



**T.C.  
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**MANDİBULA KIRIKLARINDA KULLANILAN PLAK-  
FİKSATÖRLERİN MALZEME VE GEOMETRİ FARKLARININ  
KIRIK TİPLERİNE GÖRE KIYASLANMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FATİH ATİK**

**HAZİRAN 2013**

**DÜZCE**

## **KABUL VE ONAY BELGESİ**

Fatih ATİK tarafından hazırlanan Mandibula Kırıklarında Kullanılan Plak-Fiksatorlerin Malzeme Ve Geometri Farklarının Kırık Tiplerine Göre Kıyaslanması isimli lisansüstü tez çalışması, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 10/06/2013 tarih ve 2013/293 sayılı kararı ile oluşturulan jüri tarafından İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans olarak kabul edilmiştir.

Üye  
Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN  
Düzce Üniversitesi

Üye  
Doç. Dr. Mustafa Sancar ATAÇ  
Gazi Üniversitesi

Üye  
Doç. Dr. Yasin KIŞIOĞLU  
Kocaeli Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih : 13/06/2013

### **ONAY**

Bu tez ile Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Fatih ATİK'in İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans derecesini almasını onamıştır.

Prof. Dr. Haldun MÜDERRİSOĞLU  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

27/06/2013

Fatih ATİK

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmalarında, bunun yanında akademik ve mesleki alanda, yoğun temposu içinde bana vakit ayırıp rehberlik ederek yönlendiren danışmanım, Sayın Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN'a,

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim boyunca desteklerini esirgemeyen, üzerimde büyük emekleri bulunan değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Hamit SARUHAN ve Sayın Doç. Dr. İlyas UYGUR'a,

Modelleme ve tasarım aşamasında yazılım için desteklerinden dolayı 4C Medikal şirketi nezdinde Sayın Kutsal TUAÇ Hanımefendiye,

Değerli vaktini ayırıp, yardımlarını esirgemeyen Sayın Müh. Arzu COŞKUN Hanımefendiye,

Tüm yaşamım boyunca maddi manevi her türlü desteklerini eksik etmeyen, Babam İbrahim ATİK'e, Annem Süheyla ATİK'e ve Ablam Rabia ALTINIŞIK'a;

Teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

**Haziran 2013**

**Fatih ATİK**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
ÇİZELGE LİSTESİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	2
EXTENDED ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ.....	5
1.1. MANDİBULA KIRIKLARI.....	5
1.1.1. Tarihteki Tedavi Yaklaşımları.....	5
1.1.2. Sınıflandırılması ve Günümüz Temel Tedavi Metodları.....	6
1.1.3. İstatistik Veriler.....	7
1.2. MİNIPLAKLAR.....	10
1.2.1. Miniplak Sisteminin Avantajları.....	12
1.2.2. Miniplak Sisteminin Dezavantajları.....	12
1.2.3. Miniplak Fiksasyonunun Uygulanması.....	13
1.3. BİYOMALZEME ÖZELLİKLERİ VE KULLANIM ALANLARI.....	14
1.3.1. Biyouyum.....	15
1.3.2. Metalik Biyomalzemeler.....	16
1.3.2.1. Paslanmaz Çelikler.....	17
1.3.2.2. Krom-Kobalt Alaşımları.....	17
1.3.2.2. Titanyum Alaşımları.....	18
1.4. KUVVET ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	20
1.5. SONLU ELEMANLAR KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ.....	28
1.5.1. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları.....	29
1.5.1.1. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları.....	29

1.5.1.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları.....	30
1.5.2. Birinci Aşama: Hazırlık Safhası.....	31
1.5.3. İkinci Aşama: Çözüm Safhası.....	32
1.5.4. Üçüncü Aşama: Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası.....	32
1.5.5. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar.....	32
1.5.5.1. Geometri.....	33
1.5.5.2. Ağ Örgüsü.....	34
1.5.5.3. Malzeme Özellikleri.....	34
1.5.5.4. Sınır Koşulları.....	34
1.5.6. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri.....	34
1.5.6.1. Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar).....	34
1.5.6.2. İki Boyutlu Elemanlar.....	35
1.5.6.3. Üç Boyutlu Elemanlar.....	36
<b>2. MATERYAL ve YÖNTEM.....</b>	<b>37</b>
<b>2.1. GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE MODELLEME.....</b>	<b>37</b>
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme.....	37
2.1.2. Manyetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme.....	39
2.1.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme.....	41
<b>2.2. MANDİBULA, VİDA, PLAK MODELLERİNİ OLUŞTURMA.....</b>	<b>43</b>
2.2.1. Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri.....	46
2.2.2. Yükleme ve Sınır Şartları.....	47
<b>3. BULGULAR VE TARTIŞMA.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1. ANGULUS KIRIĞI.....</b>	<b>49</b>
3.1.1. I Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	50
3.1.2. Kare Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	55
3.1.3. Y Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	59
<b>3.2. SAGİTAL SPLİT KIRIĞI.....</b>	<b>62</b>
3.2.1. I Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	63
3.2.2. Kare Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	68
3.2.3. Y Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	72
<b>4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>77</b>

<b>5.KAYNAKLAR.....</b>	<b>79</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>85</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>	
Şekil 1.1.	Mandibula kırıklarının bölgelerine göre sınıflandırması	6
Şekil 1.2.	Mandibula fraktürlerinin bölgelere göre dağılımı	9
Şekil 1.3.	Miniplağın yerleşeceği bölgenin ölçümler	13
Şekil 1.4.	Miniplağın ölçüme göre kesilip düzenlenmesi	13
Şekil 1.5.	Miniplağın çeneye uyacak şekilde hazırlanması (eğip bükme)	14
Şekil 1.6.	Çenenin delinmesi plağın montajı	14
Şekil 1.7.	Çekme gerilmesi	22
Şekil 1.8.	Basma gerilmesi	22
Şekil 1.9.	Kayma gerilmesi	23
Şekil 1.10.	Eğilme gerilmesi	23
Şekil 1.11.	Burulma gerilmesi	24
Şekil 1.12.	Bileşik gerilme	24
Şekil 1.13.	Mohr Dairesi	25
Şekil 1.14.	Tek boyutlu elemanlar	35
Şekil 1.15.	İki boyutlu elemanlar	35
Şekil 1.16.	Üç boyutlu elemanlar	36
Şekil 2.1.	Bilgisayarlı tomografi görüntüleme cihazı bileşenleri	38
Şekil 2.2.	Modelleme akış şeması	41
Şekil 2.3.	DICOM verileri ile MIMICS programında ilk katı modeli oluşturma	43
Şekil 2.4.	Geomagic programında modelin düzenlenmesi	44
Şekil 2.5.	SolidWorks programına alınması	44
Şekil 2.6.	Kırık hattına göre ana modeller	45
Şekil 2.7.	I geometrili ve Y geometrili plaklar	46
Şekil 2.8.	Kare geometrili plak ve vida	46
Şekil 2.9.	Mandibulanın ağ örgüsü atanmış hali	47
Şekil 2.10.	Yük ve sınır şartlarının tayini	48
Şekil 3.1.	Birinci kesi düzlemi için plak modelleri	49
Şekil 3.2.	I plak uygulamasında alt plak üzerine düşen gerilmeler	50
Şekil 3.3.	I plak uygulamasında üst plak üzerine düşen gerilmeler	50



Şekil 3.4.	I plağın alt 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	51
Şekil 3.5.	I plağın alt 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	51
Şekil 3.6.	I plağın alt 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	51
Şekil 3.7.	I plağın alt 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	51
Şekil 3.8.	I plağın üst 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	52
Şekil 3.9.	I plağın üst 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	52
Şekil 3.10.	I plağın üst 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	53
Şekil 3.11.	I plağın üst 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	53
Şekil 3.12.	I plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	54
Şekil 3.13.	I plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	54
Şekil 3.14.	Kare plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler	56
Şekil 3.15.	Kare plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	56
Şekil 3.16.	Kare plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	56
Şekil 3.17.	Kare plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	57
Şekil 3.18.	Kare plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	57
Şekil 3.19.	Kare plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	58
Şekil 3.20.	Kare plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	58
Şekil 3.21.	Y plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler	59
Şekil 3.22.	Y plağın 1.vidası üzerine düşen gerilmeler	59
Şekil 3.23.	Y plağın 2.vidası üzerine düşen gerilmeler	59
Şekil 3.24.	Y plağın 3.vidası üzerine düşen gerilmeler	60
Şekil 3.25.	Y plağın 4.vidası üzerine düşen gerilmeler	60
Şekil 3.26.	Y plağın 5.vidası üzerine düşen gerilmeler	60
Şekil 3.27.	Y plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	61
Şekil 3.28.	Y plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	62
Şekil 3.29.	İkinci kesi düzlemi için uygulanan plak modelleri	62
Şekil 3.30.	I plak uygulamasında alt plak üzerine düşen gerilmeler	63
Şekil 3.31.	I plak uygulamasında üst plak üzerine düşen gerilmeler	63
Şekil 3.32.	I plağın alt 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	64
Şekil 3.33.	I plağın alt 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	64
Şekil 3.34.	I plağın alt 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	64
Şekil 3.35.	I plağın alt 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	65
Şekil 3.36.	I plağın üst 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	65

Şekil 3.37.	I plağın üst 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	65
Şekil 3.38.	I plağın üst 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	66
Şekil 3.39.	I plağın üst 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	66
Şekil 3.40.	I plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	68
Şekil 3.41.	I plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	68
Şekil 3.42.	Kare plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler	69
Şekil 3.43.	Kare plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler	69
Şekil 3.44.	Kare plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler	69
Şekil 3.45.	Kare plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler	70
Şekil 3.46.	Kare plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler	70
Şekil 3.47.	Kare plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	71
Şekil 3.48.	Kare plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	71
Şekil 3.49.	Y plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler	72
Şekil 3.50.	Y plağın 1.vidası üzerine düşen gerilmeler	72
Şekil 3.51.	Y plağın 2.vidası üzerine düşen gerilmeler	72
Şekil 3.52.	Y plağın 3.vidası üzerine düşen gerilmeler	73
Şekil 3.53.	Y plağın 4.vidası üzerine düşen gerilmeler	73
Şekil 3.54.	Y plağın 5.vidası üzerine düşen gerilmeler	73
Şekil 3.55.	Y plaklı sabitlemede oluşan deformasyon	74
Şekil 3.56.	Y plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri	74
Şekil 3.57.	Sağlıklı mandibuladaki toplam yer değiştirme miktarı	76

## ÇİZELGE LİSTESİ

		<b><u>Sayfa No</u></b>
Çizelge 1.1.	Yetişkinlerde kırık oluşum sebepleri	7
Çizelge 1.2.	Çocuklarda mandibula kırıklarının sebepleri	8
Çizelge 1.3.	Mandibula kırıklarının bölgelere göre dağılımı	8
Çizelge 1.4.	Mandibula kırıklarının bölgelere göre tedavi metotları	9
Çizelge 1.5.	Biyomalzeme olarak kullanılan doğal ve sentetik malzemeler	16
Çizelge 1.6.	Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri	17
Çizelge 1.7.	Krom-kobalt malzemenin mekanik özellikleri	18
Çizelge 1.8.	Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri	19
Çizelge 2.1.	Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri	47
Çizelge 3.1.	I plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	55
Çizelge 3.2.	Kare plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	57
Çizelge 3.3.	Y plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	61
Çizelge 3.4.	I plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	67
Çizelge 3.5.	Kare plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	70
Çizelge 3.6.	Y plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri	75

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Ø	Burulma Açısı
a	İvme
A	Alan
Al	Alüminyum
ASCII	American Standard Code for Information Interchange (Bilgi Değişimi İçin Amerikan Standart Kodlama Sistemi)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Co	Kobalt
Cr	Krom
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Medikal Görüntüleme Kullarılan Dosya Formatı)
F	Kuvvet
Fç	Çekme Kuvveti
FEM	Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
Fn	Normal Kuvvet (Hesap Kesitine Dik Kuvvet)
G	Kayma Modülü
GPa	Giga Pascal
HBR	Brinell Sertlik Değeri
IGES	Initial Graphics Exchange Specification (Dosya Uzantı Formatı)
İMF	İntermaksiller Fiksasyon
kg	Kilogram
M	Moment
m	Kütle
Meg	Eğilme Momenti
MIMICS	Materialise's Interactive Medical Image Control System
Mo	Molibden
MPa	Mega Pascal
MR	Manyetik Rezonans
Mt	Torsiyon Momenti
N	Newton
Ni	Nikel

Nm	Newtonmetre
PMMA	Polymethyl methacrylate
Rc	Sertlik Oranı
s	Saniye
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
STL	Steriolithography (Dosya Uzantı Formatı)
SI	Système international d'unités (Uluslararası Birimler Sistemi)
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
W	Mukavemet Momenti
Weg	Eğilme Mukavemet Momenti
Wt	Torsiyon Mukavemet Momenti
Zr	Zirkonyum
v	Poisson Oranı
$\sigma$	Gerilme
$\sigma_b$	Basma Gerilmesi
$\sigma_c$	Çekme Gerilmesi
$\sigma_{eg}$	Eğilme Gerilmesi
$\tau_k$	Kayma Gerilmesi
$\tau_t$	Burulma Gerilmesi
$E$	Elastikiyet Modülü
$G$	Kayma Sabiti Modülü (Young)
$J$	Polar Atalet Momenti
$T$	Burulma Momenti (Tork)
$L$	Mil Uzunluğu

## ÖZET

### MANDİBULA KIRIKLARINDA KULLANILAN PLAK-FİKSATÖRLERİN MALZEME VE GEOMETRİ FARKLARININ KIRIK TİPLERİNE GÖRE KIYASLANMASI

Fatih ATİK  
Düzce Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü, İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı  
Yüksek Lisans Tezi  
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN  
Haziran 2013, 85 Sayfa

Mandibula kırıklarında miniplak kullanımı yaygın görülen cerrahi müdahale yöntemlerinden biridir. Mandibula kemiği kırıklarında plak-fiksator uygulaması öncesi tetkiklerde kullanılacak biyomalzemenin taşıyabileceği sınır değerlerinin ortaya konması gerekir. Plak ve fiksatorün, çenenin maksimum kuvvete ulaştığı durumlar dahil her türlü etkiye karşılık verir nitelikte olması istenmektedir. Plak ve fiksatorlerin biyouyumlulukları yanısıra uygulandıkları bölgenin ihtiyaç duyduğu yükleri de karşılayabilecek nitelikte olması beklenir. Kullanılacak malzeme ve plak geometrisinin cerrahi öncesi tetkiklerle belirlenmesi gerekir.

Bu çalışmada, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden üç boyutlu mandibula modeli oluşturulmuş, sagittal split osteotomi ve angulus bölgesinde kırık oluşturulmuştur. Her iki kırık modeli için, miniplak ve fiksatorünün farklı biyouyumlu malzemeler (Titanyum6 Alüminyum4 Vanadyum, Krom Kobalt, Paslanmaz Çelik) ile tasarlanıp gerilme analizleri ve plaklarda yaygın olarak kullanılan 3 farklı geometri oluşturulup yine herbiri için ayrı ayrı olmak üzere ANSYS programı ile sonlu elemanlar analizi yapılarak, yük taşıma kapasiteleri karşılaştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler :** Miniplak, fiksator, sonlu elemanlar, mandibula

## **ABSTRACT**

### **MANDIBULAR FRACTURES FRACTURE TYPES USED BY PLAQUE-FIXATORS MATERIALS AND GEOMETRY COMPARISON OF DIFFERENCES**

Fatih ATİK

Duzce University

Institute of Science, Department of Manufacturing Engineering

Master's Thesis

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Arif ÖZKAN

June 2013, 85 Pages

Miniplaque surgery is one of the common use of mandibular fractures. It must be known the limit values of biomaterial that can carry out before the application of plate-fixation for fractures of the mandible bone. Plate and fixation should respond any effects that include the chin reaches the maximum force. Plates and fixators should be biocompatible and also they are able to carry loads applied to the region's needs. Investigations necessary to determine and record the geometry of the material to be used prior to surgery.

In this study, Computerized Tomography (CT) images in a three-dimensional model of mandibular sagittal split osteotomy and fracture in angulus was created. For both fracture model, miniplates and fixator were designed with different biocompatible materials ( Titanium6, Aluminnum4, Vanadium, Cobalt Chrome, Stainless Steel ) and they were formed as 3 different geometries and stress analysis was performed. The load carrying capacities were compared Using ANSYS finite element analysis program.

