



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**Sagittal Split Ramus İleri Alma Osteotomisinde Güncel
ve Yeni Dizayn Miniplak Fiksasyon Tekniklerinin Sonlu
Eleman Yöntemi Kullanılarak Karşılaştırmalı Olarak
İncelenmesi**

UZMANLIK TEZİ

Fuat ALTUNCU

Samsun

Ekim-2020



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**Sagittal Split Ramus İleri Alma Osteotomisinde Güncel
ve Yeni Dizayn Miniplak Fiksasyon Tekniklerinin Sonlu
Eleman Yöntemi Kullanılarak Karşılaştırmalı Olarak
İncelenmesi**

UZMANLIK TEZİ

Fuat ALTUNCU

**Danışman
Prof. Dr. Bora ÖZDEN**

**Samsun
Ekim-2020**

Bu çalışma; PYO.DIS.1904.20.004 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Fuat ALTUNCU tarafından Prof. Dr. Bora ÖZDEN danışmanlığında hazırlanan “Sagittal Split Osteotomisinde Kullanılan Güncel Fiksasyon Tekniklerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi ” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 08/10/2020 tarihinde yapılan sınav ile Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Mahmut SUMER
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Altan VAROL
Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof.Dr.Mehtap MUĞLALI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof.Dr.Bora ÖZDEN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Burcu BAŞ AKKOR
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2020

Prof.Dr.Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca teorik bilgilerini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan; tez çalışmam boyunca sabır, hoşgörü ve desteğini esirgemeyen; öğrencisi olmaktan, birlikte çalışmaktan ve ekolü olmaktan büyük mutluluk ve onur duyduğum değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Bora ÖZDEN'e,

Klinik eğitimimde büyük emeği olan, kendileriyle çalışmaktan zevk aldığım bilgi ve tecrübelerinden çok şey öğrendiğim hocalarım Prof. Dr. Mahmut SÜMER, Prof. Dr. Mehtap MUĞLALI, Prof. Dr. Emel BULUT, Doç. Dr. Burcu BAŞ AKKOR ve Doç. Dr. M. Cihan BEREKET'e,

Tez çalışması süresince önerileri ve birikimleriyle bana yol gösteren, yardımlarını ve güler yüzünü benden esirgemeyen Prof. Dr. Altan VAROL'a,

Hayatımın her anında sonsuz sevgi, sabır ve destekleriyle yanımda olan, her şeyimi borçlu olduğum anneme ve babama,

Tüm uzmanlık eğitim sürecim boyunca hiçbir zaman yardımını ve desteğini eksik etmeyen değerli kardeşim Dr. Dt. Anar ABİLOV'a,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi'nde geçirdiğim süre boyunca her zaman birbirimize destek olduğumuz, sevgi ve anlayışla hep yanımda olan arkadaşlarım Uzm. Dt. Dilara KAZAN, Uzm. Dt. Damla TORUL, Uzm. Dt. Levent ACAR, Uzm. Dt. Hasan ÖZTÜRK, Uzm. Dt. Haluk Yener ÜNSAL ve Uzm. Dt. Kamber KANBEROĞLU'na,

Onları tanımaktan ve birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, bu yola beraber başladığımız Dr. Dt. Cihan BAYLAN, Dr. Dt. Hasan Can AKGÜN, Uzm. Dt. Metehan KESKİN, Dt. Kübra UĞURLU ve Dt. Zeynep ÖZDEMİR'e,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın bütün çalışanlarına,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

SAGİTTAL SPLIT RAMUS İLERİ ALMA OSTEOTOMİSİNDE GÜNCEL VE YENİ DİZAYN MİNİPLAK FİKSASYON TEKNİKLERİNİN SONLU ELEMAN YÖNTEMİ KULLANILARAK KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı; sagittal split ramus ileri alma osteotomisinde kullanılan güncel ve bu çalışma için geliştirilen farklı geometrik dizaynlardaki fiksasyon tekniklerinde gelişen streslerin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, 3 boyutlu sagittal split ileri alma osteotomisi taklit edilen sonlu eleman modeli, 10 farklı miniplak fiksasyon yöntemi ile fiks edildi. Bu yöntemler; horizontal ve vertikal yerleşimli 4 delikli barlı miniplak grupları; her biri 4 delikli 8 vida ile fiks edilen 2 miniplak; 5 delikli monokortikal ve ilave bikortikal vidalı miniplak ve farklı geometrik dizaynlarda 1 düz ve eğimli 6 delikli miniplak gruplarından oluşturuldu. Daha önceki çalışmalardan örnek alınarak, modellere anatomik kas yapışıklık noktalarından tek taraflı çene kapatıcı kuvvetler uygulandı ve sonlu eleman analizi ve statik linear analiz metotlarından elde edilen veriler, Von mises, maksimum ve minimum principle stres değerleri olarak kaydedildi.

Bulgular: Elde edilen sonuçlar, en fazla stresin iki monokortikal vidanın osteotomi hattına yakın ve vertikal pozisyonda, diğer vidaların bu hattan uzağa yerleştirildiği 6-delikli miniplak grubunda (558.82N/mm^2), minimum stresin ise 4 monokortikal vidaya bir bikortikal vidanın ilave edildiği 5 delikli miniplak grubunda (128.27N/mm^2) meydana geldiğini gösterdi.

Sonuç: Miniplaklarda oluşan stres dağılımlarının geometrik şekillere göre değiştiği gözlemlendi. Miniplak ve bar sayısı artırıldığında miniplak üzerindeki stres değeri azaldı. Vida boyunlarında stres osteotomi hattına yakın vidalarda daha yüksek bulundu.

Anahtar Kelimeler: sagittal split, miniplak, geometrik dizayn, sonlu elemanlar

Fuat ALTUNCU , Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ekim-2020

ABSTRACT

COMPERATIVE EVALUATION OF THE CURRENT AND NEW DESIGN MINIPLATE FIXATION TECHNIQUES OF THE ADVANCED SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY USING THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

Aim: The aim of this study is to examine stress raised in fixation systems which developed for this study in varios geometric designs, and used currently in the sagittal split ramus advancement osteotomy, by finite element method.

Material and Methods: In this study, the finite element model that imitates three-dimensional sagittal split advancement osteotomy was fixed in 10 different miniplate fixation methods. These fixation groups consisted of miniplate fixed with 4 monocortical screws in a horizontal and oblique pattern; two miniplates of four holes each, fixed by eight screws; five-hole miniplate fixed with 4 monocortical and one bicortical screws; six-hole straight and curved miniplates fixed with six monocortical screws in different geometric pattern. Unilateral masticatory muscle loads that have previously determined in the literature were applied to the model at the anatomical muscle attachment regions and the data obtained from finite element analysis and static linear analysis methods were recorded as Von mises, maximum principle and minimum principle stress values.

Results: It was observed from the results that maximum stresses occurred in the six-hole miniplate fixed with two monocortical srews close to the osteotomy line in vertical pattern and the others in far from the line (558.82N/mm²), the minimum stress was observed in the miniplate fixed with 4 monocortical and one bicortical screws additionally (128.27(N/mm²).

Conclusion: It was observed that the stress patterns in miniplates vary according to geometric designs. Stress on miniplate also decreased as the miniplates and bar numbers increase. The stress values on screw neck were higher for screws close to the osteotomy line.

Keywords: sagittal split, miniplate, geometrical design, finite element

Fuat ALTUNCU, Expertise Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, October-2020

SİMGELER VE KISALTMALAR

% : Yüzde

3D: 3 Boyutlu

ark: Arkadaşları

E: Elastiklik Modülü

F : Kuvvet

G: Plak Gövdeleri

IMF: İntermaksiller Fiksasyon

K: Kuvvet Katsayısı

mm: Milimetre

Mpa: Megapascal

N: Newton

Psi: Pounds Per Square Inch

RİF: Rijit İnternal Fiksasyonun

SEA : Sonlu Eleman Analizi

SEY: Sonlu Elemanlar Yöntemi

SSRO: Sagittal Split Ramus Osteotomisi

Ti6Al4V : Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Alaşımı

TME: Temporomandibular Eklemler

v: Poisson Oranı

ε : Gerinim

σ : Asal Gerilimler

İÇİNDEKİLER

ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi.....	4
2.2 Sagittal Split Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular	5
2.2.1.Mandibular Yetersizlik (Retrognati)	5
2.2.2.Mandibular İleri İtim (Prognati).....	5
2.2.3.Mandibular Asimetri	6
2.3.Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik	6
2.4. Sagittal Split Osteotomi ile İlişkili Mandibula Anatomisi ve Biyomekanik Prensipler	10
2.4.1. Sagittal Split Osteotomi ile İlişkili Mandibula Anatomisi	10
2.4.2. Biyomekanik Prensipler	11
2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri	13
2.5.1 Miniplak Fiksasyonu	16
2.6. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Komplikasyonlar	18
2.6.1. Stabilizasyon / Relaps	18
2.6.2. Sinir Hasarı	20
2.6.3. Temporomandibular Eklem Disfonksiyonu	21
2.6.4. Diğer Komplikasyonlar	23
2.7.Sonlu Elemanlar Analizi	23
2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar	24
2.7.2.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA).....	27
3. MATERYAL VE METOT.....	30
3.1.Çalışma Planı.....	30
3.2.Modellerin Oluşturulması	31
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması	33
3.4. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Aktarılması.....	37
3.5. Yükleme Koşulları	39
3.6. Sınır Koşulları	40
4. BULGULAR.....	43

4.1. Plak ve Vidalarda Oluşan Stres Değerleri.....	43
4.1.1. Plaklarda Oluşan Stres Değerleri.....	43
4.1.2. Vida Boyun Bölgelerindeki Stres Değerleri.....	46
4.2. Gruplardaki Yer Değiştirme Miktarları	49
4.3. Gruplarda Kortikal ve Spongios Kemikte Oluşan Asal Gerilimler.....	51
5. TARTIŞMA.....	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	63
KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİŞ	75



1.GİRİŞ

Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO); yüz bölgesindeki birçok konjenital ya da kazanılmış deformitenin düzeltilmesinde kullanılan cerrahi bir tekniktir (Klein ve ark., 2017).

İlk kez 1957 yılında Obwegeser ve Trauner tarafından tarif edilen SSRO, 1961 yılında Dalpont'un bukkal korteksteki osteotomiyi, kemik segmentler arasındaki teması arttırmak amacıyla, 2. molar dişin arkasında konumlanacak şekilde tanımlamasıyla ve 1968 yılında Hunsuck'ın ramusun arka sınırına kadar uzanan lingual osteotomiyi lingulanın hemen arkasında sonlandırmasıyla, birden fazla modifikasyon geçirerek, günümüzdeki modern osteotomi prosedürüne kavuşmuştur (Trauner ve Obwegeser, 1957; Cevitanes ve ark., 2010). Modifikasyonlar sadece kesi ile sınırlı kalmamış, cerrahi insizyon ve diseksiyon işlemlerinde de birtakım geliştirmeler yapılmıştır. Özellikle ramusun lateral yüzeyinde masseterin ön sınırına kadar periosteal diseksiyon, lingualde ise sadece lingula üzerinde diseksiyon yapılması Epker tarafından önerilmiştir (Cevitanes ve ark., 2006).-

Bu teknikte amaç, kemik kesileri sonrasında uygun osteotomlarla mandibulanın proksimal ve distal olmak üzere iki bağımsız fragmana ayrılmasıdır. Bu sayede serbestleştirilen distal parçanın 3 boyutlu olarak hareket ettirilmesi mümkün olur ve karşıt çeneye yerleştirilen yönlendirici plak (oklüzal splint) sayesinde istenen pozisyona getirilerek uygun bir fiksasyon yöntemi ile fikse edilir. Tekniğin nispeten kolay yapılabilmesi ve alt çeneyi istenilen düzlemde hareket ettirmeye olanak sağlaması bu tekniğin popüler hale gelmesini sağlamıştır (Olivera ve ark., 2012; Ghang ve ark., 2013; Gursoytrak ve ark., 2018).

Tekniğin bilinen birçok avantajının yanı sıra bazı komplikasyonları da bulunmaktadır (Martis, 1984). En önemli komplikasyonları arasında; kanama, avasküler aseptik nekroz, osteotomi ile ilgili sinir hasarı, osteotomi hatlarının hatalı oluşturulması, istenmeyen kırık, osteotomi hatlarının hatalı iyileşmesi veya iyileşmemesi, ameliyat sonrasında ortaya çıkan TME problemleri, kondil rezorpsiyonu veya meydana gelen progresif kondil remodelasyonu, skar oluşumu, enfeksiyon, malokluzyon, sinus problemleri ve fistül formasyonu sayılabilir (Verweij ve ark., 2016). Günümüzde, tekniğin rutin olarak kullanılır hale gelmesi, komplikasyon oranında önemli bir azalmayı beraberinde getirmiştir.

SSRO tekniğinin gerçekte en önemli komplikasyonu osteotomi sonrası ortaya çıkan relaps problemidir. Alt çene için relaps, çığneme kas kuvvetlerinin çekim kuvvetlerine bağlı olarak çenenin ameliyat öncesi bozukluk durumuna geri dönmesidir. Relaps dişsel veya iskeletsel olarak ya da her ikisi birlikte olacak şekilde gelişebilir. Yetersiz ve uygun olmayan fiksasyon sisteminin uygulanması sonucu ya da alt çenenin aşırı ileri veya geri alınma miktarına bağlı olarak ortaya çıkabilir. SSRO operasyonu ile 10 mm'den fazla mandibular ilerletme veya geri alma işlemi yapıldığında relaps riskinin arttığı vurgulanmıştır. Bazı yazarlar, bu mesafenin en fazla 7 mm olması gerektiğini savunmuşlardır. İlerletme miktarı arttıkça supra ve infra hyoid kasların gerilimleri de artmakta ve hyoid kemiği eski pozisyonuna dönerken relapsa neden olmaktadır (LaBanc ve Epker, 1984). Fiksasyon sistemine bağlı bir diğer komplikasyon kondiler malpozisyon ve buna bağlı uzun dönemde gelişen relaps ve temporomandibular eklem bozukluklarının oluşmasıdır. Özellikle stabilizasyonun daha iyi olması amacı ile uygulanan rijit fiksasyon sistemlerinde segmentlerde aşırı bası oluşması bu komplikasyonlara sebebiyet verebilir (Reyneke, 2001).

SSRO'nin fiksasyonu amacıyla en çok tercih edilen yöntem miniplak sistemleridir. Miniplak ve monokortikal vida kullanmanın avantajları; tekniğin kolay uygulanması, oluşan oklüzyon problemlerinin elastikler vasıtası ile sonradan düzeltilmesine olanak sağlaması ve inferior alveoler sinirin yaralanma riskinin daha az olmasıdır (Olivera ve ark., 2012; Ozden ve ark., 2006; Sato ve ark., 2010; Epker, 1977). SSRO standart bir teknik olmasına rağmen, daha stabil bir fiksasyonun sağlanması amacı ile miniplakların farklı geometrik dizaynlarda uygulanmasına yönelik çalışmalar halen devam etmektedir.

Sonlu elemanlar yöntemi (SEY), endüstride de çeşitli alanlarda gerek kalite kontrolü gerekse tasarımda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Çene yüz bölgesi analizlerinde de rahatlıkla biyomekanik değerlendirmeler yapılabilecek bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. Literatürde fiksasyon sistemleri ve kullanılan materyallerin etkinliği ile kuvvet altında kemik yapı ve fiksasyon sistemi üzerinde oluşan stresler biyomekanik, fotoelastik ve sonlu eleman yöntemleri (SEY) ile değerlendirilmiştir (Alder ve ark., 1999; Atali ve ark., 2014). SEY çalışmalarının; maksillofasiyal travma, zigomatik implantlar, dental implantoloji ve ortognatik cerrahi gibi oral ve maksillofasiyal cerrahi alanlarında kullanımı son yıllarda artmıştır (Aydınlık ve Çağın, 1977; Baek ve Lee, 2010). Kemik

yapıların biyomekanik davranışlarının SEY ile değerlendirilmesinin doğru sonuçlar verdiği ve in vitro çalışmalarla benzer sonuçları olduğu gösterilmiştir (Baek ve ark., 2009; Bailey ve ark., 2004). Mandibula örneklerinde yapılan SEY simülasyonlarından in vitro ölçümlerle yüksek korelasyonlu sonuç alınabildiği belirtilmiştir (Erkmen ve ark., 2005; Yoon ve ark., 2005). Böylece SEY'in mandibulanın mekanik kuvvetlere karşı kompleks mekanik tepkisini değerlendirmekte sayısal sonuçlar verebilen en etkili yöntem olduğu belirtilmektedir (Takahashi ve ark., 2010).

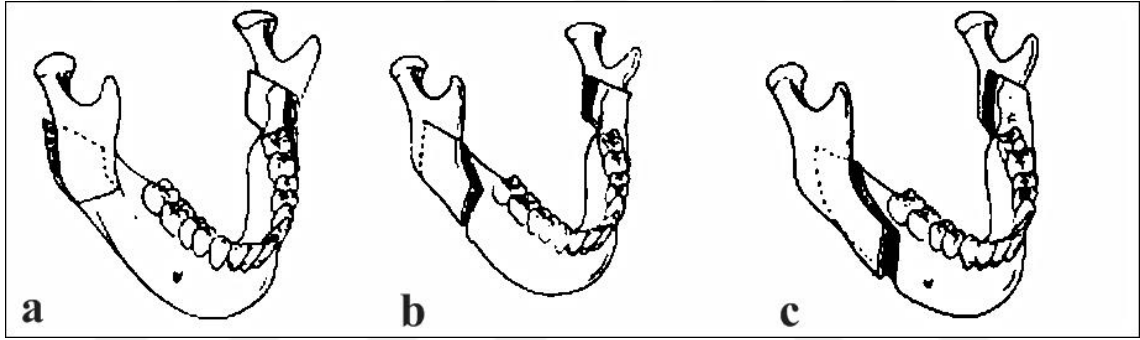
Bu çalışmada da hem literatürde rutin kullanılan, hem yeni geliştirilen, hem de kendi dizayn ettiğimiz geometrik formlu 10 farklı miniplak uygulaması SEY ile incelenecektir. SSRO sonrası mandibulaya gelen kuvvetlerin, farklı dizayndaki miniplak fiksasyon sistemleri ve kemik üzerindeki dağılımı karşılaştırılarak değerlendirilecektir.

Bu çalışmada, sagittal split ramus ileri alma osteotomisinde kullanılan güncel ve bu çalışma için geliştirilen farklı geometrik dizaynlardaki fiksasyon tekniklerinde çiğneme kuvvetleri etkisiyle oluşan stres dağılımlarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi

Sagittal splite benzeyen ilk cerrahi prosedür 1942 yılında Alman araştırmacı Schuchardt tarafından bulunmuştur (Schuchardt, 1942). Bu ilk osteotomi ramusta okluzal tabla hizasında çift taraflı korteksleri içine alacak şekilde birbirine paralel horizontal kemik kesilerinden oluşmaktaydı (Şekil.1a). Schuchardt'dan sonra bu teknik birçok modifikasyona uğramış 1955'te ise Obwegeser tarafından şekillendirilmiştir (Obwegeser ve Trauner, 1955). 1961 yılında Dal Pont ilk defa alt vertikal kesiyi oluşturarak, kas deplasmanının azaltılabileceğini ve daha geniş temas yüzeyleri elde edilebileceğini göstermiştir (Dal Pont, 1961) (Şekil 1b.)



Şekil 1. Sagittal Split Osteotomi'nin tarihçesi. **a.** Schuchardt'ın geliştirdiği sagittal osteotomi (Neurosensory disturbance after bilateral sagittal split osteotomy.'den 2002), **b.** Dal Pont'un modifikasyonu (Dal Pont'dan 1961), **c.** Hunsuck modifikasyonu (Neurosensory disturbance after bilateral sagittal split osteotomy.'den 2002)

Hunsuck ise 1968'de yumuşak doku diseksiyonunu azaltmak amacıyla medial korteksteki horizontal kesiyi daha kısa yapmak gerektiğini savunmuştur. Anterior vertikal kesisi ise Dal Pont'ununkiyle benzerdir (Hunsuck, 1968) (Şekil 1c). 1977 yılında Epker'in önerdiği modifikasyon ise masseter kasın minimal sıyrılması ve daha az medial diseksiyon içermektedir (Epker, 1977). Bu modifikasyon, postoperatif şişliği, hemorajiyi ve nörovasküler bandın manüplasyonunu azaltmıştır.

Bell ve Schendel pterygomasseterik askının minimal retraksiyonu sayesinde, kemik içi iskemi ve proksimal segmentin nekrozunun azaldığını göstererek SSRO'un biyolojik temellerini oluşturmuştur (Bell ve Schendel, 1977). Zaman içerisinde bu osteotomi tekniğiyle ilgili birçok yeni görüş ve modifikasyon önerilmiş olsa da

günümüzde Obwegeser tarafında tanımlanan ve Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilen teknik kabul görmekte ve kullanılmaktadır (Cilasun, 2005).

Sagittal split osteotomi, distal parçanın 3 boyutlu hareketine izin veren, geniş iki segment yaratarak iyileşmenin sorunsuz olmasına izin veren, minimal diseksiyonla çiğneme kaslarının doğal pozisyonlarına zarar vermeyen, temporomandibular eklem anatomisini koruyan, tecrübe ile basit, komplikasyonsuz ve hızlı yapılabilecek bir cerrahi işlemdir. Cerrahi işlemin ve fiksasyon işlemlerinin belli kurallar içerisinde dikkatlice yapılması, komplikasyonları minimal düzeyde tutmaya yardımcı olur.

2.2 Sagittal Split Osteotomisinin Uygulandığı Klinik Olgular

2.2.1.Mandibular Yetersizlik (Retrognati)

Mandibula gelişiminin maksillaya göre yetersiz olduğu anomalidir. Bu durumda mandibuladaki dişler maksilladaki dişlerden daha geride pozisyonlanmaktadır. A noktası ile B noktası arasındaki fark artmış, sınıf II kanin ve molar ilişkisi oluşmuş, overjet artmış, üst çenede eğimi azalmış spee eğrisinin, alt çenede eğimi artmıştır. Derinleşmiş labiomental oluk gözlenir. Bu anomali mandibulanın ileri alınmasıyla düzeltilmektedir (Fonseca, 2009). Mandibular yetersizlikle birlikte kısa veya uzun yüz görünümü görünebilir. Kısa yüz görünümünün eşlik ettiği mandibular yetersizlik vakalarında: ön yüz yüksekliği normal ya da azalmış, derin kapanış, üst kesici eksen eğimlerinde artma ya da azalma, overjetle artış, labiomental olukta derinleşme ve çene ucunda belirginlik söz konusudur. Uzun yüz görünümünde artmış alt yüz yüksekliği, sınıf I veya II dişsel ilişki, normal overbite ya da ön açık kapanışa yatkınlık, üst çene darlığında yan çapraz kapanış, dudak hacminde azalma, alt kesicilerde çapraşıklık, iç bükey yüz görünümü gözlenir.

2.2.2.Mandibular İleri İtim (Prognati)

Mandibulanın maksillaya göre daha büyük olduğu durumlara mandibular prognatizm denir. Mandibulanın geriye alınmasıyla düzeltilebilmektedir (Fonseca, 2009). Üst çeneye oranla daha önde bir alt çene, artmış alt yüz yüksekliği, mandibular köşe açısında artma, ön çapraz kapanış, ön açık kapanış, dış bükey profil, labiomental oluk silikleşmesi, azalmış nasolabial açı ve gonial düzlem açısında artış görülür. Mandibular prognati vakalarında da mandibular retrognati vakalarında olduğu gibi uzun ya da kısa yüz görünümü gelişebilir. Kısa yüz görünümünde, orta yüz yüksekliğinde yetersizlik, alt çenenin önde olması, mandibular köşe açısında azalma, konkav profil, gonial düzlem

açısında artış, labiomenal olukta silikleşme, nasolabial açıda azalma, ön çapraz kapanış görülür. Uzun yüz vakalarında, alt yüz yüksekliğinde artış, mandibular köşe açısında artış, gonial düzlem açısında artış, ön çapraz kapanış ve muhtemel ön açık kapanış gözlenir.

2.2.3.Mandibular Asimetri

Asimetrik mandibula aşırı mandibular büyüme veya yetersiz mandibular büyümeden kaynaklanabilir. Mandibulanın bir tarafındaki aşırı büyüme, mandibulanın hangi kısımlarını kapsadığına bağlı olarak hemimandibular uzamaya veya hemimandibular hipertrofiye yol açar (Fonseca, 2009).

2.3.Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik

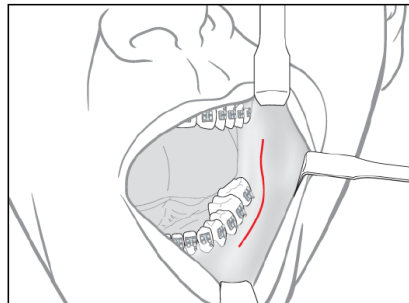
Bu osteotominin birden fazla modifikasyonu olduğu öne sürülmüştür, ancak bunların çoğu cerrahın bireysel tercihinin dayandığıdır.

