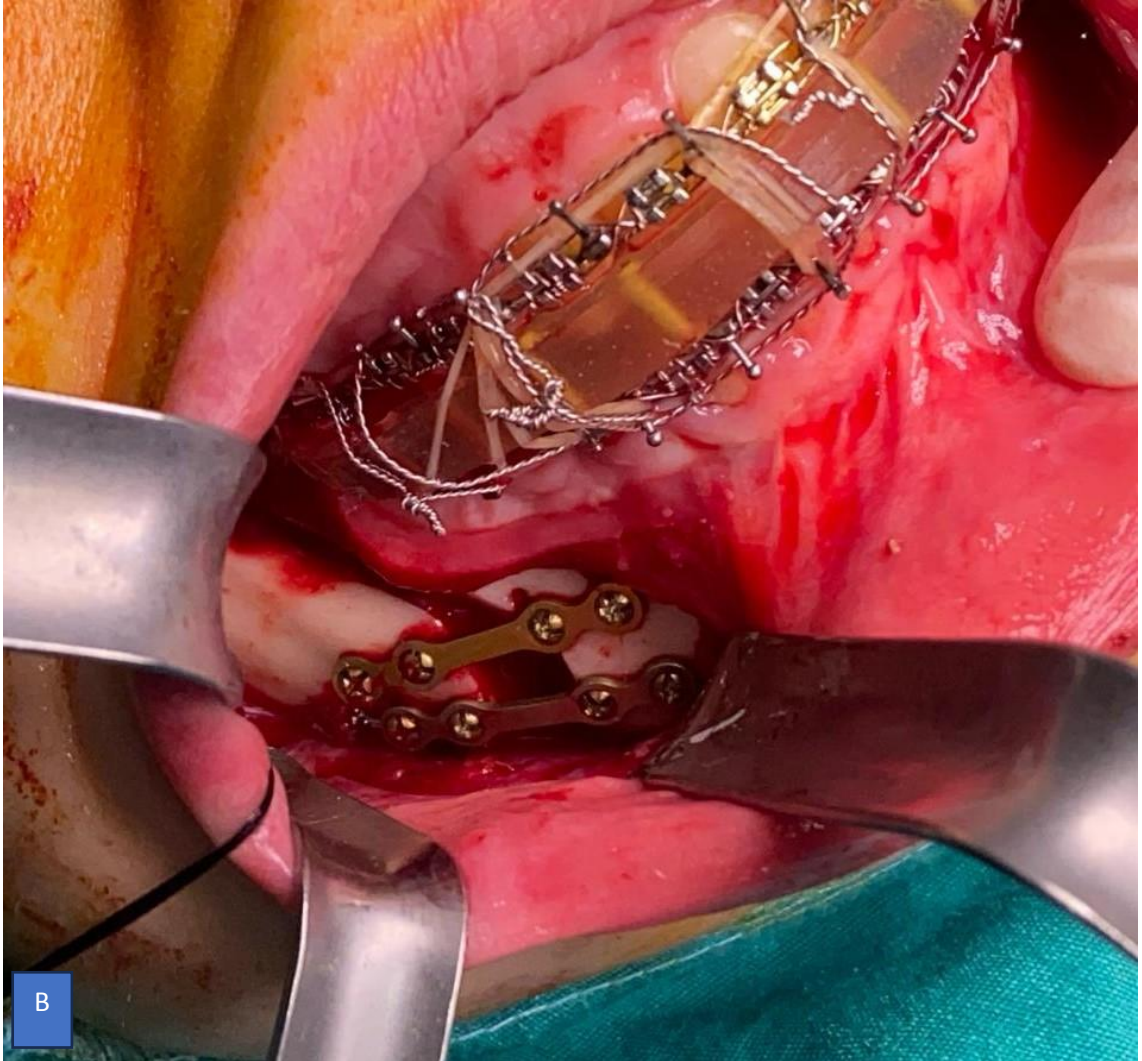
Oral ve maksillofasiyal bölgede çeşitli şekillerde ve kalınlıkta plaklar kullanılabilir.

2.4.2.1. Miniplaklar

Miniplak ve monokortikal vida sistemi ilk olarak Michelet tarafından tanımlanmıştır. Champy ve ark. (75) tarafından geliştirilen; kalınlığı genellikle 1 mm olan 4 delikli miniplak ve vidalarla segmentlerin fiksasyonunu sağlayan bu sistem ortognatik cerrahide yaygın olarak kullanılır. (Şekil 2.22) Miniplak ile fiksasyon yapılırken plağın her iki segmente adepte olması gerekir (76). Miniplaklar bikortikal vidalar ile karşılaştırıldığında trokar ihtiyacının daha nadir olması, kısa vida kullanıldığı için inferior alveoler sinir yaralanması riskinin düşük olması, kondilde minimum torsiyon oluşturması gibi avantajlara sahiptir (77). Stabilizasyonun daha iyi olması istendiği durumlarda çift miniplak da kullanılabilir (78). (Şekil 2.23)

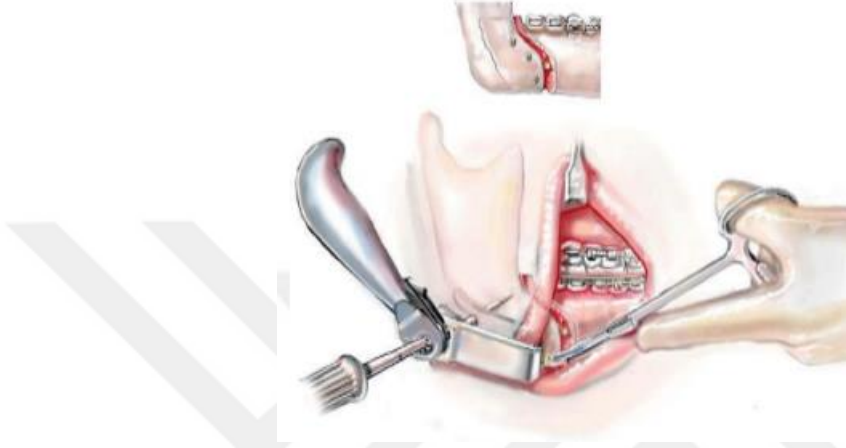


Şekil 2.22. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası 4 delikli tek miniplak uygulanması



Şekil 2.23. Kliniğimizde yapılan SSRO sonrası çift miniplak uygulanması A, Radyografik görüntüsü B, İntraoral görüntüsü

Miniplakların adepte olma zorunluluğundan ve daha iyi stabilite elde etmek amacıyla kilitli miniplaklar geliştirilmiştir. Bu sistemin vida gevşemesi olmaması, kortikal kemiğin ince ya da yeterli sertlikte olmadığı durumlarda vida başında adaptasyonu sağlayan yivlerin olması gibi avantajları vardır. Ancak vidanın dik açı ile yerleştirilmesi zorunluluğundan dolayı trokar kullanımı gerektirebilir (72). (Şekil 2.24)



Şekil 2.24. Trokar kullanımı (79)

2.4.2.2 Rekonstrüksiyon plakları

Rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı ilk kez 1976 yılında Schmoker ve Spiessl tarafından tanımlanmıştır. Daha sonra 80'lerde kullanımı artmıştır (80). Rekonstrüksiyon plakları tek başına kullanılabildiği gibi otojen ve allogreftler ile birlikte de kullanılabilir. Rekonstrüksiyon plak sistemi mandibula bütünlüğünün sağlanmasında ve uzun dönem stabilizasyonda kullanılan başarılı bir yöntemdir (81).

Rekonstrüksiyon plakları ile miniplaklar arasındaki farklar şunlardır.

Miniplaklar; düşük profilli ve daha kolay bükülürler,

Ekspoz riski rekonstrüksiyon plaklara göre daha düşüktür.

Rekonstrüksiyon plakları ise;

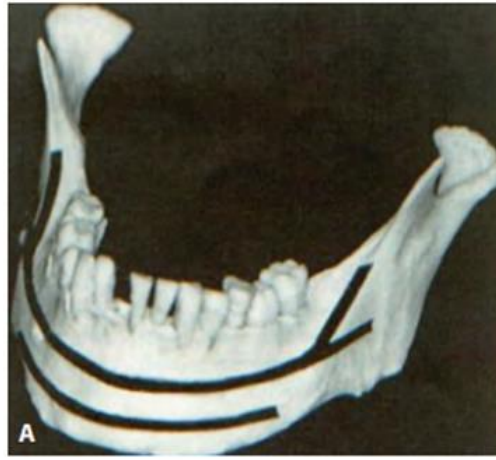
Daha rijit fiksasyon ile kemik iyileşmesi daha hızlı olur,

Kondilin doğru anatomik pozisyonunu korunması daha kolaydır,

Plak kırılma riski de daha düşüktür (82).

Yüksek baskı kuvvetlerine karşı koyabilmek için rekonstrüksiyon plaklarının kullanılması gerekirken daha az kuvvet gerektiren durumlarda miniplaklar tercih edilmelidir (81,82).

Rijit fiksasyonun tanıtılması ve geliştirilmesiyle plak ve vidaların nerede konumlandırılacağı ile ilgili günümüze kadar birçok çalışma yapılmıştır. Günümüzde Champys hattı olarak da isimlendirilen ideal osteosentez hattı; mandibulanın external oblik sırt bölgesidir (75,83). Bu bölgeye yerleştirilen bir plak; mandibula fraktürü ya da SSRO fiksasyonu için yeterli olduğu düşünülür. (Şekil 2.25) Ancak mandibulanın 7 mm ve daha fazla ilerletilmesi durumunda ek stabilite ihtiyacı olduğundan mandibulanın alt sınırına yakın ikinci bir plak eklenebilir (78). İkinci plak yerleştirilmesi ile trokar kullanılması gerekebilir. (Şekil 2.24)



Şekil 2.25. Champys hattı (ideal osteosentez hattı) (37)

Kullanılan vida ve plaklar titanyumdan yapılmaktadır. Titanyum; dayanıklı olması, rijiditesinin yüksek olması, düşük yoğunlukta olması, yüksek derecede sıcaklığa dayanması, korozyona dirençli olması ve biyouyumlu olması nedeniyle cerrahi alanda sıklıkla kullanılır (84).

SSRO sonrası fiksasyon yöntemi olarak rezorbe olabilen materyaller de kullanılmaktadır. Bu materyaller değişen oranda laktik ve poliglikolik asit kopolimerinden oluşmaktadır. Bu materyaller ile yapılan plak ve vida fiksasyonlarında; segmentler ameliyat sonrası ilk 6-8 haftada iyi stabilize olduğu ancak 2 yıl içinde tamamen su ve karbondioksit şeklinde çözüneceği bildirilmiştir (85). Bu materyallerin kullanılması ile plak ve vidaların çıkarılması için gereken ikinci bir ameliyat ortadan kalkmaktadır. Ancak yapılan çalışmalar doğrultusunda rezorbe olabilen materyallerden yapılan fiksasyon sisteminde relaps eğiliminin daha fazla olacağı bu sebeple İMF ihtiyacının ve süresinin artacağı bildirilmiştir (86). Ayrıca bu sistemde yabancı cisim nedeniyle inflamatuvar bir reaksiyon gelişebilir (85).

2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Görülebilecek Komplikasyonlar

2.5.1. Sinir Hasarı

SSRO sonrası; inferior alveolar sinir, lingual sinir nadir olarak da fasiyal sinir hasarı görülebilir. Bireyler SSRO sonrası 6 ay ya da daha uzun sürelerde çeşitli derecelerde nörosensoryel bozukluk yaşayabilir. Ameliyatın hemen ardından bu oran çok yüksektir. Nörosensoryel bozukluğa neden olabilen faktörler ise; cerrahın becerisi, hastanın yaşı, mandibulaya yapılacak hareket ve hareketin miktarıdır (26).

SSRO sonrası en sık karşılaşılan sinir hasarı % 9 ile % 85 oranı ile inferior alveolar sinir de olur. Buna bağlı operasyon sonrasında alt dudağın ilgili tarafında nörosensoryel bozukluk oluşabilmektedir (26,87). Sinir hasarı en sık segmentlerin ayrılması esnasında meydana gelmektedir. (Şekil 2.26) Bu nedenle mandibulanın ayrılma işlemi esnasında geniş osteotom yerine küçük düz osteotom kullanılmasını önerilmiştir (88). Segmentler ayrılırken sinir görülüp dikkat edilmelidir. Segmentlerin ayrılmasından sonra sinir distal segmentte kaldıysa siniri serbesleştirmek gerekir. Bu işlem basit bir şekilde periost elavatorü ile yapılabileceği gibi bazı durumlarda ek kemik osteotomileri gerektirebilir. Sinir yaralanması durumunda; sinirin emilemeyen 8-0 ya da 9-0 sütür ile onarımı önerilmiştir (26).

SSRO sonrası lingual sinir hasarı ile daha az karşılaşılmaktadır. Bu hasar genellikle lingual bölgede oluşan hematoma basıncı ve bikortikal vidaların kullanımıyla oluşabilir. 15 mm'den daha uzun vidalar kullanıldığında lingual sinir hasarı riski artmaktadır. Aşırı bir hematoma durumu var ise iyileşmeyi hızlandırmak için direne edilmelidir (26). Genel olarak, bir SSRO sonrası lingual sinir yaralanmalarının semptomları nadirdir ve genellikle zamanla düzelir.

SSRO sonrası fasiyal sinir hasarı % 1'den daha az oranda görülür. Bu sinir hasarı mandibulanın büyük miktardaki geriletme hareketlerinde görülebilir (89). Aynı zamanda ekartörlerin yaptığı baskı sonucunda oluşan yoğun ödem nedeniyle de nadiren oluşabilir (26).



Şekil 2.26. Kliniğimizde yapılan SSRO sırasında görülen inferior alveolar sinir

2.5.2. Relaps

Ortognatik cerrahinin uzun dönem başarısı cerrahi sonrası uygulanan fiksasyonun stabilitesine bağlıdır. Stabilité, mandibula ve maksillanın cerrahi sonrası istediğimiz konumda kalması ve bunun devamlılığının sağlanmasıdır. Relaps ise bu stabilitenin sağlanamamasıdır. Relaps, tek bir nedene atfedilemeyen çok faktörlü bir sorundur. Relaps ortognatik cerrahide en çok görülen komplikasyondur ve en çok araştırılması gereken konudur. Schendel ve Epker (90) tarafından yapılan çalışmada, kondilin glenoid fossada yer değiştirmesi relapsın önemli bir göstergesi olduğunu bulmuşlardır (10). Lake ve ark. (91) tarafından yapılan çalışmada ise mandibuladaki ilerleme miktarı arttıkça relaps ihtimalinin arttığı bildirilmiştir.

Ortognatik cerrahi sonrası yapılan çalışmalar stabiliteyi; yumuşak dokular ve kas çekişleri, cerrahin deneyimi, mandibular düzlem açısı, yanlış teşhis ve planlama, hareketin yönü ve miktarı, kullanılan fiksasyon tekniği gibi nedenlerin etkilediği bildirilmiştir (37).

SSRO sonrası görülebilen relaps birden çok sebepten dolayı oluşabilir. SSRO sonrası görülen relaps; erken dönem ve geç dönem relaps olarak ikiye ayrılır (92). Erken dönem relaps SSRO sonrası ilk 6 ayda görülen relapsa, geç dönem relaps ise 6. aydan sonra görülen relapsa denir (26,93). Erken dönem relapsına genellikle yetersiz fiksasyon

sistemi ve kondilin doğru anatomik pozisyonunda oturtulamaması neden olurken geç dönem relapsına ise muskuloskeletal sistemin neden olduğu düşünülmektedir.

Erken dönem relaps; yeterli fiksasyon yöntemi kullanılarak ve kondilin doğru anatomik pozisyonda konumlandırılması ile önlenebilmektedir. Ancak geç dönem relaps; cerrahiden uzun süre sonra ortaya çıkabilmekte olup multifaktöriyel etyolojisi nedeniyle önlenmesi ve tedavi edilebilmesi zordur (93).

SSRO sonrası yapılan fiksasyon işleminde kondilin hatalı yerleştirilmesi veya yetersiz fiksasyon yöntemi erken dönem relapsa neden olup; oklüzyonda anterior, posterior açık kapanışa ve oklüzyonun laterale kaymasına neden olabilir (37). Ciddi durumlarda ortognatik cerrahinin revizyonu gerekebilir. Ancak minimal durumlar; erken agresif ortodontik tedavi ile düzeltilebilir. 3 mm'den küçük posterior açık kapanışlar dikey elastikler veya diğer ortodontik mekaniklerle düzeltilebilir. Ancak 3 mm'den büyük posterior açık kapanışlarda, revizyon gerekebilir (26).

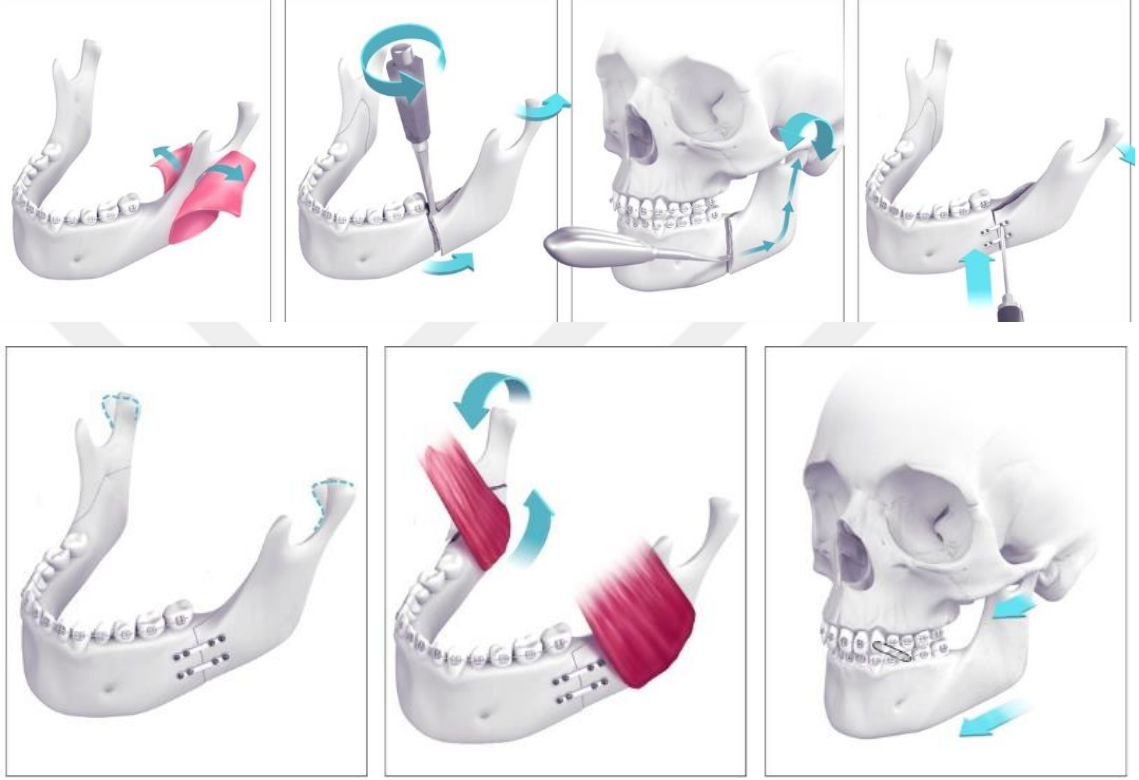
SSRO sonrası özellikle mandibulanın 7 mm ve daha büyük ilerletme ve saat yönünün tersine hareketlerinde relaps oranının arttığı görülmektedir (8–10). Relaps beklenen hareketlerde yeterli stabilitenin sağlanması önemlidir. Bu nedenle SSRO sonrası yeterli fiksasyon yönteminin uygulanması cerrahinin başarısında anahtar role sahiptir.

