



1993

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**KİLİTLİ VİDA VE PLAK SİSTEMİNİN SAGİTTAL SPLIT RAMUS
OSTEOTOMİSİNDE KULLANILMASININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE
SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Yener OĞUZ

Ankara – 2007



1993

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ, ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**KİLİTLİ VİDA VE PLAK SİSTEMİNİN SAGİTTAL SPLIT RAMUS
OSTEOTOMİSİNDE KULLANILMASININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE
SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Yener OĞUZ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İ. Sina UÇKAN

Ankara – 2007

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAGLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:23/07/2007

“Kilitli Vida ve Plak Sisteminin Sagital Split Ramus Osteomisinde Kullanılmasının Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI: Prof.Dr. Sina Uçkan

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Kenan Araz

Prof.Dr. Yılmaz Günaydın

Prof.Dr. Sina Uçkan

Doç.Dr.Engin Bulut

Doç.Dr.Pervin İmirzalıoğlu

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 26/7/2007 tarih SABA /2007/654 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO) çenelerdeki birçok konjenital ya da kazanılmış deformitenin düzeltilmesinde kullanılmaktadır. Obwegeser ve Trauner tarafından tanımlanmış ve zamanla Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilerek son halini almıştır. SSRO uygulanmasını takiben fiksasyon ve stabilizasyon sağlamak amacıyla tel osteosentezinden metal plak ve vidalara kadar birçok teknik geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Ortognatik cerrahide miniplak ve vidalar 1980'li yıllardan itibaren rijit internal fiksasyon sağlamak amacıyla rutin kullanılır hale gelmiştir. Titanyum vida sisteminin dezavantajlarını gidermek ve fiksasyon stabilitesini arttırmak için araştırmalar devam etmiş ve bu amaçla kilitli vida ve plak sistemleri üretilerek travma ve rekonstrüktif işlemlerde kullanılmıştır. Bu çalışmada 2.0mm kilitli mini vida ve plak sistemleri ile 2.0mm standart mini vida ve plak sistemlerinin fiksasyon güvenirliliği SSRO uygulamalarında 3 boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle 200 N çiğneme kuvveti uygulanarak incelenmiştir. Sonuçta SSRO ile 5 mm ilerletme yapıp fikse edilen modellerde kilitli vida ve plak ile konvansiyonel vida ve plak sistemleri arasında kemiğe iletilen kuvvetler ve kemikte oluşan deformasyonlar açısından önemli bir fark gözlenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: SSRO, SEA, kilitli vida/ plak, konvansiyonel vida/ plak

ABSTRACT

Evaluation of Locking Plate/Screw System After Sagittal Split Ramus Osteotomy: A Three-Dimensional Finite Element Analysis

Sagittal split ramus osteotomy (SSRO) is a surgical procedure used for the correction of congenital and acquired deformities of the lower jaw. This technique was described by Obwegeser and Trauner and modified by Dal Pont and Hunsuck. Miniplate and screws have been used for the fixation of osteotomies since 1980's. Locking plates/screws were produced and used at reconstructive and trauma cases to overcome the well-known disadvantages of standard miniplates and to increase the stability. The aim of this study was to compare the stability of 2.0mm locking screws/plates vs. 2.0mm standard miniplates/screws after SSRO by finite element analysis. SSRO and 5 mm advancement were performed on a computer model and maximum bite forces of 200 N was applied. As a result there was no significant difference between the standard plate/screw and locking plate/screw systems when the forces transmitted to the bone was considered.

Key Words: SSRO, FEA, locking plate/screw, conventional plate/screw

İÇİNDEKİLER

Özet	iii
Abstract	iv
İçindekiler	v
Kısaltmalar ve Simgeler	vii
Tablo ve Şekiller	viii
1. Giriş	1
2. Genel Bilgiler	2
2.1. Sagittal split ramus osteotomisi	2
2.1.1. Sagittal split ramus osteotomisinin tanımı	2
2.1.2. Sagittal split ramus osteotomisinin tarihçesi	2
2.1.3. Sagittal split ramus osteotomisinde cerrahi teknik	3
2.1.4. Sagittal split ramus osteotomisinde fiksasyon teknikleri	5
2.2. Kilitli vida ve plak sistemi	6
2.3. Sonlu elemanlar analizi	8
2.3.1. Sonlu elemanlar analizinde temel mekanik kavramlar	9
2.3.2. Stress analiz yöntemleri	13
2.3.3. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin tanımı	13
2.3.4. Sonlu elemanlar analizinin avantajları	14
2.3.5. Sonlu elemanlar metodunda çözüm tekniği	14
3. Gereç ve Yöntem	18
3.1. Katı modelleme	18
3.2. Ağ yapısının oluşturulması	20
3.3. Sınır koşulları tayini	21
3.4. Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi	22

4. Bulgular	24
5. Tartışma	43
6. Sonuç	50
7. Kaynaklar	51

KISALTMALAR VE SİMGELER

SSRO: Sagittal split ramus osteotomisi

mm: milimetre

N: Newton

MPA: Megapascal

SEA: Sonlu elemanlar analizi

RİF: Rijit internal fiksasyon

TABLO ve ŞEKİLLER

Sayfa no:

Şekil 2.1. Schuchardt'ın geliştirdiği sagittal osteotomi	2
Şekil 2.2. Dal Pont'un modifikasyonu	2
Şekil 2.3. Hunsuck modifikasyonu	3
Şekil 2.4. Çekiç ve guj ile osteotominin yapılması	4
Şekil 2.5. Guj yardımıyla osteotominin tamamlanması	4
Şekil 2.6. Kilitli vida	7
Şekil 2.7. Kilitli vida ve plak sistemi	7
Şekil 3.1. Konvansiyonel titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli	19
Şekil 3.2. Kilitli titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli	19
Şekil 3.3. SSRO uygulanmış konvansiyonel vida ve plak sistemi ile fikse edilmiş katı model	19
Şekil 3.4. SSRO uygulanmış kilitli vida ve plak sistemi ile fikse edilmiş katı model	19
Şekil 3.5. Konvansiyonel vida ve plak sistemi ile oluşturulmuş katı model	20
Şekil 3.6. Kilitli vida ve plak sistemi ile oluşturulmuş katı model	21
Şekil 3.7. Modellerin ağ yapısı oluşturulmuş hali	21
Şekil 3.8. Uygulanan kuvvetler	22
Şekil 3.9. Eklem ve insizal bölgenin simulasyonu	22
Şekil 4.1. Distal kortikal kemik stres değerleri	25
Şekil 4.2.	26
a) Distal kortikal segment kilitli vida principal stres max değerleri	
b) Distal kortikal segment kilitli vida principal stres min değerleri	
c) Distal kortikal segment normal vida principal stres max değerleri	
d) Distal kortikal segment normal vida principal stres min değerleri	
Şekil 4.3. Distal spongiyoz kemik stres değerleri	27

Şekil 4.4.	28
a) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal stres max değerleri	
b) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal stres min değerleri	
c) Distal spongiyoz segment normal vida principal stres max değerleri	
d) Distal spongiyoz segment normal vida principal stres min değerleri	
Şekil 4.5. Proksimal kortikal kemik stres değerleri	29
Şekil 4.6.	30
a) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal stres max değerleri	
b) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal stres min değerleri	
c) Proksimal kortikal segment normal vida principal stres max değerleri	
d) Proksimal kortikal segment normal vida principal stres min değerleri	
Şekil 4.7. Proksimal spongiyoz kemik stres değerleri	31
Şekil 4.8.	32
a) Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal stres max değerleri	
b) Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal stres min değerleri	
c) Proksimal spongiyoz segment normal vida principal stres max değerleri	
d) Proksimal spongiyoz segment normal vida principal stres min değerleri	
Şekil 4.9. Distal kortikal kemik strain değerleri	33
Şekil 4.10.	34
a) Distal kortikal segment kilitli vida principal strain max değerleri	
b) Distal kortikal segment kilitli vida principal strain min değerleri	
c) Distal kortikal segment normal vida principal strain max değerleri	
d) Distal kortikal segment normal vida principal strain min değerleri	
Şekil 4.11. Distal spongiyoz kemik strain değerleri	35
Şekil 4.12.	36
a) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal strain max değerleri	
b) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal strain min değerleri	
c) Distal spongiyoz segment normal vida principal strain max değerleri	
d) Distal spongiyoz segment normal vida principal strain min değerleri	
Şekil 4.13. Proksimal kortikal kemik strain değerleri	37

Şekil 4.14.	38
a) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal strain max değerleri	
b) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal strain min değerleri	
c) Proksimal kortikal segment normal vida principal strain max değerleri	
d) Proksimal kortikal segment normal vida principal strain min değerleri	
Şekil 4.15. Proksimal spongiyoz kemik strain değerleri	39
Şekil 4.16.	40
a) Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal strain max değerleri	
b) Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal strain min değerleri	
c) Proksimal spongiyoz segment normal vida principal strain max değerleri	
d) Proksimal spongiyoz segment normal vida principal strain min değerleri	
Şekil 4.17. Kilitli vida ve plak sistemindeki Von Mises yükleri	41
Şekil 4.18. Konvansiyonel vida ve plak sistemindeki Von Mises yükleri	41
 Tablo 3.1. Kullanılan materyal tipine göre seçilen esneklik katsayıları ve poisson oranları	23
Tablo 4.1. Stres ve strain değerler tablosu	42

1.GİRİŞ

Sagittal Split Ramus Osteotomisi (SSRO) yüz bölgesindeki birçok konjenital ya da kazanılmış deformitenin düzeltilmesinde kullanılmaktadır. Obwegeser ve Trauner tarafından tanımlanmış ve zamanla Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilerek son halini almıştır.

SSRO uygulanmasını takiben fiksasyon ve stabilizasyon sağlamak amacıyla tel osteosentezinden metal plak ve vidalara kadar birçok teknik geliştirilmiş ve uygulanmıştır. 1980’li yıllardan itibaren rijit internal fiksasyon sağlamak amacıyla miniplak ve vidalar ortognatik cerrahide yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Mevcut plakların dezavantajlarını gidermek ve fiksasyon stabilitesini arttırmak için araştırmalar devam etmiş ve bu amaçla kilitli vida ve plak sistemleri üretilerek travma ve rekonstrüktif işlemlerde kullanılmıştır. Bu sistemin avantajları kullanılan vidanın gevşemesine ve oynamasına izin vermemesi, tam olarak plak kemik uyumu gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu engellememesi ve primer stabiliteyi arttırması olarak bildirilmiştir. Bu avantajların birçoğu teoriktir ve test edilmemiştir ve mevcut çalışmalar ise kırıklarla ilgilidir. SSRO’da ise bu vida ve plak sistemi üzerine yayınlanmış bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı 2.0mm kilitli mini vida ve plak sistemleri ile 2.0mm standart mini vida ve plak sistemlerinin fiksasyon güvenilirliğinin SSRO uygulamalarında 3 boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİ

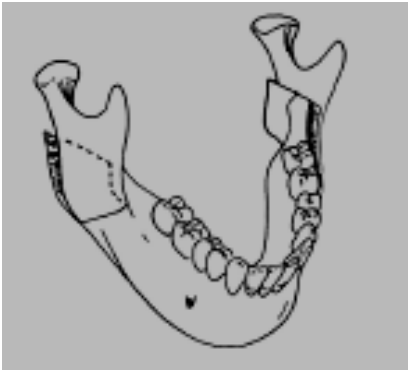
2.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisi

2.1.1. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tanımı

SSRO çene yüz bölgesindeki konjenital ya da kazanılmış deformitelerin düzeltilmesi amacıyla mandibulaya yönelik uygulanan cerrahi bir tekniktir.(1)

2.1.2. Sagittal Split Ramus Osteotomisinin Tarihçesi

Sagittal splitte benzeyen ilk cerrahi prosedür 1942 yılında Alman araştırmacı Schuchardt (1) tarafından bulunmuştur. Bu ilk osteotomi ramusta okluzal tabla hizasında çift taraflı korteksleri içine alacak şekilde birbirine paralel horizontal kemik kesilerinden oluşmaktaydı. (Şekil 2.1)(2) Schuchardt'dan sonra bu teknik birçok modifikasyona uğramış 1955'te ise Obwegeser (3) tarafından şekillendirilmiştir. 1961 yılında Dal Pont (4) ilk defa alt vertikal kesiyi oluşturarak, kas deplasmanının azaltılabileceğini ve daha geniş temas yüzeyleri elde edilebileceğini göstermiştir. (Şekil 2.2)(2)

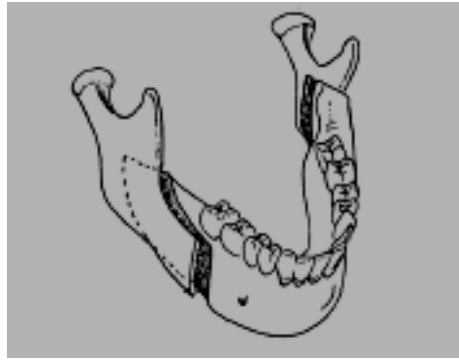


Şekil 2.1. Schuchardt'ın geliştirdiği sagittal osteotomi



Şekil 2.2. Dal Pont'un modifikasyonu

Hunsuck (5) ise 1968’de yumuşak doku diseksiyonunu azaltmak amacıyla medial korteksteki horizontal kesiyi daha kısa yapmak gerektiğini savunmuştur. (Şekil 2.3)(2) 1977 yılında Epker’in (6) önerdiği modifikasyon ise masseter kasın minimal sıyrılması ve daha az medial diseksiyon içermektedir .



Şekil 2.3. Hunsuck modifikasyonu

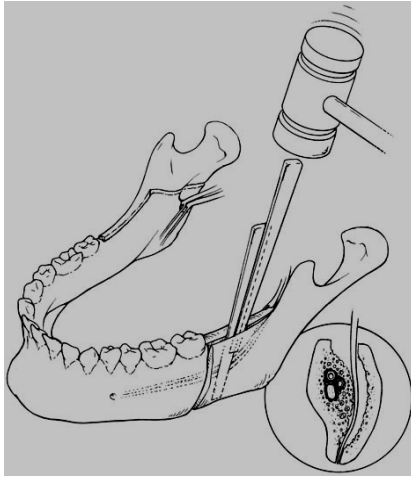
Bell ve Schendel (7) pterygomasseterik askının minimal retraksiyonu sayesinde, kemik içi iskemi ve proksimal segmentin nekrozunun azaldığını göstererek SSRO’un biyolojik temellerini oluşturmuştur. Zaman içerisinde bu osteotomi tekniğiyle ilgili birçok yeni görüş ve modifikasyon önerilmiş olsa da günümüzde Obwegeser tarafında tanımlanan ve Dal Pont ve Hunsuck tarafından modifiye edilen teknik kabul görmekte ve kullanılmaktadır. (8)

2.1.3. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Cerrahi Teknik

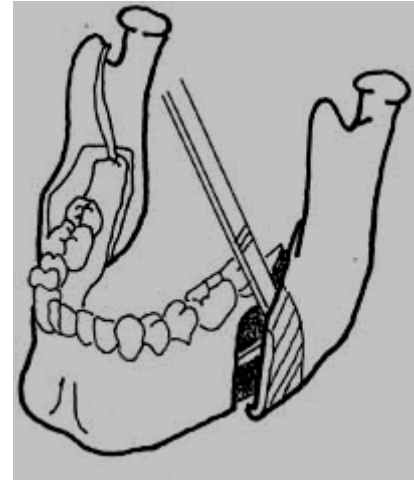
Hasta genel anestezi altında nasotrakeal entübasyon yapıldıktan ve uygun şekilde örtüldükten sonra vazokonstrüksiyon oluşması için bilateral olarak insizyon alanına lokal

anestezi yapılır. Ramusun anterior duvarının 2/3 üst kısmından başlayarak ve eksternal oblik çıkıntı sınır olacak şekilde laterale ve 1. molar dişin distaline kadar uzanan intraoral insizyon yapılır. Periost kaldırılarak uygun ekartörler yerleştirilip kemik kesisine geçilir.(9)

Osteotomi lingulanın üzerinden uzanan horizontal kesi ile başlar. Oblik kesi ise ramusun yarısına kadar yapılır. Ramusun anterior sınırından başlayarak eksternal oblik çıkıntıya kadar gelen ve horizontal ve vertikal osteotomileri birleştirilecek olan sagittal kesi yapılır. Kesi derinliği yine spongiyoz kemiğe kadar olmalı ve superiorda mümkün olduğunca derin olmalıdır. Vertikal kesi ise 1. ve 2. molar dişlerin arasından inferior sınır ve superiorda eksternal oblik çıkıntı arasında yapılmalıdır. Kemik kesileri tamamlandıktan sonra split uygun çekiç, guj ve osteotomlar yardımıyla yapılır . (9) (Şekil 2.4 - 2.5) (10)



Şekil 2.4. Çekiç ve guj ile osteotominin yapılması



Şekil 2.5. Guj yardımıyla osteotominin tamamlanması

2.1.4. Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Fiksasyon Teknikleri

Estetik ve fonksiyonun oluşturulması amacıyla yapılan bu tür cerrahilerde ortak amaç uygulanan teknik ne olursa olsun uzun dönem stabilizasyonun sağlanmasıdır. Bu doğrultuda maksillomandibuler fiksasyondan (MMF) metal plak ve vidalara kadar birçok stabilizasyon tekniği geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Lag veya pozisyonel vidalar, titanyum veya rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ve bu sistemlerin biyomekanik özellikleri üzerine çalışmalar yapılmıştır. (11-14)

Anucul ve arkadaşları (11) sığır kemik modelleri üzerinde tam kesi oluşturup 5 mm boşluk bırakıp fikse etmişler ve monokortikal plaklar ve bikortikal pozisyonel vidaların stabilitelerini incelemişlerdir. Elastik deformasyon, sertlik oranı, kalıcı deformasyon, kopma yükü açısından kuvvet değerleri karşılaştırılmış ve bikortikal pozisyonel vidaların daha rijit ve deformasyona yatkınlıklarının daha az olduğu bulunmuştur.