**Keywords:** Miniplate, fixer, finite elements, the mandible

## **EXTENDED ABSTRACT**

### **MANDIBULAR FRACTURES FRACTURE TYPES USED BY PLAQUE-FIXATORS MATERIALS AND GEOMETRY COMPARISON OF DIFFERENCES**

Fatih ATİK

Duzce University

Institute of Science, Department of Manufacturing Engineering

Master's Thesis

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Arif ÖZKAN

June 2013, 85 Pages

#### **1. INTRODUCTION:**

The use of mini plates is one of the common intervention methods of mandible fracture healings. The force carrying capacity limits of the biomaterials that used in mandibula fixations must be well known before to the plate fixation application. Plate and fixators responds to all influences, including maximum force of bitten cases. Plate geometry and material must be determined prior to surgery because of all these factors. Plate and fixation, including cases where the chin reaches the maximum force required to have any effect responds to the nature. Biocompatibilities fixators are applied, as well as loads of plaque and also capable of meeting the needs of the region can be expected. The main aim of this study is comparison of 3 different geometries, 3 different materials and 2 different mandibular crack types for useful fixation techniques of mandibular reconstruction.

#### **2. MATERIAL AND METHODS:**

In this study, computed tomography (CT) images based three-dimensional models of mandibular sagittal split osteotomy and fracture in angulus designed by MIMICS® software. Each broken models, and the fixator miniplate different biocompatible materials materials are widely used mini plates and the fixator (Titanium Alloy, Chrome Cobalt, Stainless Steel) were designed with different geometry variations. Also they were compared. Each model and the materials which used in this model were compared with the stress and deformation capacities, aided with ANSYS ® finite element software. Reverse engineering methodology was used in modeling process. Additionally, material properties of all materials were added in accordance with literature works and product market values.



### **3. RESULTS AND DISCUSSIONS:**

Finite element analysis results as in vitro studies were obtained with mandibula plate and its materials. Plates that used in two different types of mandibula fractures, accordance with under which conditions preference were expressed. Thus, the types of fracture, fixator materials and geometry have been carried out depending on the benchmark.

### **4. CONCLUSION AND OUTLOOK:**

Accordingly, a database has been obtained using "Y", "I" and "Square" geometry fixators. According to all FEA results "Y" type fixators has a maximum stress distribution and the "I" type fixator have more favourable stress distribution than the others.

# 1. GİRİŞ

Dıştan veya içten etki eden kuvvetlerle kemik dokusunda oluşan ayrılmaya veya bu sebeplerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına kırık denir [1]. Kemikteki kırılma etki eden kuvvetlerin derecesine ve kemiğin şoku abzorbe edebilme yeteneğine göre ufak bir çatlaktan (fissur), bir veya birçok kemiğin kırılmasına; hatta komsu eklemlerde çıkık eşlik etmesine (kırıklı-çıkık) kadar değişiklik gösterebilir.

Kırık tiplerine göre sınıflandırma; [2,3]

- Kemik doku sağlamlığına göre
- Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri yada mukoza yoluyla, dış ortamlarla ilişkide olup, olmamasına göre
- Kırık oluşturan kuvvete göre
- Kırık sayısına göre
- Kırığın derecesine ve kırık hattına göre
- Kırığın kemikteki anatomik lokalizasyonuna göre
- Kırılan kemiğin histolojik yapısına göre
- AO sınıflaması (kemiğin gruplandırılmış sınıflandırılması A1, A2, B1,C1,C2 gibi)

Kafa-yüz yaralanmalarında mandibula kırıkları sıkça görülen travma çeşitlerindedir. Çene-yüz bölgesinde oluşabilecek kırıklara karşı yapılacak müdahalede, bölgenin yapısı ve fonksiyonlarının bilinmesi gerekir. Bunların yanı sıra, kırığın oluş şekli, hastanın yaşı gibi faktörlerde müdahale öncesi bilinmesi gereken noktalardır.

## 1.1. MANDİBULA KIRIKLARI

### 1.1.1 Tarihteki Tedavi Yaklaşımları

Mandibula kırıklara tarihte her dönem bilimin ışığında tedavi metotları geliştirilmiştir. İlk kez milattan önce Hipokrat kırık segmentlerin redüksiyonunu ve immobilizasyonunu tarif etmiştir [4]. Kırık parçaları el yordamı ile düzeltilerek, kırığa komşu olan dişler keten ip veya altın tel ile sarılarak sabitlenmiştir.

1743'de Bunon bu sabitlemeyi yeterli görmemiş ve fildişinden yaptığı bloğu sabitleme aparatı olarak kullanarak alt çeneye yerleştirmiştir.

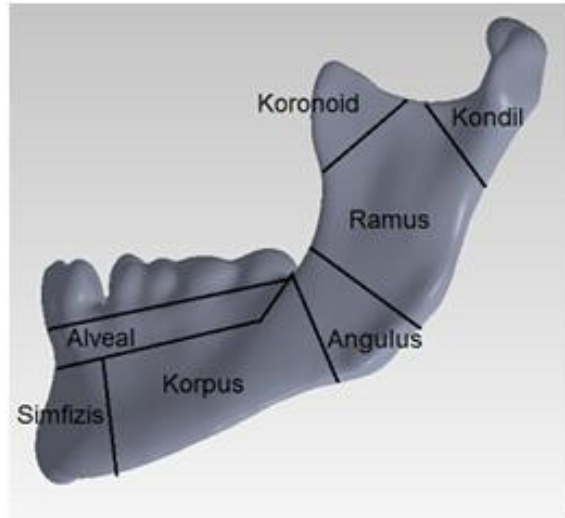
1847 yılında Buck geliştirdiği teknikle, her bir kırık parçasına delik açarak, tel ile fiksasyonda öncü olmuştur. 1858'de Hayward ilk kez kişiye özel metal splint kullanmıştır [5].

Mandibula kırıklarında miniplak kullanımı ilk kez 1973 yılında Michelet tarafından ortaya atılmıştır [6].

1976 yılında ise bu metod Champy ve arkadaşları tarafından geliştirilip, bugün kullandığımız tekniğin temellerini oluşturmuştur [7,8].

### 1.1.2. Sınıflandırılması ve Günümüz Temel Tedavi Metodları

Literatürde kırık bölgesi ve hattına göre sınıflandırma ilk defa 1964 yılında Natvig ve Dingman [9] tarafından yapılmıştır. Bu sınıflandırma ve mandibula kırıklarında rastlanan kırık bölgeleri Şekil 1.1 de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Mandibula kırıklarının bölgelerine göre sınıflandırması [9]

Dorland'ın tıp sözlüğüne göre mandibula kırıkları şöyle sınıflandırılır [10]:

- Basit veya Kapalı: Dış ortamla, ne deri, ne mukoza, ne de periodontal membran yoluyla temasta olmayan kırıklardır.
- Birleşik ya da açık (Compound): Deri, mukoza veya periodontal membran içeren ve dış yarısı olan kırıklardır.

- Parçalı (Comminuted): Kemiğin ezildiği veya parçalandığı kırıklardır.
- Yeşil ağaç: Kemiğin bir tarafının kırıldığı diğer tarafının eğildiği kırıklardır.
- Patolojik: Daha önceden bulunan bir kemik hastalığından kaynaklanan kırıklardır.
- Çoklu kırıklar: Aynı kemikte diğeriyle temasta olmayan birden fazla kırık çizgisinin bulunması durumudur.
- Gömük: Bir parçanın diğeri içinine sıkıca girdiği (gömüldüğü) kırık şeklidir.
- Atrofik: Dişsiz alt çenelerde olduğu gibi atrofiye olmuş kemiğin kırılmasıdır.
- İndirekt: Yaralanan bölgeden uzakta meydana gelmiş kırıklardır.
- Komplike veya kompleks: Komşu doku ve bölgelerde belirgin hasar olan kırıklardır. Basit veya birleşik olabilir.

Mandibula kırıklarında üç temel fiksasyon metodu izlenmektedir [11] :

- Mini plak-vida ile fiksasyon
- Brons tipi tel ile fiksasyon
- Eksternal fiksasyon

### 1.1.3. İstatistik Veriler

Mandibula, yeme içme faaliyetlerinin en önemli bileşenlerinden biridir. Isırma ve çiğneme fonksiyonları için dişlere güç veren mandibula kafa bölgesinde en fazla travma görülen bölgedir. İrkören ve arkadaşları 3 yıl içerisinde 63 vakada görülen mandibula kırıklarının tedavilerini gerçekleştirmiş, oluşum sebepleri Çizelge 1.1 de verilmiştir.

**Çizelge 1.1.** Yetişkinlerde kırık oluşum sebepleri [12].

Kırık Nedeni	Yüzdellik oran
Trafik kazası	%51
Darp	% 28
Düşme	% 16
Diğer	% 5
Toplam	%100

Gökcan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 2000-2006 yılları arasında 167 hastada görülen mandibula kırık olguların büyük kısmının erkek olduğu (% 73.05) ve en sık travma nedeninin motorlu araç kazası (% 67.07) ve darp (% 20.36) olduğu belirtmişlerdir [13].

Yetişkinlerde sebepler bu şekilde iken, çocuklarda nedenler farklılık göstermektedir. Çetingül ve arkadaşları çocuklarda görülen mandibula kırıklarının sebeplerini Çizelge 1.2 deki gibi sıralamışlardır.

**Çizelge 1.2.** Çocuklarda mandibula kırıklarının sebepleri [14,15]

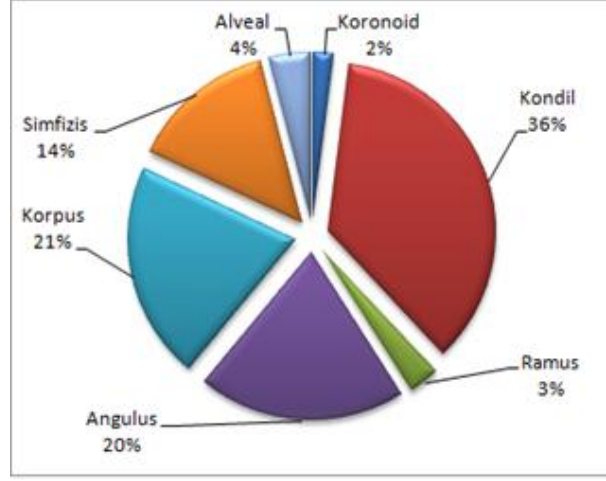
Kırık Nedeni	Yüzdellik oran
Düşme	%59.5
Trafik kazası	% 24.5
Spor ve oyun kazası	% 7.5
Diğer (hayvan tekmesi, kavga, üzerine ağırlık düşmesi)	% 8.5
Toplam	%100

Önemli bir noktada kırığın mandibulanın hangi bölgelerinde görüldüğü yönündedir. Gökcan ve arkadaşları 2000-2006 yılları arasında mandibula kırığı şikayeti ile tedavileri yapılan hastaların, kırık bölgelere göre dağılımını Çizelge 1.3 deki gibi belirtmişlerdir.

**Çizelge 1.3.** Mandibula kırıklarının bölgelere göre dağılımı [13]

Kırığın yeri	Kırık sayısı ve yüzdellik oranı (%)
Simfizis / Parasimfizis	37 (% 36.27)
Korpus	22 (% 21.57)
Angulus	18 (% 17.65)
Kondil / Subkondil	16 (% 15.68)
Ramus	9 (% 8.82)
Toplam	102 (% 100)

Mandibula kırıklarının bölgelere göre dağılımı hakkında 2008-2011 yılları arasında istatistiki veri elde eden İrkören ve arkadaşlarına göre, edinilen sonuçlar Şekil 1.2 deki gibidir.



**Şekil 1.2.** Mandibula fraktürlerinin bölgelere göre dağılımı [12]

Mandibula kırıklarının bölgelerine ve hassasiyetine göre müdahale tipleri Çizelge 1.4 de gösterilmiştir.

**Çizelge 1.4.** Mandibula kırıklarının bölgelere göre tedavi metodları [16].

Kırığın yeri	Deplasman	Redüksiyon/Fiksasyon
Kondil	Minimal	Kapalı
	Orta Derecede	Kapalı
	Ciddi	Açık, Miniplak veya Tel
Ramus	Minimal	Kapalı
	Orta Derecede	Kapalı
	Ciddi	Açık
Angulus	Minimal	Kapalı
	Orta Derecede	Tel veya Plak
	Ciddi	Plak
Korpus	Minimal	Kapalı
	Orta Derecede	Açık (plak)
	Ciddi	Açık (plak)
Simfizis	Minimal	kapalı
	Orta Derecede	Açık (plak)
	Ciddi	Açık (plak)

Araştırmalar göstermiştir ki, angulus bölgesinde görülen kırıklar, kondilden sonra en fazla rastlanan mandibular travma çeşididir. Bazı yazarlar tarafından bunun sebebi olarak yirmi yaş dişi gösterilmiştir [17,18]. Zira bu bölgede yirmili yaş dişi olduğun için diğer bölgelere nazaran daha ince bir yapıya sahiptir. eneye bakıldığında tam köşe kısımda olması ve istatistiklerinde bu bölgedeki kırığın 20-30 lu yaşlarda görülmesi, bu görüşü destekler niteliktedir. Çizelge 1.4 de görüldüğü üzere angulus bölgesindeki kırıklar, minimal olmadığı sürece plak kullanılması zorunludur.

## **1.2. MİNİPLAKLAR**

Mandibula fraktürlerinde, önceleri tel ve intermaksiller fiksasyon (IMF) ile yapılan uygulamalar kullanılırken günümüzde vidalar ve farklı konumlara yerleştirilen plak sistemleri tercih edilmektedir [19]. Her fiksasyonda olduğu gibi miniplak kullanımındaki amaçta kırık iyileşinceye kadar geçecek süre zarfında, bölgeyi sabit tutmaktır. Kırık hattında oluşabilecek hareket, kaynama sürecinde komplikasyonlara sebep olabilir. Abseleşme, osteomyelitis, pseudarthrose en sık karşılaşılan komplikasyon türleridir [20].

Sato ve arkadaşları 2012 yılında yapmış oldukları çalışmada, sagittal split osteotomi fiksasyonunda melez olarak tabir ettikleri teknikle fotoelastik ve sonlu elemanlar yöntemi ile testlere tabi tutulmuştur. Sadece plaklı, sadece vidalı ve plak-vida kombinasyonları ile test etmişler, plaklı-vida kombinasyonundan daha olumlu sonuçlar elde etmişlerdir [21].

Ataç ve arkadaşları 2009 yılında yapmış oldukları çalışmada, maksilla kemiğinin normalden aşağıda olma durumu üzerinde sonlu elemanlar metodu ile, 2 plaklı ve 4 plaklı fiksasyon gerçekleştirmiş, 4 plaklı fiksasyon metodunda maksilla ve elmacık kemiğinde 2 plaklı metoda nazaran düşük stres değerlerine rastlanmış, bununla birlikte 2 plaklı metodun yeterli ve tercih edilebilir seviyelerde olduğu sonucuna varmışlardır [22].

Erkmen ve arkadaşları sonlu elemanlar metodu ile sagittal split osteotomi fiksasyonunu 4 farklı şekilde gerçekleştirmiş, 2 plaklı, tek plaklı, 2 lag vidalı ve 3 lag vidalı deneylerinde, 3 vidalı üçgen konfigürasyonlu metodun daha yüksek ve olumlu sonuçlar elde etmiş, herhangi bir döndürme hareketi minimize edip mekanik fiksasyon sağlanmıştır [23].

Takahashi ve arkadaşları farklı kesim noktalarından sagittal split osteotomi fiksasyonunu tek plak ile gerçekleştirmiş, plak 3 temel kesi düzlemine, 4 farklı konumda yerleştirilerek, sonlu elemanlar analizine tabi tutulmuştur. OD yönetmi olarak tabir ettikleri kesi düzleminde, Champy çizgileri boyunca yerleştirilen plak metodunda diğerlerine nazaran daha olumlu sonuçlar elde etmişlerdir [24].

Keleş ve arkadaşları 1992-2004 tarihleri arasında klinik ve radyolojik olarak maksillofasiyal kemiklerden en az birinde kırık saptanan 602 hastanın, 257 tanesine miniplak uygulamış, operasyon sonrası hastaların % 8.3 ünde komplikasyon oluştuğunu gözlemlemiştir [25].

Miniplakların angulus bölgesindeki fraktürlerde kullanımı ilk kez 1981 yılında Niederdellmann ve arkadaşları tarafından 50 hasta üzerinde uygulamış ve başarılı sonuçlar elde etmişlerdir [26]. Buna ek olarak Ellis ve Ghali [27] 30 hasta üzerinde yaptıkları kırık tedavisinde, bu tekniğin angulus kırıklarında çok başarılı olduğunu fakat operasyonun çok hasas bir cerrahi işlem olduğunu belirtmişlerdir [28].

Miniplak kullanılarak yapılan tedavilerin, aşağıda açıklandığı şekilde bazı avantaj ve dezavantajlar mevcuttur [29,30].