2.5.3. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıkları

TME rahatsızlıkları; toplumda yaygın olarak görülen, TME'i, çevre sert ve yumuşak doku komponentlerinin bir veya birkaçını içeren multifaktöriyel bir rahatsızlıktır. TME rahatsızlıklarının etyolojik faktörleri arasında; okluzal faktörler, travma, stres ve parafonksiyonel alışkanlıklar sayılabilir (24). TME rahatsızlıklarının semptomları arasında; çiğneme kaslarında ve TME bölgesinde görülen ağrı, mandibula hareketlerinde kısıtlılık, TME'de ses sayılabilir (24). TME rahatsızlıklarının bir nedeni olarak maloklüzyon da sayılabilir (26).

SSRO işleminin TME'de stres oluşturduğu düşünülmektedir. Bu stres; operasyon sırasında segmentlerin ayrılma işleminde, kondilin glenoid fossa içinde hareket etmesiyle ve segmentlerin fiksasyonu yapılırken olduğu düşünülmektedir (94). (Şekil 2.27) SSRO'nin kondilde yer değiştirmeye neden olabileceği bilinmesine rağmen bu cerrahinin TME disfonksiyonuna neden olduğunu gösteren kesin bir kanıt bulunmamaktadır (95). TME disfonksiyonunun ortognatik cerrahiden sonra düzeldiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (95).

SSRO sonrası genellikle hastalarda ağız açmada kısıtlılık gelişir. Bunun nedeni kasların etkilenmesi ve ameliyat sonrasında görülen yumuşak doku ödemidir. Bu kısa vadeli etki, uzun vadeli işlev bozukluğu anlamına gelmez. Kondilin yeniden şekillenmesi ile birlikte TME genellikle ameliyattan birkaç ay sonra ameliyat öncesi işlevine tekrar kavuşur (26).



Şekil 2.27. SSRO sırasında görülen eklemdaki hareketler (94)

Ortognatik cerrahi olsun ya da olmasın TME’de kondiler rezorpsiyon meydana gelebilir. Sınıf II hastaların, özellikle mandibulanın 7 mm ve daha büyük ilerletme cerrahilerinde, sınıf I ve sınıf III hastaların cerrahisine göre eklem yer değiştirmesi ve rezorpsiyonu daha fazla olabilir (26,94). Bu problem hastanın ısırma splinti kullanmasıyla düzelebilir. Bununla birlikte antiinflamatuvar ilaçlar kullanılabilir. Bazı cerrahlar, sinovyal inflamasyonu agresif bir şekilde gidermek ve kondiler rezorpsiyonun ilerlemesini durdurmak için sinovektomi ile birlikte açık eklem cerrahisini savunmaktadır (26).

2.6. Biyomekanik Prensipler

Teknolojinin gelişmesi ile beraber bilim dalları arasındaki sınırlar ortadan kalkmaktadır ve birçok yeni bilim dalı ortaya çıkmaktadır. Bunlardan biri olan

biyomekanik bilim dalı ise mekanik, tıp ve biyoloji bilim dallarının birleşmesi ile oluşur. Günümüzde önemi gittikçe artan biyomekanik bilimi ile; kemik ve kaslarda oluşan kuvvetler, damarlardaki kan akışı ve ciğerlerdeki hava akışı gibi canlılarda görülen birçok durum anlaşılabilir (96). Gelecekte yapılacak çalışmalar ve araştırmalar için biyomekanik bilimi oldukça önemlidir.

Bu bilim dalı kullanılarak SSRO sonrası yapılan fiksasyon sistemleri biyomekanik olarak incelenebilir. Bu bilim dalı ile klinik öncesi değerlendirme yapılarak yeni materyallerin ya da farklı fiksasyon sistemlerinin başarısı öngörülebilir ve klinikte kullanılıp kullanılmayacağı tartışılabilir. Klinik olarak uygulanabilirliğini etkileyen faktörler; çalışmanın uygun tasarımı ve bulguların doğruluğudur (97).

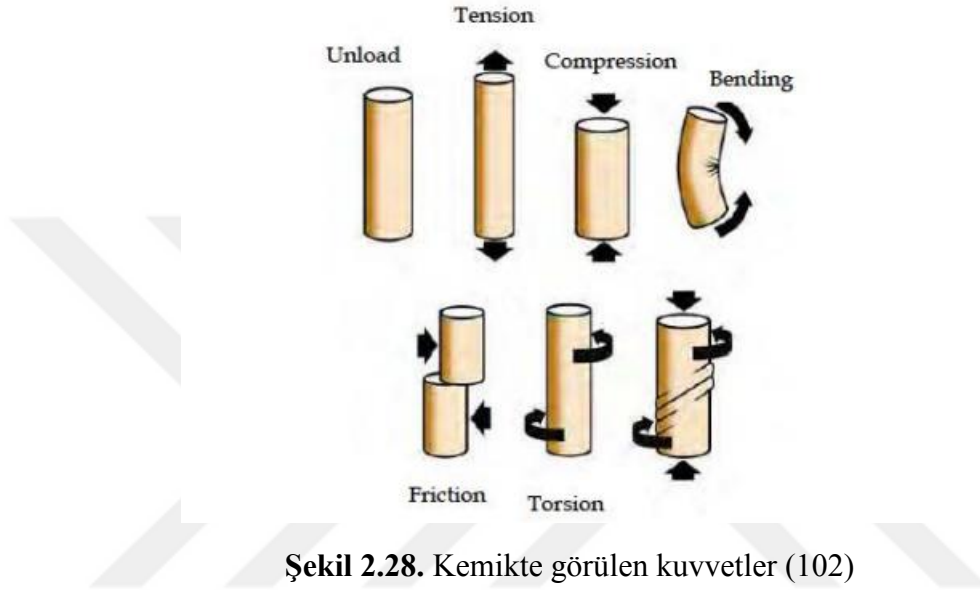
2.6.1. Mandibulanın Biyomekaniği

Bir kemik birden fazla kuvvete maruz kalabilir. Bunlar gerilme (tension), sıkışma (compression), makaslama (shear), dönme (torsion), bükülme (bending) kuvvetleridir. (Şekil 2.28) İlk üç kuvvet doğrusal iken diğer iki kuvvet açısaldır. Mandibulada; çiğneme kuvveti, diş kuvveti ve TME’de meydana gelen kuvvet neticesinde deformasyon gelişebilir (98). Deformasyon, gerinim miktarı ile ölçülmektedir. Gerinim ise deformasyona bağlı olarak materyalin gerçek uzunluğunun değişen uzunluğuna oranı olarak tanımlanmaktadır. Bu kuvvetler mandibulada gerinim (strain) ve strese (gerilim) neden olur (99). Bir kemik gerilim/gerinim kuvvetlerin sonucunda, elastik ya da plastik deformasyon gösterebilir. Elastik deformasyon kuvvet ile yer değiştiren kemiğin kuvvet ortadan kalkınca eski haline dönmesi, plastik deformasyon ise eski haline dönmemesi durumudur (98).

Kuvvetler karşısında sağlam bir mandibula ile kırık olan bir mandibulanın davranışı aynı değildir. Sağlam bir mandibula; kasların, TME’in ve okluzal kuvvetlerin etkisi ile gerilim ve kompresyon bölgeleri gelişir ve kuvvetlere göre yer değişikliği gösterir. Mandibulanın basisi alveolünden daha serttir (100). Mandibula biyomekaniğinden dolayı Champy ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile mandibula basis bölgesinde kompresyon kuvveti, alveol bölgesinde ise gerilim kuvveti olduğu bulunmuştur. Gerilim bölgeleri fraktür durumunda fiksasyon için ideal bölgelerdir (98).

Mandibulanın alveoldeki gerilim bölgeleri: (-), basisdeki kompresyon bölgeleri: (+) olarak ifade edilen bölgelerdir. Çiğneme kasları aktifleştince, mandibula sagittal düzlemde bükme kuvvetine maruz kalır. Bükme kuvveti sonucunda çalışan taraftaki mandibulanın basisinde gerilme (tension), alveolünde sıkışma bölgesi (kompresyon)

oluşurken, diğer tarafta (dengeleyici taraf) ise bunun tam tersi oluşur (98,101). Bu kuvvetler; mandibular arkın daralmasına sebep olur ve simfiz bölgesinde bükülme görülür. Simfizin üst kenarında kompresyon kuvveti, alt kenarında ise gerilme kuvveti oluşmasına sebep olur. Kuvvetlerin etkisi kemiğin sağlamlığı, rijiditesi, büyüklüğüne, şekline ve miktarına göre değişir. Fraktür gelişen bir mandibulayı fiksede ederek iyileşme sırasında normal bir ortam oluşturmak amaçlanır (75).



Şekil 2.28. Kemikte görülen kuvvetler (102)

2.6.2. Biyomekanik Deney Materyalleri

Biyomekanik bilimi kullanılarak fiksasyon çalışması yapılırken dikkat edilecek faktör; materyallerin test edilecek yapılara benzemesidir. Çalışmanın başarılı ve anlamlı olabilmesi için in vivo koşulların gerçeğe benzer olması gerekir.

Günümüze kadar birçok çalışma yapılmış ve farklı deney materyalleri kullanılmıştır(103–105). Bunlar insan mandibulası, koyun mandibulası, maymun mandibulası, taze domuz ya da sığır kaburgası, poliüretan ya da kompozit kemik gibi sentetik materyaller deney modeli olarak kullanılmıştır (97). En ideal model tabiki de insan mandibulasıdır. Fakat kadavra çenelerinin genellikle yaşlı donörlerden alındığı için kemikteki inorganik maddelerin yoğunluğunun değişmesi dezavantajdır (106). Ayrıca yaşlı donörlerin kemiği etkileyen hastalığı da olabilir. Bunun haricinde maliyetinin yüksek olması, yasal ve etik sorunlar nedeniyle farklı deney modelleri tercih edilmeye başlanmıştır (107).

Sentetik kemik materyalleri bu amaçla kullanılabilir. Bu materyaller etik, yasal sorumluluk taşımaz ve insan mandibulasını taklit ederek üretilir. Şekil ve yapı olarak insan mandibulasını iyi yansıtabilir. Bu nedenlerden dolayı sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat maliyetleri yüksektir (106).

Hayvan çeneleri de bu amaçla sıklıkla kullanılır. Koyun mandibulası, insan mandibulasına biçim, boyut ve yapısında ki benzerlikleri nedeniyle sıklıkla kullanılır (14). Aynı zamanda koyun kemiği insan kemiğine benzer haversian kanal sistemine sahiptir. Sentetik materyalleri göre temin edilmesi daha kolay ve daha ucuzdur.

İnsan kemiğini taklit eden materyaller ile yapılan fiksasyon çalışmaları, sadece belirlediğimiz bir teknik ya da malzemenin davranışını gösteren parametreleri içerir. Bu nedenle klinik çalışmalar olmadan sadece bu veriler ile doğrudan insanlar üzerinde kullanımına geçilmeyeceği bilinmelidir (97).

2.6.3. Biyomekanik Deney Modelleri

Fiksasyon sistemlerinin dayanaklılığını değerlendirmek için biyomekanik test etkili bir yöntemdir (97). Biyomekanik deney modeli ucuz, tekrarlanabilir ve yapıyı iyi taklit edebilmelidir. İnsan mandibulasını taklit etmek için 2 noktalı deney modeli birçok çalışmada kullanılmıştır. 2 noktalı biyomekanik deney modeli, genellikle sert bir dikey kirişe sabitlenip diğer ucu ise yatay bir direktten oluşur. Bu şekilde serbest uçlu mandibulaya gelen kuvvetler bilgisayar yardımı ile ölçülüp yer değiştirme değerleri sayısal verilere dönüştürülür (108). Ancak 2 nokta temaslı deney modeli bükme kuvvetinin etkisi olduğundan çiğneme kaslarını tam olarak taklit edemez ve insan mandibulasının ısırma mekaniği, bu modele göre daha karmaşıktır (105). Bundan dolayı 3 nokta deney modeli geliştirilmiştir. Bu model çiğneme kaslarını daha iyi taklit etmektedir (13,14). Bu deneysel modelde, her iki uç sabitlenirken kuvvet iki ucun dönme eksenlerinin ortasına denk gelecek şekilde dik olarak uygulanır (105).

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında yapılmıştır ve İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından Proje Kodu TDH-2023-3270 olarak desteklenmiştir.

3.1. Deney Modellerinin Hazırlanması

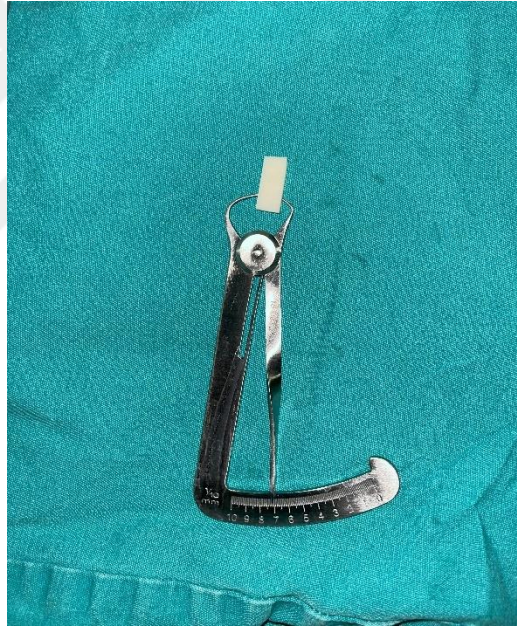
Bu tez çalışmamızda model olarak insan mandibulasına biçim, boyut ve yapısındaki benzerlik nedeniyle koyun mandibulası kullanıldı. Kullanılan koyun mandibulaların standardizasyonu sağlanabilmesi için koyunların aynı ırktan ve benzer büyüklükte temin edilmesine dikkat edildi. Temin edilen 10-12 aylık 25 tane koyun kafasının mandibulaları çıkarıldı. Çıkarılan koyun mandibulaların yüzeyindeki deri ve kas dokuları çıkartılıp temizlendi. Mandibulalar orta hattan ikiye ayrılarak 50 tane koyun hemimandibulası elde edildi. 5 tane koyun hemimandibulası boyutsal farklılık, istenmeyen fraktür gibi sebeplerden dolayı çalışma dışı bırakıldı. Bütün hemimandibulalar deney aparatına doğru yerleştirilmesi ve test sonuçlarının hatalı olmaması için mental foramenin anterior kısımları kesildi. Kesilme işlemi fizyodispenser yardımıyla serum fizyolojik ile beraber fissür frezle yapıldı. Kesilen parçalar mandibuladan ayrıldı. Koyun mandibulaları bütün çalışma bitene dek -15C'de nemli olarak derin dondurucuda saklandı.

Mandibulalar hazırlandıktan sonra SSRO uygulamasına geçilmiştir. Osteotomi işlemi ramusun iç yüzeyinde lingulanın hemen üzerinden medial horizontal bir kesi yapılarak gerçekleştirildi. Vertikal osteotomi molar diş bölgesinden mandibula basisine dik olarak gerçekleştirildi ve mandibulanın tabanına kadar kesi yapıldı. Daha sonra bu iki kesiyi birleştiren horizontal birleştirici bir kesi yapıldı. Bu kemik kesileri, serum fizyolojik ile irigasyon altında frez ve fizyodispenser kullanılarak gerçekleştirildi. Kemik osteotomileri yapıldıktan sonra cerrahi çekiç, osteom ve spreader ile kontrollü kuvvet uygulanarak kemik segmentlerinin ayrılması sağlanmıştır. (Şekil 3.1) Ayrılma işlemi ile beraber proksimal ve distal olarak iki ayrı segment elde edildi. İstenmeyen şekilde ayrılan, çatlak ve kırık oluşan örnekler çalışma dışı bırakıldı.



Şekil 3.1. SSRO yapılan koyun hemimandibulası

Daha sonra fiksasyon işlemleri için hazırlık yapıldı. Segmentler 7 mm ilerletilecek şekilde fiksasyon işlemi planlandı. 7 mm'lik ilerletmeyi sağlamak için kumpasla hazırlanan akrilik şablon kullanıldı. (Şekil 3.2)



Şekil 3.2. 7 mm boşluk oluşturmak için oluşturulan akrilik şablon

3 grup oluşturuldu.

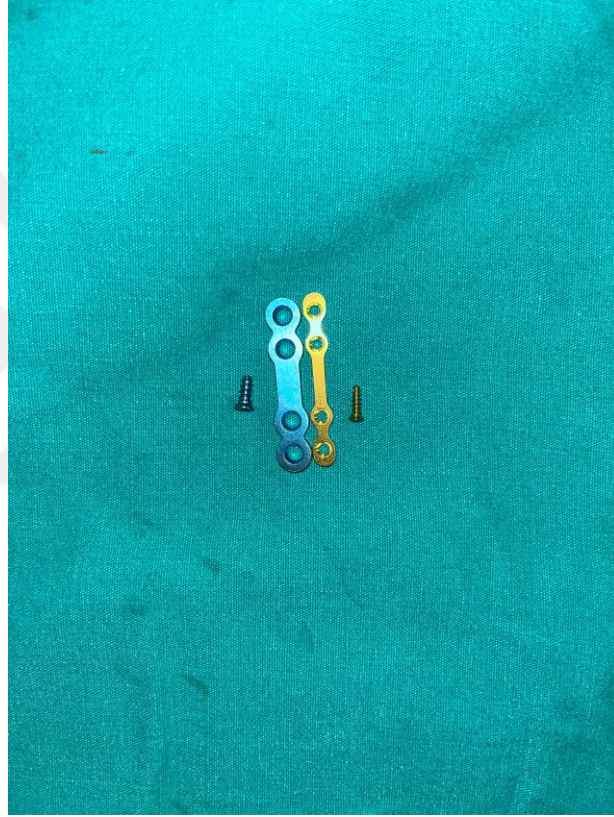
1. grupta bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm olan 1 adet 4 delikli düz titanyum miniplak (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir, Türkiye) ve 4 adet 2 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda titanyum vida (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir, Türkiye) kullanıldı.

2. grupta bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm olan 2 adet 4 delikli düz titanyum miniplak (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir,

Türkiye) ve 8 adet 2 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda titanyum vida (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir, Türkiye) kullanıldı.

3. grupta bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm olan 1 adet düz titanyum rekonstrüksiyon plağı (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir, Türkiye) ve 4 adet 2.7 mm kalınlığında 7 mm uzunluğunda titanyum vida (Ramed Medikal İthalat İhracat ve Pazarlama Limited Şirketi, İzmir, Türkiye) kullanıldı.

