



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**MANDİBULAR KONDİL KIRIKLARININ FİKSASYONUNDA
UYGULANAN TİTANYUM MİNİ PLAK VE VİDA
SİSTEMLERİ İLE REZORBE OLABİLEN MİNİ PLAK VE
VİDA SİSTEMLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ VE
BİYOMEKANİK YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Emre ÇİMEN

**AĞIZ DIŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU

2011- ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MANDİBULAR KONDİL KIRIKLARININ FİKSASYONUNDA
UYGULANAN TİTANYUM MİNİ PLAK VE VİDA
SİSTEMLERİ İLE REZORBE OLABİLEN MİNİ PLAK VE
VİDA SİSTEMLERİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ VE
BİYOMEKANİK YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Emre ÇİMEN

**AĞIZ DİŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU

**Bu tez, Ankara Üniveristesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından
2008-08-02-090 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2011-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Doktora Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 03/03/2011

Prof. Dr. Selahattin Or
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Mine Cambazoglu
Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Feza Korkusuz
Orta Doğu Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Serpil Duran
Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Doğan Dolanmaz
Sakarya Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Mandibula Kondil Anatomisi	4
1.2. Kondil Yaralanmaları	5
1.2.1. Kondil Kırıklarının İnsidansı, Etiyolojisi ve Demografisi	5
1.2.2. Kondil Kırıklarının Sınıflandırılması	6
1.2.3. Kondil Kırıklarının Tedavisi	9
1.3. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri	11
1.4. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri	11
1.5. Biyomekanik	14
1.6. Sonlu Eleman Analizi	17
1.7. Kondil Kırıklarının Biyomekanikliği	20
1.8. Kırıklarda Kemik İyileşmesi	21
2. GEREÇ VE YÖNTEM	22
2.1. Geleneksel Biyomekanik Yöntem	22
2.2. Sonlu Eleman Analizi	27
2.2.1. Modelleme ve Geometrik Yapılandırma	27
2.2.2. Materyal Özellikleri	30
2.2.3. Kas Kuvvetleri ve Sınırlandırma Koşulları	32
2.2.4. Değerlendirme	33

3. BULGULAR	35
3.1. Geleneksel Biyomekanik Yöntem	35
3.2. Sonlu Eleman Analizi	40
3.2.1. Kemik Stres Değerleri	40
3.2.2. Plaklardaki Stres Değerleri	42
3.2.3. Kemik Fragmanlarının ve Plakların Hareketliliği	43
3.2.4. Kallusta Oluşan Stres Değerleri	44
4. TARTIŞMA	47
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	59
ÖZET	60
SUMMARY	61
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ	71

ÖNSÖZ

Kondil kırıklarının etkin biçimde fiksasyonu, hastaların etkin biçimde tedavi edilebilmeleri açısından oldukça önemlidir. Günümüze kadar titanyum, kondil kırıklarının internal fiksasyonu için en güvenilir ve en çok tercih edilen fiksasyon biçimidir. Ancak titanyumun, uzun dönemde neden olduğu komplikasyonlar nedeniyle ikinci bir ameliyatla çıkartılması gerekebilir. Bu nedenle alternatif olarak rezorbe olabilen fiksasyon materyalleri geliştirilmiştir. Tez çalışmamızda rezorbe olabilen fiksasyon materyalinin, kondil kırıklarının fiksasyonundaki etkinliği titanyum fiksasyon materyali ile karşılaştırmalı olarak yapılmıştır. Bu değerlendirme, geleneksel biyomekanik deneylerin yanı sıra sonlu eleman analizi ile birlikte yapılmıştır. Böylelikle, geleneksel biyomekanik deneyler ve sonlu eleman analizi, elde edilen sonuçlar doğrultusunda karşılaştırılmış ve birbirlerine olan uyumu değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışmasında desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Sayın Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU'na, ODTÜ Sağlık Bilimleri Diş Doktoru Sayın Dr. Ercüment ÖNDER'e,

Tez çalışması boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen Sayın Emir BİRAND'a,

Tüm doktora eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, hemşire ve personelimize,

Doktora eğitimim sırasında maddi desteğinden dolayı Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu'na,

Tüm hayatım boyunca manevi desteklerini hiçbir koşulda esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

<	Küçüktür
>	Büyüktür
°C	Santigrat Derece
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CO ₂	Karbondioksit
ÇT	Çalışan Taraf
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLA	D-Laktik Asit
DLPLA	D-L-Polilaktik Asit
DT	Dengeleyen Taraf
DVBT	Dijital Volümetrik Bilgisayarlı Tomografi
E	Esneklik Kat Sayısı
e	Gerilim
EMG	Elektromiyografi
H ₂ O	Su
HU	Hounsfield Ünit
k	Kuvvet Kat Sayısı
LPLA	L-Polilaktik Asit
M	Musculus
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
MMF	Maksillomandibular Fiksasyon
MPa	Mega Pascal (N/mm ²)
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	Newton
Pa	Pascal (N/cm ²)
PDS	Polidioksan
PGA	Poliglikolik Asit

PLA	Polilaktik Asit
PLLA	Poli-L-Laktik Asit
s	Stres
SEA	Sonlu Eleman Analizi
TMC	Trimetilen Karbonat
TME	Temporomandibular Eklem
v	Poisson Oranı

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Kırık hattı için noktaların belirlenmesi.	22
Şekil 2.2.	Kırık hatlarına uygulanmış rezorbe olan plak ve titanyum plak.	23
Şekil 2.3.	Kas kuvvet ve yönlerini belirlemek için hazırlanan düzeneğin modellenmesi.	24
Şekil 2.4.	Üretilmiş modelin yük hücreğine yerleştirilmesi.	25
Şekil 2.5.	Mini yük hücresinin molar dişe uygulanması.	26
Şekil 2.6.	Düzeneğin bilgisayarlara bağlanmış hali.	26
Şekil 2.7.	Rezorbe olabilen plak vida sistemi ile titanyum plak vida sisteminin 3 boyutlu modellenmiş hali.	27
Şekil 2.8.	Rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ile titanyum plak ve vida sistemlerinin mandibula modeline yerleştirilmiş hali.	28
Şekil 2.9.	3 boyutlu mandibula modelinde düğümler ve elemanlardan oluşturulan ağısı yapı.	29
Şekil 2.10.	Oluşturulmuş 3 boyutlu mandibula modeli ve koordinat sistemi.	29
Şekil 2.11.	HU değerlerine göre elastik modül değerlerinin atanması.	30
Şekil 2.12.	HU değerlerine göre hesaplanmış elastik modül kat sayılarının 3 boyutlu modelde dağılımı.	31
Şekil 2.13.	3 boyutlu modelde uygulanan kas yapışma bölgeleri ve bu kasların çekme vektörleri.	32
Şekil 3.1.	Her iki grupta kırılma anında kuvvet değerlerinin ortalama etrafına dağılımları.	38
Şekil 3.2.	Her iki grupta farklı kuvvetlerde oluşan yer değiştirmenin ortalama etrafına dağılımları.	38
Şekil 3.3.	Titanyum plakta görülen kalıcı deformasyona örnekler.	39
Şekil 3.4.	Rezorbe olan plakta görülen kırılma şekillerine örnekler.	39
Şekil 3.5.	a) Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. b) Mandibula kapanma	

- hareketi sırasında rezorbe olan plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. 41
- Şekil 3.6.** a) 200 N molar çiğneme sırasında titanyum plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. b) 200 N molar çiğneme sırasında rezorbe olan plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. 41
- Şekil 3.7.** a) Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plak ve vidalarda oluşan stresler. b) Mandibula kapanma hareketi sırasında rezorbe olan plak ve vidalarda oluşan stresler. 42
- Şekil 3.8.** a) 200 N molar çiğneme sırasında titanyum plakta oluşan stresler. b) 200 N molar çiğneme sırasında rezorbe olan plakta oluşan stresler. 43
- Şekil 3.9.** Kemik ve plaklardaki deplasman miktarları. 43
- Şekil 3.10.** 200 N'luk karşı taraf molar çiğnemede plaklarda ve kemik fragmanlarındaki hareketlilik. 44
- Şekil 3.11.** a) Titanyum plakla fikse edilmiş modelde mandibula kapanma hareketi sırasında kallusta oluşan streslerin dağılımı. b) Rezorbe olan plakla fikse edilmiş modelde mandibula kapanma hareketi sırasında kallusta oluşan streslerin dağılımı. 45
- Şekil 3.12.** a) 200 N karşı taraf molar çiğnemede titanyum plakla fikse edilmiş modelde kallusta oluşan streslerin dağılımı. b) 200 N karşı taraf molar çiğnemede rezorbe olabilen plakla fikse edilmiş modelde kallusta oluşan streslerin dağılımı. 45

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyumların içerikleri ve materyal özellikleri.	11
Çizelge 2.1. Modelde ayrılan materyallerin elastik modülüs kat sayıları ve Poisson oranları.	31
Çizelge 2.2. Kas kuvvetleri, kas vektörleri ve kas bağlanma nokta sayıları ÇT; Çalışan Taraf, DT; Dengeleyen Taraf.	33
Çizelge 3.1. Titanyum ve rezorbe olabilen plaklardaki toplam sistem kırılma kuvveti ve molar diş çiğneme kırılma kuvveti.	35
Çizelge 3.2. Titanyum ve rezorbe olabilen plaklardaki 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, 300 N ve 320 N'daki deplasman miktarları.	36
Çizelge 3.3. Kırılma değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi. Titanyum grubunun total kuvvet değerleri anlamlı derecede yüksek görülmektedir ($p<0,05$). Titanyum grubunun molar kuvvet değerleri anlamlı derecede yüksek görülmektedir ($p<0,05$).	37
Çizelge 3.4. Titanyum ve rezorbe olabilen plakların 50 N, 100 N, 150 N'daki deplasman miktarlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi. 50, 100 ve 150 N uygulaması sonucunda kayma miktarları açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$).	37
Çizelge 3.5. Rezorbe olabilen plaklardaki kırılma tipleri ve kırıldıkları kuvvetler.	39
Çizelge 3.6. Plaklar, kallus, kemikteki gerilim ve yer değiştirme çizelgesi.	46
Çizelge 3.7. 200 N'luk karşı taraf molar çiğnemede plaklar, kallus, kemikteki gerilim ve yer değiştirme çizelgesi.	46

1. GİRİŞ

Yüz yaralanmalarının büyük bir kısmını mandibula kırıkları oluşturmaktadır. Yayınlanan geniş serilere göre ise mandibula kırıklarının %17,5-52'sini kondil kırıkları oluşturmaktadır (Zachariades ve ark., 2006; Silvennoinen ve ark., 1994; Newman, 1998; de Riu ve ark., 2001; Villarreal ve ark., 2004). Günümüzde maksillo-mandibular travma konusunda, mandibular kondil kırıklarının tedavisi hala en çok tartışılan konuların başında gelmektedir. Kondil kırıklarının tedavisi temel olarak 3 şekilde uygulanabilir; a) maksillo-mandibular fiksasyon (MMF) olmaksızın fonksiyonel tedavi b) MMF (tek başına ya da fonksiyonel tedavi ile birlikte) c) açık redüksiyon ve rijit fiksasyon. Bu şıklardan ilk ikisi kapalı tedavi adı verilen, cerrahi müdahale yapılmadan ve kırık fragmanları redükte edilmeden yapılan tedavidir. Kapalı tedavi uzun yıllar boyu uygulanmış ve tatmin edici sonuçlarından dolayı tercih edilmiştir. Kondil kırıklarının uzun dönem komplikasyonları; malokluzyon, ağız açmada ağrı ve kısıtlılık, internal temporomandibular eklem (TME) düzensizlikleri ve ankilozdur. Tedavi seçeneklerini karşılaştıran yayınlar kapalı tedavi sonrasında bu komplikasyonların daha çok görüldüğünü bildirmişlerdir (Hidding ve ark.; Ellis ve Dean, 1993; Haug ve Assael, 2001). Plak ve vida sistemlerinin gelişmesiyle birlikte açık redüksiyon ve internal rijit fiksasyon da kabul görmeye başlamıştır. Zide ve Kent (1983) yayınladıkları makalede kondil kırıklarının cerrahi müdahale ile tedavi edilmesi için gerekli kriterleri kesin ve göreceli olarak ikiye ayırmışlardır. Daha sonraki bir makalesinde Zide (2001), kondil kırıklarının açık redüksiyonu için her zaman geçerli olan iki kesin endikasyonun, deplase kondil kırıkları ve ramus boyunun korunamaması olduğunu belirtmiştir. Günümüzde birçok cerrah deplase ve disloke kondil kırıklarının tedavisinde açık redüksiyonu tercih etmektedir. Çünkü açık redüksiyon sayesinde, kemik fragmanları travma öncesi konuma geri getirilip iyileşme olana kadar fragmanların hareketsizliği sağlanabilir.

Kondil kırıklarının rijit fiksasyonunda kullanılan materyaller Kirshner telleri (K-telleri), intraosseöz telleme, lag screw ve plak-vida sistemleridir. Lag screw vidalar lammelar kırıklarda kullanılamaz. Subcapitular ve yüksek kondil kırıklarında miniplak osteosentezinden başka bir klinik seçenek yoktur (Kademani ve ark., 2005).

Titanyum plak ve vida sistemleri rijit fiksasyonda oldukça önemli bir yer teşkil etmektedir. Kraniomaksillofasiyal cerrahide travma vakalarının hemen hepsi titanyum plak ve vida sistemleri ile tedavi edilmektedir. Yüksek doku uyumu, kolay şekillendirilebilmesi, yeterli sertlik ve kuvveti, titanyum plak ve vida sistemlerinin tercih edilmesindeki en önemli faktörlerdir. Bunun yanı sıra, birçok araştırmacı hala “titanyum plak ve vidaların uzun dönem vücutta kalmalarının herhangi bir zararı var mıdır?” sorusunun cevabını aramaktadır. Titanyum plaklar uygulandıkları bölgeye gelen tüm streslere karşı bir kalkan vazifesi gördüğü için zaman içerisinde, bölgede kemik rezorbsiyonu ve atrofi gelişir. Ayrıca bazı araştırmacılar titanyum uygulanan bölgedeki lenf düğümlerinde titanyum parçacıklarına rastlamışlardır. Bunların yanında titanyum kullanımı sonrası en sık bildirilen problemler enfeksiyon, enfeksiyona bağlı osteomyelit gelişimi, ağrı, şişlik, ısısal duyarlılık ve plak vida sisteminin gevşemesi ve kaybidir. Plak vida sisteminin gevşemesi sonucu en sık görülen komplikasyon ise enfeksiyondur (Choi ve ark., 1999; Haugh ve ark., 2002; Tominaga ve ark., 2006; Lauer ve ark., 2007). Bazen bu komplikasyonlar bazen de hasta isteği nedeniyle titanyum plak ve vida sistemi çıkartılmak zorunda kalınabilir. Ulaşmanın güç olduğu bu bölgeye ikinci bir girişim, bölgedeki skar dokusu ve plak üzerine birikmiş olabilecek kemik dokusundan dolayı oldukça güç olacaktır. Ayrıca bu, zaman kaybı, morbiditede artış ve ilave ekonomik yük demektir (Suuronen, 1991; Bessho, 1997; Umstadt ve ark., 2000).

Titanyumun yukarıda belirtilen komplikasyonlarının önüne geçmek amacıyla vücutta rezorbe olabilen, güçlü bir polimer olan poli-L-laktik asit (PLLA) içeren plak ve vida sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyaller operasyonla yerleştirilmelerinden 10 hafta sonra yavaş yavaş rezorbe olmaya başlarlar. Rezorbsiyon ürünlerinin vücutta bir yan etkisinin olduğunu gösteren kesin bir veri henüz literatürde yoktur. Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin elastik

modulusları, diğer materyallere göre kemiğin elastik modulusuna oldukça yakındır ve bu nedenle titanyumda olduğu gibi bir stres kalkanı oluşturmazlar ve böylece kırık bölgesinde atrofiye neden olmazlar. Rezorbe olabilen materyaller hakkındaki en büyük şüphe ise bu materyallerin yeterli sertlik ve dirençle sahip olup olmadığıdır. Günümüze kadar, kraniomaksillofasiyal cerrahide, ortognatik cerrahide ve maksillomandibular kırıkların tedavisinde kullanılmış olsa da bu materyallerin biyomekanik özelliklerine olan güven henüz tam olarak sağlanamamıştır.

Bu çalışmanın amacı, kondil kırıklarının tedavisinde kullanılan plak ve vida sistemlerinin birbirlerine üstünlüklerini sonlu eleman analizi (SEA) ve biyomekanik testler kullanılarak saptamaktır. İkinci operasyonu engellemek amacıyla geliştirilmiş polilaktik asit (PLA) sistemlerinin ise bu bölgede anatomik kuvvetlere karşı dayanıklılığı net olarak bilinmemektedir. Eğer rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin cerrahlar için uygun biyomekanik özellikte olduğu gösterilebilirse tercih edilen rijit fiksasyon sistemi olması kaçınılmazdır.

SEA, kemik dokusunun biyomekanik özelliklerinin belirli bir matematiksel metotla sınırlandırılmış sanal ortama taşınmasında kullanılan bir sistemdir. Meyer ve ark. (2000), bu metot ile in vitro mandibular ölçümler arasında yüksek korelasyon bulmuşlardır. Bu metot kesin yargı bildirmese de kemik örneği üzerinde oluşan stres ve kuvvetlerin dağılım ve ilişkilerinin detaylı bir açıklamasını vermektedir.

Daha önce yapılan SEA çalışmalarının çoğunda mandibula izotrofik ve homojen olarak kabul edilmiştir. İzotrofik kavramı, bir bölgeye uygulanan kuvvetin her yöne eşit olarak dağılması anlamında kullanılan biyomekanik terimdir. Ancak yapılan ultrasonik çalışmalara göre mandibula izotrofik değil ortotrofik yapıdadır (Ashman, 1987). Sonlu eleman analizi çalışmamız diğer birçok çalışmadan farklı olarak mandibulayı ortotrofik özellikte modelleyecektir. Bu da mandibulanın farklı bölgelerini farklı kalınlıklarda oluşturarak ve Hounsfield Üniteleri (HU) temel alınarak kemik densitesi ile orantılı olarak farklı elastik modulus ve poisson oranı verilerek sağlanacaktır. Biyomekanik çalışmalar için ise sentetik poliüretan modeller kullanılacaktır.

Bu konu ile ilgili yapılan biyomekanik çalışmalar, daha çok titanyum plak ve vida sistemlerinin kondil kırıklarında nasıl yerleştirilmesi gerektiğini vurgulayan çalışmalardır. Her ne kadar rezorbe olabilen plak ve vidalar için de mandibula angulus ve simfiz bölgeleri için sonlu eleman analizi testleri yapılsa da kondil kırıkları için titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerini karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda titanyum ve rezorbe olabilen plak sistemleri hem biyomekanik hem de sonlu eleman analizi testleri ile karşılaştırılacaktır. Böylece bu bölge için bu iki yöntemin birbirlerine olan benzerlikleri, farklılıkları ve birbirlerine olan üstünlükleri saptanmaya çalışılacaktır. Bu da çalışmanın diğer bir boyutu olup daha sonra bu konu ile ilgili çalışma yapacak maksillofasiyal cerrahlara, ortopedistlere, mühendislere ve biyologlara ışık tutacaktır.

1.1. Mandibula ve Kondil Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletinin en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiğidir. Mandibula korpus mandibula, ramus mandibula ve angulus mandibula olmak üzere 3 ana yapıdan oluşmaktadır. Korpus mandibulanın tabanına basis mandibula, dişlerin bulunduğu kısma ise pars alveolaris adı verilir. Basis mandibularis, pars alveolarise oranla daha geniş bir kavise sahip olup, daha sağlam bir yapıya sahiptir. İki korpus mandibulanın orta hatta birleşim yerine simfiz mandibula adı verilir. Bu birleşimin alt ucunda trigonum mentale adı verilen bir üçgen saha bulunur ve bu sahanın tepesindeki çıkıntıya protuberencia mentalis (gnathion) denir (Arıncı ve Elhan, 2006).

Ramus mandibula, kafa tabanına ve arkaya doğru uzanır. Angulus mandibula yakınlarındaki pürtüklü sahaya tuberositas masseterica denir. Buraya Musculus (M.) masseter tutunur. Bu çıkıntıların lingual kısmında kalan çıkıntıya ise tuberositas pterygoidea adı verilir ve buraya da M. pterygoideus medialis tutunur. İç yüzünün ortasındaki deliğe foramen mandibulare adı verilir. Bu delik kemiğin içinde canalis mandibularis olarak devam eder ve korpus mandibulanın dış yüzünde foramen mentale olarak sonlanır. Foramen mandibulareyi önden çevreleyen çıkıntıya lingula

mandibula denir. Bunun hemen altında başlayıp aşağı ve öne doğru uzanan yapıya da sulcus mylohyoideus adı verilir (Arıncı ve Elhan, 2006).

Ramus mandibulanın alt kenarı ile korpus mandibulanın arka kenarının birleşim yerine angulus mandibula adı verilir. Angulus mandibulanın üst tarafında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris bulunur. Processus coronoideus ile processus condylarisin arasındaki oluğa incisura mandibula adı verilir. Processus coroneideus üçgen şeklindedir ve buraya M. temporalis tutunur. Bu çıkıntının yapısı kişiden kişiye farklılık gösterir. Processus condylarisin ucundaki şişliğe caput mandibula, hemen altındaki dar kısma ise collum mandibula denir. Collum mandibulanın ön tarafındaki çukurluğa fovea pterygoideus denir ve buraya M. pterygoideus lateralis tutunur. Caput mandibulare eklem yüzeyi ile kaplıdır ve os temporaledeki fossa mandibularis ile eklem yapar (Arıncı ve Elhan, 2006).

1.2. Kondil Yaralanmaları

Kondil kırıkları, anatomik özelliği, teşhisinin hassaslığı, tedavi prensiplerinde öne sürülen farklı yaklaşımlar nedeniyle mandibula yaralanmalarında değerlendirilmesi gereken oldukça önemli bir konudur. Ayrıca kondil ve eklem bölgesindeki yaralanmalar, çiğneme, yutkunma, konuşma gibi önemli fonksiyonları etkilediğinden dolayı doğru bir şekilde tedavi edilmesi çok önemlidir. Kondil kırıklarının teşhisi, sınıflandırılması, tedavisi çene yüz cerrahisinde en çok çelişki ve tartışmayı barındıran bir konudur (Ellis, 1998; Zachariades ve ark., 2006)

1.2.1. Kondil Kırıklarının İnsidansı, Etiyolojisi ve Demografisi

Kondil kırıklarının etiyolojileri ve insidansı literatürde çok fazla farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar yaş, coğrafya, sosyo-ekonomik durum gibi faktörlerden kaynaklanmaktadır (Yaman, 2006; Zachariades ve ark., 2006).

İlk literatürlerde mandibula kırıkları içerisinde kondil kırıkları %8 gibi düşük orandan %76 gibi oldukça yüksek bir orana çıkmıştır. Bu ciddi yükselişin altında yatan temel faktörün, teşhis araç ve yöntemlerindeki gelişmenin olduğu düşünülmektedir (Zachariades ve ark., 2006). Ülkemizde ise bu konuda çok sayıda çalışma yapılmamış olsa da Türkiye için bildirilen literatürlerde tüm fasiyal kırıklar içindeki oranı %25; mandibula kırıkları içerisinde kondil kırıklarının görülme sıklığı ise %32'dir (Yaman, 2006). Güven (1988), yaptığı çalışmada Orta ve Doğu Anadolu'da 215 kırık hastasından 16'sı sadece kondil kırığı, 20'si diğer mandibular kırıklarla birlikte toplam 36 kondil kırığı (%16,7) bildirmiştir. Or ve Yücetaş (1998), 63 mandibula kırığı hastasında 10 kondil kırığı (%15,9) bildirmiştir.