### 1.2.1. Miniplak Sisteminin Avantajları

- Miniplaklar rijit ve stabil fiksasyon sağlar. Bu nedenle intermaksiller fiksasyona (İMF) olan ihtiyaç azalır veya elimine eder.
- İMF'nin elimine edilmesiyle tellerden diş ve periodontal dokulara verdikleri zarar, ağız hijyenini sağlama zorlukları ortadan kalkar.
- Ankiloz riski azalır.
- Maksimum ağız açıklığına geçiş süresi kısalmıştır. İMF yapılmayan hastalarda bu süre 4 hafta iken İMF yapılanlarda 15. haftada bile henüz maksimum ağız açıklığı elde edilememiştir.
- Hastanın sosyal aktivitelerdeki kısıtlılıkları giderilir.
- Konuşmaları anlaşılır hale gelir.
- Hastaların dietleri çeşitlendirilir. böylece tedavi süresince hastalarda kilo kayıpları çok az olur.
- Post-operatif dönemde hemşire bakımına olan ihtiyaç ve solunum yoluyla ilgili olabilecek komplikasyonlar belirgin bir şekilde azalmıştır. hastane bakımının az olması iş gücü kaybında önüne geçmiş olur.
- İnternal ve eksternal craniofasial aygıtların kullanımına gerek kalmadan intraoral yaklaşımla yerleştirilebilmesi, cerrahi tekniklerinin basit olması, kompleks deformitelerin bir basamakta minimal komplikasyon ve minimal sekonder deformite ile yapılmasını mümkün kılar.
- Dişsiz hastalarda klasik yöntemlerle yapılacak olan kullanımı son derece zor gunning tipi splintlere, ağrı ve enfeksiyonlara yol açacak perimandibuler tellemeye olan gereksinimi ortadan kaldırır.

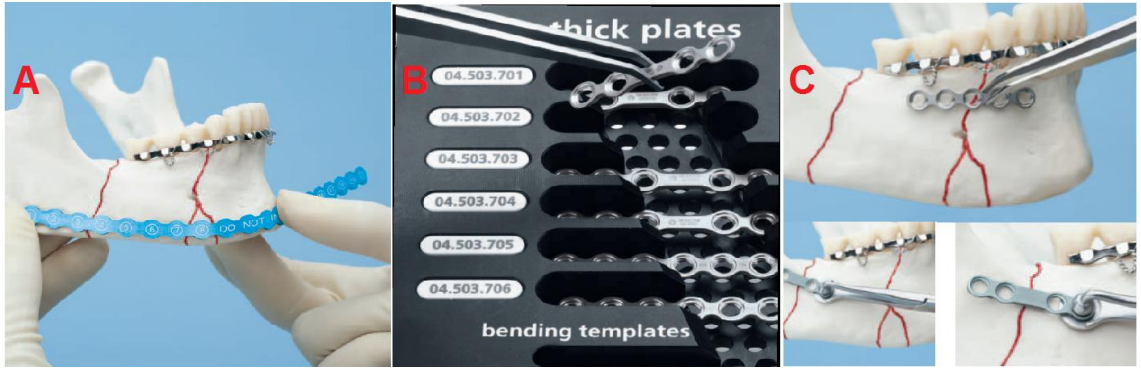
### 1.2.2. Miniplak Sisteminin Dezavantajları

- Açık redüksiyon gerektirmesi
- Plağı tutan vidaların inferior dental nöromusküler banda ve dişlerin apeksine zarar verme riski taşıması.
- Enfeksiyon riski taşıması.
- Termal irritasyon yapılabilmesi.
- Allerjik reaksiyon riski taşıması.
- Plağın elle hissedilebilmesi.
- Özel set ve deneyim gerektirmesi olarak bilinir.

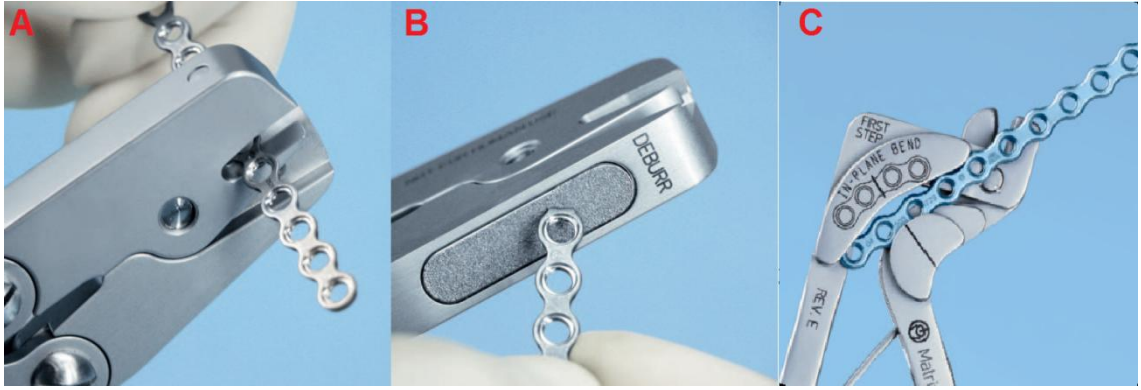
Dezavantajlar içinde yer alabilecek bir diğer noktada kırık iyileştikten sonra plak ve vidaların durumudur. Genel kanı plak ve vidalar, hastanın bir şikayeti olmadığı sürece çıkartılmaması yönündedir. Ancak bazı yazarlar tarafından bu kabul edilmemekle birlikte operasyonu takip eden 1-2 ay içerisinde çıkarılmasını önermektedir [31].

### 1.2.3. Miniplak Fiksasyonunun Uygulanması

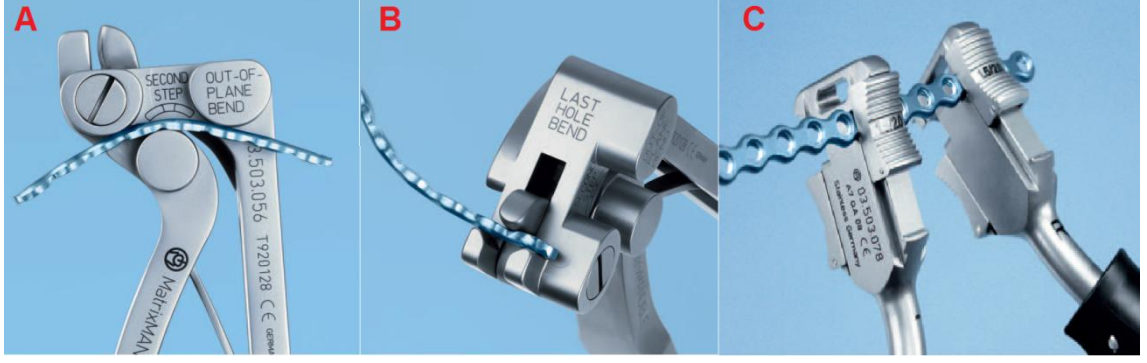
Operasyon uzman ekip tarafından gerçekleştirilir. Görsel akışı Şekil 1.3, Şekil 1.4, Şekil 1.5 ve Şekil 1.6 daki gibidir [32,33]



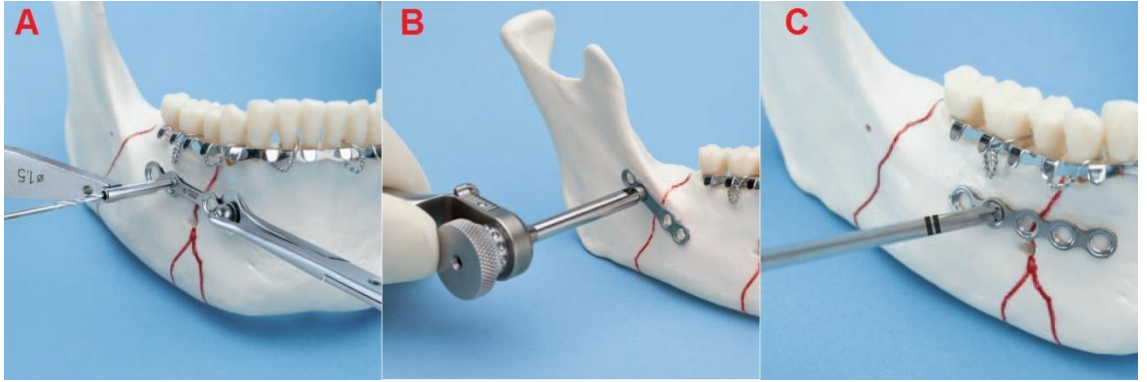
Şekil 1.3. Miniplakın yerleşeceği bölgenin ölçümler



Şekil 1.4. Miniplakın ölçüme göre kesilip düzenlenmesi



**Şekil 1.5.** Miniplağın çeneye uyacak şekilde hazırlanması (eğip bükme)



**Şekil 1.6.** Çenenin delinmesi plağın montajı

Fiksasyonu gerçekleştirecek olan ekip, önce mandibula kırığının tespiti ile başlar (Şekil 1.3). Buradan alınan netice ile miniplak seçilir. Miniplak çeneye tam oturması için gerekli geometri, eğip bükme aparatları yardımı ile sağlanır (Şekil 1.4, Şekil 1.5). Herbir mandibula parçası dril ile delinip karşılıklı vidalanarak fiksasyon gerçekleştirilir (Şekil 1.6).

### 1.3. BİYOMALZEMELER, ÖZELLİKLERİ VE KULLANIM ALANLARI

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek yada desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas eden materyallerdir. Biyomalzeme geçmişi bundan 2000 yıl öncesine kadar gitmektedir. Eski Mısır mumyalarında rastlanan yapay göz ve burun bunun en belirgin kanıtıdır. 19. Yüzyıla varıldığında biyomalzemelerin vücut içerisinde kullanımı başlamıştır. 1938 yılında ilk metal protez olan vatalyum üretilmiştir.

Fakat bu biyomalzeme vücut içerisinde ciddi metal korozyonuna sebep olmuştur. 1950'lerde kan damarlarının değişimi, 1960'larda kalça protezleri, 1970'lerde ise sentetik ameliyat ipliği gibi birçok biyomalzeme kullanılmaya başlanmıştır. Biyolojik uyum 19. Yüzyılın 2. yarısına kadar aşıl原因an bir sorun olmuştur. Son 30 yılda birçok metal, seramik ve polimer vücudun değişik parçalarını onarımı ve yenilenmesi için kullanılmaktadır [34].

### **1.3.1. Biyouyum**

Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir. Biyouyumlu, yani vücutla uyuşabilir bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, vb) meydana getirmeyen malzemedir [34].

Canlı dokuya yerleştirilen tüm malzemeler, bu dokudan tepki alırlar. Bu tepki doku-implant ara yüzeyinde oluşur. İmplant malzemeye olan doku cevabının dört türünden bahsedilebilir [34] :

- Malzeme toksikse, çevresindeki doku ölür.
- Malzeme toksik değil ve biyo inertse, değişik kalınlıklarda fibroz doku oluşumu gerçekleşir.
- Malzeme toksik değil ve biyoaktifse, doku implant ara yüzeyinde bağlanma gerçekleşir.
- Malzeme toksik değil, fakat çözünür yapıdaysa, çevresindeki doku, implantın yerini alır.

Biyouyumu ile vücutta kullanıldığı yerlere göre malzemeler Çizelge 1.5 de verilmiştir.

**Çizelge 1.5.** Biyomalzeme olarak kullanılan doğal ve sentetik malzemeler [35].

Uygulama Alanı	Malzeme Türü
iskelet Sistemi  Eklemler Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar  Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde  Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları  Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit  Teflon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teflon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları iç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojeller Silikon-akrilat, hidrojeller Kolajen, hidrojeller

### 1.3.2. Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeleri iskelet sistemimize iyi uyum sağlayan malzemelerin başında gelir. Güçlü metalik yapıları ile ani ve değişken yüklenmelere olumlu cevap verirler.

Metallerin biyouyumluluğu, vücutta korozyona uğramaları ile ilgilidir. Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunmasıdır.

Metalik biyomalzemeler saf ve alaşım halinde olabilirler. Yaptığımız analizlerde de kullandığımız bu malzemeler;

- Paslanmaz çelikler
- Krom Kobalt (CoCr) alaşımları
- Titanyum (Ti) alaşımları

### 1.3.2.1. Paslanmaz Çelikler

Biyomalzeme olarak yaygın kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. “L”, karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için eklenmiştir. %60-65’i demir olup, %17-19 krom ve %12-14 nikelden oluşur. Paslanmaz çeliklerde korozyon dayanımını etkileyen ana alaşım elamanı Krom (Cr)’dur ve Cr’un min. %11 olması gerekmektedir. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden de bulunur [34,36]. Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri Çizelge 1.6 da verilmiştir.

**Çizelge 1.6.** Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri [37]

Maddenin Hali	Çekme Gerilmesi (MPa)	Akma Gerilmesi (MPa)	%Uzama	Sertlik Rc
Sıcak Dövülmüş	485	172	40	95 HBR
Soğuk Dövülmüş	860	690	12	-----

### 1.3.2.2. Krom-Kobalt Alaşımları

Temel olarak kobalt-krom molibden alaşımı ve kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı olmak üzere iki tür alaşımdan söz edilir. Kobalt-krom-molibden alaşımı, uzun yıllardan beri dişçilikte ve son zamanlarda yapay eklemlerin üretiminde kullanılmakta. Kobalt-nikel krom- molibden alaşımıysa daha yeni bir malzeme. Fazla yük altındaki eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanılmaktadır.

Bu tür alaşımların bileşimleri, temel olarak ağırlıkça %65 kobalt ve geri kalanı kromdan oluşuyor. Daha iyi tanecik elde etmek için yapıya molibden ekleniyor [34,36]. Krom kobalt malzemenin mekanik özellikleri Çizelge 1.7 deki gibidir.

**Çizelge 1.7.** Krom-kobalt malzemenin mekanik özellikleri [37]

	CoCrMo (F75)	CoCrWNi (90)	CoNiCrMo (F562)	
			Tavlanmış	Soğuk Dövülmüş ve Yaşlandırılmış
Çekme Dayanımı (MPa)	655	860	793-1000	1793 (min)
Akma Dayanımı (MPa)	450	310	240-655	1585
Uzama (%)	8	10	50	8
Kesit Daralması (%)	8	-----	65	35
Yorulma Dayanımı (MPa)	310	-----	-----	-----

#### *1.3.2.3. Titanyum Alaşımları*

Titanyum, 316 paslanmaz çelik, ve krom-kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzeme. Titanyumun, inert özellikte olması, nontoksit yapısı, antimagnetik özelliği, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi oluşu, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilmesi, biyokompatibilesinin yüksek olması, korozyona karşı dirençli olması, elastiklik modülünün kemiğinkine çok yakın olması, hafif olması, kimyasallar ve asitlerden etkilenmemesi, iyi korozyon direncinin olması, dokuda alerjik reaksiyon oluşturmaması, renk değiştirmemesi, tuzlu sudan etkilenmemesi, yüksek güç ve düşük yoğunluk gibi özellikleri, titanyumun ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır [36,38]. Çizelge 1.8 de titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri verilmiştir.

**Çizelge 1.8.** Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri [39]

	Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı ( $\sigma_y$ )	Uzama %	Kesit Daralması %	Young Modülü (GPa)
Saf Ti 1.Cins	240	170	24	30	102.7
Saf Ti 2.Cins	345	275	20	30	102.7
Saf Ti 3.Cins	450	380	18	30	103.4
Saf Ti 4.Cins	550	485	15	25	104.1
Ti-6Al-4V ELİ (Tavlanmış)	860-965	795-875	10-15	25-47	101-110
Ti-6Al-4V (Tavlanmış)	895-930	825-869	6-10	20-25	110-114
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	25-45	114
Ti-5Al-2,5Fe	1020	895	15	35	112
Ti 5Al 1,5B	925-1080	820-930	15-17	36-45	110
Ti-15Su-4Nb-2Ta-0,2Pd	860	790	21	64	89
(Tavlanmış- Yaşlandırılmış)	1109	1020	10	39	103
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0,2Pd	715	693	28	67	94
(Tavlanmış- Yaşlandırılmış)	919	806	18	72	99
Ti13Nb13Zr (Yaşlandırılmış)	973-1037	836-908	10-16	27-53	79-84
TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) (Tavlanmış)	1060-1100	700-1060	18-22	64-73	74-85
Ti 15Mo (Tavlanmış)	874-851	544-736	21-10	82	78-81
Tiadyne 1610 (Yaşlandırılmış)	852	838	25	48	80
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852	838	25	48	80
(Yaşlandırılmış)	1060-110	1000-1060	18-22	64-73	80
21RX (Tavlanmış) (Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si)	979-999	945-987	16-18	60	83
Ti 35,3Nb 5,1Ta 7,1Zr	596.7	547.1	19	68	55
Ti 29Nb 13Ta 4,6Zr (Yaşlandırılmış)	911	964	13.2	—	80



#### 1.4. KUVVET ANALİZ YÖNTEMLERİ

Analizler ve deneyler belli fizik kuralları çerçevesinde gerçekleştirilir. Bu işlemler bilgisayar destekli olsa dahi arka planda matematiksel işlemler ve döngüler sayesinde çözümlenir. Bu nedenle yöntemlerden bahsetmeden önce, temel mühendislik terimleri hakkında bilgiler verilmiştir.