Standardizasyonu sağlamak için plaklarda kullanılacak vidaların merkez noktaları aynı yerde olacak şekilde plaklar tasarlandı. (Şekil 3.3)



Şekil 3.3. Kullanılan rekonstrüksiyon plağı, miniplak ve bunların vidaları

3.2. Deney Gruplarına Fiksasyon Yapılması

3 gruba ayrılan koyun hemimandibulaları fiksasyon yapılması için hazırlandı. Fiksasyon işlemi standardizasyonun sağlanması için tek bir kişi tarafından gerçekleştirildi.

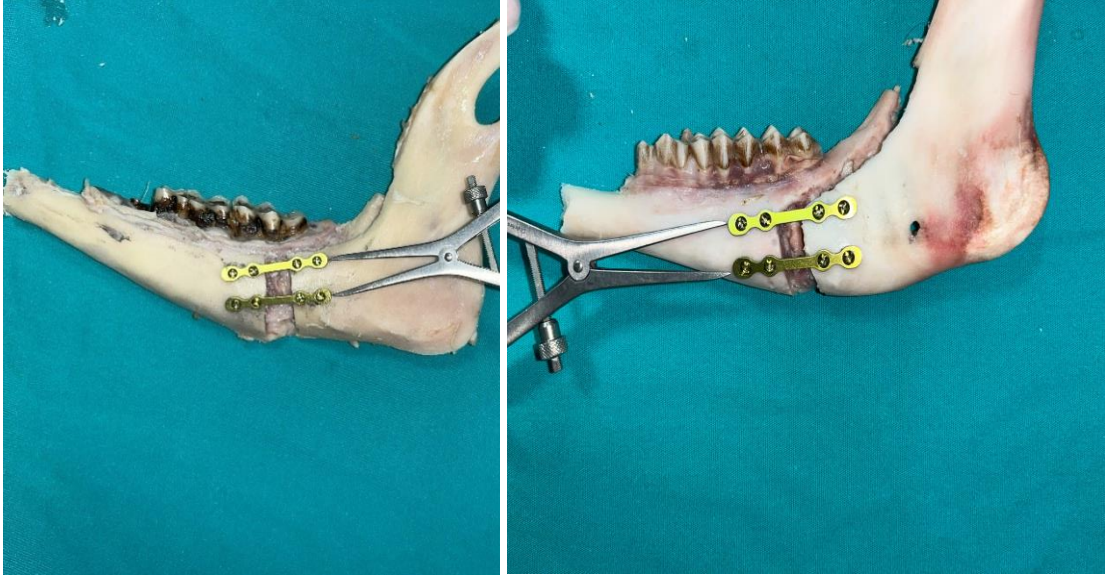
SSRO yapılan mandibulalarda, fiksasyon işleminin standart olarak yapılması için vida yerleri modeller üstünde işaretlendi. Tek miniplak, tek rekonstrüksiyon plağı ve çift miniplağın üsteki plağı için plaklar Champys hattı olarak da isimlendirilen mandibulanın

external oblik sırt bölgesine ve fiksasyon hattının her iki tarafına simetrik olacak şekilde yerleştirildi. (Şekil 3.4) Çift miniplak sisteminin alttaki plağı için alt sınıra yakın üst miniplaktan 10 mm aşağıda ve her iki tarafa simetrik olacak şekilde yerleştirildi. (Şekil 3.5) Alt plağın üst plağa göre 10 mm aşağıda olmasını sağlamak için kumpasla hazırlanan akrilik şablon kullanıldı.

Vidaları yerleştireceğimiz işaretli yerler fizyodispender kullanılarak serum fizyolojik ile irrigasyon altında drillendi. Miniplak için kullanılan vidaların yerleştirileceği yerler 1.6 mm çaplı drille açıldı. Rekonstrüksiyon plağı için kullanılan vidaların yerleştirileceği yerler 2.1 mm çaplı drille açıldı. Bu işlemler aynı kişi tarafından ve aynı yerde yapılmıştır.



Şekil 3.4. Champy fiksasyon hattı



Şekil 3.5. İkinci plağın kumpas yardımı ile 10 mm ölçülerek yerleştirilmesi

3.2.1. Grup 1

Grup 1 için SSRO yapılan ve 7 mm ilerletilecek olan 15 adet hemimandibulaya tek miniplak ve 4 adet vida ile fiksasyon işlemi gerçekleştirildi. 4 delikli, düz titanyum mini plağın bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm ve kalınlığı 1 mm'dir. Titanyum vidaların uzunluğu 7 mm ve çapı 2 mm'dir. Kullanılan vida ve miniplaklar; Grade V alaşımlı titanyumdan imal edilmiş, ASTM F67 ve ASTM F136 standartlarına uygun, biyouyumlu ve korozyona karşı dirençlidir. (Şekil 3.6)



Şekil 3.6. 15 adet hemimandibulaya tek miniplak ile fiksasyon işlemi

3.2.2. Grup 2

Grup 2 için SSRO yapılan ve 7 mm ilerletilecek olan 15 adet hemimandibulaya çift miniplak ve 8 adet vida ile fiksasyon işlemi gerçekleştirildi. 4 delikli, düz titanyum mini plağın bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm ve kalınlığı 1 mm'dir. Titanyum vidaların uzunluğu 7 mm ve çapı 2 mm'dir. Kullanılan vida ve miniplaklar; Grade V alaşımlı titanyumdan imal edilmiş, ASTM F67 ve ASTM F136 standartlarına uygun, biyouyumlu ve korozyona karşı dirençlidir. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7. 15 adet hemimandibulaya çift miniplak ile fiksasyon işlemi

3.2.3. Grup 3

Grup 3 için SSRO yapılan ve 7 mm ilerletilecek olan 15 adet hemimandibulaya tek rekonstrüksiyon plak ve 4 adet vida ile fiksasyon işlemi gerçekleştirildi. 4 delikli, düz titanyum rekonstrüksiyon plağının bar uzunluğu 14 mm, toplam uzunluğu 34 mm ve kalınlığı 2 mm'dir. Titanyum vidaların uzunluğu 7 mm ve çapı 2.7 mm'dir. Kullanılan

vida ve miniplaklar; Grade V alaşımlı titanyumdan imal edilmiş, ASTM F67 ve ASTM F136 standartlarına uygun, biyouyumlu ve korozyona karşı dirençlidir. (Şekil 3.8)



Şekil 3.8. 15 adet hemimandibulaya tek rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyon işlemi

3.3. Biyomekanik Test

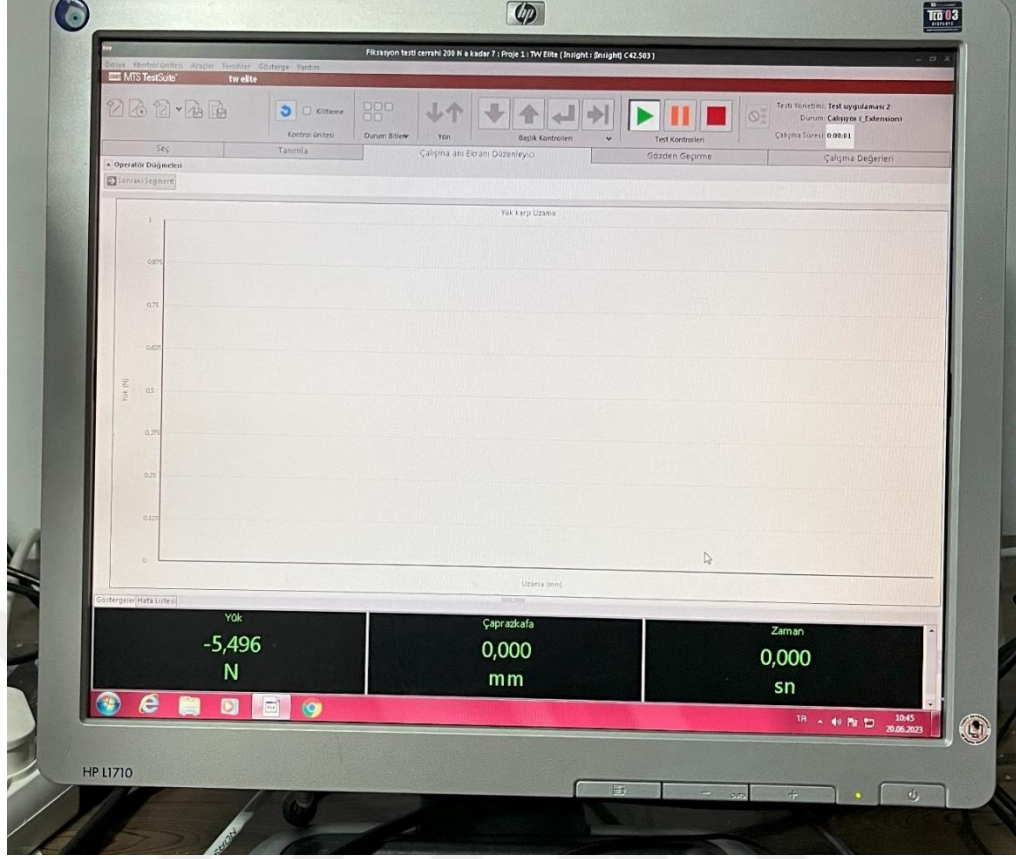
Biyomekanik test için yapılan deney düzeneği; denek modellerini fiksede edebilen ve servohidrolik test cihazına bağlayabilen çelik bir aygıt, denek modeline uygun kuvvet uygulayabilen bir servohidrolik test cihazı (MTS Criterion C42.503) ve bu cihaz ile uyumlu bir bilgisayardan oluşmaktaydı. Fiksasyon yapılan denekleri servohidrolik test cihazına yerleştirmek için özel olarak tasarlanan çelik bir aygıt tasarlandı. Bu aygıt sayesinde denekler bilgisayara bağlı servohidrolik test cihazına bağlanabilmekteydi. Çelikten yapılan bu aygıt ile TME’i taklit etmek için ramusun yükselen kısmında delik açılıp yatay metal çubukla desteklendi. Masseter kasını taklit etmek için angulus bölgesine temas eden metal çubuk ile desteklendi. Çiğneme kaslarını daha iyi taklit etmek için anterior bölgede 3. bir temas noktası ile desteklenerek gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmek amaçlandı.

Denek modelleri çelik aygıt ile fiks edilip oklüzal düzlem yere paralel olacak şekilde servohidrolik test cihazına yerleştirildi. Deney; modellerin molar dişleri üzerine kuvvet gelecek şekilde silindirik bir metal ile uygulandı. Servohidrolik test cihazı

1mm/dak hızla doğrusal olarak aşağı yönde kuvvet uyguladı. (Şekil 3.9) Test cihazı, 5 N kuvvetle kalibre edildikten sonra 10 N'dan başlayarak 200 N'a kadar artarak kuvvetler uygulandı. Kuvvet metalin hemimandibulalara temas ettiği anda başladı. 10 N' dan başlayarak her 10 N artıştaki yer değiştirme verileri TW Elite: TestWorks Elite yazılımı kullanılarak bilgisayarda dijital olarak kaydedildi. (Şekil 3.10)



Şekil 3.9. Deneklerin test cihazına yerleştirilmesi molar dişler üzerine kuvvet uygulanması



Şekil 3.10. Bilgisayar yardımı ile verilerin kaydedilmesi

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmadaki değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak ve Shapiro-Wilks testi ile değerlendirildi. Sürekli değişkenlerin hiçbirinin normal dağılıma uymadıkları belirlendi. Değişkenlerin tanımlayıcı istatistiklerinin gösteriminde Ortalama±SS ve Medyan (Minimum-Maksimum) değerleri verildi.

Sürekli değişkenler çarpık olduğundan (normal dağılıma uymadıklarından) istatistiksel analizlerde non-parametrik testler kullanıldı. Bu yüzden 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme değerlerinin gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis non-parametrik varyans analizine başvuruldu. İkili karşılaştırmalarda bonferroni düzeltmesi yapılarak analiz sonuçları verildi.

Çalışmamızda elde edilen verilerin istatistiksel analizi için Statistical Package for Social Sciences V.21 (SPSS) yazılımı kullanılmıştır (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0. Armonk, NY: IBM Corp.). İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Her bir grubun 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıındaki yer değiştirme miktarları (mm) Tablo 4.1. Tablo 4.2 ve Tablo 4.3'te özetlenmiştir.



Tablo 4.1. Tek Miniplak Grubunda 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışıındaki yer değiştirme miktarları (mm)

Tek Miniplak	10N	20N	30N	40N	50N	60N	70N	80N	90N	100N	110N	120N	130N	140N	150N	160N	170N	180N	190N	200N
1	0.542	1.019	1.517	2.130	2.918	3.942	4.385	4.710	5.040	5.488	6.206	7.085	7.255	7.631	7.933	8.268	8.497	8.726	9.120	9.394
2	0.595	0.748	0.925	1.273	1.866	2.255	2.573	2.811	2.980	3.125	3.329	3.435	3.556	3.721	4.256	4.634	4.964	5.478	5.762	6.354
3	0.151	0.685	0.938	1.828	2.434	4.292	4.585	5.039	5.800	6.386	6.635	7.176	8.327	8.697	9.463	14.222	14.569	14.858	15.099	15.229
4	0.132	0.256	0.396	0.525	0.660	0.841	1.137	1.271	1.737	8.942	9.243	9.579	9.875	10.142	10.413	10.808	10.946	11.116	11.337	11.602
5	0.072	1.241	1.412	1.865	2.124	2.396	2.585	2.792	3.167	3.409	5.114	5.595	5.813	6.065	6.311	6.555	6.759	7.299	9.214	9.559
6	0.065	0.164	0.260	0.342	0.421	0.495	0.570	0.644	0.726	0.815	0.878	0.939	1.004	1.070	1.155	1.247	1.346	1.484	5.338	5.520
7	0.040	0.085	0.174	0.272	0.371	0.485	0.638	0.807	0.983	1.191	1.381	1.533	1.706	1.934	2.137	2.612	2.930	3.110	3.934	4.094
8	0.564	1.011	1.447	2.577	3.047	3.577	4.079	4.514	5.076	5.559	6.040	7.016	9.658	15.461	15.657	19.778	20.282	20.535	20.608	20.695
9	0.819	1.024	1.422	1.720	2.070	2.508	2.875	3.335	3.815	4.323	4.793	5.079	5.333	6.825	6.965	7.145	7.298	7.517	7.791	8.224
10	0.656	0.998	1.221	1.383	1.537	1.665	1.794	1.912	2.042	2.189	2.359	2.626	3.055	3.216	3.421	3.609	3.992	4.326	4.958	5.478
11	1.330	1.695	2.159	4.368	5.635	6.540	7.048	17.960	18.880	19.009	19.172	19.318	19.502	19.649	19.786	19.952	20.260	20.413	20.598	20.861
12	0.577	1.489	2.525	3.286	4.053	4.438	4.997	5.198	5.544	5.690	5.873	6.104	7.321	7.489	7.628	7.740	7.862	8.017	8.453	8.619
13	0.283	0.687	1.354	2.626	3.898	4.464	4.874	5.233	5.668	5.958	6.236	6.489	6.718	6.989	7.198	7.419	7.652	7.935	8.247	8.667
14	2.032	2.432	2.699	3.023	3.387	3.916	4.323	4.601	4.904	5.077	5.250	5.463	5.654	5.925	6.178	6.506	6.787	7.008	7.411	9.699
15	1.813	1.985	2.505	2.602	3.164	3.277	3.350	3.409	3.468	3.545	3.619	3.703	4.019	4.075	4.129	4.179	4.224	4.272	4.317	4.347

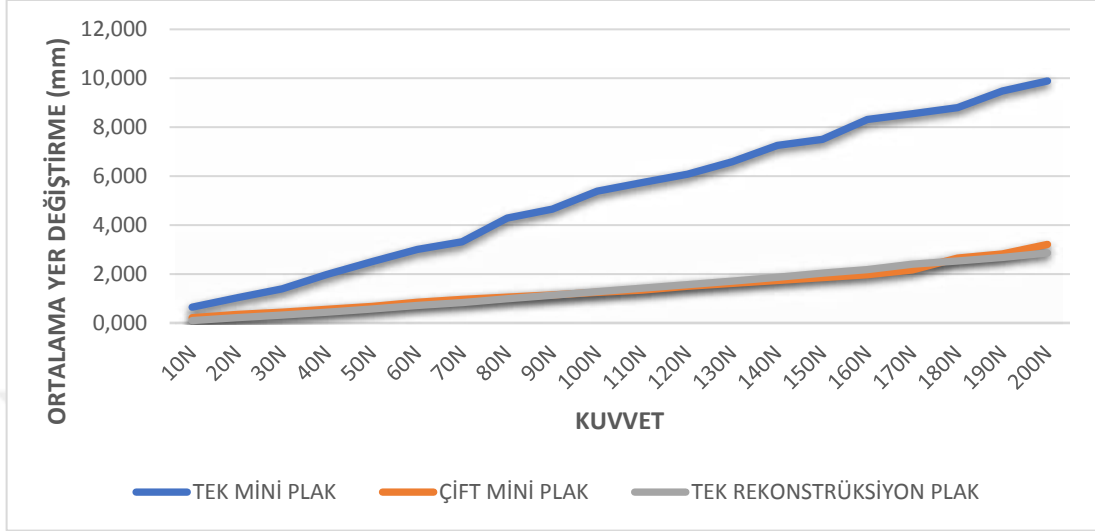
Tablo 4.2. Çift Miniplak Grubunda 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm)

Çift Miniplak	10N	20N	30N	40N	50N	60N	70N	80N	90N	100N	110N	120N	130N	140N	150N	160N	170N	180N	190N	200N
1	0.057	0.138	0.205	0.337	0.571	0.787	1.010	1.122	1.210	1.293	1.378	1.475	1.667	1.749	1.850	1.945	2.057	2.209	2.379	2.634
2	0.113	0.356	0.508	0.656	0.806	0.915	0.998	1.087	1.180	1.267	1.363	1.459	1.559	1.658	1.751	1.854	1.959	2.089	2.578	2.739
3	0.175	0.334	0.476	0.649	0.792	0.933	1.060	1.185	1.415	1.619	1.743	1.961	2.178	2.343	2.631	2.803	2.964	3.121	3.250	3.399
4	0.060	0.102	0.143	0.182	0.228	0.271	0.316	0.359	0.403	0.445	0.484	0.532	0.582	0.637	0.690	0.743	0.798	0.860	0.920	0.981
5	0.308	0.892	1.116	1.705	1.941	3.066	3.590	3.767	3.984	4.150	4.315	4.526	4.850	5.062	5.384	5.581	6.641	6.987	7.419	7.690
6	0.037	0.085	0.149	0.203	0.259	0.313	0.370	0.507	0.560	0.699	0.754	0.826	0.903	0.978	1.045	1.363	1.559	1.639	1.715	1.851
7	1.839	1.958	2.055	2.153	2.258	2.359	2.510	2.656	2.773	2.897	3.019	3.154	3.325	3.499	3.659	3.829	4.031	8.295	8.532	8.792
8	0.051	0.106	0.159	0.242	0.322	0.373	0.450	0.514	0.582	0.653	0.732	0.901	0.968	1.138	1.205	1.246	1.287	1.329	1.379	1.422
9	0.032	0.074	0.125	0.181	0.236	0.293	0.354	0.413	0.474	0.610	0.705	0.787	0.863	0.931	0.997	1.069	1.137	1.197	1.256	1.313
10	0.066	0.142	0.221	0.301	0.397	0.501	0.554	0.600	0.642	0.688	0.735	0.790	0.862	0.972	1.053	1.157	1.249	1.346	1.440	1.535
11	0.170	0.276	0.357	0.513	0.719	0.900	1.022	1.087	1.143	1.200	1.290	1.360	1.451	1.578	1.625	1.675	1.725	1.779	1.850	1.920
12	0.110	0.166	0.225	0.286	0.347	0.414	0.484	0.566	0.649	0.715	0.776	0.901	0.995	1.065	1.122	1.176	1.559	1.600	1.647	1.699
13	0.059	0.104	0.151	0.200	0.247	0.300	0.357	0.408	0.461	0.524	0.598	1.444	1.531	1.620	1.689	1.750	1.807	1.872	1.918	1.977
14	0.083	0.356	0.498	0.619	0.733	0.850	0.990	1.127	1.261	1.394	1.542	1.685	1.816	1.976	2.197	2.379	2.618	4.264	4.724	8.819
15	0.042	0.086	0.133	0.193	0.259	0.320	0.389	0.444	0.498	0.552	0.607	0.661	0.753	0.871	0.926	0.988	1.175	1.231	1.306	1.390