Kondil kırıklarının etiyolojisi değerlendirildiğinde dünya çapındaki literatürlerde en sık rastlanan sebep motorlu taşıt kazalarıdır. Daha sonraki nedenler; kişisel şiddet, iş kazaları, spor kazaları ve düşmedir. Türkiye Doğu Anadolu bölgesinde bildirilen etiyolojik faktörler arasında ilk sırayı %66 ile yüksekten düşme almaktadır. Bunu düşme (%31), trafik kazaları (%28), bireysel şiddet (%8), hayvansal yaralanmalar (%8), spor yaralanmaları (%3) takip etmektedir (Yaman, 2006). Or ve ark. (1992), 23 hastada 29 kondil kırığı değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre kondil kırıkları en çok 21-30 yaş arası dönemde (%34,7) görülmektedir. Erkeklerde %87 oranında görülürken, kadınlarda %13 oranında; kırıkların sol kondilde %41,4 oranında, sağ kondilde ise %24,1 oranında olduğunu bildirmişlerdir. Trafik kazaları %39,2 ile en yüksek etiyolojik neden olarak bildirilmişken bunu şiddet, yüksekten düşme, spor kazaları, iş kazaları ve patolojik kırıklar takip etmektedir.

1.2.2. Kondil Kırıklarının Sınıflandırılması

Sınıflandırma, vakaların derlenmesi, bildirilmesi ve uygun bir tedavi protokolünün belirlenebilmesi açısından oldukça önemlidir. Ancak kondil kırıkları anatomik yapısı, anatomik komşulukları, oluşum mekanizması ve ilişkili yaralanmaları nedeniyle oldukça karışık bir yapı göstermektedir ve bu nedenle sınıflandırma konusunda da pek çok görüş bulunmaktadır. Ayrıca bu sayılan nedenlerden dolayı da

diğer çene yüz bölgesi yaralanmalarından farklı bir sınıflandırma gerektirmektedir. Genel olarak bu sınıflandırmalar; kırığın seviyesine, kırık parçalarının birbirlerine göre olan ilişkisine ve kondil başının eklem boşluğuna göre olan konumuna göre yapılmıştır. Günümüzde en çok kabul gören sınıflandırmalar şunlardır;

Lindahl Sınıflandırması (1977);

I. Kırığın lokalizasyonuna göre;

- a) Kondil Başı Kırığı: Kondil başı, kondilin ön kısmının hemen altından başlayıp posterior kısmının 5 mm altında sonlanan iki noktayı birleştiren çizginin üzerinde kalan kısımdır, yani kondilin tüm superior yapısını içerir. Aynı zamanda intrakapsüler kırıklar olarak da adlandırılır. Diğer kırıklara oranla daha az görülür. Bunun nedeni anatomik yapısı ve teşhisinin daha zor olmasıdır. Diğer kondil başı kırıklarının spesifik kırıkları; vertikal, kompresyon ve parçalı kırıklar olarak sınıflandırılabilir.
- b) Kondil Boynu Kırığı: Kondil başının altında kalan ince kısımda oluşan kırık.
- c) Subkondiler Kırık: Sigmoid çentiğin en derin noktası ile mandibula arka sınırının en konkav kısmının en derin noktasını birleştiren çizgide oluşan kırıklardır. Bazı yazarlar bu kırıkları ayrıca “düşük seviyeli” ve “yüksek seviyeli” olarak 2’ye ayırmaktadırlar.

II. Kondiler parçanın mandibulaya göre konumuna göre;

- a) Deplasman Göstermeyen Kırık.
- b) Deviyasyon Kırık: Kondiler parça ile mandibular distal segment arasında kırık hattında dar bir açı oluşmuştur. Kırık parçaları hala temas halindedir ve parçalar üst üste binmemiştir.
- c) Medial ya da Lateral Deplasman Gösteren Kırık: Kırık proksimal kondiler parçanın ucu, mandibular distal segmentin proksimal ucuna göre mediale ya da laterale doğru hareket etmiştir. Kapsülün yapısı ve

lateral pterigoid kasın çekim kuvveti ile mediale deplase kırık daha sık görülmektedir.

- d) Anterior ya da Posterior Deplasman Gösteren Kırık: Kırık proksimal kondiler parçanın ucu, mandibular distal segmentin proksimal ucuna göre anteriora ya da posteriora doğru hareket etmiştir. Oldukça nadir görülür.
- e) Fragmanlar Arasında Temas Bulunmayan Kırık.

III. Kondiler parçanın glenoid fossaya göre konumuna göre:

- a) Deplase Olmayan Kırık: Kondil başı glenoid fossada normal konumundadır.
- b) Deplase Kırık: Kondil başı hala glenoid fossadadır ancak eklem boşluğu aralanmıştır.
- c) Disloke Kırık: Kondil başı tamamen glenoid fossanın dışındadır. Eklem kapsülü zarar görmüştür. Kapsülün lateral kısmının kalın olmasından dolayı genellikle kapsülün medial kısmı hasar görür, buna lateral pterigoid kasın çekme kuvveti de eklenince antero-mediale dislokasyon gerçekleşir. En sık görülen disloke kırıklardır.

MacLennan (1969) tarafından yapılan sınıflama ise daha basit ve aynı zamanda klinik uygulanabilirliği daha fazla olduğu için günümüzde hala kullanılan bir sınıflamadır. MacLennan'ın kondil kırığı sınıflandırması şu şekildedir;

Sınıf I : Deplase Olmamış Kırık

Sınıf II : Deviye Kırık: Kırık parçalar arasında ayrılma ya da üst üste binme yoktur. Bir miktar açılma bulunabilir. Daha çok yaş ağaç kırığı şeklindedir.

Sınıf III : Deplase Kırık: Proksimal ve distal segmentlerin üst üste gelmesi ile oluşur. Bu üst üste gelme medial, lateral, anterior veya posteriora doğru oluşabilir. Daha önce de belirtildiği gibi lateral pterigoid kasın çekmesi nedeniyle mediale doğru deplase kırık daha çok görülür.

Sınıf IV : Disloke Kırık: Kondil başı tamamen glenoid fossanın dışındadır. Aynı zamanda eklem kapsülü de zarar görmüştür. Yine bu dislokasyonlar medial, lateral, anterior ya da posterior yönlerde olabilir.

Tedavi ve prognoz açısından yapılan bir diğer sınıflama da Spiessl ve Schroll (1972) tarafından yapılan sınıflamadır. Bu sınıflamaya göre kırık tipleri;

- Tip I : Deplasmansız kondil kırığı
- Tip II : <30° Deplasman gösteren kondil basis kırığı
- Tip III : <30° Deplasman gösteren kondil boynu kırığı
- Tip IV : >30° Deplasman gösteren kondil basis kırığı
- Tip V : >30° Deplasman gösteren kondil boynu kırığı
- Tip VI : Transkondiler kırık

Bu sınıflamaların haricinde pek çok sınıflandırma yapılmıştır, ancak bunlar daha özel ve karmaşık olduklarından dolayı klinik uygulamada yer bulamamıştır, daha çok bilimsel çalışmalarda istatistiksel nedenlerle ortaya atılmış ve bu şekilde değerlendirilmiştir (Prein ve Berton, 1998).

1.2.3. Kondil Kırıklarının Tedavileri

Kondil kırıkları, kapalı tedavi ya da açık redüksiyon ile tedavi edilebilir. Tedavi şekli ne olursa olsun, kondil kırıklarının tedavisi sonrası başarı kriterlerini Walker (1988) şu şekilde sıralamıştır;

- 40 mm ya da üzerinde ağrısız ağız açıklığı sağlanması,
- Tüm yönlerde çene hareketlerinin sağlanması,
- Travma öncesi oklüzyonun yeniden sağlanması,
- Stabil TME,
- İyi bir çene ve yüz simetrisinin sağlanması.

Tedavi tercihi, fiziksel muayene bulguları, görüntülemelerden elde edilen bulgular, yaralanmanın derecesi (tek ya da çift taraflı kırık), kırığın seviyesi, deplasman ya da dislokasyon olup olmaması, varsa bunların derecesi, kırık kondil segmentinin büyüklüğü ve pozisyonu, dişlerin ve oklüzyonun durumu, açık yara olup olmadığı; cerrahın tecrübesi, klinik ekip ve ekipman; hastanın yaşı, fiziksel durumu ve ameliyat olup olmama isteği göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (MacLennan, 1969; Ikemura, 1985; Konstantinovic ve Dimitrijevic, 1992; Hayward ve Scott, 1993; Türp ve ark., 1996; AAOMS, 2001; de Riu ve ark., 2001; Villarreal ve ark., 2004).

Kapalı tedavide amaç, eğer bozulmuş ise oklüzyonun düzeltilmesi ve çenelerin bir süre sabitlenmesidir. Burada amaç kırık parçaların hareketsiz kalmasını sağlayarak tekrar kemikleşme sağlanmasıdır. Bu süre 2-4 hafta arasında değişir (Yasuoka ve Oka, 1991; Silvennoinen ve ark., 1994; Banks, 1998; Iizuka ve ark., 1998). Bazı yazarlar ise bu periyodun kısa tutulması gerektiğini, oklüzyonun kontrol edilmesinin sağlanması halinde MMF'nin en fazla 10 gün yapılmasını önermektedir. Yazarlara göre, erken hareketlilik fonksiyonlara daha çabuk dönmeyi sağlayacağı gibi ankiloz riskini de ortadan kaldırmaktadır (Ellis ve Dean, 1993).

Cerrahi tedavide amaç kırık parçaların tekrar anatomik pozisyonlarına getirilmesi ve rijit fiksasyonunun sağlanmasıdır (Ellis ve ark., 2000; Choi ve ark., 2003). Böylelikle hasta kısa zamanda fonksiyonlarına kavuşabilir. Takenoshita ve ark. (1990) göre açık ve kapalı tedavinin oklüzyon açısından sonuçları aynıdır, ancak açık tedavide hastalar daha çabuk fonksiyonlarını kazanabilmektedir. Diğer bazı yazarlar ise açık tedavinin sonuçlarını çok daha iyi olduğunu vurgulamaktadır (Hidding ve ark., 1992; Konstantinovic ve Dimitrijevic, 1992; Worsaae ve Thorn, 1994; Oezmen ve ark., 1998).

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte pek çok rijit fiksasyon materyali ortaya çıkmış ve bunlar açık redüksiyonu daha başarılı ve dolayısı ile daha çekici hale getirmiştir (Eckelt ve Hlawitschka, 1999; Santler ve ark., 1999). Yaklaşık 10 yıl öncesine kadar daha invaziv teknikler kullanılmış ve bu teknikler çeşitli komplikasyonları da beraberinde getirmiştir (Iizuka ve ark., 1998; Ellis ve ark., 1999; Ellis ve ark., 2000).

Ancak endoskopik yöntemlerin de kondil kırıklarının tedavisinde kullanılmaya başlanması ile birlikte, ameliyatlar daha kısa, daha az invaziv ve de daha az komplikasyonlu hale gelmiştir (Schön ve ark., 2003).

1.3. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri

Titanyum inert ve biyouyumlu bir materyaldir, yüksek biyomekanik özellikleri ve sertliğinin yanı sıra kolay şekillendirilebilir. Piyasada bulunan titanyum materyaller, titanyum ve oksijen içerir. Bugün titanyum, oksijen içeriğine göre I–IV arasında sınıflandırılır (Çizelge 1.1). Titanyum yaşayan doku ve kemikle kolaylıkla kaynaşır. Kemikle oluşturulan bu bağa osseointegrasyon adı verilir ve her iki doku arasındaki bu kaynaşma oldukça kuvvetlidir. Titanyum ve kemik arasındaki bağ, bağlanma yüzeyi boyunca ve ona dik gelen kuvvetlere karşı koyar. Titanyum kraniyofasiyal cerrahide kullanılan diğer metallere göre (paslanmaz çelik, vitalyum) en iyi korozyon direnci gösteren materyaldir. Her ne kadar kemiğe oranla çok daha yüksek olsa da metallere oranla daha düşük elastik modülüse sahiptir. Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) etkileşimi açısından daha uyumludur (Prein ve Berton, 1998).

Çizelge 1.1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyumların içerikleri ve materyal özellikleri

Derece 1	Düşük oksijen içeriği düşük direnç
Derece 2	Standart oksijen, orta direnç
Derece 3	Orta dereceli oksijen miktarı, yüksek direnç
Derece 4	Yüksek oksijen miktarı, ekstra direnç

1.4. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri

Günümüzde saf PLLA yerine L-laktik asit ve D-laktik asit (DLA) ko-polimerleri kullanılmaktadır, böylece amorf ancak yeterli mekanik dayanıklılık gösteren bir yapı elde edilir (Suuronen ve ark., 2000). L-polilaktik asit (LPLA) ile poliglikolik asit

(PGA), plak ve vidalara sertlik, dayanıklılık kazandırırken D-L-polilaktik asit (DLPLA) rezorbe olma süresini belirlemektedir. Eklenen trimetilen karbonat (TMC) ile plaklara esneklik kazandırılmaktadır. Günümüzde bildirilen rezorbe olma süresi 12–16 aydır.

Biyoçözünebilen maddelerin ilk kullanımı çözünebilen bir sütur materyali olan katgüt (kollagen) ile başlamıştır. Katgüt, proteolitik olarak çözünür ve dokulardan fagositoz yolu ile ayrılır, bu da dokuda lokal bir enflamasyon oluşmasına neden olmaktadır. Günümüzde sütur materyalleri PLA, PGA ve polidiokсандan (PDS) yapılmaktadır. Kırık fiksasyonu olarak PGA, ilk kez Schmitt ve Polistina (1969) tarafından kullanılmıştır, ancak araştırmacılar bu çalışmanın sonuçlarını bilimsel bir rapor olarak bildirmemişlerdir. İlk bilimsel makale, kırık ve osteotomilerde PLA kullanımı olarak bildirilmiştir (Cutright ve ark., 1971; Kulkarni ve ark., 1971). Daha sonra PGA ve PDS'den yapılan materyaller güvenli bir şekilde çene yüz bölgesi kırıklarının fiksasyonunda kullanılmıştır (Roed-Petersen, 1974).

Kırık fiksasyonunda sıklıkla kullanılan sentetik biyoçözünür materyaller olan polidioksan, poliglikolit ve polilaktit yüksek moleküler ağırlıklı alfa hidroksi asit polimerleridir. Bunlardan PGA ve PLA, güçlendirilerek daha güçlü materyal özellikleri kazandıkları için en sık kullanılan materyaller olmuştur (Gilding ve Reed, 1979; Vert ve ark., 1984).

Sterilizasyon çözünme oranına etki etmektedir. Etilen oksit polimerin yapısını değiştirmez ya da çözünmeye yol açmazken artık maddelerin tekrar polimerleşmesini sağlayabilir. Bunun yanında gama radyasyonu polimerde hem parçalanma hem de çapraz bağlanma işlemlerini başlatır ve mekanik özelliklerini değiştirir (Gilding ve Reed, 1979; Vert ve ark., 1984).

Polidioksanon (PDS): Renksiz bir kristalin polimeridir. Oda sıcaklığında plastik özelliktedir, erime derecesi 110 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 16 °C'dir. Hidroliz yoluyla çözünür ve artık ürünler genelde idrar ile geri kalanlar ise feçes ve ekshalasyon yolları ile atılır. Genellikle 6 ay içinde çözünür ve sadece implantın

çevresinde az miktarda lokal enflamasyon görülür. PDS'den yapılan implantlar etilen oksitle steril edilebilirler. Ortopedik cerrahide yumuşak doku cerrahilerinde, tendon, ligament cerrahisinde tercih edilir. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanımı azdır (Kademani ve ark., 2005).

Poliglikolik Asit (Poliglykolit, PGA): PGA sert, kahverengi kristalin polimerdir ve birçok çözücü içinde çözünmez. Erime derecesi 224-226 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 36 °C'dir. Hidroliz yolu ile çözünür ve spesifik olmayan esterazlar ve korboksiptidazlarca yıkılır. Glikolik asitin monomerik birimleri idrar ile atılır ya da enzimatik olarak H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Molekül ağırlığına, saflığına, kristalizasyonuna ve ayrıca büyüklük ve şekline göre değişkenlik gösterse de 6 haftada mekanik direncini yitirir ve birkaç ayda tamamen çözünür. Çözünme in vivo ortamda in vitroya göre daha hızlıdır. Bunun nedenini hücrel enzimlere bağlamak mümkündür. Mekanik direncini çok çabuk kaybetmesinden dolayı çok fazla yük almayan bölgelerde kemik fiksasyonunda kullanılmaktadır (Kademani ve ark., 2005).

Polilaktik Asit (Polilaktit, PLA): Polilaktik asit soluk renkli, yarı kristalin yapıda bir polimerdir. Erime derecesi 174 °C'dir ve camsı dönüşüm derecesi 57 °C'dir. L ve D konfigürasyonuna göre dört biçimde bulunabilir. Hidroliz ile yıkılır ve H₂O ve CO₂ son ürünlerine dönüştürülür. Mekanik özellikleri, sterilizasyon metodu ve materyal büyüklük ve şekline göre değişse de PGA ve PDS'den daha dirençlidir ve daha uzun sürede çözünür. Tamamen çözünme süresi birkaç yıldır. PLA'nın kopolimeri olan D-laktit, L-laktit, poli-D-L-laktit hücrel enzimatik tepkimeler sonucu daha hızlı çözünmektedir. PLA etilen dioksit ile steril edilebilir, ayrıca yüksek dirençli güçlendirilmiş formları gama ışıması ile de steril edilebilir. Gama ışıması PLA'nın moleküler ağırlığını belirgin bir şekilde düşürür ve bu nedenle de çözünme süresini kısaltır (Kademani ve ark., 2005).

Ko-polimerler: PGA ve PLA biraraya getirilerek kopolimerler oluşturulabilir. İçerik oranlarına göre maddenin de özellikleri değişebilmektedir. PGA içeriği arttırılırsa kopolimer daha hızlı çözünecektir ya da azaltılırsa tam tersi olacaktır. Günümüzde

PLA/PGA kopolimerleri sütur materyali olarak çok sık kullanılmaktadır (Kademani ve ark., 2005).

Güçlendirilmiş Biyo-nr Materyaller: Güçlendirme tekniği Tormala (1992) tarafından geliştirilmiştir. Bu sayede kırık fiksasyonu için yeterli dayanıklılıkta polilaktik asit ve poligliserol ürünleri elde edilebilmektedir. Bu teknikte polimerik fiberler, aynı polimerden oluşan matriksle birleşirler. Bu implantlar kırık stabilizasyonu için yüksek güce sahiptir (Kademani ve ark., 2005).

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

1.5. Biyomekanik

En genel tanımıyla biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanik çalışmalarında, mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği, hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvetlerin etkisi, canlı ve cansız dokular üzerinde zorlanma durumları incelenmekte, tedavi yöntemleri test edilmekte ve geliştirilmektedir. Bir başka deyişle biyomekanik çalışmalarda, fiziksel ve mekanik yöntemler kullanarak dokular tanımlanır ve kuvvet etkisiyle ne gibi etkiler oluşacağı ortaya konur (Fung, 1965).

Geleneksel biyomekanik testlerin ve sonlu eleman analizinin uygulanması sırasında kullanılan temel biyomekanik terimler, deneylerin uygulanması ve sonuçların yorumlanması açısından önemlidir (Fung, 1965).

Biyomekanik, statik biyomekanik ve dinamik biyomekanik olarak incelenebilir. Statik biyomekanikte, hareketsiz ya da bir düzen içerisinde doğrusal olarak hareket eden objelerin hareketi incelenir. Dinamik biyomekanikte ise hareketli bir cismin mekanik özellikleri incelenir. Hareket, düzlemsel ya da dairesel olarak iki tiptir (Fung, 1965).

Kuvvet: Bir cismin diğerine uyguladığı dış etki, kuvvet olarak adlandırılır. Newton yasalarına göre her uygulanan etki kuvvetine karşı cisim tarafından bir direnç kuvveti uygulanır, buna tepki kuvveti adı verilir (Fung, 1965).

Gerilim: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin zıt yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca uzamasına, ence daralmasına neden olur (Fung, 1965).

Kompresyon: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca kısılmasına, ence genişlemesine neden olur (Fung, 1965).

Stres (s): Dışardan uygulanan kuvvetlere karşı cisimde oluşan birim hacimdeki kuvvettir. Stres normal (cismin uzunluğunu değiştiren) ya da makaslama (cismin açısını değiştiren) şeklinde olabilir. Stresin birimi Pa'dır (N/cm^2) (Fung, 1965).

Gerinim (e): Yükleme altında materyalin herhangi bir noktasında oluşan deformasyondur. Normal ve makaslama olarak iki tiptir. Önceki boyut ile yeni oluşan boyutun karşılaştırması olduğu için birimi yüzde (%) olarak bildirilir. Değişimdeki oranın yüz ile çarpılması ile elde edilir. Genellikle oranın binde birlik kısmı önemli sonuçlar ifade eder (Fung, 1965).

Esneklik Kat Sayısı, Young Modülü, Elastik Modül (E): Deformasyonun, elastik cismin herhangi bir noktasındaki gerilimin gerinime oranı ya da bir başka deyişle birim alanda oluşan gerilmedir. Cismin etki altında kaldığı kuvvete karşı direncini

belirler ve her madde için farklı değerdedir. Elastik modül ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o derecede dirençlidir. Birimi Pa'dır (N/cm^2). Elastik modül ya da esneklik kat sayısı, ilk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için "Young modülü" olarak da adlandırılır (Fung, 1965).

Poisson Oranı (ν): 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 oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. 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 gösterir ve Poisson oranı daha yüksek olur (Fung, 1965).

Elastik Deformasyon: Üzerindeki stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesidir (Fung, 1965).

Plastik Deformasyon: Üzerindeki deformasyon kaldırıldığında cismin eski haline dönememesidir (Fung, 1965).

İzotropik Materyal: Bu maddelere farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özellik gösterirler. Tüm yönlerdeki elastik özellikleri aynıdır (örneğin, kağıt). Bulundukları kordinat sisteminden bağımsızdırlar (Fung, 1965).

Ortotropik Materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösterirler. Bu cisimlerin elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir (örneğin kemik ya da tendon) (Fung, 1965).

Hooke Kanunu: Birim 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 katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. Formüldeki eksi işareti ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtir (Rho ve ark., 1993).

Fatigue, Yorgunluk: Yükleme sonucu materyalde oluşan kırılmadır (Fung, 1965).

Bükülme: Cismin uygulanan kuvvet sonucunda bir eksen etrafında hareket etmesidir. Cismin bükülen yüzeylerinde karşılıklı olarak kompresyon ve gerilim oluşur (Fung, 1965).

Von Mises Yükleri: Tek merkezli gerilim ve kompresyon sırasında materyali deforme etmek için gerekli olan kuvvettir (Popov, 1998).

1.6. Sonlu Eleman Analizi

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metotların biri de sonlu eleman 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. SEA, fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değiştirilebildiği bir yöntemdir (Chao, 2006).

SEA ilk olarak 1950’li yılların ikinci yarısında matematiksel stres analizleri yapan mühendisler tarafından ortaya konmuştur. Gerilme analizleri problemlerinin

özölmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değeri 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 değeri pratikte özel bir öneme sahiptir (Farah ve ark., 1988).

SEA'nın avantajları şu şekilde sıralanabilir (de Vree, 1983; Farah ve ark., 1988; Jafari, 2003):

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenenebilir,
2. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir,
3. Pek çok malzemeden oluşan yapıların analizlerine imkan verir,
4. Verilen değeri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir,
5. Kraniofasiyal ve dental yapılar simüle edilebilir.

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 (Farah ve ark., 1988).

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde SEA gibi rakamsal yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değeri bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütününün fonksiyonel çözümlü yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular (de Vree, 1983).

SEA, 3 aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık Safhası: 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 temelini 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, numaralandırılmasını sağlar (de Vree, 1983).

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 paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Tek boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır. 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 (de Vree, 1983).

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait genel matrisi oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır (de Vree, 1983).

Çözüm Safhası: Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle de bilgisayarda çözülür. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır (Jafari, 2003).

Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası: Bu aşamada denklemlerin çözümü çizelgeler, ve şekiller aracılığı ile sergilenmektedir (Siegele ve Soltesz, 1989; Öcal, 2001).

1.7. Mandibula Kırıklarının Biyomekaniği

Kondiler proçes anatomik yapısı nedeniyle mandibular travmalarda önemli bir rol oynamaktadır. Kondil başının komşuluğundaki glenoid fossa yaklaşık 0,25-2 mm kalınlığındadır ve kondil başı ile basis cranii mediyayı birbirinden ayırır (Arıncı ve Elhan, 2006).