SSRO cerrahi aşamaları şu şekildedir:

Rahat çalışabilmeye olanak sağlamak amacıyla çeneler olabildiğince geniş açılarak ağız açacağı ile desteklenir (Harris, 2008)

Ramusun bukkal ve lingualindeki yumuşak dokulara ve mandibula gövdesine komşu olan dokulara, vazokonstriktör içeren bir lokal anestezi solüsyonu enjekte edilir.

İnsizyon, eksternal oblik sırt boyunca, yükselen ramusun ortasından başlayarak aşağıya doğru devam eder ve birinci molar dişin bukkalinde sonlandırılır. İnsizyon, dişlerin fiksasyonunda flebin kolayca kapatılmasına izin verecek kadar lateralde konumlandırılmalıdır. İnsizyon kapatılırken kolaylık olması açısından flebin ön kenarı, birinci moların gingival marjinine yapışık olan alveoler mukoperiost, geniş olacak şekilde bırakılmalıdır (Milorio ve ark., 2004; Harris, 2008) (Şekil 2).

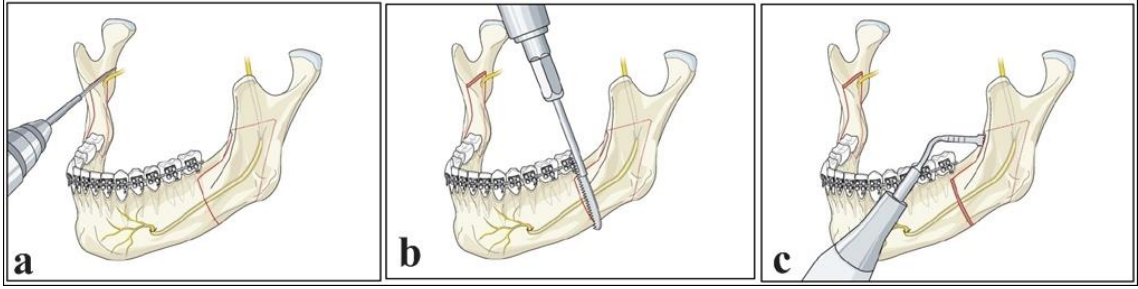


Şekil 2. Sagittal split osteotomide yumuşak doku insizyonu (Harris'dan 2008)

Periost sıyrılarak mandibulanın lateral korteksi, alt sınırına kadar açığa çıkarılır. Posteriordeki açığa çıkarılan alan proksimal segmentin kan desteğini korumak için angulusun hemen önündeki antegonial çentikte sonlanlandırılır. Periost retromolar alandan dikey ramusun anterior sınırına kadar sıyrılırken Howarth elevatörünün keskin ucu ile temporalis tendonu ayrılır. Obwegeser koronoid retraktörü yarı yola kadar sokulup, çekme kuvveti uygulayarak tendon yavaş yavaş ortaya çıkarılır. Bu yükseklik ramusun lingual yüzeyine ulaşılmasına olanak sağlar. Koronoide kıvrık Kocher forsepsi ya da koronoid forsepsi uygulamak, kemiğe olan hakimiyeti artırır. Lingual lambo, sigmoid yarığa kadar dikkatlice ayrılır ve kondil boynuna ulaşılncaya kadar kenarı takip edilir; daha sonra dokular aşağıya lingulaya ulaşana dek dikkatlice ayrılır. Elevasyon esnasında asisteye yardımcı olmak için lateral kanal retraktörü yerleştirilebilir (Milorio M. ve ark., 2004). Ramusun mediali, kondil başının ön kısmına ve inferior alveolar sinire dikkat edilerek lingulayı açıkta bırakacak şekilde periost Howarth elevatörü ile eleve edilerek açığa çıkarılmalıdır. Mylohyoid sırttan daha aşağı doğru inmeye gerek yoktur. Hunsuck ve Epker modifikasyonu uygulanacaksa medial bölgedeki mukozanın vertikal ramusun posterior sınırına kadar eleve edilmemesi gerektiğine de dikkat edilmelidir (Epker, 1977; Miloro ve ark., 2004).

Osteotomiye, dikey ramusun medial korteksinden posteriorda bir noktadan başlayarak lingulanın üzerinden anteriora uzanan yatay bir kemik osteotomisi yapılarak başlanır. Ramusun ön yüzünden mandibula gövdesinin üst yüzüne doğru ilerler ve son olarak lateral kortikal kemikten aşağı doğru uzatılır. Osteotomiler kortikal kemikten daha derine ilerletilmemelidir (Bockmann ve ark., 2014; Fonseca, 2009).

Ramusun iç korteksinde başlayacak olan horizontal osteotominin doğru yerini belirlemek önemlidir; bu osteotomi sigmoid çentik ile nörovasküler bandın giriş yerinin tam ortasından yapılmalıdır (Şekil 3a). Osteotomi esnasında yumuşak dokuları korumak için geniş ve büyük ekartörler kullanılır. Bazen bu horizontal osteotomi seviyesinde bukkal ve lingual korteksler arasında belirgin bir kansellöz kemik dokusu bulunmayabilir (Milorio ve ark., 2004).



Şekil 3. Sagittal Split Osteotomide kemik kesileri. **a.** Lingual osteotomi, **b.** vertikal osteotomi, **c.** Sagittal osteotomi (Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery'den, 2009)

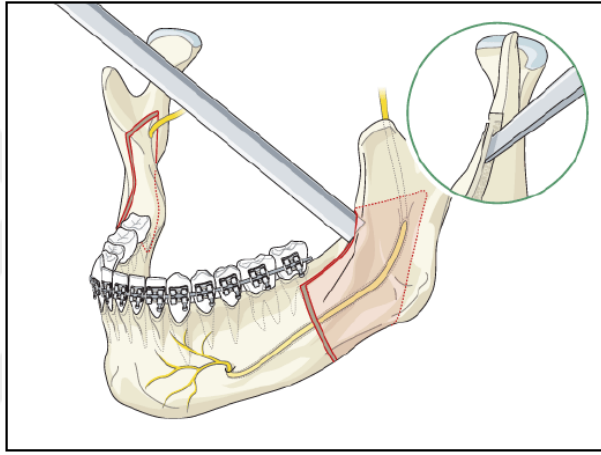
Vertikal osteotomi lateral kortikal kemikte mandibulanın alt kenarı ile 90° açı yapacak şekilde oluşturulmalıdır. Birinci ve ikinci molar dişlerin arasından yapılır (Şekil 3b). İkinci molar dişin aşağısındaki kortikal kemik nörovasküler bandı koruyacak kalınlıktadır. Buna rağmen, nörovasküler band kortikal kemiğin hemen altındadır, bu nedenle osteotomi sadece kortikal kemik boyunca devam etmelidir. Vertikal osteotomi kansellöz kemiğe kadar yapılmalıdır, daha fazla derinleştirilmemelidir (Milorio ve ark., 2004; Fonseca, 2009).

Vertikal ve horizontal kortikal osteotomiler, vertikal ramusun anterior sınırından başlayarak ve eksternal oblik sırtın içinden aşağı doğru devam ederek birleştirilir (Şekil 3c). Mümkün olduğunca, osteotomi kansellöz kemiğin içine kadar yapılmalıdır, özellikle kansellöz kemik bulunmadığında bağlantının üst noktası mümkün olduğunca derinleştirilmelidir. Bu, medial korteksin istenmeyen kırılma olasılığını en aza indirecektir (Fonseca, 2009).

Gömülü bir üçüncü molar varsa ve ameliyat sırasında çıkarılması planlanmışsa, komplikasyona neden olabilir. Mandibular üçüncü molar dişlerinin cerrahiye daha zor hale getirebildiğinden, SSRO'dan daha önce çıkarılması planlanmasının genellikle daha doğru olduğu düşünülmektedir. Gömülü diş varlığı; split (ayırılma) işlemini zorlaştırır, bukkal ve lingual kortikal tabakalarda kırıklara neden olur, bikortikal vidalarla rijit fiksasyonu zorlaştırır (Milorio ve ark., 2004; Schwartz, 2002).

Dar ve ince osteotom ramusun medial korteksindeki horizontal osteotomi boyunca ilerletilir ve yönlendirilir, böylece bukkal korteksin lingual korteksten split (ayırılma) işlemi başlamış olur. Daha sonra ramusun anterior sınırından aşağı doğru ilerler ve ramusun gövdesi boyunca osteotomiyi mandibulanın alt sınırına kadar takip eder (Şekil 4). Genel olarak hareket vertikal osteotomi boyunca başlatılır ve arkaya doğru dikkatlice

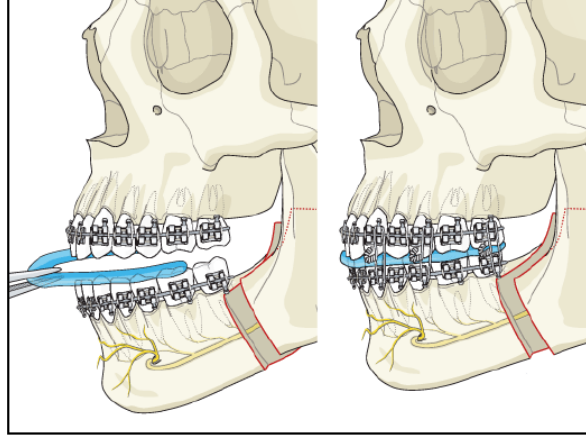
uzatılır. Osteotom kortikal kemiğin hemen altında tutulmalıdır. Bu cerrahinin çok önemli bir adımıdır. Operasyonun bu aşamasında inferior alveoler sinire herhangi bir zarar vermemek için dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır. Osteotom sol tarafta saat yönünde, sağ tarafta ise saat yönünün tersi istikametinde döndürülür. Medial korteks boyunca posterior split yapıldığında, splitin mylohyoid fossa arkasına ve kondil boynunun başlangıcına ilerlemesini önlemek için dikkatli olunmalıdır. Sabit orta basınç, kemiği yavaşça ayırır. Split hızı genellikle kemiğin esnekliğine bağlı olarak değişir. Yaşlı hastalarda kemik elastisitesi azaldığından split, daha hızlı gerçekleşir (Milorio ve ark., 2004; Fonseca, 2009).



Şekil 4. Osteotom aracılığıyla split işleminin gerçekleştirilmesi (Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery’den, 2009)

Proksimal segmente yapışık olan medial pterygoid kas liflerinin bir kısmı, segmentler arası hareket kolaylığı sağlamak için sıyrılır (Milorio ve ark., 2004). Kondilin istenmeyen yer değiştirmesini önlemek için tüm kemik temasları proksimal veya distal segmentten uzaklaştırılır (Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery, 2009).

Karşı taraf da split edildikten sonra mandibula ileri alma planına uygun oranda ilerletilir, geri alma prosedüründe ise proksimal segmentten çıkartılması gereken kemik, Kocher ya da Dingman’ın kemik forsepsleri ile sıkıca tutulur ve Lindemann frezi ile kesilir. Aynı işlem karşı tarafa da uygulanır. Kemik segmenti yeni pozisyonuna getirilir ve intermaksiller fiksasyon (IMF) ile sabitlenir. Cerrahi öncesi model cerrahisine bağlı olarak, mandibulanın maksilla ile doğru pozisyonunu sağlamak için bir oklüzal splintin kullanılması tercih edilir (Şekil 5).



Şekil 5. Cerrahi oklüzal splint uygulanması (Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery’ den, 2009)

Oklüzal stabilizasyonun ardından kemik fiksasyonu işlemine geçilir. Fiksasyon yöntemi cerrahın tercihinine göre farklı fiksasyon yöntemlerinden birisi içinden seçilir. Rijid bir fiksasyon yöntemi tercih edilecekse, miniplak veya bikortikal vidalar tercih edilebilir (Reyneke ve ark.,2002).

Gerekirse her iki tarafa mini vakumlu drenler yerleştirilir, cilde dikilir ve şişeleri yerleştirilir. Ağız içi yaralar 3/0 polyglycollate dikiş ile ya da 3/0 ipek sutur ile dikkatlice kapatılır. Trokar için ciltte osteotomi yapılmış ise cilt 6/0 prolene ile dikilir. Tüm kanamalar kontrol edilir, boğazdaki gaz şerit çıkartılır ve farenks dikkatlice aspire edilir.

Postoperatif 2 hafta boyunca elastik rondellerin split ile ağızda tutulması bu aşamada faydalı olabilir.

Sagittal split osteotominin stabil bir şekilde fiksasyonunun sağlanması bu işlemin başarısında hayati önem taşır. Fiksasyon yönteminin seçilmesinde ve uygun bir şekilde adapte edilmesinde, alt çenenin anatomik özelliklerinin bilinmesi ile birlikte biyomekanik prensiplerin hesaba katılması da büyük önem arz eder.

2.4. Sagittal Split Osteotomi ile İlişkili Mandibula Anatomisi ve Biyomekanik Prensipler

2.4.1. Sagittal Split Osteotomi ile İlişkili Mandibula Anatomisi

SSRO tekniği, mandibulanın kemik kalınlığı ve kalitesine ve inferior alveolar sinirin seyrine göre dizayn edilmiş bir tekniktir. Tekniğin cerrahisinde kesi hatları mümkün olan en kalın kortikal ve spongoz kemik içeren bölgelerden geçmektedir. Aynı şekilde fiksasyon yöntemleri de bu kurala uygun yerleştirilmektedir. Medial horizontal kesinin lingulaya mümkün olan en yakın mesafede yapılması, daha yukarıda spongioz

kemik içermeyen bukkal ve lingual iki kortikal tabakanın yaklaşmasından dolayıdır. Aynı şekilde lingualın posterioruna bu kesinin uzatılmaması da posterior yönde 18mm'den fazla uzatılan bir keside bukkal ve lingual kortekslerin birleşim yerine ulaşılacağından fraktür riskine neden olacaktır. Vertikal kesi esnasında inferior alveolar sinire daha fazla yaklaşılmaktadır. Ancak bu bölgede sinir medial yönde hareketine devam etmektedir. Bağlantı kesisini yaparken ve bu bölgeden bir osteotom uygulaması esnasında bilinmesi gereken en önemli husus sinirin yaklaşık olarak 14mm daha derinden seyrettiği, ancak vertikal kesiye doğru daha yüksekte ortalama 6.9mm mesafede yer aldığıdır.

SSRO'nun fiksasyonu vidalar ve miniplaklar kullanılarak yapılacaksa iki husus çok önemlidir; bu vida ve plakların güçlü ankraj bölgelerine yerleştirilmeleri ve bu bölgelerin dış kökleri ve inferior alveolar sinire zarar vermemesi.

Inferior alveolar sinir split ameliyatının her aşamasında olduğu gibi fiksasyon aşamasında da sürekli risk altındadır. Bu risk; insizyon, diseksiyon, retraksiyon, kemik kesisi, mobilizasyon ve internal fiksasyon gibi tüm aşamalarda mevcuttur (Ylikontiola ve ark., 2000). Bu nedenle inferior alveolar sinirin seyri ve fiksasyon hatlarına olan mesafesi de ayrı bir önem arz etmektedir. Sinir, linguladan mental deliğe, konkav bir yol izler, arkadan öne doğru, dış kortekse ve alt sınıra daha fazla yaklaşarak seyreder. Osteotomi sonrası fiksasyon sisteminin uygulanacağı kesi hattının iki yakasında ortalama mandibular korteks kalınlıkları 3.3mm'dir. Bu kalınlık miniplaklarla birlikte monokortikal vidaların uygulanması için yeterince uygun bir ankraj sağlar.

En aşağıda olduğu yer ortalama 2.molar dış bölgesidir ve mandibulanın baziller sınırından 7.5-8mm uzaklıktadır (Rajhel ve ark.,1986). Mandibula alt kenarına bir bikortikal vida uygulama ihtiyacı olduğunda, mandibula alt borderının 5mm üstüne yerleştirilmesi ankraj için önem arz eder.

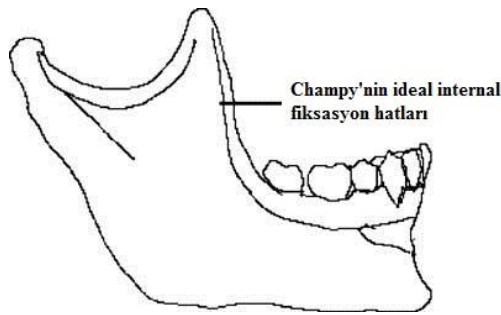
Yaşlanmayla birlikte alveol kemiğinin atrofiye olduğu ve mandibulanın iki kortikal tabakaya indirildiği akılda tutulmalıdır. Dişsiz hastalarda ise mandibulanın üst sınır, vidalar için zayıf ankraj bölgeleri haline gelir.

2.4.2. Biyomekanik Prensipler

Bir kemik 4 tip kuvvete maruz kalır; gerilme/baskı/makaslama ve burulma kuvvetleri. İlk ikisi doğrusal kuvvetlerdir, diğer iki kuvvet ise açısallı kuvvetlerdir. Mandibula, çiğneme kaslarının ürettiği kuvvetlere ve dış ve temporomandibular eklemler

yoluyla etki eden reaksiyon kuvvetlerine maruz kalır. Bu dış yükler mandibulanın deformasyonuna sebep olur. Bu yüklerin dağılımı mandibulanın kemik yoğunluğu ve şekline bağlı olarak değişkenlik gösterir. Deformasyon miktarı, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğuna oranı olarak tanımlanan gerinim miktarı ile ölçülür. Gerilme stresi kemiğin uzamasına neden olan kuvvetlerde, kompresyon gerilimi ise kemiğin kısılmasına neden olan kuvvetlerde oluşurken, kemiğin bir bölgesi komşu bölgeye göre paralel hareket ettiğinde kesme stresi oluşur. Bir materyalin ya da kemik gibi bir dokunun gerilim-gerinim ilişkisi, elastik ve plastik deformasyon bölgelerini de içeren bir gerilim-gerinim eğrisi ile gösterilir. Elastik deformasyon, kuvvet ortadan kalkınca cismin eski şekline dönmesi, plastik deformasyon ise kuvvet kalkınca cismin eski şekline dönmemesi olarak kabaca tarif edilebilir.

Mandibula alt sınırı (alt borderı) boyunca alveole göre daha serttir. Bu sertlik korpus bölgesinde okluzal plana paralel iken, ramus bölgesinde vertikal yöndedir. Anterior mandibula, diğer bölgelere göre daha büyük elastik modülü ve basınç dayanımı ile ilişkili olan daha büyük bir trabeküler kemik yoğunluğuna sahiptir. Kortikal kemiğin varlığı trabeküler kemiğin elastik modülünü artırır ve anterior mandibulada bu en yüksek değere sahiptir. Fonksiyonu süresince mandibula üzerine etki eden kuvvetler de bulunmaktadır. Champy ve arkadaşları mandibulanın alveolar kısmında bir gerilim bölgesi ve alt sınırda kompresyon zonu tanımlamışlardır. Bu bilgi, fizyolojik gerilim hatları boyunca mandibular internal fiksasyon için ideal hatların tanımlanmasını sağlaması açısından önemlidir.



Şekil 6. Champy'nin önerdiği mandibula için internal fiksasyon hatları (Wong ve ark., 2010'dan)

Miniplakların bu hatlar boyunca yerleştirilmesi stabil, dayanıklı ve uzun süreli bir fiksasyon sağlayacaktır. Champy ve ark'ları aynı zamanda sigmoid çentik hemen alt bölgesinde ve ramusun anterior borderında gerinim streslerini, ramusun posterior bölgesinde ise baskı streslerinin geliştiğini rapor etmişlerdir. Bu da mandibula angulus

bölgesinde mandibulanın uzama eğiliminde olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Kişi çiğneme yapmak üzere ısırıldığında mandibulada sagittal düzlemde bir bükülme gözlenir. Bu bükülme çalışan taraf alt borderında gerilim zonu, üst borderında baskı zonunun oluşumuna neden olur (Meyer ve ark, 2006; Wong ve ark, 2010).

Bir diğer ve en önemli biyomekanik parametre ısırma kuvvetleridir. Çenelerde, yutkunma, ısırma ve çiğneme esnasında farklı büyüklüklerde kuvvetler oluşur. Yutkunma esnasında 1.7-296 N, çiğneme esnasında 15.7-261.7 N ve ısırma esnasında 15.7-4341N arasında değişen kuvvetler olduğu literatürde rapor edilmiştir (Harada ve ark, 2000; Wedel ve ark, 1994). Meyer ve ark.,'ları kesici bölgesinde ısırma kuvvetlerinin 290N, kanin bölgesinde 300N, premolar bölgesinde 480N ve molar bölgede 660N ısırma kuvvetleri ölçmüştür (Gerlach ve Schwartz, 2002; Champy, 1976).

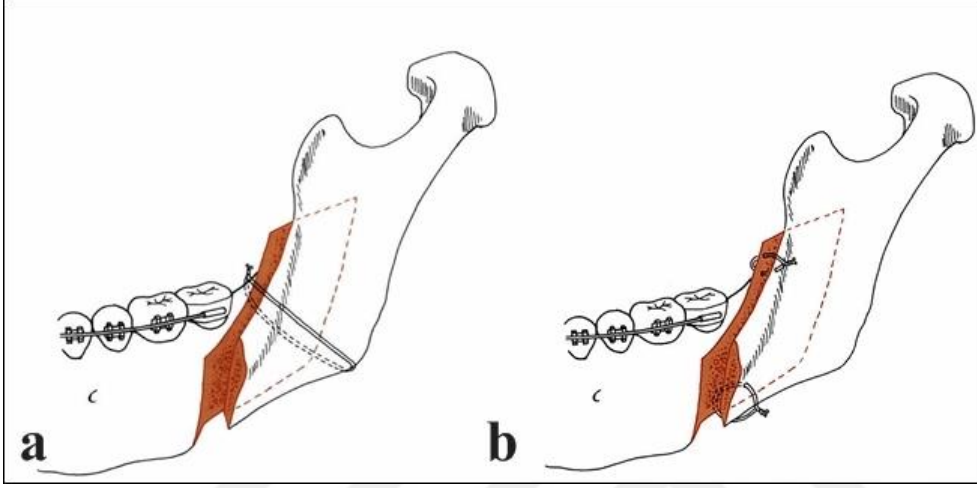
Bu kuvvetler fiksasyon amacı ile uygulanan miniplak ve vidalar üzerinde çeşitli komplikasyonlara neden olmakta ve fiksasyonun başarısızlığı ile sonuçlanmaktadır. Fiksasyon bölgesinde kemik rezorbsiyonu gelişmesi neticesinde vida kaybı, plağın kırılması gibi komplikasyonlar en önemlilerindendir. Literatürde en sık vida kaybının proksimal segmentte ve osteotomi hatlarına komşu vidalarda gözleendiği rapor edilmiştir (Yi ve ark., 1999; Martola ve ark.,2007). Miniplağın iyi adaptasyon sağlamaması vidalar sıkıldığında plaktan alttaki kemiğe bir basınç iletimine neden olabilmektedir. Bu da kemik rezorbsiyonun temel sebeplerinden birisidir.

SSRO'da stabil bir oklüzyonun sağlanması ve operasyonun uzun yıllar başarılı olabilmesi için, uygulanacak olan fiksasyon miniplağı ve vidasının, gelen kuvvetleri ve daha fazlasını karşılayacak dirence sahip olması, mandibulanın stres bölgelerine uygun yerleştirilmesi, strese fazla maruz kalan bölgelerde kuvvetin kırılması amacı ile sistemin geometrik şeklinin değiştirilebilmesi ya da sayısının artırılması, sistemin kemiğe tam adaptasyonu ve bu adaptasyonu sağlamak üzere şekil verilmeye açık olması, mümkün olduğunca küçük az yer kaplayan bir sistem olması, kalınlığının mümkün olduğunca az olması ve bunun sistemin dayanıklılığını bozmaması gereklidir.

2.5. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılan Fiksasyon Yöntemleri

Yapılan osteotominin amacına ulaşabilmesi için repoze edilen segmentlerin stabilizasyonuna ihtiyaç duyulur. İntermaksillar fiksasyonun kemik fiksasyonunda tamamen stabil bir metot olmadığı, postoperatif iskeletsel değişikliği önlemediği tartışması, yapılan osteotomiler sonrasında farklı fiksasyon yöntemleri arayışını ortaya

çıkarmıştır. İlk olarak maksillomandibular fiksasyona ek olarak yapılan, piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye sirkum bağlanan tellerle yapılan fiksasyon yöntemi kullanılmıştır (Ellis ve Gallo, 1986; Komori ve ark., 1987, Elliss ve ark 1988) (Şekil 7a). Bu metodu, angulustan sirkummandibular bağlama, mandibulanın alt ve üst sınırından telle bağlama ve yalnızca alt sınırdan telle bağlama teknikleri izlemiştir (Bell, 1992) (Şekil 7b).