Tablo 4.3. Tek Rekonstrüksiyon Grubunda 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları (mm)

Tek Rekonstrüksiyon Plak	10N	20N	30N	40N	50N	60N	70N	80N	90N	100N	110N	120N	130N	140N	150N	160N	170N	180N	190N	200N
1	0.055	0.121	0.188	0.251	0.332	0.386	0.477	0.579	0.671	0.789	0.854	0.910	0.960	1.017	1.448	1.595	1.718	1.897	2.103	2.359
2	0.094	0.165	0.229	0.308	0.371	0.441	0.591	1.020	1.204	1.416	1.495	1.710	1.911	2.055	2.200	2.248	2.300	2.344	2.388	2.434
3	0.040	0.087	0.139	0.196	0.261	0.311	0.369	0.428	0.492	0.557	0.614	0.675	0.745	0.818	0.895	0.957	1.012	1.068	1.134	1.191
4	0.164	0.462	0.792	0.987	1.235	1.484	1.803	2.176	2.548	2.819	3.079	3.277	3.505	3.732	4.227	4.632	5.426	5.708	5.924	6.061
5	0.076	0.145	0.211	0.275	0.336	0.394	0.457	0.533	0.618	0.714	0.817	0.914	1.035	1.175	1.301	1.382	1.460	1.546	1.635	1.731
6	0.117	0.437	0.547	0.673	0.800	0.919	1.040	1.161	1.293	1.424	1.626	1.724	1.798	1.875	1.944	2.033	2.156	2.254	2.344	3.499
7	0.086	0.173	0.260	0.322	0.402	0.793	0.836	0.878	0.923	0.972	1.024	1.083	1.192	1.329	1.446	1.547	1.670	1.752	1.854	1.935
8	0.041	0.088	0.153	0.226	0.322	0.417	0.538	0.624	0.719	0.849	0.996	1.145	1.372	1.548	1.654	1.875	2.461	2.596	3.127	3.220
9	0.196	0.424	0.676	1.121	1.658	2.091	2.283	2.418	2.576	2.757	3.158	3.309	3.473	3.625	3.781	3.913	4.198	4.406	4.509	4.598
10	0.067	0.143	0.183	0.234	0.278	0.320	0.367	0.494	0.579	0.640	0.727	0.843	0.942	1.036	1.141	1.232	1.381	1.528	1.576	1.625
11	0.047	0.105	0.170	0.238	0.310	0.405	0.506	0.645	0.830	0.994	1.121	1.245	1.374	1.459	1.514	1.592	1.884	2.015	2.120	2.200
12	0.052	0.124	0.193	0.263	0.345	0.420	0.503	0.599	0.771	0.957	1.148	1.418	1.582	1.895	1.942	2.016	2.052	2.095	2.153	2.201
13	0.121	0.217	0.327	0.451	0.578	0.762	0.891	1.033	1.198	1.362	1.500	1.686	1.959	2.221	2.416	2.593	2.758	2.934	3.116	3.286
14	0.267	0.399	0.569	0.743	0.905	1.101	1.296	1.528	1.752	1.984	2.204	2.472	2.703	2.929	3.242	3.660	3.931	4.232	4.480	4.714
15	0.036	0.075	0.146	0.253	0.332	0.443	0.530	0.641	0.755	0.862	0.976	1.073	1.171	1.274	1.427	1.510	1.611	1.702	1.778	1.857

Şekil 4.1’de tüm grupların yer değiştirme miktarları grafik üzerinde verilmiştir. Çift miniplak ve tek rekonstrüksiyon plak gruplarında ortalama yer değiştirme daha az iken tek miniplak grubunda daha yüksektir.



Şekil 4.1. Grupların 10 N ile 200 N arasındaki yer değiştirme miktarlarının grafiksel gösterimi

Çalışmada yer alan verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Tablo 4.4’te incelenmiştir. Shapiro-Wilk testi kullanarak yapılan analizler sonucunda verilerin normal dağılım göstermediği tespit edilmiştir ($p < 0.05$) (Tablo 4).

Tablo 4.4. Shapiro- Wilk testi ile Normal dağılım Sonuçları

GRUP		n	p
10 N	Tek Miniplak	15	0.012
	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.012
20 N	Tek Miniplak	15	0.612
	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.003
30 N	Tek Miniplak	15	0.317
	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.002
40 N	Tek Miniplak	15	0.815
	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.001

	Tek Miniplak	15	0.783
50 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	<0.001
	Tek Miniplak	15	0.561
60 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.001
	Tek Miniplak	15	0.675
70 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.002
	Tek Miniplak	15	<0.001
80 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.003
	Tek Miniplak	15	<0.001
90 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.003
	Tek Miniplak	15	0.001
100 N	Çift Miniplak	15	0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.005
	Tek Miniplak	15	0.001
110 N	Çift Miniplak	15	0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.006
	Tek Miniplak	15	0.004
120 N	Çift Miniplak	15	0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.010
	Tek Miniplak	15	0.023
130 N	Çift Miniplak	15	0.002
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.019
	Tek Miniplak	15	0.057
140 N	Çift Miniplak	15	0.002
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.038
	Tek Miniplak	15	0.081
150 N	Çift Miniplak	15	0.002
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.025
	Tek Miniplak	15	0.034
160 N	Çift Miniplak	15	0.003
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.018
	Tek Miniplak	15	0.029
170 N	Çift Miniplak	15	0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.018

	Tek Miniplak	15	0.032
180 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.014
	Tek Miniplak	15	0.010
190 N	Çift Miniplak	15	0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.020
	Tek Miniplak	15	0.018
200 N	Çift Miniplak	15	<0.001
	Tek Rekonstrüksiyon Plak	15	0.075

Gruplar arası 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvet artışındaki yer değiştirme değerleri tanımlayıcı istatistik karşılaştırılması Tablo 4.5'te özetlenmiştir.

Tek miniplak grubu 10 N yer değiştirme ortalaması 0.644 ± 0.626 , çift miniplak grubu 10 N yer değiştirme ortalaması 0.213 ± 0.456 , tek rekonstrüksiyon plak 10 N yer değiştirme ortalaması 0.097 ± 0.067 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 10 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=11.825$, $p=0.003$).

Tek miniplak grubu 20 N yer değiştirme ortalaması 1.034 ± 0.662 , çift miniplak grubu 20 N yer değiştirme ortalaması 0.345 ± 0.493 , tek rekonstrüksiyon plak 20 N yer değiştirme ortalaması 0.211 ± 0.142 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 20 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=14.938$, $p=0.001$).

Tek miniplak grubu 30 N yer değiştirme ortalaması 1.397 ± 0.804 , çift miniplak grubu 30 N yer değiştirme ortalaması 0.435 ± 0.518 , tek rekonstrüksiyon plak 30 N yer değiştirme ortalaması 0.319 ± 0.216 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 30 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=17.659$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 40 N yer değiştirme ortalaması 1.988 ± 1.145 , çift miniplak grubu 40 N yer değiştirme ortalaması 0.561 ± 0.588 , tek rekonstrüksiyon plak 40 N yer değiştirme ortalaması 0.436 ± 0.299 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 40 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=18.783$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 50 N yer değiştirme ortalaması 2.506 ± 1.458 , çift miniplak grubu 50 N yer değiştirme ortalaması 0.674 ± 0.620 , tek rekonstrüksiyon plak 50 N yer değiştirme ortalaması 0.564 ± 0.413 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 50 N yer

değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=19.104$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 60 N yer değiştirme ortalaması 3.006 ± 1.706 , çift miniplak grubu 60 N yer değiştirme ortalaması 0.839 ± 0.813 , tek rekonstrüksiyon plak 60 N yer değiştirme ortalaması 0.712 ± 0.509 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 60 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=18.793$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 70 N yer değiştirme ortalaması 3.321 ± 1.824 , çift miniplak grubu 70 N yer değiştirme ortalaması 0.964 ± 0.918 , tek rekonstrüksiyon plak 70 N yer değiştirme ortalaması 0.832 ± 0.564 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 70 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=19.873$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 80 N yer değiştirme ortalaması 4.282 ± 4.104 , çift miniplak grubu 80 N yer değiştirme ortalaması 1.056 ± 0.951 , tek rekonstrüksiyon plak 80 N yer değiştirme ortalaması 0.984 ± 0.612 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 80 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=19.536$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 90 N yer değiştirme ortalaması 4.655 ± 4.287 , çift miniplak grubu 90 N yer değiştirme ortalaması 1.149 ± 0.994 , tek rekonstrüksiyon plak 90 N yer değiştirme ortalaması 1.129 ± 0.669 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 90 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=19.511$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 100 N yer değiştirme ortalaması 5.380 ± 4.326 , çift miniplak grubu 100 N yer değiştirme ortalaması 1.247 ± 1.022 , tek rekonstrüksiyon plak 100 N yer değiştirme ortalaması 1.237 ± 0.718 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 100 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=20.699$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 110 N yer değiştirme ortalaması 5.742 ± 4.309 , çift miniplak grubu 110 N yer değiştirme ortalaması 1.336 ± 1.052 , tek rekonstrüksiyon plak 110 N yer değiştirme ortalaması 1.423 ± 0.799 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 110 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=21.733$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 120 N yer değiştirme ortalaması 6.076 ± 4.343 , çift miniplak grubu 120 N yer değiştirme ortalaması 1.497 ± 1.068 , tek rekonstrüksiyon plak 120 N yer

değiştirme ortalaması 1.565 ± 0.836 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 120 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=21.338$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 130 N yer değiştirme ortalaması 6.586 ± 4.451 , çift miniplak grubu 130 N yer değiştirme ortalaması 1.620 ± 1.135 , tek rekonstrüksiyon plak 130 N yer değiştirme ortalaması 1.715 ± 0.876 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 130 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=21.065$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 140 N yer değiştirme ortalaması 7.259 ± 4.931 , çift miniplak grubu 140 N yer değiştirme ortalaması 1.738 ± 1.171 , tek rekonstrüksiyon plak 140 N yer değiştirme ortalaması 1.865 ± 0.916 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 140 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=20.863$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 150 N yer değiştirme ortalaması 7.508 ± 4.936 , çift miniplak grubu 150 N yer değiştirme ortalaması 1.855 ± 1.246 , tek rekonstrüksiyon plak 150 N yer değiştirme ortalaması 2.038 ± 0.986 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 150 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=20.815$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 160 N yer değiştirme ortalaması 8.312 ± 5.682 , çift miniplak grubu 160 N yer değiştirme ortalaması 1.970 ± 1.281 , tek rekonstrüksiyon plak 160 N yer değiştirme ortalaması 2.185 ± 1.072 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 160 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=21.251$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 170 N yer değiştirme ortalaması 8.558 ± 5.743 , çift miniplak grubu 170 N yer değiştirme ortalaması 2.171 ± 1.487 , tek rekonstrüksiyon plak 170 N yer değiştirme ortalaması 2.401 ± 1.219 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 170 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=20.816$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 180 N yer değiştirme ortalaması 8.806 ± 5.735 , çift miniplak grubu 180 N yer değiştirme ortalaması 2.654 ± 2.208 , tek rekonstrüksiyon plak 180 N yer değiştirme ortalaması 2.538 ± 1.283 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 180 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=18.708$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 190 N yer değiştirme ortalaması 9.479 ± 5.353 , çift miniplak grubu 190 N yer değiştirme ortalaması 2.821 ± 2.307 , tek rekonstrüksiyon plak 190 N yer değiştirme ortalaması 2.683 ± 1.331 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 190 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=23.120$, $p<0.001$).

Tek miniplak grubu 200N yer değiştirme ortalaması 9.889 ± 5.279 , çift miniplak grubu 200 N yer değiştirme ortalaması 3.211 ± 2.783 , tek rekonstrüksiyon plak 200 N yer değiştirme ortalaması 2.861 ± 1.367 olduğu belirlenmiştir. Gruplar arasında 200 N yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=22.422$, $p<0.001$).

Gruplar arasında 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvet artışındaki yer değiştirme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0.05$).

Tablo 4.5. Gruplar arasında 10 N'dan 200 N'a kadar olan her 10 N'luk kuvvetler artışındaki yer değiştirme miktarları karşılaştırılması

	TEK MİNİ PLAK		ÇİFT MİNİ PLAK		TEK REKONSTRÜKSİYON PLAK		Test İstatistiği
	Ort±SS Medyan (Min-Max)	Ort±SS Medyan (Min-Max)	Ort±SS Medyan (Min-Max)	Ort±SS Medyan (Min-Max)	χ^2 p		
10 N	0.644±0.626 0.564 (0.040-2.032)	0.213±0.456 0.066 (0.032-1.839)	0.097±0.067 0.076 (0.036-0.267)	$\chi^2=11.825$ 0.003			
20 N	1.034±0.662 1.011 (0.085-2.432)	0.345±0.493 0.142 (0.074-1.958)	0.211±0.142 0.145 (0.075-0.462)	$\chi^2=14.938$ 0.001			
30 N	1.397±0.804 1.412 (0.174-2.699)	0.435±0.518 0.221 (0.125-2.055)	0.319±0.216 0.211 (0.139-0.792)	$\chi^2=17.659$ <0.001			
40 N	1.988±1.145 1.865 (0.272-4.368)	0.561±0.588 0.301 (0.181-2.153)	0.436±0.299 0.275 (0.196-1.121)	$\chi^2=18.783$ <0.001			
50 N	2.506±1.458 2.434 (0.371-5.635)	0.674±0.620 0.397 (0.228-2.258)	0.564±0.413 0.345 (0.261-1.658)	$\chi^2=19.104$ <0.001			
60 N	3.006±1.706 3.277 (0.485-6.540)	0.839±0.813 0.501 (0.271-3.066)	0.712±0.509 0.441 (0.311-2.091)	$\chi^2=18.793$ <0.001			
70 N	3.321±1.824 3.350 (0.570-7.048)	0.964±0.918 0.554 (0.316-3.590)	0.832±0.564 0.538 (0.367-2.283)	$\chi^2=19.873$ <0.001			
80 N	4.282±4.104 3.409 (0.644-17.960)	1.056±0.951 0.600 (0.359-3.767)	0.984±0.612 0.645 (0.428-2.418)	$\chi^2=19.536$ <0.001			
90 N	4.655±4.287 3.815 (0.726-18.880)	1.149±0.994 0.649 (0.403-3.984)	1.129±0.669 0.830 (0.492-2.576)	$\chi^2=19.511$ <0.001			
100 N	5.380±4.326 5.077 (0.815-19.009)	1.247±1.022 0.715 (0.445-4.150)	1.237±0.718 0.972 (0.557-2.819)	$\chi^2=20.699$ <0.001			
110 N	5.742±4.309 5.250 (0.878-19.172)	1.336±1.052 0.776 (0.484-4.315)	1.423±0.799 1.121 (0.614-3.158)	$\chi^2=21.733$ <0.001			
120 N	6.076±4.343 5.595 (0.939-19.318)	1.497±1.068 1.360 (0.532-4.526)	1.565±0.836 1.245 (0.675-3.309)	$\chi^2=21.338$ <0.001			
130N	6.586±4.451 5.813 (1.004-19.502)	1.620±1.135 1.451 (0.582-4.850)	1.715±0.876 1.374 (0.745-3.505)	$\chi^2=21.065$ <0.001			
140N	7.259±4.931 6.825 (1.070-19.649)	1.738±1.171 1.578 (0.637-5.062)	1.865±0.916 1.548 (0.818-3.732)	$\chi^2=20.863$ <0.001			

150N	7.508±4.936 6.965 (1.155-19.786)	1.855±1.246 1.625 (0.690-5.384)	2.038±0.986 1.654 (0.895-4.227)	$\chi^2=20.815$	<0.001
160N	8.312±5.682 7.145 (1.247-19.952)	1.970±1.281 1.675 (0.743-5.581)	2.185±1.072 1.875 (0.957-4.632)	$\chi^2=21.251$	<0.001
170N	8.558±5.743 7.298 (1.346-20.282)	2.171±1.487 1.725 (0.798-6.641)	2.401±1.219 2.052 (1.012-5.426)	$\chi^2=20.816$	<0.001
180N	8.806±5.735 7.517 (1.484-20.535)	2.654±2.208 1.779 (0.860-8.295)	2.538±1.283 2.095 (1.068-5.708)	$\chi^2=18.708$	<0.001
190N	9.479±5.353 8.247 (3.934-20.608)	2.821±2.307 1.850 (0.920-8.532)	2.683±1.331 2.153 (1.134-5.924)	$\chi^2=23.120$	<0.001
200N	9.889±5.279 8.667 (4.094-20.861)	3.211±2.783 1.920 (0.981-8.819)	2.861±1.367 2.359 (1.191-6.061)	$\chi^2=22.422$	<0.001

χ^2 =Kruskal Wallis Test İstatistiği

Gruplararası ikili karşılaştırmalarda 10 N'dan 200 N kadar 10 N'luk kuvvet artışındaki p değerleri tablo 4.6'de verilmiştir.

10 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.006$, $p=0.013$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

20 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.002$, $p=0.003$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

30 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p=0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

40 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

50 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

60 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

70 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek

Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p<0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

80 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

90 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

100 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

110 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

120 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

130 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

140 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

150 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

160 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

170 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

180 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p=0.002$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

190 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p<0.001$, $p<0.001$), Tek Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.

200 N yer değiştirme değerleri bakımından gruplar arasında ikili karşılaştırılmalarda; Tek Rekonstrüksiyon Plak—Tek Miniplak, Çift Miniplak—Tek Miniplak arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı ($p<0.001$, $p<0.001$), Tek

Rekonstrüksiyon Plak—Çift Miniplak arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.