- Cisim : Kapalı yüzey ve yüzeylerle kaplanmış maddedir. Bir başka deyiş ile, maddenin şekil almış parçasına cisim denir. [40].
- Madde : Uzayda belirli bir yer kaplayan her şeye madde denir. Bir başka deyiş ile, ağırlığı ve hacmi olan varlıklara madde [40].
- Uzay : Uzaydaki cisimlerin yerleri ve durumları belli koordinat sistemlerine göre söylenebilir. Örneğin uzay kavramı bir P noktasının yeri kavramı ile yakından ilgilidir. P nin yeri bir karşılaştırma noktası veya başlangıçtan itibaren verilen üç doğrultuda ölçülen üç uzunluk tanımlanır. Bu uzunluklara P nin koordinatları adı verilir [40].
- Zaman : Bir olayı tanımlamak için uzaydaki yerini belirtmek yeterli değildir. Olayın zamanında verilmelidir. Zaman dünyanın dönüş sürecinin belirli bir diliminin, miktarının büyüklüğüdür [40].
- Kuvvet : Cisimlerin denge durumunu değiştiren sebeptir. Kuvvet bir cismin diğer bir cisim üzerindeki etkisini temsil eder. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultusu (tesir çizgisinin pozisyonu), yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir [40]. Kuvvet: F, ivme: a, Kütle: M olmak üzere;

$$F = M \times a \quad (1.1)$$

Kuvvet birimi olan F kilogram cinsinden olabildiği gibi, Newton cinsinden de olabilir. Bu durumda formül;

$$N = kg \times m/s^2 \quad (1.2)$$

Kuvvet, 1687de Sir Isaac Newton tarafından tanımlanmıştır ve şu anda Newton'un hareket kanunları olarak geçmektedir.

Newton kanunlarına bakıldığında;

1. : Cisim üzerine uygulanan kuvvetlerle durumunu değiştirmeye zorlanmadıkça, denge durumunu ya da düz bir doğru üzerindeki hareketini korur.

2. : Bir cismin ivmelenmesi, bu ivmeyi oluşturan kuvvet yönündedir. Kuvvet ile doğru, cismin kütlesiyle ters orantılıdır. İvme kuvvetin şiddetine ve yönüne bağlıdır.
3. : Her hareket için eşit ve ters bir karşı hareket vardır (etki = tepki). Kuvvete karşı oluşan tepki cismin içinde gerçekleşir. Bu durumda sistem statik denge konumundadır [41,42].

Çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin pek çoğunda alt çenenin yüklendiği zaman statik denge konumunda olduğu farz edilir. Çiğneme sisteminin dinamiğini ve hareketi içeren modellerin analizi dinamik değişkenler ve ikinci dereceden diferansiyel denklemler içerirler. Alt çeneye etki eden kuvvetler genellikle noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır [42].

- Moment : Moment, bir kuvvet veya kuvvet sisteminin bir cisme uyguladığı dönme etkisidir. Moment, cismi eksen etrafında döndürüyorsa burulma momenti (torque), dik kesit eksenleri etrafında döndürüyorsa eğilme momenti (bending moment) adını alır. Momentin birimi Nm (SI sistemi veya İngiliz sisteminde lb.ft veya oz.in) dir [42].
- Mukavemet : Bir sisteme uygulanan dış kuvvetlerin sistemin iç yapısında meydana getirdiği zorlamaları inceleyerek hesaplar ve sistemin iç yapısının bu zorlamalara dayanabilmesi için sistemin ne gibi bir malzemedен ve ne gibi ölçülerde yapılması gerektiğini inceler. Bu zorlamalar, sisteme etkiyen dış kuvvetler sistemde kuvvetler meydana getirir. Dış kuvvetlerin oluşturdukları tüm zorlamalara gerilme adı verilmiştir [40].
- Gerilme : Belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan, birim alandaki tepki olarak tanımlanmaktadır [43].

$$\text{Gerilme} = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan (A)} \quad (1.3)$$

Şeklindeki bir denklem ile ifade edilir.

Gerilme, cisme etki eden kuvvetlerin yönlerine ve cisme etki ettikleri noktalara göre değişik tipleri vardır. Bunlar;

1. Çekme gerilmesi
2. Basma gerilmesi
3. Kayma gerilmesi
4. Eğilme gerilmesi
5. Burulma gerilmesi
6. Bileşik gerilme

- Çekme Gerilmesi : Cismin eksenî doğrultusunda uygulanan bir çekme kuvvetine maruz kalan bir cismin içyapısında bu kuvvetin dengelenebilmesi amacıyla oluşan ve bütün kesitlere eşdeğer bir şekilde dağılmış olan direnişe çekme gerilmesi adı verilir [40].

$$\sigma_c = F_n/A \quad (1.4)$$

İle formüle edilir. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.7 deki gibidir.



Şekil 1.7. Çekme gerilmesi

- Basma Gerilmesi : Malzemenin basmaya karşı gösterdiği dirençtir. Bir diğer deyişle yapıyı küçülmeye zorlayan kuvvete karşı gelişen iç dirençtir [42].

$$\sigma_b = F_n/A \quad (1.5)$$

İle formüle edilir. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.8 deki gibidir.

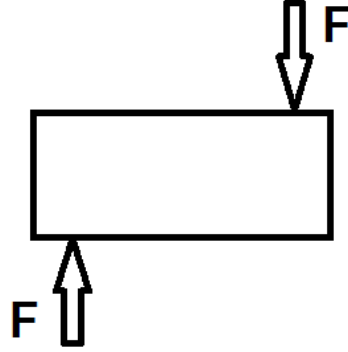


Şekil 1.8. Basma gerilmesi

- Kayma Gerilmesi : Bir parçayı diğerinin üzerinden kaydırmaya neden olan kuvvete karşı oluşan iç dirençtir. Bir diğer deyişle Kuvvet kesit içinde ise ve açı değişimine neden oluyorsa, kayma gerilmesi adı verilir. Kuvvetler birbirleriyle paralel fakat zıt doğrultudadır [40].

$$\tau_k = F\check{c}/A \quad (1.6)$$

İle formüle edilir. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.9 daki gibidir.

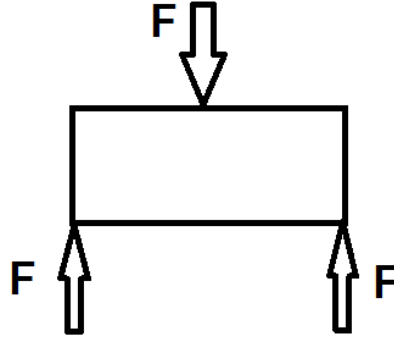


Şekil 1.9. Kayma gerilmesi

- Eğilme Gerilmesi : Bir cismin ekseninden geçen düzlem üzerinde ve iki ucundan, karşıt yönlere, etkileyen iki kuvvet sonucu cismin ilk halinden farklı bir geometri almasıdır. Bu cismin kesiti ve momenti incelendiğinde eğilme gerilmeleri öğrenilmiş olur [40].

$$\sigma_{eg} = M_{eg} / W_{eg} \quad (1.7)$$

İle formüle edilir. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.10 daki gibidir.

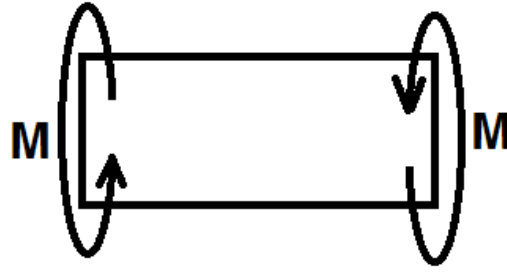


Şekil 1.10. Eğilme gerilmesi

- Burulma Gerilmesi : Torsiyon olarak da adlandırılır. Kısaca bir çubuğun, her iki ucundan ters yönde moment uygulanmasıdır. Uygulanan kuvvetin kesitte oluşturacağı gerilmeye burulma kuvveti denir [40].

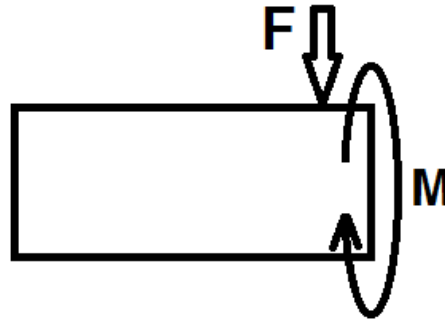
$$\tau_t = M_t / W_t \quad (1.8)$$

İle formüle edilir. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.11 deki gibidir.



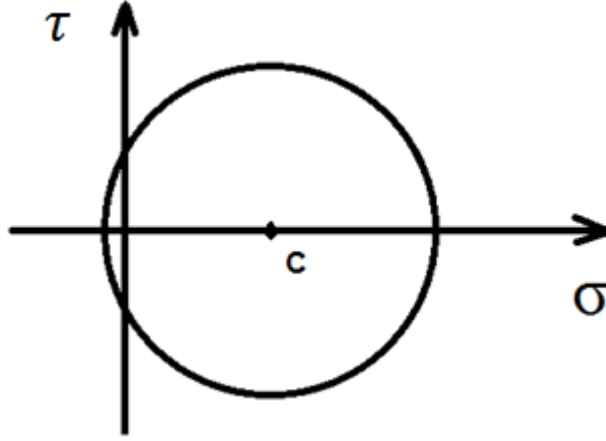
Şekil 1.11. Burulma gerilmesi

- Bileşik Gerilme : Bir cismin birden çok kuvvet tarafından zorlanmasıdır. Bu durumda kuvvetleri toplamak yanlış olur. Zira iki kuvvet aynı anda etki ettiğinde toplamlarından daha farklı neticeler etki etmektedir. Uygulamamız gereken prensip asal gerilmelere göre işlem yapmaktır. Asal gerilmeler Mohr gerilme dairesi yöntemi ile, çizim yapılarak bulunabilir [40,42]. Cisim üzerindeki gösterimi Şekil 1.12 deki gibidir.



Şekil 1.12. Bileşik gerilme

- Mohr Gerilme Dairesi : Bileşik gerilme durumunun mevcut olduğu cisimde kesit değişikçe gerilme türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve Mohr dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bu grafik tasvir sistemi, 1882 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiş ve geliştiricisinin ismi ile Mohr dairesi olarak adlandırılmıştır [44]. Bu grafik tasvir sisteminin esası, bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini tasvir noktasının apsis ve ordinatı kabul etmek ve kesit değişikçe tasvir noktasının geometrik yerini aramaktır. Koordinatları  $\sigma$  ve  $\tau$  olan tasvir noktalarının geometrik yerinin daire olması gerekmektedir. Mohr dairesinin merkezi apsis eksenini üzerindedir. Gerilme halinde olduğu gibi şekil değiştirme halinin de grafik anlatımında Mohr dairesi kullanılır [45]. Mohr dairesinde yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen kayma gerilmelerini göstermektedir. Mohr dairesi Şekil 1.13 de gösterilmiştir



Şekil 1.13. Mohr Dairesi

- Gerinim : 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 gerilmeye, stres 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 [46].  
Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir [47].
- Hook Kanunu : Uzama ile onu meydana getiren kuvvet arasındaki bağıntının doğrusal (lineer) olduğunu ilk defa bir İngiliz araştırmacı olan Robert Hook tarafından ortaya atılmıştır. Bir sünek malzemeyi çekme deneyine tabi tutmuş, sonuçlarını, gerilme-şekil değiştirme olarak yorumlamıştır [40].  
Birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerinim 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 [48].

- Esneklik Katsayısı : Bir eksenindeki gerilme ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Bir başka ifade ile gerilme-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 [48].

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'tur (1773-1829). Onun anısına ismi ile "Young's modülü" olarak da adlandırılmaktadır.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.9)$$

$$\phi = \frac{TL}{JG} \quad (1.10)$$

Şeklinde formüle edilir

- Poisson Oranı : Çekme deneyinde enine şekil değiştirme oranının, boyuna şekil değiştirme oranına poisson oranı denir [40]. 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 ( $\nu$ ). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder [48]. Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur. İlk defa Simon Denis Poisson (1781-1840) isimli Fransız bilim adamı tarafından ortaya atılmıştır. Aşağıdaki denklemde formüle edilmiştir.

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (1.11)$$

Kuvvet analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir [48]. Temel olarak kuvvet dağılımını saptama yöntemleri:

1. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi
3. Gerilme ölçer ile kuvvet analiz yöntemi
4. Kırılma vernik kaplama tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
5. Holografik interferometri (Lazer ışınları) ile kuvvet analiz yöntemi
6. Termografik kuvvet analiz yöntemi
7. Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi



## 1.5. SONLU ELEMANLAR GERİLME ANALİZ YÖNTEMİ

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözülmesinde kullanılan bir yöntemdir. Genel anlamda; bütün haldeki problemin, daha küçük alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ve sonuçta bütünün çözümlendiği matematiksel analizdir. Gerilme analizleri problemlerinin çözülmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değer yer değiştirme 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 [48].

İngilizce telaffuzu ile finite element analysis (FEM) 1950'li yıllardan sonra geliştirilmiştir. 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiştir. Günümüze kadar yapısal analiz, sıcaklık transferi, akışkan likitler, kütle transportu ve elektromanyetik gibi konuları da içine alarak genişlemiştir [50].

Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilir. Değişik şekillerdeki yapılar modellenir ve birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır.

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılabilecek analizler;

- Statik gerilme-deformasyon analizleri
- Kinematik ve dinamik analizler
- Titreşim analizleri
- Isı yayılım analizleri
- Akışkan hareketlerinin analizleri
- Aerodinamik analizler
- Akustik analizler
- Elektro-statik analizler
- Elektro-manyetik analizler vb.

### **1.5.1. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları**

Her metodun kendi içerisinde bazı üstün yönleri olduğu gibi olumsuz yönleri de mevcuttur. Sonlu elemanlar metodu içinde bu geçerlidir [43,44,48].

#### *1.5.1.1. Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları*

1. Sonlu elemanlar yöntemi birçok ürünü kısa sürede bilgisayar ortamında modelleme, test etme ve optimum boyutlarda en ucuza üretim imkanı sağlar. Özellikle laboratuvar çalışmalarında üretilecek parça veya makinelerin prototipinde yapılan ve oldukça pahalıya mal olan birçok deney, doğrudan bilgisayar ekranından görülebilmekte ve böylece istenen değişiklikler için tekrar tekrar model yapma gereksinimi ortadan kalkmaktadır. Bu ise zaman ve para açısından yüksek verimliliğe ulaşmayı sağlamaktadır.
2. Biyomedikal uygulamalarda, örneğin yapay uzuvlar, protezler veya göz lensleri gibi prototip testinin imkansız olduğu veya istenmediği durumlarda sonlu elemanlar yöntemi ile analiz zorunlu olmaktadır.
3. Klasik yöntemlerle hesaplamaların yapılamadığı çok parçalı ve karmaşık geometriye sistemlere ait problemler sonlu elemanlar yöntemi ile kolaylıkla çözülebilir. Örneğin 10.000'den fazla serbestlik derecesine sahip yapıların analizi olağandışı değildir.
4. Sonlu elemanlar yöntemi, geometrisi ve malzemesi doğrusal veya doğrusal olmayan davranış gösteren sistemlere uygulanabilir.
5. Sonlu elemanlar yöntemi farklı malzemelerin birleşiminden meydana gelen yapıların analizinde kullanılabilirdiği için kompozit malzemelere başarı ile uygulanabilmektedir.
6. Zamanla, sıcaklıkla ve noktadan noktaya değişen malzeme özellikleri hesaplamalarda dikkate alınabilir. Zamana bağlı olarak değişen yük ve geometriye sahip sistemlere ait problemler kolaylıkla çözülebilir.
7. Sonlu elemanlar yönteminde önemli değişikliklerin beklendiği bölgelerde küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir. Simetrik modellerde simetri koşullarından yararlanılarak, yapılan işlemlerde zamandan önemli ölçüde tasarruf sağlanabilir.

8. Sonlu elemanlar yönteminin avantajlarından biri de farklı problemlerin çözümünde izlenecek adımların büyük bir kısmının aynı olmasıdır. Bu gerçekten hareketle çok farklı mühendislik problemlerinin çözümüne imkan sağlayan genel amaçlı ve özel amaçlı bir çok bilgisayar programı geliştirilmiştir.