Bir başka in vitro çalışmada ise 50 adet sığır kemiğinde SSRO uygulanmış bikortikal pozisyonel vidalar, monokortikal plak ve vidalar ve hibrit sistem mekanik özellikler açısından karşılaştırılmıştır. Monokortikal plak sistemi maksimum kuvvet altında daha az dirençli bulunmuştur. (12)

Peterson ve arkadaşları (13) sentetik mandibula modellerinde SSRO yapıp bikortikal pozisyonel vida, monokortikal 4 delikli plak ve vida, monokortikal 6 delikli eğik plak ve monokortikal 4 delikli plak sistemlerini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır ve

bikortikal pozisyonel vidaların hem molar hem de insizal kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu bulmuşlardır.

Özden ve arkadaşları (14) koyun mandibulalarında yaptıkları SSRO kesisi ile bikortikal vidalar ile miniplak ve vida sistemlerini biyomekanik açıdan karşılaştırmış sonuç olarak bikortikal vidaların biyomekanik açıdan daha stabil olduğunu bulmuşlardır.

Ortognatik cerrahide fiksasyon güvenilirliği zaman zaman tartışmalı kabul edilen miniplak ve vida sistemlerinin fiksasyon güvenilirliğinin artırılması için birçok araştırma ve geliştirme çalışması yapılmıştır. (15) Bunlardan biri 2.4 ve 2.7 rekonstrüksiyon plaklarında yıllardır uygulanan kilitli vida tekniğinin 2.0 miniplaklar için de uygulanmasıdır.

2.2. Kilitli Vida ve Plak Sistemi

Klasik titanyum miniplak ve vida sistemi zaman içerisinde modifiye edilerek daha rijit fiksasyon sistemleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu sistemler geliştirilirken küçük, maniplasyonu kolay ve intraoral kullanıma uygun plak ve vidalar tercih edilmiş ve bunlardan biri olan 2.0 kilitli vida ve plak sistemi AO/ASIF-Institute tarafından İsviçre’de geliştirilmiştir. Plak ve vida ebatları olarak konvansiyonel plaklara benzer olan bu sistemin özelliği vidanın plak içerisine entegre olması ve plaktaki yivlere kilitlenmesidir. (15) (Şekil 2.6 - 2.7)

“Kraniomaksillofasiyal Fiksasyonda Yeni Gelişmeler” adlı araştırmasıyla Alpert ve arkadaşları (16) kilitli plak ve vida sistemlerini detaylı olarak tanımlamış kullanım alanları ve avantajları hakkında bilgi vermiştir. Kullanılan vidanın gevşemesine ve oynamasına izin vermemesi, tam olarak plak kemik uyumu gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu engellememesi ve primer stabiliteyi artırması avantajları olarak belirtilmiştir. Bu yeni sistemin bazı avantajları birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir ve sonuçta bu fiksasyon yöntemi travma ve ortognatik cerrahi vakalarında kullanılmaya başlanmıştır.



Şekil 2.6. Kilitli vida



Şekil 2.7. Kilitli vida ve plak sistemi

Klasik sistemde plağın kemiğe tam olarak adapte edilmesi gerekmektedir aksi takdirde vidalama esnasında kemik yüzeyi ile plak arasında oluşacak uyumsuzluk mobil kemik fragmanlarına iletilmekte ve fragmanlar arasında daha fazla boşluk oluşmasına, okluzal düzensizliklere ve stabilizasyonda güvenilirliğin azalmasına sebep olmaktadır. Kilitli plak ve vida sistemi kullanıldığında ise tam bir plak kemik uyumu gerekmediği için stabilizasyon değişmeden kalmaktadır. (16)

Haug ve arkadaşları (17) yaptıkları çalışmada plak uyumu ve adaptasyonunun stabilizeye olan etkisini araştırmışlardır. Adaptasyon derecesi kilitli olmayan plak ve vida sistemlerinde mekanik cevabı etkilemekteyken kilitli vida ve plak sistemine etkisi olmadığı gösterilmiştir.

Gutwald ve arkadaşları (15) çalışmalarında insan kadavralarında açığı kırıkları oluşturmuşlar ve konvansiyonel miniplak ve vida ile kilitli miniplak ve vida sistemlerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta kilitli vida ve plak sistemleri mekanik olarak daha stabil bulunmuştur.

Ellis ve arkadaşları (18) yaptıkları bir klinik çalışmada 58 kırık hastasında kilitli plak/vida sistemini kullanmışlardır ve tüm vakalarda kırık redüksiyonunun başarılı olduğunu ve bu sistemin kolay uygulanabilir olduğunu bildirmişlerdir.

Mandibulada 122 kırık vakasında konvansiyonel ve kilitli plak/vida sistemlerini komplikasyon oranları açısından karşılaştıran Collins ve arkadaşları (19) her iki grupta da toplam 6 hastada minör enfeksiyon, operasyon sonrası okluzal kayma gibi minör komplikasyonlar bulmuşlardır. Chiodo ve arkadaşları (20) laboratuvar modeli üzerinde bu iki sistemin kırılma dirençlerini karşılaştırmış ve istatistiksel olarak fark bulamamışlardır.

2.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metodların biri de stres analiz yöntemleridir. Mandibulada kırık ve ortognatik cerrahi fiksasyonunda

yapılan uygulama hataları ve kullanılan bazı materyallere bağı olarak çevre dokular ve çığneme kuvvetleri etkisiyle fiksasyon sistemi deformasyona uğrayabilmekte ve de fragmanların stabilitelerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değıştirilebildiğı bir yöntemdir. (21-23)

2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet

İncelenen cisme, diğ er cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin düşünölen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümö üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğ erinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünölür. (24)

Gerilim (stres)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiğı i direnç ya da reaksiyondur. Cismin iç yapısında moleköler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğımasına yol açar. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama formöl gerilim için aşağıdaki gibi belirtilir. (23)

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

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

Birimi uluslararası birim sistemine göre N/m^2 dir. Psi (pounds per square inch) ve MPa (megapascal) da kullanılır.

Gerinim / deformasyon (strain)

Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerinim birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerinim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerilmede, gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerinimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 microstrain %0.1 uzamayı gösterir. (23)

Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir. (23,25,26)

Gerilim Tipleri

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğu için yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır. (23)

- 1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.
- 2- Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.

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

Bileşik Gerilme Durumu

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

Asal Gerilim Değerleri

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

Hooke Kanunu

Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = - kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani k  k yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve

cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısını ise esnek materyalleri tanımlar. (27-29)

Esneklik Katsayısı (E)

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

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile “Young's modülü” olarak da adlandırılmaktadır. (30-32)

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

Poisson Oranı

Çekme veya basmada aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (ν). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki

uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder.

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur. (33,34)

2.3.2. Stress Analiz Yöntemleri

- 1- Fotoelastik madde kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 2- Kırılğan vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 3- Gerilim ölçer kullanılarak yapılan stres analizi
- 4- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
- 5- Lazer ışınları ile yapılan stres analiz yöntemi
- 6- Termografik stres analiz yöntemi (35-38)

2.3.3 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Tanımı (SEA)

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

2.3.4 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
2. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.
3. Pek çok malzemeden oluşan yapıların analizlerine imkan verir.
4. Verilen değerler ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
5. Kraniofasiyal ve dental yapılar simule edilebilir. (39-41)

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.

2.3.5. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği

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

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

1- Hazırlık Safhası (Preprocessing)

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu

elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun belkemiğini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromagnetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

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

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

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini (element stiffness matrix) tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall=global stiffness

matrix) oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Buradan şu matris denkleminde ulaşılır.

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

$[K]$ = cismin genel matrisini,

$\{P\}$ = Toplam kuvvet vektörünü

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

Burada $[]$ işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, $\{ \}$ ise sütun vektör matrisini temsil eder.

Bu aşamada dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için bu cebirsel denklemlerin aynı olduğudur. Böylelikle bütün elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözümlenmesine gerek kalmaz. Eğer cismin elemanlarının hepsi birbirinin aynı ise tek bir denklemin çözümü yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözülmesi gereken denklem sayısını belirler. Dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır.

$[K]$ nitelik bakımından, parçalara ayrılmış cisimde birim yer değiştirme oluşturacak kuvveti temsil eder. Buradan cismin sonlu eleman katsayısını bir yaya eşdeğer olarak düşünürsek

[K] nın “yay sabitine” karşılık olacağı açıktır. Dolayısı ile sonlu elemanlar metodu, esas itibariyle cismin analizinin yapıldığı bir metottur. Bu aşamada iç kuvvetleri içeren denklemler oluşturulmuştur ancak sınır koşulları (basınç, ısı, ..) dahil edilmemiştir. Sistem denklemleri oluşturulduktan sonra sınır koşulları eklenir. Sınır koşullarını oluşturma var olan terimlere yenilerini ekleyerek veya denklemlerdeki terimlerin yerlerini sağa veya sola doğru kaydırarak gerçekleştirilir. Yer değiştirmelerden de değişmeler ve zorlanmalar hesaplanabilir.

2- Çözüm Safhası

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

3- Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Bu aşamada denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir. (42-44)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 41 yaşındaki erkek mandibulasından alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen modellerde, bilateral SSRO uygulanarak 5 mm ilerletme yapılmış yerleştirilen iki farklı tipteki vida ve plak sistemi üzerindeki ve kemik yapısındaki gerilim ve gerinimler üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

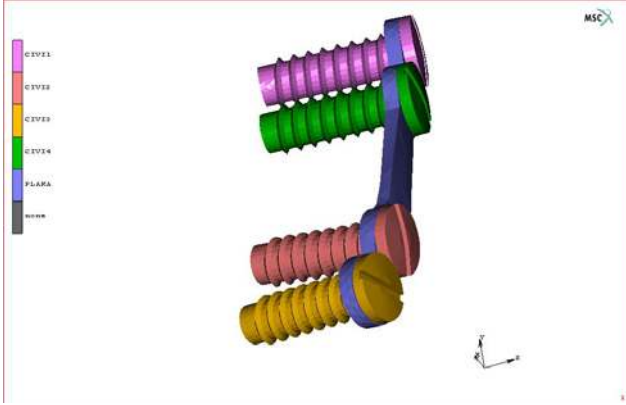
Modellerin simulasyonu için Marc (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) 2005 bilgisayar programı kullanılmıştır. Analiz çözümleri ve değerlendirmeler için ise Dual Cpu Pentium IV 2.8 Ghz, 4 GB RAM (DDRII-400), 2*120 GB SATA Harddisk 128 MB GEFORCE 5750, Windows XP 64 Bit Edition özelliklerine sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

3.1. Katı Modelleme

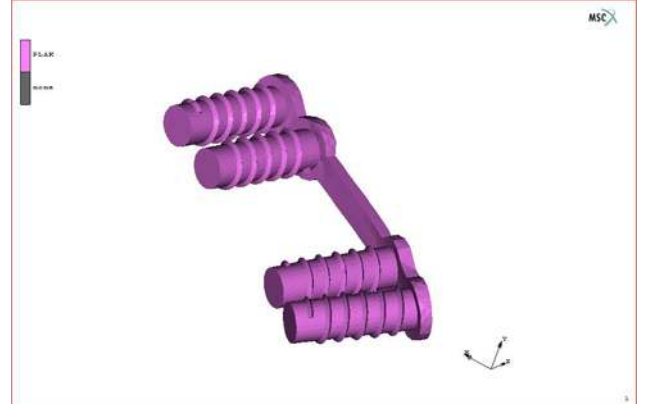
Bu çalışma için 2 farklı tipte vida ve plak sistemi kullanılmıştır.

İlk sistemde konvansiyonel, 2.0 sistem, titanyum, 4 delikli, 25 mm uzunlukta, 1mm kalınlıkta plak ve dış çapı 2.0 mm, iç çapı 1.35 mm, baş çapı 3.3 mm ve adımı 0.75mm olan 10 mm uzunluktaki vidalar modellenmiştir (Şekil 3.1).

İkinci sistemde ise 2.0 kilitli sistem, titanyum, 4 delikli, 28 mm uzunlukta, 1 mm kalınlıkta plak ve dış çapı 2.0 mm, iç çapı 1.35 mm, baş çapı 3.3 mm ve adımı 1.0 mm olan 10 mm uzunluktaki vidalar modellenmiştir (Şekil 3.2).