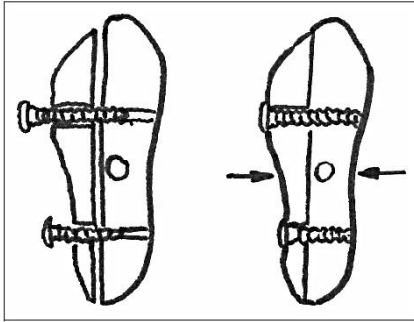


Şekil 7. Telle bağlama teknikleri. **a.** sirkum bağlanan tellerle yapılan fiksasyon, **b.** mandibulanın alt ve üst sınırından telle bağlama (Proffit'ten, 2003)

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

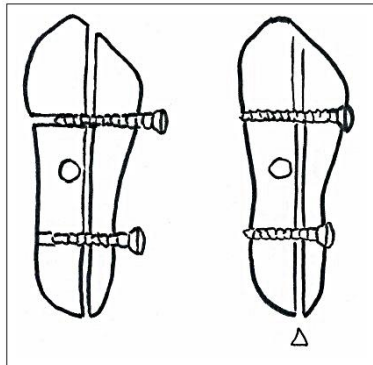
Rijit internal fiksasyon yöntemiyle, operasyon sırasında kemik segmentlerinin kontrolü daha kolaydır ve kemik teması zayıf olan bölgeler de stabilize edilebilir. Rijit fiksasyonla cerrah, işlem sırasında oklüzyonu değerlendirebilir. Hava yolu açık olacağından, ödem ya da hemoraji oluşsa da, postoperatif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

RİF için kullanılan materyal ve yöntemlerin birçok çeşiti bulunmaktadır. Lag vidaların yerleştirilmesi için lateral kortekste geniş, medial kortekste daha küçük çapta rehber delikler açılır. Sadece distal ucunda yivleri bulunan, sıkıldığında distal ve proksimal segmentlerde kompresif kuvvete neden olan vidalardır (Şekil 8). Lateral ve medial segmentlerin kompresyonunun, daha iyi kemik iyileşmesi sağladığı düşünülse de inferior alveolar sinir hasarına ve temporomandibular eklem disfonksiyonu ile sonuçlanan kondil deplasmanına sebep olabilir (Fonseca, 2000, Peterson, 2011).



Şekil 8. Lag vidaların kullanımıyla lateral ve medial segmentlerde oluşan kompresif kuvvetler

Pozisyonel vidalar ise hem proksimal hem distal segmentlere bağlandığından vida sıkıştırıldığında kompresyon oluşmaz. Böylece segmentlerde veya kondilde herhangi bir deplasman olmaz (Şekil9). Kompresyon oluşmayacağından, sinir hasarı riski de çok azdır.

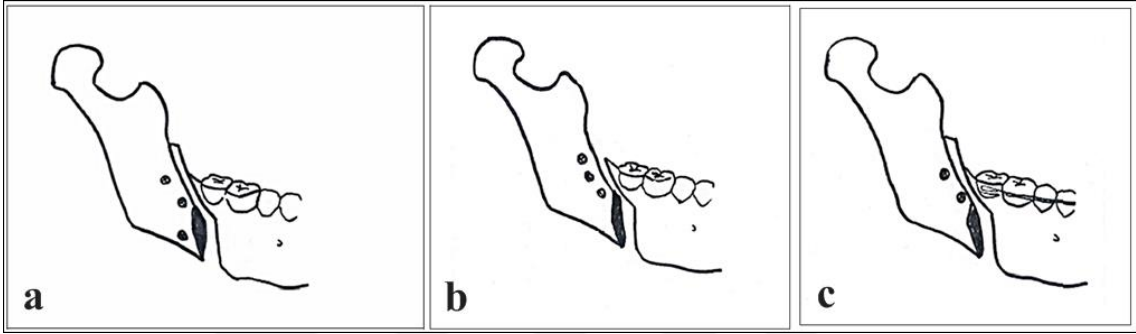


Şekil 9. Pozisyonel vidalar. Hem proksimal hem distal segmentlere bağlanarak kompresyon oluşturmazlar.

Pozisyonel vida tekniğinin bir dezavantajı; vidalar yerleştirilirken segmentler doğru şekilde hizalanmazsa birbirlerinden uzaklaşabilirler. Bir başka dezavantajı ise

vidanın medial kortekse bağlandığının anlaşılmasının zorluğudur. Vida medial kortekse yeterince bağlansa da bağlanmasa da lateral korteksteki yuvaya iyice sıkışabilir (Fonseca, 2000).

Bikortikal vida yerleşimleri için birçok farklı yerleştirme tekniği kullanılmış ve araştırılmıştır. Ters-L konfigürasyonu (Şekil 10a) veya üst sınıra doğrusal 3 vida (Şekil 10b) yerleştirilmesi en sık kullanılan yöntemlerdir. Foley ve ark., mekanik bir düzenek kullanarak bu iki şekil arasındaki kompresif yük dayanıklılığını araştırmışlar ve ters-L şeklinin çok daha stabil olduğunu bildirmişlerdir (Foley ve ark., 1989).



Şekil 10. Bikortikal vida fiksasyonu. **a.** Ters L konfigürasyonunda, **b.** Üst sınıra lineer 3 bikortikal vida, **c.** Üst sınıra yerleştirilen 2 adet bikortikal vida

Üst sınıra pozisyonel 2 vida yerleştirilmesi de yaygın kullanılan bir tekniktir (Şekil 10c). Fakat semirijit fiksasyon sağladığından intermaksiller fiksasyon ihtiyacı açığa çıkar.

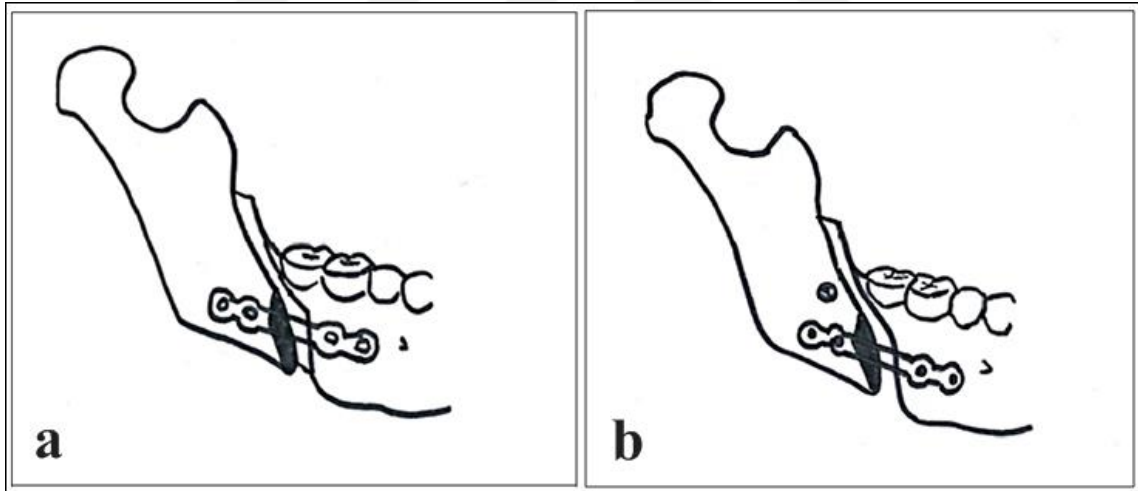
Yine Foley ve ark., ters-L şeklinin, üst sınıra üç adet lineer vida uygulamasına göre daha güçlü olduğunu göstermek için, kompresif vertikal yük kayıp modeli kullanmışlardır (Foley ve ark., 1989). Bunu takip eden çalışmalarında osteomi yapılmış koyun mandibulalarının ters L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 tane 2 mm'lik vidayla veya 1 adet monokortikal plakla fiks edilmelerinin 2 tane 2.7 mm'lik bikortikal vidayla fiks edilmelerinden daha rijit olduğunu bildirmişlerdir (Foley ve Beckman, 1992).

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

2.5.1 Miniplak Fiksasyonu

Miniplaklar, ilk kez mandibular fraktürlerin tedavisinde 1907 yılında Lane ve 1912 yılında Sherman tarafından üretilmiştir (Booth ve ark., 2001). Sagittal split ramus

osteotomisinin miniplak ile fiksasyonu Michelet ve ark., tarafından 1973 yılında ilk kez tanımlanmış (Michelet ve ark., 1973) (Şekil 11a) , uzun yıllardan beri birçok araştırmacı tarafından da tercih edilmiş (Abeloos ve ark.,1993; Scheerlinck ve ark.,1994; Hammer ve ark.,1995) ve halen günümüzde sıklıkla kullanılmaya devam eden bir yöntemdir. Bu metodun; vidaların transbukkal yaklaşım gerektirmeden intraoral olarak yerleştirilebilmesi, inferior alveolar sinir hasarı riskinin daha az olması, erken postoperatif dönemde proksimal segment ve kondil pozisyonunun düzeltilebilmesi, kondil seviyesinde minimal torsiyon oluşması, plak ve vidanın gerekli olursa lokal anestezi altında çıkarılabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (Rubens ve ark., 1988; Stoelinga ve Borstlap, 2003; Chung ve ark., 2008). Fakat bazı in vitro çalışmalarda miniplak fiksasyonunun bikortikal vida fiksasyonuna göre daha az mekanik stabilite gösterdiği bildirilmiştir (Peterson ve ark., 2005, Brasileiro ve ark., 2012). Bazı klinik çalışmalarda ise miniplakların kırılması ya da bükülmesi gibi komplikasyonlar bildirilmiştir (Fujioka ve ark., 2000; Ellis ve Esmail, 2009).



Şekil 11. Miniplak fiksasyonları. **a.** Monokortikal vida- plak fiksasyonu, **b.** Bikortikal vida/monokortikal vida ve plak kullanılarak yapılan hibrit fiksasyon

Rubens ve ark., çalışmalarında, dört delikli miniplakla monokortikal vida kullanımının osseöz tel fiksasyonundan daha fazla stabilite gösterdiğini bildirmişlerdir (Rubens ve ark., 1988). Schwartz ve Relle, bikortikal vida ve monokortikal vida-plak sistemlerinin birarada kullanıldığı hibrit sistemi tanımlamıştır. Bir miniplak, dört adet monokortikal vidaya ek olarak son dişin posterioruna inferior alveolar sinirin üzerine

yerleştirilen bir adet bikortikal vida ile yapılan hibrit fiksasyon stabiliteyi artırmaktadır (Schwartz ve Relle, 1996) (Şekil 11b).

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

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

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

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

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

2.6. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Komplikasyonlar

2.6.1. Stabilizasyon / Relaps

Cerrahi tekniklerin ve fiksasyon yöntemlerinin değerlendirilmesi sonucunda ortognatik cerrahi prosedürlerin stabilitesi ve öngörülebilirliği artmıştır.

Ramusun sagittal osteotomisinin stabilitesi, ortognatik cerrahide üzerine en çok çalışılan komplikasyondur. Relaps oranları literatürlerde farklılık gösterir ve ameliyat öncesi tanıya büyük ölçüde bağımlı görünmektedir. Relaps, tek bir nedene atfedilemeyen çok faktörlü bir sorundur. Doğru teşhisler, yeterli tedavi planlaması ile doğru ve becerikli

cerrahi teknik, cerraha önemli katkılar sağlar. Yumuşak dokuların ve kasların gergin olması veya orofasiyal kötü alışkanlıklar postoperatif stabiliteyi etkileyebilir. Relapsa etki eden faktörler arasında mandibular hareketin tipi, proksimal segmentin konumu ve temporomandibular diskin yer değiştirmesi bulunur (Fonseca, 2009).

Relaps paternleri, mandibular ilerletmeler ve geriletmeler arasında farklılık gösterdiğinden, özel nedenleri büyük olasılıkla farklıdır; bununla birlikte, relapsı önlemedeki ilkelerin çoğu aynı olabilir. Genellikle yumuşak doku basınçlarının ve kas çekişlerinin, özellikle mandibular ilerletmede relapsı etkileyen ana faktörler olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, suprahoid kasların diseke edilmesi ve eksternal destekleyici cihazlar gibi bu etkileri en aza indirmeye yönelik erken müdahalelerin de etkili olduğu gösterilmemiştir. Bununla birlikte, internal destek tekniklerinin etkili olduğu gösterilmiştir. Rijit fiksasyon vidaları ve plakları kullanılmadan önce, iskelet fiksasyon olarak adlandırılan bir internal desteğin, mandibular ilerletmelerin aşağı ve geri relaps oluşumunu azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir. Bu fiksasyon genellikle intermaksiller fiksasyona ek olarak kullanılırdı ve iskeletsel relapsı en aza indirmek için priform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye telle çevresel bağlayarak uygulanırdı (Gassmann ve ark., 1990).

Diğer relaps nedenleri ise hastanın yaşı, preoperatif mandibular düzlem açısı, proksimal fragmanın rotasyonel pozisyonu, distal segment ilerletme miktarı ve kondilin fossadan deplase olmasıdır (Milorio ve ark., 2004).

Mandibular prognatizmde, özellikle büyüme çağındaki bireylerde uzun dönem stabilite için mandibular geriletme miktarı çok önemli bir faktördür. Disk deplasmanı nedeniyle TME fonksiyon bozukluğu olan bireyler mandibular ilerletme yapıldığında erken relaps ortaya çıkar. Bazı araştırmacılar, relaps ile saat yönünün tersi (counterclockwise) rotasyon arasında korelasyon olduğunu belirtmişlerdir (Fonseca, 2009).

Hem mandibular ilerletmede hem de geriletmelerde muhtemelen relapsı etkilediği düşünülen son alan, osteotomi sahasındaki fiksasyonun rijitliğidir. Bu konu ile ilgilenen ilk araştırmacılar, osteotomi sahasındaki fiksasyonun intermaksiller fiksasyon sırasında ortaya çıkan kondilin fossadaki normal olarak yeniden konumlandırılmasını engelleyebileceğini düşünmüşlerdir. Daha sonra yapılan çalışmalar, tel osteosentezinin segment pozisyonlandırılmasında intermaksiller fiksasyondan daha üstün olduğunu ve

relaps insidansının daha az olduğunu göstermiştir. Ayrıca daha geniş kapsamlı çalışmalar, sagittal osteotominin fiksasyonu için üç bikortikal vida kullanmanın stabil olduğunu açıkça göstermiştir. Bu çalışmalar, % 0-8 arasında bir ortalama relaps oranını rapor etmiştir. Rijit internal fiksasyon tekniklerini tel fiksasyonuna göre karşılaştıran çalışmaların çoğu, teknikler arasındaki stabilite açısından anlamlı bir fark olduğunu da doğrulamışlardır. SSRO'nun rijit internal fiksasyonu için bir başka yaygın yöntem, mini plakların monokortikal vidaların kullanılmasıdır. Genel olarak, 2 mm'lik sistemler osteotominin her iki tarafına yerleştirilen iki vida ile kullanılır. Araştırmalar, relapsı önlemek için gereken minimum vida sayısının ve daha fazla veya daha geniş vidanın, daha uzun dönem takiplerde stabiliteyi geliştirip geliştiremeyeceği konusu üzerinde sürmektedir (Milorio ve ark., 2004).

2.6.2. Sinir Hasarı

SSRO sonrası oluşan nörosensoriyel bozukluk inferior alveolar sinir, lingual sinir ve çok nadir olarak da fasiyel siniri de içerebilir. Operasyon sonrası çene ucu ve alt dudaktaki nörosensoriyel bozukluk ortognatik cerrahinin hasarıdır ve mandibular osteotomilerde büyük endişe uyandırır. Hastalar 6 ay veya daha uzun bir süre farklı derecelerde trigeminal duyu eksikliği yaşayabilirler. Ameliyattan hemen sonra bu oran çok yüksektir. Nörosensoriyel bozukluğa neden olabilen faktörler şunlardır; hastanın yaşı, cerrahın becerisi, mandibula hareketinin büyüklüğü ve ek olarak genioplasti yapılıp yapılmadığıdır (Fonseca, 2009).

SSRO sırasında inferior alveolar sinire zarar verme ihtimali, tekniğin ilk kez tanımlanmasından beri iyi bilinmektedir, ancak şaşırtıcı bir şekilde bu problem, SSRO'yu ilk uygulayan cerrahlar tarafından en aza indirilmiştir. İntraoperatif sinirle karşılaşma ve sinire müdahelenin yanı sıra cerrahi deneyimin de sinir disfonksiyonu üzerine etkisi olduğu bildirilmiştir. Ylikontiola ve meslektaşları, subjektif duyu kaybı ile hastanın yaşı arasında ve ayrıca mandibular hareketin büyüklüğü ve sinire müdahale derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulmuşlardır (Milorio ve ark., 2004; Ylikontiola ve ark., 2000).

Bazı diğer klinik araştırmacılar, hastanın yaşı ve sinir iyileşmesi arasında anlamlı bir ilişki olduğunu belirtmiştir. Guernsey ve DeChamplain, mandibulanın ayrılma işlemi sırasında sinir hasarı oluşabileceğini bildirmişlerdir. Bu durum sonucunda, bazı

cerrahların geniş osteotom yerine mandibulanın ayrılma işlemi sırasında küçük bir düz osteotom kullanımını önermişlerdir (Guernsey ve DeChamplain, 1971).

Sinirin duyuşsal kaybının bir başka olası nedeni, proksimal segmentin keskin kemik düzensizlikleri veya proksimal segment konumlandırılıp sabitlendiğinde sinirin sıkışmasına bağılı olabilir. Genioplasti sagittal split ile birlikte yapıldığında sinir hasarı riski daha da artar (Miloró ve ark., 2004; Fonseca, 2009).

SSRO'yu takiben inferior alveolar sinirin nöroensensiyal fonksiyonu çalışmalarda büyük ilgi görmesine rağmen, çok az sayıda çalışma lingual sinir disfonksiyonu insidansını belgelemiştir. Lingual sinir hasarına yol açtığı iyi bilinen nedenler; bikortikal vidaların kullanımı ve lingual bölgede oluşan hematoma basıncıdır. Bundan dolayı 15 mm'den daha uzun vida kullanmak güvenli olmayabilir. Aşırı bir hematoma varlığında ise hızlı iyileşme için direne edilmelidir (Fonseca, 2009).

Inferior alveolar sinir ile karşılaştırıldığında, lingual sinir duyu değişiklikleri çok daha az sıklıkta meydana geldiğı ve daha hızlı iyileştiğı; ancak hastaların günlük aktivitelerinde bunun eksikliğini ne kadar algıladıkları ile ilişkili olduğı bildirilmiştir (Miloró ve ark., 2004).

Fasiyal sinirin nörosensoryel bozukluğı çok nadirdir fakat hastaya olan olumsuz etkisi fazladır. SSRO'da karşılaşıma insidansı %1'den azdır. Büyük miktarda yapılan mandibular geriletmelerde fasiyal sinirde duyu bozukluğı mandibular ilerletmeye göre daha fazla görüldüğünü bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Fonseca, 2009; Jones ve Van Sickels, 1991).

2.6.3. Temporomandibular Eklem Disfonksiyonu

Normal popülasyonda eklem sesleri veya ağrı ile birlikte TME disfonksiyonu görüldüğü zaman nispeten yaygın bir durum olarak kabul edilir. En sık görülen komplikasyon ağrı ve sestir. Maloklüzyonun, genel popülasyonda TME disfonksiyonu için olası bir sebep olduğı düşünülmektedir (Fonseca, 2009). Temporomandibular eklem disfonksiyonunun insidansı iki şekilde dikkate alınmıştır; birincisi, ameliyat öncesi bulgulara kıyasla ameliyat sonrası mevcut olan temporomandibular eklem semptomlarının insidansı ve ikincisi, mandibular hareket aralığındaki değişimdir. Temporomandibular eklem problemlerinin insidansının bildirilmesi, oldukça değişkendir ve çoğı yazar, preoperatif duruma herhangi bir atıfta bulunmadan sadece postoperatif şikayeti belirtmiştir (Miloró ve ark., 2004). Ameliyat öncesi ve sonrası

temporomandibular eklem semptomlarına bakılan ilk derlemelerde bazı yazarlar sagittal osteotomiye takiben ağrıda değil eklem sesinde bir artışa işaret ediyor gibi görünmektedir (Freihofer ve Petrešević , 1975).

Rijit vida fiksasyonunun kullanımı, bazı çalışmacılara temporomandibular eklem problemlerinde artışa neden olduğunu düşündürmüştür. Bu endişe, rijit vida fiksasyonu ile oluşan kondiler değişikliklerin radyografik bulguları ile vurgulanmıştır. Temporomandibular eklem üzerindeki etkilerine göre rijit fiksasyona karşı tel fiksasyonu üzerine olan tartışmalar bir dizi çalışmaya yol açmıştır. Çoğu çalışmalar, SSRO'da rijit fiksasyona karşı tel osteosentezine sahip hastalar arasında temporomandibular eklem semptomlarının insidansında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir (Hackney ve ark., 1989).

Kondilin pozisyonu cerrahi sırasında neredeyse her zaman değişir. Ancak bu etkinin operasyon sonrası TME problemleri oluşturacağına dair hiçbir kanıt yoktur. Bazı kısıtlamalar ameliyat sırasında kondiler yer değiştirmeye ve ameliyat sonrası kondiler adaptasyona bağlı olabilir. Bu kısa dönem etkiler uzun dönem disfonksiyonu işaret etmemektedir. Ameliyat sonrası dönemde kondilin yeniden şekillenmesi çok muhtemeldir ve hastalar genellikle operasyondan birkaç ay sonra operasyon öncesi fonksiyon seviyelerini geri kazanırlar. Operasyon sonrası kondil deplasmanı ön-arka ya da dikey planda ya da rotasyon şeklinde oluşabilir. Kondilin rotasyonu cerrahi sonrası orta hat kayması ve bazen ağrı gibi klinik belirtiler vermektedir. Kondilin pozisyon değiştirmesi oklüzal değişikliğe neden olur. Cerrahi sonrası bu durum erken iskeletsel relapsa neden olur. Cerrahi sırasında proksimal segment fossa içerisine tam oturtulamazsa kondiler deplasmanla sonuçlanır. Bu da SSRO sonrası cerrahi öncesine göre TME semptomlarının ana nedenidir. Bu tarz bir malpozisyon sonucu olarak kondillerde rezorpsiyon olacağı belirtilmiştir (Panula ve ark., 2001). Bazı yazarlar cerrahi öncesi TME problemlerinin düzeltilmesi gerektiğini savunurlar. Bazıları ise, ortognatik cerrahi tek başına iskelet ve oklüzal bütünlüğü oluşturur ve TME semptomlarının müdahale edilmeden çözülmesine yol açtığını benimserler (Fonseca, 2009; Goldstein, 1999).

Artmış mandibular düzlem açısı, ön-arka yüz yüksekliği oranının düşük olması gibi iskeletsel nedenler; proksimal segmentin saat yönü tersine rotasyonu , operasyon öncesi TME disfonksiyon varlığı, operasyon sırasındaki travmatik strese bağlı kondiler nekroz gelişmesi gibi cerrahi nedenler (Cutbirth ve ark., 1998); split sonrası proksimal

segmentin uygun pozisyonda konumlandırılmaması kondil rezorpsiyonunun oluşumunu artıran faktörlerdir (Fonseca, 2009).

2.6.4. Diğer Komplikasyonlar

SSRO'dan kaynaklanan diğer komplikasyonlar; aşırı kan kaybı, postoperatif hava yolu problemi ve büyük aseptik kemik kaybı ile ilgili bazı sorunlardır. Mandibular cerrahide kontrol edilemeyen kanama çok nadirdir. Çoğu vaka aletlerin dikkatsizce kullanılması sonucu gerçekleşir. Çoğu kanama küçüktür ve lokal anestezi veya gaz tampon yerleştirilerek kontrol altına alınabilir. Kanama kaynakları inferior alveolar arter, fasiyal arter, maksiller arter ve retromandibular ven olabilir. Daha fazla deneyim ve daha iyi cerrahi aletlerin olması, bu sorunların görülme sıklığını önemli ölçüde azaltmış görünmektedir (Milorio ve ark., 2004).

Devam eden gibi görünen bir grup problem ise proksimal segmentteki veya distal segmentin lingualindeki istenmeyen kırıktır. İyi bir cerrahi teknik, bu problemleri en aza indirir ve split yapılırken verilecek önem, “kötü” bir bölünmeyi düzeltmek zor olabileceğinden, çabaya değerlidir (Panula ve ark., 2001; Bockmann ve ark., 2011). Bukkal korteks kırığına yatkınlığı artıran en önemli risk faktörlerinden birinin gömülü üçüncü molar dişlerinin varlığı olduğu düşünülmüştür. İdeal olarak üçüncü molarlar, hem istenmeyen kırıkların en aza indirilmesi hem de özellikle rijit internal fiksasyon kullanıldığında optimal kemik iyileşmesine olanak sağlamak için mandibular osteotomiden en az 6 (tercihen 9) ay önce çıkarılmalıdır (Schwartz, 2002). Stabilizasyon, iyi split olan vakalara göre daha zordur ve daha fazla osteosentez malzemesi gerektirir. Ancak istenmeyen kemik splitleri SSRO'nun stabilitesini veya uzun vadeli başarısını etkilemez (Fonseca, 2009).