#### *1.5.1.2. Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları*

##### 1. Prensip hataları

- i) Sonlu eleman tipinin yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar. Modelin şekline uygun, düzgün ve simetrik elemanlar ile daha doğru sonuçların elde edildiği çeşitli kaynaklarda ifade edilmektedir.
- ii) Sonlu eleman büyüklüğünün yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar.

Prensip olarak, modele ait bazı bölgelerde büyük gerilme yığılmaları söz konusuysa bu bölgelerde sonlu elemanların boyutları küçültülmelidir. Bu hususta modelde oluşacak sapmalar sonuçları da küçümsenemeyecek derecede etkiler. Teoride sistemi küçük elemanlara bölmek daha doğru sonuçlar verir, buna karşın çözüm süresi uzar. Pratikte ise sonlu eleman boyutlarının küçültülmesine devam edildiğinde modelin gittikçe daha çok elemanlara ayrılması ile sonuçların gerçek değere yaklaşması belirli bir noktaya kadar artmakta ve optimum eleman sayısına ulaşıldıktan sonra sonuçlar gerçek değerden uzaklaşmaktadır. Böyle bir etkinin ortaya çıkmasının sebebi bilgisayar programlarının hesaplamalarda yaptığı yuvarlamalar vb. gibi hatalardır.

##### 2. Giriş bilgilerindeki hatalar.

Sisteme etki eden fiziksel büyüklüğün malzeme özellikleri üzerindeki etkisinin ihmal edilmesi, yayılı yüklerin noktasal yük olarak sisteme girilmesi, bağlantı noktalarındaki esnekliğin ihmal edilmesi gibi hatalardır.

##### 3. Malzemeye özgü hatalar

Analiz edilecek sistemin malzeme özelliklerinden kaynaklanan hatalar analiz sonuçlarının gerçek sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir. Gerçek malzeme davranışları her zaman Hooke kanununa uymaz. Bu sebeple gerilme-uzama ifadelerine bağlı olarak sonuçlarda hatalar oluşabilir. Malzemenin kimyasal bileşimindeki sapmalardan dolayı elastiklik modülünün değişmesi, soğuk şekil verme hataları, haddelme ve çekmeden doğan malzeme bozukluğu, karbon miktarındaki toleranslara uyulmaması ve ısıl işlem hataları sonucu

uzama sınırının değişmesi v.b. hatalar analiz sonuçlarının deneysel sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir.

#### 4. Geometrik hatalar

Analiz edilecek sistemin gerçek boyutlarının model boyutlarında yapacağı sapmalar sonuçları azda olsa etkileyebilir. Gerçek yapı ile konstrüksiyon resimleri arasında oluşacak küçük farklar, imalat toleranslarından doğan gövde ve saç aksamına ait kalınlık farkları, saç aksamı parçalarda presleme sonucu kıvrım yerlerindeki incelmeler, hafif bükük yüzeylerin modelde düz elemanlarla gösterilmesi v.b. hatalardır. Zaman ve hata bakımından sonlu elemanlar metodu ve sonlu farklar metodunun mukayesesi yapılacak olursa, sonlu elemanlarla hesap için harcanan zaman daha fazla, hata oranı ise daha azdır. Sonlu farklarda ise hesap için harcanan zaman daha az, fakat hata oranı daha fazladır. Gerçek değerlere, sonlu elemanlar yöntemi ile bulunan sonuçlar üstten yaklaşmakta, buna karşılık sonlu farklar ile bulunan sonuçlar alttan yaklaşmaktadır [47.48.52].

Sonlu elemanlar analizinde problemin çözümü 3 aşamada gerçekleştirilmektedir.

- 1) Aşama: Hazırlık safhası (Pre - processing)
- 2) Aşama: Çözüm safhası (Processing)
- 3) Aşama: Sonuçların değerlendirilmesi safhası (Post - processing)

#### **1.5.2. Birinci Aşama: Hazırlık Safhası**

Pre - processing olarak da adlandırılır. 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, numaralanmasını sağlar.

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 [42,49,51].

### **1.5.3. İkinci Aşama: Çözüm Safhası**

Bu aşamada elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Bu denklemler önce cebirsel denklemlere daha sonra da matris denklemlerine dönüştürülür.

Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklem takımı elde edilir. Bu, sistemin denge denklemi olarak adlandırılır. Denklemin çözümüyle düğüm noktalarındaki alan değişkenleri için sayısal sonuç elde edilir. Bu veriler birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Veriler analiz sonrası grafik ve tabloları oluşturmak için depolanır [42,51].

### **1.5.4. Üçüncü Aşama: Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası**

Analiz sonucu elde edilen sayısal ve teorik değerlerin görselleştirilmesi, anlaşılabilir hale gelmesi sağlanır. Bu aşamada animasyonlar elde edilebilir. Sonuçlarda pozitif değerler gerilme tipi gerilmeleri ve negatif değerler baskı tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Elemanda hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahipse eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır. 3 boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda gerçekleşir. Bu konumda normal gerilmelere “principle stress” denir. Kırılgan materyaller için principle gerilme değeri önemlidir. Von Mises çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır [42,51].

### **1.5.5. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar**

Sonlu elemanlar yönteminde analizi yapılacak model, belirli noktalarda bir birlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşmuş bir yapı olarak gibi düşünülmektedir.

Bu birleşme noktalarına düğüm noktası, her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamına ise ağ veya kafes yapı denilmektedir [43].

Şeklin geometrisinde, yüklerde ve malzeme özelliklerinde ani değişikliklerin meydana geldiği süreksizlik bölgelerinde sonuçların hassasiyeti için ağ yapısı kısmi olarak inceltilmelidir. Benzer şekilde, kaynaklı ya da civatalı birleştirmeler gibi bağlantı noktaları da fiziksel süreksizlik bölgeleri olup, bu bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılmalıdır. Ağ yaratma işlemi, çözümün doğruluğu üzerinde sadece hassas şekilde yapılması ile değil aynı zamanda uygun bir formda gerçekleştirilmesiyle de etkilidir. Genelde çentik etkisi oluşturan bölgeler daha ince bir ağ örgüsüyle kaplanmalıdır. Sonlu elemanlar paket programları her ne kadar otomatik ağ imkanı sunsa da bazı hallerde kullanıcı ağ'ı kendisi oluşturmak veya üzerinde düzeltmeler yapmak durumunda kalabilir [43,52].

Sistem mümkün olduğunca süreksizlik noktalarından, yani geometrinin, yüklerin ve malzeme özelliklerinin keskin olarak değiştiği yerlerden bölünmelidir. Bu şekildeki bölmeye doğal bölme denilmektedir. Sonlu elemanlar çözümüne yapının elemanlara ayrılması bakımından etki eden diğer bir özellikse, kullanılan elemanların en/boy oranıdır. Bu oran bire yaklaştıkça, çözüm kalitesi artar. Başka bir ifadeyle, genellikle ince ve uzun elemanlardan sakınılması gerekmektedir. Hatta elemanların ana şekillerinden uzaklaşmaları da çözüm hassasiyetini etkiler. Örneğin kare, dikdörtgen, paralel kenar ve yamuk dörtgen elemanlar olmalarına karşılık, bunların içinde ana şekil kare olup diğerleri değişime uğramıştır. Dolayısıyla kare şekilli elemanlar daha hassas çözüm sağlar. Çok büyük yapıların elemanlara ayrılmasında, hassas bir çözüm için gerekli eleman sayısı çok fazla olabilir. Böyle durumlarda, yapı önce çözümü mümkün kılan kaba bir bölmeye tabi tutulur ve analiz yapılarak sonuçlar elde edilir. Daha sonra istenilen bölgeler izole edilerek ayrıca ele alınır ve daha ince ağlarla bölme işlemi gerçekleştirilir. İkinci analizde, birinci analizin verileri girdi olarak kullanılır. Gerilme konsantrasyonunun fazla olduğu bölgeler bu şekilde hassas bir şekilde incelenebilir [43,52,53].

#### *1.5.5.1 Geometri*

Geometri sonlu elemanlar analizindeki ilk basamaktır. Analizi gerçekleştirilecek model 2 boyutlu veya daha kaliteli olan 3 boyutlu olarak modellenir.

Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi sayesinde gerçeğe çok daha yakın anatomik modeller geliştirilebilmektedir. Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntü verilerinin özel bilgisayar programları ile doğrudan meshli modeller haline getirilmesi mümkün hale gelmiştir. Bir çok maddenin özellikleri, örneğin ölçülmüş kemik yoğunluğu değerleri gibi matematiksel hesaplamalara dahil edilebilmektedir. Böylece kemik-implant sisteminin geometrisini daha doğru olarak modellemek mümkün olmaktadır [42].

#### *1.5.5.2. Ağ Örgüsü*

Türkçe ifadesi ile, matematiksel modele çevirme. Gördüğümüz her cismin içerisinde sonsuz sayıda nokta bulunmaktadır. Sonlu elemanlar ise bunu sınırlamakta ve o cisme en yakın modeli oluşturmaktadır. Küçük parçalar halinde bütünü oluşturarak cismi tamamlamaktadır. Bu işleme ağ örgüsü (meshleme) adı verilmektedir [42,54].

Yani kısaca, geometrisi oluşturulmuş model, analizi yapacak olan sistemin, bilgisayarın anlayacağı (matematiksel ifade) dile çevrilmesidir.

#### *1.5.5.3. Malzeme Özellikleri*

Geometrisi hazırlanan ve matematiksel ifadeye çevrilen modelin malzeme özelliklerinin tanımlandığı basamaktır. Her malzemede farklılık gösteren, gerilme ve birim uzama katsayısı gibi değerler bu basamakta modele özgü olarak atanır [42,54].

Model homojen ve lineer olarak kabul edilir. Burada esneklik katsayısı (young modülü) ve poisson oranı malzemenin materyal özelliklerini ifade eder.

#### *1.5.5.4. Sınır Koşulları*

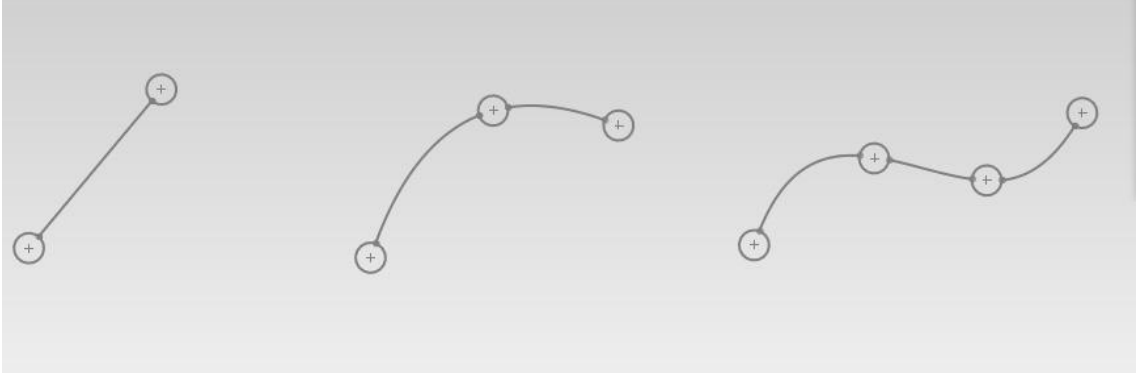
Analiz kısmından önceki son basamak sınır koşullarının tayinidir. Sınır koşullarından kasıt, geometriye gelen kuvvetlerin tayini ve bu kuvvete arşı koyabilecek sabitleme noktalarının belirlenmesidir [42,54].

### **1.5.6. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri**

#### *1.5.6.1. Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar)*

Geometriden veya problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren modellerde tek boyutlu elemanlar kullanılır.

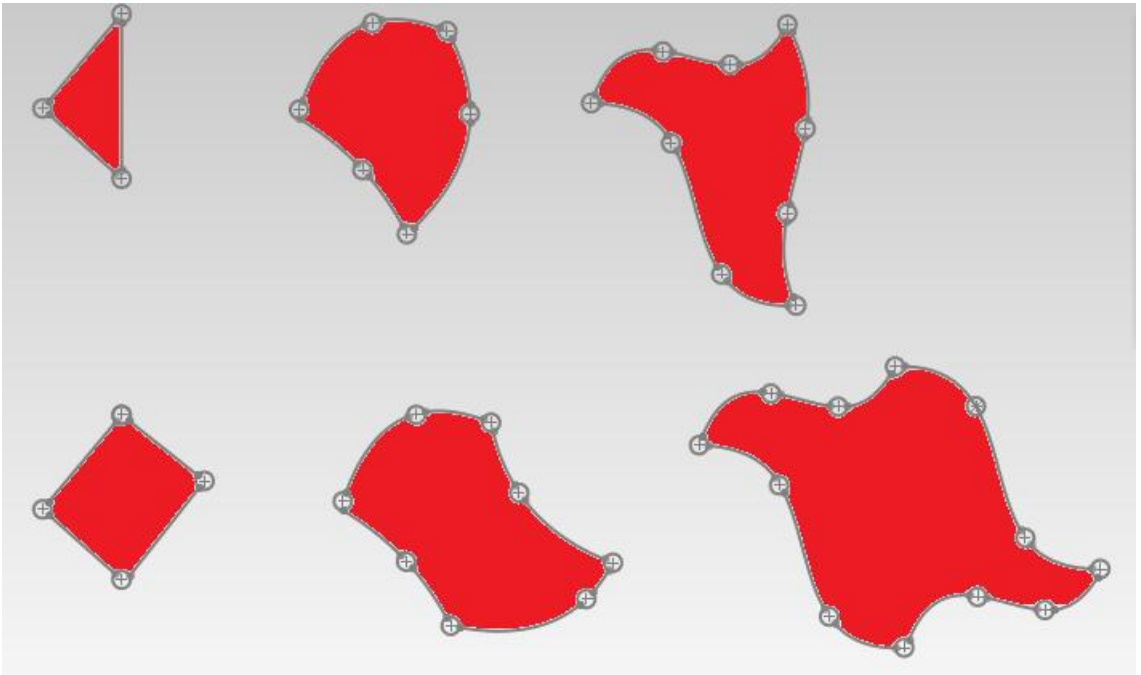
Düğüm noktalarından oluşan elemanlardır. Geometriden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak kafes sistemlerini, problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak ta tek boyutta ısı transferini gösterebiliriz. [42,55]. Şekil 1.14 de tek boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



**Şekil 1.14.** Tek Boyutlu Elemanlar

#### 1.5.6.2. İki Boyutlu Elemanlar

Yüzey elemanlarıdır. Kalınlıkları aynıdır. Üçgen şeklinde olanı en yaygındır. Yamuk, kare, dikdörtgen, çokgen, gibi geometrik şekillerde olabilir. Şekil 1.15 de iki boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.