Kondil kırıklarının derecesi ve seviyesi, travmanın doğası, şiddeti, doğrultusu, oklüzyon, darbe sırasında mandibulanın konumu ve kas, ligament ve diğer komşu yumuşak dokuların durumuna bağlıdır (Baker ve Dayan, 2005).

Uzun kemiklerdeki kırıklar kompresyon kuvvetlerinden ziyade gerilim kuvvetleri sonucunda oluşur (Evans ve ark., 1951). Mandibula travmalarında da kırıkların %75'i gerilim kuvvetlerinin olduğu bölgelerde oluşmaktadır. Ancak bir istisna olarak mandibula ramusuna paralel olarak oluşturulan baskı kuvvetleri, parçalı kırıklara neden olur (Huelke ve Harger, 1968).

Parasimfiz bölgesine kuvvet uygulandığında, bukkal kemik boyunca baskı oluşurken gerilim lingual kısımda oluşur. Bu tür kuvvetlerde, karşı taraftaki kondil, kemik ve yumuşak dokuların izin verdiği derecede çarpma noktasının tersine doğru hareket eder. Bu noktada gerilim kuvveti kontralateral kondilin lateral kenarında oluşur ve

kondil boynunda kırık oluşur. Eğer daha şiddetli bir kuvvet parasimfiz bölgesine uygulanırsa, karşı taraftaki kondilin lateral kısmında oluşan gerilim kuvvetleri haricinde, darbe tarafındaki kondilin mediale doğru hareketi sırasında kondilin lateral kenarında gerilim kuvvetlerinde artış olacak, bükülme meydana gelecek ve sonuçta kondilde de kırılma meydana gelecektir. Direkt olarak simfize uygulanan aksiyel kuvvetlerde kuvvet mandibula arkı boyunca iletilir, gerilim kuvvetleri kondiler boyun ve mandibula korpusunun laterali ile simfizin lingual kemiği boyunca oluşur. Sonuç olarak bilateral kondil kırığı ve simfiz kırığı meydana gelir (Baker ve Dayan, 2005).

Oklüzyonun kırığın oluşumu ve tipinde oynadığı rol net olmasa da ağız açıklığının kırığın şeklinde ve yerinde önemli olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda darbe sırasında ağız açıklığının fazla olduğu durumlarda kırık hattı kondil boynu veya kondil başı bölgesinde görülürken ağzın kapalı olduğu durumlarda kırığın kondil boynu bölgesinde olduğu saptanmıştır (Petzel ve Bülles, 1981).

Ayrıca gömülü 20 yaş dişlerinin bulunması da kondil kırıklarının insidansını etkilemektedir. Kuvvetin iletimi sırasında gerilim öncelikle gömülü 20 yaş nedeniyle zayıflamış olan mandibula korpusunda kırık oluşturacaktır (Inoka ve ark., 2009).

1.8. Kırıklarda Kemik İyileşmesi

Kemik iyileşmesi fiziksel, biyomekanik ve biyokimyasal etkilerin içinde bulunduğu karışık ve dinamik bir işlemdir. Uzun kemiklerde kemik iyileşmesi kırılma sırasındaki kanama ve enflamasyon ile başlar. Oluşan pıhtı ve granülasyon dokusu sayesinde kırık fragmanlar arası ilişki sağlanır. Bu aşamada enflamasyon ve revaskülarizasyonun belirtisi olarak, klinik olarak şişlik ve eritem izlenebilir. Üç ya da dört günlük süre içerisinde kırık hattının etrafı yumuşak doku ile sarılır. Bu safhaya “yumuşak kallus” adı verilir. Bu safha aylar sürebilir ve kırık fragmanlarını birbirine bağlar. “Sert kallus” ise yumuşak kallusun mineralizasyonu ve kemik yapıya dönüşümü sonucunda oluşur. Bu süreç yaklaşık olarak 2 aylık bir süreyi

kapsar. Sert kallusun oluşmasından itibaren kırık bölgesi radyografik olarak iyileşmiş durumda görülür. Ancak bu bölgede genellikle fazla miktarda kemik dokusu oluşur. Modeling ve remodeling işlemleri ile kortikal kallus yoğun kompakt kemiğe dönüşür (Wornom ve Buchman, 1992).

Açık redüksiyon ve internal rijit fiksasyon uygulandığı durumlarda ise kemikte primer iyileşme gerçekleşir ve kemik iyileşmesinin kartilaj ara evresi atlanmış olur. Yani yumuşak ve sert kallus oluşumu evreleri atlanır ve fragmanlar arasında direkt kemik oluşur. Fragmanların uygun pozisyonda birbirlerine yaklaştırılmaları, fragmanların daha iyi temasını ve hareketsizliğini sağlayarak, direkt kemik oluşumu hızlanmış olur (Baker ve Dayan, 2005).

2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

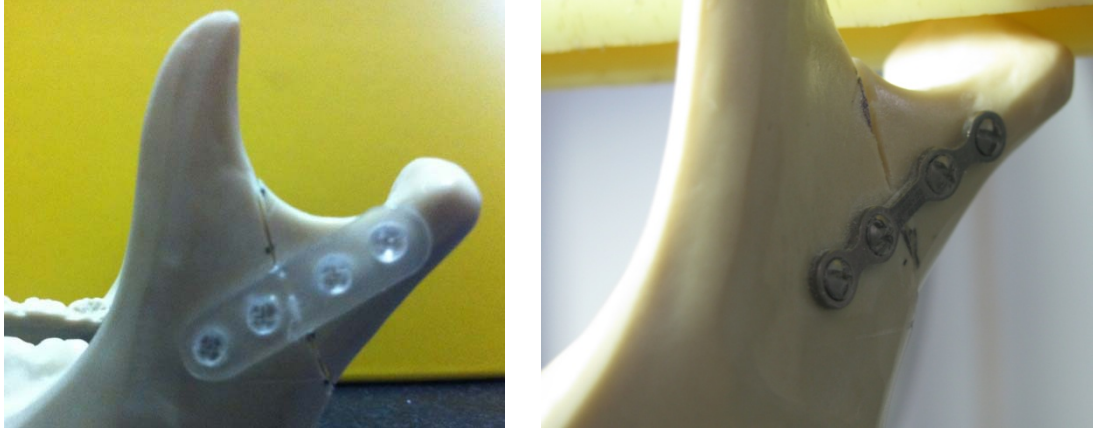
2.1. Geleneksel Biyomekanik Testler

Çalışmamızda dış yüzeyi kortikal iç yüzeyi spongioz kemiği taklit edecek şekilde üretilmiş 20 adet poliüretan modeller kullanıldı (Synbone, Malans, İsviçre). Mandibula alt ve arka kenarları yatay düzlem üzerinde sabitlenecek şekilde referans noktaları alınarak, insuzuranın en derin noktası ve mandibula arka sınırının en derin noktası elektronik ölçüm cihazı ile ölçüldü ve tüm modellerde bu noktalar yine aynı ölçüm cihazı yardımı ile işaretlenerek referans noktaları oluşturuldu. Bu referans noktaları birleştirilerek her modelde aynı olacak şekilde sol subkondiler bölgede kırık hatları işaretlenip testere yardımı ile kırık hattı oluşturuldu (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Kırık hattı için noktaların belirlenmesi.

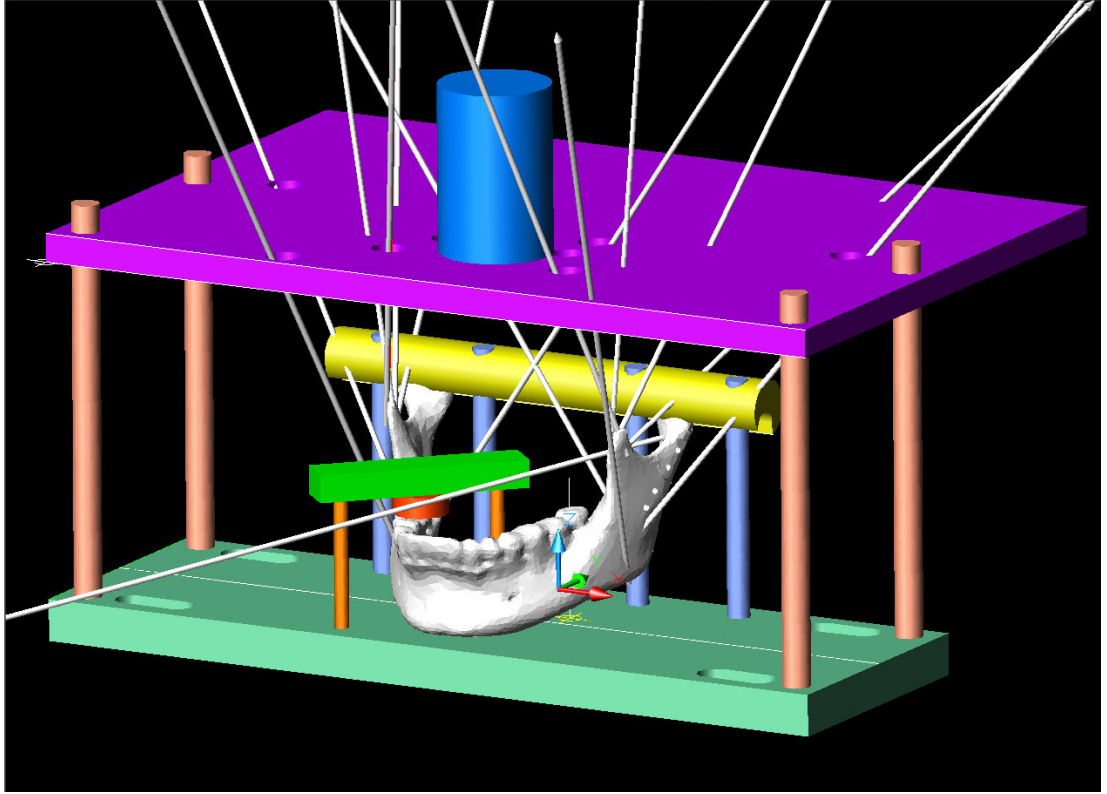
Kırık fragmanlar, titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ile fiks edildi. Bu deneyler 10 adet 4 delikli 2,0 mm'lik titanyum plak (Fame-Med Medikal Tic. Ltd. Şti., Ankara, Türkiye) ve 10 adet 4 delikli 2,5 mm'lik rezorbe olabilen plak (Inion CPS sistem, Tampere, Finlandiya), toplam 20 adet modelde uygulandı. Plakların her biri ikisi distal ikisi proksimal segmentte olmak üzere 4 adet vida ile fiks edildi. Fiksasyon bikortikal olarak sağlandı (Şekil 2.2).



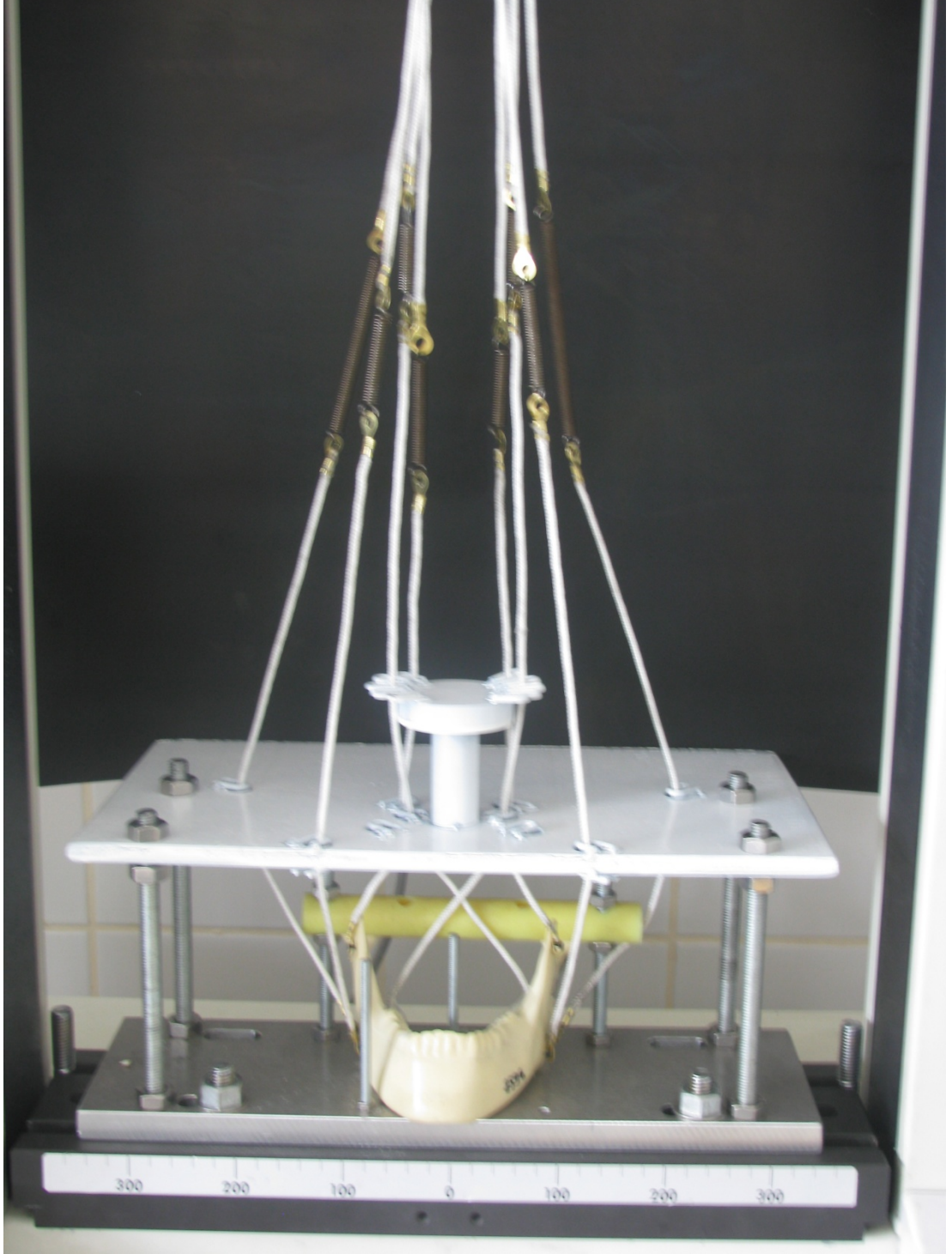
Şekil 2.2. Kırık hatlarına uygulanmış rezorbe olan plak ve titanyum plak.

Mandibulayı kapatan kaslar olan M. masseter pars superficialis, M. masseter pars profundus, M. temporalis ve M. pterygoideus medialisin mandibulaya bağlandıkları noktalara birer vida yerleştirildi (Putz ve Pabst, 1994). M. pterygoideus lateralisin kapamaya etkisi olmadığı için bu kas biyomekanik deneylerde gözardı edildi. Kas kuvvetlerinin literatürde bildirildiği doğrultularda olması için AutoCAD yazılımı ile bir düzenek tasarlanıp modele edildi (Korioth ve ark., 1992) (Şekil 2.3). Modellerin eklem hareketini yapabilmesi için kondil bölgelerine gelen yerlere eklem şeklini taklit eden poliamit yapıda silindir yerleştirildi. Mandibula, bağlanma noktalarından ipler ve yaylar yardımı ile düzenek aracılığıyla basma-çekme cihazına (Autograph AGS-J 10kN, Shimadzu, Kyoto, Japonya) bağlandı (Şekil 2.4). Yayların uzunlukları, kuvvetlerinin kaslara göre orantılı olarak dağıtılması amacıyla kas kuvvetlerine oranlayarak ayarlandı. Çiğneme kuvveti, kırık tarafın karşındaki molar dişin oklüzeline yerleştirilen minyatür yük hücresi (LMA-A-500N, Kyowa Electronic Instruments, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü (Şekil 2.5). Yük hücresindeki kuvvetlerin hesaplanması için yük hücresi, kuvvet ölçere (TestBox 1001, Teknik Destek Grubu, Ankara, Türkiye) bağlandı, değerlendirilme kuvvet ölçerin bilgisayar arayüzü olan yazılım (TestLAB Basic, Teknik Destek Grubu, Ankara, Türkiye) ile sağlandı (Şekil 2.6). Sistemdeki toplam kuvvetin hesaplanması ve sistemin kırıldığı noktadaki ani kuvvet değişiminin değerlendirilmesi için basma çekme cihazının kendi yazılımı kullanıldı.

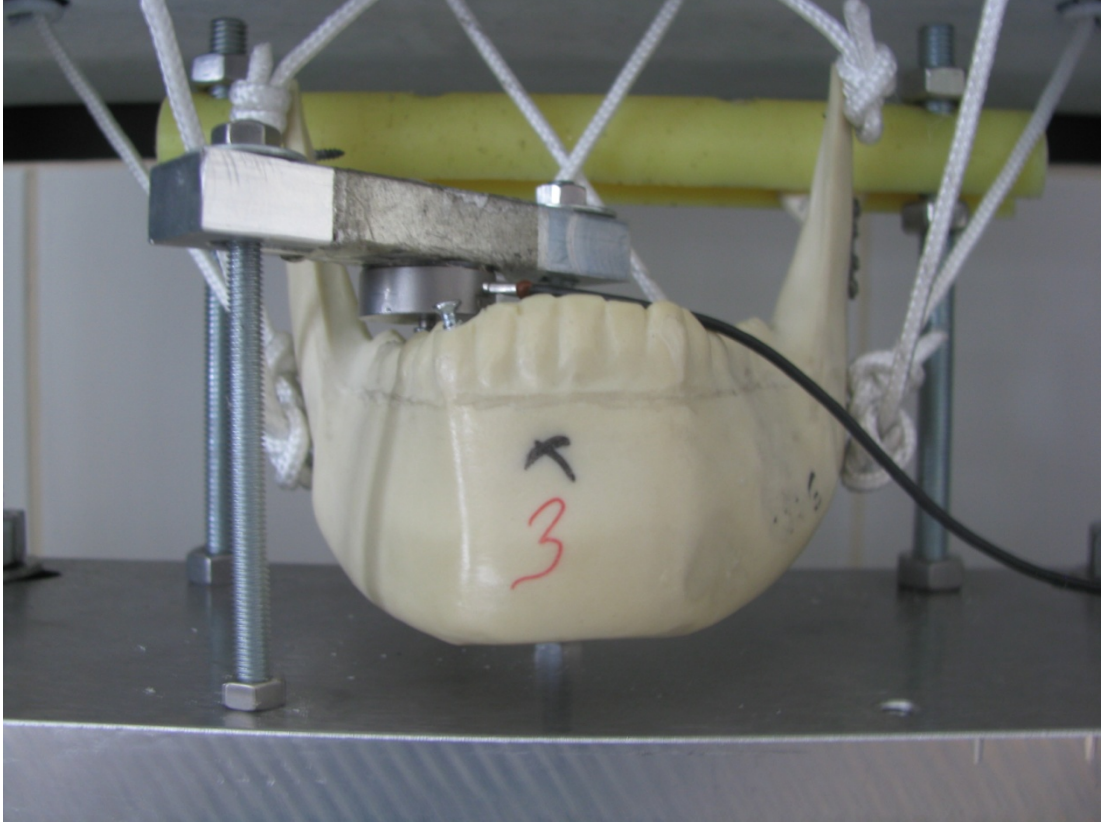
Deplasman miktarlarının hesaplanması için kemik fragmanlarda, plağın yanında olmak üzere iki nokta işaretlendi. Bu iki nokta arasındaki mesafe elektronik bir ölçüm cihazı ile başlangıçta, molar çiğneme 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, 250 N, 300 N, 320 N kuvvet uygulandığında ölçüldü.



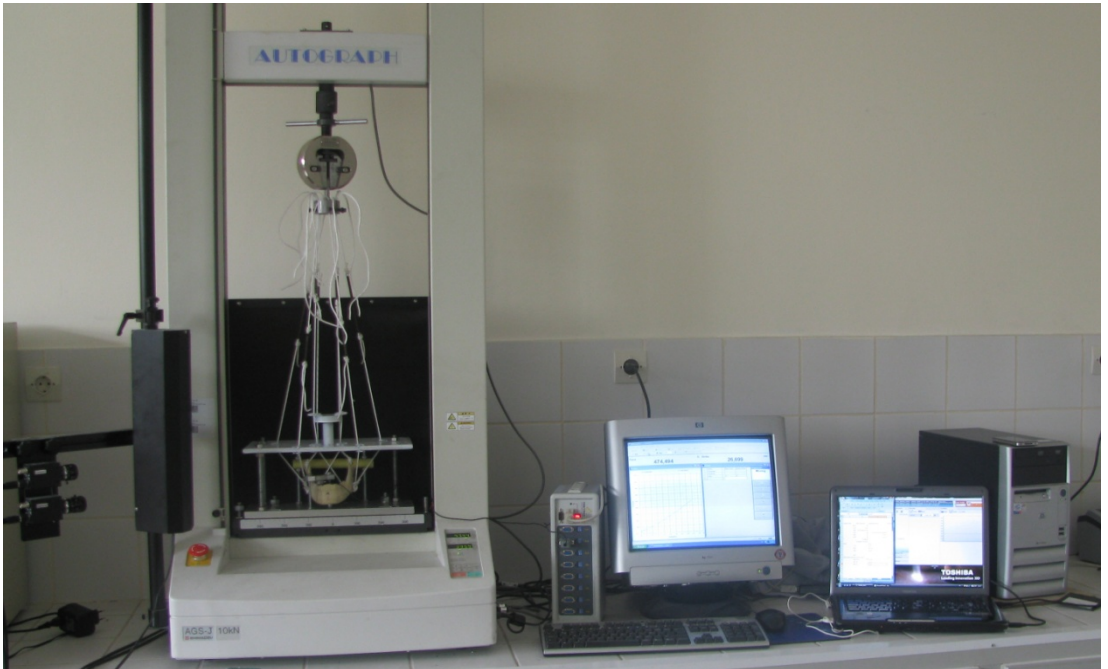
Şekil 2.3. Kas kuvvet ve yönlerini belirlemek için hazırlanan düzeneğin modellenmesi.



Şekil 2.4. Üretilmiş modelin yük hücresine yerleştirilmesi.



Şekil 2.5. Mini yük hücresinin molar dişe uygulanması.



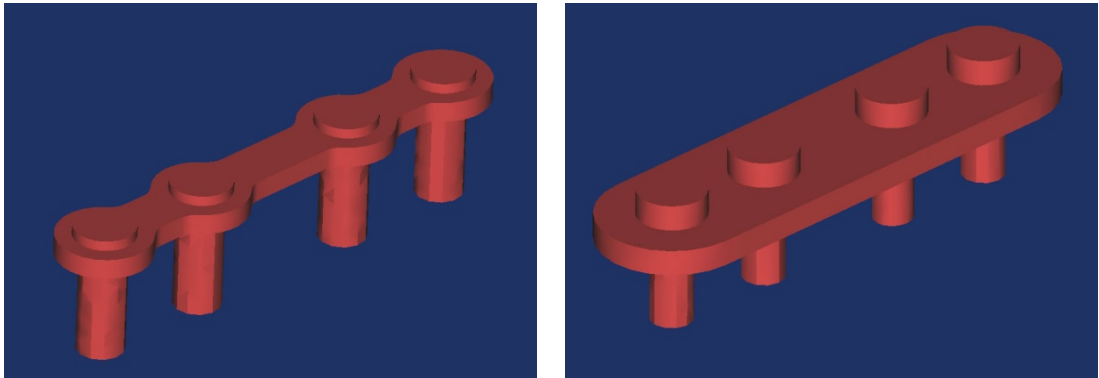
Şekil 2.6. Düzeneğin bilgisayarlara bağlanmış hali.

Biyomekanik testlerde, molar bölgede minikompresyon yük hücresinde ölçülen 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, 250 N, 300 N ve 320 N çiğneme kuvveti değerlerinde, toplam sistem kuvveti, fragman hareketliliği ve plakların kırıldıkları çiğneme kuvvetleri ölçüldü.