Yara açılması ve/veya enfeksiyon artık günümüzde nadir bir komplikasyondur ve sıklıkla kötü oral hijyen ile ilişkilidir. Sigara içmek enfeksiyona yatkınlığı artırır. Cerrahi işlemin uzun sürmesi, kemik kırığı sonrası sekestrasyon ve hematoma enfeksiyon oluşturabilecek faktörlerdir. Ameliyat sırasında ve sonrasında antibiyotik kullanımı enfeksiyon riskini azaltmıştır (Fonseca, 2009).

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metotların

biri de stres analiz yöntemleridir. Mandibulada kırık ve ortognatik cerrahi fiksasyonunda yapılan uygulama hataları ve kullanılan bazı materyallere bağlı olarak çevre dokular ve çiğneme kuvvetleri etkisiyle fiksasyon sistemi deformasyona uğrayabilmekte ve de fragmanların stabilitelerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değiştirilebildiği bir yöntemdir. (Chao, ve ark., 2006; Baran, 1988)

2.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet

İncelenen cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür. (Ulm ve ark., 1992)

Gerilim (stres)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği iç direnç ya da reaksiyondur. Cismin iç yapısında moleküler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğmasına yol açar. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama formül gerilim için aşağıdaki gibi belirtilir. (Baran, 1988)

$$\text{Gerilim} = \text{kuvvet/alan}$$

$$\text{Stres} = \text{force/area}$$

Birimi uluslararası birim sistemine göre N/m² dir. Psi (pounds per square inch) ve Mpa (megapascal) da kullanılır.

Gerinim / deformasyon (strain)

Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerinim birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerinim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerilmede, gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerinimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 microstrain %0.1 uzamayı gösterir (Baran, 1988)

Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir. (Baran, 1988; Kavsaoglu, 1986; Meyer ve ark., 2001)

Gerilim Tipleri

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğu için yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır (Baran, 1988)

1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.

2- Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.

3- Makaslama gerilimi (Shear Stress): Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

Bileşik Gerilme Durumu

Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek temel tipte olması güçtür. Yük uygulanan yapılarda, üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu meydana gelmektedir.

Asal Gerilim Değerleri

Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Kırma gerilimlerinin “0” olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilimler oluşan çekme gerilimini, minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini gösterir.

Hooke Kanunu

Brim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma

olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısını ise esnek materyalleri tanımlar. (Bathe ve ark.,1973; Sonugelen ve Artunç, 2002; Rho ve ark., 1993)

Esneklik Katsayısı (E)

Bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan brim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Bir başka ifade ile gerilim-brim deformasyon doğrusunun eğimidir. Esneklik katsayısı yük altındaki cismin moleküllerinin, çekim kuvvetinin brim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda brim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna bir örnektir.

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile "Young's modülü" olarak da adlandırılmaktadır. (Balatlıoğlu, 2000; İnan, 1988; Tosun, 1997)

$$\text{Esneklik katsayısı} = \text{gerilme} / \text{brim uzamadır.}$$

Poisson Oranı

Çekme veya basmada aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (ν). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve Poisson oranı daha yüksek olur. (Bueche, 1977; James ve Lord, 1992)

Stress Analiz Yöntemleri

- 1- Fotoelastik madde kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 2- Kırılğan vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 3- Gerilim ölçer kullanılarak yapılan stres analizi

- 4- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
- 5- Lazer ışınları ile yapılan stres analiz yöntemi
- 6- Termografik stres analiz yöntemi (Ak, 1994; Veziroğlu, 2005; Çalış, 2006; Akman, 2002)

2.7.2.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA)

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1950’li yılların ikinci yarısında matematiksel stres analizleri yapan mühendisler tarafından ortaya konmuştur. Gerilme analizleri problemlerinin çözülmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değer deplasman alanı ve gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı ; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan büyüklük, alanın almış olduğu en büyük değer pratikte özel bir öneme sahiptir.

Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
2. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.
3. Pek çok malzemeden oluşan yapıların analizlerine imkan verir.
4. Verilen değerler ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
5. Kraniofasial ve dental yapılar simüle edilebilir. (de Vree ve ark.,1983; Farah ve ark., 1988; Jafari ve ark., 2003).

Sonlu elemanlar yönteminin temel kavramı, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşturulan elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır.

Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde SEA gibi numerik yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerlerin bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütünüünün fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

1- Hazırlık Safhası (Preprocessing)

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun bel kemiğini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromanyetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralelkenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır.

Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak “cisim” terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur.

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini (element stiffness matrix) tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall=global stiffness matrix) oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Buradan şu matris denkleminde ulaşılır.

$$[K] \{\delta\} = \{P\}$$

$$[K] = \text{cismin genel matrisini}$$

$$\{P\} = \text{Toplam kuvvet vektörünü}$$

$\{\delta\}$ = bütün düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeleri göstermektedir.

Burada $[]$ işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, $\{ \}$ ise sütun vektör matrisini temsil eder. Bu aşamada dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için bu cebirsel denklemlerin aynı olduğudur. Böylelikle bütün elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözülmesine gerek kalmaz. Eğer cismin elemanlarının hepsi birbirinin aynı ise tek bir denklemin çözümü yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözülmesi gereken denklem sayısını belirler. Dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır.

$[K]$ nitelik bakımından, parçalara ayrılmış cisimde birim yer değiştirme oluşturacak kuvveti temsil eder. Buradan cismin sonlu eleman katsayısını bir yaya eşdeğer olarak düşünürsek $[K]$ nın “yay sabitine” karşılık olacağı açıktır. Dolayısı ile sonlu elemanlar metodu, esas itibarıyla cismin analizinin yapıldığı bir metottur. Bu aşamada iç kuvvetleri içeren denklemler oluşturulmuştur ancak sınır koşulları (basınç, ısı) dahil edilmemiştir. Sistem denklemleri oluşturulduktan sonra sınır koşulları eklenir. Sınır koşullarını oluşturma var olan terimlere yenilerini ekleyerek veya denklemlerdeki terimlerin yerlerini sağa veya sola doğru kaydırarak gerçekleştirilir. Yer değiştirmelerden de değişimler ve zorlanmalar hesaplanabilir.

2- Çözüm Safhası

Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle bilgisayarda çözülür. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır.

3- Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Bu aşamada denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir (Burnet, 1988; Öcal, 2001; Siegele ve Soltesz, 1989).

3. MATERYAL VE METOT

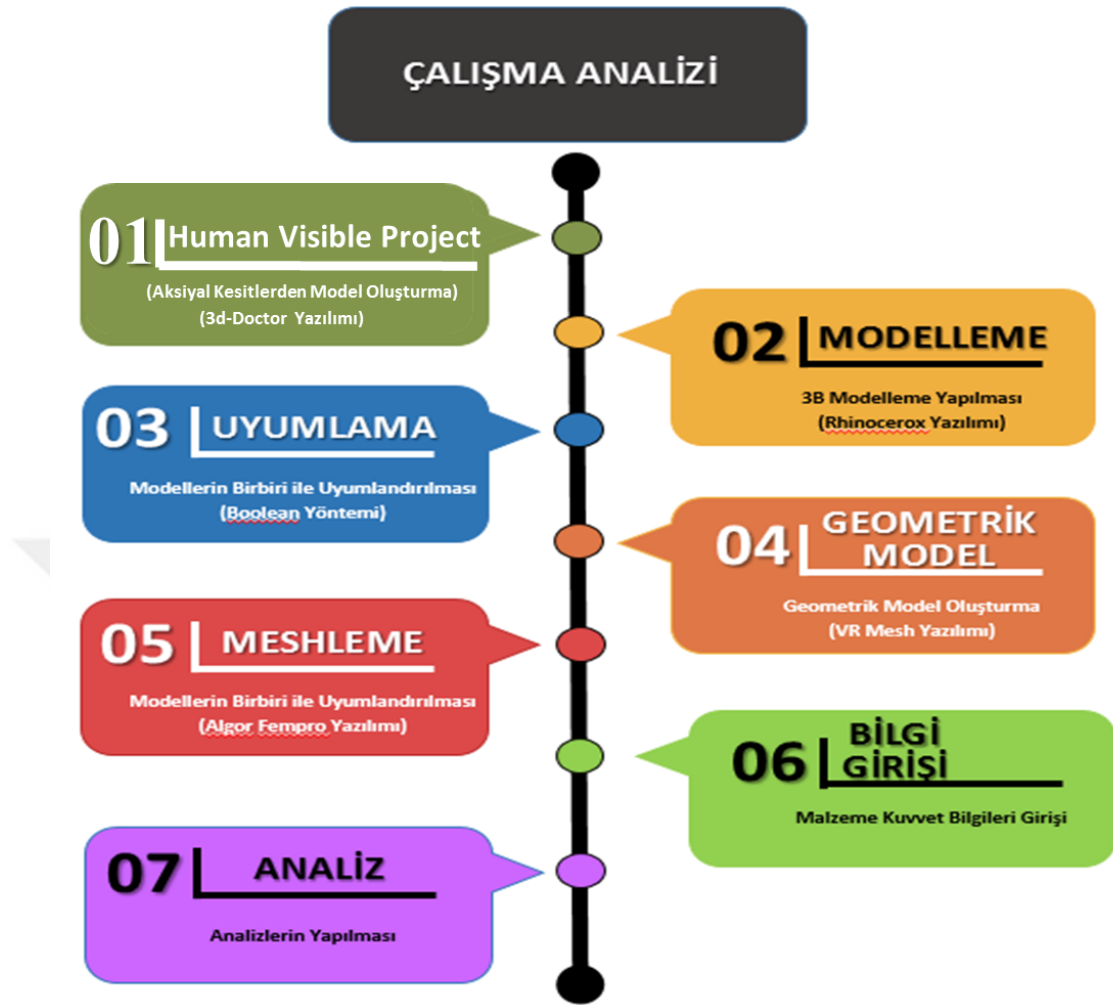
Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

3.1.Çalışma Planı

Çalışmada 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan (Şekil 12), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır. Çalışma planı Şekil13'de gösterilmiştir.



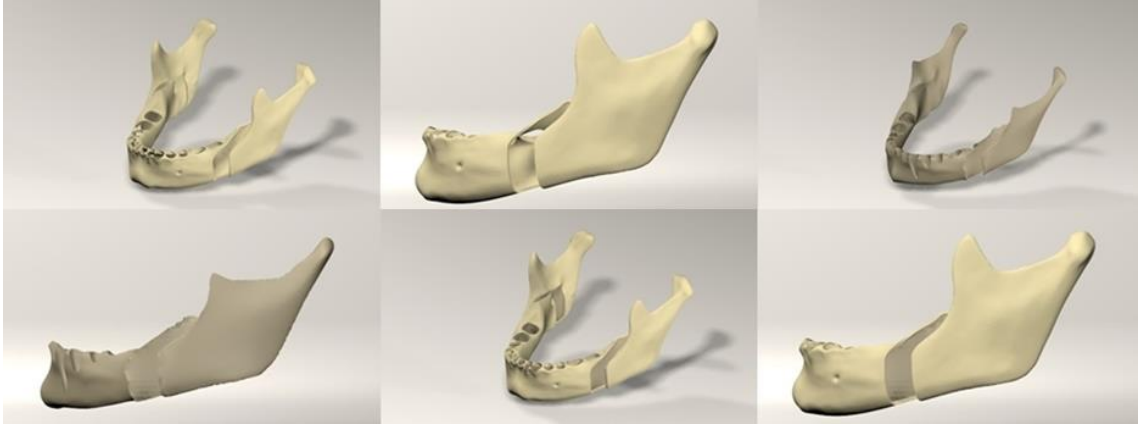
Şekil 12. Activity 880 optik tarayıcısının görünümü



Şekil 13. Sonlu Elemanlar Analizinde Genel Çalışma Planı

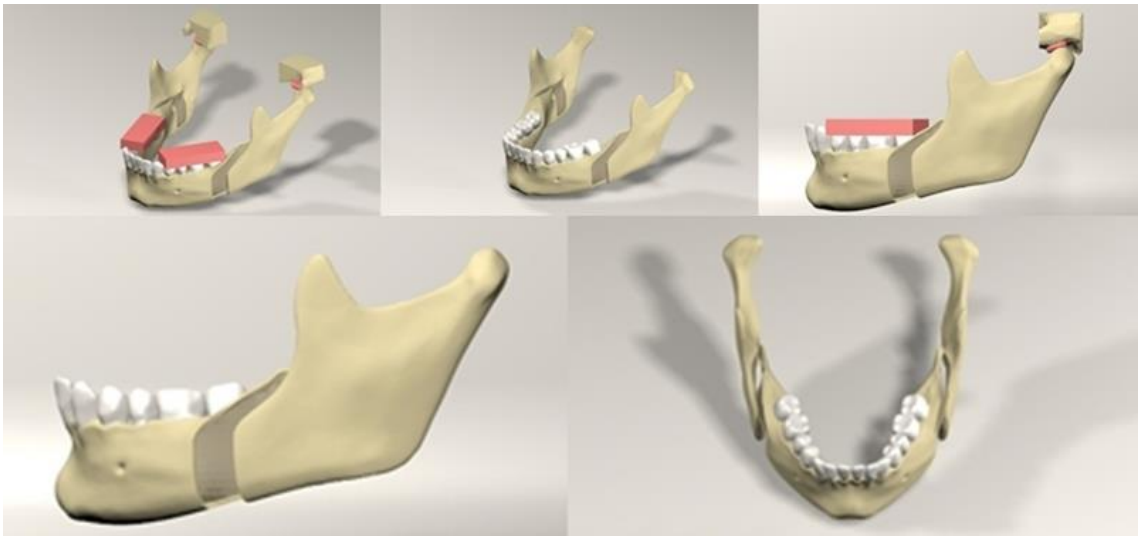
3.2. Modellerin Oluşturulması

Mandibular kemiğin modellenmesi için Human Visible Project üzerinden sağlanan mandibulaya ait aksiyel kesit, 3D-doctor (able software Corporation,U.S) yazılımına gönderilmiş ve ‘interective segmentation’ yöntemi Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Ayrıştırma işleminden sonra sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek mandibulada kortikal kemik, spongiöz kemik içeren alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. Elde edilen model, 3D-Doctor yazılımından .stl formatında VrMesh olarak dışa aktarılmıştır (Şekil 14).



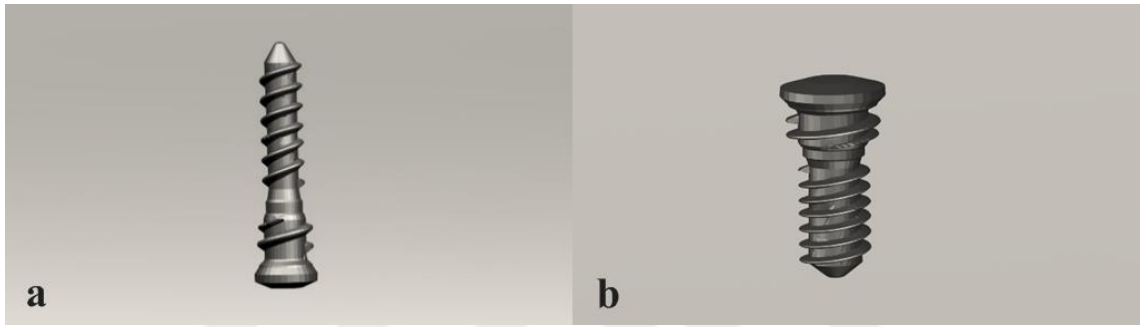
Şekil 14. Çalışılacak mandibula kesiti üzerinde kortikal ve spongios kemiğin tabakalandırılması

Elde edilen kemik modellerinden gerekli kesi hatları Rhinoceros(Robert McNeel & Associates,USA) yazılımında oluşturulmuştur. sagittal split osteotomiye taklit edecek şekilde mandibulanın ramus iç yüzünde medial horizontal bir kesi, mandibular korpusunda, 1. ve 2. Molar dişler arasından, vertikal bir kesi ve bu iki kesiyi birleştiren horizontal birleştirici bir kesi ile mandibulanın distal ve proksimal olmak üzere iki parçaya ayrılması sağlanmıştır.. Medial yatay kesi lingulaya yakın ve proksimal ve distal segmentlerdeki düzensizlikleri azaltmak için okluzal düzleme paralel yapılmıştır. Split işleminin tamamlanmasının ardından segmentler 10mm ilerletilerek osteotomi işlemi tamamlanmıştır (Şekil 15).



Şekil 15. Analizde kullanılacak 10mm ilerletmeli sagittal split osteotomi uygulanmış mandibula modelleri ve model dişlerin üzerine yerleştirilen mine dokusu sertliğinde ısırmaı taklit eden splint görüntüsü.

Çalışmada tedarik edilen vida ve miniplakların demo modelleri SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi miniplak ile kemik, vidalar ile kemik ve miniplak arasında uyumlandırma yapıldı. Bu şekilde mandibula, temporomandibular eklem ve diski, miniplaklar ve mono ve bikortikal vida gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Uygulanan bütün vidalar 2mm çap ve 5mm uzunlukta monokortikal vidalardır. Sadece Grup 10 için en distal vida 12mm bikortikal vida olarak modellenmiştir (Şekil16).



Şekil 16. Fiksasyonda kullanılan osteosentez araçları; **a.** Bikortikal vida **b.** Monokortikal vida

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

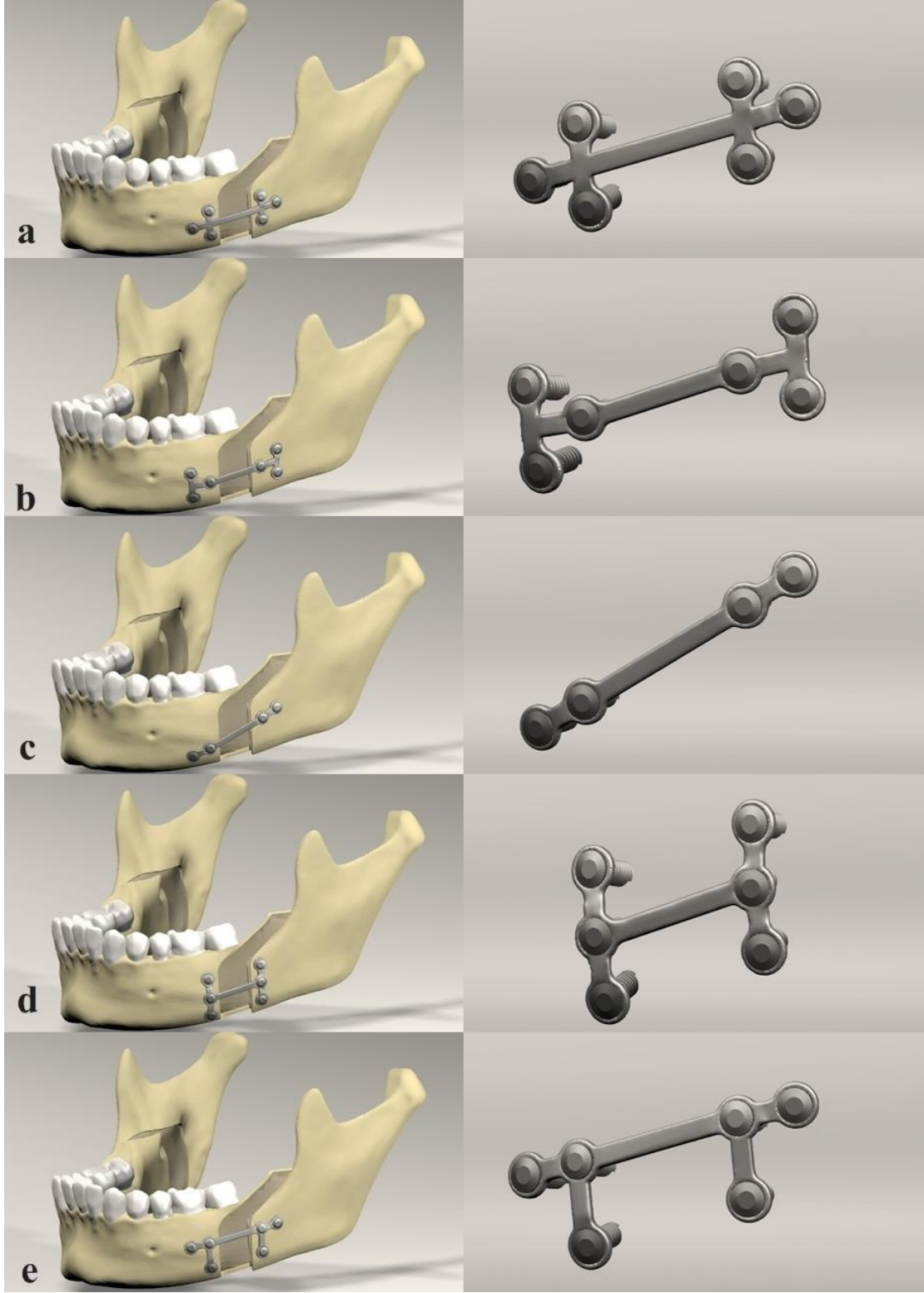
Bu çalışmada ilerletmeli sagittal split osteotomi fiksasyonu için 10 farklı miniplak fiksasyon metodu oluşturulmuştur (n=10). Bu metotlar ve çalışma grupları şu şekildedir (Tablo1 ve Şekil 17, Şekil 18):

Tablo 1. Çalışmada kullanılan fiksasyon yöntemleri

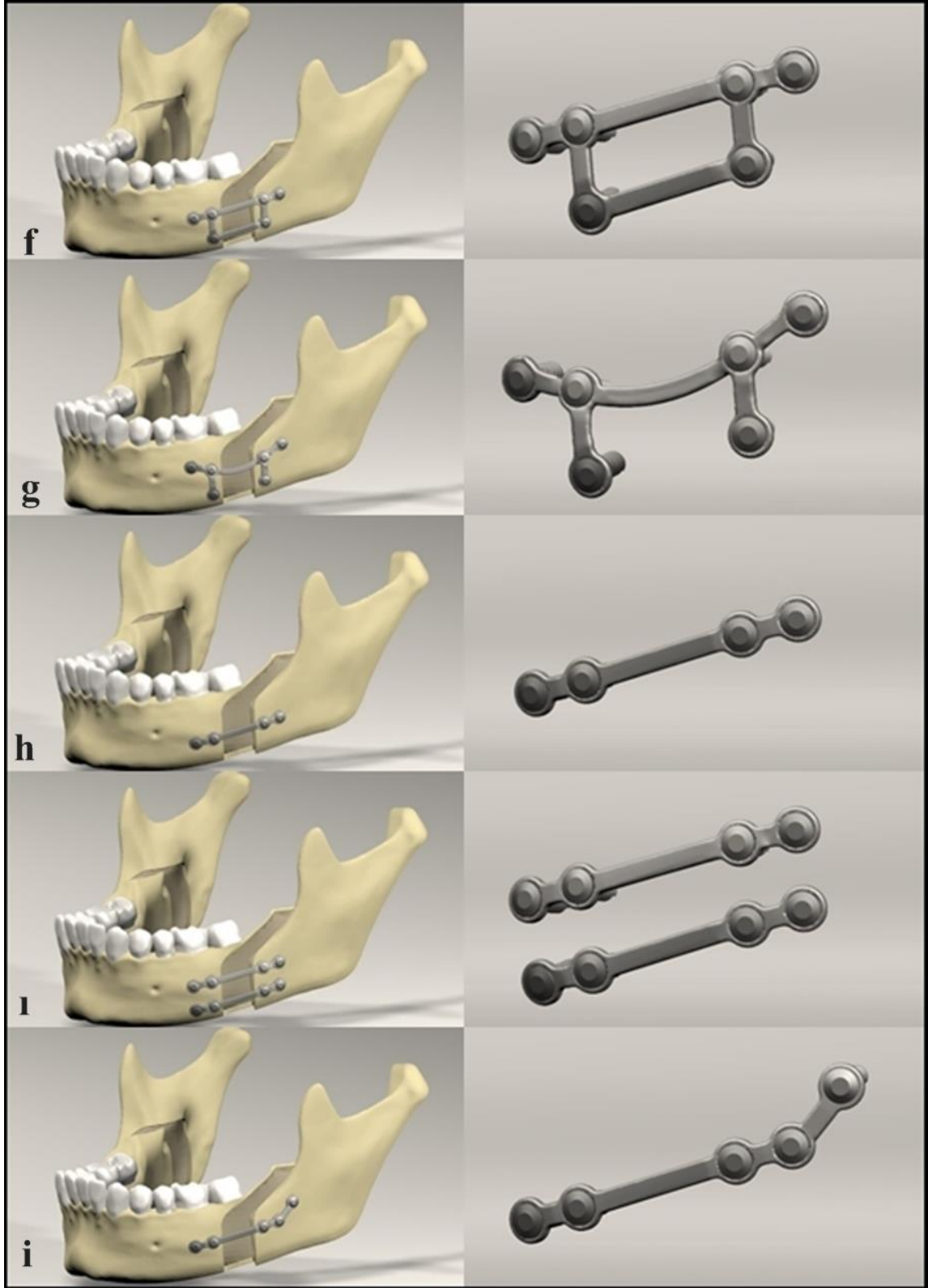
Gruplar	Fiksasyon Şekli
Grup 1	Osteotomi hattına komşu 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli düz, barlı miniplak(Şekil 17 a)
Grup 2	Osteotomi hattı yakınına 1’er, bu vidaların distaline vertikal formda 2’şer adet olmak üzere 6 delikli barlı düz miniplak(Şekil 17 b)
Grup 3	Oblik yerleşimli 4 delikli, barlı, düz miniplak (Şekil 17 c)