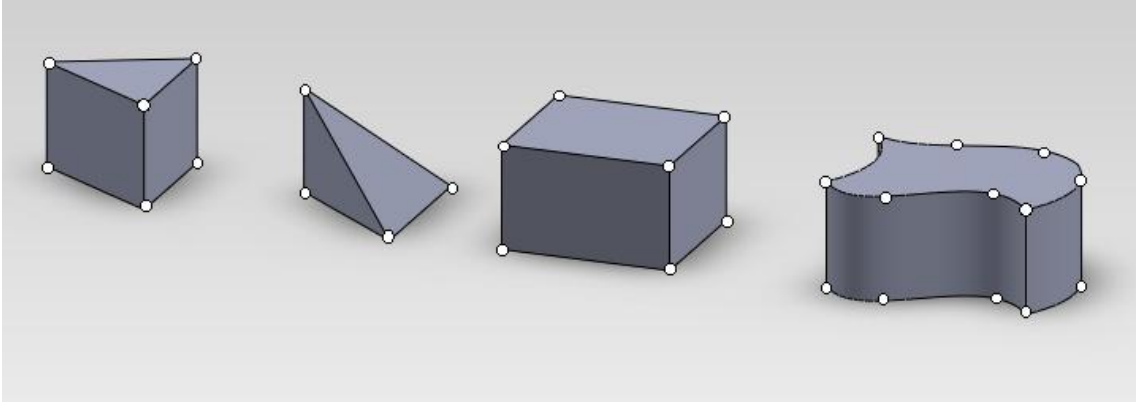


**Şekil 1.15.** İki Boyutlu Elemanlar



### 1.5.6.3. Üç Boyutlu Elemanlar

Üç boyutlu analiz yapmayı gerektiren durumlarda üç boyutlu elemanlar kullanılır. En basit üç boyutlu eleman tipi dört yüzlüdür. Altı yüzlü ve aksenal simetrik üçboyutlu elemanlarda mevcuttur. Aksenal simetrik cisimlerde kesiti üçgen veya dörtgen olabilen halka şeklinde sonlu elemanlar kullanılır [42,55]. Şekil 1.16 da üç boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



**Şekil 1.16.** Üç Boyutlu Elemanlar

## **2. MATERYAL VE YÖNTEM**

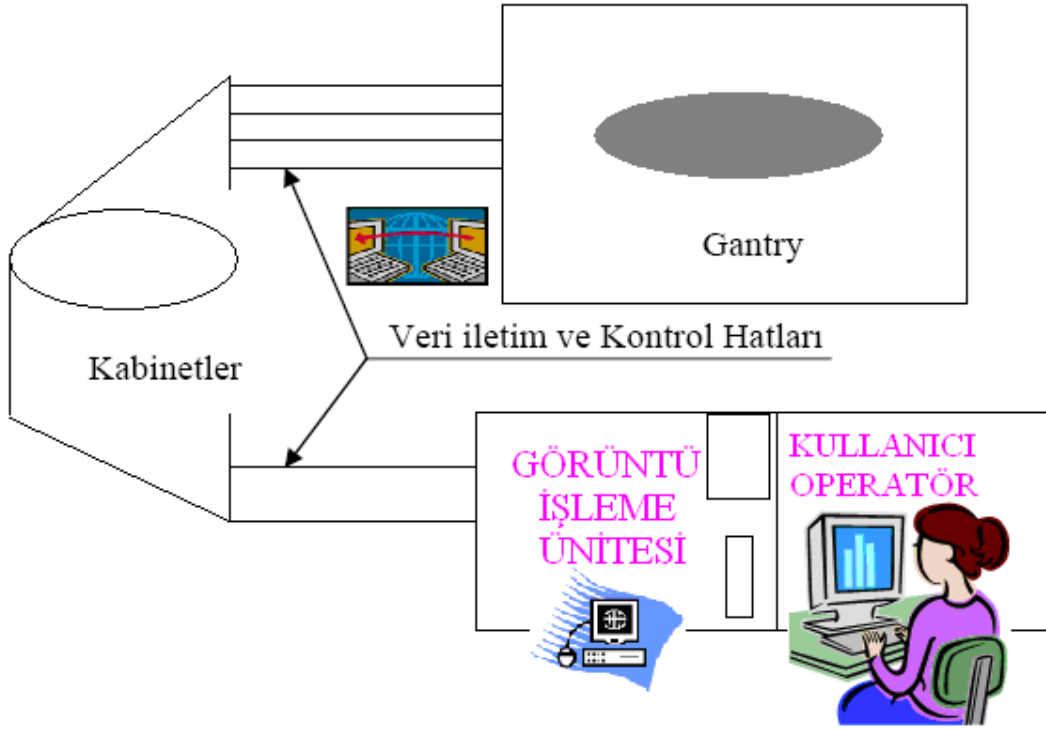
### **2.1. GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE MODELLEME**

Radyo dalgalarını kullanan tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu cihazlardan elde edilen görüntüler mekanik analizler için kullanılacak biyomekanik modelin temel geometrisinin katman filmlerini sağlamaktadır. Ancak cihazlardan elde edilen film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedirler. Bu farklı içerik özellikleri bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılık ve üstünlükleri çekim tercihine göre belirlemektedir [56,57].

#### **2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme**

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kelime anlamıyla eski Yunanca olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) kelimelerinden oluşmuştur. BT 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli röntgen cihazlarında kullandığımız X ışını teknolojisine benzer bir yapıya sahiptir. BT cihazı kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine X ışınları kullanarak oluşturur. X ışınları zararlı etkileri nedeniyle kullanıldığı yerlerde yalıtım gerektirmektedirler. BT üniteleri içinde böyle bir yalıtım gerekmektedir [57,58].

BT cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler, görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, gantary, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatları olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.1 de BT cihazı bileşenleri ana üniteleri ile gösterilmiştir [57,58].



**Şekil 2.1.** Bilgisayarlı Tomografi görüntüleme cihazı bileşenleri [59]

Gantry dönen bir halka biçiminde oluşturulmuştur. Bu halkanın bir tarafında yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü diğer tarafında ise X-ışın tüpünden yönlendirilen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla döner ve belirli aralıklarla X-ışını göndererek detektörden sinyalleri kodlar. Böylelikle katmanlar halinde işlenen BT resimlerini meydana getirmek üzere kabinetlere iletir. İşlemleri gerçekleştirmek, sıralamak ve düzenlemek amacıyla bulunan bilgisayara bağlı olan X-ışını tüpü, bilgisayar yardımıyla uygun kesit pozisyonuna çekim alanı geldiği zaman aktifleştirilir. Gantryde bulunan detektörler, çekim yapılan nesne ya da hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler, bir analogdan dijitale çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur [57,59].

Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnoste bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [57].

BT cihazında dört adet bilgisayar işlemcisi bulunmaktadır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis edilebilir hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen gantry sinyallerini yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Kullanıcı bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar olarak üretici firmalarca entegre edilmiştir. Böylelikle, BT görüntüleri gerek teker teker gerekse katmanlar bütünü olarak bilgisayar ekranında çekim esnasında ve çekim sonrasında çekime es zamanlı olarak gözlemlenebilmektedir [57,59].

### **2.1.2. Manyetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme**

Manyetik Rezonans (MR) manyetik titreşim anlamına gelmektedir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli 1981 yılında ilk örnekleri ile atılmış ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde artmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır. Bu alandaki gelişme, teknoloji ve çalışmaların hız kazanmasının ardından MRI tekniği birçok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir. MR cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler; Görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, magnet, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatlarıdır [57].

Doğru ve gerçek zamanlı görüntüyü alabilmek için istikrarlı bir manyetik alanı magnet bileşeni oluşturur. Bu alan manyetik alan içerisinde radyo frekanslar (RF) ile görüntüleme yapılmaktadır. Görüntüleme için temel olarak mıknatıs teorisi ile yola çıkıldığı, düzgün manyetik alanı oluşturmak için büyük bir mıknatıs kullanıldığı için bu yapısal bileşen magnet olarak ifade edilmektedir [57].

Manyetik alanın gerek çekim gerekse devrenin tamamlanması esnasında sürekli olması gerekir. Kabinetler, bu sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur [57].

MR cihazında kullanılan bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis kılınabilir biçime getiren ve düzenleyen unsurlardır. Cihazın RF sarımlarından alınan veriler bir diğer önemli bileşen olan iletim hatları ile görüntü işlem bilgisayarına taşınır. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri sahip olduğu yazılım ve karar verme mekanizması ile işler. Derlenen sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Operatör bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar ile çekilen her bir katman ayrı ayrı resmedileceği gibi istenen katmanlar silinir ya da eklenebilir. Bununla beraber katmanlar arasında yaklaşık bir model oluşumuna izin veren yazılımlar cihaz üreticilerince cihaz bilgisayarlarına ilave edilmektedir [57].

MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların buldukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan ( $H_2O$ ) oluşması nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [57].

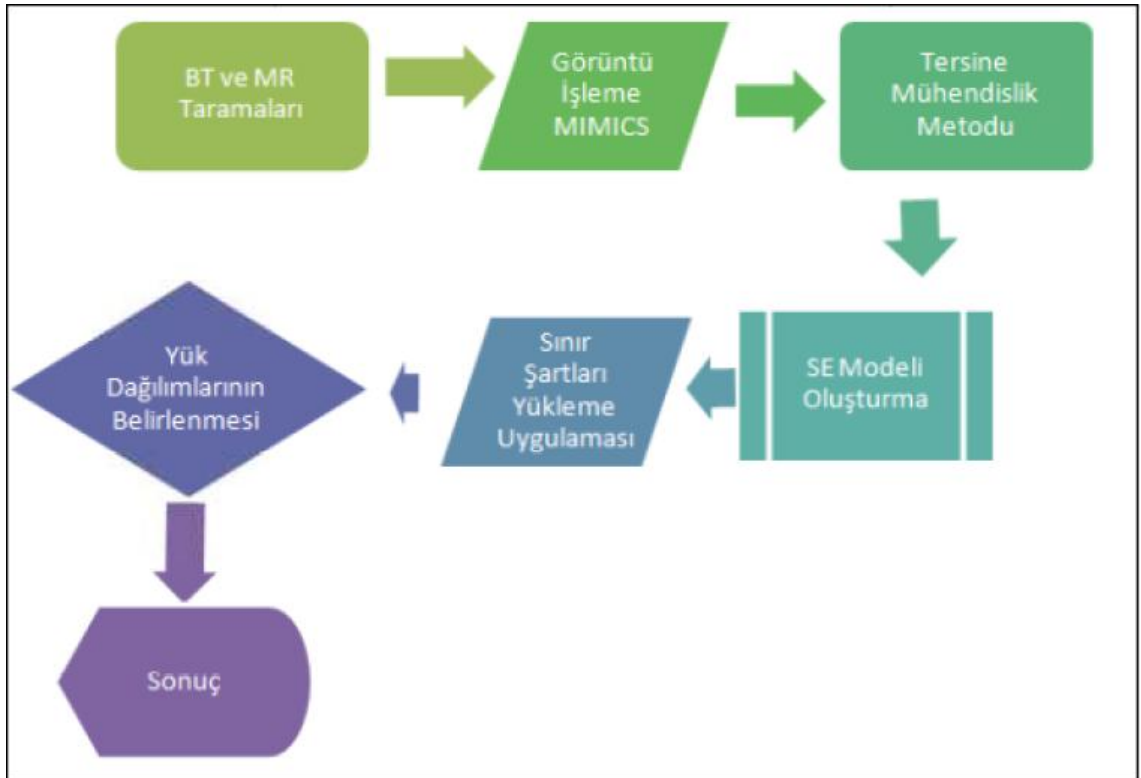
64x64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256x256 hatta 512x512 yüksek matris değerlerinde yüksek çözünürlükte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek kontrast değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanınmasında yetersiz kalmaktadır.

Buradan yola çıkarak, berrak ve temiz bir görüntüleme sağlayabilmemize rağmen MR cihazlarından yapılan çekimler ile net tanı konulabilmesi paralellik göstermemektedir.

MR cihazlarında iyonizan radyasyon kullanılmaz ve bir takım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [57].

### 2.1.3. BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme

Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılımdır. Çalışmada kullanılacak modeller MR çekimi sonrasında MIMICS yazılımı ile elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir. Şekil 2.2 de 3B tam ölçekli model elde etmek için kullanılan iş akış presedürü gösterilmiştir.

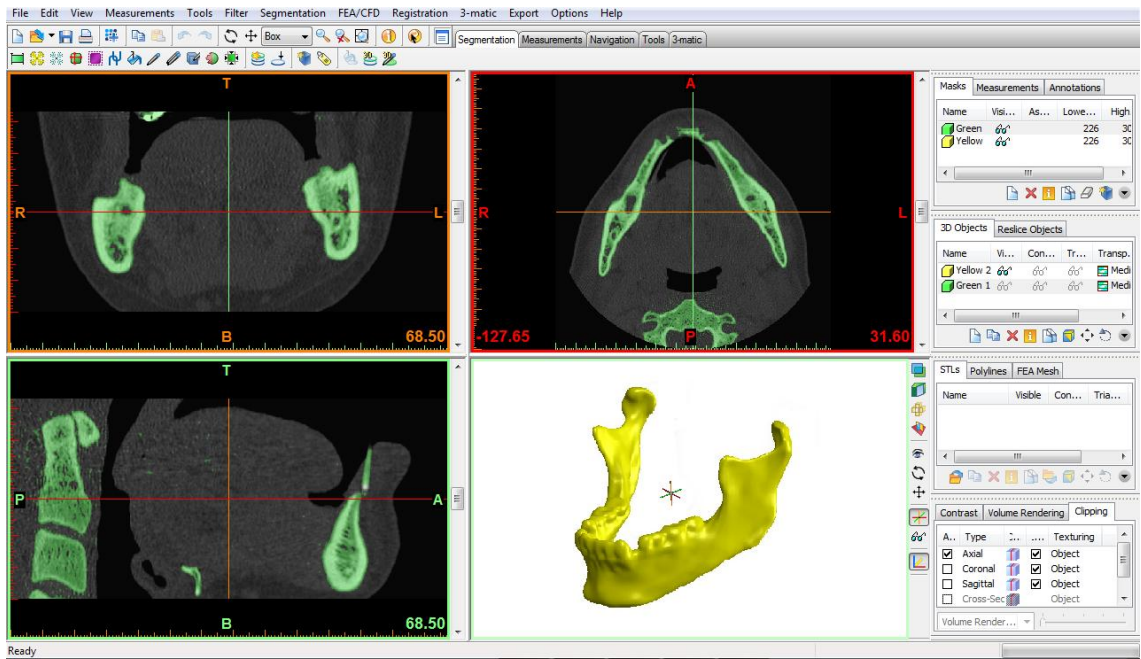


Şekil 2.2. Modelleme akış şeması [59]

BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir. Bu düzenleme işlemleri BT çekiminin mikro BT olmaması nedeniyle uzunluğu 5 mm'yi geçmeyen kemik yapılarda gerekmektedir. Nokta bulutu verisine dönüştürülen katı modellerin, GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile Geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Düzenlenen 3B modeller sonlu elemanlar analizleri için uygun hale gelmektedir. Stereolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII veya binary biçiminde gerçekleşmektedir [58].

## 2.2. MANDİBULA, VİDA, PLAK MODELLERİNİ OLUŞTURMA

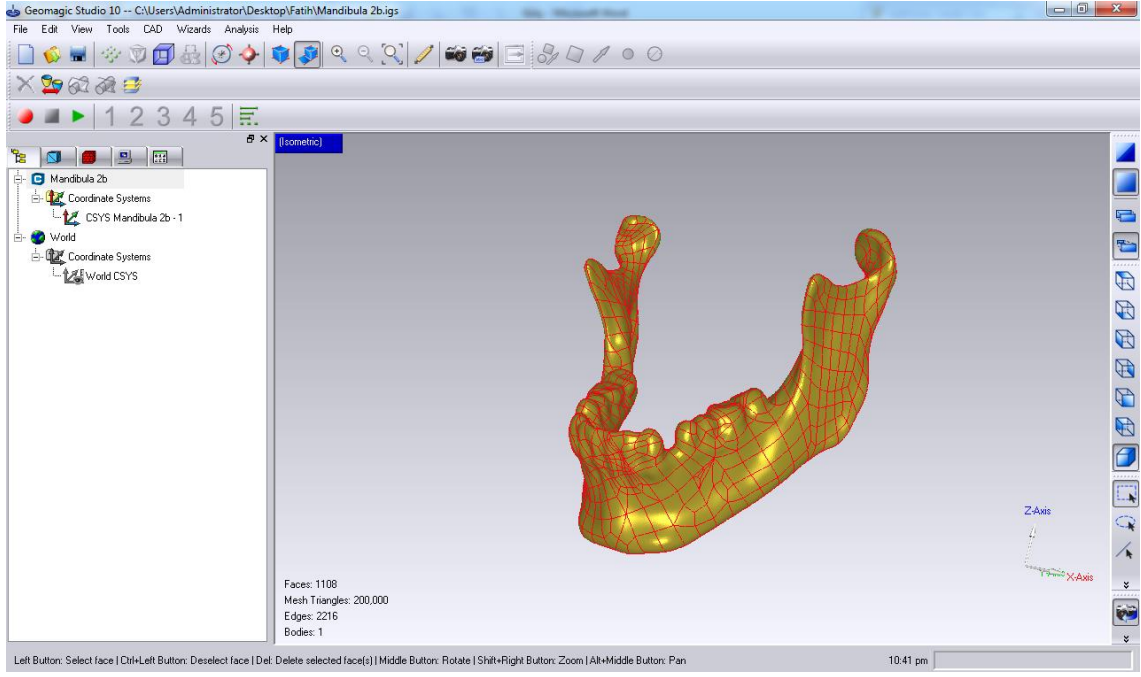
Bu çalışmada kullanılan mandibula modeli için, ortalama ağırlık ve boyda sağlıklı bir insanın, Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmıştır. BT görüntüleri Toshiba Aquilion BT tarayıcı aygıtıyla elde edilmiştir. Birebir referans olabilecek modelleme için mümkün olduğunca sık katmanlı bir BT taraması yapılması uygun olduğundan, kesit aralığı 0.5 mm olan 500 paralel katmanlı 512x512 piksel çözünürlüğünde BT taraması yapılmıştır. Görüntüler BT cihazından DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilmiştir. DICOM katmanları bir bütün halinde kemik yapının modellenmesi için kullanılmaktadır. Bu görüntüler, MIMICS® (Materialise's Interactive Medical Image Control System) [60] yazılımı ile mandibula geometrisi oluşturulmuştur. Şekil 2.3 de MIMICS programında oluşturulan model gösterilmektedir.