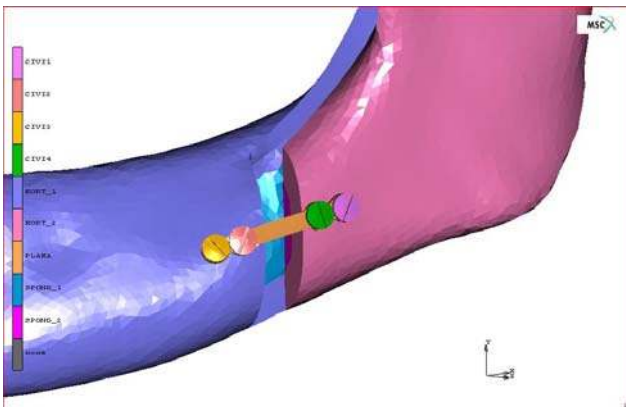


Şekil 3.1. konvansiyonel titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli

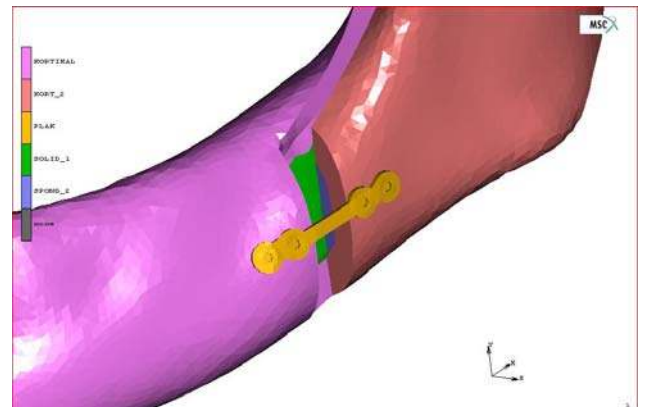


Şekil 3.2. kilitli titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli

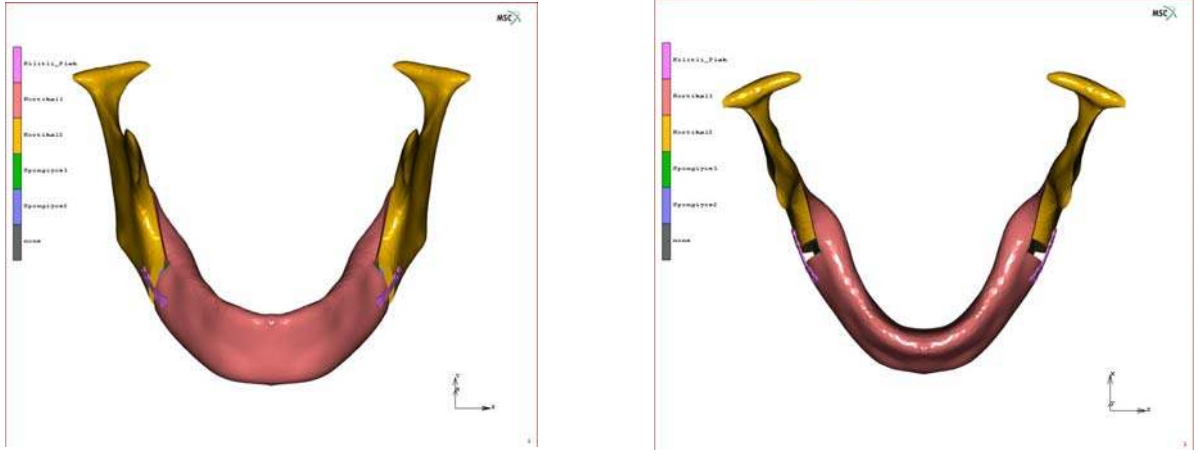
Bilgisayarlı tomografi ile 1 mm kesitler alınarak oluşturulan insan modelinden elde edilen verilerden I-DEAS Artisan 4.0 Cad-Cam Software (World Headquarters 2000 Eastman Drive, Milford, Ohio 45150) ile üç boyutlu yüzey modeli oluşturulmuştur. Bilateral SSRO yapılan modellerde 5 mm ilerletme simule edilip iki ayrı modelde 2 farklı sistem ile fiksasyonları gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3 – 3.4).



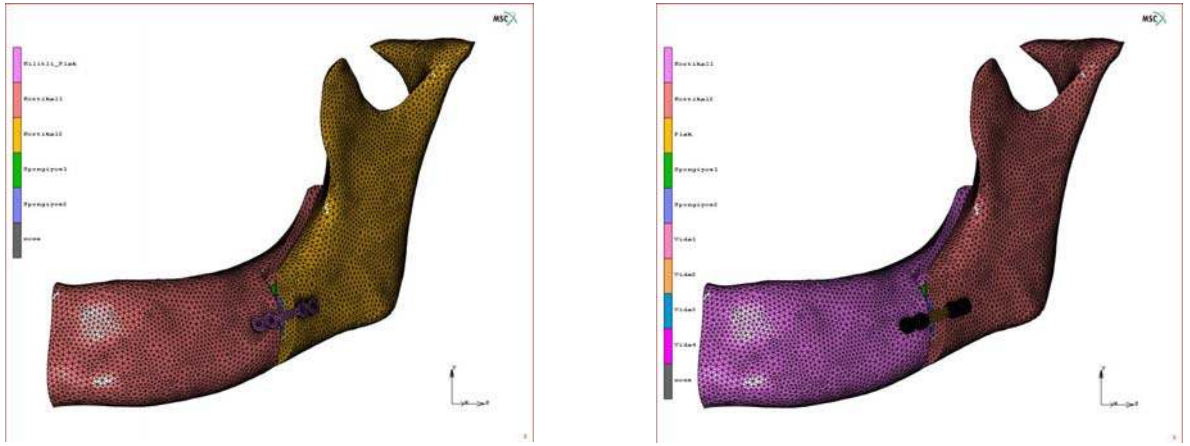
Şekil 3.3. SSRO uygulanmış konvansiyonel vida ve plak sistemi ile fikse edilmiş katı model



Şekil 3.4. SSRO uygulanmış kilitli vida ve plak sistemi ile fikse edilmiş katı model



Şekil 3.6. kilitli vida ve plak sistemi ile oluşturulmuş katı model

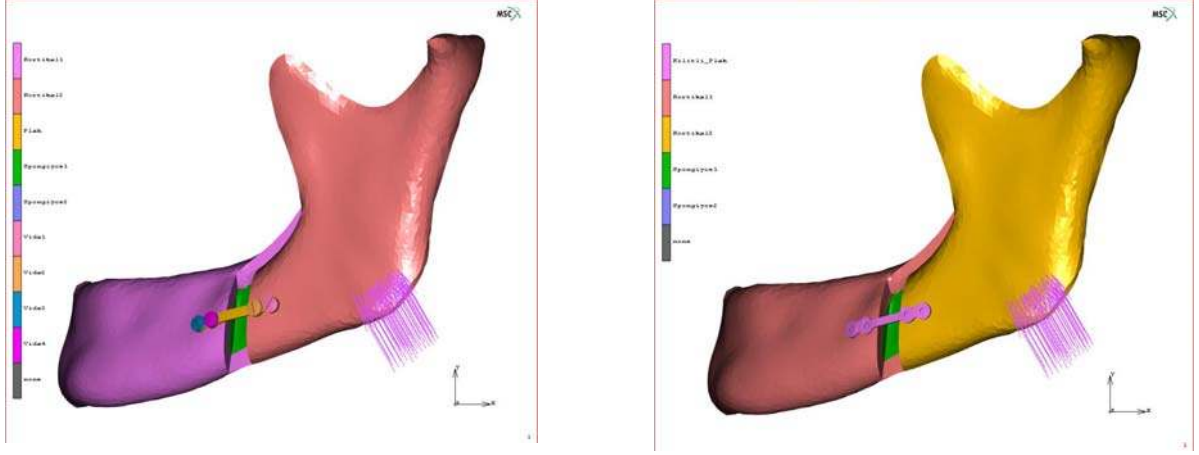


Şekil 3.7. modellerin ağ yapısı oluşturulmuş halı

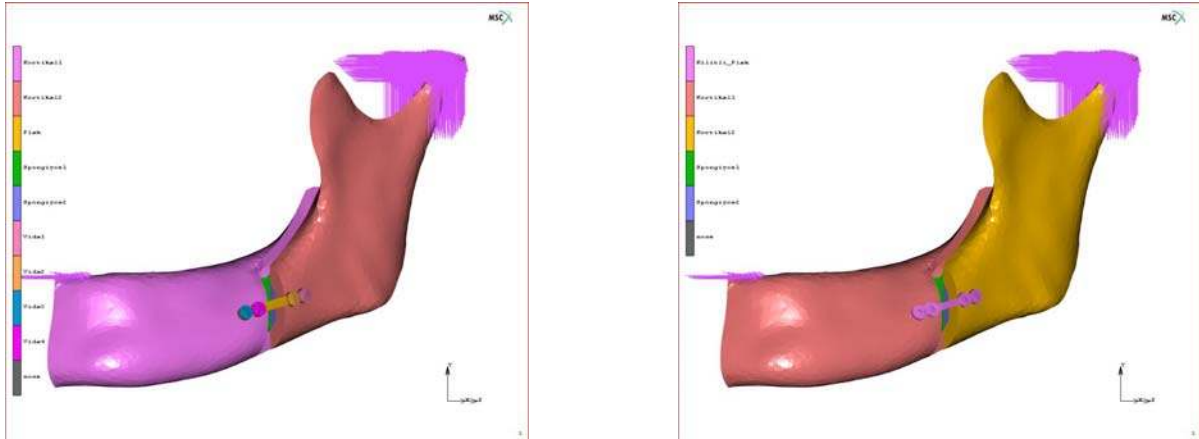
3.3. Sınır Koşulları Tayini (Boundary Conditions)

Analizin bu bölümünde, uygulanacak kuvvetlerin miktarı, yönü, uygulama zamanı ve tipi ile düğüm noktalarının serbestlik dereceleri belirlenmiştir. Mandibula açılı bölgesinden oblik yönde 200 N statik yük uygulanmış (Şekil 3.8) ve modelin serbestlik derecesi çığneme kaslarının yapıştığı bölgeler, eklem ve insizal kuvvet bölgeleri simule edilerek

belirlenmiştir (Şekil 3.9). Uygulanan kuvvet ile oluşan gerilim ve gerinimler kortikal kemik, spongiyöz kemik ve vida/plak için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.



Şekil 3.8. Uygulanan kuvvetler



Şekil 3.9. Eklem ve insizal bölgenin simülasyonu

3.4. Eleman Ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Hazırlanan modellerde her bir eleman aşağıdaki özellikleri aracılığı ile tanımlanır:

- 1) Türü: Eleman türü, elemanların fiziksel geometrilerini gösterir.

2) Sırası: Dügüm noktalarının sayısı temel alınarak eleman, elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.

Çalışmamızda düğüm sayısı 35570, eleman sayısı ise 153320'dir.

3) Topolojisi: Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir.

4) Materyal özellikleri: Bu özellikler modelin karakterlerini tanımlar. Materyallerin mekanik özellikleri literatürlerden alınmıştır. (45) (Tablo 3.1)

materyal tipi	esneklik katsayısı	poisson oranı
spongiyoz kemik	1.85	0.3
kortikal kemik	14.8	0.3
titanyum	105	0.33

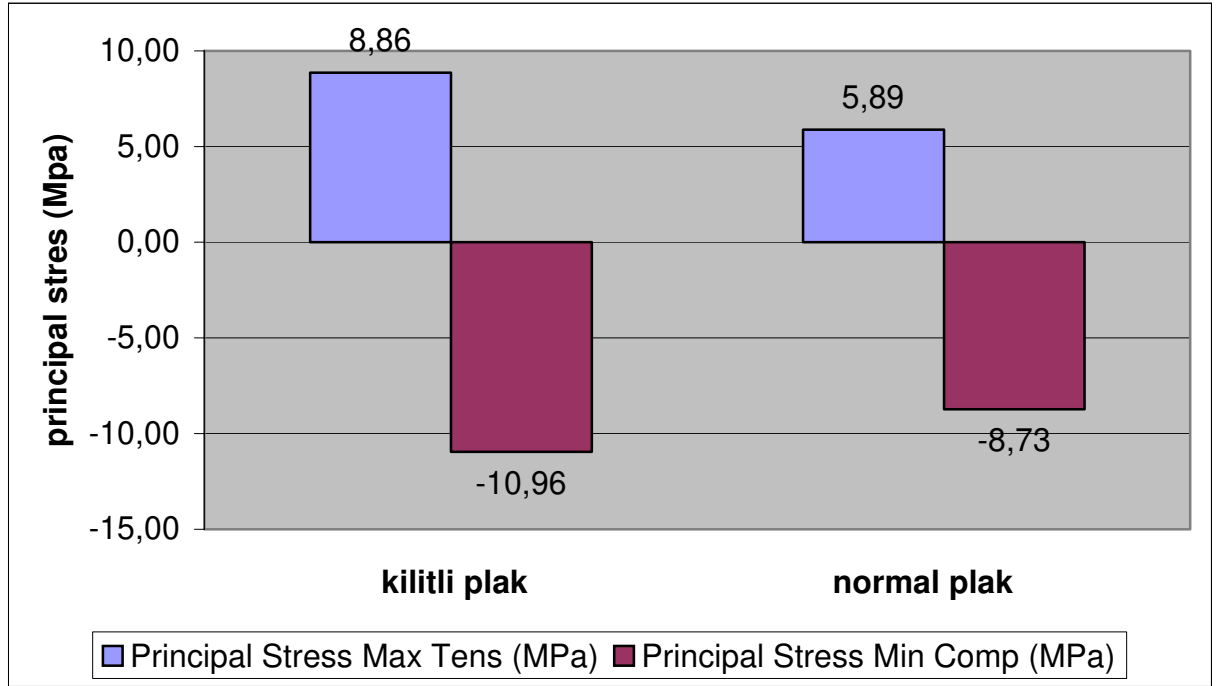
Tablo 3.1. Kullanılan materyal tipine göre seçilen esneklik katsayıları ve poisson oranları

4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı vida ve plak sistemleri SSRO sonrası 5 mm ilerletme yapılan modellere uygulanmış ve 200N' luk kuvvet uygulanarak stres ve strain değerlerine bakılmıştır. Konu bütünlüğünü bozmamak için kortikal ve spongiyoz kemikteki stres ve strain değerleri ayrı ayrı tablolar ve şekiller halinde gösterilmiştir.

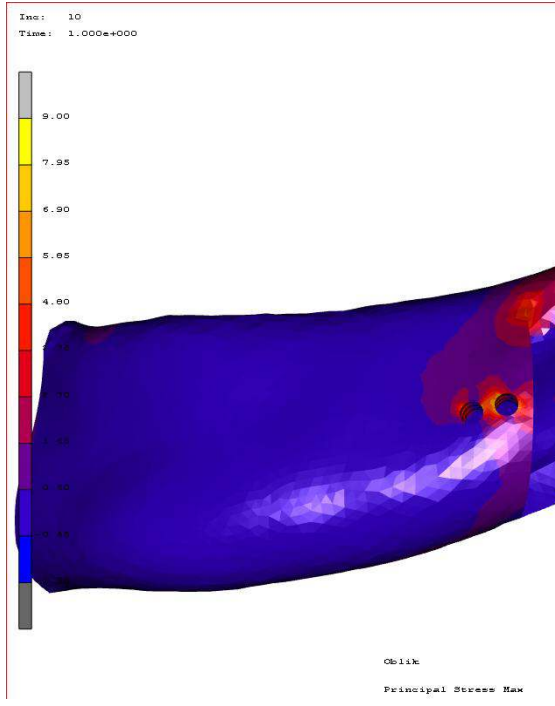
4.1. Stres Değer Tabloları

4.1.1. Distal Kortikal Kemik Stres Değerleri

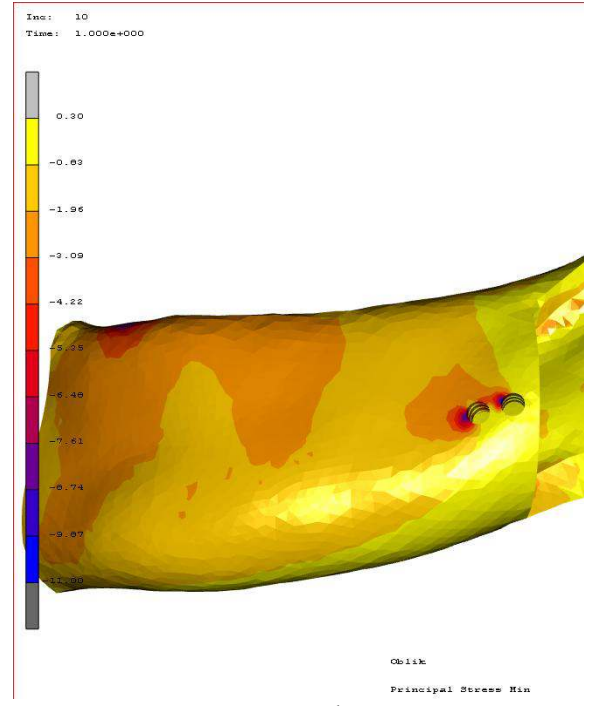


Şekil 4.1. Distal Kortikal Kemik Stres Değerleri

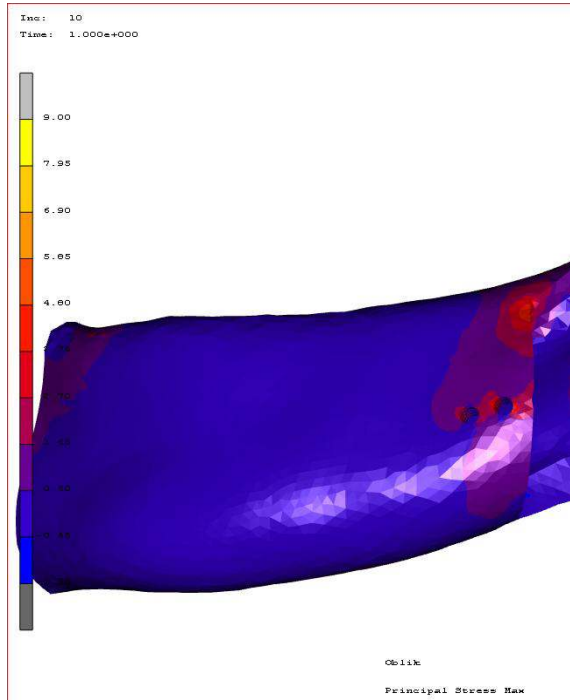
Uygun yükleme koşulunda distal kortikal kemikte Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 8.86 Mpa, normal vida kullanılan modelde 5.89 Mpa bulunmuştur. Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 10.96 Mpa, normal plak kullanılan modelde 8.73 Mpa bulunmuştur.