Grup 4	Osteotomi hattı yakınına vertikal formda 3'er adet olmak üzere 6 delikli, barlı, düz, miniplak(Şekil 17 d)
Grup 5	Ters geri-L formu oluşturacak şekilde osteotomi hattı yakınına vertikal formda 2'şer, bu vidaların distaline 1'er adet olmak üzere 6 delikli, üst barlı, düz miniplak(Şekil 17 e)
Grup 6	Grup 5'e ilaveten alt iki vida arasında ikinci bir barı olan, çift barlı, düz miniplak(Şekil 18 f)
Grup 7	Grup5 ile benzer dizaynda yerleşim gösteren 6 delikli, eğimli miniplak(Şekil 18 g)
Grup 8	Dört delikli, barlı, düz miniplak(Şekil 18 h)
Grup 9	Alt ve üste birer adet olmak üzere 2 adet delikli düz, barlı miniplak(Şekil 18 ı)
Grup 10	Oblik miniplağa ilave olarak en distal vida bikortikal olacak şekilde yerleştirilen 5 delikli açılı, barlı miniplak(Şekil 18i)





Şekil 17. Çalışmada oluşturulan fiksasyon grupları. **a.** Osteotomi hattına komşu 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli düz, barlı miniplak(Grup1), **b.** Osteotomi hattı yakınına 1’er, bu vidaların distaline vertikal formda 2’şer adet olmak üzere 6 delikli barlı düz miniplak (Grup2), **c.** Oblik yerleşimli 4 delikli, barlı, düz miniplak (Grup3), **d.** Osteotomi hattı yakınına vertikal formda 3’er adet olmak üzere 6 delikli, barlı, düz, miniplak (Grup4), **e.** Ters geri-L formu oluşturacak şekilde osteotomi hattı yakınına vertikal formda 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli, üst barlı, düz miniplak (Grup5)



Şekil 18. **f.** Grup 5'e ilaveten alt iki vida arasında ikinci bir barı olan, çift barlı, düz miniplak (Grup6), **g.** Grup5 ile benzer dizaynda yerleşim gösteren 6 delikli, eğimli miniplak (Grup7), **h.** Dört delikli, barlı, düz miniplak (Grup8), **i.** Alt ve üste birer adet olmak üzere 2 adet delikli düz, barlı miniplak (Grup9), **j.** Oblik miniplağa ilave olarak en distal vida bikortikal olacak şekilde yerleştirilen 5 delikli açılı, barlı miniplak (Grup 10)

3.4. Üç Boyutlu Modellerin Sonlu Elemanlar Analizine Aktarılması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo2). Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

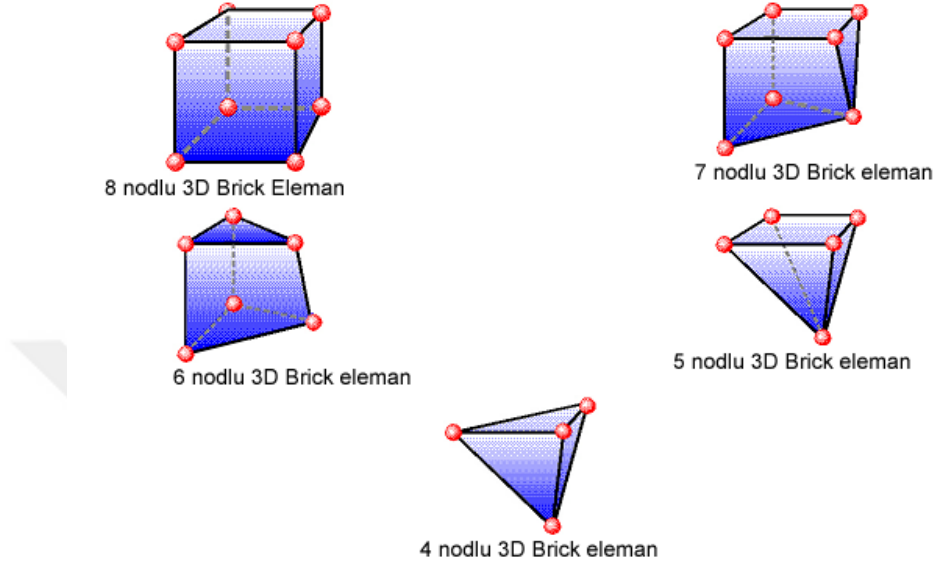
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları (Lotti vd., 2006;; Bezerra vd., 2013)

	Elastik modülleri (MPa)	Poisson oranları
Kortikal kemik	13700	0.30
Spongiosa	1370	0.30
Titanyum (plak/vida)	110000	0.33
Dentin	18600	0.31
Disk	44.1	0.40

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 19).



Şekil 19. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan çeşitli eleman ve düğüm konfigürasyonları.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

Tablo 3. Deney gruplarındaki düğüm ve eleman sayıları

Grup 01	Düğüm Sayısı = 186237 Eleman Sayısı = 873478
Grup 02	Düğüm Sayısı = 182265 Eleman Sayısı = 860456
Grup 03	Düğüm Sayısı = 164322 Eleman Sayısı = 766968
Grup 04	Düğüm Sayısı = 181206 Eleman Sayısı = 851752
Grup 05	Düğüm Sayısı = 191136 Eleman Sayısı = 892328
Grup 06	Düğüm Sayısı = 195002 Eleman Sayısı = 904881
Grup 07	Düğüm Sayısı = 181570 Eleman Sayısı = 853413
Grup 08	Düğüm Sayısı = 168152 Eleman Sayısı = 782206
Grup 09	Düğüm Sayısı = 216132 Eleman Sayısı = 1013319
Grup 10	Düğüm Sayısı = 179750 Eleman Sayısı = 828853

3.5. Yükleme Koşulları

Çiğneme kasları, anatomik veriler ışığında bu alanda birçok çalışmanın referans aldığı değerler kullanılarak 3 boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere anatomik kuvvet vektörleri yerleştirilmiş (Şekil 20-22) ve tek taraflı ısırma kuvvetlerini taklit edecek şekilde bu vektörlere ilgili kuvvet büyüklükleri atanmıştır (Tablo4).

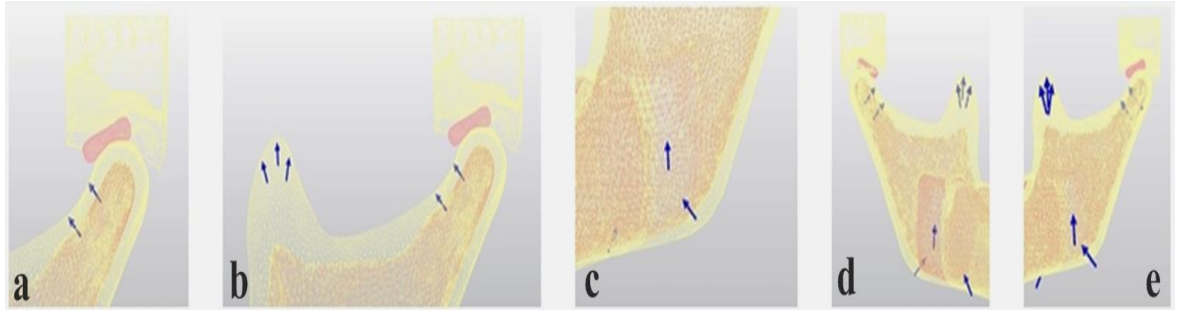
Oluşan streslerin tayini için mandibular modeli x ekseninde rotasyona izin verecek şekilde sabitlenmiştir. Plak ve vidalar Ti6Al4V alaşımının fiziksel değerleri atanarak oluşturulmuştur, tek taraflı ısırma kuvvetlerini taklit edecek şekilde bu vektörlere ilgili kuvvet büyüklükleri atanmıştır. Modellenen materyalin Young's modülü ve Poisson oranları daha önce yapılmış çalışmalarda kullanılan parametreler esas alınarak belirlendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Tablo 4. Çalışmada uygulanan çiğneme kaslarının kuvvet miktarları

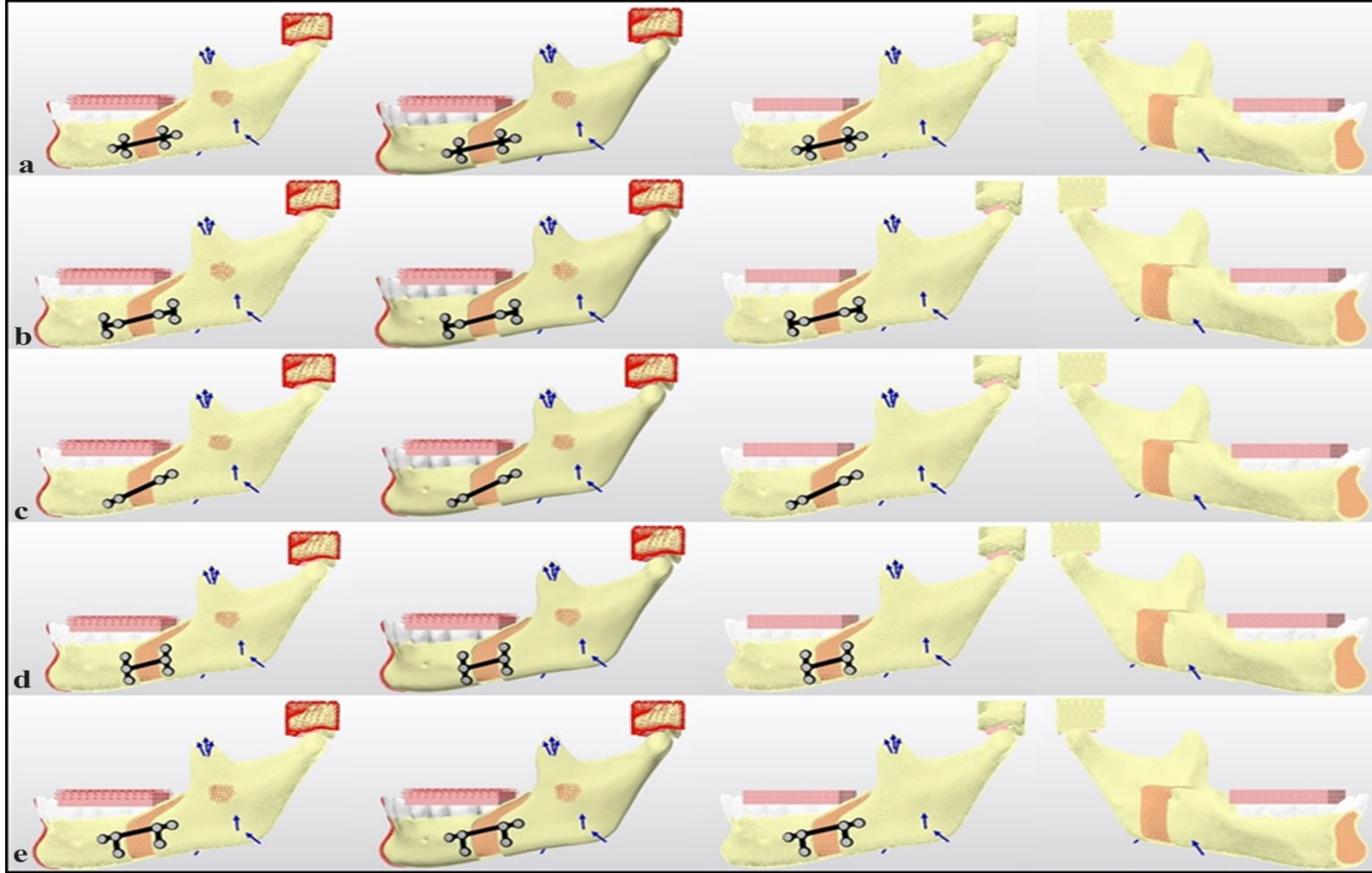
Kaslar	Toplam Kuvvet	Kuvvet Miktarları		
		Fx	Fy	Fz
Yüzeyel Massater Kası	190.4	79.7	39.4	163.3
Derin Massater Kası	81.6	29.2	44.5	61.8
Medial Pterygoid Kası	174.8	65.2	84.9	138.2
Anterior Temporal Kas	158.0	-6.9	23.5	156.1
Medial Temporal Kas	95.6	47.8	21.2	80.0
Posterior Temporal Kas	75.6	64.6	15.7	35.8
Superior Dış Pterygoid Kası	28.7	18.5	21.8	2.1
Digastrik Kasın Ön Karnı	40.0	37.6	9.7	-9.4

3.6. Sınır Koşulları

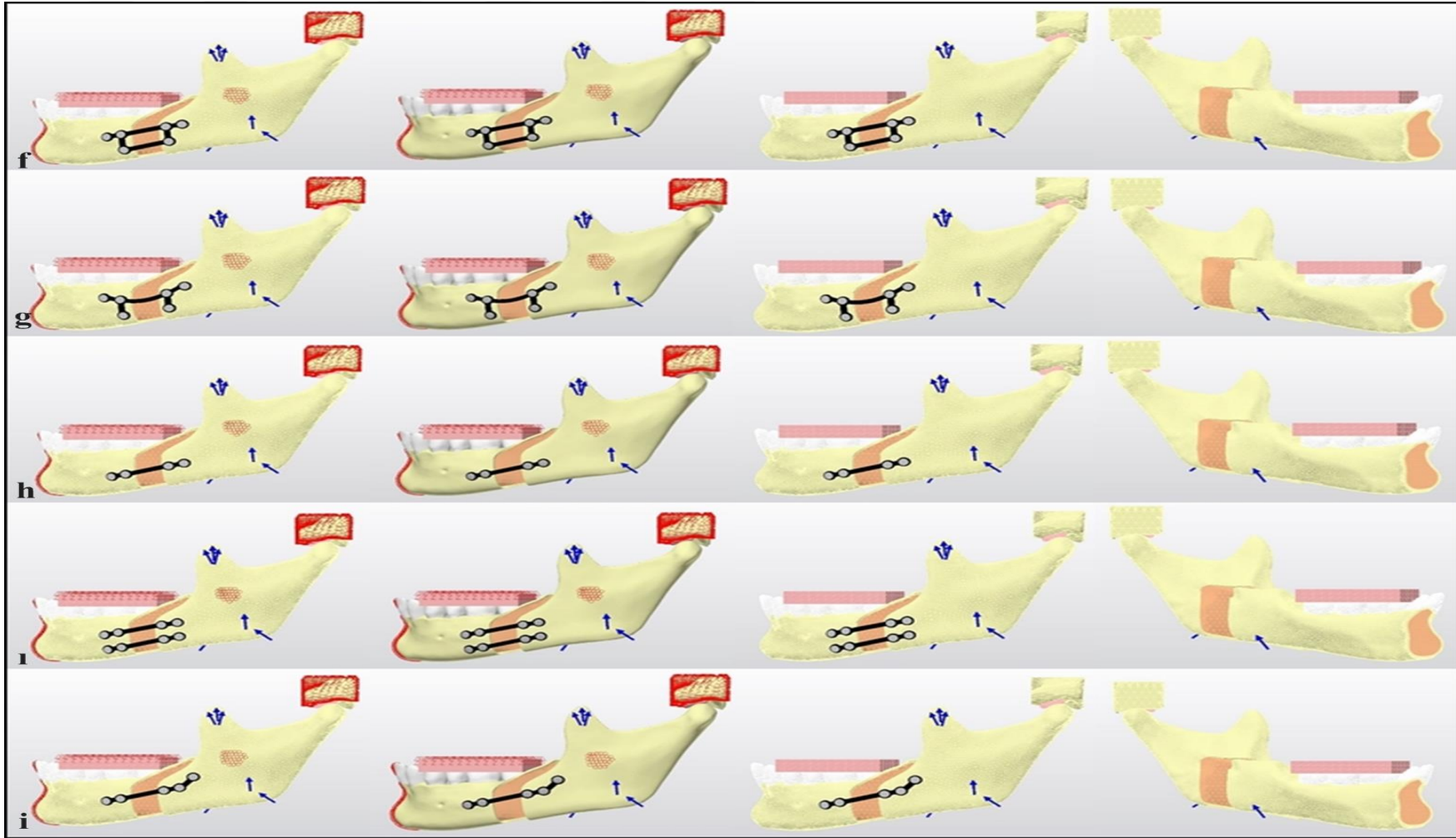
Model çene kemiğinin temporal kemikten glenoid fossadan DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Ayrıca modelin orta aksından yani medial line'dan X simetri verilmiştir. Ayrıca yanak kaslarını temsil edecek şekilde, kesi hattının arka kısmı yani proksimal kısımda belirli bir alanda bukkal yönüne sınırlama getirilmiştir. Dişlerin üzerinden bir splint vasıtası ile, splint mine dokusu sertliğinde olacak şekilde atanmıştır (Şekil 20).



Şekil 20. Kas kuvvet vektörleri ve mandibulaya yapışma yerlerinin mesh görüntüleri. **a.** Lateral pterygoid, **b.** Temporal, **c.** Masseter, **d.** Masseter, temporal medial ve lateral pterygoid, **e.** Medial,lateral pterygoid ve temporal kaslar



Şekil 21. Kas kuvvetlerinin uygulanma doğrultuları ve sınır koşulları. Tek ok:medial pterygoid kas, iki ok: Masseter kası ve üç ok: temporal kası göstermektedir. (Şekil harfleri çalışma gruplarının numarası ile doğru orantılı verilmiştir)



Şekil 22. Kas kuvvetlerinin uygulanma doğrultuları ve sınır koşulları. Tek ok:medial pterygoid kas, iki ok: Masseter kası ve üç ok: temporal kası göstermektedir. (Şekil harfleri çalışma gruplarının numarası ile doğru orantılı verilmiştir)

4. BULGULAR

Sonuçlarda elde edilen üç boyutlu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Görüntülerin yan tarafındaki skala ile değer aralıkları gösterilmektedir. Modeller üzerinde renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir. Gerilim stresi (principal stres maksimum) ve Von Mises stres değerleri pozitif değerlerdir. Sadece sıkışma stres değerleri (principal stres minimum) negatif olarak ifade edilir ve skalanın alt kısmında yer alırlar. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmalıdır (Ertem, 2010).

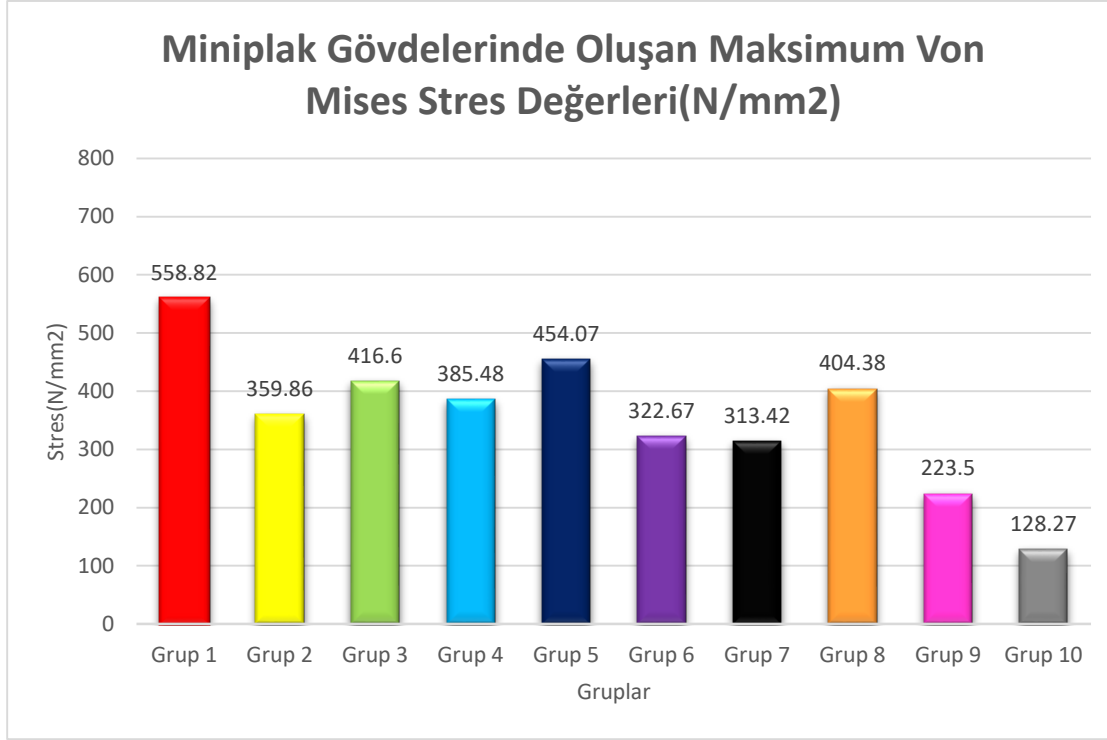
4.1. Plak ve Vidalarda Oluşan Stres Değerleri

4.1.1. Plaklarda Oluşan Stres Değerleri

Sagittal split ramus osteotomisi 10 mm ilerletme modelinde, plaklardaki Von Mises stresleri her grup için incelendi. 100 belirlendi (Tablo 5).

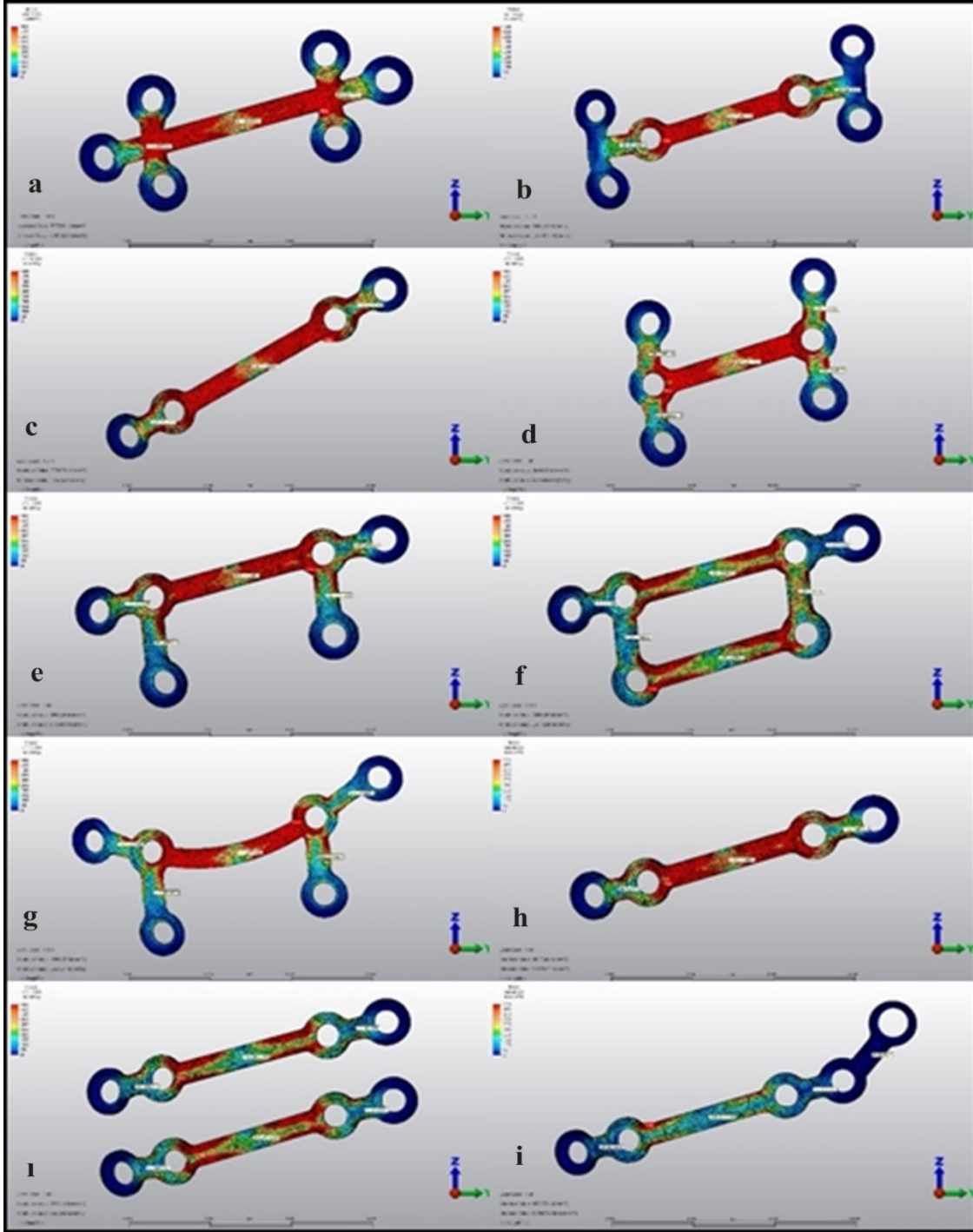
Tablo 5. Farklı gruplardaki plaklarda oluşan, plak gövdelerine (PG) ait maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Plak Geometrisi	Vida Sayısı	Max. Stres (N/mm ²)
Grup 1	6	558.82
Grup 2	6	359.86
Grup 3	4	416.60
Grup 4	6	385.48
Grup 5	6	454.07
Grup 6	6	322.67
Grup 7	6	313.42
Grup 8	4	404.38
Grup 9	8	223.50
Grup 10	5	128.27



Şekil 23. Farklı gruptaki plaklarda oluşan, plak gövdelerine (PG) ait maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Buna göre; fiksasyon gruplarında plaklarda oluşan stres dağılımlarının farklı olduğu görülmüştür (Şekil 23-24). Plaklardaki en fazla stres Grup1’de 558.82(N/mm²) gözlenmiştir. Onu Grup3 (416.60N/ mm²) ve Grup8 (404.38N/mm²) izlemektedir. En az stres ise Grup10’da (128.27N/mm²) gözlenmiştir (Şekil 23). Streslerin barın üzerinde vidalara yakın yerde yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 24). Ancak plaklardaki kırılmaların aşırı streslerde barın orta noktalarında olabileceği düşünülerek orta noktalarından ölçüm değerleri aldığımızda değerlerin hepsinin materyalin kırılma direnci kuvvetlerinden çok daha düşük olduğu görülmüştür.