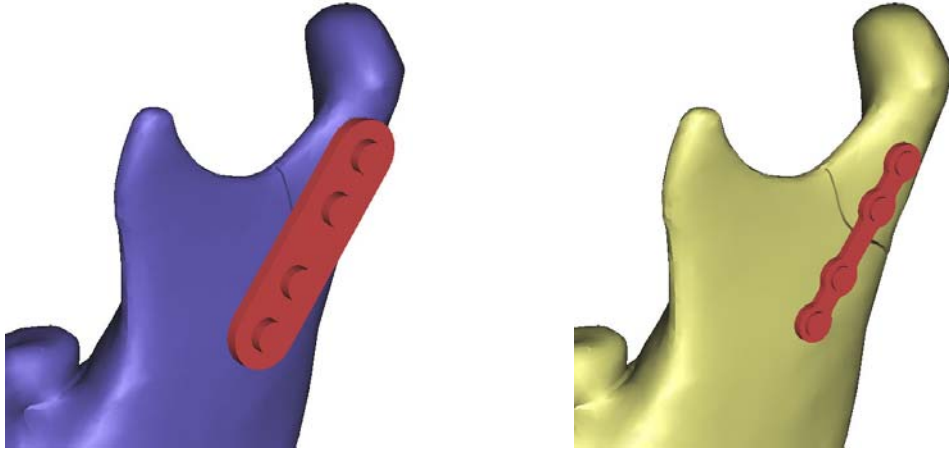
2.2. Sonlu Eleman Analizi

2.2.1. Modelleme ve Geometrik Yapılandırma

Sonlu eleman analizi için 25 yaşında, sağlıklı, tam dentisyonlu ve Angle Klas I oklüzyonlu erkek bireyden teşhis nedeniyle alınmış dijital volumetrik bilgisayarlı tomografi (DVBT) verileri kullanıldı. DVBT'den elde edilen Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) verileri MIMICS (Materialise Medical Software, Leuven, Belçika) yazılımına aktararak 3 boyutlu modelleme yapıldı ve model üzerinde 0,3 mm kalınlığında sol subkondiler kırık hattı oluşturuldu. Rezorbe olabilen plak ve vidalar ile titanyum plak ve vidalar AutoCAD (Autodesk Inc., PA, ABD) programı yardımıyla 3 boyutlu olarak modellendi (Şekil 2.7). Oluşturulan modeller MIMICS'de kırık hattına klinik uygulamalardaki gibi kırığı fikse etmek için yerleştirildi (Şekil 2.8).

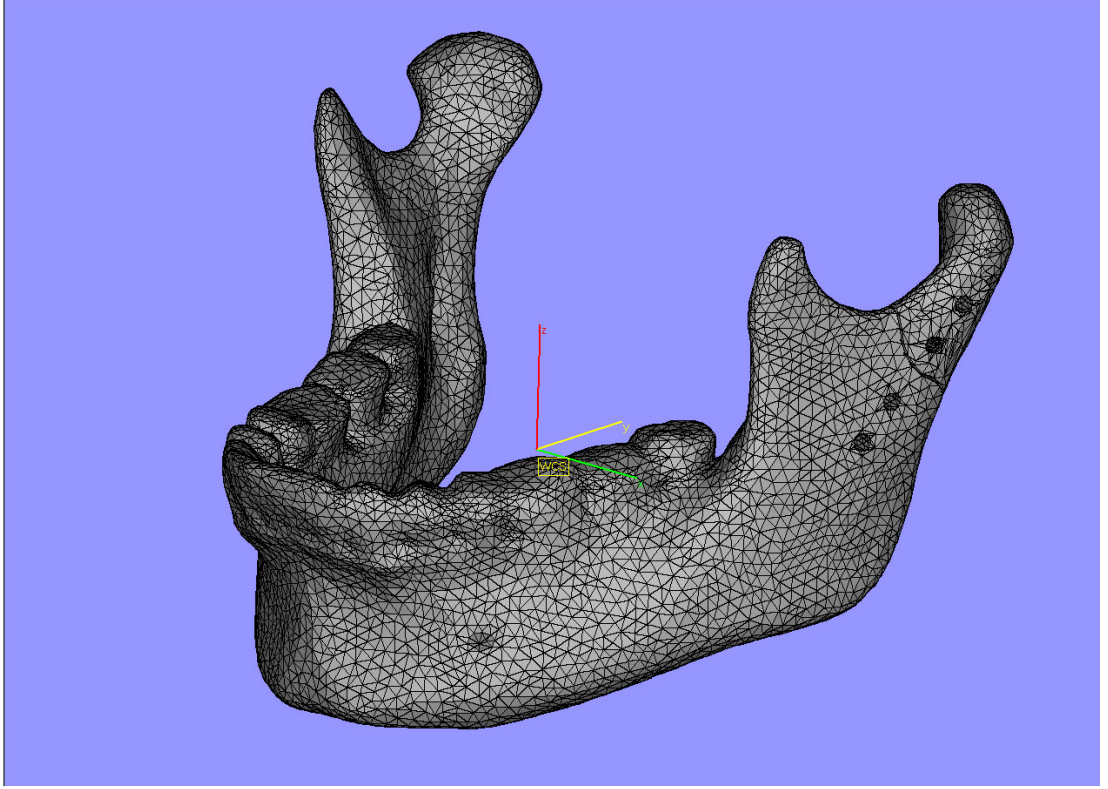


Şekil 2.7. Rezorbe olabilen plak vida sistemi ile titanyum plak vida sisteminin 3 boyutlu modellenmiş hali.

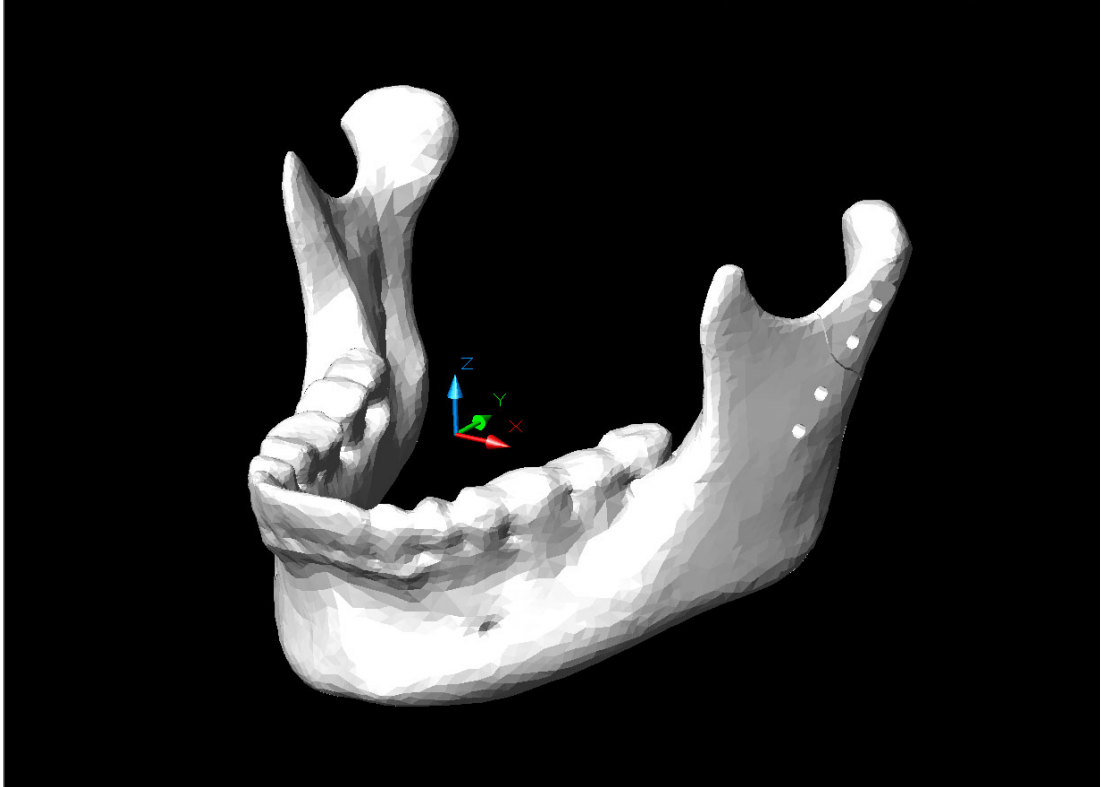


Şekil 2.8. Rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ile titanyum plak ve vida sistemlerinin mandibula modeline yerleştirilmiş hali.

Oluşturulan model, daha sonra ANSYS (ANSYS, Inc. PA, ABD) yazılımına aktarıldı. Bu yazılım ile 3 boyutlu model üzerinde sonlu elemanlar ve bunları bağlayan ağı yapılar oluşturuldu (Şekil 2.9). Mine yapısı kuvvet iletimi açısından sonlu eleman analizi çalışmalarında önem taşımadığından dolayı sadece yüksek elastik modüle sahip dentin yapısı modele edildi (Korioth ve ark., 1992). 3 boyutlu model, kansellöz kemik, kortikal kemik, dentin materyali, primer kallus olmak üzere farklı elastik modül özelliği gösteren yapılar tanımlandı. Oluşturulan model tekrar MIMICS'e aktarıldı. Kortikal ve kansellöz kemik mandibulanın her yerde aynı kalınlıkta ve elastik modülde olmamasından dolayı daha gerçekçi ve homojen bir 3 boyutlu model elde edilebilmesi amacıyla yazılımda HU değerleri baz alınarak kortikal kemik 8 farklı yapıya, kansellöz kemik ise 2 farklı yapıya ayrıldı ve bu ayrıştırılmış model tekrar ANSYS'e aktarıldı. Oluşturulan tüm yapılar tetrahedral katı elemanlar (solid 92) kullanılarak ağı yapı oluşturuldu. Son modelde titanyum plak ile fiks edilmiş mandibula modeli 129224 element, 194527 düğümden; rezorbe olabilen plak ile fiks edilmiş mandibula modeli 121690 element, 182579 düğümden oluşmaktadır. Koordinat sistemi Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



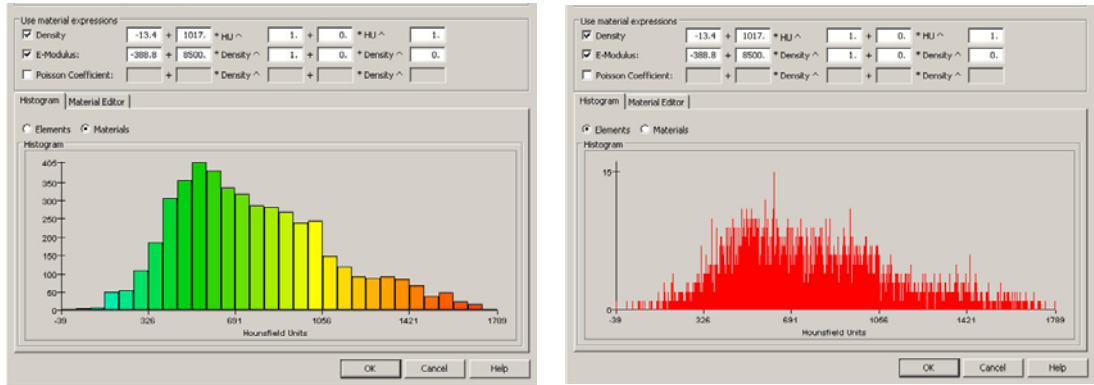
Şekil 2.9. 3 boyutlu mandibula modelinde düğümler ve elemanlardan oluşturulan ağısı yapı.



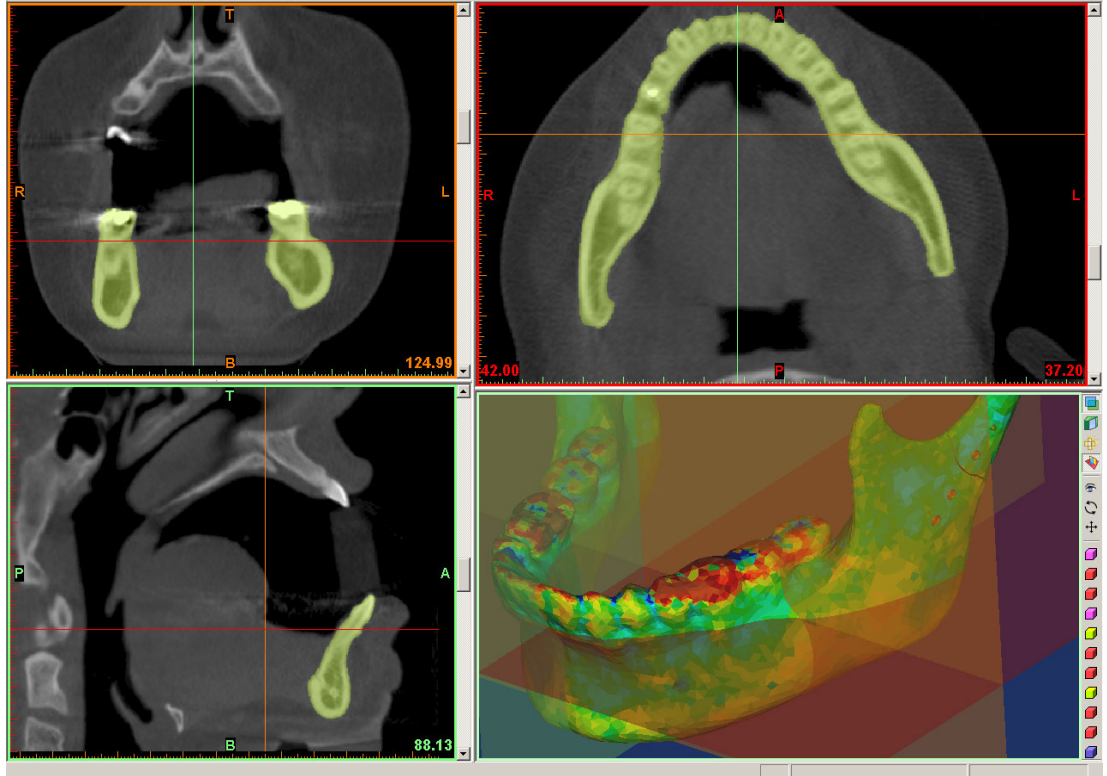
Şekil 2.10. Oluşturulmuş 3 boyutlu mandibula modeli ve koordinat sistemi.

2.2.2. Materyal Özellikleri

Çalışmamızda sonlu eleman analizi için kullanılan modelde kortikal kemik, kansellöz kemik, primer kallus, dentin, titanyum plak ve vida, rezorbe olabilen plak ve vida materyalleri tanımlanmıştır. Kortikal ve kansellöz kemik yapısının mandibulanın her bölgede aynı özellikte olmaması nedeniyle bu yapılar HU değerleri baz alınarak derecelendirildi (Şekil 2.11) ve kortikal kemik kendi içinde 8, kansellöz kemik 2 farklı yapıya ayrıldı (Şekil 2.12). Her bir bölge için poisson oranı ve elastik modülüs, literatürden alınan verilere göre bildirildi (Schwartz-Dabney ve Dechow, 2003; Lovald ve ark., 2009) (Çizelge 2.1).



Şekil 2.11. HU değerlerine göre elastik modül değerlerinin atanması.



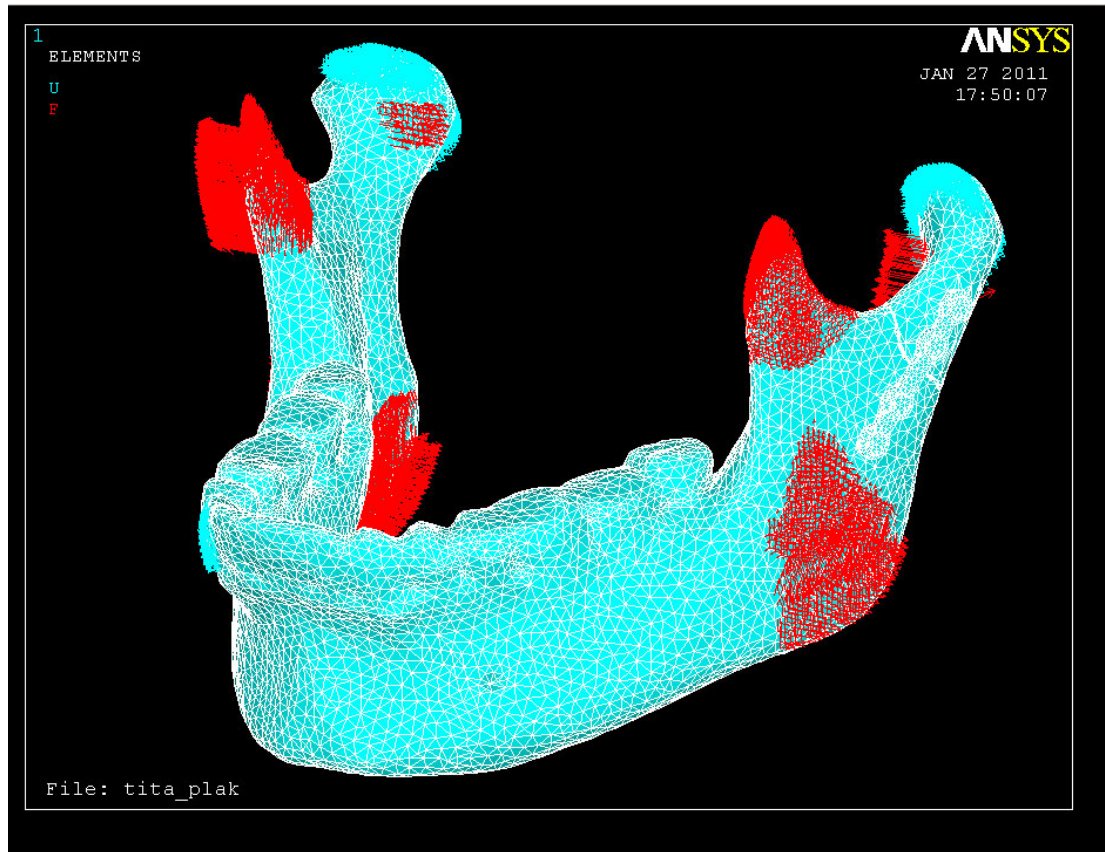
Şekil 2.12. HU değerlerine göre hesaplanmış elastik modül kat sayılarının 3 boyutlu modelde dağılımı.

Çizelge 2.1. Modelde ayrılan materyallerin elastik modülüs kat sayıları ve Poisson oranları.

Materyal	Elastik Kat Sayısı	Poisson Oranı
Süngerimsi Kemik (1)	7500	0,3
Süngerimsi Kemik (2)	8000	0,3
Kortikal Kemik (1)	21000	0,3
Kortikal Kemik (2)	22000	0,3
Kortikal Kemik (3)	23000	0,3
Kortikal Kemik (4)	24000	0,3
Kortikal Kemik (5)	25000	0,3
Kortikal Kemik (6)	26000	0,3
Kortikal Kemik (7)	27000	0,3
Kortikal Kemik (8)	28000	0,3
Dentin	17600	0,34
Kallus	3	0,4
Titanyum Plak	110000	0,34
Rezorbe Olan Plak	3150	0,46

2.2.3. Kas Kuvvetleri ve Sınırlandırma Koşulları

Çiğneme kasları, anatomik veriler kullanılarak 3 boyutlu modelde mandibulaya tutundukları bölgelere yerleştirilmiş (Putz ve Pabst, 1994; Arıncı ve Elhan, 1997) ve Koiroth ve ark.'nın (1992) bildirdiği vektör ve kuvvetlere göre uygulanmıştır (Çizelge 2.2) (Şekil 2.13). Modelin sınırlandırılması iki şekilde yapılmıştır. İlk uygulamada eklem bölgesinden sadece açma ve kapama hareketine izin verecek şekilde x-eksen rotasyon serbestliği hariç sınırlandırılmıştır. Bu kısıtlama rijit temporal kemiğin mandibula hareketine izin verdiği şekilde yapılmıştır (Koriioth ve ark., 1992; Cox ve ark., 2003; Fernandez ve ark., 2003; Lovald ve ark., 2009). İkinci uygulamada ise kondil tüm yönlerde sınırlandırılmış ve 200 N'luk karşı taraf molar çiğneme kuvveti için değerlendirilmiştir.



Şekil 2.13. 3 boyutlu modelde uygulanan kas yapışma bölgeleri ve bu kasların çekme vektörleri.

Çizelge 2.2. Kas kuvvetleri, kas vektörleri ve kas bağlanma nokta sayıları ÇT; Çalışan Taraf, DT; Dengeleyen Taraf.

		Ölçekleme Oranları		Vektör Kordinatları			
Kas Grubu	Kas Grubu Ağırlığı (N ²)	Sağ/ÇT	Sol/DT	X	y	z	Düğüm sayısı
M. Masseter Pars Superficialis	190,4	0,72	0,60	-0,207	+0,885	+0,419	248
M. Masseter Pars Profunda	81,6	0,72	0,60	-0,546	+0,758	-0,358	271
M. Pterygoideus Medialis	174,80	0,84	0,60	+0,486	+0,791	+0,372	312
M. Temporalis anterior	158,00	0,73	0,58	-0,149	+0,988	0,044	333
M. Temporalis middle	95,60	0,66	0,67	-0,221	+0,837	-0,500	255
M. Temporalis posterior	75,60	0,59	0,39	-0,208	+0,474	-0,855	335
M. Pterygoideus lateralis inferior	66,90	0,30	0,65	+0,630	-0,174	+0,757	65

2.2.4. Değerlendirme

Sonlu eleman analizi değerlendirmeleri, hem toplam kas kuvvetleri uygulanıp mandibulanın kapama hareketi yaptığı durum için hem de 200 N'luk karşı taraf molar çiğneme kuvveti uygulandığı durum için yapılmış ve şu kriterlere göre değerlendirilmiştir;

1. Kırık bölgesindeki kemikteki Von Mises kuvvetlerinin incelenmesi; kırığın iyileşmek için yeterince stabil olup olmadığının değerlendirilmesi için yapılmıştır.
2. Plaklardaki Von Mises kuvvetleri; plağının dayanıklılığının ölçülmesi amacıyla değerlendirilmiştir.
3. Plaklardaki deplasman miktarı.
4. Fragmanlardaki deplasman miktarı.
5. Kallusta oluşan Von Mises kuvvetleri.

Model üzerinde oluşan stresler ve deplasmanlar şekiller, çizelgeler ve şekiller ile değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Geleneksel Biyomekanik Deneyler

Biyomekanik testlerde, molar bölgede minikompresyon yük hücresinde ölçülen 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, 250 N, 300 N ve 320 N çiğneme kuvveti plakların kırıldıkları toplam sistem ve molar yük kuvvetleri Çizelge 3.1’de, bu yüklerdeki fragman deplasmanı Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Titanyum ve rezorbe olabilen plaklardaki toplam sistem kırılma kuvveti ve molar diş çiğneme kırılma kuvveti.

Model No	Fiksasyon Türü	Total Sistem Kırılma Kuvveti (N)	Molar Diş Çiğneme Kırılma Kuvveti (N)
1	Titanyum Plak	641	205
3	Titanyum Plak	667	200
5	Titanyum Plak	691	198
7	Titanyum Plak	906	226
9	Titanyum Plak	431	153
11	Titanyum Plak	590	178
13	Titanyum Plak	560	161
15	Titanyum Plak	640	210
17	Titanyum Plak	660	200
19	Titanyum Plak	635	195
2	Rezorbe Plak	534	179
4	Rezorbe Plak	603	184
6	Rezorbe Plak	636	197
8	Rezorbe Plak	494	155
10	Rezorbe Plak	468	126
12	Rezorbe Plak	404	100
14	Rezorbe Plak	492	152
16	Rezorbe Plak	540	175
18	Rezorbe Plak	545	180
20	Rezorbe Plak	530	190

Çizelge 3.2. Titanyum ve rezorbe olabilen plaklardaki 50 N, 100 N, 150 N, 200 N, 300 N ve 320 N'daki deplasman miktarları.