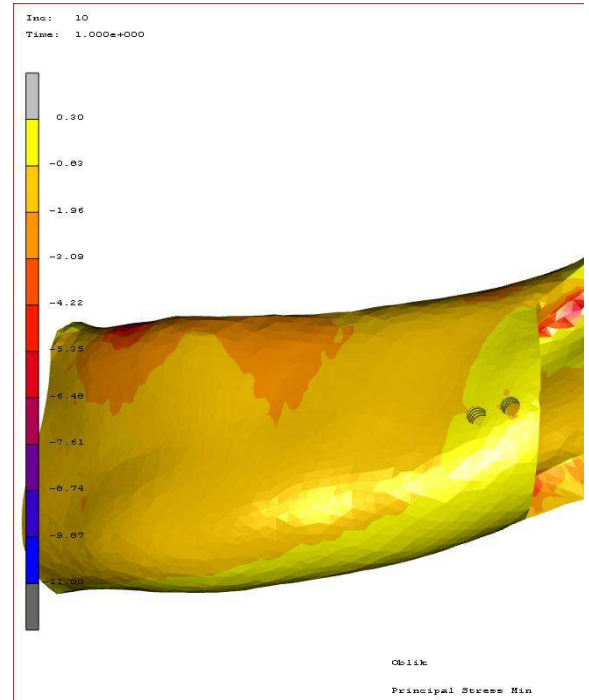
a



b



c

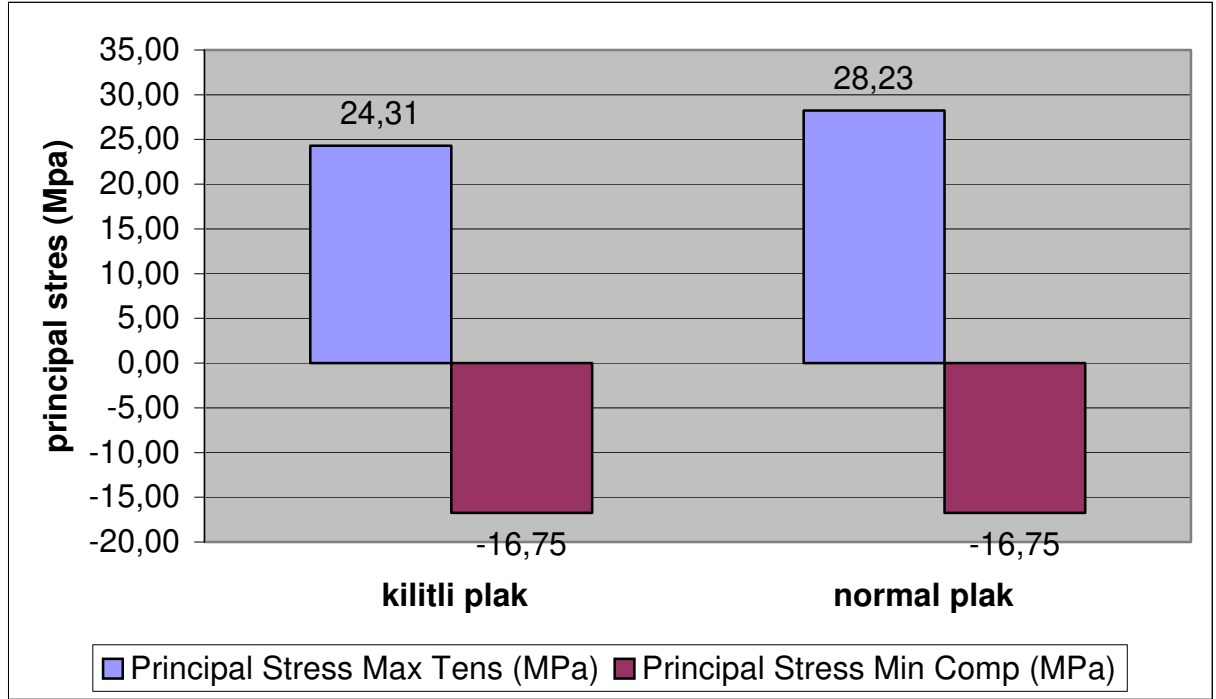


d

Şekil 4.2.

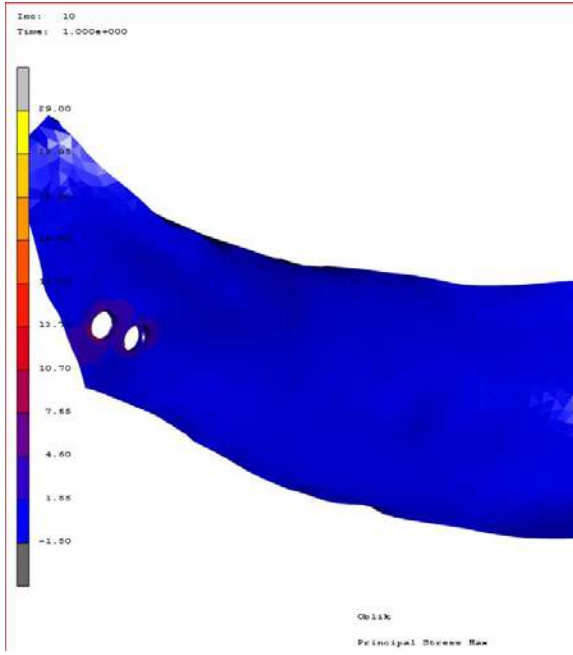
- a) Distal kortikal segment kilitli vida principal stres max değerleri
- b) Distal kortikal segment kilitli vida principal stres min değerleri
- c) Distal kortikal segment normal vida principal stres max değerleri
- d) Distal kortikal segment normal vida principal stres min değerleri

4.1.2. Distal Spongiyoz Kemik Stres Değerleri

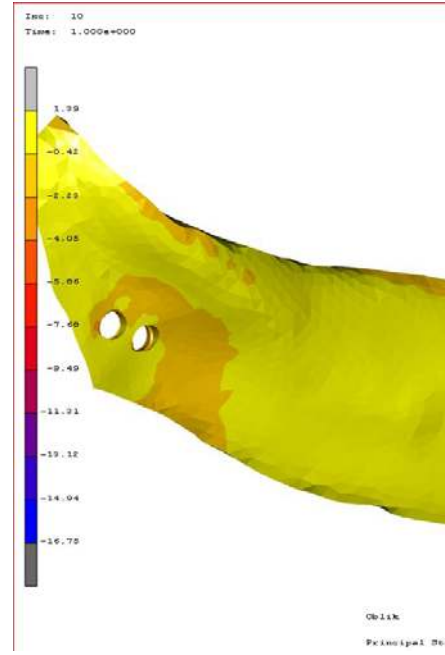


Şekil 4.3. Distal Spongiyoz Kemik Stres Değerleri

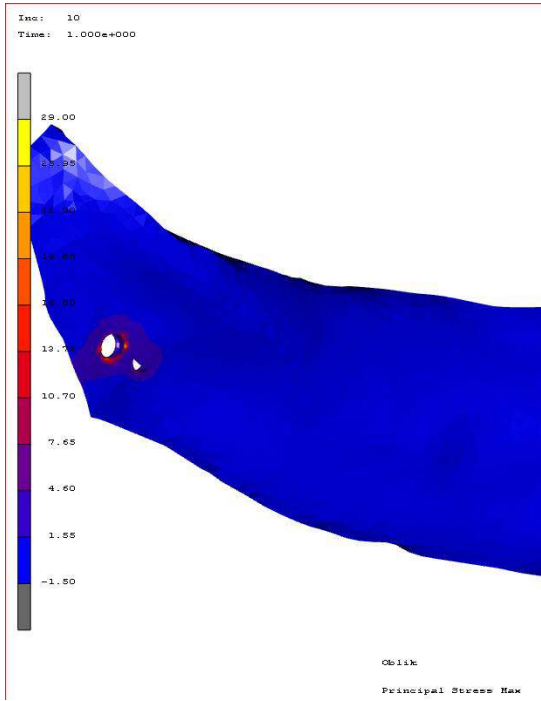
Uygun yükleme koşulunda distal spongiyoz kemikte Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 24,31 Mpa, normal vida kullanılan modelde 28,23 Mpa bulunmuştur. Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 16,75 Mpa, normal plak kullanılan modelde 16,75 Mpa bulunmuştur.



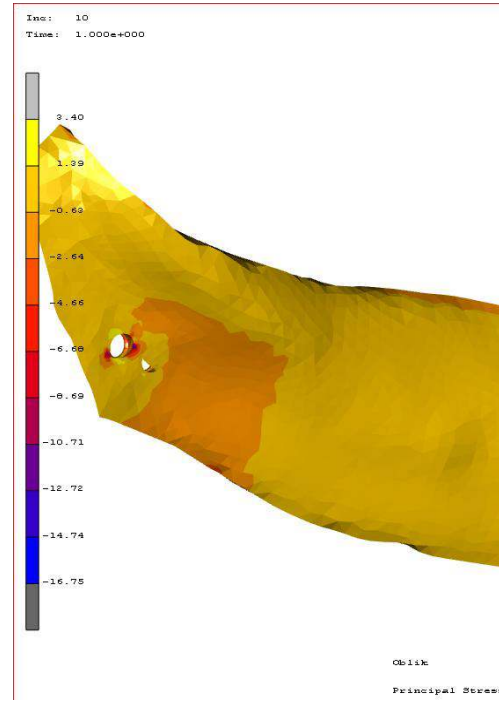
a



b



c

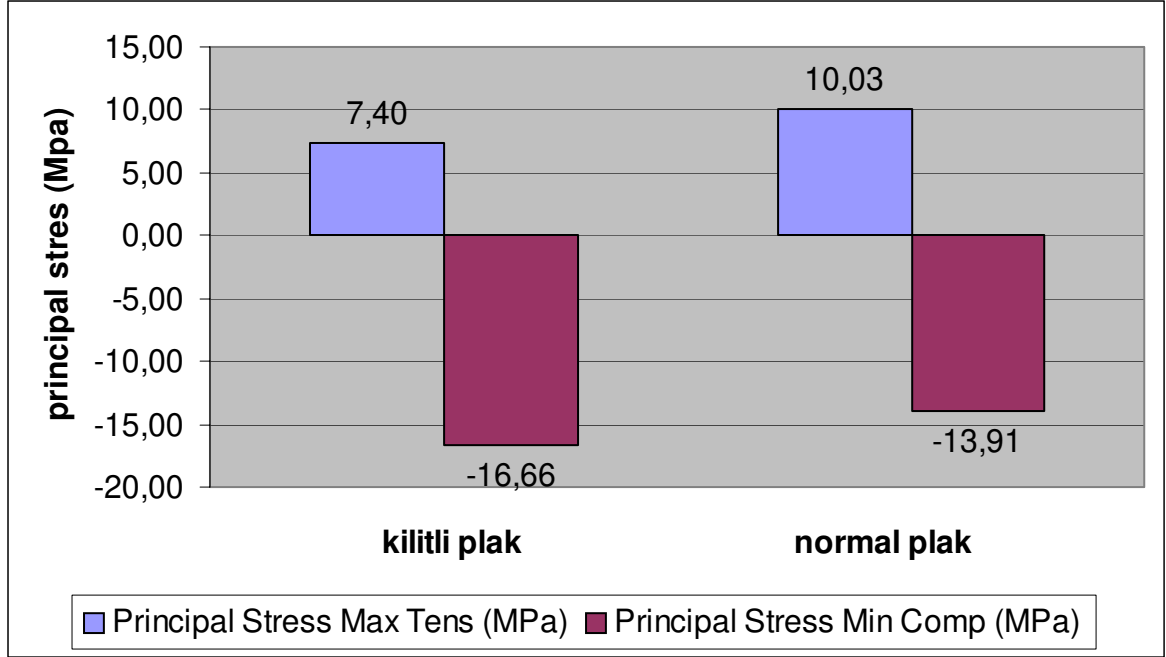


d

Şekil 4.4.

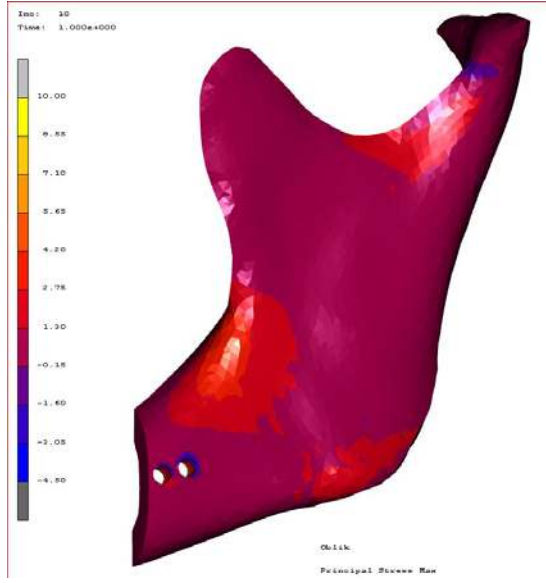
- a) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal stres max değerleri
- b) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal stres min değerleri
- c) Distal spongiyoz segment normal vida principal stres max değerleri
- d) Distal spongiyoz segment normal vida principal stres min değerleri

4.1.3. Proksimal Kortikal Kemik Stres Değerleri

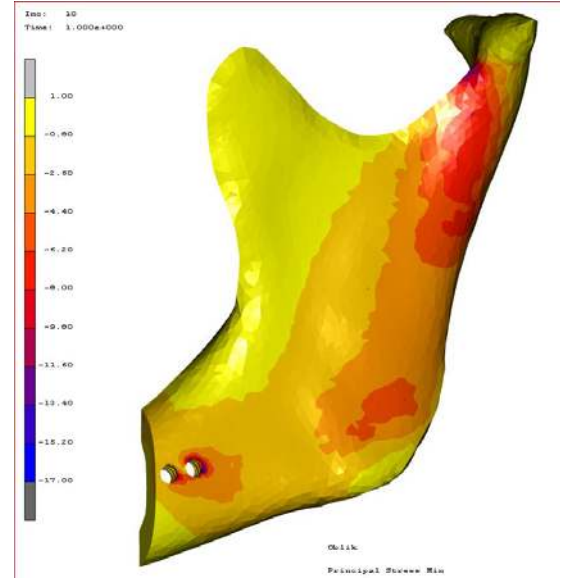


Şekil 4.5. Proksimal Kortikal Kemik Stres Değerleri

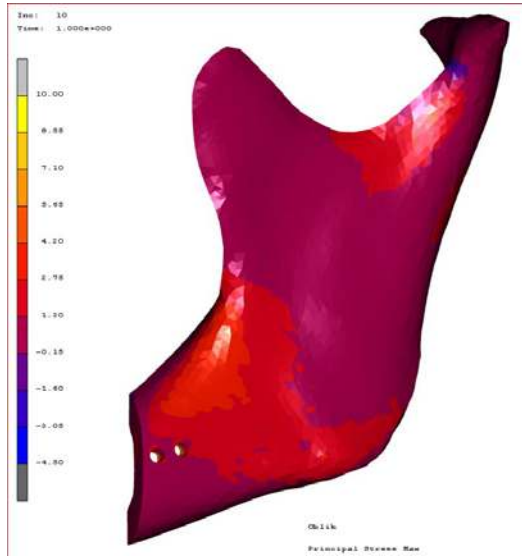
Uygun yükleme koşulunda proksimal kortikal kemikte Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 7,40 Mpa, normal vida kullanılan modelde 10,03 Mpa bulunmuştur. Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 16,66 Mpa, normal plak kullanılan modelde 13,91Mpa bulunmuştur.