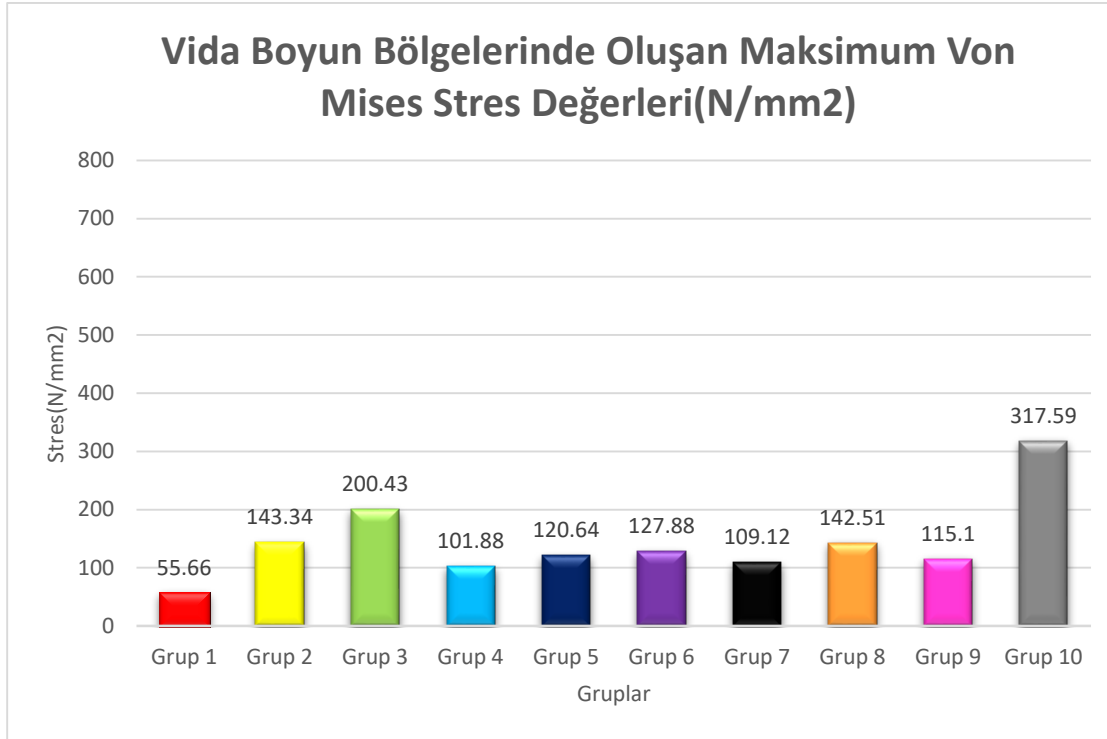
Şekil 24. Bütün gruplarda plaklarda oluşan stres değerleri ve dağılımı. **a.** Osteotomi hattına komşu 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli düz, barlı miniplak(Grup1), **b.** Osteotomi hattı yakınına 1’er, bu vidaların distaline vertikal formda 2’şer adet olmak üzere 6 delikli barlı düz miniplak (Grup2), **c.** Oblik yerleşimli 4 delikli, barlı, düz miniplak (Grup3), **d.** Osteotomi hattı yakınına vertikal formda 3’er adet olmak üzere 6 delikli, barlı, düz, miniplak (Grup4), **e.** Ters geri-L formu oluşturacak şekilde osteotomi hattı yakınına vertikal formda 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli, üst barlı, düz miniplak (Grup5), **f.** Grup 5’e ilaveten alt iki vida arasında ikinci bir barlı olan, çift barlı, düz miniplak (Grup6), **g.** Grup5 ile benzer dizaynda yerleşim gösteren 6 delikli, eğimli miniplak (Grup7), **h.** Dört delikli, barlı, düz miniplak (Grup8), **ı.** Alt ve üste birer adet olmak üzere 2 adet delikli düz, barlı miniplak (Grup9), **i.** Oblik miniplaka ilave olarak en distal vida bikortikal olacak şekilde yerleştirilen 5 delikli açılı, barlı miniplak (Grup 10)

4.1.2. Vida Boyun Bölgelerindeki Stres Değerleri

Sagittal split ramus osteotomisi 10 mm ilerletme modelinde, vidaların plak yivlerine oturan boyun bölgelerindeki Von Mises stresleri her grup için incelendi(Tablo 6). Buna göre;

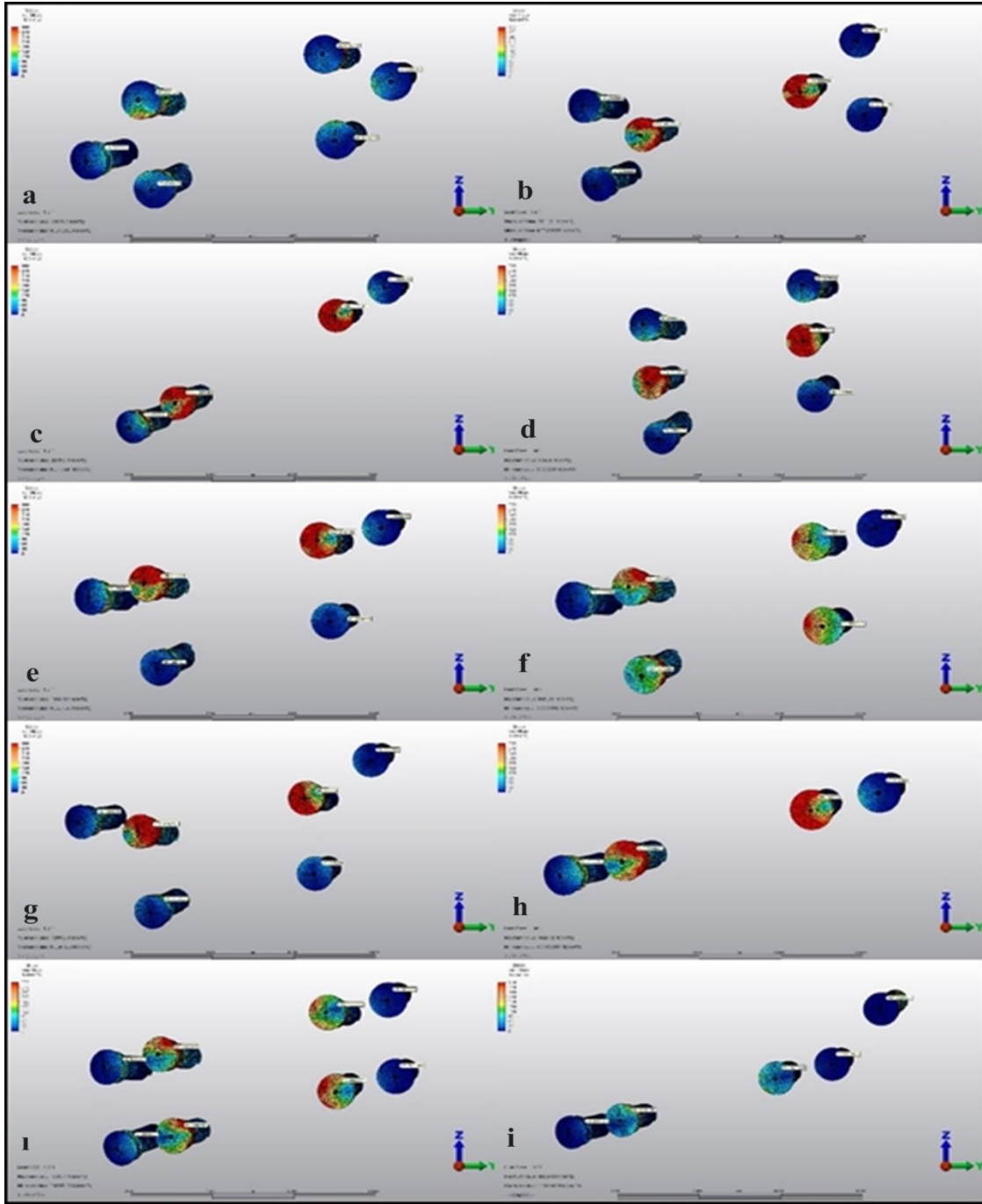
Tablo 6. Farklı gruptaki vidaların plak yivlerine oturan boyun bölgelerinde oluşan Maksimum Von Mises Stres değerleri

Gruplar	Maksimum Stres.(N/mm ²)	Bölge
Grup 1	55.66	Distal kesi hattına yakın superior vida
Grup 2	143.34	Distal kesi hattına yakın vida
Grup 3	200.43	Distal kesi hattına yakın vida
Grup 4	101.88	Distal kesi hattına yakın orta vida
Grup 5	120.64	Proksimal kesi hattına yakın superior vida
Grup 6	127.88	Distal kesi hattına yakın inferior vida
Grup 7	109.12	Distal kesi hattına yakın superior vida
Grup 8	142.51	Distal kesi hattına yakın vida
Grup 9	115.10	Proksimal kesi hattına yakın superior vida
Grup 10	757.82	Bikortikal vida



Şekil 25 . Farklı gruptaki vida boyun bölgelerinde oluşan, maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Vidalardaki en fazla stres Grup10'da (317.59N/mm²) gözlenmiştir (Şekil 25). Bu değer en posteriordaki bikortikal vidaya ait olarak bulunmuştur. Bu gruptaki monokortikal vidaların tamamındaki stres değerleri ise diğer gruptaki vidalardan daha az strese maruz kalmıştır. Diğer gruptaki monokortikal vidaları değerlendirdiğimizde ise Grup3'te (200.43N/mm²) en fazla olduğunu görmekteyiz. En az ise Grup1'de (55.66N/mm²) gözlenmiştir. Genellikle vidalardaki en yüksek streslerin distal segmentteki vidalarda ortaya çıktığı görülmüştür (Şekil 26).



Şekil 26. Bütün gruplarda vidalarda boyun bölgesinin 3mm aşağısından elde edilen stres değerleri ve dağılımı. **a.** Osteotomi hattına komşu 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli düz, barlı miniplak(Grup1), **b.** Osteotomi hattı yakınına 1’er, bu vidaların distaline vertikal formda 2’şer adet olmak üzere 6 delikli barlı düz miniplak (Grup2), **c.** Oblik yerleşimli 4 delikli, barlı, düz miniplak (Grup3), **d.** Osteotomi hattı yakınına vertikal formda 3’er adet olmak üzere 6 delikli, barlı, düz, miniplak (Grup4), **e.** Ters geri-L formu oluşturacak şekilde osteotomi hattı yakınına vertikal formda 2’şer, bu vidaların distaline 1’er adet olmak üzere 6 delikli, üst barlı, düz miniplak (Grup5), **f.** Grup 5’e ilaveten alt iki vida arasında ikinci bir barı olan, çift barlı, düz miniplak (Grup6), **g.** Grup5 ile benzer dizaynda yerleşim gösteren 6 delikli, eğimli miniplak (Grup7), **h.** Dört delikli, barlı, düz miniplak (Grup8), **i.** Alt ve üste birer adet olmak üzere 2 adet delikli düz, barlı miniplak (Grup9), **i.** Oblik miniplağa ilave olarak en distal vida bikortikal olacak şekilde yerleştirilen 5 delikli açılı, barlı miniplak (Grup 10)

4.2. Gruplardaki Yer Değiştirme Miktarları

10 mm ilerletmede, proksimal ve distal segmentlerde kesi hattının süperior ve inferior bölgelerindeki toplam ve eksenlere göre gözlenen yer değiştirme miktarları değerlendirildi (Tablo 7). Buna göre;

Tablo 7. Proksimal ve distal segmentlerde kesi hattının süperior ve inferior bölgelerindeki toplam ve eksenlere göre gözlenen yer değiştirme miktarları(mm)

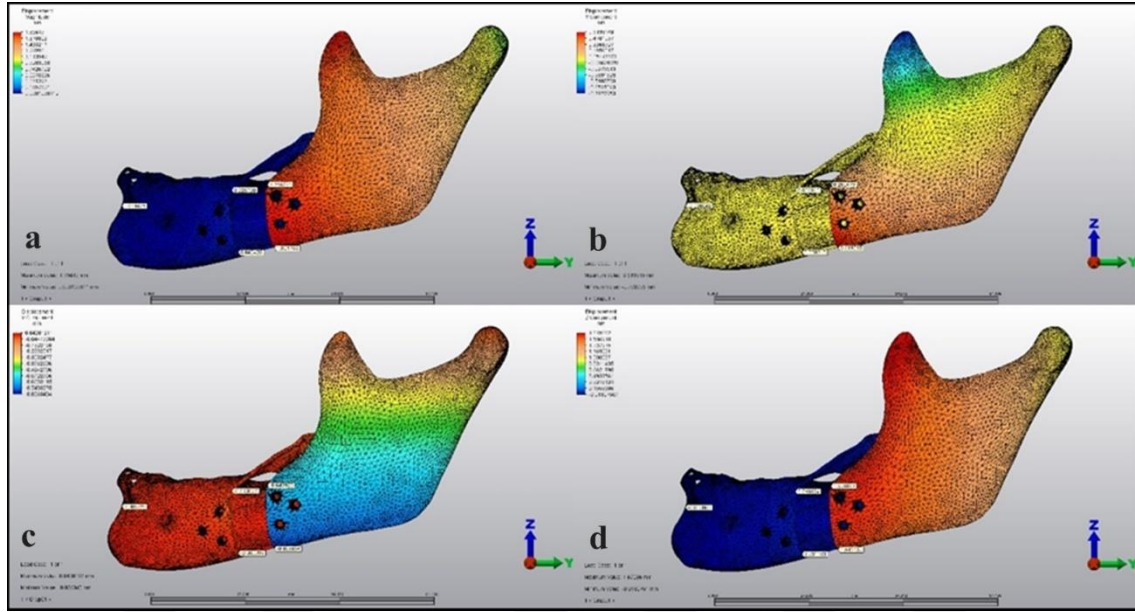
	Eksen	Proksimal		Distal	
		Süperior	Inferior	Süperior	Inferior
Grup 1	X	0,006013	0,030210	0,280479	0,619315
	Y	-0,013827	-0,000998	-0,649920	-0,808694
	Z	0,018324	0,031183	1,596861	1,546432
	Ortalama	0,023730	0,043428	1,746720	1,851753
Grup 2	X	0,005850	0,032587	0,180855	0,440956
	Y	-0,012310	-0,003269	-0,547584	-0,607829
	Z	0,020270	0,037102	1,264601	1,228521
	Ortalama	0,024426	0,049489	1,389882	1,439848
Grup 3	X	0,005921	0,037934	0,089116	0,326166
	Y	-0,010750	-0,003464	-1,066625	-1,302518
	Z	0,019359	0,045908	1,772761	1,735334
	Ortalama	0,022922	0,059654	2,070824	2,194156
Grup 4	X	0,005860	0,028902	0,126839	0,475249
	Y	-0,013422	0,002822	-0,511107	-0,562403
	Z	0,017905	0,030689	1,154012	1,113635
	Ortalama	0,023132	0,042251	1,268488	1,335044
Grup 5	X	0,005864	0,028044	0,378030	0,709260
	Y	-0,015680	0,000151	-0,667265	-0,800706
	Z	0,023425	0,028547	1,387240	1,355043
	Ortalama	0,028792	0,040018	1,585114	1,726360
Grup 6	X	0,006596	0,032500	0,164589	0,286730
	Y	-0,015253	0,007320	-0,378177	-0,316392
	Z	0,023267	0,039327	0,787755	0,778985
	Ortalama	0,028592	0,051541	0,889193	0,888333
Grup 7	X	0,005665	0,024880	0,367400	0,772771
	Y	-0,015170	0,000201	-0,663529	-0,897909
	Z	0,020775	0,024963	1,786760	1,737608
	Ortalama	0,026341	0,035245	1,940521	2,103020
Grup 8	X	0,005917	0,031660	0,152125	0,414628
	Y	-0,012456	-0,001520	-0,523322	-0,581608
	Z	0,020343	0,037648	1,267561	1,232681
	Ortalama	0,024577	0,049214	1,379753	1,424671
Grup 9	X	0,006230	0,035897	0,176510	0,251219
	Y	0,014599	0,000559	-0,385112	-0,303059
	Z	0,023625	0,041700	0,793482	0,786786
	Ortalama	0,028462	0,055026	0,899489	0,879766
Grup 10	X	0,004587	0,021619	0,006416	0,332707
	Y	-0,007437	0,005237	-0,170322	-0,127428
	Z	0,011882	0,016242	0,362838	0,337827
	Ortalama	0,014749	0,027543	0,400877	0,490978

Kesi hatındaki proksimal ve distal segmentteki ortalama deplasman miktarları incelendiğinde distaldeki segmentteki hareketin proksimale göre daha fazla olduğu görülmüştür. Distal segmentteki hareketin ise inferior noktada superiora göre daha fazla olduğunu görmekteyiz. Gruplar arasında en fazla deplasmanın Grup3'te (ortalama superior 2.07mm, inferior 2.19mm) olduğu, onu Grup7 nin (ortalama superior 1.94mm, inferior 2.10mm) izlediğini görmekteyiz. En az deplasman ise Grup10'da (ortalama superior 0.40mm, inferior 0.49mm) gözlenmiştir.

Tablo 8. Çene ucunda (B noktası) gözlenen yer değiştirme miktarı(mm)

	X Eksen	Y Eksen	Z Eksen	Ortalama
Grup 1	-0.000048	0.005923	-0,010061	0.011675
Grup 2	-0.000056	0.006538	-0,010490	0.012361
Grup 3	-0.000063	0.007498	-0,011738	0.013929
Grup 4	-0.000054	0.006719	-0,010812	0.012730
Grup 5	-0.000052	0.006263	-0,010392	0.012133
Grup 6	-0.000061	0.008195	-0,013471	0.015768
Grup 7	-0.000049	0.005262	-0,009451	0.010818
Grup 8	-0.000058	0.006603	-0,010605	0.012493
Grup 9	-0.000062	0.007948	-0,012581	0.014881
Grup 10	-0.000031	0.009074	-0,010944	0.014216

Çene ucundaki ortalama hareket miktarları incelendiğinde ise en fazla değişimin Grup6'da (ortalama 0.015mm) olduğu en az ise Grup1'de(ortalama 0.011mm) olduğu görülmüştür (Tablo 8, Şekil 27).



Şekil 27. Grup 1’deki yer değiştirme a. Toplam, b. X eksen, c. Y eksen, d. Z eksen

4.3. Gruplarda Kortikal ve Spongios Kemikte Oluşan Asal Gerilimler

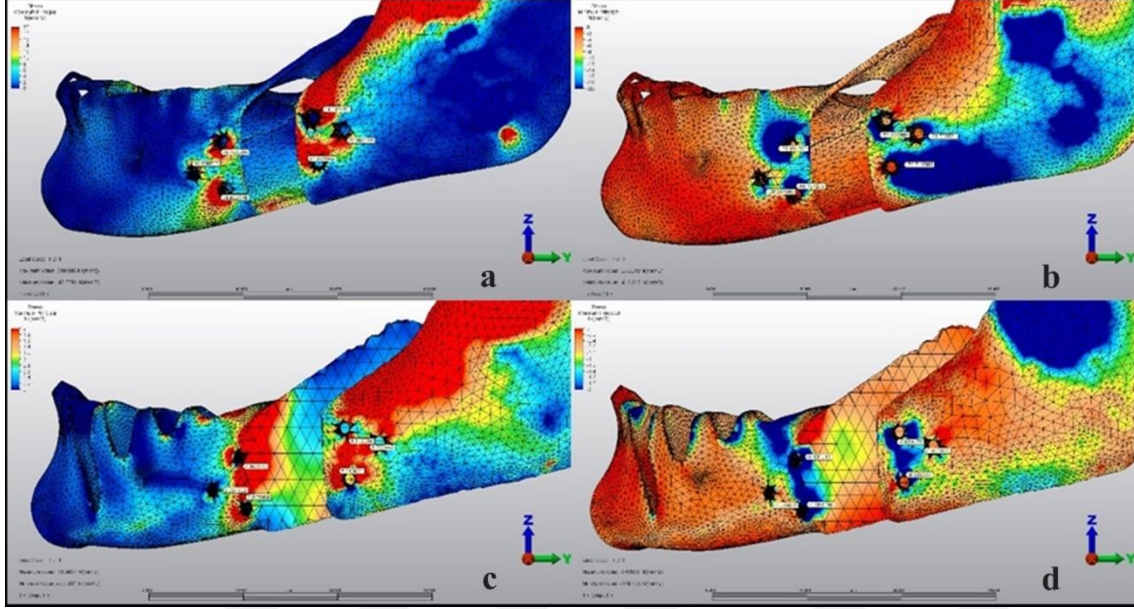
10 mm ilerletmede, kortikal ve spongios kemikte oluşan asal gerilimler her grup için değerlendirildi (Tablo 9). Buna göre;

Tablo 9. Kortikal ve Spongios kemikte Oluşan Asal Gerilimler

Gruplar	Kortikal kemik		Spongios kemik	
	Max. Stres	Min. Stres	Max. Stres	Min. Stres
Grup 1	81.31	-88.49	7.36	-8.52
Grup 2	112.04	-92.53	7.28	-5.08
Grup 3	126.56	-133.35	11.44	-8.53
Grup 4	56.76	-66.35	7.33	-6.37
Grup 5	98.14	-80.30	9.39	-7.49
Grup 6	79.91	-65.58	7.80	-7.31
Grup 7	72.80	-78.25	7.62	-5.62
Grup 8	123.05	-97.87	7.58	-5.31
Grup 9	84.81	-99.15	7.25	-6.31
Grup 10	41.58	-87.47	36.70	-11.52

Kortikal kemikte oluşan pmax (gerilme) stresleri değerlendirildiğinde en fazla Grup3’te (126.56N/mm^2) gözlenmiştir. Onu Grup8 (123.05N/mm^2) ve

Grup2(112.04N/mm^2) izlemektedir. En az stres ise Grup10'da (41.58N/mm^2) (126.56N/mm^2) gözlenmiştir. Sıkışma stresleri ($p_{\min}$) incelendiğinde ise en fazla Grup3'te(133.35N/mm^2) gözlenmiştir. Grup 1 için kortikal kemikte, maximum ve minimum stres, spongios kemikteki maximum ve minimum stres değerleri Şekil 28'de gösterilmiştir.



Şekil 28. Grup 1 kortikal kemikteki **a.** maximum **b.** minimum stres **c.** spongios kemikteki maximum, **d.** spongios kemikteki minimum stres

5. TARTIŞMA

Sagital split ramus osteotomisi (SSRO), dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde yaygın olarak kullanılan bir cerrahi tekniktir. Bu prosedür Trauner ve Obwegeser tarafından 1950'lerde tanıtılmıştır. Tekniğin popüler olmasının sebebi mandibulanın üç boyutta hareketine izin vermesidir. Bu sayede mandibula kaynaklı iskeletsel deformitenin düzeltilmesine olanak verir.

Günümüze kadar, Dal Pont (1961), Hunsuck (1968) ve Epker (1977) tarafından teknikte çeşitli modifikasyonlar geliştirilmiştir. Bu modifikasyonlar hem temel tekniğin daha kolay uygulanmasına, hem de postoperatif komplikasyonların önlenmesine yönelik olmuştur. SSRO sonrası en yaygın ve rahatsız edici komplikasyon şüphesiz ki erken veya geç dönem relapstır (Reyneke ve ark., 2002; Beukes ve ark., 2013).