Tablo 4.6. Gruplar arası İkili Karşılaştırma Sonuçları

	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N	60 N	70 N	80 N	90 N	100 N
	p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
Tek Rekonstrüksiyon	0.902	0.838	0.775	0.806	0.775	0.713	0.744	0.595	0.412	0.345
Plak—Çift Miniplak										
Tek Rekonstrüksiyon	0.006	0.002	0.001	0.001	0.001	0.001	<0.001	0.001	0.001	0.001
Plak—Tek Miniplak										
Çift Miniplak—Tek Miniplak	0.013	0.003	0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
	110 N	120 N	130 N	140 N	150 N	160 N	170 N	180 N	190 N	200 N
	p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
Tek Rekonstrüksiyon	0.305	0.389	0.436	0.412	0.325	0.325	0.325	0.367	0.461	0.412
Plak—Çift Miniplak										
Tek Rekonstrüksiyon	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.002	<0.001	<0.001
Plak—Tek Miniplak										
Çift Miniplak—Tek Miniplak	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Bonferroni Düzeltmeli p değerleri

5. TARTIŞMA

SSRO mandibulaya yönelik dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için ortognatik cerrahide en çok kullanılan cerrahi yöntemdir (109). SSRO yapılması ile mandibula istenilen yönde ve miktarda hareket ettirilmesi sağlanabilir (110). 1950’li yıllarda ilk kez Obwegeser ve Trauner (45) tarafından tanıtılan bu teknik günümüze kadar birçok değişime ve modifikasyona uğrayarak kullanılmıştır. Bu teknikteki ilk modifikasyon Dalpont (5) tarafından vertikal kemik osteotomisi daha anteriora alınarak kemik temas yüzey alanını artırılması ve daha az yumuşak doku kaldırılması amacıyla yapılmıştır. 1968 yılında Hunsuck (6) tarafından ise ramustaki lingual kemik osteotomisini kısa tutularak yumuşak doku diseksiyonunun ve sinir yaralanmasının önüne geçilmek amaçlanmıştır. Bu modifikasyon ile aynı zamanda rotasyon ve büyük ilerletme yapıldığı durumlarda distal segmentte ki kemik temaslarının önüne geçilip relapsın önlenmesi amaçlanmıştır (47). Hunsuck modifikasyonunda anterior vertikal kemik osteotomisi de dalpont modifikasyonundaki kemik osteotomisine benzemektedir. Epker modifikasyonunda ise masseter kasının daha az diseksiyonu ve mandibula basisinde tam bir osteotomi hedeflenerek yumuşak doku daha az kaldırılıp şişlik, ödemi ve hemorajiyi azaltmak amaçlanmıştır (7).

Geçmişten bugüne birçok modifikasyona uğrayan SSRO günümüzde en sık Dalpont ve Hunsunck modifikasyonları kullanılmaktadır. Bu osteotomi mandibuladaki kazanılmış ve konjenital deformitelerin düzeltilmesi için ilk tercihtir. SSRO sonrası en sık görülen komplikasyon erken veya geç dönem relapstır (92). Erken dönem relaps yetersiz fiksasyon sisteminin yapılması ile kas ve okluzal kuvvetlerin etkisiyle oluşan relapstır. Özellikle büyük mandibular ilerletmelerde çiğneme ve hyoid kaslarının da etkisiyle relaps ihtimali yüksektir (8). Bu sebepten dolayı SSRO sonrası yeterli stabil fiksasyon sağlamak önemlidir.

SSRO sonrası stabilite iki durumdan sıklıkla etkilenir. Bunlar; mandibulaya yapılan büyük ilerletme hareketi ve fiksasyon yönteminin seçimidir. Bundan dolayı SSRO sonrası mandibulaya büyük ilerletme hareketi yapılacağı durumlarda yeterli fiksasyon sistemi uygulanması son derece önemlidir (77).

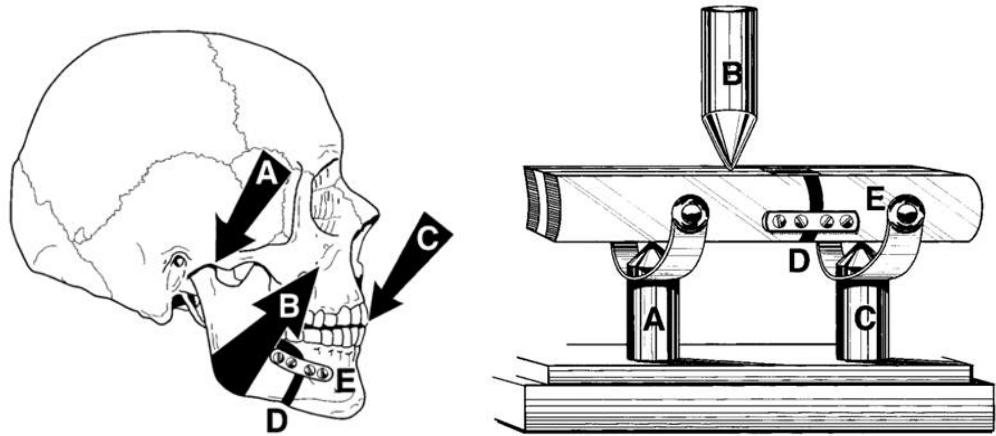
SSRO sonrası RİF sistemi stabilite açısından en tercih edilen sistemdir (111). Relaps riskini azaltmak amacıyla; bikortikal vida, plak ve hibrit sistem gibi birçok RİF sistemi kullanılmıştır. Günümüzde bikortikal vida sistemleri ya da miniplak vida

sistemleri ile uygulanan fiksasyonlardan hangisinin daha üstün olduğu ile ilgili net bir fikir birliği oluşmamıştır. Mevcut fiksasyon yöntemlerinin relapsı tam olarak önleyemediği bildirilmiştir (14). Bu sebeplerden dolayı RİF sistemi ile ilgili yapılan çalışmalar sonucunda SSRO sonrası ideal fiksasyon yöntemi hala belirli değildir. Biz çalışmamızda mandibulanın 7 mm ilerletilmesi sonrası dört delikli tek miniplak, dört delikli çift miniplak ve 4 delikli tek rekonstrüksiyon plağının stabilitesini karşılaştırdık. Hipotezimiz 4 delikli rekonstrüksiyon plağı ile yapılan fiksasyon sisteminin stabilitesinin daha fazla olacağıdır.

SSRO sonrası ideal fiksasyon sistemi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Biyomekanik çalışmalar için çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Bunun için dondurulmuş insan kadavra mandibulası, koyun mandibulası, sentetik çene modelleri, sığır ve domuz kostaları ve sonlu eleman analiz modelleri kullanılmıştır (103–105). Kadavra insan mandibulasının en uygun materyal olduğunu savunan araştırmacılar olmasına rağmen yasal ve etik nedenlerden dolayı temin edilip yapılması zordur (112). Aynı zamanda standardizasyonu sağlamadaki zorluk (biçim, boyut gibi), taze elde etme zorluğu, kemik yapısındaki farklılıklar dezavantajlarındandır (113). Bununla birlikte sentetik çene modelleri de kullanılabilir. İnsan mandibulasını taklit eden poliüretan modeller üretilip yapılabilir. Ancak bu yöntemde de kemiğin yapısını özellikle spongioz yapı olmak üzere, anatomik yapıları birebir üretme zorluğu vardır. Poliüretan çene modelleri solid yapılan dış tabakasıyla kortikal kemiği, gözenekli yapılan iç tabakasıyla spongiyöz kemiği taklit etmeye çalışılmasına rağmen modeller kemiğin anatomik yapısını tam olarak yansıtamaz (77). Çalışmalarda kullanılan bir diğer materyal koyun mandibulasıdır. Koyun mandibulası; temin edilme kolaylığı, ucuz olması, taze olarak kullanılabilmesi, standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı büyüklükte seçilebilmesi, insan mandibulasına benzer haversian sistemi olmasından dolayı sıklıkla kullanılır (114). Ayrıca kimyasal olarak fikse edilmediğinden kemiğin yapısal özellikleri de korunmuş olur. Bizde bu sebeplerden dolayı çalışmamızda taze koyun mandibulasını kullanmayı tercih ettik.

Mandibulaya uygulanan SSRO sonrası farklı fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Bu biyomekaniği değerlendirmek için 2 nokta temaslı, 3 noktalı temaslı test modelleri ve sonlu elemanlar analizi (SEA) gibi yöntemler kullanılabilir (14,48,105). SEA mühendislik ve matematiksel modellerde sıklıkla kullanılan bir sayısal analiz yöntemidir. SEA metodu sayesinde insan veya farklı madde yapılarının tomografi görüntüleri taranır

ve elde edilen modeller bilgisayar yardımı ile ağ yapıya dönüşür. Ağ yapıya dönüşen modeller üzerinde üzerinde biyomekanik çalışma yapılabilmektedir (115). Ancak bu değerler ve yapılar ne kadar başarılı yapılsa dahi gerçek değerlerle aynı değildir. Yaşayan dokular daha dinamik ve anizotropiktir (116). Ortognatik cerrahi ya da kırık tedavisine yönelik yapılan deneysel biyomekanik fiksasyon çalışmalarında iki nokta temaslı modeli (cantilevered beam) sıklıkla kullanılmıştır. Bu sistem ile çiğneme kaslarını taklit etmeye çalışılmıştır. Ancak yapılan çalışmalarda 2 noktalı test modellerinin çiğneme kaslarını doğru bir şekilde taklit etmediği görülmüştür (105). Biyomekanik deney çalışmalarında kullanılan 2 noktalı test modelleri; küçük kuvvetlerde dahi yer değiştirme değerlerinin çok yüksek olması gibi sorunları da beraberinde getirmektedir (105). Bundan dolayı 3 noktalı biyomekanik test modeli geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar çiğneme kaslarını 3 nokta test modelleri daha iyi taklit ettiği görülür (13,14). Armstrong ve ark. (105) tarafından yapılan çalışmada 3 noktalı test modelinde; mandibulaya eklem bölgesi, angulus bölgesi ve distal segment olmak üzere 3 bölgede temas edilir. Üç nokta temaslı test modeli; kırık ve SSRO sonrası yapılan fiksasyonun stabiliteilerinin değerlendirildiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır (117). Bizde çalışmamızda 3 noktalı biyomekanik deney modelini kullanmayı tercih ettik. (Şekil 5.1) Ancak insan çiğneme sistemi; diş kontakları, yumuşak doku, kaslar, eklem gibi birçok faktörden etkilendiğinden dolayı hiçbir model ve bilgisayar programı gerçeği tam olarak taklit edemez.



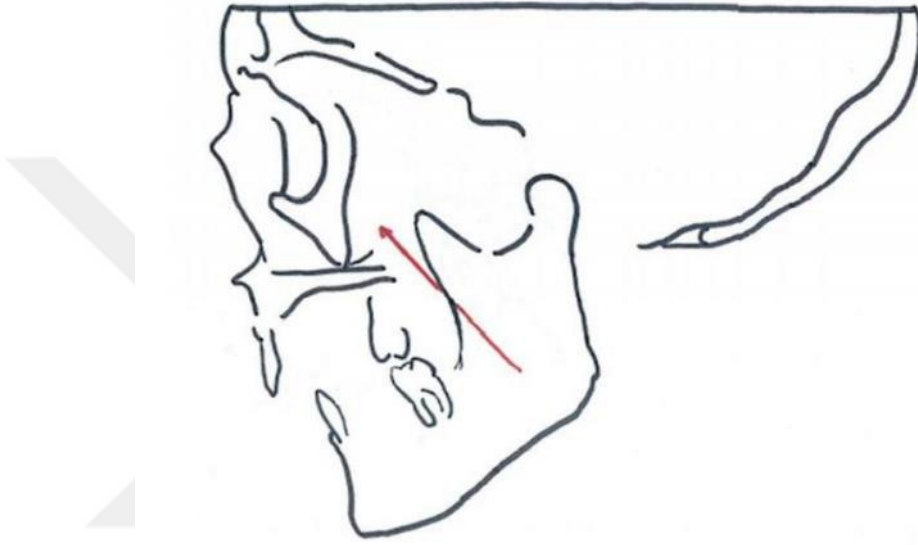
Şekil 5.1. 3 noktalı biyomekanik test modeli (105)

SSRO sonrası yapılan biyomekanik fiksasyon çalışmalarda kuvvetin uygulandığı bölge ve kuvvetin miktarı değişkenlik gösterir. Bu parametreler hastaların çiğneme sistemini taklit etmelidir. SSRO sonrası hastaların ısırma kuvvetleri ile ilgili birçok

çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalar sonucu SSRO sonrası hastaların postoperatif ısırma kuvvetlerinde preoperatif kuvvetlere göre belirgin bir azalma olduğu bildirilmiştir. 2000 yılında Harada ve ark. (118) tarafından yapılan çalışma sonucunda SSRO sonrası ısırma kuvvetinin 2. haftada 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 olduğu bildirilmiştir. Gerlach ve ark. (119) tarafından yapılan çalışma sonucunda ise mandibula angulus fraktürleri sonrası incelenen ısırma kuvvetlerinin birinci haftada 69.91 N olduğunu ve ısırma kuvvetinin giderek artarak 6. haftada 130.43 N'a ulaştığı bildirilmiştir. 2006 yılında Iwase ve ark. (120) tarafından yapılan başka bir çalışmada mandibulası önde olan hastalarda cerrahi öncesi ve sonrası ısırma kuvvetleri değerlendirilmiştir. Her iki cinsiyette de ısırma kuvvetleri ameliyat öncesi kuvvetlere postoperatif 3. ayda ulaştığını bildirilmiştir. SSRO cerrahisinde yapılan bir diğer çalışma sonucunda postoperatif ısırma kuvvetlerinde belirgin bir azalma olduğunu ve 6-24 ay sonra kuvvetlerin zamanla arttığı bildirilmektedir (121). Biyomekanik deneysel çalışmalarda kullanılan kuvvet miktarının genellikle 70-140 N arasında olduğu bildirilmiştir (121,122). Postoperatif ısırma kuvvetinin azalması; ağrı, ödem ve TME'in sabit olmaması sebep olabilir. Bizde çalışmamızda literatürdeki veriler doğrultusunda fiksasyon yapılan hemimandibulalara 10 N'dan başlayarak 200N'a kadar artan kuvvetler uyguladık.

Deneysel biyomekanik fiksasyon çalışmalarında kuvvetin yeri ile ilgili insizal, premolar, molar bölgeden uygulanan birçok çalışma vardır. Throckmorton ve ark. (123) tarafından yapılan bir çalışmada SSRO öncesi kesici dişlerdeki ısırma kuvveti 272 N olduğu, Peterson ve ark. (109) tarafından yapılan çalışmada ise SSRO sonrası kesici dişlerdeki ısırma kuvveti 125 N olduğu görülmüştür. Ayrıca ameliyat sonrası ağrı ve ödem sebebi ile çiğneme fonksiyonu etkileneceğinden ve postoperatif katı yiyeceklerden kaçınılması gerektiğinden ısırma kuvvetleri azalmaktadır (77). Throckmorton ve ark. (124) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası çiğneme kaslarının elektromiyografi (EMG) ile incelenmesi sonucu masseter ve temporal kasların 2 yıl içinde normal değerlere yaklaştığı bildirilir. Mandibulanın ilerletme cerrahisi sonrası değerlendirilen çiğneme kuvvetlerinin; ameliyattan sonraki 1. yılda ameliyat öncesi çiğneme kuvveti değerlerine döndüğü bildirilmiştir. Postoperatif dönemde hasta yumuşak gıda ile beslendiği için ısırma kuvvetlere maruz kalmayacaktır ve sadece kas ve yumuşak doku kuvvetleri görülecektir. SSRO sonrası fiksasyon yapılan kemikte yeni kemik lameller postoperatif 3. veya 4. haftada oluşmaya başladığından erken dönemdeki fiksasyon sisteminin stabilitesi önem taşır çünkü yeni kemik lamelleri oluşana kadar stabiliteyi tek

başına fiksasyon sistemi sağlar (68). Çiğneme sistemi kaslardan, yumuşak dokulardan, eklem yapısından, dental arktan ve oklüzyon gibi birçok faktörden etkilenir. Bu sebeple oldukça kompleks bir yapıdadır. 1988 yılında Koolstra ve ark. (125) yaptığı çalışmada çiğneme sistemindeki kuvvetlerin vektörünün yönü tüm faktörler değerlendirilip şekil 5.2’ deki gibi bildirilmiştir. (Şekil 5.2) Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda uygulayacağımız kuvvet molar dişlerden ve okluzal düzleme dik bir şekilde literatüre uygun olarak uyguladık (126).



Şekil 5.2. Kuvvet analizleri sonucunda maksimum kuvvet vektörünün mandibuladaki yönü (125)

Günümüzde; mandibulanın büyük ilerletme cerrahi endikasyonları giderek artmaktadır. Bunun sebebi hastaların estetik beklentilerinin günümüzde daha fazla olması ve mandibula yetersizliğinin hava yolu hacmini daraltması ve buna bağlı gelişen OSA'nin tedavisi amacıyla yapılan mandibula ilerletme endikasyonlarının artmasıdır (127). 2022 yılında Steegman ve ark. (128) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası hava yolu hacmini değerlendiren 41 makale incelenmiştir. Derlenen çalışmalarda yapılan cerrahiler operasyon türüne göre kategorize edildi. Mevcut veriler kullanılarak ameliyat öncesi ve sonrası hava yolu hacimleri ölçüldü. Veriler doğrultusunda ameliyat öncesi ve sonrası hava yolu hacimlerinin değişikliği karşılaştırıldı. Çalışmanın sonuçlarına göre izole mandibular set back ameliyatı olan bireylerde genellikle hava yolu hacmi azalmıştır. İzole maksiller ya da mandibular ilerletme veya bimaxiller ilerletme cerrahileri olan bireylerde hava yolu hacmini artmıştır. Chen ve ark. (129) tarafından yapılan bir başka çalışmada

ise sınıf III iskeletsel deformitesi olan hastalarda SSRO cerrahisi sonrası hava yolu hacmini değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre izole mandibular geriletme ameliyatı yapıldığında hava yolunda azalma olduğu görülmüştür. Bu sebeple faringeal daralmayı önlemek için bimaxiller cerrahi yapılmasını önermişlerdir. Nishanth ve ark. (130) tarafından yapılan çalışmada ise mandibular ilerleme cerrahisi sonrası faringeal hava yolu hacmi lateral sefalometrik analizler ile incelenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları ile mandibular ilerletme cerrahisini takiben, uvulanın uzunluğu ve kalınlığındaki artışla birlikte faringeal hava yolu hacminin arttığı görülmüştür. Sonuç olarak, mandibular ilerletme cerrahisi, hava yolu hacminin artırılması açısından en stabil cerrahi hareket gibi görünmektedir. Günümüzde OSA tedavisine yönelik yapılan mandibular ilerletme cerrahi sıklığı arttığından dolayı mandibular ilerleme sonrası yapılan fiksasyon ihtiyacı artmaktadır ve stabilitesi iyi olmalıdır.