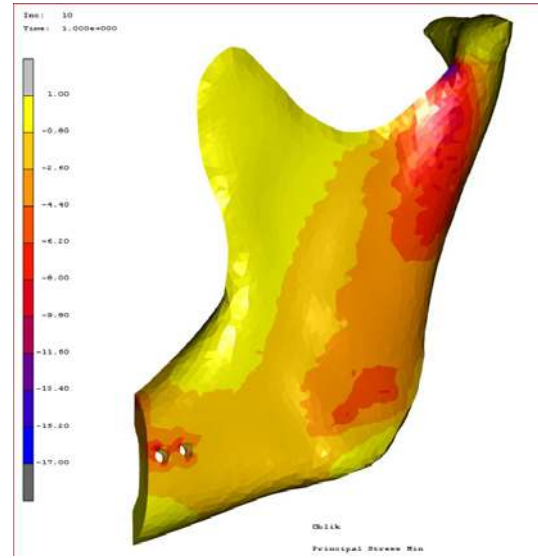
a



b



c

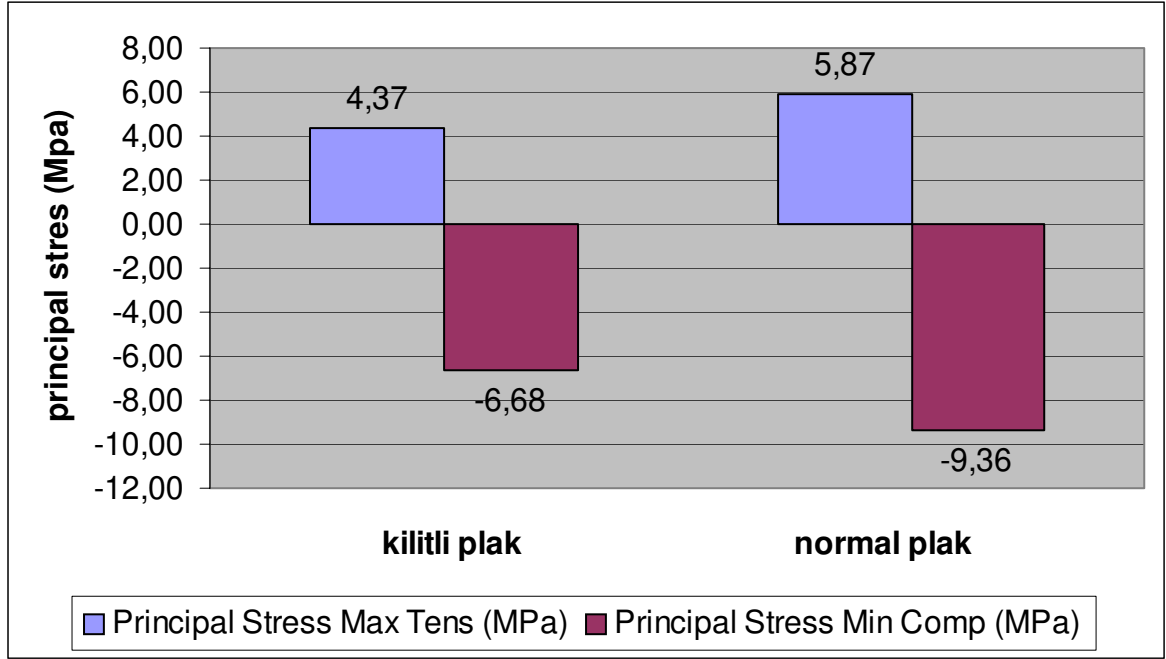


d

Şekil 4.6.

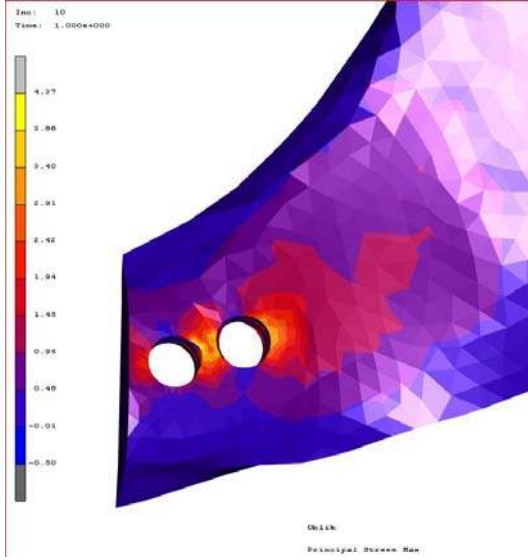
- Proksimal kortikal segment kilitli vida principal stres max değerleri
- Proksimal kortikal segment kilitli vida principal stres min değerleri
- Proksimal kortikal segment normal vida principal stres max değerleri
- Proksimal kortikal segment normal vida principal stres min değerleri

4.1.4. Proksimal Spongiyoz Kemik Stres Değerleri

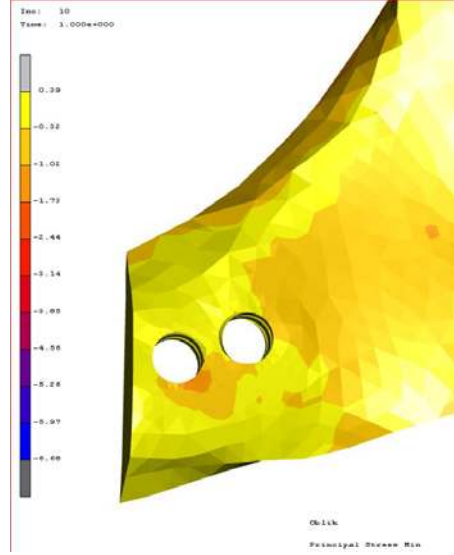


Şekil 4.7. Proksimal Spongiyoz Kemik Stres Değerleri

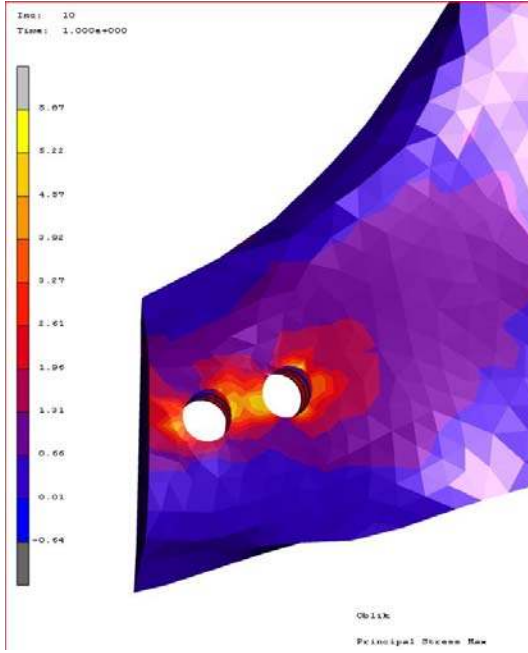
Uygun yükleme koşulunda proksimal spongiyoz kemikte Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 4,37 Mpa, normal vida kullanılan modelde 5,87 Mpa bulunmuştur. Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 6,68 Mpa, normal plak kullanılan modelde 9,36 Mpa bulunmuştur.



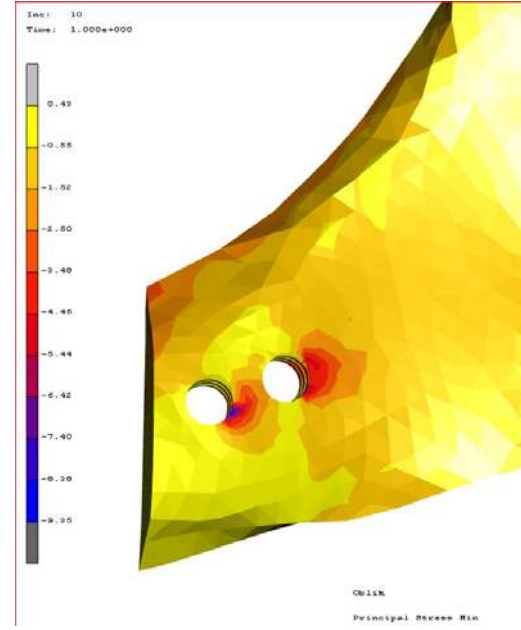
a



b



c



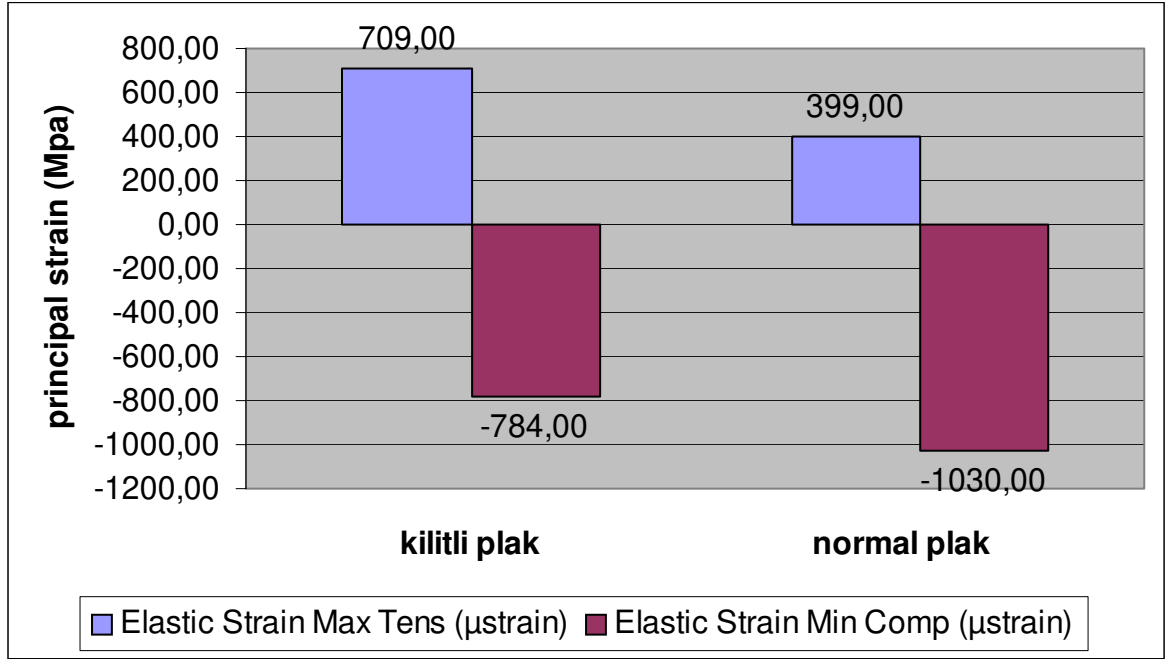
d

Şekil 4.8.

- Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal stres max değerleri
- Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal stres min değerleri
- Proksimal spongiyoz segment normal vida principal stres max değerleri
- Proksimal spongiyoz segment normal vida principal stres min değerleri

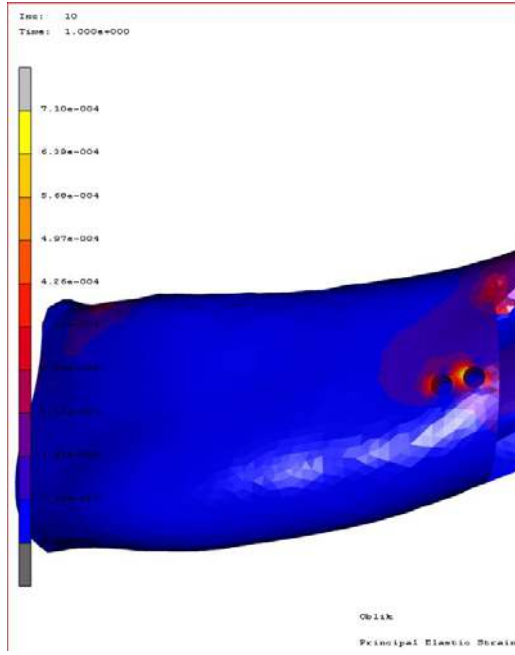
4.2. Strain Değer Tabloları

4.2.1. Distal Kortikal Kemik Strain Değerleri

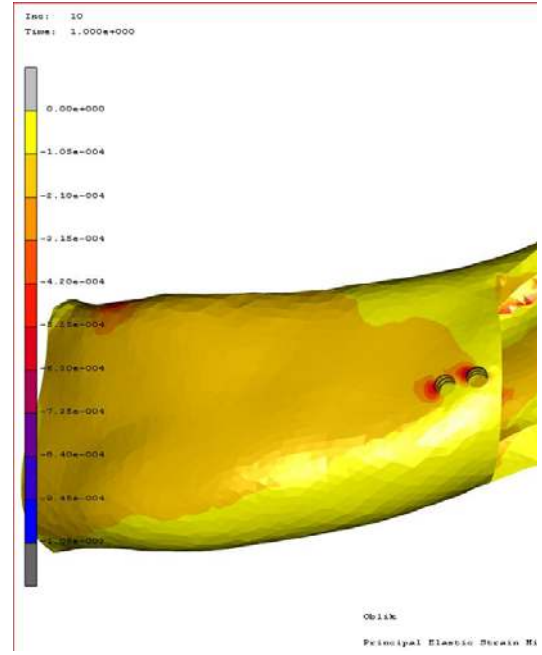


Şekil 4.9. Distal Kortikal Kemik Strain Değerleri

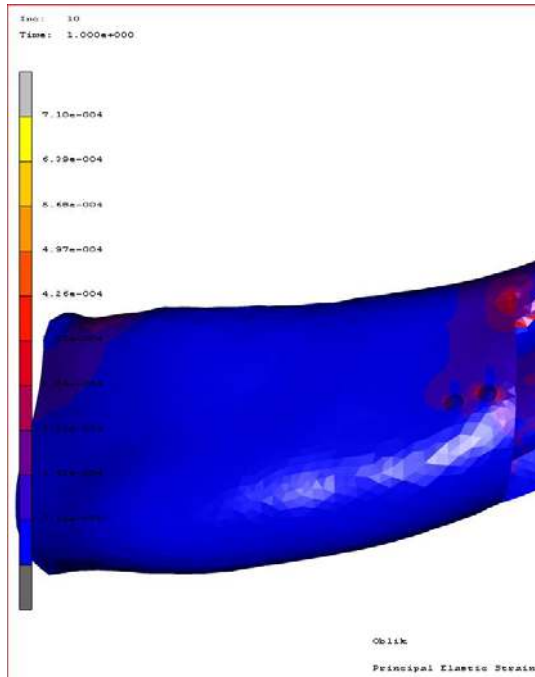
Uygun yükleme koşulunda distal kortikal kemikte Principal Strain Max (gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki maksimum gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 709,00 Mpa, normal vida kullanılan modelde 399,00 Mpa bulunmuştur. Principal Strain Min (sıkışma kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki gerilme kuvvetleri) değeri kilitli vida kullanılan modelde 784,00 Mpa, normal plak kullanılan modelde 1030,00 Mpa bulunmuştur.