Mandibular ilerletme vakalarında relapsı etkileyen birçok faktör vardır. Bu faktörlerden bir tanesi osteotomi segmentlerinin yetersiz ya da hatalı sistemler ile fiksasyonudur. Segment hareketleri hem malpozisyona hem de iyileşmenin bozulmasına/gerçekleşmemesine neden olabilir.

Erken dönem relaps genellikle osteotomi bölgesindeki hareket nedeniyle oluşur. Yetersiz veya uygun olmayan fiksasyon, kas oryantasyonunun değişmesi nedeniyle segment hareketine neden olur. Erken dönem relaps için diğer bir faktörün, distal segmentin ileri alınma miktarı olduğu düşünülmektedir (Epker ve Wessberg, 1982; Pereira ve ark., 2010; Üretürk ve Apaydın, 2018).

Literatürde, SSRO'da majör mandibular ilerletme ve en ideal fiksasyon tekniğini araştırmaya yönelik az sayıda çalışma mevcuttur (Klein ve ark., 2017; Sigua-Rodriguez ve ark., 2019). Kobayashi ve ark. (2000), SSRO ile segmentlerin 10mm'den daha fazla ileri veya geri alınmasının relaps riskini arttırdığını rapor etmişlerdir.

İlerletme miktarındaki artışın supra ve infra hyoid kaslarda gerilimi arttırdığı ve hyoid kemiğin eski pozisyonuna dönmesi esnasında relaps geliştiği bilinmektedir (LaBanc ve Epker, 1984; Wessberg ve ark., 1982).

Bu sebeple, sunulan bu çalışmada da mandibular ilerletme miktarının, relaps sınır mesafesi olarak yaygın kabul gören, 10mm ile sınırlandırılması uygun görülmüştür. Mandibular ilerletme vakalarında relapsı etkileyen bir diğer faktör rijid fiksasyon uygulandıktan sonra kondilin glenoid fossa içerisinde aşağıda pozisyonlandırılmış olması

ve MMF'nin sökülmesinin hemen ardından kapsül içerisinde bir dem veya hemartroz da gelişmemişse, kondilin yukarı doğru hareket etmesi ve erken relapsa neden olmasındır.

Geç dönem iskeletsel relapsın ise progresif kondiler rezorpsiyondan kaynaklandığı düşünülmektedir (Pereira ve ark., 2010; retrk ve Apaydın, 2018).

SSRO fiksasyonunda uygulanan rijid fiksasyon vidalarının sıkılması, yay hareketi uygulayarak kondili deplase edebileceği gibi, fossanın herhangi bir yüzeyi ile kondilin temas halinde iken fikse edilmiş olması da kondil başında zamanla rezorbsiyona neden olabilir. Bu rezorbsiyon da zamanla relapsa neden olacaktır (Reyneke ve Feretti, 2002).

Diğer bir relaps nedeni de ileri alma osteotomisinde distal segmentin en arka kısmının proksimal segmente çarpmasıdır. Bu durumda proksimal segmentin n kısmında bir açılma söz konusu olur. Bu boşluk vida ile yakınladıştırılacak olur ise distal segmentin en arka kısmında destek etkisi oluşur ve kondil laterale hareket eder. Bu durum geç dönemde relaps ile sonuçlanır (Arnett ve Tamborello, 1988; Borstlap ve ark, 2004).

Yüksek mandibular düzlem açısına sahip hastalarda operasyon esnasında mandibula proksimal segmenti saat yönünün tersine hareketlendirilecek olursa yine relaps ile sonuçlanabilmektedir (Mobarak ve ark, 2001). Özellikle iskeletsel Sınıf-II vakalarında n açık kapanış sadece SSRO ile düzeltilmeye çalışılır ise oluşan kondiler rezorbsiyon relaps ile sonuçlanabilir.

SSRO cerrahi tekniği standart bir prosedür olmasına rağmen, ideal bir fiksasyon sisteminin arayışları halen devam etmektedir. Kırık bölgesinde kemik parçalarının stabilize edildiği travmatik bir kırığın restorasyonunun aksine, distal SSRO segmentinin ilerletilmesi osteotomi bölgesinde kemikler arasında boşluklara neden olacaktır. SSRO'da stabilite bu nedenle fraktürlere göre hem daha zor hem de daha karmaşıktır (Kuik ve ark., 2018).

Fiksasyon sisteminin çiğneme kaslarına karşı çenede gösterdiği stabiliteyi değerlendirmek için çeşitli biyomekanik ve sonlu elemanlar analiz çalışmaları yapılmıştır (Schwimmer ve ark., 1994; Bredbenner ve Haug, 2000; Erkmen ve ark., 2005a; 2005b; Choung ve ark., 2005; Sato ve ark., 2012; Stringhini ve ark., 2016; Özaşır ve ark., 2020). Biyomekanik çalışmalarda model olarak genellikle kadavra mandibulaları, sığır kemiği, koyun mandibulası ya da sentetik poliüretan mandibulalar kullanılmıştır. Kadavra mandibulalarının temin edilmesinde güçlük söz konusu iken, hayvan kemiklerinin (sığır femuru, koyun mandibulası) kortikal ve spongioz yapı içermesi, poliüretan

mandibulalarda da yapıların taklit edilmesi tercih sebebi olmuştur (Haug ve ark., 1999; Uçkan ve ark., 2001).

Biyomekanik çalışmalarda temel sorun çiğneme kaslarının taklit edilmesindeki güçlüktür. Bu in vitro çalışmalarda genellikle 2-nokta ya da 3-nokta biyomekanik test modelleri ile basma ya da çekme hareketi ile çiğneme kasları taklit edilmeye çalışılmıştır (Foley ve Beckman, 1992; Özden ve ark, 2006; Armstrong ve ark, 2001.).

Bu sayede elde edilen verilerle farklı fiksasyon sistemlerinin stabiliteleri karşılaştırılabilmiştir. Çiğneme kaslarının daha iyi taklit edilebilmesi ve kuvvet dağılımlarının daha detaylı görülebilmesi sonlu eleman analiz çalışmaları ile mümkün olabilmektedir (Sato ve ark., 2012). Bu çalışmalarda insanlardan ya da kadavralardan alınan bilgisayarlı tomografi taraması ile veya bir anatomi atlasından yapılan tarama ile üç boyutlu yazılımlarla model elde edilmesi, bu modellerden mesh modeller ile ağ yapı oluşturulması ve kas kuvvet büyüklükleri ve vektörlerinin atanarak analizlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Sunulan bu çalışmada da SSRO'nde kullanılan farklı fiksasyon sistemleri üzerinde çiğneme kasları sonucu gelişen streslerin dağılımları sonlu eleman analizi kullanılarak değerlendirilmiştir.

SSRO'nun fiksasyonu amacıyla, günümüze kadar intermaksiller fiksasyon, tel fiksasyonu, lag vidalar, pozisyonel vidalar, miniplak ve vidalar, rezorbe plak vida sistemleri, kilitli vida ve plak sistemleri ve hibrid sistemler kullanılmıştır (Fonseca, 2009).

Tek başına bir intermaksiller fiksasyonun kemik fiksasyonunda tamamen stabil bir metot olmaması, postoperatif iskeletsel değişikliği önleyememesi, yapılan osteotomiler sonrasında farklı fiksasyon yöntemleri arayışını ortaya çıkarmıştır. İlk olarak maksillomandibular fiksasyona ek olarak, piriform rimden geçerek premolar ve molar bölgeye sirkum bağlanan tellerle yapılan fiksasyon yöntemi kullanılmıştır (Ellis ve Gallo 1986, Komori ve ark 1987, Elliss ve ark 1988).

Ancak tel ile tespitin yeterince rijit olmaması nedeniyle karşılaşılan relapslar ve IMF'nin uzun süreli kullanımına bağlı operasyon sonrası erken dönemde hava yolu problemleri, geç dönemde ise ciddi kilo kaybı, periodontal değişiklikler, kas atrofileri ve TME problemleri, cerrahları daha rijit fiksasyon teknikleri araştırmaya yönlendirmiştir.

İyileşmenin desteklenmesi, fonksiyonun erken kazanılması ve relapsın azaltılması amacıyla vidaların kullanımı 1974'te Spiessl ve Tschopp tarafından tanımlanmıştır (Spiessl, 1974).

Rijit internal fiksasyon yöntemiyle, operasyon sırasında kemik segmentlerinin kontrolü daha kolay hale gelmiştir ve kemik teması zayıf olan bölgelerin de stabilize edilebildiği görülmüştür. Rijit fiksasyonla cerrah, işlem sırasında oklüzyonu değerlendirebildiği gibi hava yolu açık olacağından, postoperatif uyanma da daha güvenli hale gelmiştir (Reitzik, 1983; Reitzik ve Leyden, 1983).

Rijid fiksasyon teknikleri de çeşitlilik göstermektedir. Lag vidalar, sadece distal ucunda yivleri olan ve sıkıldığında proksimal segmentte kompresif kuvvete neden olan vidalardır. Yerleştirilen bir lag vidanın primer kemik iyileşmesi, mandibula hareketlerine erken dönemde izin vermesi, MMF'ye ihtiyacı ortadan kaldırması ve uygun pozisyonda fragman pozisyonlandırmasına izin vermesi gibi avantajları olmasına rağmen (Llewelyn ve Sugar, 1992), segmentleri çekerken, göstermiş olduğu baskı kuvvetleri neticesinde sinire de baskı yapması, kondiler deplasmana neden olması ve 6-12 hafta sonra çıkarılmalarının gerekmesi gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır.

İdeal bir fiksasyon yöntemi, uygun iyileşmeyi sağlamak için çevre dokulara minimum baskı uygularken segmentler arasında maksimum rijidite sağlamalıdır. Fiksasyon apareylerinin etrafında oluşan aşırı stres, çevre kemiğin kademeli olarak rezorpsiyonuna ve vidaların gevşemesine neden olabilir (Erkmen ve ark., 2005a; 2005b; Sato ve ark., 2012; Sigua-Rodriguez ve ark., 2019).

Günümüzde miniplaklar, bikortikal vidalar veya iki sistemin kombinasyonu (hibrid); rijid internal fiksasyon teknikleri içerisinde en sık kullanılan teknikler haline gelmiştir (Ueki ve ark., 2014). Her fiksasyon tekniğinin kendisine has avantajları ve savunucuları vardır ve uygulaması çoğunlukla mesleki deneyim ve tercihe bağlıdır.

Stabilizasyon amacı ile bikortikal vida kullanımı, miniplak kullanımına göre daha ucuzdur ve benzer operasyon süresi ile uygulanabilir. Bikortikal vidaların segmentleri stabilize etmekteki başarıları literatürde birçok biyomekanik ve sonlu elemanlar analizleri ile ortaya konulmuştur. Yapılan çalışmalarda değişik konfigürasyonlarda bikortikal vida uygulamaları karşılaştırılmış ve sonuç olarak ters geri-L konfigürasyonunda yerleştirilen 3 bikortikal vidanın en yüksek stabiliteye sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Choung ve ark., 2005; Erkmen ve ark. 2005a; 2005b; Sato ve ark., 2012; Stringhini ve ark., 2016).

Foley ve ark. (1989) ve Ozden ve ark. (2006) farklı konfigürasyonlarda kompresif yük dayanıklılığını araştırmışlar ve ters geri-L şeklinin çok daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

Sato ve ark., (2012) sonlu eleman analizi yöntemiyle SSRO'da kullanılan fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. En yüksek mekanik direncin ters L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida ve lineer 90° açıyla yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vidada görüldüğünü bulmuşlardır. Daha sonra lineer 60° açıyla yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vida fiksasyonu gelirken, en düşük mekanik direncin 4 delikli miniplakta görüldüğü bildirilmiştir.

Kullanılacak olan bikortikal vidaların çapları ile ilgili yapılan çalışmalarda, 2.0 mm, 2.4 mm ve 2.7 mm arasında sıklıkla tercih edilen vidaların aralarında stabilite açısından herhangi bir fark olmadığı gösterilmiş ve hasta konforu açısından daha küçük çaplı vidaların kullanılmasının uygun ve yeterli olacağı bildirilmiştir (Foley ve Beckman, 1992; Schwimmer ve ark, 1994; Kohn ve ark, 1995). Üstelik ince kortikal kemik ile çalışıldığında sıklıkla kemik dişleri sıyrılabilmekte, bu durumda 2.0mm'lik bir vidada bukkal korteksi geçen vida diş sayısı, daha geniş çaplı bir vidadan fazla olmaktadır (Obeid ve Lindquist, 1991).

Son zamanlarda geliştirilen rezorbe olabilen bikortikal vidalar için titanyum vidalara alternatif olabilir mi sorusuna cevap arayan araştırmalar da söz konusudur. Cilasun ve ark. (2006) 20 adet koyun hemimandibulasında benzer bir çalışma yapmışlardır. 10 adet hemimandibulaya 3 adet self-tapping titanyum bikortikal vidayı, diğer 10 hemimandibulaya ise 3 adet rezorbe olabilen bikortikal vidayı ters L konfigürasyonunda yerleştirerek her örnekte plastik deformasyon oluşuncaya kadar doğrusal kuvvet uygulamışlardır. Modellerin 20, 60, 120, 150 N ve kırılma anına kadar direnç gösterdikleri maksimum kuvvetler için deplasman miktarlarını değerlendirmişler, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Biyomekanik faydalarına rağmen, bikortikal vidaların kullanımının kondiler tork olasılığı, inferior alveolar sinir hasarı riski, trokarla yerleştirme zorluğu ve ekstraoral insizyon ihtiyacı ve enfeksiyon veya başka bir komplikasyon gibi durumlarda vidaları çıkarmanın zorluğu gibi ciddi biyolojik dezavantajları vardır (Sato ve ark., 2012; Foley ve Beckman, 1992).

Sagittal split ramus osteotomisi sonrası kullanılan bir semirijit fiksasyon yöntemi de Michelet ve ark. (1973) tarafından tanımlanan monokortikal vida ve plak (mini-plak-vida) kullanımıdır. Bu yöntem; vidaların transbukkal yaklaşım gerektirmeden intraoral olarak yerleştirilebilmesi, inferior alveolar sinir hasarı riskinin daha az olması, erken postoperatif dönemde fonksiyona izin vermesi, kondil seviyesinde minimal torsiyon oluşması, plak ve vidanın gerekli olursa lokal anestezi altında çıkarılabilmesi gibi avantajlarından ötürü SSRO'da çok sıklıkla kullanılan fiksasyon yöntemi haline gelmiştir (Rubens ve ark., 1988; Stoelinga ve Borstlap, 2003; Chung ve ark., 2008). Sunulan bu çalışmada bikortikal vida konfigürasyonları çalışma dışı bırakılmış, sadece farklı dizaynlarda mini-plak uygulamaları karşılaştırılmıştır.

Mini-plaklar genellikle monokortikal vidalarla uygulanan sistemlerdir. Bortslap ve arkadaşları (2004a, 2004b, 2005) prospektif çok merkezli çalışmalarında sagittal split ramus osteotomisi sonrası mini-plak fiksasyonunun göreceli olarak daha güvenli ve tehlikesiz olduğunu ve fiksasyon için yeterli stabil sonuçlar sağladığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, Al-Moraissi ve Al-Hendi (2016) tarafından yapılan sistematik bir incelemede, bikortikal vidaların fiksasyonda stabilite açısından plaklardan daha iyi olduğu ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir (Klein ve ark., 2017).

Ağız içerisinden kolaylıkla uygulanan bu sistemlerde görülebilir en önemli problem plakların kemiğe uyumlandırılmış olmasıdır. Kontrolsüz drill uygulaması hariç tutulacak olursa, vidanın alveolar sinire hasar verme riski, iki korteksten geçen bikortikal vidaların aksine, tek bir kortikal kemik içerisinde yol almalarından dolayı söz konusu değildir. Son dönemde literatürde, SSRO için kullanılan farklı türlerde monokortikal vida-plak ve farklı konfigürasyonlarda bikortikal vida stabilitelerini karşılaştıran pek çok fiksasyon çalışması raporlanmıştır. Sunulan bu çalışmada da popüler olarak kullanılan mini-plak fiksasyon sistemleri ile birlikte bu çalışma için dizayn edilen geometrik plak şekillerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Joss ve Vasalli (2009) alt çenenin ilerletildiği SSRO işlemlerinde fiksasyona bağlı stabilizasyonu değerlendirdikleri sistematik derleme çalışmasında alt çene ilerletme işlemlerinin geri itime oranla daha az stabil olduğu, uzun dönemde bikortikal vida ile fiksasyonu yapılmış hastalarda mini-plak fiksasyonuna göre daha fazla relaps görüldüğü, ancak relapsın etiolojisinde de kondil pozisyonunun doğru ayarlanması, ilerletme

miktarı, yumuşak doku ve kaslar, mandibula düzlemi açısı, kemiğin yeniden şekillenmesi, cerrahın deneyimi ve hastanın yaşı gibi bir çok faktör olduğunu belirtmişlerdir.

Yamashita ve ark., (2011), SSRO'da miniplak ve bikortikal vida fiksasyonunun uzun dönemde çiğneme fonksiyonu ve nörosensitif bozukluklar açısından takibini yaptıkları çalışmalarında miniplak kullanımının daha güvenli olması ve iyi sonuçlar vermesinin yanı sıra hasta memnuniyetini de arttırdığını belirtmişlerdir.

Peterson ve ark. (2005), sentetik mandibula modellerinde SSRO gerçekleştirip bikortikal pozisyonel vida, monokortikal 4 delikli plak ve vida, monokortikal 6 delikli eğimli plak ve monokortikal 4 delikli plak sistemlerini biyomekanik olarak karşılaştırmışlar ve bikortikal pozisyonel vidaların molar ve insizal kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir.

Maurer ve ark., (2002, 2003) yaptığı çalışmada SSRO'da ters L şeklinde 3 bikortikal vida fiksasyonu ile bir miniplak fiksasyonunun stabilitesi sonlu eleman analizi yöntemiyle değerlendirilmiş, bikortikal vida fiksasyonunun miniplak fiksasyonuna göre daha stabil olduğu belirtilerek fiksasyon yöntemlerinin karşılaştırmasının sonlu eleman analizi yöntemiyle yapılabileceği bildirilmiştir. Bu çalışmanın ardından SEA yöntemi kullanılarak ideal fiksasyon türünü bulmaya yönelik yapılan pek çok çalışma literatürde yerini almıştır (Erkmen ve ark., 2005a; 2005b; Choung ve ark., 2005; Sato ve ark., 2012; Stringhini ve ark., 2016; Özaşır ve ark., 2020).

Choung ve ark., (2005) 3 adet bikortikal vida ile 4 delikli eğimli miniplağı karşılaştırdıkları SEA çalışmasında, ters-L konfigürasyonunda yerleştirilmiş 3 adet bikortikal vidanın stres yoğunluğunu daha iyi karşıladığını bulmuşlardır. Ters geri-L formunun literatürde konfigürasyon olarak başarılı bulunmasından dolayı, sunulan bu çalışmada iki miniplak grubunu (Grup5 ve 6) bu konfigürasyonu taklit etmesi amacı ile çalışmaya dahil ettik. İki grup arasında alt vidalar arasına gelecek şekilde ikinci bir bar eklenen Grup6'da miniplak gövdesinde daha az stres olduğu görülmüştür. Grup5'e benzer konfigürasyonda ancak sadece miniplağa eğim verildiğinde ise Grup6'daki stres değerlerine ulaşıldığının görülmüş olması da sonuç açısından ilgi çekici olmuştur.

Dolanmaz ve ark., (2004) SSRO'da alt çenenin 5 mm öne alındığı koyun mandibulasında eriyebilen vida ve miniplakla, titanyum vida ve miniplağı mekanik olarak

karşılaştırdıkları çalışmada yeterli stabilitenin sağlanabilmesi için eriyebilen materyalle birlikte intermaksiller fiksasyonun kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

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

Özden ve ark. (2006) tarafından koyun mandibulasında SSRO'da farklı fiksasyon yöntemlerinin stabilitesinin karşılaştırıldığı çalışmada Obwegeser Dal Pont tekniği uygulanmış ve oblik olarak saat yönünde konumlandırılmış miniplakların horizontal olarak konumlandırılmış miniplaklara göre daha iyi bir stabilite sağladığını belirtmişlerdir. Takahashi ve ark. (2010) sonlu eleman analiziyle yaptıkları bir çalışmada ise, buna zıt olarak, horizontal olarak konumlandırılmış miniplakların oblik olarak saat yönünde konumlandırılmış miniplaklara göre biyomekanik olarak daha stabil olduğunu göstermişlerdir. Aynı çalışmada farklı SSRO tekniklerinde de rotasyonlu miniplakların Champy çizgisindeki miniplaklara göre daha az stabil olduğu gözlenmiştir.

Sunulan bu çalışmada, oblik yerleştirilen miniplakta gelişen Von Mises stres değerinin, horizontal yerleştirilen miniplaktan az bir miktar fazla olduğu ve bunun anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır. Vidalar üzerindeki Von Mises stres değerleri incelendiğinde, monokortikal vidalar arasındaki en yüksek değer oblik yerleşimli miniplak grubundaki osteotomi hatına yakın distal segmentteki vidada gözlenmiştir. Yine gruplar arasındaki en fazla deplasmanın da bu grupta olduğu gözlenmiştir. Bu bulgular Özden ve ark., (2006) çalışmasındaki bulguları desteklemektedir.

Stringhini ve ark. (2016), SEA yöntemi ile SSRO'da kullanılan fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmışlardır. En az yer değiştirmenin ters-L yerleşimli 3 bikortikal vidada görüldüğü, en düşük gerilimin ise iki geleneksel plak kullanımıyla olduğu gözlenmiştir.

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

Klein ve ark. (2017), 60 poliüretan hemimandibula üzerinde yaptıkları çalışmada, SSRO ile distal segmentin 10 mm ilerletildiği ve 20° saat yönünün tersine rotasyon ile birlikte 10 mm ilerletildiği olmak üzere 2 ayrı grup oluşturulmuştur. 1 adet geleneksel

düz miniplak, 2 adet geleneksel düz miniplak, 1 adet geleneksel sagittal miniplak, 1 adet kilitli düz miniplak ve 1 adet kilitli sagittal miniplak kemik segmentlerinin fiksasyonu için değerlendirilmiştir. Her iki grupta da iki adet geleneksel düz miniplak ve sagittal miniplağın kuvvetlere en fazla direnç gösteren teknikler olduğu gözlenmiştir.

Sigua-Rodriguez ve ark. (2019), SEA yöntemi ile mandibulanın 10mm ileri alındığı SSRO işlemleri için özelleştirilmiş 8 delikli miniplağı, 2 adet paralel yerleşimli 4 delikli miniplak ve 2 adet paralel yerleşimli 6 delikli miniplak ile karşılaştırmışlardır. Özelleştirilmiş miniplaktaki stres dağılımının diğerlerinden iyi olmadığı gözlenmiş, 4 veya 6 delikli iki düz miniplak kullanımının 10 mm ilerletme vakalarında en az yer değiştirme ile yeterli direnç sağladığı bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızda da ikinci bir miniplak uygulaması ile miniplakların daha az streslere maruz kaldığı ve stresin homojen bir şekilde dağılması gibi avantajlar barındırdığı sonucuna varılmıştır.

Stresin kilitli miniplaklarda daha iyi dağıldığı, ancak kilitli vidalarının daha yüksek bir gerilime sebep olduğu gözlenmiştir. Özaşır ve ark. (2020) sagittal split ramus osteotomisi ile 7 mm ilerletme uygulanan modelleri SEA ile incelediği çalışmada; miniplak ve monokortikal vidalar, miniplak sistemine ek olarak uygulanan bikortikal vida ve 3 adet bikortikal vidanın ters L konfigürasyonunda yerleştirildiği sistemleri değerlendirmişler, mandibulada 7 mm ve daha fazla ilerletme yapılması planlanan vakalarda miniplak sistemine ek olarak bikortikal vida kullanımının fiksasyon stabilitesine katkısı olacağını bildirmişlerdir. Sunulan bu çalışmada da oblik yerleştirilen bir miniplağın proksimal segmentte en distal vidası bikortikal vida olarak uygulanmış ve karşılaştırılan farklı geometrik dizaynli miniplak gruplarına göre en az strese maruz kalan miniplak grubunun bu olduğu görülmüştür.

Hem bikortikal vida hem de monokortikal vida-plak sistemlerinin avantajlarından faydalanmak amacıyla Schwartz ve Relle (1996) tarafından hibrit teknik tanımlanmıştır. Bir miniplak-dört adet monokortikal vidaya ek olarak son dişin posterioruna inferior alveolar sinirin üst sınırının üzerine yerleştirilen bir adet bikortikal vida ile yapılan hibrit fiksasyon stabiliteyi artırmaktadır.

Benzer şekilde, Özden ve ark. (2006) koyun mandibulalarında yaptıkları SSRO kesisi ile bikortikal vidalar ile miniplak ve vida sistemlerini biyomekanik açıdan karşılaştırmıştır. Bikortikal vidaların biyomekanik açıdan daha stabil olduğu gözlenirse de,

proksimal segmentte oblik olarak yerleştirilen ve 2 bikortikal vida ile sabitlenen bir miniplağın, mandibulanın alt sınırına 1 bikortikal vida yerleştirilemediği veya inferior alveolar sinirin hasar görebileceği durumlarda alternatif bir yöntem olabileceğini bildirmişlerdir.