Model No	Fiksasyon Türü	50 N	100 N	150 N	200 N	250 N	300 N	320 N
1	Titanyum Plak	0,2	0,6	0,9	-	-	-	-
3	Titanyum Plak	0,6	1,4	2	4,2	-	-	-
5	Titanyum Plak	0,8	1	1,9	-	-	-	-
7	Titanyum Plak	0,6	1	1,7	-	-	-	-
9	Titanyum Plak	0,8	1,4	2,3	-	-	-	-
11	Titanyum Plak	0,7	1,1	1,9	-	-	-	-
13	Titanyum Plak	0,8	1,4	1,8	-	-	-	-
15	Titanyum Plak	0,2	0,8	1,9	2,4	-	-	-
17	Titanyum Plak	0,8	1,4	2,3	2,9	-	-	-
19	Titanyum Plak	0,7	1,4	2,1	-	-	-	-
2	Rezorbe Plak	1	1,6	2,2	-	-	-	-
4	Rezorbe Plak	1	1,6	2,2	-	-	-	-
6	Rezorbe Plak	0,4	1,2	2,2	-	-	-	-
8	Rezorbe Plak	0,8	1,3	-	-	-	-	-
10	Rezorbe Plak	0,8	-	-	-	-	-	-
12	Rezorbe Plak	0,8	2,3	-	-	-	-	-
14	Rezorbe Plak	0,9	1,6	3,5	-	-	-	-
16	Rezorbe Plak	0,6	1,1	1,9	-	-	-	-
18	Rezorbe Plak	0,8	1,3	2,3	-	-	-	-
20	Rezorbe Plak	0,6	1,3	2	-	-	-	-

Titanyum ve rezorbe olabilen plakların kırıldıkları molar kuvvetleri istatistiksel olarak Mann-Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. Titanyum plağın kırıldığı ortalama kuvvet, total sistemde 642 ± 119 N'dur, molar çiğnemede 193 ± 22 N'dur. Rezorbe olabilen plağın kırıldığı ortalama kuvvet, total sistemde 525 ± 66 N'dur, molar çiğnemede 164 ± 31 N'dur. Titanyum plak, rezorbe olabilen plağa göre kırılma kuvvetleri, hem total sistem kuvveti hem de molar çiğneme kuvvetleri açısından istatistiksel olarak belirgin olarak üstündür (Çizelge 3.3).

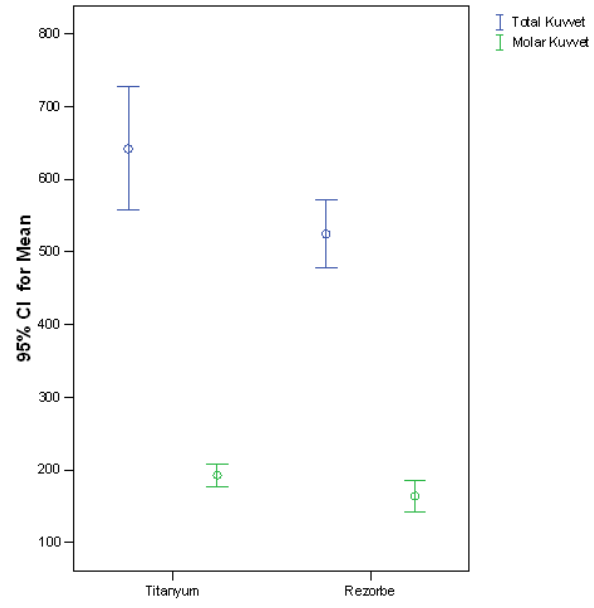
Çizelge 3.3. Kırılma değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi. Titanyum grubunun total kuvvet değerleri anlamlı derecede yüksek görülmektedir ($p<0,05$). Titanyum grubunun molar kuvvet değerleri anlamlı derecede yüksek görülmektedir ($p<0,05$). n; örnek sayısı

		Grup						Mann-Whitney U		
		n	Ortalama	Mediyan	Minimum	Maksimum	ss	Sıra Ort	U	p
Total Kuvvet	Titanyum	10	642	641	431	906	119	14,10	14,000	0,007
	Rezorbe	10	525	532	404	636	66	6,90		
Molar Kuvvet	Titanyum	10	193	199	153	226	22	13,60	19,000	0,019
	Rezorbe	10	164	177	100	197	31	7,40		

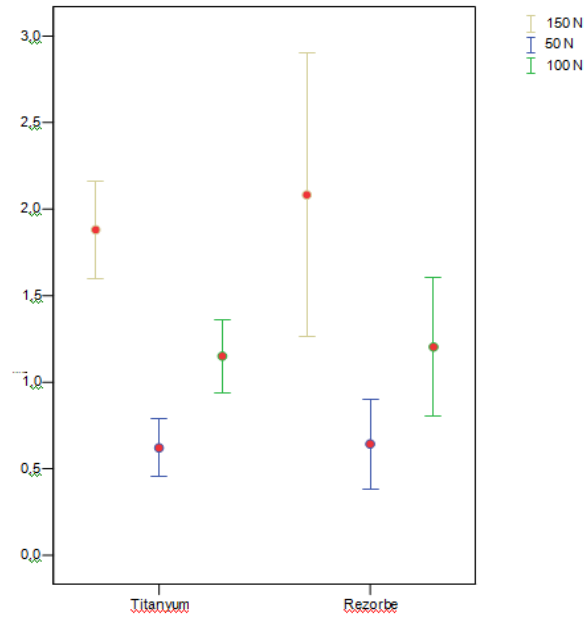
Titanyum ve rezorbe olabilen plaklı modellerde kırık fragmanların hareketleri 50, 100, 150 N için Mann-Whitney U testi ile değerlendirilmiştir. 200, 250, 300 ve 320 N'luk kuvvetlerde her iki sistemde de kırılmalar görüldüğü için istatistiksel veri elde edilecek örnek sayısına ve veriye ulaşılamamış ve bu nedenle istatistiksel değerlendirmeye alınmamışlardır. Titanyum plaklar ile fiksasyon yapılmış modellerdeki kemik deplasmanı ortalaması 50 N için $0,6 \pm 0,2$ mm, 100 N için $1,2 \pm 0,3$ mm, 150 N için $1,9 \pm 0,4$ mm'dir. Rezorbe olabilen plaklar ile fiksasyon yapılmış modellerdeki kemik deplasmanı ortalaması 50 N için $0,7 \pm 0,2$ mm, 100 N için $1,3 \pm 0,5$ mm, 150 N için $2,1 \pm 0,9$ mm'dir. İstatistiksel açıdan 50, 100 ve 150 N kuvvetlerde kemik deplasmanı açısından titanyum ve rezorbe olabilen plaklar arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir (Çizelge 3.4). Her iki grup için kırılma anındaki kuvvet ve deplasman miktarlarının ortalama etrafına dağılımları Şekil 3.1 ve Şekil 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Titanyum ve rezorbe olabilen plakların 50 N, 100 N, 150 N'daki deplasman miktarlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi. 50, 100 ve 150 N uygulaması sonucunda kayma miktarları açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). n; örnek sayısı

		Grup						Mann-Whitney U		
		n	Ortlama	Mediyan	Minimum	Maksimum	ss	Sıra Ort	U	p
50 N	Titanyum	10	0,6	0,7	0,2	0,8	0,2	9,40	39,000	0,387
	Rezorbe	10	0,7	0,8	0,2	1,0	0,2	11,60		
100 N	Titanyum	10	1,2	1,3	0,6	1,4	0,3	9,05	35,500	0,432
	Rezorbe	9	1,3	1,3	0,3	2,3	0,5	11,06		
150 N	Titanyum	10	1,9	1,9	0,9	2,3	0,4	7,90	24,000	0,278
	Rezorbe	7	2,1	2,2	0,5	3,5	0,9	10,57		



Şekil 3.1. Her iki grupta kırılma anında kuvvet değerlerinin ortalama etrafına dağılımları.



Şekil 3.2. Her iki grupta farklı kuvvetlerde oluşan yer değiştirmenin ortalama etrafına dağılımları.

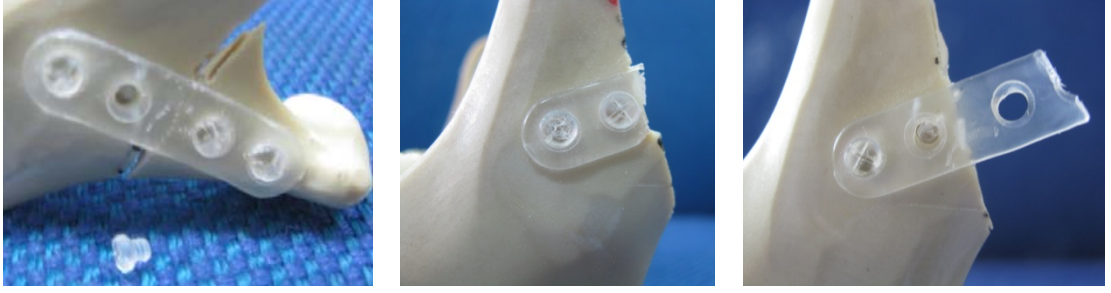
Tüm titanyum plaklar orta noktalarından bükülerek kalıcı deformasyona uğramışlardır. Vidalardan kaynaklı her hangi bir kırığa ya da vida kaybı ile karşılaşılmamıştır (Şekil 3.3). Rezorbe olabilen plaklarda ise çeşitli seviyelerde kırıklar ve vida kaybı ile karşılaşmıştır (Şekil 3.4). Rezorbe olabilen plaklardaki kalıcı deformasyon Çizelge 3.5’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. Rezorbe olabilen plaklardaki kırılma tipleri ve kırıldıkları kuvvetler.

Model No	Rezorbe Olan Plak ve Vidalarda Görülen Kalıcı Deformasyon Türü	Molar Diş Çiğneme Kırılma Kuvveti (N)
2	1. vidanın olduğu kısımdan plak kırıldı 3. vida başı kırılması	179
4	2. vidanın altından plak kırılması 2. vidanın kırılması	184
6	3. vidanın üzerinden plak kırılması	197
8	3. vidabaşı kırılması	155
10	3. vida başı kırılması	126
12	Plağın ortadan kırılması	100
14	2. ve 3. vida başı kırılması	152
16	2. ve 3. vida başı kırılması	184
18	Ortadan plak kırılması	180
20	3. vidanın üzerinden plak kırılması	190



Şekil 3.3. Titanyum plakta görülen kalıcı deformasyona örnekler.



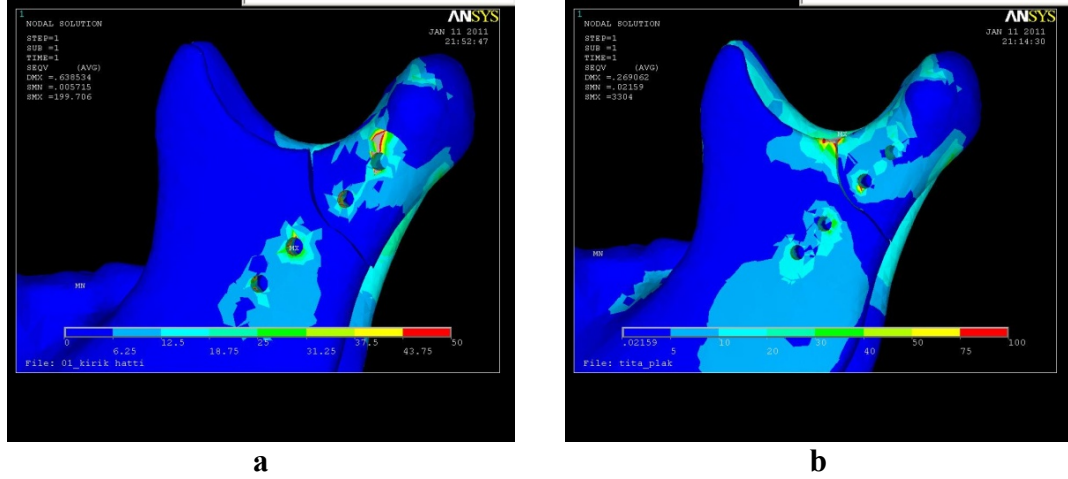
Şekil 3.4. Rezorbe olan plakta görülen kırılma şekillerine örnekler.

3.2. Sonlu Eleman Analizi

Çalışmamızda iki farklı vida ve plak sisteminin normal çiğneme kuvvetleri uygulandığındaki kemikte, plaklarda ve kallusta oluşan Von Mises değerleri, kemik ve plaklarda oluşan deplasman miktarları değerlendirilmiştir. Konu bütünlüğünü bozmamak için her bulgu ayrı başlık altında incelenecektir.

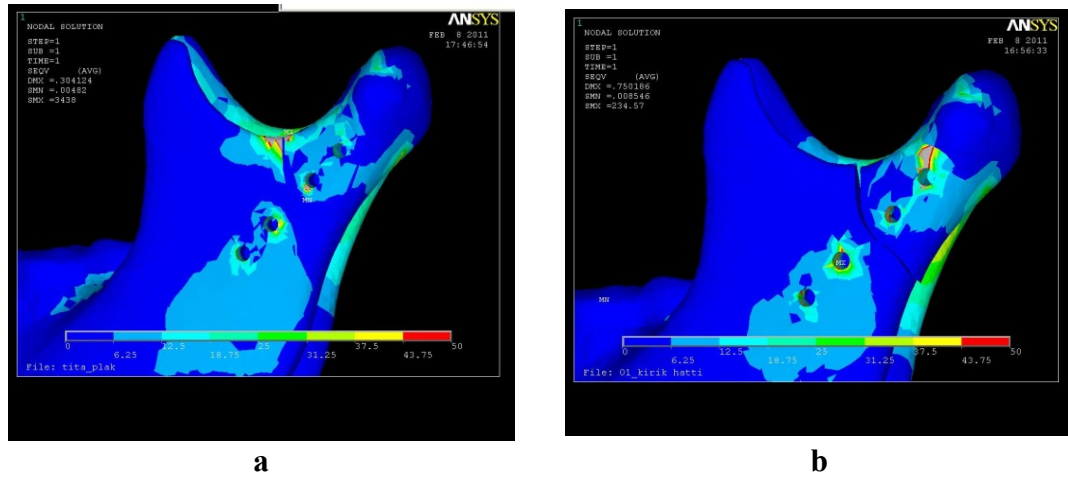
3.2.1. Kemik Stres Değerleri

Mandibula kapanma hareketi sırasında kortikal kemikte Von Mises maksimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 3304 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 200 MPa bulunmuştur. Von Mises minimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 0,0215 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 0,00571 MPa bulunmuştur. Vidaların çevresindeki ortalama Von Mises değerleri, titanyum plakta 12 MPa; rezorbe olabilen plakta 9,5 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. a) Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. **b)** Mandibula kapanma hareketi sırasında rezorbe olan plak uygulanmış kemikte oluşan stresler.

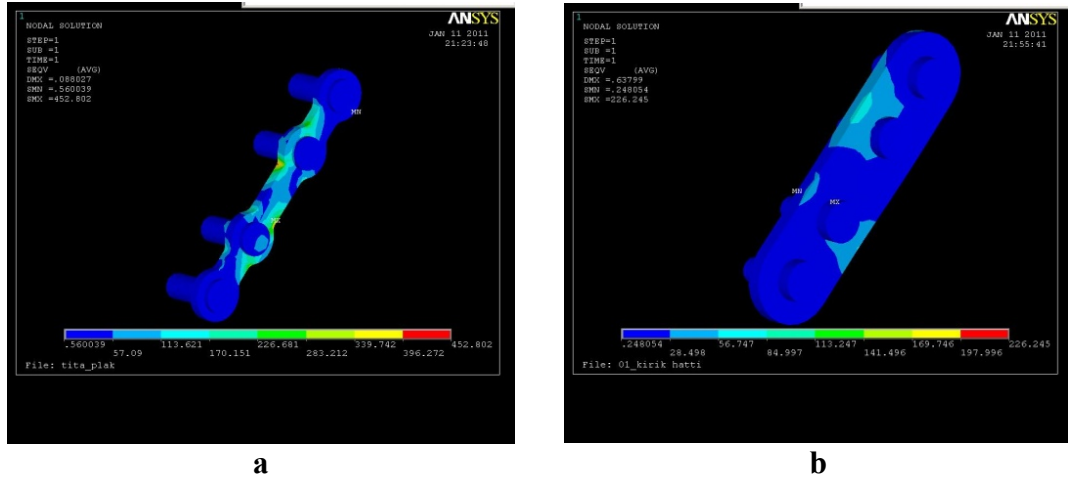
Karşı taraf molar çiğneme 200 N'luk kuvvet uygulandığında kortikal kemikte Von Mises maksimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 3438 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 235 MPa bulunmuştur. Von Mises minimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 0,00482 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 0,0085 MPa bulunmuştur. Karşı taraf molar çiğneme 200 N'luk kuvvet uygulandığında vidaların çevresindeki ortalama Von Mises değerleri, titanyum plakta 11 MPa, rezorbe olabilen plakta 13 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. a) 200 N molar çiğneme sırasında titanyum plak uygulanmış kemikte oluşan stresler. **b)** 200 N molar çiğneme sırasında rezorbe olan plak uygulanmış kemikte oluşan stresler.

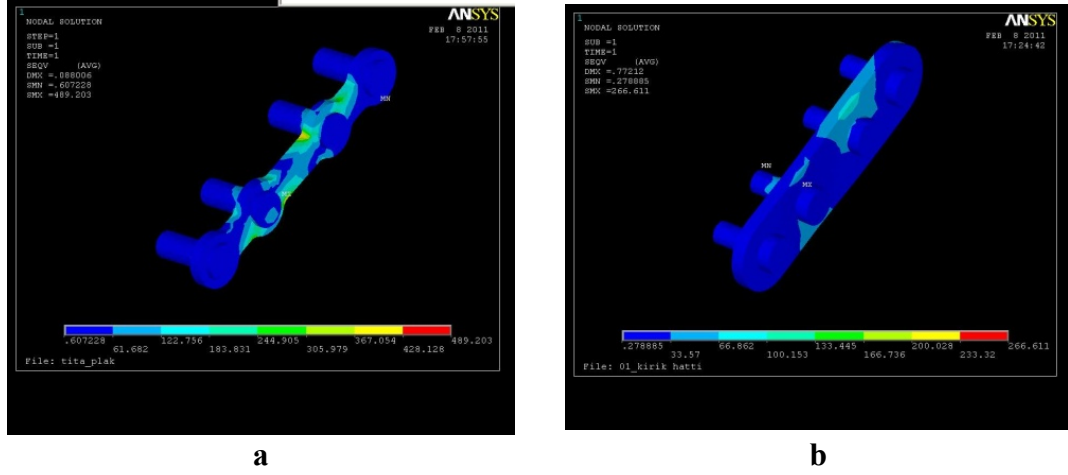
3.2.2. Plaklardaki Stres Değerleri

Mandibula kapanma hareketi sırasında oluşan Von Mises maksimum kuvveti titanyum plakta 453 MPa, rezorbe olabilen plakta 226 MPa bulunmuştur. Mandibula kapanma hareketi sırasında oluşan Von Mises minimum kuvveti titanyum plakta 0,56 MPa, rezorbe olabilen plakta 0,248 MPa bulunmuştur (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. a) Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plak ve vidalarda oluşan stresler. **b)** Mandibula kapanma hareketi sırasında rezorbe olan plak ve vidalarda oluşan stresler.

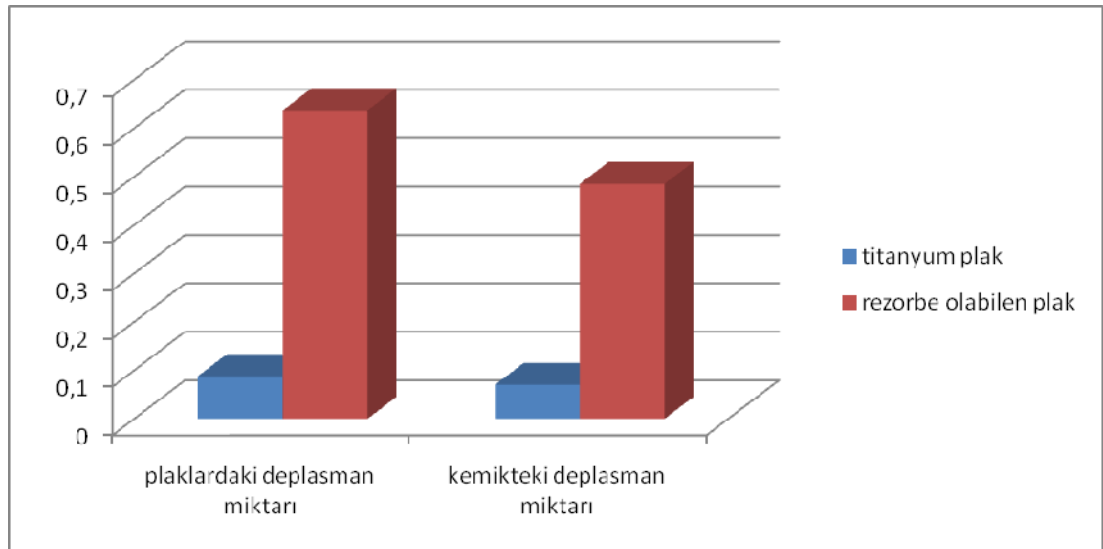
Karşı taraf molar çiğnemede 200 N'luk kuvvet uygulandığında Von Mises maksimum kuvveti titanyum plakta 489 MPa, rezorbe olabilen plakta 267 MPa bulunmuştur. Von Mises minimum kuvveti titanyum plakta 0,6072 MPa, rezorbe olabilen plakta 0,2788 MPa bulunmuştur (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. a) 200 N molar çiğneme sırasında titanyum plakta oluşan stresler. b) 200 N molar çiğneme sırasında rezorbe olan plakta oluşan stresler.

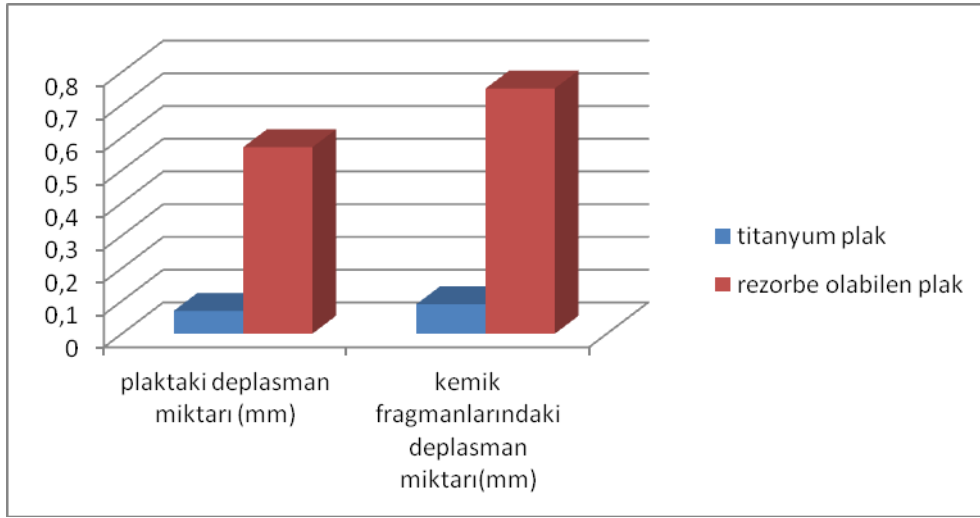
3.2.3. Kemik Fragmanlarının ve Plakların Hareketliliği

Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plağın hareketi 0,088 mm, rezorbe olabilen plağın hareketi 0,637 mm olarak ölçülmüştür. Mandibula kapanma hareketi sırasında titanyum plak ile fıkse edilmiş modellerde kırık fragmanlarının hareketi 0,0701 mm, rezorbe olabilen plak ile fıkse edilmiş modellerde kırık fragmanlarının hareketi 0,485 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Kemik ve plaklardaki deplasman miktarları.

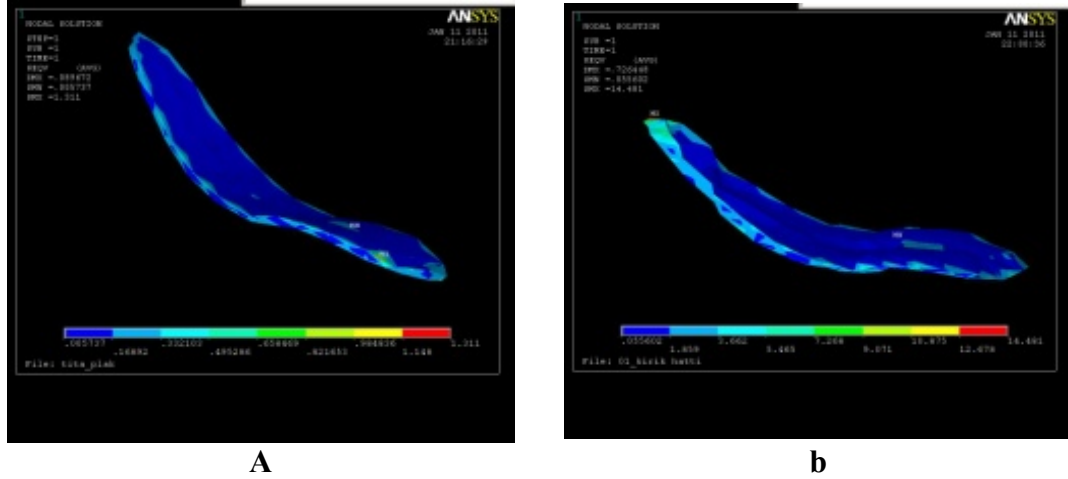
200 N'luk karşı taraf molar çiğneme sonucunda titanyum plakta oluşan deplasman 0,07 mm, rezorbe olabilen plakta 0,57 mm ölçülmüştür. Kemik fragmanlarındaki deplasman ise titanyum plakta 0,09 mm, rezorbe olabilen plakta 0,75 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. 200 N'luk karşı taraf molar çiğnemede plarlarda ve kemik fragmanlarındaki hareketlilik.