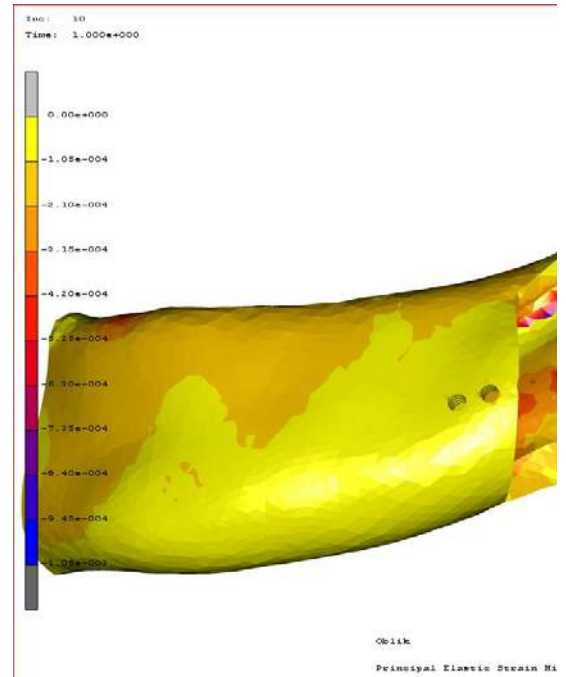
a



b



c

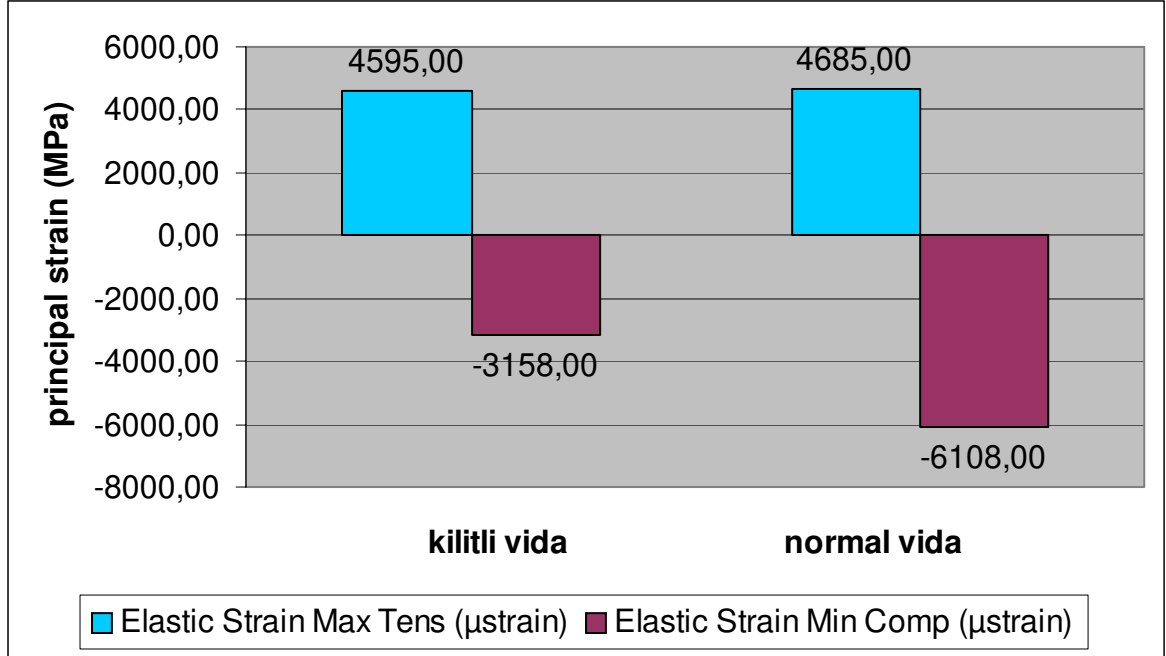


d

Şekil 4.10.

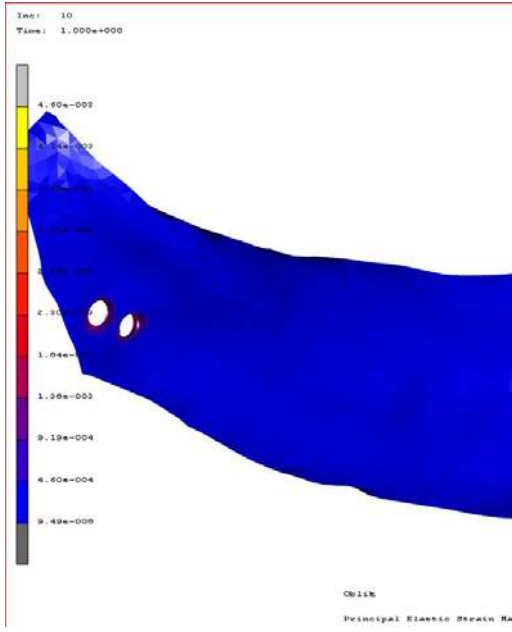
- a) Distal kortikal segment kilitli vida principal strain max değerleri
- b) Distal kortikal segment kilitli vida principal strain min değerleri
- c) Distal kortikal segment normal vida principal strain max değerleri
- d) Distal kortikal segment normal vida principal strain min değerleri

4.2.2. Distal Spongiyoz Kemik Strain Değerleri

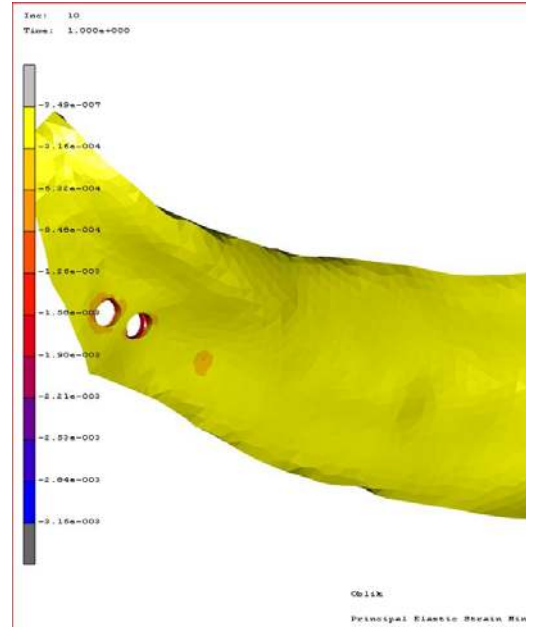


Şekil 4.11. Distal Spongiyoz Kemik Strain Değerleri

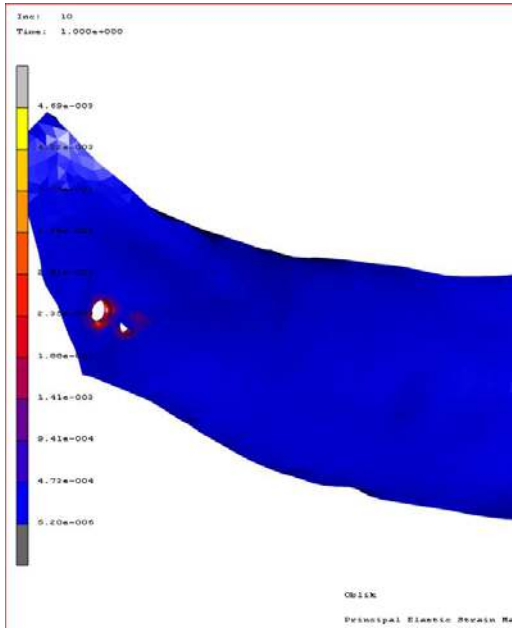
Uygun yükleme koşulunda distal spongiyoz kemikte Principal Strain Max (gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki maksimum gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 4595,00 Mpa, normal vida kullanılan modelde 4685,00 Mpa bulunmuştur. Principal Strain Min (sıkışma kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki gerilme kuvvetleri) değeri kilitli vida kullanılan modelde 3158,00 Mpa, normal plak kullanılan modelde 6108,00 Mpa bulunmuştur.



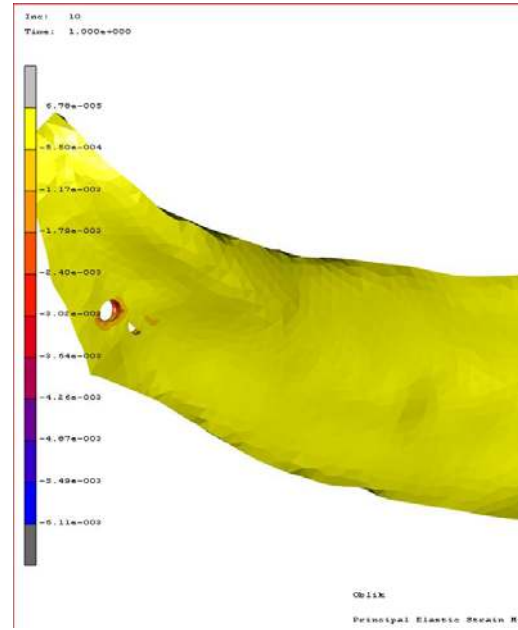
a



b



c

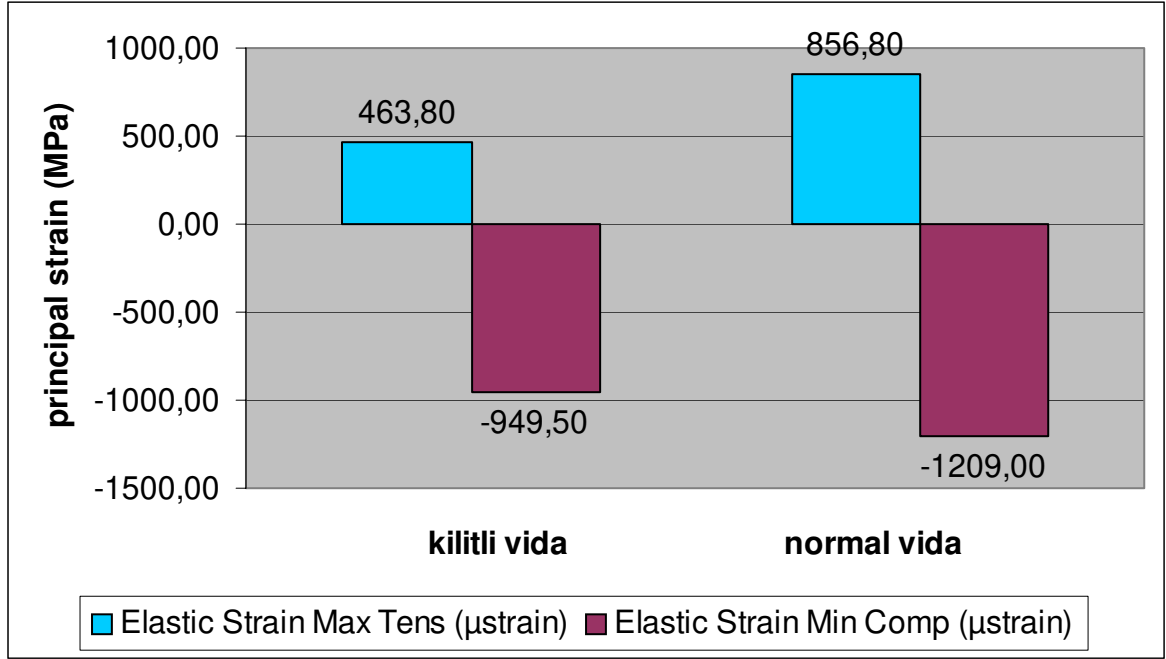


d

Şekil 4.12.

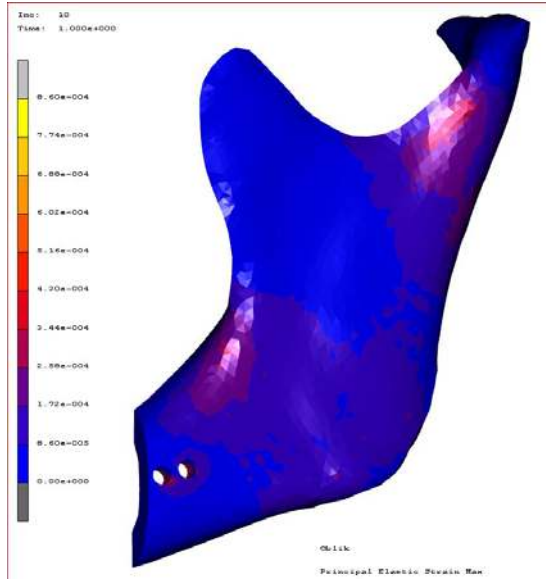
- a) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal strain max değerleri
- b) Distal spongiyoz segment kilitli vida principal strain min değerleri
- c) Distal spongiyoz segment normal vida principal strain max değerleri
- d) Distal spongiyoz segment normal vida principal strain min değerleri

4.2.3. Proksimal Kortikal Kemik Strain Değerleri

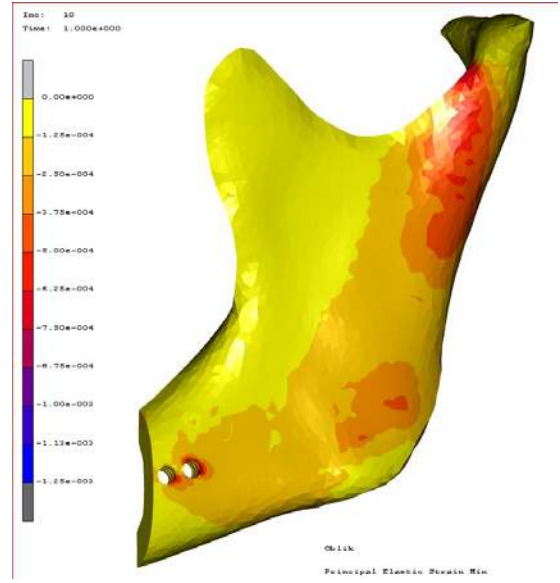


Şekil 4.13. Proksimal Kortikal Kemik Strain Değerleri

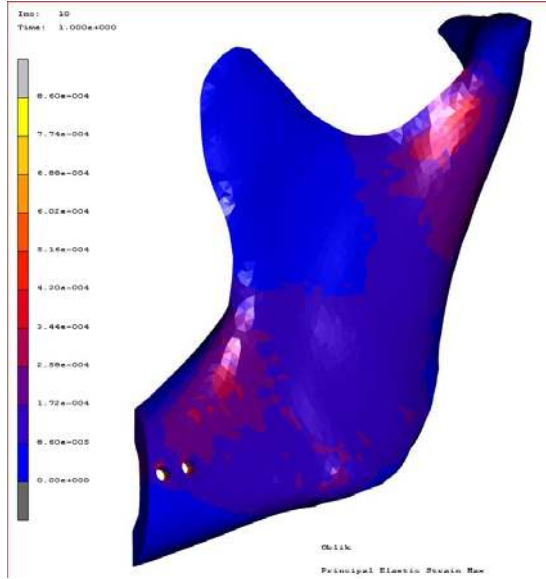
Uygun yükleme koşulunda proksimal kortikal kemikte Principal Strain Max (gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki maksimum gerilme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 463,80 Mpa, normal vida kullanılan modelde 856,80 Mpa bulunmuştur. Principal Strain Min (sıkışma kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki gerilme kuvvetleri) değeri kilitli vida kullanılan modelde 949,50 Mpa, normal plak kullanılan modelde 1209,00 Mpa bulunmuştur.