SSRO ile mandibula distal ve proksimal segmente ayrıldıktan sonra mandibula istenilen konuma getirilip fiksasyon işlemi yapılır. Fiksasyon uygulanacak bölgenin seçimi; stress dağılımı, moment sonucu ve fotoelastisitesi incelenerek; posterior mandibulanın alveolar bölgesinin gerilim bölgesi olduğu basis bölgesinin ise kompresyon bölgesi olduğu bildirilmiştir (98,101). Anterior mandibulada ise daha büyük trabeküler kemik yapısına sahip olduğu ve daha yüksek elastik modüle sahip olduğundan dolayı hem alveoler bölge hem basis bölgesi gerilim bölgeleridir. Bu bilgiler neticesinde mandibulada internal fiksasyon yapılacak bölgeler belirlemek için ideal osteosentez çizgileri oluşturulmuştur (98). Böylece Champy ve arkadaşlarının; ideal ostotomi hattı olarak tanımladığı bölgeye fiksasyon işlemi yapılmalıdır (75). Bu bölgeler fiksasyon işlemine mekanik avantajlar sağlar. Bu bilgiler ışığında SSRO sonrası ve mandibulanın fraktürlerinin açık cerrahisinde fiksasyon için bu bölgeler kullanılır. Ancak SSRO sonrası mandibula ilerletme cerrahilerinde, fraktür vakalarındaki gibi kemik teması olmayacağından bu vakalardaki fiksasyon işlemi daha zor ve komplekstir (77). Takahashi ve ark. (83) tarafından yapılan bir çalışmada farklı SSRO teknikleri ile 5 mm ilerletilen mandibulalar değerlendirilmiştir. 82 örneğin değerlendirildiği bu çalışma sonucunda Champy hattına yerleştirilen plağın ve kemiğin en az stres oluşturduğunu bildirilmiştir. Bizde yaptığımız çalışmada 3 farklı fiksasyon grubunu karşılaştırdık. Yaptığımız çalışmada literatürdeki bilgiler doğrultusunda; tek miniplak ve tek rekonstrüksiyon plak olan gruplarda fiksasyon uygulamamız Champy hattına yerleştirildi. Çift miniplak grubunda ise üstte ki miniplak Champy çizgisine alttaki miniplak ise üstteki plağın 10 mm altına mandibula alt sınırına yakın olarak yerleştirildi.

Segmentlerin stabilizasyonu için geçmişte uygulanan tel fiksasyonu ve İMF'un yerini günümüzde plak ve vida sistemleri gibi RİF yöntemleri almıştır. SSRO sonrası segmentlere RİF yapılarak kemik segmentlerinin daha iyi temas etmesi sağlanır, stabilitesi artırılır ve relaps oranı azaltılır (131). Fiksasyon işlemi esnasında okluzal ilişki değerlendirilip istenilen konuma getirilip sabitlenir. RİF ile birlikte hastanın postoperatif iyileşme dönemi kısalır, çiğneme fonksiyonuna erken başlanılır ve İMF'a olan ihtiyaç azaltılır. İMF'a olan ihtiyacın azaltılması ile bireye psikolojik olarak avantaj sağlanmış olur. İMF ihtiyacının azaltılması ile birlikte aynı zamanda hava yolunun açık olması sağlanır (60). Bununla birlikte akciğerde olabilecek sorunlar azaltılır, kilo kaybının önüne geçilir ve TME'de oluşabilecek ankiloz riskinin azaltılması amaçlanır (60,132). Ameliyat sonrası oluşabilecek mide bulantısı, kusma, aspirasyon gibi risklerden dolayı RİF sistemi güvenilirdir (109). Rijit fiksasyon sistemleri yük taşıyan sistemlerdir. RİF sistemlerine; rekonstrüksiyon plak sistemleri, iki miniplak sistemleri, iki adet lag vida uygulamaları, İMF ile birlikte uygulanan tek miniplak sistemleri örnek verilebilir (95). Bizde literatüre uygun RİF yöntemlerini karşılaştırmayı amaçladık.

SSRO sonrası birçok fiksasyon sistemi denenmiştir. Bunlar; tel ile bağlama, İMF, bikortikal vida ile fiksasyon, lag vida ile fiksasyon, standart titanyum ya da rezorbe olabilen miniplak sistemleri ve kilitli miniplak sistemleridir. RİF sistemi titanyum yapılı vida ve plakların gelişmesiyle altın standart haline gelmiştir. Deneysel biyomekanik ve klinik çalışmalarda, RİF ile İMF kullanım süresinin azaldığı ve postoperatif stabilitenin daha iyi olduğu bildirilmiştir. Ancak hala ideal fiksasyon yöntemi net değildir. Günümüzde hala çalışmalar devam etmektedir. SSRO sonrası mandibulanın büyük ilerletme cerrahilerinde; relaps ihtimalinin fazla olmasından dolayı fiksasyon yönteminin seçimi daha zor ve komplekstir (77).

Fiksasyon için kullanılan vida ve plaklar geçmişte paslanmaz çelikten yapılırdı. Paslanmaz çelik; dokularda metal birikimine sebep olması, şekillendirmesinde ki zorluk, korozyona uğramaları ve tekrar çıkartma gibi dezavantajlarından dolayı günümüzde terk edilmiştir (133). Günümüzde titanyumdan yapılan vidalar ve plaklar kullanılmaktadır. Bu materyal; yüksek biyouyumlu olması, genellikle ikinci bir operasyonla çıkartma zorunluluğu olmaması, kolay manipüle edilmesi gibi nedenlerden dolayı kullanılmaktadır (134). Bizim çalışmamızda da kullanılan plak ve vidalar titanyumdan üretilmiştir.

Lag vidaların uç kısmında yivleri mevcuttur ve uygulandığında proksimal segmentte kompresyon kuvvetine sebep olur. Lag vidalar kondilde yer değişikliği, sinir yaralanması, postoperatif dönemde çıkarılması gerekliliği gibi dezavantajları vardır

(135). İdeal bir fiksasyon yönteminin, hızlı kemik iyileşmesini sağlayıp segmentler arasından maksimum stabiliteyi sağlaması gerekir.

Günümüzde miniplak sistemleri, bikortikal vida sistemleri veya iki yöntemin birlikte kullanılabileceği hibrit sistemler gibi birçok teknik kullanılmaktadır. Her bir fiksasyon yönteminin mandibulada yapılacak harekete göre avantajları ve dezavantajları mevcuttur. Hangi fiksasyon yönteminin yapılacağı cerrahın tecrübesi ve tercihinine bağlı olarak karar verilir.

Literatürdeki bilgiler ışığında SSRO sonrası kondilde görülen rezorpsiyonun relaps ile ilgili olduğu düşünülür. Bikortikal vida sistemlerinde; kondildeki stres ve yer değiştirme miktarı, miniplaklara kıyasla daha fazla görülmesine rağmen klinik olarak görülen relaps ile ilişkili olmayabileceği düşünülür (136). Bu nedenle günümüzde hala bikortikal vida ile fiksasyon sistemi kullanılmaktadır. Ancak mandibulanın büyük ilerletme hareketlerinde; bikortikal vida sistemi ile yapılan fiksasyonlarda proksimal segmentin hareket etmesiyle kondilin mediale doğru rotasyonu görülebilir ve bu durum relapsa neden olur (137). 2011 yılında Yamashita ve ark. (138) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası miniplak ve bikortikal vida fiksasyon sistemi karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada fiksasyon yöntemleri uzun dönemde çiğneme etkinliği ve nörosensitivite açısından incelenip değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre miniplak sisteminin daha başarılı olmasının yanında hasta memnuniyetinin de daha fazla olduğu bildirilmiştir. Mandibulanın ilerletme miktarı arttıkça kondilin doğru anatomik konumda pozisyonlandırılmasının zorlaştığı ve kas kuvvetlerinde bu durumu olumsuz etkilediği bildirilmiştir (139). Mandibula 5 ila 10 mm arasında ilerletildiğinde, kondilde görülen rezorpsiyon miktarının mandibulanın 5 mm'den az ilerletilmesine göre 5.2 kat daha fazla olduğu görülmüştür (140). Bundan dolayı fiksasyon işlemi sırasında kondilin doğru anatomik yerde olmasına dikkat edip aynı zamanda yeterli stabiliteyi sağlayan fiksasyon sistemi uygulanmalıdır.

SSRO sonrası fiksasyon için kullanılan vidaların çapları ile ilgili Maurer ve ark. (141) tarafından yapılan çalışmada, SSRO sonrası 2 mm ve 1.5 mm kalınlığında bikortikal vida ile fiksasyon işlemi yapılmıştır. Aynı zamanda lineer ve üçgen konfigürasyon şeklinde yerleştirilen üç bikortikal vidanın stabiliteyi karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda 2 mm çapındaki vidanın ve üçgen konfigürasyon şeklinde yerleştirilen üç bikortikal vidanın daha stabil olduğu bulunmuştur. Vida çapıyla alakalı Schwimmer ve ark. (113) tarafından yapılan başka bir çalışmada ise SSRO sonrası 2.7 mm 2 mm vidaların stabiliteyi karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda vidaların

stabilitelerinde fark olmadığı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda 2.7 ve 2 mm'lik vidalar kullanıldığı için standardizasyon bozulmamıştır. Bir diğer çalışmada da 2.7 mm ve 2 mm vida karşılaştırılmış olup bu çalışma sonucunda da vida kalınlığının stabilite açısından farkı bulunmamıştır (142). 2014 yılında Sindel ve ark. (143) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası kullanılan 1.5 mm ve 2 mm kalınlığındaki bikortikal vidaların fiksasyon stabilitelerini karşılaştırılmıştır. 1.5 mm ve 2 mm kalınlığındaki kullanılan bikortikal vidaların stabiliteleri açısından anlamlı fark gözlenmemiştir. Literatürdeki bilgilere göre vida çapının artırılması mandibuladaki stresi azaltacağı düşünülürken bu beklenildiği gibi olamamıştır. Çalışmalarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Literatürdeki bilgiler doğrultusunda 2 mm ve daha fazla kalınlıkta vidalar başarılı ve benzer şekilde kullanılabilirliği bildirilmiştir.

SSRO sonrası segmentlerin fiksasyonu için kullanılan vidalar; bikortikal olarak çeşitli uzunlukta veya plaklar ile birlikte monokortikal olarak kullanılabilir. Bikortikal vidaların sinir ve köklerde hasar, kondilde pozisyon değişikliği gibi dezavantajları mevcuttur. 1993 yılında Haug R. (144) tarafından 2 mm kalınlığında ve 4, 8, 12, ve 16 mm uzunluğundaki vidaların gerilimleri incelenmiş olup vida direncinde farklılık bulunmamıştır. 2015 yılında Fernandes ve ark. (145) tarafından yapılan “Vida Uzunluğu ve Kemik Kalınlığının Geçici İmplantların Stabilitesine Etkisi” isimli çalışmada 6 mm ve 8 mm uzunluğunda self-drilling vidalar karşılaştırılmış ve stabilite açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Sancar ve ark. (146) tarafından yapılan mandibula angulus fraktürlerinde aynı uzunlukta; self- drilling vida, 1.2 mm ve 1.6 mm drille yapılan self tapping vidaların fiksasyon stabiliteyi karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre kullanılan vidaların stabilitelerinde anlamlı fark görülmemiştir. Bununla birlikte Sarul ve ark. (147) tarafından yapılan çalışmada kadın hastalarda uygulanan ankraj vidasının uzunluğunun artması stabiliteyi artırdığı bildirilmiştir. 6 mm ve 8 mm uzunluğundaki ortodontik mini vidalar karşılaştırılmış 8 mm vidanın daha stabil olduğu bildirilmiştir. 2020 yılında Telloğlu (127) tarafından yapılan çalışmada 3 mm, 5 mm, 7 mm uzunluğunda ve 1.5 mm 2 mm, 2,3 mm kalınlıktaki vidaların stres ve deplasman miktarları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre vida çapının veya uzunluğunun artması stres ve deplasman miktarları açısından anlamlı farka sahip olmadığı görüldü. Bizim çalışmamızda kullanılan bütün vidaların uzunluğu 7 mm olup gruplarda ki stabilizasyonu karşılaştırmak için standardizasyon sağlanması amaçlanmıştır.

2018 yılında Rodriguez ve ark. (148) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası 10 mm ilerletilen hemimandibulalara 5 farklı fiksasyon yöntemi uygulanıp

karşılaştırılmıştır. 2 adet dört delikli miniplak, 2 adet 6 delikli miniplak, 1 adet dört delikli miniplak, tek bikortikal vida ve 3 adet bikortikal vida kullanılarak fiksasyon uygulanan hemimandibulalar servohidrolik test cihazı yerleştirilmiştir. Aynı kuvvet uygulanan 5 gruptaki hemimandibulaların stabilite başarıları; ilginç bir şekilde benzer çıkmıştır. 2019 yılında Rodriguez ve ark. (149) tarafından yapılan çalışmada 3 farklı gruba 100 N kuvvet uygulanarak stabiliteleri karşılaştırılmıştır. SSRO uygulanan mandibulalara 10 mm ilerletme yapılarak; iki adet 4 delikli miniplak, 1 adet 8 delikli özel olarak üretilen miniplak ve 2 adet 6 delikli miniplak ile fiksasyon işlemi yapılmıştır. Çalışmada elde edilen verilere göre 3 grubun da stabiliteleri benzer olduğu bildirilmiştir. Bu sonuç bize özel olarak üretilen plakların ve 6 delikli plakların sıklıkla kullanılan 4 delikli plaklarla benzer olduğunu göstermiştir.

Klein ve ark. (13) tarafından yapılan çalışmada SSRO sonrası mandibulaya 10 mm ilerletilme yapıp farklı fiksasyon yöntemleri karşılaştırılmıştır. 1. grupta 1 adet 4 delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vida ile, 2. grupta 2 adet 4 delikli miniplak ve 8 adet monokortikal vida ile, 3. grupta bir adet 6 delikli çift Y şeklinde miniplak ve altı adet monokortikal vida ile, 4. grupta kilitli 1 adet 4 delikli miniplak ve 4 adet monokortikal vida ile, 5. grupta iki adet kilitli 4 delikli miniplak ve 8 adet monokortikal vida ile, 6. grupta bir adet kilitli 6 delikli çift Y şeklinde miniplak ve altı adet monokortikal vida ile fiksasyon işlemi yapıp karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre en stabil fiksasyon sisteminin 2 adet 4 delikli miniplak ile yapılan fiksasyon yöntemi olduğu bulundu. Bu çalışmada iki miniplak kullanılan sistemlerde 2. mini plağın koyulması gereken yer ile alakalı; en iyi biyomekanik sonuçları elde edecek yere yerleştirilmesi gerektiği bildirildi.

2006 yılında Özden ve ark. (14) tarafından yapılan çalışmada SSRO uygulanan koyun hemimandibulalarına miniplaklar ile fiksasyon işlemi yapılmıştır. Fiksasyon işlemi yapılan hemimandibulalarda kullanılan miniplaklar Champy hattına horizontal olarak ve oblik olarak yerleştirilerek karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre oblik at yönünde konumlandırılan miniplakların Champy hattına yerleştirilen horizontal miniplaklara göre daha iyi bir stabilite sağladığı belirtilmiştir. Ancak daha önce de belirtilen Takahashi ve ark. (83) tarafından yapılan çalışmada horizontal olarak Champy hattına yerleştirilen miniplakların oblik olarak yerleştirilen miniplaklara göre biyomekanik olarak daha stabil olduğunu bildirilmiştir. Bu çalışmada ayrıca yarım ay şeklinde ki miniplakların Champy hattına yerleştirilen miniplaklara göre daha az stabil olduğu da görülmüştür. Bizde çalışmamızda kullandığımız plakları literatüre uygun olarak Champy hattına yerleştirdik.

Günümüzde giderek endikasyonu artan SSRO'yle beraber daha stabil fiksasyon sistemi bulmamız gerekmektedir. Yapılan fiksasyonun yeterli direnç sağlaması ve stres dağılımı başarılı olması gerekir. Özellikle endikasyonu giderek artan büyük mandibular ilerletmelerde temas yüzeyinin azaldığı için daha stabil fiksasyona ihtiyaç duyulur (149). Bununla ilgili yapılan miniplak ve bikortikal vidaların stabilitesini karşılaştıran deneylerde bikortikal vidaların daha stabil olduğu görüldü (73). Yapılan bir SEA çalışmasında SSRO sonrası mandibula 5 mm ilerletilerek, 1 adet 4 delikli miniplak, 3 adet bikortikal vida ve hibrit sistem ile fiksasyon sistemi kıyaslanmıştır (48). 2012'de yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre 3 adet bikortikal vida ile yapılan fiksasyonun en iyi stabiliteye sahip olduğu görüldü. Bohluli ve ark. (150) tarafından yapılan SEA çalışmasında SSRO sonrası mandibulalar; 1 adet bikortikal vida, vertikal doğrultuda yerleştirilen 2 adet bikortikal vida, L şeklinde yerleştirilen 3 adet bikortikal vida, ters L şeklinde yerleştirilen 3 adet bikortikal vida, 1 adet 2 delikli tek miniplak, 1 adet 4 delikli tek miniplak, 2 adet 4 delikli miniplak, 1 adet kare konfigürasyonunda 4 delikli miniplak ile yapılan fiksasyon sistemi kıyaslanmıştır. 8 farklı grup oluşturulan çalışmada; modellere kuvvet uygulanıp gruplardaki fiksasyon yöntemlerinin stabiliteyi karşılaştırdı. Yapılan çalışmanın sonuçlarına göre ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 adet bikortikal vida ile 2 adet 4 delikli mini plağın en iyi stabiliteye sahip olduğu görüldü. Ancak bikortikal vida fiksasyon yöntemi kullanıldığında drilleme yapılırken ve vida yerleştirilirken lingual sinir hasarı, alveolaris inferior sinir hasarı, kök hasarı, kondilde stres ve yer değişikliği görülebilir. Bu durumların plak vida sistemlerinde görülme olasılığı daha azdır (151). Ayrıca bikortikal vidaların diğer bir dezavantajı olarak trokar kullanımı sayılabilir (151). Tek miniplak kullanılırken trokar ihtiyacı ortadan kalkar. Çift miniplak kullanıldığında ise alt tarafa yerleştirilen 2. plak için vidaların dik olarak yerleştirilmesi gerektiğinden dolayı trokar kullanılma ihtiyacı doğabilir. Trokar kullanıldığı zaman yüzde skar dokusu kalabilir. Biz çalışmamızda bu dezavantajları elimine etmek için tek rekonstrüksiyon plağının stabilitesini karşılaştırmayı amaçladık.

Fiksasyon sistemlerinde kullanılan kilitli miniplak sistemi; miniplaktaki vida girişindeki ve vidadaki yivler sayesinde sıkışır. Kilitli miniplaklar vida gevşemesine izin vermemesi, kemikteki gerilimin azalması ve az da olsa stabiliteye katkı sağlaması gibi avantajları bulunmaktadır (152). Çalışmalar sonucunda kilitli miniplakların geleneksel miniplaklara göre daha kullanılır olduğu görülmüştür (58). Ancak kilitli plakların avantajları olmasına rağmen diğer klinik ve deneysel çalışmalar sonucunda geleneksel miniplaklar ile benzer fiksasyon başarı bildirilmiştir. Oğuz ve ark. (104) tarafından SEA

ile yapılan çalışmada mandibulanın 5 mm ilerletilmesi sonrası, 1 adet 4 delikli kilitli miniplak ve 1 adet 4 delikli miniplak karşılaştırılmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde kilitli miniplak sisteminde vidalardaki oluşan stres daha iyi dağılmasına karşın, stabilite ve kemiğe iletilen stres açısından farklılık bulunmamıştır. Bu sebeplerden dolayı günümüzde konvensiyonel plaklar tercih edilir.