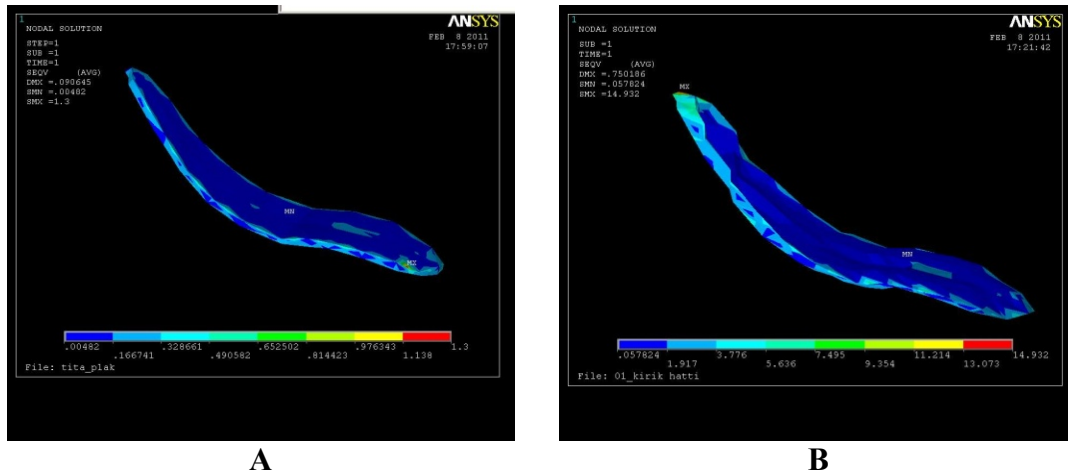
3.2.4. Kallusta Oluşan Stres Değerleri

Mandibula kapanma hareketi sırasında kallusta oluşan Von Mises maksimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 1,3 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 1,3 MPa bulunmuştur. Von Mises minimum kuvveti, titanyum plak ve vida kullanılan modelde 0,006 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 0,005 MPa bulunmuştur. Ortalama Von Mises kuvvetleri ise titanyum plak ve vida kullanılan modelde 0,12 MPa, rezorbe olabilen plak ve vida kullanılan modelde 1,3 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. a) Titanyum plakla fikse edilmiş modelde mandibula kapanma hareketi sırasında kallusta oluşan streslerin dağılımı. **b)** Rezorbe olan plakla fikse edilmiş modelde mandibula kapanma hareketi sırasında kallusta oluşan streslerin dağılımı.

200 N karşı taraf molar çiğneme sırasında kallusta oluşan Von Mises maksimum stresleri titanyum plak uygulanmış model için 1,3 MPa, rezorbe olabilen plak uygulanmış model için 15 MPa; Von Mises minimum stresleri titanyum plak uygulanmış model için 0,005 MPa, rezorbe olabilen plak uygulanmış model için 0,05 MPa olarak ölçülmüştür. Kallusta oluşan ortalama Von Mises stresi ise titanyum plak uygulanmış model için 0,13 MPa, rezorbe olabilen plak uygulanmış model için 1,48 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. a) 200 N karşı taraf molar çiğnemede titanyum plakla fikse edilmiş modelde kallusta oluşan streslerin dağılımı. **b)** 200 N karşı taraf molar çiğnemede rezorbe olabilen plakla fikse edilmiş modelde kallusta oluşan streslerin dağılımı.

Mandibula kapanma hareketi sırasında bulunan sonuçlar Çizelge 3.6’da 200 N’luk karşı taraf molar kuvvet uygulandığında bulunan sonuçlar Çizelge 3.7’de özetlenmiştir.

Çizelge 3.6. Plaklar, kallus, kemikteki gerilim ve yer değiştirme çizelgesi.

	Okluzal Tepki Bölgesi	Yer Değiştirme (mm)		Von Mises Değerleri (MPa)				
				Plak		Kallus		Kemik
		Plak	Kemik Fragmanları	Smin	Smax	Smin	Smax	Sort
Titanyum Plak	Molar	0,088	0,0701	0,56	204	0,006	1,3	12
Rezorbe olabilen Plak	Molar	0,637	0,485	0,248	239	0,05	1,3	9,5

Çizelge 3.7. 200 N’luk karşı taraf molar çiğneme plaklar, kallus, kemikteki gerilim ve yer değiştirme çizelgesi.

	Yer Değiştirme (mm)		Von Mises Değerleri (MPa)				
			Plak		Kallus		Kemik
	Plak	Kemik Fragmanları	Smin	Smax	Smin	Smax	Sort
Titanyum Plak	0,07	0,09	0,6072	489	0,0048	1,3	11
Rezorbe olabilen Plak	0,57	0,75	0,2788	267	0,05	15	13

4. TARTIŞMA

Mandibular kondil kırıkları yüz bölgesi yaralanmalarında en sık karşılaşılan yaralanma tiplerinin başında gelmektedir (Santler ve ark., 1999). Kondil kırıklarının tedavi seçenekleri, maksillofasiyal travmalar içinde en çok tartışılan konuların başında gelmektedir. Kapalı tedavi, fonksiyonel tedavi ile birlikte hala en çok kullanılan tedavi şeklidir. Kapalı tedavi, çoğu vakada olumlu sonuç vermesi ve açık tedavinin kapalı tekniğe göre daha üstün olduğunu kanıtlayan geniş vaka serilerine dayanan bilimsel verilerin yetersiz oluşu nedeniyle birçok yazar tarafından günümüzde savunulmaktadır. Ayrıca açık tedavi, bölge anatomisinin neden olduğu komplikasyonlar sebebiyle daha riskli bir yöntemdir (Ellis ve Throckmorton, 2005). Yeni tekniklerin tanıtılması ile birlikte, tedavi şekillerinin birbirlerine karşı olan üstünlükleri değerlendirilmiş ve bunlara dayanarak yeni endikasyonlar ve kontrendikasyonlar bildirilmiştir (Haug ve Assael, 2001). Zide (2001), açık redüksiyon için her zaman iki endikasyonun, kondiler deplasman ve ramus yüksekliğinin korunamadığı durumlar olduğunu bildirmiştir. Günümüzde yeni fiksasyon materyallerinin geliştirilmesi, yeni tekniklerin bildirilmesi, endoskopik yaklaşımlar gibi anatomik risklerin en aza indirildiği yaklaşımların gelişmesi ile açık redüksiyon ve rijit fiksasyon daha çok tercih edilen seçenek haline gelmiştir (Ziccardi ve ark., 1997). Ellis (2001), 137 hasta üzerinde kapalı ve açık tedavi yöntemlerini karşılaştırmış ve açık tedavi yöntemi ile tedavi edilen hastalarda okluzal stabilitenin daha iyi olduğunu bildirmiştir. Baker ve ark. (1998) ise, açık tedavi sonrasında daha iyi anatomik redüksiyonun sağlandığını, hastaların çok daha hızlı bir şekilde fonksiyona kavuştuklarını ve böylece daha çabuk sosyal hayata döndüklerini ve kapalı tedavinin uzun dönem komplikasyonlarının daha çok olduğunu bildirmiştir.

Kondil kırıklarının tedavi seçimlerinde olduğu kadar açık tedavi ve internal fiksasyon yöntemleri hakkında da çok sayıda görüş ayrılığı vardır. Meyer ve ark. (2002), taze insan kadavrası üzerinde yaptığı fotoelastik deneyler sonrasında, Champy'nin ideal fiksasyon çizgilerini devam ettirmiş ve kondil bölgesi için ideal fiksasyon bölgelerinin mandibula ramusunun arka ön sınırında ve sigmoid oluğun

altında olduğunu bildirmiştir. Throckmorton ve Dechow (1994), en fazla çekme geriliminin kondilin anterior ve lateral yüzeylerinde, en yüksek sıkışma geriliminin ise posterior yüzeyinde olduğunu belirtmiştir.

Açık redüksiyonun daha tercih edilen bir yöntem haline gelmeye başlamasından itibaren, Kirschner telleri, lag-screw ve mini plaklar gibi pek çok fiksasyon yöntemi belirtilmiştir (Ziccardi ve ark., 1997; Sugiura ve ark., 2001). Metal plakların maksillofasiyal travma, ortognatik ve rekonstrüktif cerrahide klinik etkinlikleri net olarak bildirilmiş ve kabul edilmiştir (Pereira ve ark., 1995; Hammer ve ark., 1997).

Ellis ve Dean (1993), kondil kırıklarında tek mini adaptasyon plağının yetersiz kaldığını ve kırılmalara neden olduğunu, bu bölgede kalın ve güçlü adaptasyon plaklarının kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Yazarlar uyguladıkları 53 adaptasyon plağından hiç birinin kırılmadığını, ikisinde bükülme görüldüğünü, üçünde ise vida kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Aynı makalede kemik temas alanının arttırılması için bikortikal vida kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Choi ve ark. (2001), 37 hastada 40 kondil kırığında tek titanyum mini plak, dinamik kompresyon plağı ve çift mini plak fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. 17 tek plaktan 2'sinde kırılma, 1'inde vida kaybı, 13 minidinamik kompresyon plağından 1'inde bükülme, 2'sinde vida kaybı ile karşılaşmışken; çift mini plakta bunlardan hiçbirini gözlenmemiştir. Yazarlar stres dağılımı göz önüne alınarak, kondilin posterior ve anterior yüzeylerine çift mini plak uygulanmasının, daha invaziv bir yaklaşım gerektirdiğini ancak çekme ve sıkışma kuvvetlerini çok daha iyi tolere ettiğini bildirmişlerdir. Hammer ve ark. (1997), 31 kondil kırığında çeşitli fiksasyon teknikleri uygulamışlar ve monokortikal vidalama yaptıkları 11 kırıktan 7'sinde başarısızlık olduğunu ve hastaların tekrar ameliyat edildiğini bildirmişlerdir.

Asprino ve ark. (2006), poliüretandan yapılmış sentetik yarım çenelerde titanyum plak ve vida fiksasyon varyasyonlarının çizgisel yükleme sonucu kondil boynu kırıklarında, stabilite ve fragman hareketlerini üç farklı grupta incelemişlerdir. Kırık fragmanları, ilk grupta tek mini plak sistemi 6 mm'lik vidalarla, ikinci grupta tek mini plak sistemi 8 mm'lik vidalarla, üçüncü grupta çift mini plak sistemi 6 mm'lik

vidalar ile fiks etmişlerdir. Yazarlar çift plak sisteminin tekli plak sistemlerine göre direnç ve yer değiştirmeyi önleme açısından daha üstün olduğunu; ayrıca uzun vida kullanımının stabiliteyi arttırdığını bildirmişlerdir.

Lauer ve ark. (2007), domuz mandibulası üzerinde yaptığı çalışmada delta plak, çift mini plak, trapezoid plak ve kompresyon plağı olmak üzere 4 farklı monokortikal plak tekniğini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda çift mini plak en iyi stabilite gösteren plaklama sistemi olurken, delta plaklar ikinci en iyi stabiliteyi göstermiştir.

Haugh ve ark. (2002), sentetik poliüretan mandibulalarda yaptıkları çalışmada, 6 delikli 2,0 mm'lik zigomatik dinamik kompresyon plağı, 6 delikli 2,0 mm'lik kilitli adaptasyon plağı, 6 delikli 2,0 mm'lik adaptasyon plağı ve 6 delikli 2,0 mm'lik minidinamik kompresyon plağı olmak üzere 4 farklı monokortikal titanyum plak vida sistemini incelemişler ve fiksasyon açısından en uygun sistemin mini dinamik kompresyon plakları olduğunu bildirmişlerdir. Ancak yazarlar hiç bir sistemin mandibula kondil kırıklarının fiksasyonu için tam olarak yeterli olmadığını da belirtmişlerdir.

Choi ve ark. (1999), 10 taze kadavra mandibulası üzerinde yaptıkları çalışmada tek miniplak ve mono kortikal vidalama, tek mini dinamik kompresyon plağı ve monokortikal vidalama, 2,4 mm'lik plak ve bikortikal vidalama ve çift mini plak ve monokortikal vidalama olmak üzere 4 farklı sistemi karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak çift mini plak sisteminin diğer sistemlere oranla daha stabil olduğunu bildirmişlerdir.

Maksillofasiyal travma alanında metal plak fiksasyonu her ne kadar iyi bir iyileşme sağlasa da; bu plaklar stres taşıma kapasiteleri yüzünden kemikte yeterince fonksiyonel stimulus oluşmasını engellemekte ve rezorbsiyona, allojenik cevap reaksiyonlarına, ikincil enfeksiyonlara neden olmaktadır ve çıkartılmaları için ikinci bir operasyona ihtiyaç duyulabilmektedir (Bostman, 1991; Suuronen, 1991; Bergsma ve ark., 1993; Habal, 1996; Bessho ve ark., 1997; Matthew ve Frame, 1998).

Rezorbe olabilen plaklar metal alaşım plaklara alternatif olarak üretilmiş materyallerdir ve son 40 yıldır maksillofasiyal cerrahi alanında kullanım alanı bulmuştur. Bu materyallerin güvenilirliğini ve etkinliğini gösteren birçok çalışma yapılmıştır (Kulkarni ve ark., 1971; Cutright ve Hunsuck, 1972). Köpeklerde ve koyunlarda yüksek molekül ağırlıklı, PLLA gibi, rezorbe olabilen plak ve vidaların kullanıldığı çalışmalarda, internal fiksasyonun biyouyumlu ve biyoçözünür olduğu kanıtlanmıştır (Bos, 1989b; Bos ve ark., 1989). Benzer olarak, yüksek molekül ağırlıklı PGA'nın da biyouyumlu ve biyostabil olduğu kanıtlanmıştır (Ashammakhi ve Rokkanen, 1997). Zaman içinde bu materyallerin kimyasal yapıları değiştirilerek daha güçlü hale getirilmiştir. PLLA, günümüzde en çok tercih edilen güçlendirilmiş bir rezorbe olabilen polimerize plaktır. Ortognatik ve pediatrik cerrahi başta olmak üzere, orta yüz ve mandibula kırıklarının redüksiyonunda, kraniyofasiyal rekonstrüksiyonda güvenilirliği, deneysel ve klinik olarak kullanımı kanıtlanmış bir osteosentez materyalidir (Bos ve ark., 1989; Eppley ve ark., 1996; Bessho ve ark., 1997; Pensler, 1997; Westermarck, 1999; Yorit ve ark., 2005). Bu sistem vücutta yavaşça çözünür, streslerin kemiğe dereceli olarak geçmesine izin verir ve osteoporöz riskini azaltır (Suuronen, 1991; Bergsma ve ark., 1993). Claes (1992), rezorbe olan internal fiksasyon vidalarının mekanik özelliklerini çelik implantlarla karşılaştırmış ve rezorbe olan materyallerin eşit hatta biraz daha fazla fleksiyon direncine sahip olduklarını gözlemlemiştir. Ayrıca, rezorbe olan implantların kimyasal özellikleri dolayısıyla stres altında uğradıkları fleksiyonun titanyum implantlardan 10 kat daha fazla olabildiğini vurgulamışlardır. Claes (1992), bu implantların elastik visköz gibi davrandıklarını belirtmiştir. Yapılan birçok klinik ve deneysel araştırmada rezorbe olabilen polimerik plaklar ve vidaların, internal fiksasyonda metalik plak ve vidalara karşı bir alternatif oluşturabilecekleri gösterilmiştir (Wittenberg ve ark., 1991; Quereshy ve ark., 2000; Suzuki ve ark., 2004). Rezorbe olabilen materyallerin metal alaşımlara göre diğer bir üstünlüğü de radyografi ve radyoterapi sırasında artifakt oluşturmamasıdır (Suzuki ve ark., 2004).

Wittenberg ve ark. (1991), domuz kaburgasında yaptığı çalışmada, PLLA vidalar ile metalik vidaları 3 nokta bending testi ile karşılaştırmış ve her iki sistem arasında istatistiksel olarak belirgin bir fark bulamamış ve vidaların az stres alan bölgeler için

uygun bir fiksasyon materyali olabileceğini önermiştir. Yapılan klinik araştırmalarda ise, Edwards ve ark. (2001a), 20 ortognatik hastasında üst çenede 2,0 mm'lik PLLA/PGA plak ve vida sistemi, alt çenede 2,5 mm'lik bikortikal vida sistemi kullanmıştır. Yazarlar, ileri derecede kemik hareketlerinin yapılmadığı durumlarda bu sistemin güvenilebilir ve titanyum plak vida sistemlerine alternatif bir sistem olabileceğini bildirmişlerdir. Edwards ve ark.'nın (2001b) 20 ortognatik hastası üzerinde yaptığı diğer bir klinik çalışmada PLLA/PGA ile fiksasyon yapmış ve 18-24 ay sonra materyalin osteoliz oluşturmada tamamen rezorbe olduğunu bildirmiştir. Bir başka klinik çalışmada, 22 mandibula kırığında 22 hastaya güçlendirilmiş PLLA fiksasyon materyali uygulanmış ve hastalar 24 hafta boyunca takip edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, 2 hastada mukozada açılma görülmüş ve bu hastalardan biri tekrar ameliyata alınarak fiksasyon titanyum ile sağlanmıştır, diğer tüm hastalarda mukoza iyileşmesi ve konsolidasyon sorunsuz olarak gerçekleşmiştir. Yazarlar immobilizasyon, fiksasyon ve stabilite açısından güçlendirilmiş PLLA'ların titanyuma alternatif, yeterli ve güvenilir bir fiksasyon materyali olduğunu bildirmiştir (Yerit ve ark., 2002). Suzuki ve ark., (2004) 14 hastada kondil kırığı fiksasyonunu PLLA ile yapmış ve 3 yıl boyunca klinik ve radyograik olarak hastaları takip etmişlerdir. Takipler sonucunda tüm hastalarda 35 mm ve üzerinde ağız açıklığı, stabil okluzyon ve iyi bir anatomik redüksiyon sağlandığı ve herhangi bir enfeksiyon belirtisinin olmadığı bildirilmiştir. Laughlin ve ark. (2007), simfiz, aç ve korpus kırığını içeren mandibula kırıklı 50 hastayı kapsayan çalışmada Inion sistemini kullanmış ve 8 haftalık takip süresi içerisinde %6 oranında enfeksiyon bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu sistemi literatürdeki 2 mm'lik titanyum sistem değerleri ile karşılaştırarak, her iki sistemin aynı performansı gösterdiği sonucunu rapor etmişlerdir.

Rezorbe olabilen plak ve vidaların titanyum olanlara göre, daha pahalı olması, gerek vida yuvası açılırken, gerekse yiv açma sırasındaki güçlükler nedeniyle operasyon süresinin uzaması ve plakların büyük olması gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Koyun mandibulası üzerinde yapılan çalışmalarda mandibula aç kırıklarında rezorbe olabilen ve titanyum plak ve vida sistemleri karşılaştırılmıştır. Çalışmaların

sonucunda titanyum plakların stabilite açısından daha üstün olduğu bildirilmiştir (Kallela ve ark. 1999; Chacon ve ark., 2005; Bayram, 2007; Esen ve ark., 2008).

Rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin kondil kırıklarının fiksasyonunda kullanımına dair yeterli deneysel ve klinik çalışma bulunmamaktadır (Suuronen, 1991; Umstadt ve ark., 2000).

Suuronen (1991), 20 yetişkin koyun mandibulasında yaptıkları çalışmada oluşturdukları kondil kırıklarını titanyum ve güçlendirilmiş PLLA vida sistemleri ile fiks etmişler ve güçlendirilmiş PLLA grubunda konsolidasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar, bunu PLLA'nın elastik modulusunun kemiğinkine çok yakın olması ile açıklamışlardır.

Tominaga ve ark. (2006), 18 sentetik mandibula üzerinde subkondiler kırık fiksasyonu için tek 4 delikli mini adaptasyon plağı, çift 4 delikli mini adaptasyon plağı, tek 4 delikli mini dinamik kompresyon plağı, Eckelt lag screw sistemi, Wurzburg lag screw plak sistemi ve çiftli 4 delikli PLLA plak sistemi (1 mm) kullanmışlardır. Yazarlar, çift adaptasyon plağının diğer sistemlere göre daha üstün olduğunu, PLLA sistemin de kabul edilebilir sonuçlar verdiğini ancak kondil kırığı fiksasyonu için bu bölgede çift olarak uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır.

Alkan ve ark. (2007), 15 koyun yarı mandibulasında tek titanyum mini adaptasyon plağı, tek titanyum mini kompresyon plağı ve tek PLLA plak sistemini kondil kırığı fiksasyonu için kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda üç sistem arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır.

Gerek metal alaşımlar olsun gerekse rezorbe olabilen plaklar olsun, yeni geliştirilmiş materyallerin fiziksel özelliklerini ve hangi şekilde uygulanmasının daha doğru olduğunu anlamak için klinik uygulamalardan önce in vitro olarak test edilmelerine gereksinim vardır. Bu test yöntemleri geleneksel biyomekanik deneyler ve SEA'dır. Geleneksel biyomekanik deneyler gerçek ya da gerçeğe yakın örneklerin üzerinde

yapılır. SEA ise, kraniyofasiyal iskelet yapısına 3 boyutlu uzayda uygulanan kuvvetleri ve bunlara karşı oluşan cevabın incelenmesine olanak tanıyan rakamsal verilere dayanan analitik bir yöntemdir (Jafari ve ark., 2003). SEA, geçerli ve invaziv olmayan bir metoddur ve insan mandibulasının kompleks biyomekanik davranışının çözümlenmesinde oldukça uygun bir yöntemdir (Vollmer ve ark., 2000; Fernandez ve ark., 2003). Sonlu eleman analizi, gerilim pulları ile yapılan ölçümlerin sanal ortamda uygulanan bir alternatifidir (Haugh ve Assael, 2001; Haugh ve ark., 2002). Stres ölçümlerinin yapıldığı bölge alanı ve sayısı gerilim pulunun büyüklüğüne bağlıdır ve kısıtlı sayıda veri sağlanabilir. SEA’de ise, tüm modelde istenilen herhangi bir noktadaki streslerin analizi yapılabilir. Çalışmamızda plak sistemlerinin karşılaştırılması için her iki yöntem de kullanılmıştır.

Çalışmamızın biyomekanik deneylerinde, poliüretandan üretilmiş sentetik modeller kullanılmıştır. Sentetik modeller insan kadavrası örnek alınarak üretilir ve hem boyut hem de mekanik özellik olarak insan anatomisini iyi şekilde yansıtmaktadır (Dichard ve Klotch, 1994; Haug ve ark., 1996). Modellerin iç kısmı süngerimsi kemiği taklit etmesi amacıyla pöröz materyal ile doldurulmuşken dışı kortikal kemiği taklit etmesi amacı ile yoğun materyal ile kaplanmıştır. Bu sentetik modeller hem kortikal hem de spongioz tabaka içermeleri, elastik modüllerinin kemiğe benzer olması ve homojen yapıları sayesinde kuvvetleri daha dengeli iletebilmeleri nedeniyle biyomekanik deneyler için güvenle kullanılabilen materyallerdir (Zhu ve ark., 1994; Bredbenner ve Haug, 2000). Ayrıca bu modellerin kullanılması kadavraya oranla daha ekonomik ve daha etik olmakla birlikte, hastalık geçişi gibi bir durum söz konusu olmadığından kullanımları daha kolay ve uygundur (Zhu ve ark., 1994; Bredbenner ve Haug, 2000). Hayvan mandibulası fiziksel özellikler açısından insan mandibulası ile benzer özellikler göstermektedir. Bu durum uygulanacak vidaların fiksasyonu ve stabilitesi açısından önemlidir ancak, etik sebepler ve örnekler arasında standardizasyonun sağlanamaması nedeniyle hayvan mandibulasının kullanımı kısıtlıdır (Lauer ve ark., 2007).