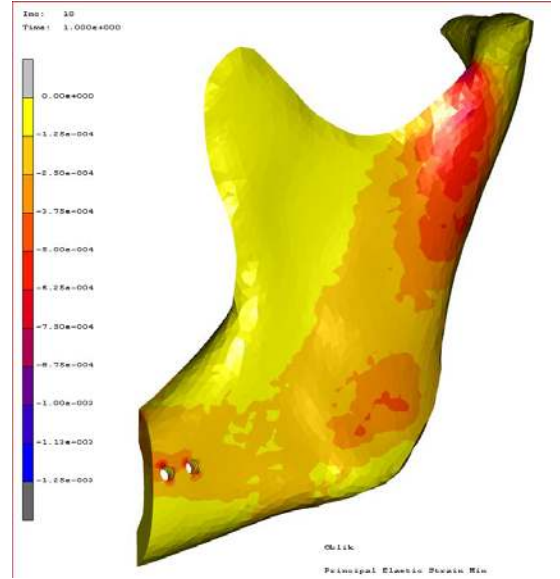
a



b



c

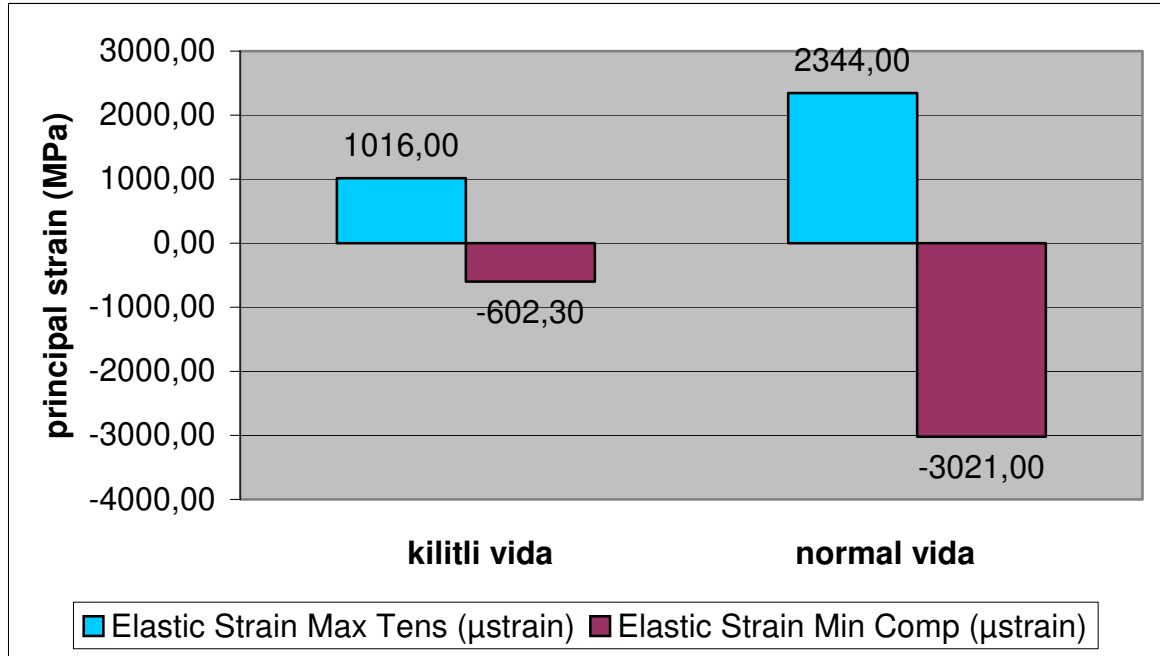


d

Şekil 4.14.

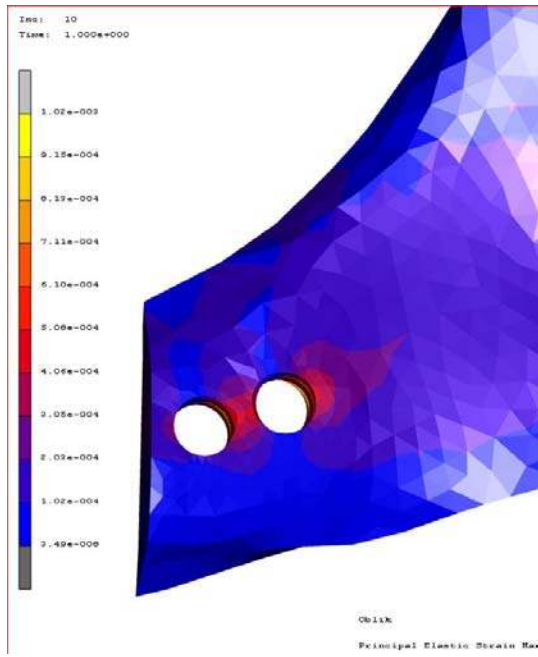
- a) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal strain max değerleri
- b) Proksimal kortikal segment kilitli vida principal strain min değerleri
- c) Proksimal kortikal segment normal vida principal strain max değerleri
- d) Proksimal kortikal segment normal vida principal strain min değerleri

4.2.4. Proksimal Spongiyoz Kemik Strain Değerleri

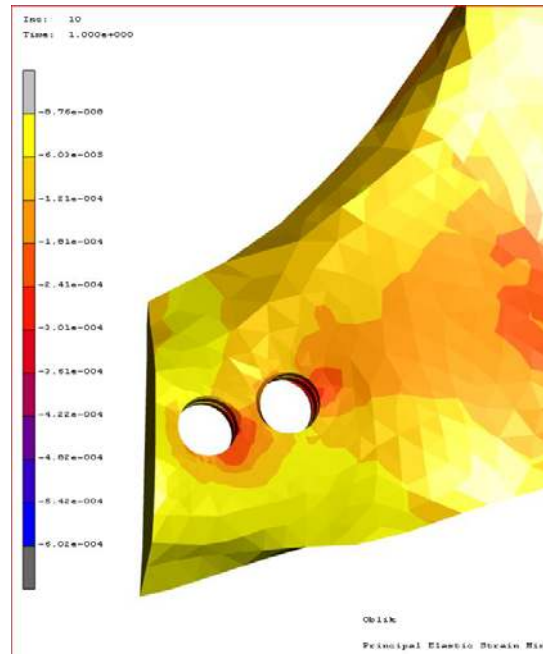


Şekil 4.15. Proksimal Spongiyoz Kemik Strain Değerleri

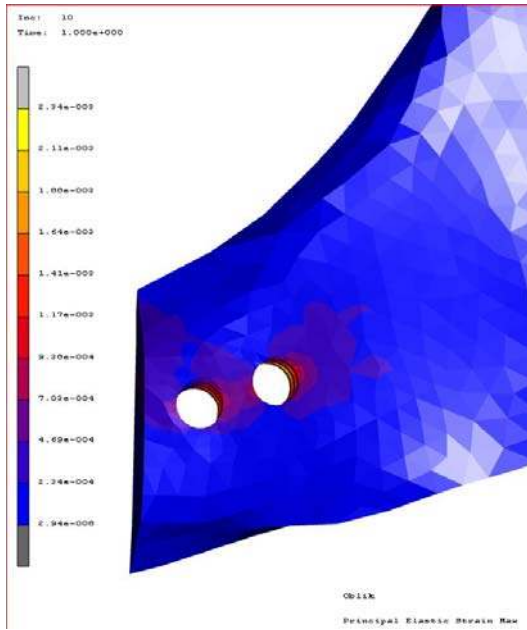
Uygun yükleme koşulunda proksimal spongiyoz kemikte Principal Strain Max (gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki maksimum gerinme kuvveti) değeri kilitli vida kullanılan modelde 1016,00 Mpa, normal vida kullanılan modelde 2344,00 Mpa bulunmuştur. Principal Strain Min (sıkışma kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki gerinme kuvvetleri) değeri kilitli vida kullanılan modelde 602,30 Mpa, normal plak kullanılan modelde 3021,00 Mpa bulunmuştur.



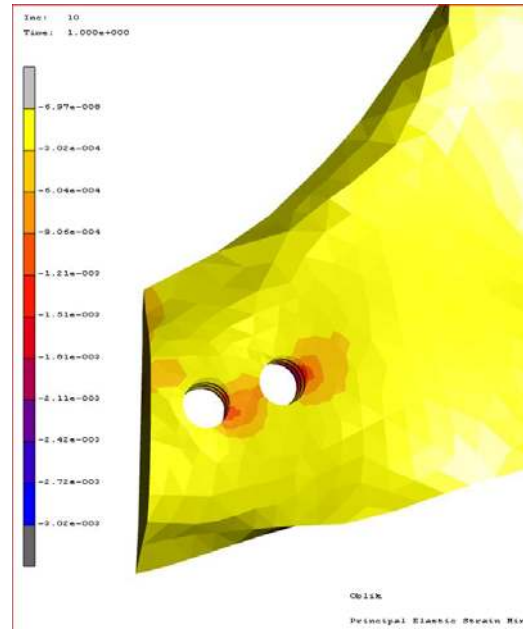
a



b



c

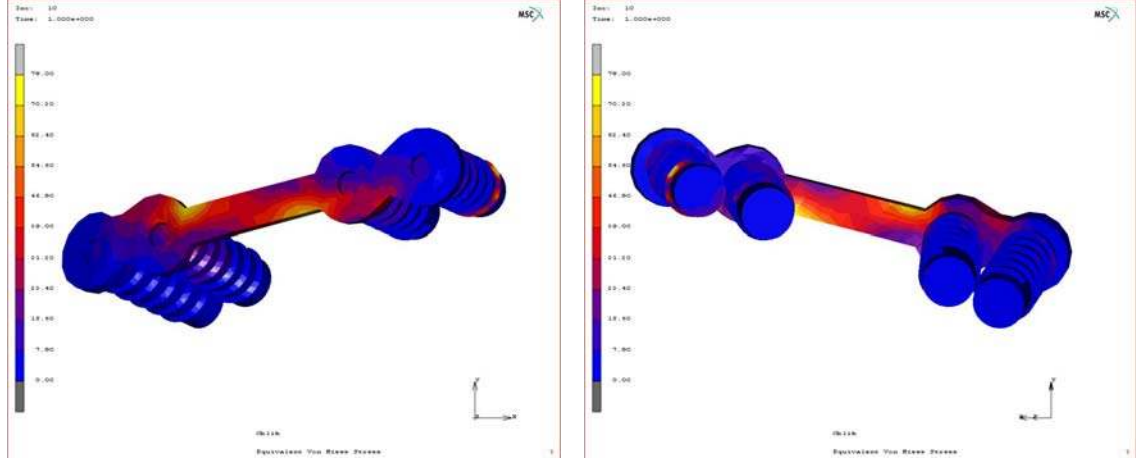


d

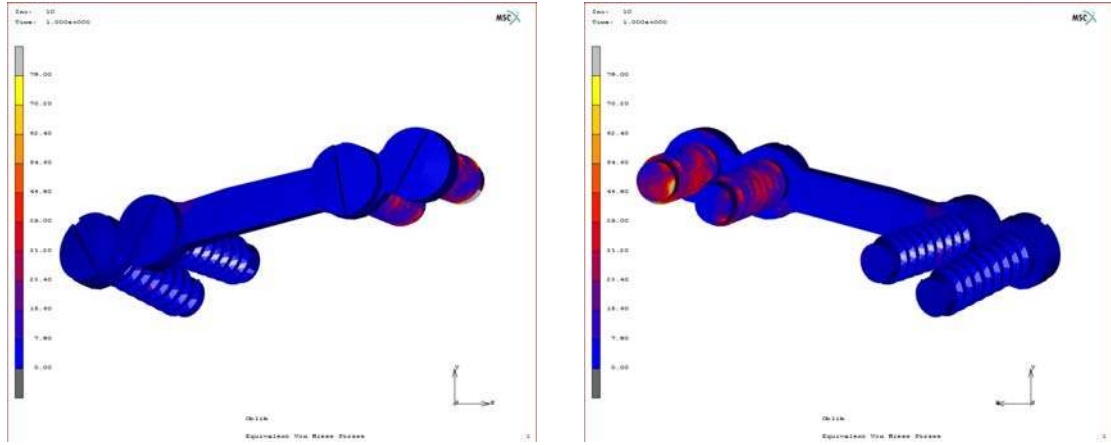
Şekil 4.16.

- Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal strain max değerleri
- Proksimal spongiyoz segment kilitli vida principal strain min değerleri
- Proksimal spongiyoz segment normal vida principal strain max değerleri
- Proksimal spongiyoz segment normal vida principal strain min değerleri

4.3. Kilitli Ve Normal Plak Üzerindeki Von Mises Yükleri



Şekil 4.17. Kilitli vida ve plak sistemindeki von Mises yükleri



Şekil 4.18. Konvansiyonel vida ve plak sistemindeki von Mises yükleri

Model	Kısım	VonMises (MPa)	Principal Stress Max Tens (MPa)	Principal Stress Min Comp (MPa)	Elastic Strain Max Tens (μ strain)	Elastic Strain Min Comp (μ strain)
KilitliPlak	Distal Kortikal	14,83	8,86	-10,96	709,00	-784,00
	Proksimal Kortikal	12,72	7,40	-16,66	463,80	-949,50
	Distal Spongiyöz	39,20	24,31	-16,75	4595,00	3158,00
	Proksimal Spongiyöz	7,67	4,37	-6,68	1016,00	-602,30
	Plak+Vida	77,07	34,00	-80,69	314,30	-735,30
NormalPlak	Distal Kortikal	8,86	5,89	-8,73	399,00	-1030,00
	Proksimal Kortikal	17,26	10,03	-13,91	856,80	-1209,00
	Distal Spongiyöz	40,56	28,23	-16,75	4685,00	-6108,00
	Proksimal Spongiyöz	10,97	5,87	-9,36	2344,00	-3021,00
	Plak	12,39	9,24	-11,29	85,12	-109,30
	Vida	55,14	51,07	-52,72	443,60	-458,20

Tablo 4.1. Stres ve strain değerler tablosu

5. TARTIşMA

SSRO mandibuler iskeletsel deformitelerin düzeltilmesi amacıyla 1950'lerden itibaren kullanılmaktadır. (45-47) Bu tarihten itibaren cerrahi başarıyı ve stabiliteyi arttırmak amacıyla cerrahi işlemler ve fiksasyon tekniklerinde birçok modifikasyon yapılmıştır.

Lag vidalar, pozisyonel vidalar, konvansiyonel miniplak ve vidalar, rezorbe olabilen plaklar ve kilitli vida ve plak sistemleri SSRO'dan sonra fiksasyon amacıyla kullanılmaktadır. (11-14)

Titanyum vida ve plak sistemlerinin geliştirilmesiyle SSRO'da rijit fiksasyon standart hale gelmiş bu sayede MMF'nin dezavantajlarından uzaklaşılarak stabilite artmış, cerrahi öncesi fonksiyonlar ve beslenme yetisi daha kolay kazanılmış ve relaps azalmıştır. (13)

Bu fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda kullanılan yöntemlerin başında 2 nokta biyomekanik test modelleri ve SEA yöntemi gelmektedir.

İki nokta biyomekanik test modellerinde in vitro olarak hayvan veya kadavra çeneleri ya da plastik replikalar insan mandibulasını simule etmeleri amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde yapılan çalışmaların ortak özelliği farklı fiksasyon sistemi uygulanmış modellerin 2 noktadan sabitlenip, çiğneme kuvvetinin geldiği bölgeden tek noktada basma ya da çekme

hareketiyle; yer değiştirme , kopma kuvveti ve sertlik derecesinin ölçölmesi prensibine dayanmaktadır. (48-54)

Bu sayede elde edilen verilerle farklı fiksasyon sistemleri karşılaştırılabilmektedir. Bu teknik biyomekanik karşılaştırmalar için uygun olsada kuvvet dağılımlarının daha detaylı görölmesi amacıyla SEA yöntemi kullanılmaktadır.

SEA yöntemi ile insanlardan ya da kadavralardan bilgisayarlı tomografi taraması ile elde edilen modeller bir ağ yapıya dönüştürölmekte ve bu yapılar üzerinde biyomekanik çalışmaları yapılabilmektedir.

Literatürde SEA yöntemi ile SSRO yapılmış ve biyomekanik inceleme yapılan birçok araştırma bulunmaktadır.(20,43,53-55) Bu çalışmada da SEA yöntemi kullanılmış ve klasik titanyum vida ve plak ile kilitli vida ve plak sistemlerinin kemiğe uyguladığı kuvvetler ve kemikte oluşan deformasyon karşılaştırılmıştır.

Kilitli vida ve plak sistemi ortopedide en incesi 2.4 mm çapta olmak üzere kırık vakalarında stabilitelerinin yüksek olması ve diğer avantajlara bağlı olarak komplikasyon oranını düşürdükleri için kullanılmaktadır. Topuk kemiği kırıklarında, kol ve tibia kırıklarında yapılan in vitro çalışmalarda kilitli sistemin biyomekanik açıdan diğer sistemlere göre eşit ya da daha fazla kuvvetlere dayanabildiği belirtilmiştir. (56-58)

Maksillofasiyal travma için geliştirilen 2.0 kilitli vida ve plak sistemi ilk olarak Ellis E ve arkadaşları (18) tarafından 59 travma hastasına toplam 102 kırığa uygulanmış ve bu sistemin uygulanmasının kolay olduğu ve güvenilir fiksasyon sağladığı belirtilmiştir.