Çok sayıda deneysel çalışma (Foley ve Beckman, 1992; Tharanon, 1998) ve karşılaştırmalı klinik çalışmada (Choi ve ark., 2000; Chung ve ark., 2008) bikortikal pozisyonel vida fiksasyonu ve monokortikal vida ve plak fiksasyonu için postoperatif değişikliklerde belirgin bir fark olmadığı bildirilmektedir. Uzun dönem takip çalışmaları miniplak fiksasyon yönteminin stabil sonuçları olduğunu bildirmektedir (Scheerlinck ve ark., 1994; Borstlap ve ark., 2004a; 2004b; 2005).

Literatürde miniplaklarla birlikte monokortikal vida uygulamasında stres yoğunluğunun osteotomi alanına yakın vidalarda özellikle kemik kalınlığı fazla olan proksimal kemik parçasında arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Stoelinga ve ark. 2003, Kahnberg ve ark. 2007, Özden ve ark 2006, Shetty ve ark 1996).

Sunulan bu çalışmada da osteotomi hatlarına yakın vidalarda stres yoğunluğunun anlamlı şekilde arttığı gözlenmiş ancak yukarıdaki literatür bilgilerine zıt olarak, distal segmentteki kesi hattına yakın vidalarda stres yoğunluklarının kesi hattının proksimalindekilere kıyasla daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte, bu vidalara ilave eklenen en distaldeki bikortikal vidanın diğer bütün vidalardan daha fazla strese maruz kaldığı, ancak bu vidanın ilave olduğu miniplak grubunun da diğer tüm çalışma grubu plaklardan daha az strese maruz kaldığı gözlenmiştir.

Sonuç olarak, yaptığımız bu sonlu eleman çalışması ile ilgili klinik bir alaka kurulacak olursa, en distaldeki bikortikal olmak üzere, 5 delikli monokortikal vidalı oblik yerleşimli miniplağın çiğneme kuvvetlerine karşı daha az ve homojen strese maruz kaldığı, stresin bikortikal vida ve çevresinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Rijid bir fiksasyona ihtiyaç duyulacaksa miniplaklarda son vidanın bikortikal olarak seçilmesi, bar sayısının artırılması ya da miniplak sayısının artırılması akılda tutulması gereken alternatif tercih seçenekleridir

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Plaklarda oluşan stresler gruplar arasında anlamlı derecede fark gösterse de tüm gruplarda materyalin kırılma direnci kuvvetlerinden daha düşük bulunmuştur.

2. Plaklar üzerinde oluşan streslerin büyüklüğü gruplar arasında anlamlı derecede farklı bulunmuştur. En fazla strese maruz kalan grup osteotomi hattı yakınına 2 vertikal vidaya ilave osteotomi hattına uzak birer vidanın yerleştirildiği grup (Grup 1) olmuştur.

3. En az strese maruz kalan fiksasyon yönteminin oblik yerleşimli en distal vidanın bikortikal yerleştirildiği 5 delikli miniplak grubu (Grup10) olduğu gözlenmiştir. Bu fark anlamlı bulunmuştur.

4. Miniplağa ilave üst bordera bir bikortikal vidanın ilave edilmesinin anlamlı derecede stresi azalttığı bulunmuştur.

5. Mevcut miniplağa ilave ikinci bir miniplak yerleştirildiğinde stresin anlamlı derecede azaldığı görülmüştür.

6. Ters geri-L formunda karşılıklı vidalanan miniplak grubunun beklenildiği kadar stresi azaltmadığı görülmüştür. (Bu dizaynın bikortikal vidalarda en yüksek stabiliteye sahip olduğu literatürde genel kabul görmüştür).

7. Üstteki bir miniplağa ilave olarak aralarında bar olan iki vidanın sisteme eklenmesinin stresi azalttığı görülmüştür.

8. Düz bir miniplak yerine plağın eğimlendirilmesinin stresi azalttığı görülmüştür.

9. Tüm gruplarda kesi hatlarına en yakın vidalarda stresin daha fazla geliştiği görülmüştür.

10. Kesi hatlarına yakın bölgelerde stresin daha fazla olacağını düşünerek vida sayısının bu yönde artırılması stresi azaltmada etkin olmamıştır.

11. Tüm gruplarda plak üzerindeki stresler barda ve kesi hattına en yakın vida bölgesinde yoğunlaşmaktadır.

12. Vida boyunlarında gelişen stresler açısından bakıldığında, en fazla stres oblik miniplağa ilave bikortikal vidada gelişmiştir. Bu vida tüm stresleri üzerine çekerek miniplakta gelişen stresi azaltmıştır.

13. Kesi hatlarındaki yer değiştirme incelendiğinde, beklenildiği üzere, distal segmentin proksimal segmente göre daha fazla hareket ettiği görülmüştür.

14. En fazla segment hareketi oblik yerleşimli miniplak grubunda gözlenmiştir. En az deplasman oblik plakta bikortikal vida bulunduran grupta gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Akman H. Mandibulanın Sagittal Split Osteotomisinde Kullanılan Değişik Fiksasyon Materyallerinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu İle İncelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2002.
- Alder ME, Deahl ST, Matteson SR. Short-Term Changes of Condylar Position after Sagittal Split Osteotomy For Mandibular Advancement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 87(2):159-165, 1999.
- Al-Moraissi EA, Al-Hendi EA. Are Bicortical Screw and Plate Osteosynthesis Techniques Equal in Providing Skeletal Stability with the Bilateral Sagittal Split Osteotomy when used for Mandibular Advancement Surgery? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 45: 1195–200, 2016.
- Arnett GW, Tamborello JA. TMJ Dysfunction From Transorally Placed Lag Screws: Fact Or Fiction?. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46(7): 625, 1988.
- Atali O, Varol A, Basa S, Ergun C, Hartomacıoğlu S. Comparison and validation of finite element analysis with a servo-hydraulic testing unit for a biodegradable fixation system in a rabbit model. *Int J Oral Maxillofac Surg* 43(1):32-9, 2014.
- Aydınlık E, Çağın E. Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1:78-85, 1977.
- Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical Evaluation of A T-Shaped Miniplate Fixation of a Modified Sagittal Split Ramus Osteotomy with Buccal Step, A New Technique for Mandibular Orthognathic Surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111(1):58-63, 2011.
- Baek RM, Lee SW. A new condyle repositionable plate for sagittal split ramus osteotomy. *J Craniofac Surg* 21(2): 489-490, 2010.
- Baek SH, Kim K, Choi JY. Evaluation of treatment modality for skeletal class III malocclusion with labioversed upper incisors and/or protrusive maxilla: surgical movement and stability of rotational maxillary setback procedure. *J Craniofac Surg* 20(6): 2049-2054, 2009.
- Bailey L., Cevitanes L., Proffit W. Stability and predictability of orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126(3): 273-277, 2004.
- Balatlıoğlu, A. Akrilik Kaide Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, 2000.

- Baran, NM. Finite Element Analysis on Microcomputers, McGraw-Hill Comp, Ins. 27-60, 1988.
- Bathe KJ, Wilson LE, Peterson EF. SAP IV- A Structural Analysis Program for Static and Dinamic Response of Lineer Systems. College of Engineering, University Of California 6-54, 1973.
- Bell WH. Modern Practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery, vol 3, WB Saunders Company, Philadelphia, 1992.
- Bell WH, Schendel SA. Biologic Basis for Modification of the Sagittal Ramus Split Operation. J Oral Surg 35(5):362-369, 1977.
- Beukes J, Reyneke JP, Becker PJ. Variations in the Anatomical Dimensions of The Mandibular Ramus and the Presence of Third Molars: Its Effect On The Sagittal Split ramus osteotomy Int J Oral Maxillofac Surg 42:303–7, 2013.
- Bockmann R, Meyns J, Dik E, Kessler P. The Modifications of the Sagittal Ramus Split Osteotomy: A Literature Review. Plast Reconstr Surg Glob Open;8; 2(12):e271, 2014.
- Bockmann R, Schon P, Frotscher M, Eggeler G, Lethaus B, Wolff KD. Pilot Study of Modification of the Bilateral Sagittal Split Osteotomy (BSSO) In Pig Mandibles. J Craniomaxillofac Surg 39:169-172, 2011.
- Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijts T, Van't Hof M. Stabilisation of Sagittal Split Advancement Osteotomies with Miniplates: A Prospective, Multicentre Study with Two-Year Followup: Part I. Clinical Parameters. Int J Oral Maxillofac Surg 33(5): 433-41, 2004a.
- Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijts T, van't Hof M. Stabilisation of Sagittal Split Advancement Osteotomies with Miniplates: A Prospective, Multicentre Study with Two-Year Followup: Part II. Radiographic Parameters. Int J Oral Maxillofac Surg 33(6): 535-42, 2004b.
- Borstlap W, Stoelinga P, Hoppenreijts T, van't Hof M. Stabilisation of Sagittal Split Set-Back Osteotomies with Miniplates: A Prospective, Multicentre Study with 2-Year Follow-Up. Int J Oral Maxillofac Surg 34(5): 487-94, 2005.
- Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GM, Passeri LA. An in Vitro Evaluation of Rigid Internal Fixation Techniques for Sagittal Split Ramus Osteotomies: Setback Surgery. J Oral Maxillofac Surg 70(4):941-51, 2012.
- Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes For Human Cadaveric Bone in Maxillofacial Rigid Fixation Research. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 90:574–80, 2000.

Bueche F. Principles of Physics, 3rd Ed. McGraw-Hill, USA, 1977.

Çalış AC. Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 2006.

Cevidaneş L.H.S., Hajati A.K., Paniagua B. Quantification of condylar resorption in temporomandibular joint osteoarthritis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 110:110, 2010.

Cevidaneş L.H.S., Styner M.A., Proffit W.R. Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129:611, 2006.

Champy M, Loddle JP, Jaeger JH, Wilk A. Mandibular Osteosynthesis according to the Michelet Technique. I. Biomechanical Basis. Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-Faciale, 3: 569-576, 1976. In: Ahmed W, Jackson M. Surgical Tools and Medical Devices, 2nd ed, Springer, UK. Biomechanis of the Mandible and Current Evidence Base for Treatment of the Fractured Mandible 2019: 622-633.

Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing Bending Strength of Tibial Locking Screws: Mechanical Tests and Finite Element Analyses. Clinical Biomechanics 22(1):59-66, 2006.

Choi BH, Min YS, Yi CK, Lee WY. A Comparison of the Stability of Miniplate with Bicortical Screw Fixation After Sagittal Split Setback. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 90(4): 416-9, 2000.

Chung IH, Yoo CK, Lee EK, Ihm JA, Park CJ, Lim JS, Hwang KG. Postoperative Stability after Sagittal Split Ramus Osteotomies for A Mandibular Setback with Monocortical Plate Fixation or Bicortical Screw Fixation. J Oral Maxillofac Surg 66(3): 446-52, 2008.

Cilasun U, Uçkan S, Dolanmaz D, Sağlam H. Immediate Mechanical Stability Of Sagittal Split Ramus Osteotomy Fixed with Resorbable Compared with Titanium Bicortical Screws İn Mandibles of Sheep. Br J Oral Maxillofac Surg 44(6):534-7, 2006.

Cilasun Ü. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Rezorbe Olabilen Ve Titanyum Bikortikal Vida Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Karşılaştırılması. Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2005.

- Cutbirth M, Van Sickels JE, Thrash WJ. Condylar Resorption after Bicortical Screw Fixation of Mandibular Advancement. *J Oral and Maxillofac Surg* 56(2): 178-182, 1998.
- Dal Pont G. Retromolar Osteotomy for The Correction of Prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 19:42-7, 1961.
- de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A Comparision Of Photoelastic And Finite Element Stress Analysis In Restored Tooth Structure. *J Oral Rehabil* 10(6): 505-517, 1983.
- Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of Stability of Absorbable and Titanium Plate and Screw Fixation for Sagittal Split Ramus Osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 42(2):127-32, 2004.
- Ellis E, Gallo WJ. Relapse Following Mandibular Advancement with Dental Plus Skeletal Maxillomandibular Fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 44(7): 509-515, 1986.
- Ellis E, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the Mandible Following Advancement: A Comparison Of Three Postsurgical Fixation Techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94(1): 38-49. 1988.
- Ellis III E, Esmail N. Malocclusions Resulting From Loss of Fixation after Sagittal Split Ramus Osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*, 67(11): 2528-33, 2009.
- Epker BN, Wessberg GA. Mechanisms of Early Skeletal Relapse Following Surgical Advancement of the Mandible. *Br J Oral Surg* 20(3):175-82, 1982.
- Epker BN. Modifications in The Sagittal Osteotomy of the Mandible. *J Oral Surg* 1977;35(2):157-9.
- Erkmen E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of Different Fixation Methods Following Sagittal Split Ramus Osteotomies Using Three-Dimensional Finite Elements Analysis. Part 1: Advancement Surgery-Posterior Loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34(5): 551-558, 2005.
- Erkmen E, Simsek 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. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43(2): 97-104, 2005.
- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 15(6): 615-624, 1988.
- Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR. Internal Screw Fixation: Comparison of Placement pattern and Rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 47(7): 720-3, 1989.

- Foley W, Beckman T. In Vitro Comparison of Screw Versus Plate Fixation in The Sagittal Split Osteotomy. *Int J adult Orthod Orthog Surg* 7(3): 147-51, 1992.
- Fonseca RJ. Oral And Maxillofacial Surgery. Volume 2. USA, W.B. Saunders Company, Section IV-VI, p. 789-94, 2000.
- Fonseca RJ, Marciani RD, Turvey TA. Oral and Maxillofacial Surgery, 2nd ed USA: Saunders/Elsevier, 2009.
- Freihofer Jr HP, Petrešević D. Late Results After Advancing The Mandible By Sagittal Splitting Of The Rami. *J maxillofac Surg* 3(4): 250-257, 1975.
- Fujioka M, Fujii T, Hirano A, Comparative Study of Mandibular Stability after Sagittal Split Osteotomies: Biocortical Versus Monocortical Osteosynthesis. *Cleft Palate Craniofac J* 37(6): 551-5. 2000.
- Gassmann CJ, Van Sickels JE, Thrash WJ. Causes, Location, and Timing of Relapse Following Rigid Fixation after Mandibular Advancement. *J Oral and Maxillofac Surg* 48:450-454. 1990.
- 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* 31: 345-348, 2002.
- Ghang MH, Kim HM, You JY, Kim BH, Choi JP, Kim SH et al. Three-Dimensional Mandibular Change after Sagittal Split Ramus Osteotomy with a Semirigid Sliding Plate System for Fixation of a Mandibular Setback Surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 115: 157-166, 2013.
- Goldstein BH. Temporomandibular Disorders: A Review of Current Understanding. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88(4):379-385, 1999.
- Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and Complications of the Intraoral Sagittal Osteotomy In The Mandibular Rami. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 32(2): 176-192, 1971.
- Gursoytrak B, Unsal N, Demetoglu U, Simsek HO, Saglam H, Dolanmaz D. Biomechanical evaluation of hybrid fixation method of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Craniomaxillofac Surg* 46(12): 2063-2068, 2018.
- Hackney FL, Van Sickels JE, Nummikoski PV. Condylar Displacement and Temporomandibular Joint Dysfunction Following Bilateral Sagittal Split Osteotomy and Rigid Fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 47:223-227, 1989.
- HaradaK, 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 Pressuresensitive Device: A Preliminary Report. *J Oral Maxillofac Surg* 58: 370–373, 2000.
- Harris MNH. *Ortognatik Cerrahinin Temelleri*. UK: Imperial College Press, 2009.
- Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in Vitro Comparison of the Effect of Number and Pattern of Positional Screws on Load Resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 57: 300–308. 1999.
- Hunsuck EE. A Modified Intraoral Sagittal Splitting Technic for Correction of Mandibular Prognathism. *J Oral Surg* 26(4):250–3, 1968.
- İnan, M. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı. 6.Baskı, Yayın No:25, 312-342 1988.
- Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of Stres Distribution and Displacement of Various Craniofacial Structures Following Application of Transverse Orthopedic Forces- A Three Dimensional FEM Study. *Angle Orthod* 73(1): 12-20, 2003.
- James AM, Lord MP. *Macmillan's Chemical and Physical Data*, Macmillan Press, Basingstoke, UK.1992.
- Jones JK, Van Sickels JE. Facial Nerve İnjuries Associated with Orthognathic Surgery: A Review Of Incidence and Management. *J Oral Maxillofac Surg* 49:740-744, 1991.
- Joss CU, Vassalli IM. Stability after Bilateral Sagittal Split Osteotomy Advancement Surgery with Rigid Internal Fixation: A Systematic Review. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 301-313, 2009.Kahnberg KE, Kashani H, Owman-Moll P. Sagittal Split Advancement Osteotomy: Comparison of the Tendency to Relapse after Two Different Methods of Rigid Fixation. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 41: 167e-172, 2007.
- Kavsaoğlu AE. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Kanin Distalizasyonunda Kullanılan Farklı Yöntemlerin Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1986.
- Klein GBG, Mendes GCB, Ribeiro Junior PD, Viswanath A, Papageorge M. Biomechanical evaluation of different osteosynthesis methods after mandibular sagittal split osteotomy in major advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg* 46:1387-1393. 2017.
- Kobayashi T, Honma K, Hamamoto Y, Shingaki S, Nakajima T, Hanada K. Effects of Wire And Miniplate Fixation on Mandibular Stability and TMJ Symptoms following Orthognathic Surgery. *Clinical Orthodontics and Research* 3(3): 155-61, 2000.

- Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In Vitro Comparison of Parameters Affecting the Fixation Strength of Sagittal Split Osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 53, 12, 1374-83, 1995.
- Komori E, Aigase K, Sugisaki M, Tanabe H. Skeletal Fixation Versus Skeletal Relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 92(5), 412-21, 1987.
- 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* 48(1): 56-70, 2018.
- LaBanc JP, Epker BN. Changes of the hyoid bone and tongue following advancement of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 57(4):351-6, 1984.
- Llewelyn J, Sugar A. Lag Screws In Sagittal Split Osteotomies: Should They Be Removed?. *Br J Oral and Maxillofac Surg* 30(2):83-86, 1992.
- Martis, C. S. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42(2): 101–107, 1984.
- Martola M, Lindqvist C, Hanninen H, Al-Sukhun J. Fracture of Titanium plates Used for Mandibular Reconstruction following Ablative Tumour Surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 80(2): 345–352, 2007.
- Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study By Finite Element Method of the Mechanical Stress of Selected Biodegradable Osteosynthesis Screws in Sagittal Ramus Osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 40(1): 76-83, 2002.
- Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative Evaluation of Two Osteosynthesis Methods on Stability Following Sagittal Split Ramus Osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg* 31(5): 284-289, 2003.
- Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone Loading Pattern Aroundimplants in Average and Atrophic Edentulous Maxillae: A Finite-Element Analysis. *J Cranio maxillofac Surg* 29(2): 100-105, 2001.
- Meyer C, SerhirL, Boutemi P. Experi-Mental Evaluation Of Three Osteosynthesisdevices Used for Stabilizing Condylar Frac-Tures Of The Mandible. *J CraniomaxillofacSurg* 34: 173–181, 2006.
- Michelet FX, Deymes J, Dessus B,. Osteosynthesis with Miniaturized Screwed Plates in Maxillofacial Surgery. *J Maxillofac Surg* 1(2): 79-84, 1973.
- Miloro M, Ghali G, Larsen P, Waite P. Peterson's Principles of Oral And Maxillofacial Surgery: PMPH-USA, 2004.

- Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Mandibular Advancement Surgery in High-Angle and Low-Angle Class II Patients: Different Long-Term Skeletal Responses. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 119(4): 368-381, 2001.
- Obeid G, Lindquist CC. Optimal Placement of Bicortical Screws in Sagittal Split-Ramus Osteotomy Of Mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 71:665-669, 1991.
- Obwegeser H, Trauner R. Zur operationstechnik bei der progenie und anderen unterkiefer anomalien. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 23: 1-26, 1955.
- Öcal T. Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilimdalı, Bursa, 2001.
- Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of Stability of 2.0 mm Standard and 2.0 mm Locking Miniplate/Screws for the Fixation of Sagittal Split Ramus Osteotomy on Sheep Mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 49(2): 135-137, 2011.
- Olivera LB, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FL, Arnett GW. Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *J Appl Oral Sci* 20: 419-426, 2012.
- Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg*.35(9):837-41, 2006.
- Panula K, Finne K, Oikarinen K. Incidence of Complications and Problems Related to Orthognathic Surgery: A Review Of 655 Patients. *J Oral Maxillofac Surg* 59: 1128-1136, 2001.
- Pereira FL, Janson M, Sant'Ana E. Hybrid Fixation in The Bilateral Sagittal Split Osteotomy for Lower Jaw Advancement. *J Appl Oral Sci* 18: 92–99, 2010.
- Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A Biomechanical Evaluation of Bilateral Sagittal Ramus Osteotomy Fixation Techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63(9): 1317-1324, 2005.
- Peterson LJ. Principles of Maxillofacial Surgery. volume III. USA: Lippincott- Raven Publishers, Part IX, p. 1209-548, 2011.
- Rajhel J, Ellis E, Fonseca RJ. The Anatomical Location Of The Mandibular Canal: Its Relationship to the Sagittal Split Ramus Osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1(1): 37-47, 1986.
- Reitzik M. Cortex-to-Cortex Healing after Mandibular Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 41(10): 658-63, 1983.

- Reitzik M, Leyden WS. Bone Repair in the Mandible: A Histologic and Biometric Comparison between Rigid and Semirigid Fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 41(4): 215-8, 1983.
- Reyneke JP, Ferretti C. Intraoperative diagnosis of condylar sag after bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 40(4):285-92, 2002.
- Reyneke JP, Tsakiris P, Becker P. Age as a factor in the complication rate after removal of unerupted/impacted third molars at the time of mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 60:654–659, 2002.
- Reyneke JP. Reflections on: distraction osteogenesis. Distraction osteogenesis—the future? *Br J Oral Maxillofac Surg* 39: 180 181, 2001.
- Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, 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* 114(5): 60-68, 2012.
- Sato FR, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JV, de Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41(8): 934-41, 2012.
- Sato FRL, Asprino L, Consani S, Moraes M de: Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 68(1):160-166, 2010.
- 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 86(6), 582- 605. 1976.
- Schuchardt G. Ein beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 9:73-89, 1942.
- Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-Monocortical Fixation Of The Sagittal Mandibular Osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 54(2): 234-235, 1996.
- Schwartz HC. The Timing Of Third Molar Removal in Patients Undergoing A Bilateral Sagittal Split Osteotomy. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery* 60(1):132, 2002.
- Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional Stability of Sagittal Split Ramus Osteotomies: Effects of Positional Screw Size and Placement Configuration. *J Oral Maxillofac Surg*, 54(5) 601-609, 1996.

- Shetty V., Freymiller E., McBrearty D., Caputo A.A. Experimental Analysis of Functional Stability of Sagittal Split Ramus Osteotomies Secured by Miniplates and Position Screws. *J Oral Maxillofac Surg* 54(11):1317-1324, 1996.
- Spiessl B, Tschopp H. Chirurgie der Kiefer. In: Naumann HH: Kopf-und Hals-Chirurgie II, Thieme, Stuttgart 1974: 805.
- Spiessl B. Osteosynthesis in sagittal osteotomy using the Obwegeser–Dal Pont method. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 18:145– 148, 1974.
- 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 and Face Medicine* 6(4):1-10, 2010.
- Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol* 10:677–89, 1957.
- Verweij JP, Mensink G, FioccoM, van Merkesteyn JPR. Incidence and Recovery of Neurosensory Disturbances after Bilateral Sagittal Split Osteotomy in Different Age Groups: A Retrospective Study of 263 Patients. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 45(7): 898–903, 2016.
- Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE, Ow R. Masticatory Function in Patients with Congenital and Acquired Maxillofacial Defects. *J Prosthet Dent* 72(3):303–308, 1994.
- Wessberg GA, Washburn MC, Epker BN, Dana KO. Evaluation of Mandibular Rest Position in Subjects with Diverse Dentofacial Morphology. *Journal of Prosthetic Dentistry* 48(4):451-60, 1982.
- Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39(4):313-319, 2010.
- 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*. 40(4):360-5, 2011.
- Yi Z, Jian-GuoZ, Guang-YanY, LingL, Fu-YunZ, Guo-ChengZ. Recon-Struction Plates to Bridge Mandibular defects: A Clinical and Experimental investigation in Biomechanical Aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28(6): 445–450, 1999.
- Ylikontiola L, Kinnunen J, Laukkanen P, Oikarinen K. Prediction of Recovery from Neurosensory Deficit After Bilateral Sagittal Split Osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 90(3):275-281, 2000.

Yoon HJ, Rebellato J, Keller EE. Stability of the Le Fort I Osteotomy with Anterior Internal Fixation Alone: A Case Series. J Oral Maxillofac Surg 63(5): 629-634, 2005.