Şekil 2.3. DICOM verileri ile MIMICS programında ilk katı modeli oluşturma

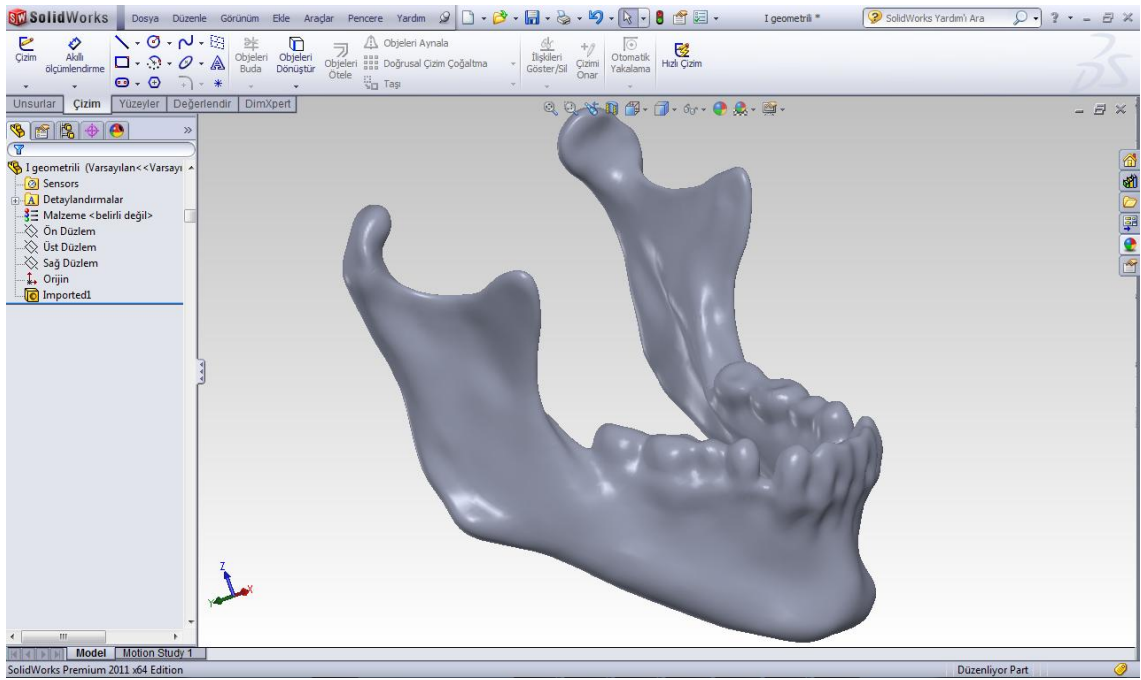
Oluşturulan geometri, nokta bulutu halinde kaydedilmiştir. Gerçek modele uygun ölçü ve yüzey hatlarının düzenlemesi, hatalarının giderilmesi bu nokta bulutu verisi üzerinden, tersine mühendislik programı olan, GEOMAGIC® (Raindrop Inc.) [61] programına aktarılmıştır. Modelin Geomagic programında düzenlenmiş hali Şekil 2.4 de verilmiştir.





Şekil 2.4. Geomagic programında modelin düzenlenmesi

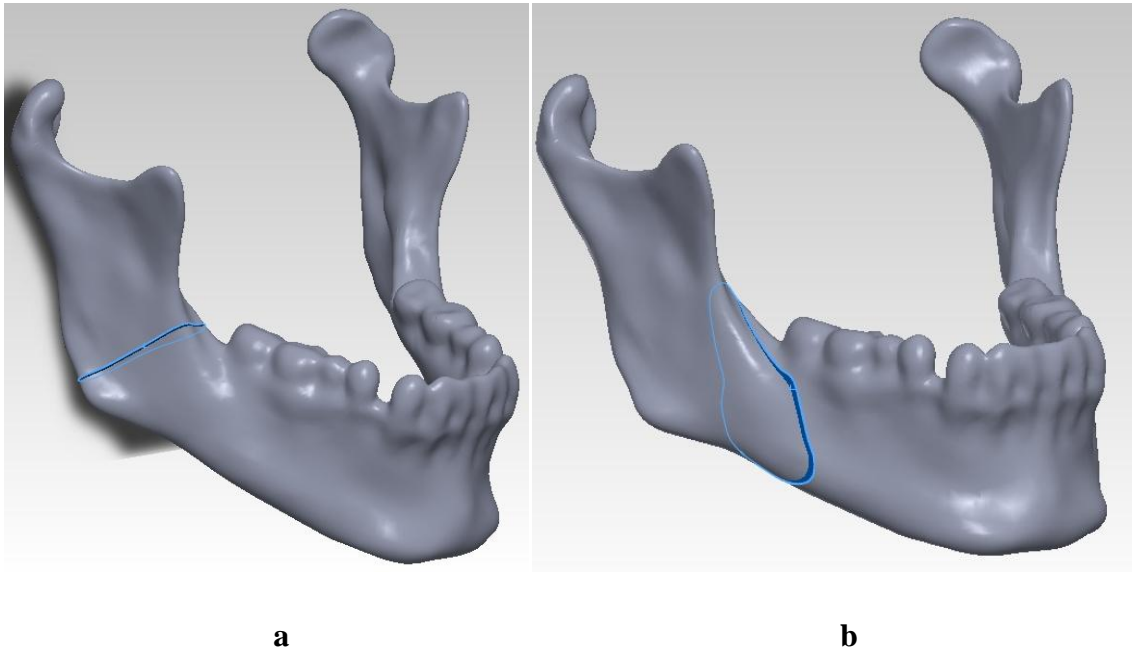
Model Geomagic programında düzenlendikten sonra (nokta bulutuna yüzey giydirme, yüzey pürüzlülüğü giderme, açık deliklerin tesbiti ve kapatılması, fazla yüzeylerin silinmesi vb.) IGES uzantılı olarak kaydedilmiştir. Modelin SolidWorks ekran görüntüsü Şekil 2.5 deki gibidir.



Şekil 2.5. Modelin SolidWorks programına alınması

Kırık hattını oluşturmak, plak ve vidaların çizimi için model IGES (Initial Graphics Exchange Specification) uzantılı olarak SolidWorks® (Dassault Systemes SolidWorks Corp.) programına aktarılmıştır.

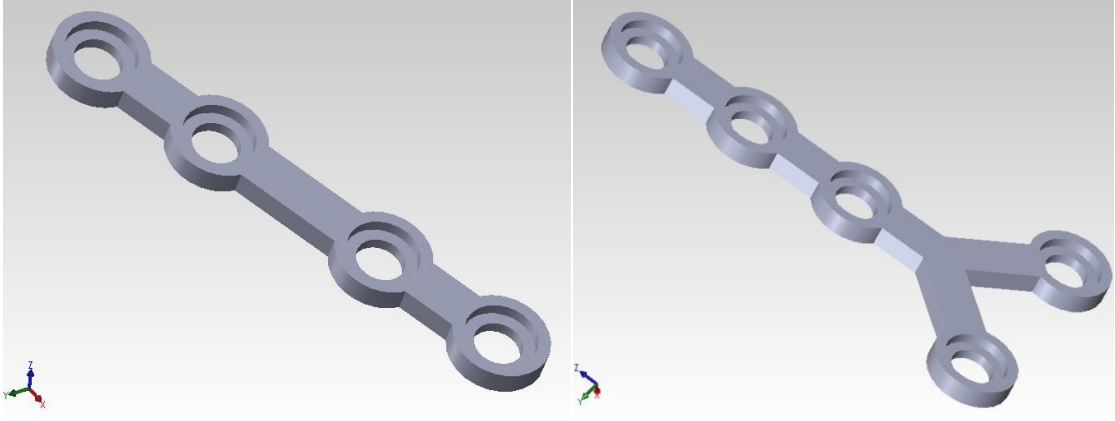
Bu çalışmada iki ana model üzerinden deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu modelleri birbirinden ayıran özellik kırık hattının farkıdır. Modellerin ilkinde kırık hattı angulus bölgesinde yatay (Şekil 2.6. a), diğeri ise sagittal split ramus osteotomy olarak tasarlanmıştır (Şekil 2.6. b). Kırık hatlarına göre oluşturulmuş modeller Şekil 2.6 da gösterilmiştir.



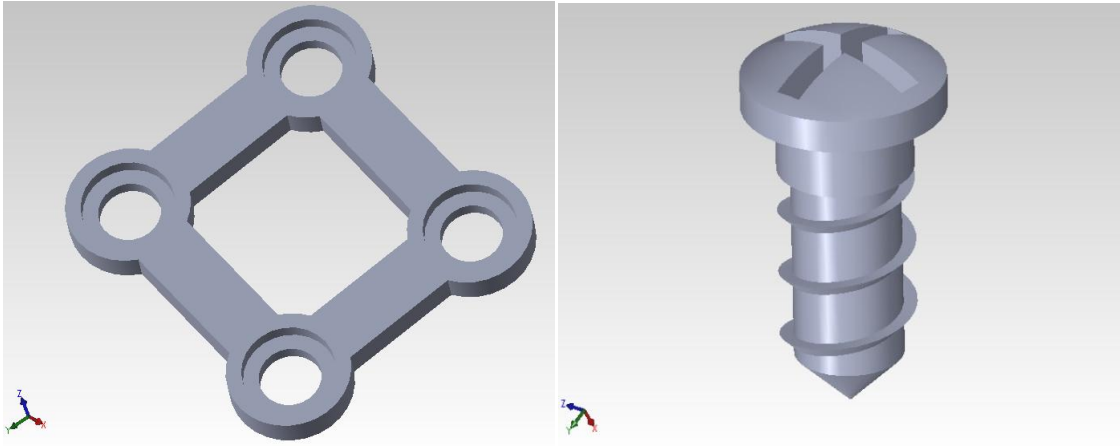
**Şekil 2.6.** Kırık hattına göre ana modeller

Mandibula modeli oluşturulurken bir yandan da plak ve vida çizimleri CAD (Computer Aided Design) ortamında gerçekleştirilmiştir. Plak ve vida tasarımı için üretici firma standart ölçüleri referans alınmıştır [62,63,64].

Sabitlenme işleminde her bir model için 3 farklı geometride plak (I plak, Y plak ve Kare plak) kullanılmıştır. Her bir plak için ise 3 farklı malzeme (Titanyum6 Alüminyum4 Vanadyum, Krom Kobalt ve Paslanmaz Çelik) tanımı yapılmış ve toplamda 18 model üzerinden analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.7 ve Şekil 2.8 de plakların ve vidanın görüntüsü verilmiştir.



**Şekil 2.7.** I ve Y plaklar

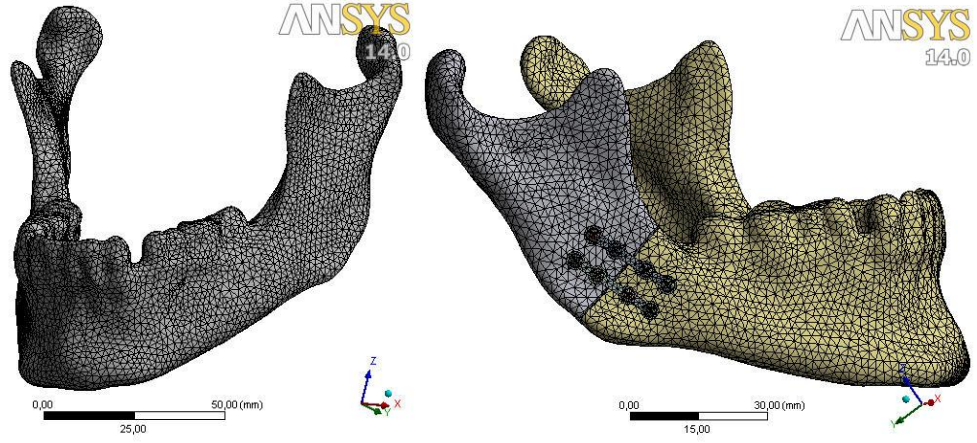


**Şekil 2.8.** Kare plak ve vida

Oluşturulan mandibula modellerine plakların fiksasyonu, Solidworks programı içerisinde gerçekleştirilmiştir. Daha sonra analizlerin yapılacağı ANSYS® Design Modeler (ANSYS Inc. Pennsylvania USA) ara yüzüne aktarılmıştır.

### **2.2.1. Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri**

Matematiksel model tanımlaması için ağ örgüsü ataması yapılmıştır. Hacimsel ağ örgüsü 10 node quadratic tetrahedron (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır. Mandibula modellerini çözümlenecek bilgisayarın özelliklerinin de elverdiği ölçüde, ortalama olarak 121.839 düğüm ve 75.842 eleman içermektedir. Plak-vida grubu küçük boyutlu olduğundan dolayı, mandibulanın 2 katı yoğunlukta olacak şekilde ağ örgüsü ataması yapılmıştır. Mandibulanın ağ örgüsü atanmış görüntüsü Şekil 2.9 da verilmiştir.



**Şekil 2.9.** Mandibula ağ örgüsü

Deneylerdeki esas farkı ortaya koyan nokta plak ve vidaların malzeme özellikleridir. Kullanılan malzemelerin, mekanik özellikleri Çizelge 2.1 de verilmiştir.

**Çizelge 2.1.** Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri [65]

	Poisson oranı ( $\nu$ )	Elastikiyet modülü (E) GPa
Ti-6Al-4V	0.342	113.8
Paslanmaz Çelik	0.3	200
Krom Kobalt	0.226	189.6
Çene Kemigi	0.3	14

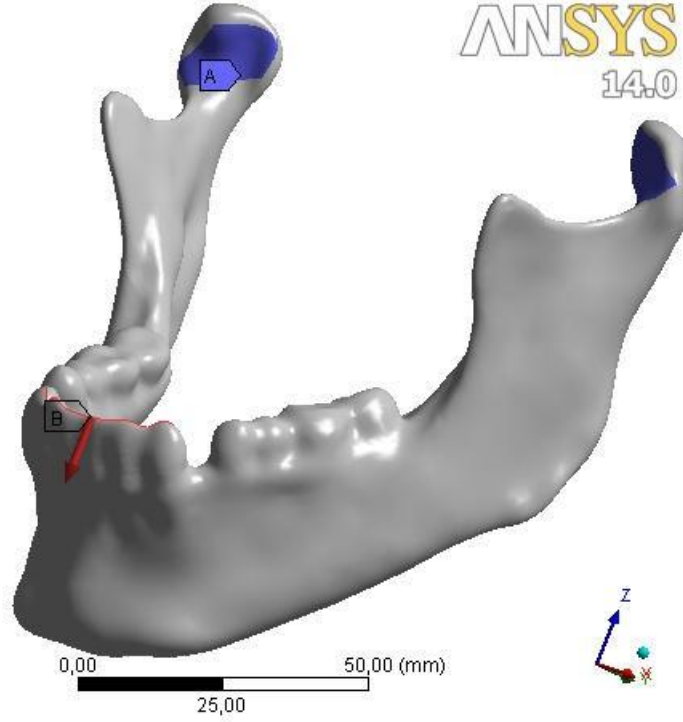
### 2.2.2. Yükleme ve Sınır Şartları

Mandibulada oluşan gerilmeler, çenenin açılıp kapanması ve yeme içme faaliyetleri ile artış gösterir. Plakların gerilmenin maksimuma ulaştığı durumlara cevap verir nitelikte olması gerekir. Kırık, angulus bölgesinde olduğundan, çiğnemekten ziyade, ısırma kuvvetleri kırık hattında daha yüksek moment oluşmasına sebep olmaktadır. Emniyet durumu en riskli durumlar göz önüne alınarak belirleneceğinden analizlerde yükleme ısırma kuvveti baz alınarak gerçekleştirilmiştir. Yük olarak ön dişlerin üzerine aşağı yönde (-z) 150 Newton uygulanmıştır. Yük ve sabitlerin mandibula üzerindeki konumları Şekil 2.10 da gösterilmiştir.

**B: Static Structural**  
Static Structural  
Time: 1, s  
05.02.2013 14:47

**A** Fixed Support  
**B** Force: 150, N

**ANSYS**  
14.0



**Şekil 2.10.** Yük ve sınır şartlarının tayini

Sınır şartları ise şekilde görüldüğü üzere iç (medial) kondil bölgesinde (A) olacak şekilde belirlenmiştir.

Ağ örgüsü yapılan, malzeme özellikleri tanımlanan, sınır koşulları ve yükleri belirlenen modellerin analiz kısımlarına geçilmiştir.