Sunulan çalışmamızda da rezorbe olabilen fiksasyon materyali olarak trimetilen karbonat (TMC), L-polilaktik asit (LPLA), D-L-polilaktik asit (DLPLA) ve

poliglikolik asit (PGA) kopolimerini içeren plak ve vida sistemi (Inion CPS sistem, Tampere, Finland) kullanılmıştır. Titanyum fiksasyon materyali olarak da 2. derece titanyum içeren plak vida sistemi (Famed, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Bu plak vida sistemleri, poliüretan tüm mandibula modellerinde oluşturulan kırık hatları üzerine tek olarak uygulanmıştır. Her ne kadar literatürde kondil kırıklarının fiksasyonu için tek plak kullanımı önerilmese de çalışmamızın amacı titanyum ve rezorbe olabilen plakları karşılaştırmak olduğu için tek plaklama tercih edilmiştir. Vidalama ise, literatürde önerildiği şekilde bikortikal olarak yapılmıştır (Ellis ve Dean, 1993). Çalışmamızın biyomekanik deneylerinin sonuçlarına göre tek titanyum plak sistemlerinin karşı taraf molar çiğneme kuvvetlerine karşı 192 N'da, rezorbe olabilen plak sistemleri ise 163 N'da kalıcı deformasyon göstermektedir. Ellis ve Throckmorton (2001), karşı taraf molar bölge çiğneme kuvvetinin, kondil kırığının açık ya da kapalı tedavisinden 6 ay sonra 290 N ile 400 N arasında olduğunu bildirmişlerdir. Ferrario ve ark. (2004) ise, sağlıklı bireylerde mandibula molar çiğneme kuvvetini 300 N olarak belirtmiştir. Bu bilgiler gözönüne alındığında her ne kadar tekli titanyum plaklar, rezorbe olabilen plaklara oranla daha yüksek çiğneme kuvvetlerinde kalıcı deformasyona uğrasalar ve kemik fragmanlarında daha az deplasmana neden olsalar da tek taraflı kondil kırıklarının tedavisinde yeterli değildir. Biyomekanik deneyler sonucunda, 150 N'luk çiğneme kuvvetleri sonucunda titanyum plak ile fiks edilen kemik fragmanlarındaki hareket 1,9 mm iken rezorbe olabilen plaklarda kemik fragmanlarındaki hareket 2,1 mm'dir. Yapılan hayvan çalışmaları, iyi kemik iyileşmesinin sağlanabilmesi için kemik fragmanlarındaki hareketliliğin 0,15-0,5 mm arasında olması gerektiğini bildirmektedir (Ganesh ve ark., 2005). Biyomekanik deneylerin sonuçlarına göre ise, her iki sistem de tek plak uygulaması sonucunda normal çiğneme değerlerinin altında bile gerekenden çok daha fazla hareketliliğe neden olmaktadır. Bu sonuçlara göre; bu sistemlerin subkondiler kırıkların fiksasyonunda kullanılması fragmanlarda fazla hareketliliğe ve dolayısıyla kötü kemik iyileşmesine, vida kaybına ve enfeksiyona neden olabilir.

Literatürden elde edilen verilere göre kondil kırıkları daha çok 21 - 30 yaşları arasında ve erkek bireylerde karşılaşılmaktadır (Or ve ark., 1992; Zachariades ve

ark., 2006). Bu nedenle çalışmamızda özellikle 26 yaşında erkek bir bireyin DVBT verileri kullanılmıştır. Yine bu literatür bilgileri doğrultusunda, kondil kırıklarının daha çok sol tarafta görülmesinden dolayı kırık hattı sol tarafta oluşturulmuştur (Or ve ark., 1992; Zachariades ve ark., 2006).

Yapılan pek çok çalışmada kortikal kemik için tüm bölgelerde aynı elastik modülü kullanılmıştır (Cox ve ark., 2003; Jafari ve ark., 2003; Chao ve ark., 2006). Bu yöntem ile karışık geometriye sahip üç boyutlu model izotropik özellik kazanmış olur. Çalışmamızda, kortikal kemik için tek bir elastik modül değeri verilmemiş; HU derecelerine bağlı olarak yazılım, DVBT değerlerindeki materyal yoğunluğuna göre kortikal kemiği 8, kansellöz kemiği 2 ayrı yapıya ayırmış ve elastik modüller bu farklı materyal için HU değerleri ile orantılı olarak dağıtılmıştır. Bu yöntem sayesinde mandibula ortotropik olarak modellenabilmekte ve daha gerçekçi bir kuvvet dağılımı sağlanabilmektedir.

Literatürde, kondil ve açık kırıkları sonrası ilk 6 haftada kas aktivitesinin normal değerlerin %60'ı kadar olduğu bildirilmiştir (Throckmorton ve Dechow, 1994; Ellis ve Throckmorton, 2001). SEA çalışmamızda da bu bilgiler ışığında yetişkin molar çiğneme kuvvetinin yaklaşık %60'ı olan 200 N, değerlendirici çiğneme kuvveti olarak alınmıştır. Throckmorton ve ark. (2004), yaptıkları çalışmada kırık bölgenin molar çiğnemesi sırasında masseter elektromiyografi (EMG) aktivitesinin normal değerlerdeyken; karşı taraf molar bölge ile yapılan çiğneme sırasında masseter EMG aktivitesinin normalden 1,5 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle çiğneme ve okluzal tepki bölgeleri olarak kırık tarafın karşısındaki molar bölgesi alınmıştır.

Wagner ve ark. (2002), çalışmalarında düşük orta ve yüksek kondil boynu kırıkları olmak üzere 3 farklı seviyedeki kırıklarda Champy ya da diğer bir adıyla Würzburg plakları (1 mm) ile Pape plaklama sistemini (1,54 mm) karşılaştırmışlardır (Pape ve ark., 1980). Çalışma sonucunda Pape tarafından bildirilen 2 plak kullanımının bikortikal vidalama ile en iyi sonucu verdiğini bildirmişlerdir.

Seemann ve ark. (2007), 30 hastada üzerinde trapezoid şekilli kondil bölgesi plakları ile kondil kırıklarını tedavi etmişler ve sonuçları sonlu eleman analizi ile değerlendirmişlerdir. Yazarlara göre bu plak, klinik ve deneysel olarak yeterli mekanik dayanıklılık ve sertlik göstermektedir.

Parascandolo ve ark. (2010), subkondiler kırıklarda tek ve çift plak uygulama yöntemlerini sonlu eleman analizi ile değerlendirmiş ve 2 plak kullanımının tek plağa göre çok daha iyi stabilite gösterdiğini ve deplasman miktarının çok daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Claes ve ark. (1998), koyun modelinde yaptıkları çalışmada 0,15 MPa'nın üzerindeki Von Mises streslerinin kallusta intraosseöz kemikleşmeyi engellediğini ve endokondral iyileşmeye neden olduğunu bildirmişlerdir. Sonlu eleman analizi çalışmamızda, 200 N'luk karşı taraf molar çiğneme sırasında titanyum plakla fiks edilmiş modelde kallusta oluşan ortalama stres 0,13 MPa, rezorbe olan plakta oluşan ortalama stres 1,48 MPa olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre 200 N'luk karşı taraf molar çiğneme sonucu titanyum plak fiksasyonu biyolojik sınırlar içerisindeyken, rezorbe olabilen plak ile fiks edilmiş modelde kallusta oluşan stres bu sınırın üzerindedir.

Materyallerde kalıcı deformasyonun başladığı stres değerleri, materyalin bir kuvvet altında dayanıklılığının değerlendirilmesi için önemli bir parametredir (Dolanmaz ve ark. 2004). American Society for Testing and Materials, 2. derece titanyum plaklar için bu deformasyon stres değerini 275 - 450 MPa arasında (Alberts ve ark., 2003), rezorbe olabilen plak için 233 MPa olarak bildirmiştir (Inion Inc., 2006). Sonlu eleman analizi sonuçlarına göre 200 N'luk karşı taraf molar çiğnemede titanyum plakta oluşan stres 489 MPa, rezorbe olabilen plakta oluşan stres 267 MPa olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlara göre, 200 N'luk karşı taraf molar çiğneme sırasında her iki materyalde de kalıcı deformasyona neden olacak derecede stres birikimi olacaktır.

SEA sonuçlarına göre kırık fragmanlarının hareketi 200 N'luk karşı taraf molar çiğnemedede, titanyum ile fikse edilmiş modelde fragman hareketliliği 0,09 mm, rezorbe olabilen plak için 0,75 mm olarak ölçülmüştür. Ganesh ve ark. (2005), yaptığı hayvan çalışmasında iyi kemik iyileşmesinin sağlanabilmesi için kemik fragmanlarındaki hareketliliğin 0,15-0,5 mm arasında olması gerektiğini bildirmektedir. Bu sonuçlara göre titanyum plak fiksasyonu biyolojik sınırlarda harekete izin verirken, rezorbe olabilen plak daha fazla hareketliliğe neden olmaktadır.

SEA sonuçlarına göre mandibulanın genelinde oluşan stresler her iki grup için de oldukça yüksek seviyededir. Ancak bu sonuçlar, modelleme sonucunda oluşan geometrik yapıya bağlanabilir. Modellemeyi oluşturan elemanlardaki sivri kenarlar, yüksek gerilim kuvvetlerine neden olabilmektedir. Daha sağlıklı bir değerlendirme için vidaların etrafındaki elemanların orta noktaları değerlendirilmiştir. Tüm kuvvetlerin dağılımı gözönüne alındığında, titanyum plak rezorbe olan plağa göre daha rijit bir fiksasyon sağlarken, genel olarak mandibulada daha düzgün bir stres dağılımı sağlamaktadır. Titanyum plak, üzerine gelen kuvvetleri emerek, temasta olduğu kemiğe daha az stres iletilmesine neden olmaktadır. Böylece stresler titanyum üzerinde birikmekte ve kemik yapıda vida kaybına neden olacak aşırı stres engellenmektedir. Rezorbe olabilen plakta, gelen kuvvetler plağı kolayca deforme edebilmekte ve kemiğe daha fazla kuvvet iletimine neden olmaktadır.

Meyer ve ark. (2000) ve Wagner ve ark., (2002), SEA ile in vitro ölçümler arasında yüksek korelasyon bildirmişlerdir.

Sonlu eleman analizinde rezorbe plaklarda stres, daha çok orta hatta yakın vidaların çevresinde ve orta hatta oluşmaktadır. Biyomekanik deneylerde de en çok kırılma orta hatta yakın vidaların çevresinde, orta hatta ve orta hatta yakın vida başlarında olduğu görülmüştür. Titanyum plaklarda sonlu eleman analizleri sonucunda en çok stresin plağın ortasında olduğu görülmüştür. Biyomekanik deneylerde de titanyum plaklar için kalıcı deformasyon tüm modellerde orta bölgede oluşmuştur. Bu sonuçlara göre her iki yöntem de kalıcı deformasyon ve kırılma bölgeleri için

oldukça benzer sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Sonlu eleman analizinde vida başları çevresinde stres birikiminin saptanamaması ise vidaların yiv yapılarının detaylı biçimde modellenememesine bağlanabilir.

Hem biyomekanik deneyler hem de SEA deneylerinin sonuçlarına göre mandibula kondil kırığında titanyum plak ve vidalarla fiksasyon, rezorbe olabilen plak ve vidalarla fiksasyona göre daha fazla stabilite sağlayabilmektedir. Bu biyomekanik çalışma, mevcut deneysel çalışmalarla uyumludur. Ancak bu çalışma in vitro koşullarda yapılmış olup, in vivo birçok faktörün etkisinin de dikkate alınması gerektiği açıktır. Kesin klinik değerlendirmeler için benzer in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

SEA ile biyomekanik deneylere oranla daha detaylı planlama ve değerlendirme yapılabilmektedir. SEA yöntemlerinin geçmişten günümüze kadar olan ilerlemesi göz önüne alındığında, araştırmaların bu yönde artması sonucu model detaylandırılması ve belki de hareketlilik kazandırılması ile çok daha ayrıntılı ve güvenilir bir sistem olacağı ve geleneksel biyomekanik deneylerin yerini büyük ölçüde alacağını düşünmekteyiz.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

20 adet sentetik mandibula modelinde mandibular kondil kırığı titanyum ve rezorbe olan sistem plak ve vidalar ile fikse edilmiş, 320 N'a kadar 50 N, 100 N, 150 N, 200N, 300 N, 320 N'luk kontrol edilen kuvvet aralıklarında fiksasyon stabilitesi açısından her iki sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yer değiştirme miktarının titanyum plak ve vidalarda daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlarla titanyum plak ve vida sistemlerinin rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinden daha etkin bir fiksasyon sağladığı laboratuvar ortamında gösterilmiştir. Deformasyon açısından değerlendirildiğinde yine titanyum plak vida sisteminin rezorbe olabilen plak vida sistemine bariz üstünlüğü görülmüştür. Deformasyona uğradıkları maksimum kuvvet ve deplasman miktarı açısından değerlendirildiğinde, tek plak kullanılarak yapılan fiksasyonda, gerek titanyum gerekse rezorbe olabilen plak vida sistemleri erişkin çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında tek taraflı kondil kırıklarının fiksasyonunda yeterli değildir.

Bu iki fiksasyon sistemi kondil kırığı fiksasyonu açısından, ayrıca SEA yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Titanyum plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri kıyaslandığında, plaklarda ve kemikte oluşan deformasyonlar ve deplasman açısından tek taraflı kondil kırıklarının fiksasyonunda tek plak uygulaması sonucunda titanyum plakların daha üstün olduğu, rezorbe olabilen sistemlerin bu bölgede titanyum için alternatif oluşturamayacağı görülmüştür.

Yöntemler karşılaştırıldığında ise, sonlu eleman analizi ile biyomekanik yöntemler arasında belirgin bir uyum görülmektedir. Geleneksel biyomekanik deneylerin en büyük avantajı kullanılan modellerin gerçeğe yakın olmasıdır. SEA ise materyallerin özelliklerini ve çiğneme kuvvetlerinin daha detaylı yansıtılması açısından elde edilen veriler daha detaylı, daha bilgilendirici olmaktadır.

ÖZET

Mandibular kondil kırıklarının fiksasyonunda uygulanan titanyum mini plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen mini plak ve vida sistemlerinin sonlu eleman analizi ve biyomekanik yöntemleri ile karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı kondil kırıklarının fiksasyonunda kullanılan titanyum plak ve vida sistemleri ile rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin biyomekanik özelliklerinin sonlu eleman analizi ve geleneksel biyomekanik yöntemlerle karşılaştırılmasıdır.

Sonlu eleman analizi için bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler doğrultusunda mandibula modellenmesi yapılmış ve yine sanal ortamda plak ve vida sistemleri modellenerek oluşturulan kırık hattına yerleştirilmişlerdir. Çiğneme kuvvetlerini uygulanması ile titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri için bu materyallerin ve kırık hattı çevresindeki kemiğin biyomekanik özellikleri incelenmiştir.

Geleneksel biyomekanik deneylerinde sentetik poliüretan modeller kullanılmıştır. 20 adet model üzerinde subkondiler kırık hattı oluşturulup 10'una titanyum plak ve vida sistemi diğer 10'una rezorbe olabilen plak ve vida sistemi uygulanmıştır. Model üzerinde çiğneme kas kuvvetleri uygulanmış ve plak-vida sistemlerinin ve kırık hattı çevresindeki dokuların biyomekanik özellikleri incelenmiştir.

Sonlu eleman analizinde ve geleneksel biyomekanik deneylerin sonucunda, titanyum plak ve vida sistemlerinin, rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerine oranla bariz avantajlı olduğu ancak her iki sistemin de tek taraflı kondil kırıklarının tedavisinde yeterli olmadığı görülmüştür.

Yöntemler karşılaştırıldığında ise geleneksel biyomekanik deneylerin en büyük avantajı kullanılan modellerin gerçeğe yakın olmasıdır ancak sonlu eleman analizi de materyallerin özellikleri ve çiğneme kuvvetlerinin yansıtılması açısından daha detaylı, bilgilendirici olmaktadır.

Anahtar Sözcükler: Biyomekanik test, Kondil Kırıkları, Rezorbe Olabilen Mini Plak, Sonlu Eleman Analizi, Titanyum Mini Plak.

SUMMARY

Comparision of titanium mini plate systems and resorbable miniplates systems using finite elment analyses and conventional biomechanical tests for the internal rigit fixation of the mandibulr condylar fractures

The aim of this study is to compare the titanium and resorbable plate screw sytems used for the fixation of mandibular condylar fractures using finite element analyses and convetional biomechanical tests.

Mandibular modelling was done using computurised tomography datas. Also plate and screws were created using 3 dimensional modelling software. Then these created plate and screws were placed around the fracture line. After applying masticatory forces the biomechanical properties of the titanium plate and screws, resorbable plate and screws and bone around the fracture line were evaluated.

20 synthetic polyurethan models were used for convetional biomechanical tests. Fracture lines were created for each model and 10 titanium plates were adepted and the fragments were fixed using titanium screws. Same procedures were applied for resorbable plate screw systems. masticatory forces were apllied to the model and the biomechanical properties of the titanium plate and screws, resorbable plate and screws and bone around the fracture line were evaluated.

In conclusion resorbable plate systems is not still an alternative for the fixation of unilateral condylar fractures. Also finite element analyses provides researchers more detailed evaluation and detailed infromation.

Key Words: Biomechanical Tests, Condylar Fractures, Finite Element Analyses, Resorbable Plate Systems, Titanium mini plates

KAYNAKLAR

- AAOMS. (2001). Parameters and pathways: clinical practice. *Guidelines for Oral and Maxillofacial Surgery*, Version 3.0, p.: 23-30.
- ALBERTS, R.L., PHILLIPS, K.O., TU, H.K., STINSON, W.W., FRIEDMAN, A. (2003). Biological model for assesment of osseous strain patterns and plating systems in the human maxilla. *J. Oral and Maxillofacial Surg.*, **61**: 79-88
- ALKAN, A., METİN, M., MUĞLALI, M., ÖZDEN, B., ÇELEBİ, N. (2006). Biomechanical comparision of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. *Br. J. Oral and Maxillofacial Surg.*, **45**: 145-149.
- ARINCI, K., ELHAN, A. (1997). *Anatomi*, 2. Baskı, Ankara, Güneş Tıp Kitabevi. 1. Cilt, s.: 78-94.
- ASHAMMAKHI, N., ROKKANEN, P. (1997) Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery. *Biomaterials*, **18**: 3-9.
- ASHMAN, R.B., VAN BUSKIRK, W.C. (1987). The elastic properties of a human mandible. *Adv. Dent. Res.*, **1**: 64-67.
- ASPRINO, L., CONSANI, S., DE MORAES, M. (2006). A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, Mar; **64**: 452-456.
- BAKER, A.W., McMAHON, J., MOOS, K.F. (1998). Current concensus on the managment of fractures of the mandibular condyle: A method by questionnaire. *Int. J. Oral and Maxillofacial Surg.*, **27**: 258-266.
- BAKER, S.B., DAYAN, J.H. (2005). Principles of Fixation for Maxillofacial Trauma. In: *Oral and Maxilloafacial Trauma*, Ed.: Fonseca, R.J. Philedelphia, Elsevier Saunders Comp., vol 2, Chap 39, p.: 1131-1137.
- BANKS, P. (1998)A pragmatic approach to the management of condylar fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **27**: 244–246.
- BAYRAM, B. (2007). Mandibula aç ı kır ık lar ında rezorbe olab ı len ve titanyum plak f ık sasyonlarının stabilite ler ın ın kar şı la şı tır ıl mas ı. Doktora Tezi, Ba şı kent Ü niversitesi Di şı Hekimli ğ ı Fakültesi, A ğ ız Di şı Ç ene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dal ı, Ankara.
- BERGSMA, E.J., ROZEMA, F.R., BOS, R.R.M., BRUIJN, W.C. (1993). Foreign body reactions to resorbable ploy(l-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **51**: 666-670.
- BESSHO, K, IIZUKA, T., MURAKAMI, K. (1997). A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **55**: 941-945.
- BOS, R.R., ROZEMA, F.R., BOERING, G., NIJENHUIS, A.J., PENNING, A.J., JANSEN, H.W. (1989a). Bone plates and screws of bioabsorbable poly(L-lactide) An animal pilot study. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **27**: 467-476.
- BOS, R.R., ROZEMA, F.R., BOERING, G., NIJENHUIS, A.J., PENNING, A.J., VERWEY, A.B. (1989b). Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of fractures. A study in six dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **18**: 365-369.

- BOS, R.R.M. (1989). Poly(L-lactide) osteosynthesis. Development of bioresorbable bone plates and screws. PhD Thesis. University of Groningen, Groningen, The Netherlands.
- BOSTMAN, O.M. (1991). Absorbable implants for the fixation of fractures. *J. Bone Joint Surg. Am.*, **73**: 148-153.
- BREDBENNER, T., HAUG, R.H. (2000). An evaluation of human bone substitutes used in rigid fixation research. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **90**: 574-80.
- CHACON, G.E., DILLARD, F.M., CLELLAND, N., RASHID, R. (2005). Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide acid plating systems to in vitro forces. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **63**: 968-72.
- CHAO, C.K., HSU, C.C., WANG, J.L., LIN, J. (2006). Increasing bending strength of tibial locking screws: Mechanical tests and finite element analyses. *Clinical Biomechanics*, **22**: 59-66.
- CHOI, B.H., HUH, J.Y., YOO, J.H. (2003). Computed tomographic findings of the fractured mandibular condyle after open reduction. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **32**: 469-473.
- CHOI, B.H., KIM, K.N., KIM, H.J., KIM, M.N. (1999). Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **27**: 109-112.
- CLAES, L. (1992). Mechanical characterization of biodegradable implant. *Clin. Mater.*, **10**: 41-46.
- CLAES, L.E., HIEGELE, C.A., NIEDLINGER-WILKE, C., KASPAR, D., SEIDI, W., MARGEVICIUS, K.J., AUGAT, P. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, **355**: 132-147.
- COX, T., KOHN, M.W., IMPELLUSO, T. (2003). Computerized analyses of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J. Oral and Maxillofacial Surg.*, **61**: 481-487.
- CUTRIGHT, D.E., HUNSUCK, E. (1972). The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *J. Oral Surg.*, **33**: 28-34.
- CUTRIGHT, D.E., HUNSUCK, E., BEASLEY, J.D. (1971). Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *J. Oral Surg.*, **29**: 393-397.
- DE RIU, G., GAMBA, U., ANGHINONI, M., SESENNAS, E. (2001). A comparison of open and closed treatment of condylar fractures: a change in philosophy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **30**: 384-389.
- DE VREE, J.H., PETERS, M.C., PLASSCHAERT, A.J. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J. Oral Rehabil.*, **10**: 505-517.
- DICHARD, A., KLOTCH, D. (1994). Testing biomechanical strength of repairs for the mandibular angle fracture. *Laryngoscope*, **104**: 201-208.
- DOLANMAZ, D., UCKAN, S., ISIK, K., SAGLAM, H. (2004). Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **42**: 127-132.
- ECKELT, U., HLAWITSCHKA, M. (1999). Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, **27**: 235-242.