SSRO sonrası kullanılan fiksasyon sistemlerinden rezorbe olabilen plak ve vidalar; kısa süredir kullanılmaktadır. Polilaktik asit ve poliglikolik asitten oluşan bu plak ve vidalar ilk 6-8 hafta stabilizasyonunu koruduğu ancak 1-3 yıla kadar su karbondioksit şeklinde çözündüğü bildirilir (85,153). Bu plak ve vidalar; fiksasyon materyallerin çıkartılması gerektiğinde ikinci bir cerrahi işlemini önlemesine rağmen titanyum plaklarla karşılaştırıldığında stabilite açısından daha zayıftır (86). Bundan dolayı relaps oluşma riski titanyum miniplaklara göre daha yüksektir (154). Edwards ve ark. (85) tarafından yapılan çalışmada rezorbe olabilen plak ve vidaların 2 yıl içinde tamamen çözündüğü görülmüştür. Norholt ve ark. (155) tarafından yapılan çalışmada ise 30 hasta değerlendirilmiştir ve 2 hastada yabancı cisim reaksiyonu geliştiği bildirilmiştir. Diğer dezavantajları olarak ısı ile bozulabildiği ve radyografik görüntülemelerde diğer anatomik yapılarla karışabildiği görülmüştür. Bu sebeplerden dolayı rezorbe olabilen plak vida sistemleri rutin olarak kullanılmamaktadır.

De oliveria ve ark. (156) tarafından yapılan çalışmada poliüretan çenelerde SSRO uygulanmış ve mandibulaya 10 mm ilerletme ve rotasyon hareketi uygulanmıştır. Miniplaklarla fiksasyon işlemi uygulanıp kuvvetler karşısında stabiliteyi karşılaştırılmıştır. Verilere göre çift miniplak sistemi en stabil sonuç olarak görülmüştür. 2022 yılında Tseng ve ark. (157) tarafından yapılan çalışmada mandibular ilerletme cerrahisi sonrası farklı kalınlıktaki plaklar ile yapılan fiksasyon sistemleri karşılaştırıldı. 0.6 mm kalınlığındaki plaklar ile 1 mm kalınlığındaki miniplaklar karşılaştırıldı. 1 mm kalınlığında tek yerleştirilen miniplağın stabilitesi ile 0.6 mm kalınlığında çift yerleştirilen miniplağın fiksasyon başarısı benzer bulundu. Ancak Champy hattına yerleştirilen tek miniplağın TME üzerindeki ve mandibulanın distal segmentindeki stresi azaltacağı bildirildi. 2022 yılında Esen ve ark. (158) tarafından yapılan bir çalışmada ise mini plağın kalınlığı artırılarak geleneksel miniplaklara göre stabilitesi karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada normal kalınlıkta (1 mm) çift miniplak, kalınlığı artırılmış (1.3 mm) miniplak, hibrit sistem ve bikortikal vidalar karşılaştırılmıştır. Mini plağın kalınlığı artması ile stabilizasyonun arttığı gözlemlendi ancak çift miniplak kadar stabil değildi. Sonuçta mini plağın kalınlığının artması SSRO sonrası fiksasyon yöntemlerinde alternatif

olarak düşünülebilir. Çift miniplak ile fiksasyon yapıldığında ilerleme miktarı arttıkça stres birikimi arttığı görülmüştür. Çift miniplak uygulanacak ise her iki plağın da kemik ile tamamen temas etmesi gerekir ve aşırı bükülmelerden kaçınılması gerekir. Fazla bükülen miniplaklar da metal yorgunluğu olabilir, sonuçta plak kırılabilir ve vida gevşemesi olabilir.

Sıklıkla mandibula defektlerinde kullanılan titanyum rekonstrüksiyon plakları; tek başına uygulanabildiği gibi kemik greftleri ile birlikte de uygulanabilir. Miniplaklar gibi titanyum olması sebebiyle bu plak sistemleri; biyouyumlu ve mekanik özelliklerinin iyi olmasından dolayı geniş kullanım alanı mevcuttur (159). Titanyum; düşük yoğunlukta, dayanıklı, yüksek ısıya dayanıklı, korozyon direnci yüksek ve en önemlisi biyouyumlu olması gibi sebeplerden dolayı maksillofasiyal cerrahide sıklıkla tercih edilen ve kullanılan bir materyallerdir.

Schupp ve ark. (160) tarafından yapılan çalışmada mandibula korpus defektlerinde kullanılan kilitli rekonstrüksiyon plak vida sistemleri ile konvansiyonel rekonstrüksiyon plak vida sistemleri karşılaştırılmıştır. 2.4 mm kalınlığında kilitli vidanın stabilitesi, 2.7 mm kalınlığında konvansiyonel vidanın stabilitesinden daha düşük olduğu görüldü. Çalışma servohidrolik test cihazında 30-300 N aralığında kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Fontana ve ark. (161) tarafından yapılan diğer bir çalışmada ise mandibulada 3 cm'lik segmental defektler oluşturulmuştur. 14 tane üretilen poliüretan mandibulalarda 3 farklı fiksasyon tekniği ile segmentler fibula grefti ile fiks edilmiştir. Birinci fiksasyon sisteminde iki adet 2 mm kalınlığında miniplak ile, ikinci fiksasyon sisteminde 2,3 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı ile, üçüncü fiksasyon sisteminde ise 2,7 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı kullanılmıştır. Modeller servohidrolik test cihazına yerleştirilip dikey olarak kuvvet uygulanmıştır. Cihaza bağlı bilgisayar yardımı ile veriler kaydedilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre 2,3 mm kalınlığındaki rekonstrüksiyon plağının 2,7 ve 2 mm kalınlıktaki plaklara göre daha stabil olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda plak kalınlığı arttıkça plağı uyumlandırmak daha zorlaşır ve operasyon süresi uzar. Yapılan çalışmalar ile plak kalınlığının artması sonucunda iyileşmenin olumsuz yönde etkilenebileceği ve ekspoz oranının artacağı bildirilmiştir (162).

Rijit yapıya sahip olan rekonstrüksiyon plakları 2 mm ve 3 mm arasında değişen kalınlıkta olup miniplaklara göre daha kalın ve dayanıklıdır. Genellikle maksillofasiyal cerrahide 2 mm kalınlığında plak kullanılır. Bu plaklar geniş boşluklu fraktürlerde ve stabilizasyonun önemli olduğu durumlarda kullanılır. İdeal olarak 4 delikli

rekonstrüksiyon plakları olmasına rağmen çeşitli uzunlukta ve yapıda rekonstrüksiyon plakları kullanılabilir. Çalışmalar sonucunda plak kalınlığı arttıkça yer değiştirme miktarı azaldığı görülmüştür (158). Kim ve ark. (163) tarafından yapılan çalışmada mandibulanın rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyonu bildirilmiştir. Bu çalışmada rezeksiyon ve fibula grefti sonrası ortognatik cerrahi uygulanan hastaya fiksasyon sistemi olarak rekonstrüksiyon plakları uygulanmıştır. Rekonstrüksiyon plaklarının başarısı bildirilmiştir. Başka yapılan bir çalışmada ise ameloblastom teşhisi ile birlikte mandibulanın segmental rezeksiyonu yapılmıştır. Rezeksiyon sonrası mandibulaya iliak grefti ve SSRO yapıp rekonstrüksiyon plağıyla fiks edilmiştir. Bu çalışmada uygulanan rekonstrüksiyon plağının başarısı bildirilmiştir (164).

Rekonstrüksiyon plakları başarılı bir şekilde kullanılabilir olmasına rağmen bazı dezavantajları da mevcuttur. Vida gevşemesi, enfekte olması, plağın ekspoz olması gibi durumlar görülebilir. Ancak Futran ve ark. (165) tarafından yapılan çalışmada paslanmaz çelik ve titanyumdan yapılan rekonstrüksiyon plaklarını karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda komplikasyonların çoğu paslanmaz çelikten yapılan rekonstrüksiyon plaklarında görülmüştür. Titanyumdan yapılmış rekonstrüksiyon plaklarında; fiksasyon sonrası 6 yıllık takip sonucunda 95 hastada sadece 2 tane ekspoz vakası görülmüştür. Titanyum yapılmış rekonstrüksiyon plaklarının başarı oranı yüksektir. Başarısız olmasının sebepleri arasında enfeksiyon varlığı, kullanılan fiksasyon yöntemi seçimi ve defekt miktarının büyüklüğüdür (166). Oluşabilecek bu komplikasyonların; kullanılan plak ve vidaların konfigürasyonu ve dizaynı gibi mekanik faktörlerinin iyileştirilmesi ile azaltılabileceği bildirilmiştir (167). Bu sebeplerden dolayı SSRO sonrası uygulayacağımız rekonstrüksiyon plaklarının başarı oranının yüksek olacağı öngörülmektedir.

Rekonstrüksiyon plağı ya da miniplak ile yapılan fiksasyon sistemleri karşılaştırıldığında aralarında bazı farklılıklar gözlenmiştir. Miniplaklar düşük profilli olduğundan daha kolay bükülürler. Rekonstrüksiyon plakları ise miniplaklara göre daha rijit yapıda olup daha iyi fiksasyon sağlar ve kemik iyileşmesini hızlandırır. Rekonstrüksiyon plakları ile yapılan fiksasyon sistemlerinde miniplaklara göre kondili doğru anatomik pozisyonda tutmamız daha kolaydır. Ayrıca rekonstrüksiyon plaklarının kırılması riski de miniplaklara göre daha azdır (82).

Rekonstrüksiyon plakları ile ilgili Gellrich ve ark. (168) tarafından yapılan çalışmada kilitli rekonstrüksiyon plak ile standart rekonstrüksiyon plakları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre tümör rezeksiyonu sonrası kullanılan

sistemlerin biyomekanik olarak başarı oranı benzer olduğu bildirilmiştir. Bizde çalışmamızda geleneksel rekonstrüksiyon plağını kullandık.

Yi ve ark. (169) tarafından yapılan çalışmada segmental rezeksiyon yapılan hastalarda rekonstrüksiyon plaklarının kaç vida ile fikse edilmesi gerektiği konusunda bilgi verir. Yapılan çalışmada vida sayısının kemikte oluşan stresle doğru orantılı olacağı düşünülmüştür. Verilere göre tek taraflı defektlerde 4 vida ile, korpus bölgesi defektlerde 2 ya da 3 vida ile, angulus ve simfizi içeren defektlerde 5 vida ile fiksasyon uygulanması gerektiği bildirilmiştir. Bu çalışma verileri ışığında SSRO sonrası büyük mandibular ilerletmelerinde 4 delikli rekonstrüksiyon plak kullanımı en uygun seçenek olarak görülmektedir.

Mandibulada rezeksiyon ile birlikte yapılan SSRO vakalarında başarı ile uygulanan rekonstrüksiyon plaklarının; rezeksiyon olmaksızın yapılan SSRO vakalarında uygulanabileceğini düşünmekteyiz. Özellikle mandibulanın büyük ilerleme cerrahilerinde stabilitenin iyi olması gerekir. Bu durumlarda fiksasyon sistemi olarak rekonstrüksiyon plakları kullanılabileceğini öngörmekteyiz. Rekonstrüksiyon plaklarının bükülmeleri zor olmasına rağmen genellikle mandibula bölgesinde bükülme ihtiyacı olmadığı ya da minimal olduğu için kullanılabilir. Rekonstrüksiyon plak sistemleri için özel büküm aletleri mevcuttur ve bu aletler ile bükümleri gerçekleştirilir. Bununla birlikte daha maliyetli olmakla beraber vakaya özel tasarlanan uyumlu rekonstrüksiyon plakları da kullanılabilir. Bu plaklar operasyon sırasında büküm gerektirmez. Ancak kişiye özgü plakların sinterlenmesinden dolayı deplasman değerleri konvansiyonel plaklara göre daha yüksektir. Mandibulanın büyük ilerletmelerinde kullandığımız 4 delikli rekonstrüksiyon plaklarının stabilitesinin değerlendirilmesi literatüre katkı sağlayacaktır.

Mandibulaya uygulanan SSRO sonrası 7 mm ve daha büyük ilerletmelerde relaps yatkınlığı artmaktadır (8–10). Günümüzde hala ideal bir fiksasyon sisteminde fikir birliği yoktur. Bu tez çalışmamızda mandibulanın büyük ilerletmelerinde rekonstrüksiyon plağı, tek miniplak ve çift miniplak fiksasyon sisteminin karşılaştırılmasını amaçladık. Yaptığımız çalışmada SSRO cerrahisinde fiksasyon amacıyla kullanılan rekonstrüksiyon plaklarının başarılı sonuçlar vermesine karşın, sonuçların klinik çalışmalarla da desteklenmesi önerilmektedir.

6. ÇALIŞMAMIZIN LİMİTASYONLARI, SONUÇLARI VE ÖNERİLERİ

Deneysel biyomekanik test çalışmamız; fiksasyon sistemlerini değerlendiren, güvenilir bir yöntemdir. Ancak bazı limitasyonları vardır. Bunlar;

- Deney modelini fıkse ederken kasları en iyi taklit eden 3 noktalı biyomekanik test modelini kullanmış olmamıza rağmen hiçbir model veya SEA yöntemi gerçeği tamamen taklit edemez.
- Uygulanan kuvvet literatüre uygun olarak dik şekilde uygulanmıştır ama gerçekte bunların yanında kas ve yumuşak dokuların etkisiyle lateral rotasyonel kuvvetlerde mevcuttur.
- Uygulanan plak ve vidalar, gerçekte intraoral olarak çevresel faktörlerden (kan, enfeksiyon, ödem vb.) etkilenebilir.

Bu gibi sebeplerden dolayı çalışmamızın klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

45 tane taze koyun hemimandibulası kullanılarak SSRO yapılmıştır. SSRO yapılan hemimandibulalar 15'erli 3 gruba ayrılmıştır. 7 mm ilerletme yapılarak çift miniplak, tek miniplak ve rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyon işlemi yapılmıştır. Fiksasyon yapılan çeneler servohidrolik test cihazına yerleştirilip 10 N'dan başlayarak 200 N'a kadar artan kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre;

- Mandibulanın büyük ilerletmelerinde tek miniplak kullanımı yeterli stabiliteyi sağlamamıştır. Mandibulanın büyük ilerletme hareketlerinde tek miniplak kullanımı önermemekteyiz.
- Çift miniplak kullanımı tek mini plağa göre daha stabil sonuçlar vermiştir. Ancak çift miniplak sistemi; bölgeye ulaşım zorluğu, trokar kullanılması gerektirmesi, altta kullanılan plak ve vidaların sinir ve kök yaralanmasına sebep olabilmesi gibi dezavantajları olabilir. Bu gibi dezavantajlardan dolayı çift miniplak kullanımı tartışmalıdır.
- Tek rekonstrüksiyon plağı çift miniplak ile benzer stabilite sonuçlarına sahiptir. Mandibulanın Champy hattına uygulandığı için çift mini plağın dezavantajları görülmez. Mandibulanın büyük ilerletme cerrahilerinde tek rekonstrüksiyon plağının kullanımını önermekteyiz. Ancak bu fiksasyon yöntemiyle ilgili daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Posnick JC. Principles and practice of orthognathic surgery. Elsevier Health Sciences; 2013.
2. Deformities D. Prevalence of Dentofacial Deformities, a Biologic Classification System, and Frequency of Orthognathic Surgery. Orthognathic Surgery-2 Volume Set: Orthognathic Surgery E-Book. 2022; 65.
3. Helm S, Kreiborg S, Barlebo J, Caspersen I, Eriksen JH, Hansen W, et al. Estimates of orthodontic treatment need in Danish schoolchildren. Community Dent Oral Epidemiol. 1975;3(3):136–42.
4. Wu RT, Wilson AT, Gary CS, Steinbacher DM. Complete reoperation in orthognathic surgery. Plast Reconstr Surg. 2019;143(5):1053e–9e.
5. Pont D. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv. 1961;19:42.
6. Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. J Oral Surg. 1968;26:249–52.
7. Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977;35(2):157–9.
8. Schwartz K, Rodrigo-Domingo M, Jensen T. Skeletal stability after large mandibular advancement (> 10 mm) with bilateral sagittal split osteotomy and skeletal elastic intermaxillary fixation. J Oral Maxillofac Res. 2016;7(2).
9. He Y, Zhang H, Qiao J, Fu X, Xu S, Jin Q, et al. Biomechanical evaluation of seven fixation methods for sagittal split ramus osteotomy with four advancement levels by finite element analysis. Front Surg. 2022;9:891747.
10. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2009;67(2):301–13.

11. Louro RS, Calasans-Maia JA, Mattos CT, Masterson D, Calasans-Maia MD, Maia LC. Three-dimensional changes to the upper airway after maxillomandibular advancement with counterclockwise rotation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(5):622–9.
12. Butterfield KJ, Marks PLG, McLean L, Newton J. Linear and volumetric airway changes after maxillomandibular advancement for obstructive sleep apnea. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2015;73(6):1133–42.
13. Klein GBG, Mendes GCB, Junior PDR, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(11):1387–93.
14. Özden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):837–41.
15. Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2012;70(4):941–51.
16. Singh V. Textbook of anatomy head, neck, and brain; Volume III. Vol. 3. Elsevier Health Sciences; 2014.
17. Lipski M, Tomaszewska IM, Lipska W, Lis GJ, Tomaszewski KA. The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications. *Folia Morphol (Warsz)* [Internet]. 2013;72(4):285–92. Available from: https://journals.viamedica.pl/fovia_morphologica/article/view/FM.2013.0048.
18. Norton NS. Netter's head and neck anatomy for dentistry e-book. Elsevier Health Sciences; 2016.
19. Pansky B, Gest TR. Lippincott's Concise Illustrated Anatomy: Head & Neck. Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
20. Norton NS, Netter FH. Netter'in dış hekimleri için baş ve boyun anatomisi. Elsevier/Saunders; 2013.
21. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery,* 2004;2:1135–78.

22. Stearns JW, Fonseca RJ, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. *Oral Maxillofac Surg.* 2000;2:151–68.
23. Fletcher MC, Piecuch JF, Liebllich SE. Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint. Miloro M Peterson's Principles of oral and maxillofacial surgery Londres: BC DeckerInc. 2004;932–47.
24. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book. Elsevier Health Sciences; 2019.
25. Posnick JC, Egolum N, Tremont TJ. Primary mandibular deficiency dentofacial deformities: occlusion and facial aesthetic surgical outcomes. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2018;76(10):2209-e1.
26. Fonseca RJ. LIC-Oral and Maxillofacial Surgery: 3-Volume Set. Elsevier Health Sciences; 2017.
27. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity. Vol. 283. Mosby St. Louis; 2003.
28. Staudt CB, Kiliaridis S. Different skeletal types underlying Class III malocclusion in a random population. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009;136(5):715–21.
29. Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery: Cleft, craniofacial, cosmetic surgery. Vol. 6. Saunders; 2000.
30. Peppard PE, Young T, Barnet JH, Palta M, Hagen EW, Hla KM. Increased prevalence of sleep-disordered breathing in adults. *Am J Epidemiol.* 2013;177(9):1006–14.
31. Friedman M, Ibrahim H, Bass L. Clinical staging for sleep-disordered breathing. *Otolaryngology—Head and Neck Surgery.* 2002;127(1):13–21.
32. Reyneke JP, Sullivan SM. Essentials of orthognathic surgery. 2003.
33. Reid RR. Facial skeletal growth and timing of surgical intervention. *Clin Plast Surg.* 2007;34(3):357–67.
34. Wolford LM, Gonçalves JR. Condylar resorption of the temporomandibular joint: how do we treat it? *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics.* 2015;27(1):47–67.
35. Olate S, Sigua E, Asprino L, de Moraes M. Complications in orthognathic surgery. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2018;29(2):e158–61.