Alpert B ve Gutwald R (15-16) kilitli plak ve vida sistemlerini detaylı olarak tanımlamış endikasyonları , kullanım alanları ve avantajları hakkında bilgi vermiştir. Kullanılan vidanın gevşemesine ve oynamasına izin vermemesi, tam olarak plak kemik uyumu gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu bozmaması ve primer stabiliteyi arttırması avantajları olarak belirtilmiştir. Aynı araştırmacılar mandibula açığı kırıklarında kilitli vida ve plak sisteminin konvansiyonel miniplak sistemine göre mekanik kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebinin vidanın plakla birleşmesi ve rijiditeyi arttırması olduğu iddia edilmiştir.

In vitro olarak dana kaburgası kullanılan kırık çalışmasında ise bu iki sistem biyomekanik olarak değerlendirilmiş ve istatiksel fark bulunamamıştır. (20)

Ortognatik cerrahide kilitli vida ve plak sisteminin kullanımı ile ilgili ilk çalışma invitro olarak Oguz Y ve arkadaşları (61) tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada kilitli plak ve vida sisteminin fiksasyon güvenilirliği bir miktar fazla olmasına rağmen istatiksel olarak fark bulunamamıştır.

Bu çalışmada ise bu iki sistem SEA yöntemi ile incelenmiş ve ortalama gerilimlerin belirtilmesi için Von Misses gerilim değerlerine, kemikte rezorbsiyon meydana getirebilecek çekme ve sıkışma gerilimlerin belirlenmesi için maksimum ve minimum gerilimlere, oluşacak deformasyonun saptanabilmesi açısından da maksimum ve minimum elastik gerilme değerlerine distal ve proksimal kortikal ve spongiyöz kemiklerde bakılmıştır.

Bu sonuçlara göre uygun yükleme koşulları altında distal kortikal kemikte hem gerilme hem de sıkışma kuvvetinin kilitli vida kullanılan modelde konvansiyonel sisteme göre daha fazla olduğu, proksimal kortikal kemikte ise gerilme kuvvetlerinin normal vida kullanılan modelde daha fazla olmasına karşın, sıkışma kuvvetlerinin kilitli vida kullanılan modelde daha fazla olduğu görülmüştür.

Distal spongiyoz kemikte normal plakta gerilme kuvveti daha fazla olmasına rağmen sıkışma kuvvetleri arasında fark olmadığı, proksimal spongiyoz kemikte hem gerilme hem de sıkışma kuvvetinin normal vida kullanılan modelde daha fazla olduğu görülmektedir.

Bu kuvvetlere karşı oluşan deformasyon miktarını ölçmek için elastik strain max ve elastik strain min değerlerine bakılmıştır. Bu değerler sonucunda distal kortikal kemikte gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki deformasyonun kilitli vida kullanılan modelde daha fazla olduğu fakat sıkışma kuvvetinin olduğu bölgelerdeki deformasyonun normal plak kullanılan modelde daha fazla olduğu, proksimal kortikal kemikte hem gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki hem de sıkışma kuvvetinin olduğu bölgelerdeki deformasyonun normal plak kullanılan modelde daha fazla olduğu görülmektedir.

Distal spongiyoz kemikte hem gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki hem de sıkışma kuvvetinin olduğu bölgelerdeki deformasyonun normal plak kullanılan modelde daha fazla olduğu, proksimal spongiyoz kemikte hem gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerdeki hem de sıkışma kuvvetinin olduğu bölgelerdeki deformasyonun normal plak kullanılan modelde daha fazla olduğu görülmektedir.

Bu sonuçlar ışığında kortikal kemiğe gelen stresler ve oluşan deformasyona bakılınca, stres değerleri biraz daha kilitli plak ve vida sisteminin aleyhine, strain değerleri ise biraz daha konvansiyonel vida ve plak sisteminin aleyhine çıkmıştır. Genel olarak iki sistem arasında belirgin bir fark bulunamamıştır. Spongiyöz kemikte ise stres değerlerinin birbirine denk, strain değerlerinin ise kilitli vida ve plak sisteminin lehine olduğu görülmüştür.

Ancak kilitli vida ve plak sisteminde gelen yükün plak boyunca yayıldığı ve bütün vidalara eşit olarak iletiildiği görülmüştür. Konvansiyonel vida ve plak sisteminde ise proksimal segmentte kemiğe iletilen kuvvet ve deformasyon distal segmente göre fazla çıkmıştır. Çıkan bu sonuç Chuong ve arkadaşlarının (55) yapmış olduğu çalışmayla örtüşmektedir. Bu çalışmada da SEA yöntemi ile SSRO yapılan çenelerde konvansiyonel yöntemin biyomekanik etkinliğine bakılmış ve de proksimal segmentteki vidalara daha fazla yük bindiği ve kemikte oluşan deformasyonun fazla olduğu ortaya konmuştur.

Ortognatik cerrahi sonrasında maksimum çiğneme kuvveti yapılan çalışmalar sonucunda operasyondan hemen sonra kadınlarda 130.3 - 188.2 N arası erkeklerde ise 210.7 - 471.38 N bulunmuştur. İnsizal kuvvetler ise değerlerin dörtte biri kadar çıkmıştır. (62)

Harada ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise SSRO'dan 2 hafta sonra okluzal kuvvetleri erkeklerde max. 60.8 N kadınlarda ise 69.6 N, 8 hafta sonra ise erkeklerde 184.7 N kadınlarda ise 199.1 N olduğunu belirlemişlerdir. (63)

Biyomekanik üzerine yapılan çalışmalarda kalıcı deformasyonun başladığı kuvveti ölçmek için eğilme kuvveti değeri önem taşımaktadır. Bu sebeple farklı vida ve plak sistemlerinin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmak amacıyla yapılan in vitro çalışmalarda 140- 900 N arası kuvvet uygulanmaktadır. (11,13,14,20,45,49-54,56) Bizim çalışmamızda ise vida ve plak sistemlerinin biyomekanik farkını ölçmekten ziyade bu iki farklı sistemin kemiğe uyguladığı gerilim ve gerinmeler ile oluşan deformasyonu ölçmek için gerçek çiğneme kuvveti değerleri esas alınmıştır. Bu değerler referans alınarak bizim çalışmamızda çiğneme kuvveti 200 N olarak belirlenmiştir.

Kilitli vida ve plak sisteminde vidanın plağın içindeki yivlere ve kemiğe girmesi rijiditeyi arttırıcı bir faktördür. Ayrıca bu sistemde plağın kemiğe tam olarak adapte edilmesine gerek yoktur. Vida kırık ya da osteotomi hattına doğru vidalansa bile plağa geçen kısmı sayesinde gevşeme olmayacak bu sayede vidanın oynaması ya da çıkması mümkün olamayacaktır. Ancak bu özellik bazı durumlarda dezavantaj oluşturur çünkü vidanın hem kemiğe hem de plağa entegre olması gerekmektedir. Bu sistemde vidanın stabilitesinin kemikte mi yoksa plakta mı olduğu anlaşılamamaktadır. Vida plak sistemini seçerken dikkat edilmesi gereken diğer bir hususta maliyetidir. Çünkü kilitli vida/plak sisteminin maliyeti konvansiyonel sistemin iki katı civarındadır. Bu da bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Kilitli plakların diğer bir dezavantajı ise özellikle angulus, kondil bölgesi kırıkları ya da ortognatik cerrahi osteotomi hatları gibi cerrahi bölgesine ulaşmanın zor olduğu vakalarda kilitli vida ve plak yerleştirilmesi ancak ekstraoral yaklaşım ile mümkün olmaktadır. Çünkü frezin kemiğe tam 90 derece açıyla girmesi için özel bir aparatın plağa vidalanması gerekmektedir. Vida ve plaktaki yivler 0.3 mm aralıklı olduğu için 5 derecelik bir açısal sapma bile vida başının plağa tam olarak adapte olmasını ve kilitlenmesini engellemektedir.

Kilitli plak sisteminin yukarıda belirtilen avantaj ve dezavantajlarının yanında biyomekanik olarak avantaj sağlamaları ve fiksasyon güvenilirliğinin daha yüksek olmaları kullanılmalarının yaygınlaşması için önemli bir neden olabilirdi. Bu çalışmada bu nedenle en sık kullanılan mini/plak sistemi olan konvansiyonel vida/plak sistemi ile kilitli vida/plak sistemi karşılaştırılmıştır. İki sistem arasında daha önce yapmış olduğumuz çalışma sonuçlarına paralel sonuçlar ortaya çıkmış ve fiksasyon güvenilirliği açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (61) Ancak kilitli sistemde gelen kuvvetin plak sayesinde 4 vida arasında eşit olarak dağılması kilitli sistemin avantajı olarak ortaya konulmuştur.

Klinisyenler diğer avantaj ve dezavantajları da dikkate alarak plak tercihlerini ona göre yapmalıdır. Tek başına biyomekanik avantaj dikkate alındığında SSRO fiksasyonunda kilitli sistemin tercih edilmesi düşünülebilir.

6. SONUÇ

Kilitli vida ve plak sisteminde gelen çiğneme kuvvetleri vidalar arasında eşit dağılmaktadır. Konvansiyonel plak ve vida sisteminde ise proksimal segmentteki vidalara daha fazla yük binmektedir. Kemikte oluşan deformasyon göz önüne alındığında kilitli sistemin biraz daha avantajlı olduğu görülsede SEA yöntemi ile SSRO uygulanarak 5 mm ilerletme yapıp fıkse edilen modellerde kilitli vida ve plak ile konvansiyonel vida ve plak sistemleri arasında kemiğe iletilen kuvvetler ve kemikte oluşan deformasyonlar açısından önemli bir fark gözlenmemiştir.

7. KAYNAKLAR

- 1) Schuchardt G. Ein beitrage zur chirurgischen kieferorthopadie unter berucksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformaten bei soldaten. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 9:73-89, 1942.
- 2) Neurosensory disturbance after bilateral sagittal split osteotomy. Chapter 2. Review of literature. Erişim: (<http://herkules.oulu.fi/isbn9514267508/html/c237.html>)
- 3) Obwegeser H, Trauner R. Zur operationstechnik bei der progenie und anderen unterkiefer anomalien. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 23:H 1&2, 1955.
- 4) Dal Pont G. Retromolar osteotomy for correction of prognathism. J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv 19:42-7, 1961.
- 5) Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of prognathism. J Oral Surg 26(4):250-253, 1968.
- 6) Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg 35(2):157-159, 1977.
- 7) Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg 35(5):362-369, 1977.
- 8) Cilasun Ü. Sagittal split ramus osteotomisinde rezorbe olabilen ve titanyum bikortikal vida fiksasyonlarının stabiliteilerinin karşılaştırılması. Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Dişhekimliği Fakóltesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2005.
- 9) Fonseca RJ. Oral and Maxillofacial Surgery Vol. 2, USA: W.B. Saunders Company, Section IV, 297-310, 2000.
- 10) Robert Finkbeiner Illustrations. Sagittal split osteotomy. Erişim: (<http://finkbeiner.com/Surgical/jaw.html>)
- 11) Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. J Oral Maxillofac Surg 50(12):1295-1299, 1992.
- 12) Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 55(5):489-494, 1997.
- 13) Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 63(9):1317-1324, 2005.
- 14) Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. Invitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. Int J Oral Maxillofac Surg 35(9): 837-841, 2006.

- 15) Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 52(1):21-24, 2003.
- 16) Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 52(2):120-127, 2003.
- 17) Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg* 60(11):1319-1326, 2002.
- 18) Ellis E 3rd, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 60(6):642-645, 2002.
- 19) Collins CP, Pirinjian-Leonard G, Tolas A, Alcalde R. A prospective randomized clinical trial comparing 2.0-mm locking plates to 2.0-mm standard plates in treatment of mandible fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 62(11):1392-1395, 2004.
- 20) Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *J Oral Maxillofac Surg* 64(10):1475-1479, 2006.
- 21) Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clinical Biomechanics* 22(1):59-66, 2006.
- 22) Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 27(6):365-372, 1999.
- 23) Baran, NM. Finite Element Analysis on Microcomputers, McGraw Hill, Ins., 27-60, 1988.
- 24) Ulm, C., Solar, P., Blahaut, R.: Reduction Of The Compact and Cancellous Bone Substances of The Edentulous Mandible Caused By Resorption, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 74,131-136,1992
- 25) Kavsaoğlu AE. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1986.
- 26) Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio maxillofac Surg* 29(2): 100-105, 2001.
- 27) Bathe KJ, Wilson LE, Peterson EF. SAP IV- A Structural Analysis Program for Static and Dinamic Response of Lineer Systems. College of Engineering, University Of California: 6-54, 1973.
- 28) Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi, 2002.

- 29) Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 26(2): 111-119, 1993.
- 30) Balathoğlu, A. Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, 2000.
- 31) İnan, M. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı. 6.Baskı, Yayın No:25,12-342 1988.
- 32) Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde pit-easy, bio- oss implantları üzerinde yapılan implant-implant destekli ve implant diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1997.
- 33) Bueche F. Principles of Physics, 3rd Ed. McGraw-Hill, USA, 1977.
- 34) A.M. James and M.P. Lord in Macmillan's Chemical and Physical Data, Macmillan, London, UK, 1992.
- 35) Ak S. Mandibula kırıklarında kullanılan miniplak-vida sisteminin sonlu elemanlar metodu ile üç boyutlu stres analizleri. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Konya, 1994.
- 36) Veziroğlu F. Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2005.
- 37) Çalış AC. Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 2006.
- 38) Akman H. Mandibulanın sagittal split osteotomisinde kullanılan değişik fiksasyon materyallerinin sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara, 2002.
- 39) de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil 10(6): 505-517, 1983.
- 40) Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. J Oral Rehabil 15(6): 615-624, 1988.
- 41) Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stres distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. Angle Orthod 73(1): 12-20, 2003.

- 42) Burnett, SD. FEM From Concepts to Application , Addison-Wesley Publishing Company, 1988.
- 43) Öcal T. Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilimdalı, Bursa, 2001.
- 44) Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4(4): 333-340, 1989.
- 45) Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43(2):97-104, 2005.
- 46) Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 10(7):677-689, 1957.
- 47) Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty II. Operating methods for microgenia and distocclusion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 10(8):787-792, 1957.
- 48) Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* 59(2): 191-195, 2001.
- 49) Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* 44(6):534-537, 2006.
- 50) Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 42(2):127-132, 2004.
- 51) Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* 39(4):266-268, 2001.
- 52) Gomes PP, Guimaraes Filho R, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy – in vitro study. *Pesqui Odontol Bras* 17(3):267-272, 2003.
- 53) Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 63(11):1620-1625, 2005.
- 54) Sikes JW Jr, Smith BR, Mukherjee DP, Coward KA. Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. *J Oral Maxillofac Surg* 56(4):468-473, 1998.

- 55) Chuong CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63(1):68-76, 2005.
- 56) Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34(5):551-558, 2005.
- 57) Maurer P, Schubert J, Holweg S. Finite element analysis of a tandem screw configuration in sagittal split osteotomy using biodegradable osteosynthesis screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 16(4):300-304, 2001.
- 58) Seide K, Triebe J, Faschingbauer M, Schulz AP, Puschel K, Mehrrens G, Jurgens Ch. Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus – a biomechanical study. *Clin Biomech* 22(2):176-182, 2006.
- 59) Stoffel K, Booth G, Rohrl SM, Kuster M. A comparison of conventional versus locking plates in intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical study in human cadavers. *Clin Biomech* 22(1):100-105, 2007.
- 60) Walsh S, Reindl R, Harvey E, Berry G, Beckman L, Steffen T. Biomechanical comparison of a unique locking plate versus a standard plate for internal fixation of proximal humerus fractures in a cadaveric model. *Clin Biomech* 21(10):1027-1031, 2006.
- 61) Oguz Y, Uckan S, Dolanmaz D. Comparison of biomechanical stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking screws for SSRO. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Volume 34, Supplement 1, September 2006, Page 32
- 62) Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E 3rd. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 54(9):1080-1086, 1996.
- 63) Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 58(4):370-373; discussion 373-374, 2000.