- EDWARDS, R.C., KIELY, K.D., EPPLEY, B.L. (2001a). Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: Experience in 20 consecutive cases. *J. Oral and Maxillofacial Surg.* **59**: 271-276.
- EDWARDS, R.C., KIELY, K.D., EPPLEY, B.L. (2001b). The fate of resorbable poly-l-lactic/polyglycolic acid (lactosorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *J. Oral and Maxillofac. Surg.* **59**: 19-25.
- ELLIS, E. (1998). Complications of mandibular condyle fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **27**: 255-257.
- ELLIS, E., DEAN, J. (1993). Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *J. Oral Surg.*, **76**: 6-15.
- ELLIS, E., PALMIERI, C., THROCKMORTON, G. (1999). Further displacement of condylar process fractures after closed treatment. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **57**: 1307-1316.
- ELLIS, E., SIMON, P., THROCKMORTON, G.S. (2000). Occlusal results after open and closed treatment of fracture of the mandibular condylar process. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **58**: 260-268.
- ELLIS, E., THROCKMORTON, G. (2001). Bite forces after open or closed treatment of mandibular condylar process fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **59**: 389-395.
- ELLIS, E., THROCKMORTON, G. (2005). Treatment of mandibular condylar process fractures: Biological considerations. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **63**: 115-134.
- ELLIS, E., THROCKMORTON, G., PALMIERI, C. (2000). Open treatment of condylar process fractures: Assessment of adequacy of repositioning and maintenance of stability. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **57**: 27-34.
- EPPLEY, B.L., PREVEL, C.D., SADOVE, A.M. (1996). Resorbable bone fixation: Its potential role in craniomaxillofacial trauma. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **2**: 56-62.
- ESEN, A., ATAÖĞLU, H., GEMİ, L. (2008). Comparison of stability of titanium and absorbable plate and screw fixation for mandibular angle fracture. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **106**: 806-811.
- EVANS, F.G., PEDERSEN, H.E., LISSNER, H.R. (1951). The role of tensile stress in the mechanism of femoral fractures. *J. Bone Joint Surg. Am.* **33**: 485-501.
- FARAH, J.W., CRAIG, R.G., MEROUEH, K.A. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *J. Oral Rehabil.*, **15**: 615-624.
- FERNANDEZ, J.R., GALLAS, M., BURGUERA, M., VIAÑO, J.M. (2003). A three dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J. Biomech.*, **36**: 329-337.
- FERRARIO, V.F., SFORZA, C., SERRAO, G., DELLAVIA, C., TARTAGLIA, G.M. (2004). Single tooth bite forces in healthy 98 young adults. *J. Oral Rehabil.*, **31**: 18-22.
- FUNG, Y.C. (1965). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1.
- GANESH, V.K., RAMAKRISHNA, K., GHISTA, D.N. (2005). Biomechanics of bone fracture fixation by stiffness graded plates in comparison with stainless steel plates. *BioMedical Engineering Online*, **4**: 46-60.

- GETTER, L., CUTRIGHT, D.E., BHASKAR, S.N., AUGSBURG, J.K. (1972). A biodegradable intraosseus appliance in the treatment of mandibular fractures. *J. Oral Surg.*, **30**: 344–348.
- GILDING, D.K., REED, A.M. (1979). Biodegradable polymers for use in surgery—polyglycolic/poly(lactic acid) homo- and copolymers. *Polymer.*, **20**: 1459–1465.
- GÜVEN, O. (1988). A comparative study on maxillofacial fractures in Central and Eastern Anatolia. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **16**: 126-129.
- HABAL, M.B. (1996). Triad of system applications for absorbable rigid fixation of the craniofacial skeleton. *J. Craniofacial Surg.*, **7**: 394-398.
- HAMMER, B., SCHIER, P., PREIN, J. (1997). Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients. *Br. J. Oral and Maxillofacial Surg.*, **35**: 288-291.
- HAUG, R.H., ASSAEL, L.A. (2001). Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **59**: 370-375.
- HAUG, R.H., BARBER, J.E., REIFEIS, R. (1996). A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **82**: 257-263.
- HAUG, R.H., PETERSON, G.P., GOLTZ M. (2002). A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **60**: 73-80.
- HAYWARD, J.R., SCOTT, R.F. (1993). Fractures of the mandibular condyle. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **51**: 57–61.
- HIDDING, J., WOLF, R., PINGEL, D. (1992). Surgical versus non-surgical treatment of fractures of the articular process of the mandible. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **20**: 345–347.
- HUELKE, D.F., HARGER, J.H. (1968). Mechanisms in the production of mandibular fractures: an experimental study. *J. Oral Surg.*, **26**: 86-9.
- IIZUKA, T., LADRACH, K., GEERING, A.H., RAVEH, J. (1998). Open reduction without fixation of dislocated condylar process fractures: longterm clinical and radiological analysis. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **56**: 553–561.
- IKEMURA, K. (1985). Treatment of condylar fractures associated with other mandibular fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **43**: 810–813.
- INOKA, S.D., CARNEIRO, S.C., VASCONCELOS, B.B., LEAL, J., PORTO, G.G. (2009). Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar. *Med. Oral Pathol. Oral Cir. Bucal.* **14**: e349-e354
- INION, INC. (2006). Versatile fixation with the Inion OTPS freedom plate. Erişim: [http://www.inion.com/about_inion/en_GB/white_papers]. Erişim tarihi : 2006.
- JAFARI, A., SHETTY, K.S., KUMAR, M. (2003). Study of stres distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. *Angle Orthod.*, **73**: 12-20.
- KADEMANI, D., ROMBACH, D.M., QUINN P.D. (2005). Trauma to the temporamnadibular joint region. In: *Oral And Maxillofacial Surgery*, Ed: Fonseca, R.J., 3rd Ed. Philedelphia, Elsevier Saunders Comp, Chapter 19.
- KALLELA, I., TULAMO, R.M., HIETANEN, J., POHJONEN, T., SUURONEN, R., LINDQVIST, C. (1999). Fixation of body osteotomies using biodegradable

- amorphous self-reinforced (70L:30DL) polylactide or metal lag screws: An experimental study in sheep. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, **27**: 124-133.
- KONSTANTINOVIC, V.S., DIMITRIJEVIC, V.S. (1992). Surgical versus conservative treatment of unilateral condylar process fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **50**: 349–352.
- KORIOTH, T.W., ROMILLY, D.P., HANNAM, A.G. (1992). Three-dimensional finite element analysis of the dentate human mandible. *Am. J. Phys. Anthropol.*, **88**: 69-96.
- KULKARNI, R.K., MOORE, E.G., HEGYELI, A.F., LEONARD, F. (1971). Biodegradable poly(lactic acid) polymers. *J. Biomed. Mater. Res.*, **5**: 169–181.
- LAUER, G., HAIM, D., PROFF, P., RICHTER, G., PRADEL, W., FANGHANEL, J., PILLING, E., GEDRANGE, T., MAI, R. (2007). Plate osteosynthesis of the mandibular condyle. *Ann. Anat.*, **189**: 412-417.
- LAUGHLIN, R.M., BLOCK, M.S., WILK, R., MALLOY, R.B., KENT, J.N. (2007). Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: A prospective study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **65**: 89-96.
- LINDAHL, L. (1977). Condylar fractures of the mandible. *Int. J. Oral Surg.*, **6**: 12–21.
- LOVALD, S.T., WAGNER, J.D., BAACK, B. (2009). Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **67**: 973-985.
- MACLENNAN, W.D. (1969). Fractures of the mandibular condylar process. *Br. J. Oral Surg.*, **7**: 31–39.
- MATTHEW, I., FRAME, J.W. (1998). Allergic responses to titanium. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **56**: 1466-1467.
- MEYER, C., KAHN, J., BOUTEMI, P., WILK, A. (2002). Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J. Craniomaxillofacial Surg.* **30**: 160-169.
- MEYER, U., VOLLMER, D., HOMANN, C., SCHUON, R., BENTHAUS, S., VÉGH, A. (2000). Experimental and finite-element models for the assessment of mandibular deformation under mechanical loading. *Mund Kiefer Gesichtschir.*, Jan;**4**: 14-20.
- OEZMEN, Y., MISCHKOWSKI, R., LENZEN, D., FISCHBACH, R. (1998). MRI examination of the TMJ and functional results after conservative and surgical treatment of mandibular condyle fracture. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **27**: 33–37.
- OR, S., YAMAN, Z., CAMBAZOĞLU, M. (1992). Mandibular kondil kırıkları retrospektif çalışma. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **19**: 15-21.
- OR, S., YÜCETAŞ, Ş. (1998). Mandibula kırıkları üzerine retrospektif bir araştırma. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **25**: 205-209.
- ÖCAL, T. (2001). Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Bursa.
- PAPE, H.D., HAUENSTEIN, H.G., GERLACH, K.L. (1980). Chirurgische versorgung der gelenkfortsatzfrakturen mit miniplatten. Indikation-technik-erste ergebnisse und grenzen. *Fortschr Kiefer Gesichtschir.*, **25**: 85-91.
- PARASCANDOLO, S., SPINZIA, A., PASCANDOLO, S., PIOMBINO, P., CALIFANO, L. (2010). *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **38**: 385-390.

- PENSLER, J.M. (1997). Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *J. Craniofacial Surg.*, **8**: 129-134.
- PEREIRA, M.D., MARQUES, A., ISHIZUKA, M., KEIRA, S.M., BRENDA, E., WOLOSKE, A.B. (1995). Surgical treatment of the fractured and dislocated condylar process of the mandible. *J. Craniomaxillofacial Surg.* **23**: 369-376.
- PETZEL, J.R., BÜLLES, G. (1981). Experimental studies of the fracture behaviour of the mandibular condylar process. *J. Maxillofac. Surg.*, **9**: 211-215.
- POPOV, E.P. (1998). Engg Mechanics of Solids, Prentice Hall Pub. Inc, p.: 15-20.
- PREIN, J., BERTON A.R. (1998). Scientific and technical Background. In: Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton, Ed.: Prein, J., Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1.
- PUTZ, R., PABST, R. (1994). Sobotta İnsan Atlası. Münih, Urban & schwarzenberg comp, 20th Ed. p.: 120
- QUERESHY, F.A., GOLDSTEIN, J.A., GOLDBERG, J.S., BEG, Z. (2000). The efficacy of bioresorbable fixation in the repair of fractures: An animal study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **58**: 1263-1269.
- RHO, J.Y., ASHMAN, R.B., TURNER, C.H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.*, **26**: 111-119.
- ROED-PETERSEN, B. (1974). Absorbable synthetic suture material for internal fixation of fractures of the mandible. *Int. J. Oral Surg.*, **3**: 133-136.
- ROKKANEN, P., BÖSTMAN, O., VAINIONPÄÄ, S., VIHTONEN, K., TÖRMÄLÄ, P., LAIHO, J. (1985). Biodegradable implants in fracture fixation: Early results of treatment of fractures of the ankle. *Lancet.*, **1**: 1422-1424.
- ROZEMA, F.R., BOS, R.R.M., PENNING, A.J., JANSEN, H.W.B. (1990). Poly(L-lactide) implants in repair of defects of the orbital floor: an animal study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **48**: 1305-1309.
- SANTLER, G., KARCHER, H., RUDA, C., KÖLE, E. (1999). Fractures of the condylar process: surgical versus nonsurgical treatment. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **57**: 392-397.
- SCHMITT, E., POLISTINA, R. (1969). Polyglycolic acid prosthetic devices. *US Patent*, **3 463 158**.
- SCHÖN, R., SCHRAMM, A., GELLRICH, N.C., SCHMELZEISEN, R. (2003). Follow-up of condylar fractures of the mandible in 8 patients at 18 months after transoral endoscopic-assisted open treatment. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **61**: 49-54.
- SCHWARTZ-DABNEY, C.L., DECHOW, P.C. (2003). Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am. J. Phys. Anthropol.*, **120**: 252-277.
- SEEMANN, R., SCHICHO, K., REICHWEIN, A., EISENMEGER, G., EWERS, R., WAGNER, A. (2007) *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **105**: e1-e4.
- SIEGELE, D., SOLTESZ, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 333-340.

- SILVENNOINEN, U., IIZUKA, T., OIKARINEN, K., LINDQVIST, C. (1994). Analysis of possible factors leading to problems after surgical treatment of condylar fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **52**: 793–799.
- SPIESSL, B., SCHROLL, K. (1972). Gelenkfortsatz- und Kieferköpfchenfrakturen, In: *Spezielle Frakturen- und Luxationslehre*, Ed.: Nigst, H. Stuttgart, Gesichtsschädel. p.: 136.
- SUGIURA, T., YAMAMOTO, K., MURAKAMI, K. (2001). A comparative evaluation of osteosynthesis with lag-screws, miniplates or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **59**: 1161-1168.
- SUURONEN, R. (1991). Comparison of absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws and metallic screws in the fixation of mandibular condyle osteotomies: an experimental study in sheep. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **49**: 989-95.
- SUURONEN, R., KALLELA, I., LINDQVIST, C. (2000). Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. *J. Craniomaxillofacial Trauma*, **6**: 19-27.
- SUZUKI, T., KAWAMURA, H., KASAHARA, T., NAGASAKA, H. (2004). Resorbable Poly-L-lactide plates and screws for the treatment of condylar process fractures: A Clinical and radiologic follow-up study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **62**: 919-924.
- TAKENOSHITA, Y., ISHIBASHI, H., OKA, M. (1990). Comparison of functional recovery after nonsurgical and surgical treatment of condylar fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **48**: 1191–1195.
- THROCKMORTON, G.S., DECHOW, P.C. (1994). In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. *Arch. Oral Biol.*, **39**: 853-867.
- THROCKMORTON, G.S., ELLIS, E., HAYASAKI, H. (2004). Masticatory motion after surgical or nonsurgical treatment for unilateral fractures of the mandibular condylar process. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **62**: 127-38.
- TOMINAGA, K., HABU, M., KHANAL, A., MIMORI, Y., YOSHIOKA, I., FUKUDA, J. (2006). Biomechanical evaluation of different types of rigid fixation for subcondylar fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **64**: 1510-1516.
- TORMALA, P. (1992). Biodegradable self-reinforced composite materials; manufacturing structure and mechanical properties. *Clin Mater.*, **10**: 29-34.
- TÜRP, J.C., STOLL, P., SCHLOTTHAUER, U., VACH, W., STRUB, J.R. (1996). Computerized axiographic evaluation of condylar movements in cases with fracture of the condylar process: a follow-up over 19 years. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **24**: 46–52.
- UMSTADT, H.E., ELLERS, M., MÜLLER, H.H., AUSTERMANN, K.H. (2000). Functional reconstruction of the TM joint in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **28**: 97-105.
- VERT, M., CHRISTEL, P., CHABOT, F., LERAY, J. (1984). Bioresorbable plastic materials for bone surgery. In: *Macromolecular Biomaterials*, Ed.: Hastings, G.W., Ducheyne, P., Florida, CRC Press. p.: 119–142.
- VILLARREAL, P.M., MONJE, F., JUNQUERA, L.M., MATEO, J., MORILLO, A.J., GONZALEZ, C. (2004). Mandibular condyle fractures: determinants of treatment and outcome. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **62**: 155–163.

- VOLLMER, D., MEYER, U., JOOS, U., VEGH, A., PIFFKO, J. (2000). Experimental and finite element study of the mandible. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **28**: 91-96.
- WAGNER, A., KRACH, W., SCHICHO, K., UNDT, G., PLODER, O., EWERS, R. (2002). *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **94**: 678-686.
- WALKER, R.V. (1988). Discussion: Open reduction of condylar fractures of the mandible in conjunction with repair of discal injury: A preliminary report. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **46**: 262-263.
- WESTERMARK, A. (1999). Lactosorb resorbable osteosynthesis after sagittal split osteotomy of the mandible: a 2 year follow-up. *J. Craniofacial Surg.*, **10**: 519-522.
- WITTENBERG, J.M., WITTENBERG, R.H., HIPPEL, J.A. (1991). Biomechanical properties of resorbable poly-L-lactide plates and screws: A comparison with traditional systems. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **49**: 512-516.
- WORNOM, I.L., BUCHMAN, S.R. (1992). Repair of specific tissues; Bone and cartilaginous tissue. In: Wound Healing Biochemical and Clinical aspects, Ed.: I.K. Cohen, R.F. Diegelmann, W.J. Lindblad. Philadelphia, Saunders Company, 1st Ed., p.: 356-384.
- WORSAAE, N., THORN, J.J. (1994). Surgical versus nonsurgical treatment of unilateral dislocated low subcondylar fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **52**: 353-360.
- YAMAN, F. (2006). Mandibular Kondil Kırıklarının Retrospektif Analizi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, Doktora Tezi, Diyarbakır.
- YASUOKA, T., OKA, N. (1991). Histomorphologic study of trabecular bone remodeling during condylar process fracture healing in the growing period. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **49**: 981-988.
- YERIT, K.C., ENISLIDIS, G., SCHOPPER, C., TURHANI, D., WANSCHITZ, F., WAGNER, A., WATZINGER, F., EWERS, R. (2002). Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **94**: 294-300.
- YERIT, K.C., HAINICH, S., ENISLIDIS, G., TURHANI, D., KLUG, C., WITTEWER, G., OCKHER, M., UNDT, G., KERMER, C., WATZINGER, F., EWERS, R. (2005). Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: Stability and early results. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **100**: 17-24.
- ZACHARIADES, N., MEZITIS, M., MOUROUZIS, C., PAPADAKIS, D., SPANOU, A. (2006). Fractures of the mandibular condyle: A review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J. Craniomaxillofacial Surg.*, **34**: 421-432.
- ZHU, M., KELLER, T.S., SPENGLER, D.M. (1994). Effects of specimen loadbearing and free surface layers on the compressive mechanical properties of cellular materials. *J. Biomech.*, **27**: 57-66.
- ZICCARDI, V.B., SCHNEIDER, R.E., KUMMER, F.J. (1997). Wurzburg lag screw plate versus 4-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **55**: 602-607.
- ZIDE, M.F. (2001). Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. *J. Oral and Maxillofac. Surg.*, **59**: 375-376.

ZIDE, M.F., KENT, J.N. (1983). Discussion: Indications for open reduction of mandibular condyle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **41**: 89.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel bilgiler

Adı : Emre
 Soyadı : Çimen
 Doğum yeri ve tarihi : Ankara 28.07.1980
 Uyruğu : T.C.
 Medeni durumu : Bekar
 İletişim adresi : Suadiye Caddesi Demetkent Sitesi B3 Blok No: 57
 P.K. 06220 Yenimahalle Ankara

II. Eğitim Bilgileri

2006- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi
 2004-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Doktora Öğrencisi
 1999-2004 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
 1991-1998 ODTÜ GEV Özel Lisesi
 1986-1991 Büyük Kolej İlkokulu
 Yabancı dil İngilizce

III. Mesleki deneyimleri

2006- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi
 2004-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Doktora Öğrencisi

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

- Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği
- Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği

- Asian Association of Oral and Maxillofacial Surgeons

V. BİLİMSEL İLGİ ALANLARI

Uluslararası Yayınlar

- Oncül AM, **Cimen E**, Küçükyavuz Z, Cambazoğlu M. (2011). Postoperative analgesia in orthognathic surgery patients diclofenac sodium or paracetamol?. *Br J Oral Maxillofac Surg.*, **49**: 138-141.

Ulusal Yayınlar

- Ercüment Önder, **Emre Çimen**, Ömer Günhan, Vaka bildirimi: Noduler Fasciitis. ADO Klinik Bilimler Dergisi, **3**: 319-322

Uluslararası Posterler

- Kıvanç Türkoğlu, Doruk Koçyiğit, **Emre Çimen**, Özkan Özkaynak, Emre Barış. İmmunosupresif tedavi altındaki hastada kök artığına bağlı sinus aspergillozisi bir olgu raporu. TAOMS 13. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, Türkiye, 2005.
- Özkan Özgül, Kaan ORHAN, Yasemin Kartal, Doruk Koçyiğit, **Emre Çimen**. Accidentally finding of retromolar canal in third molar surgery: case reports and histological evaluation, 12nd Congress of BASS, İstanbul, Türkiye, 2007.
- **Emre Çimen**, Ercüment Önder, Ömer Günhan, Doruk Koçyiğit, Kaan ORHAN, Yasemin Kartal, Doruk Koçyiğit. Nodular Fasciitis: report of a case, 12nd Congress of BASS, İstanbul, Türkiye, 2007.
- **Emre Çimen**, Yasemin Kartal, İ. Doruk Koçyiğit, Reha Kişnişçi, Kaan ORHAN, Ömer Günhan. Case report of a rare lesion Adenomatoid hyperplasia of the minor salivary gland, 1st International Oral Maxillofacial Surgery Society, Antalya, Türkiye, 2007.
- **Emre Çimen**, Yasemin Kartal, Doruk Koçyiğit, Reha Kişnişçi, Kaan Orhan, Ömer Günhan. Case report of a rare lesion: Adenomatoid hyperplasia of the

minor salivary glands, 1st International Oral Maxillofacial Surgery Society, Antalya, Türkiye, 2007.

- **Emre Çimen**, Utku Dede, Timur Songür. İmmediate implant, immediate yükleme ve implant cerrahisinde estetik, TAOMS 15. Uluslararası Kongresi, Antalya, Türkiye, 2008.
- Doruk Koçyiğit, Özkan Özgül, **Emre Çimen**, Yasemin Kartal, Reha Kışnişci. Surgical and prosthetic advantages and disadvantages of surgical guides and implant planning supported with 3D computerized tomography. ACBİD 2nd International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2008.
- Utku Dede, **Emre Çimen**, Timur Songür, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, Reha Ş. Kışnişci. Reconstruction of the atrophic maxillas. ACBİD 3rd International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2009.
- **Emre Çimen**, Ulaş Öz, Utku Dede, Reha Ş. Kışnişci. 3 Dimensional virtual ortognatic surgery guidelines with case reports. ACBİD 3rd International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2009.
- Timur Songür, Utku Dede, **Emre Çimen**, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, Reha Ş. Kışnişci. Limited mouth opening due to coronoid hyperplasia report of a case. ACBİD 3rd International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2009.
- **Emre Çimen**, Volkan Arıkan, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, Firdevs T. Öz. Pediatric clinical application of cone beam tomography for impacted supernumerary teeth. 19th International Conference On Oral And Maxillofacial Surgery, Şangay, Çin, 2009.
- **Emre Çimen**, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, Fethi Atıl, Ulaş Öz, Mine Cambazoğlu. Orthopedic and surgical approach of a late stage severe complete bilateral cleft lip and palate patient a rare condition. 19th International Conference On Oral And Maxillofacial Surgery, Şangay, Çin, 2009.

- Rukiye Göçer, Volkan Arıkan, **Emre Çimen**, Ayşegül Köklü. Determination for impacted teeth the role of 3d imaging. ACBİD 4th International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2010.
- Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, **Emre Çimen**, Zuhul Küçükyavuz, Mine Cambazoğlu. Postoperative analgesia in orthognathic surgery patients diclofenac sodium or paracetamol? EACMFS, Brugges, Belçika, 2010.

Sözlü Sunumlar

- Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, **Emre Çimen**, Zuhul Küçükyavuz, Mine Cambazoğlu. Postoperative analgesia in orthognathic surgery patients diclofenac sodium or paracetamol? ACBİD 3rd International Oral Maxillofacial Surgery Society Congress, Antalya, Türkiye, 2009.
- **Emre Çimen**, Fatih Şentürk, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, Mine Cambazoğlu. Bisphosphonate related necrosis of the jaws oncologs awareness. TAOMS 17. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İstanbul, Türkiye, 2010.

Kongre, Konferanslar ve Kurslar

- 13. Uluslararası TAOMS Bilimsel Kongresi, Antalya, Mayıs 2005.
- ACBİD 1. Bilimsel Toplantısı, İstanbul, Eylül 2006.
- 88th AAOMS Annual Meeting, San Diego, ABD, Ekim 2006.
- 12th Congress of BaSS, İstanbul, Nisan 2007.
- ACBİD Uluslararası Kongresi, Antalya, Mayıs 2007.
- Zimmer 1. İmplant Günleri, Ankara, Ekim 2007.
- AO Foundation, Cranio-maxillofacial Principles Course, İstanbul, Ekim, 2007.
- Straumann Dental Implant System Advanced Course, Basel, İsviçre, Kasım 2007.
- 3D Virtual Planning of Orthognathic Surgery, Masterclass Workshop, Knokke, Belçika, Aralık 2007. ACBİD Uluslararası Kongresi, Antalya, Mayıs 2008
- ACBİD 2. Bilimsel Toplantısı, İstanbul, Ağustos 2008.
- 88th AAOMS Annual Meeting, San Diego, ABD, Ekim 2008.

- 15. TAOMS Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, Ekim 2008.
- ACBID Uluslararası Kongresi, Antalya, Nisan 2009.
- 19th International Conference on Oral and Maxillofacial Surgery, Shangay, Çin, Mayıs 2009.
- ACBID Uluslararası Kongresi, Antalya, Mayıs 2010.
- EACMFS Scientific Congress, Brugge, Belçika, Eylül 2010.
- Bilimsel HITAOMS Kongresi & 17. Bilimsel TAOMS Kongresi, İstanbul, Ekim 2010.
- İlk Yardım Kursu, Ankara 2010.

Gözlemci olarak

- Sint-Jan Hospital, Brugge, Belçika, Aralık 2009
- Sint-Jan Hospital, Brugge, Belçika, Ağustos-Eylül 2010