36. Naran S, Steinbacher DM, Taylor JA. Current concepts in orthognathic surgery. *Plast Reconstr Surg*. 2018;141(6):925e–36e.
37. Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. Springer; 2004.
38. Hullihen SP. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci*. 1849;9(2):157.
39. Blair VP. Report of a case of double resection for the correction of protrusion of the mandible. Philadelphia:: SS White Dental Manufacturing Company; 1906.
40. Limberg AA. Treatment of open bite by means of plastic oblique osteotomy of the ascending rami of the mandible. *Dent Cosmos*. 1925;67:1191–7.
41. Peterson LJ. *Principles of Maxillofacial Surgery*. volume III. USA: Lippincott-Raven Publishers, Part IX; 2011.
42. Caldwell JB, Hayward JR, Lister RL. Correction of mandibular retrognathia by vertical L osteotomy: a new technic. *J Oral Surg*. 1968;26(4):259–64.
43. Ernst F. Über die chirurgische beseitigung der prognathie des unterkiefers. *Zentralbl Chir*. 1938;65:179.
44. Schuchardt G. Ein Beitrag zur chirurgischen Kieferorthpadie unter Berücksichtigung ihrer für di Behandlung angeborener und erworbener Kiefer deformitäten bei soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd*. 1942;9:73–89.
45. Böckmann R, Meyns J, Dik E, Kessler P. The modifications of the sagittal ramus split osteotomy: a literature review. *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2014;2(12).
46. Dal Pont G. Retro-molar osteotomy for correction of prognathism. *Minerva Chir*. 1959;14:1138–41.
47. Malik NA. *Textbook of oral and maxillofacial surgery*. JP Medical Ltd; 2012.
48. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;114(5):S60–8.
49. Lupori JP, Kewitt GF, Van Sickels JE. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. *Oral Maxillofac Surg*. 2000;2:297–310.

50. Yazar L. Sagittal Split Ramus Osteotomilerinde Kullanılan Fiksasyon Tekniklerinin Biyomekanik Özelliklerinin Koyun Mandibulası Üzerinde Deneysel Olarak Karşılaştırılması, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, İstanbul (Türkiye) 2018.
51. Schendel SA. Orthognathic surgery. Plastic surgery. 2000;2:871–95.
52. Christopher, Haggerty J, Laughlin RM. Atlas Of Operative Oral And Maxillofacial Surgery.
53. Schwartz HC. The timing of third molar removal in patients undergoing a bilateral sagittal split osteotomy. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2002;60(1):132.
54. Langdon JD, Patel MF, Ord R, Brennan PA. Operative oral and maxillofacial surgery. CRC Press; 2017.
55. Poulton DR, Ware WH. Surgical-orthodontic treatment of severe mandibular retrusion. Am J Orthod. 1971;59(3):244–65.
56. McNeill RW, Hooley JR, Sundberg RJ. Skeletal relapse during intermaxillary fixation. J Oral Surg. 1973;31(3):212–27.
57. Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2000;58(3):310–2.
58. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2010;68(4):724–30.
59. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. Journal of oral and maxillofacial surgery. 2005;63(11):1620–5.
60. Reitzik M. Cortex-to-cortex healing after mandibular osteotomy. Journal of oral and maxillofacial surgery. 1983;41(10):658–63.
61. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. Journal of oral and maxillofacial surgery. 1990;48(2):108–21.

62. Hoffman GR, Moloney FB. The stability of facial osteotomies. 2. Mandibular advancement with bicortical screw fixation. *Aust Dent J.* 1995;40(4):213–9.
63. Fernández JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech.* 2003;36(3):329–37.
64. Schmoker R, Spiessl B, Gensheimer T. Functionally stable osteosynthesis and simulography in sagittal osteotomy of the ascending ramus. A comparative clinical study. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1976;86(6):582–605.
65. Spiessl B. Rigid internal fixation after sagittal split osteotomy of the ascending ramus. In: *New concepts in maxillofacial bone surgery.* Springer; 1976. p. 115–22.
66. Oh JS, Kim SG. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2015;43(2):186–91.
67. Ellis III E. Rigid versus nonrigid fixation. In: *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery.* Springer; 2022. p. 539–54.
68. Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. *Injury.* 2011;42(6):551–5.
69. Lindorf HH. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation: Technique and results. *J Maxillofac Surg.* 1986;14:311–6.
70. Souyris F. Sagittal splitting and bicortical screw fixation of the ascending ramus. *J Maxillofac Surg.* 1978;6:198–203.
71. Sauerbier S, Kuenz J, Hauptmann S, Hoogendijk CF, Liebehenschel N, Schön R, et al. Clinical aspects of a 2.0-mm locking plate system for mandibular fracture surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2010;38(7):501–4.
72. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2001;39(4):266–8.
73. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB, et al. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J.* 2016;27:284–91.

74. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(2):234–5.
75. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg.* 1978;6:14–21.
76. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: early experiences. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1986;1(4):243–50.
77. Kuik K, De Ruiter MHT, De Lange J, Hoekema A. Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019;48(1):56–70.
78. Almainan M, Al-Bargi HH, Manson P. Complication of anterior iliac bone graft harvesting in 372 adult patients from May 2006 to May 2011 and a literature review. *Craniofacial Trauma Reconstr.* 2013;6(4):257–65.
79. Posnick JC, David Hall H. Chief of Service: Hospital of Philadelphia [Internet]. Chief of Service: Dr. Linton Whitaker Other-National Board of Dental Examiners. Bachelor of Arts, Sociology; 1970. Available from: www.drposnick.com
80. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2001;59(10):1199–210.
81. Abdulrazaq SS, Riyadh S. The fate of the mandibular reconstruction plate. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2019;30(2):e97–101.
82. Robey AB, Spann ML, McAuliff TM, Meza JL, Hollins RR, Johnson PJ. Comparison of miniplates and reconstruction plates in fibular flap reconstruction of the mandible. *Plast Reconstr Surg.* 2008;122(6):1733–8.
83. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head Face Med.* 2010;6:1–10.
84. Rosenberg A, Grätz KW, Sailer HF. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993;22(3):185–8.

85. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;59(3):271–6.
86. Park YW. Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2015;37(1):1–9.
87. Antony PG, Sebastian A, Varghese KG, Sobhana CR, Mohan S, Soumithran CS, et al. Neurosensory evaluation of inferior alveolar nerve after bilateral sagittal split ramus osteotomy of mandible. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2017;7(2):81–8.
88. Yamauchi K, Takahashi T, Kaneuji T, Nogami S, Yamamoto N, Miyamoto I, et al. Risk factors for neurosensory disturbance after bilateral sagittal split osteotomy based on position of mandibular canal and morphology of mandibular angle. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012;70(2):401–6.
89. Jones JK, Van Sickels JE. Facial nerve injuries associated with orthognathic surgery: a review of incidence and management. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1991;49(7):740–4.
90. Epker BN, Wylie GA. Control of the condylar-proximal mandibular segments after sagittal split osteotomies to advance the mandible. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1986;62(6):613–7.
91. Lake SL, McNeill RW, Little RM, West RA. Surgical mandibular advancement: a cephalometric analysis of treatment response. *Am J Orthod*. 1981;80(4):376–94.
92. Mavili ME, Canter HI, Saglam-Aydinatay B. Semirigid fixation of mandible and maxilla in orthognathic surgery: stability and advantages. *Ann Plast Surg*. 2009;63(4):396–403.
93. Chen Y, Zhang J, Rao N, Han Y, Ferraro N, August M. Independent risk factors for long-term skeletal relapse after mandibular advancement with bilateral sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2020;49(6):779–86.
94. Verhelst PJ, Van der Cruyssen F, De Laat A, Jacobs R, Politis C. The biomechanical effect of the sagittal split ramus osteotomy on the temporomandibular joint: current perspectives on the remodeling spectrum. *Front Physiol*. 2019;10:1021.
95. Fonseca R, Barber HD, Powers M, Frost DE. *Oral and maxillofacial trauma*. 4 th. Saunders; 2013.

96. Rubens BC, Stoelinga PJW, Blijdorp PA, Schoenaers JHA, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;17(6):371–6.
97. Pereira Filho VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MFR, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(3):316–20.
98. Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(4):313–9.
99. Tanaka E, Van Eijden T. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 2003;14(2):138–50.
100. S-DCL DPC, Asman RB. Elastic properties of the human mandibular corpus. Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment, in *Craniofacial growth series*, CD Goldstein SA, Editor, University of Michigan. :299–314.
101. Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2006;34(3):173–81.
102. De Sapio V, Chen R, Maida G, Dalla A, Bankoff P, Brorsson S, et al. A Task-Level Biomechanical Framework for Motion Analysis and Control Synthesis 3 Motion Preservation and Shock Absorbing in Cervical and Lumbar Spine: A New Device for Anterior Cervical Arthroplasty, for Anterior or Posterior Lumbar Arthroplasty 49 Chapter 5 Biomechanical Studies on Hand Function in Rehabilitation 87 Chapter 6 Cervical Spine Anthropometric and Finite Element Biomechanical Analysis 107.
103. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 1995;53(12):1374–83.
104. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2009;108(2):174–7.

105. Armstrong JEA, Lapointe HJ, Hogg NJ V, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;59(2):191–5.
106. Gardner MJ, Silva MJ, Krieg JC. Biomechanical testing of fracture fixation constructs: variability, validity, and clinical applicability. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2012;20(2):86–93.
107. Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlk M, Klíma K, et al. Stability of the miniplate osteosynthesis used for sagittal split osteotomy for closing an anterior open bite: an experimental study in mini-pigs. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(4):482–8.
108. Gomes PP, Guimarães Filho R, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study. *Pesquisa Odontológica Brasileira*. 2003;17:267–72.
109. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;63(9):1317–24.
110. Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. *British journal of oral and maxillofacial surgery*. 1997;35(2):137–41.
111. Mommaerts MY. Lag screw versus wire osteosynthesis in mandibular advancement. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1991;6(3):153–60.
112. Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;56(9):1055–8.
113. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1994;52(1):45–8.

114. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1999;57(3):300–8.
115. Erkmén E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;43(2):97–104.
116. Akça K, İplikçioğlu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. *Implant Dent*. 2001;10(4):238–45.
117. Cural Ü, Atalay B, Yildirim MS. Comparison of mechanical stabilization of the mandibular angulus fracture fixation, with titanium plates and screws, resorbable plates and screws, and bone adhesives. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2018;29(7):1780–7.
118. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2000;58(4):370–3.
119. Gerlach KL, Schwarz A. Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(4):345–8.
120. Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T, Nagumo M. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006;35(12):1102–7.
121. Cilasun U, Uçkan S, Dolanmaz D, Sağlam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2006;44(6):534–7.

122. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;49(2):135–7.
123. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis III E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1996;54(9):1080–6.
124. Throckmorton GS, Ellis III E, Sinn DP. Functional characteristics of retrognathic patients before and after mandibular advancement surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1995;53(8):898–908.
125. Koolstra JH, Van Eijden T, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech*. 1988;21(7):563–76.
126. Orsbon CP, Gidmark NJ, Ross CF. Dynamic musculoskeletal functional morphology: integrating diceCT and XROMM. *Anat Rec*. 2018;301(2):378–406.
127. Tellooğlu MH. Sagittal split ramus osteotomisinde farklı kortikal kemik kalınlıklarında farklı çap ve boydaki vidaların fiksasyon etkisinin sonlu eleman analizi ile incelenmesi, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul (Türkiye) 2020.
128. Steegman R, Hogeveen F, Schoeman A, Ren Y. Cone beam computed tomography volumetric airway changes after orthognathic surgery: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2023;52(1):60–71.
129. Chen F, Terada K, Hua Y, Saito I. Effects of bimaxillary surgery and mandibular setback surgery on pharyngeal airway measurements in patients with Class III skeletal deformities. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2007;131(3):372–7.
130. Nishanth R, Sinha R, Paul D, Uppada UK, Rama Krishna B V, Tiwari P. Evaluation of changes in the pharyngeal airway space as a sequele to mandibular advancement surgery: A cephalometric study. *J Maxillofac Oral Surg*. 2020;19:407–13.

131. Vieira Santos ZTB, Goulart DR, Sigua-Rodriguez EA, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. Mechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems used in sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2017;43(2):77–82.
132. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med.* 2003;52(1):21–4.
133. Ellis III E, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1988;94(1):38–49.
134. Breme J, Steinhäuser E, Paulus G. Commercially pure titanium Steinhäuser plate-screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials.* 1988;9(4):310–3.
135. Llewelyn J, Sugar A. Lag screws in sagittal split osteotomies: should they be removed? *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 1992;30(2):83–6.
136. Choi BJ, Lee BS, Kwon YD, Lee JW, Yun SU, Ryu KS, et al. Correlation between intraoperative proximal segment rotation and post-sagittal split ramus osteotomy relapse: a three-dimensional cone beam computed tomography study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018;47(5):613–21.
137. Kim YI, Park SB, Jung YH, Hwang DS, Lee JY. Evaluation of intersegmental displacement according to osteosynthesis method for mandibular setback sagittal split ramus osteotomy using cone-beam computed tomographic superimposition. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2012;70(12):2893–8.
138. Yamashita Y, Otsuka T, Shigematsu M, Goto M. A long-term comparative study of two rigid internal fixation techniques in terms of masticatory function and neurosensory disturbance after mandibular correction by bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(4):360–5.
139. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy setback surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2008;66(8):1634–43.
140. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 1986;44(9):703–7.

141. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*. 1999;27(6):365–72.
142. Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1991;71(6):665–9.
143. Sindel A, Demiralp S, Colok G. Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *J Oral Rehabil*. 2014;41(9):683–91.
144. Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1993;51(2):159–62.
145. Fernandes DJ, Elias CN, Ruellas AC de O. Influence of screw length and bone thickness on the stability of temporary implants. *Materials*. 2015;8(9):6558–69.
146. Sancar B, Üstündağ İ. Comparison of self-tapping and self-drilling screws in open reduction of mandible fracture. *Journal of Health Sciences and Medicine*. 2022;5(2):568–72.
147. Sarul M, Minch L, Park HS, Antoszewska-Smith J. Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: a prospective study. *Angle Orthod*. 2015;85(1):33–8.
148. Sigua-Rodriguez EA, de Medeiros RC, Goulart DR, Bomfim-Azevedo VL, Olate S, de Albergaria-Barbosa JR. Comparative evaluation of different fixation techniques of the sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements: mechanical testing and screw insertion torque. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2018;46(12):2082–7.
149. Sigua-Rodriguez EA, Caldas RA, Goulart DR, de Moraes PH, Olate S, Barao VAR, et al. Comparative evaluation of different fixation techniques for sagittal split ramus osteotomy in 10 mm advancements. Part two: finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2019;47(7):1015–9.

150. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2010;68(11):2765–9.
151. Al-Moraissi EAM, Ellis E. Stability of bicortical screw versus plate fixation after mandibular setback with the bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016;45(1):1–7.
152. Hsu SP, Huang CS, Chen PT, Ko EC, Chen YR. The stability of mandibular prognathism corrected by bilateral sagittal split osteotomies: a comparison of bi-cortical osteosynthesis and mono-cortical osteosynthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(2):142–9.
153. Ergezen Özaşır E. Mandibulanın kalınlık ve uzunluğunun sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan fiksasyon türü ve kemik üzerinde oluşan stres ile ilişkisinin sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara (Türkiye) 2018.
154. Haers PE, Suuronen R, Lindqvist C, Sailer H. Biodegradable polylactide plates and screws in orthognathic surgery. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*. 1998;26(2):87–91.
155. Norholt SE, Pedersen TK, Jensen J. Le Fort I miniplate osteosynthesis: a randomized, prospective study comparing resorbable PLLA/PGA with titanium. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33(3):245–52.
156. da Silveira MLM, de Oliveira Bueno ML, da Silva JSP, Germano AR. Biomechanical analysis in mandibular advancement and occlusal plane rotation with finite element analysis. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2021;59(3):362–7.
157. Tseng BT, Yen YC, Cheng CS, Wang CH, Lien KH, Huang CM, et al. Biomechanical effects of different miniplate thicknesses and fixation methods applied in BSSO surgery under two occlusal conditions. *J Med Biol Eng*. 2022;42(4):445–58.
158. Esen A, Menziletoglu D, Erdur EA, Akkulah S. How effective is a thick plate on stabilisation in 10 mm mandibular advancement? *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2022;60(6):803–9.

159. Rakhmatia YD, Ayukawa Y, Furuhashi A, Koyano K. Current barrier membranes: titanium mesh and other membranes for guided bone regeneration in dental applications. *J Prosthodont Res.* 2013;57(1):3–14.
160. Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2007;65(5):924–30.
161. Fontana SC, Smith RB, Nazir N, Andrews BT. Biomechanical assessment of fixation methods for segmental mandible reconstruction with fibula in the polyurethane model. *Microsurgery.* 2016;36(4):330–3.
162. Poglio G, Grivetto F, Nicolotti M, Arcuri F, Benech A. Management of an exposed mandibular plate after fibula free flap with vacuum-assisted closure system. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2011;22(3):905–8.
163. Kim JW, Lee CH, Kwon TG. Sagittal split osteotomy on the previously reconstructed mandible with fibula free flap. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2014;25(5):1833–5.
164. Mensink G, Verweij JP, Gooris PJJ, van Merkesteyn JPR. Bilateral sagittal split osteotomy in a mandible previously reconstructed with a non-vascularized bone graft. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(7):830–4.
165. Futran ND, Urken ML, Buchbinder D, Moscoso JF, Biller HF. Rigid fixation of vascularized bone grafts in mandibular reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1995;121(1):70–6.
166. Akinbami B. Reconstruction of continuity defects of the mandible with non-vascularized bone grafts. Systematic literature review. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2016;9(3):195–205.
167. Irish JC, Gullane PJ, Gilbert RW, Brown DH, Birt BD, Boyd JB. Primary mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate: evaluation of 51 cases. *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(1):93–9.
168. Gellrich NC, Suarez-Cunqueiro MM, Otero-Cepeda XL, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R. Comparative study of locking plates in mandibular reconstruction after ablative tumor surgery: THORP versus UniLOCK system. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 2004;62(2):186–93.

169. Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999;28(6):445–50.



EKLER

EK-1. Etik Kurul

15 Şubat 2014 yılında resmi gazetede yayımlanan ‘‘HAYVAN DENEYLERİ ETİK KURULLARININ ÇALIŞMA USUL VE ESASLARINA DAİR YÖNETMELİK’’ isimli yönetmeliğin 8. Maddesine ‘‘Ölü hayvan veya dokusu, mezbaha materyalleri, atık fetuslar ile yapılan prosedürler.’’ göre Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurul (HADYEK) iznine tabi değildir. Bu madde gereğince ‘‘Sagital Split Ramus Osteotomisinde Farklı Plaklarla Yapılan Fiksasyon Yöntemlerinin Deneysel Olarak Karşılaştırılması’’ isimli tez çalışmasında etik kurul kararı alınmasına gerek görülmemiştir.