### 3. BULGULAR ve TARTIŞMA

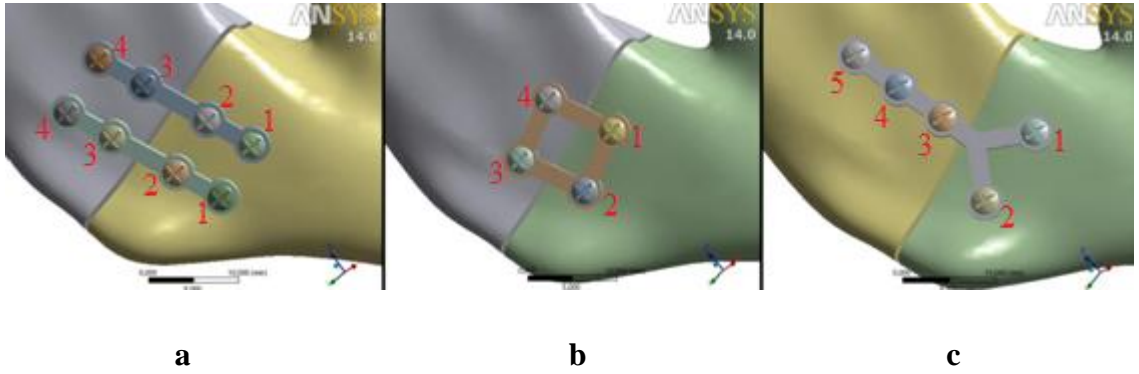
Bu çalışmamızda mandibula kırıklarına, değişik geometrideki miniplaklar ve vida sabitlemesi yapılarak, her geometri için farklı biyomalzeme tanımları ile sonuçlar değerlendirilmiştir.

Değerlendirilen sonuçlar içinde; mandibulanın üzerine gelen deformasyon miktarları, her bir geometrinin farklı biyomalzeme kombinasyonu için stres miktarları tüm vidalar ve plaklar için ayrı ayrı incelenmiştir.

İki farklı kırık hattı ile analizler yapıldığından, bulgularımızı da iki ana yol ile (angulus kırığı ve sagittal split kırığı) açıklamamız uygun olacaktır.

#### 3.1. ANGULUS KIRIĞI

İlk model angulus bölgesinde yatay pozisyonda olan kırıktır. Bu kırık için 3 farklı geometrideki plak sabitleme uygulanmıştır. Uygulanan plak modelleri Şekil 3.1 deki gibidir.



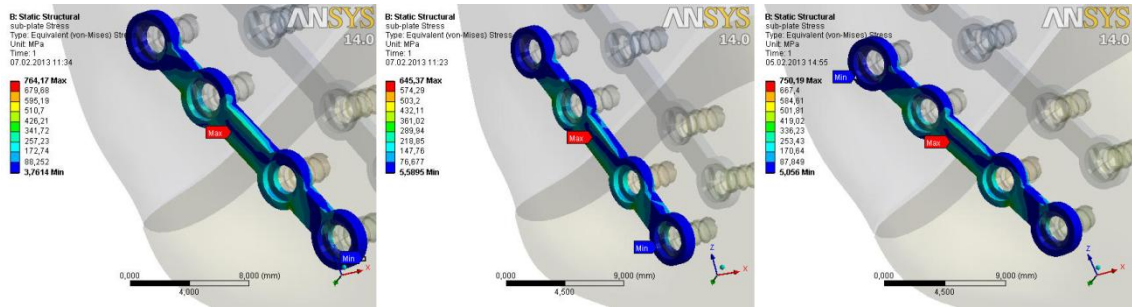
Şekil 3.1. Birinci kesi düzlemi için plak modelleri

Uygulanan plakların geometrileri Şekil 3.1.a I plak, Şekil 3.1.b Kare plak, Şekil 3.1.c Y plak modelidir. Plak üzerlerindeki numaralar ise, sabitleme elemanı olan vidalara verilen isimlerdir.



### 3.1.1. I Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

İki adet plakta oluşan gerilmeleri ayrı ayrı incelendiğinde, alt plakta oluşan gerilmeler Şekil 3.2 de, üst plakta oluşan gerilmeler Şekil 3.3 de verilmiştir.



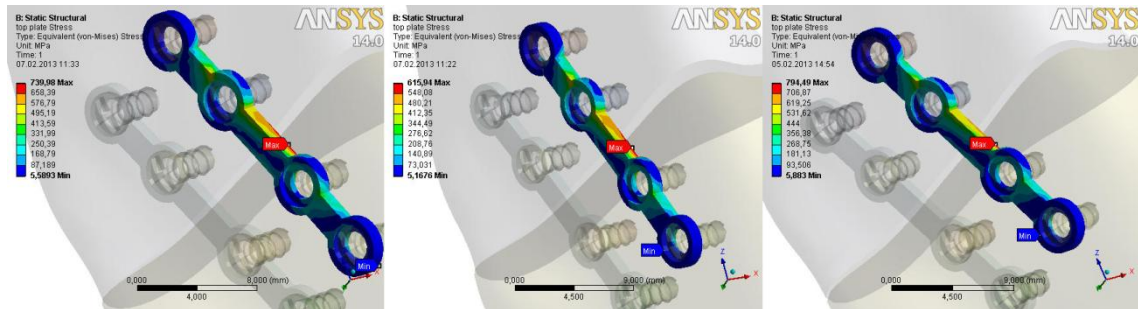
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.2. I plak uygulamasında alt plak üzerine düşen gerilmeler

Alt plağa uygulanan farklı biyomalzemeler ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, Paslanmaz Çelik 764.17 MPa, Krom Kobalt 645.17 MPa, Titanyum Alaşımı 750.19 MPa, eşdeğer gerilme (von-Mises) olduğu gözlemlenmiş, en yüksek gerilme Paslanmaz Çelikte görülmüştür.



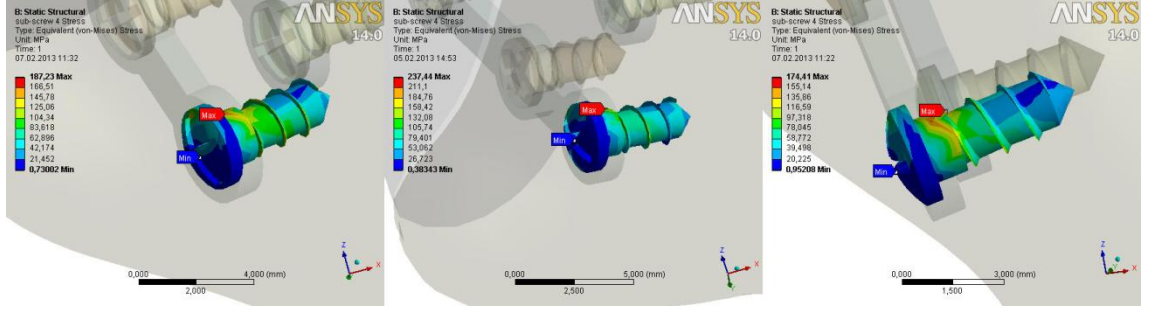
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.3. I plak uygulamasında alt plak üzerine düşen gerilmeler

Aynı şartlar ile kuvvet uygulandığında, paslanmaz çelik 739.98 MPa, Krom Kobalt 615.94 MPa, Titanyum Alaşımı 794.49 MPa, eşdeğer gerilme (von-Mises) olduğu görülmüş, en yüksek gerilmenin Titanyum Alaşımında görüldüğü gözlemlenmiştir. Alt plakadaki vidalar üzerine düşen gerilmeler sırası ile Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Şekil 3.7 de verilmiştir.

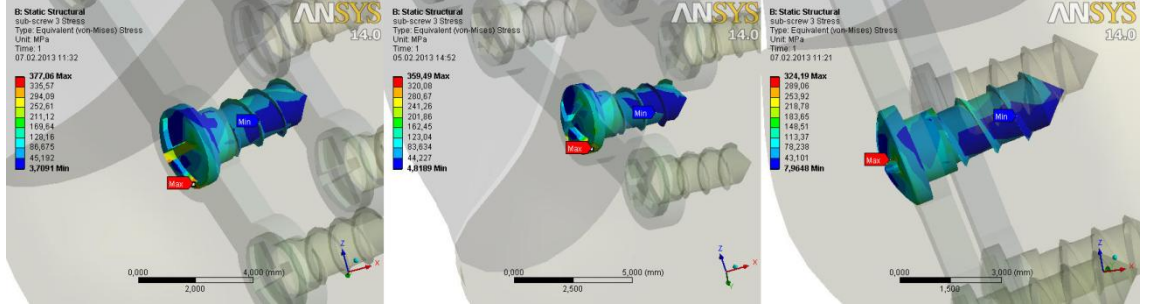


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.4. I plağın alt 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

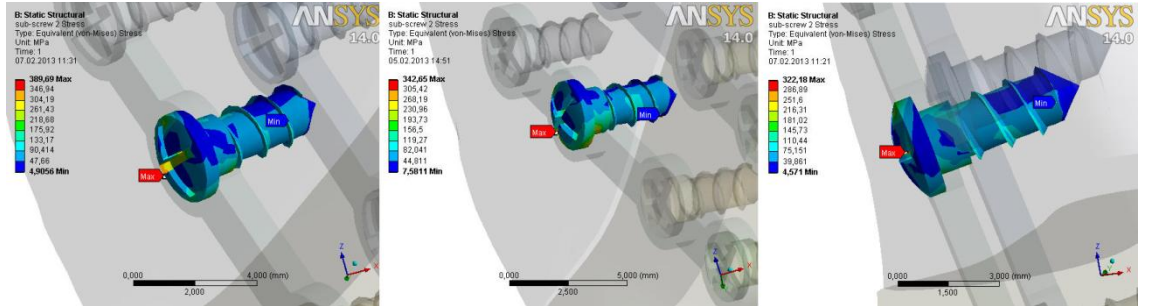


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.5. I plağın alt 2. vidası üzerine düşen gerilmeler

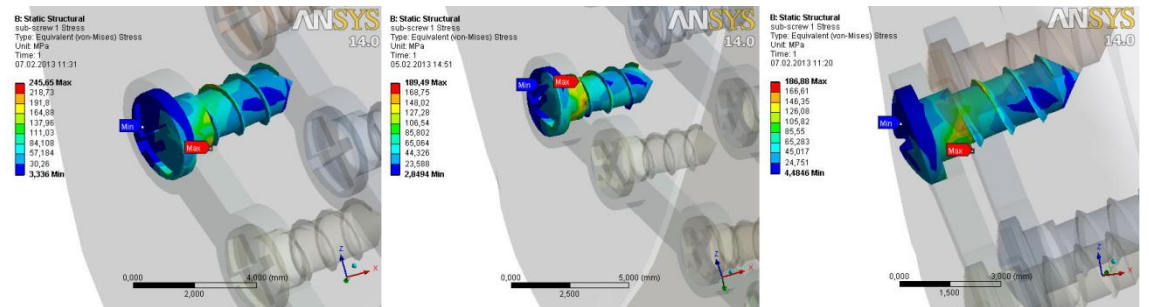


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.6. I plağın alt 3. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

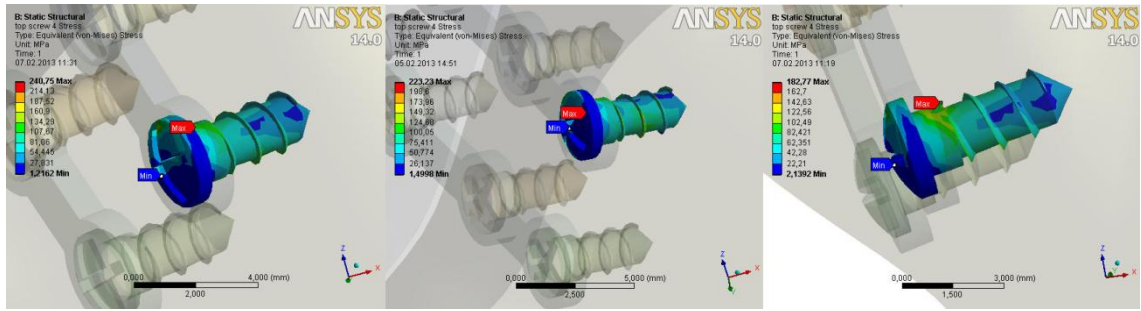
Titanyum Alaşımı

Şekil 3.7. I plağın alt 4. vidası üzerine düşen gerilmeler



I plak sabitleme işlemi en fazla vidanın kullanıldığı metottur. Alt plaktaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilmenin 389.69 MPa ile 2 numaralı Paslanmaz Çelik vida da olduğu gözlemlenmiştir. Üst plakta bulunan vidaların üzerlerinde oluşan gerilmeler sırası ile, Şekil 3.8, Şekil 3.9, Şekil 3.10, ve Şekil 3.11 deki gösterimleri gibidir.

Tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan vidanın 485.53 MPa ile üst plaktaki 2. vidanın Krom Kobalt malzeme tanımlı modelinde olduğu görülmektedir. En az gerilmenin ise 174.41 MPa ile alt plağın 1 vidasında, titanyum alaşımında olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında oldukça fark olduğunu görüyoruz. Bu gerilme yığılması olduğunun ve homojen bir dağılım olmadığını göstergesidir.

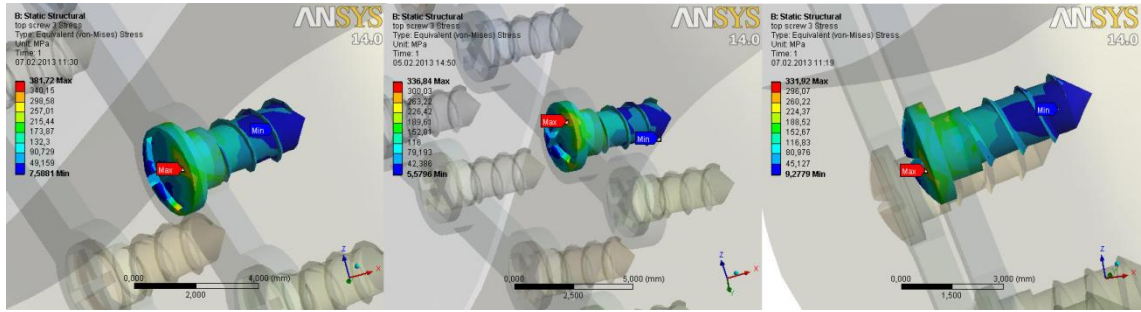


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.8. I plağın üst 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

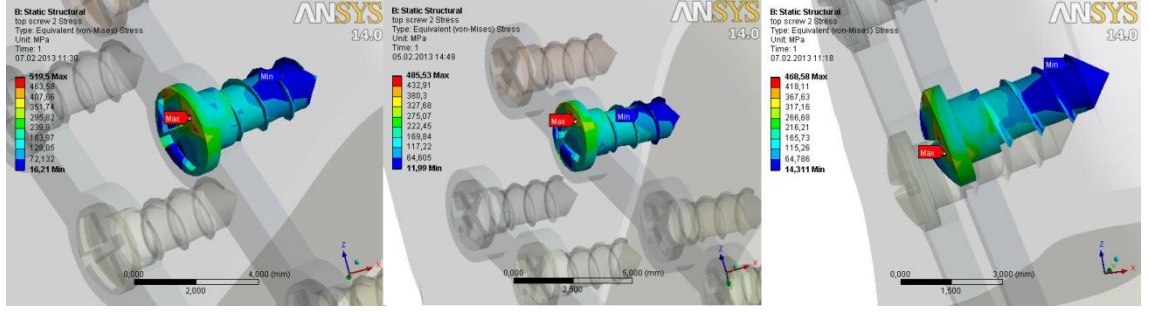


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.9. I plağın üst 2. vidası üzerine düşen gerilmeler

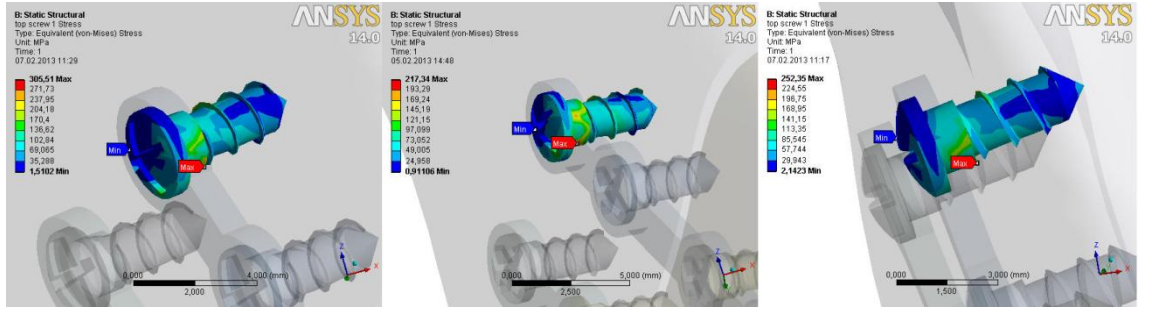


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.10. I plağın üst 3. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

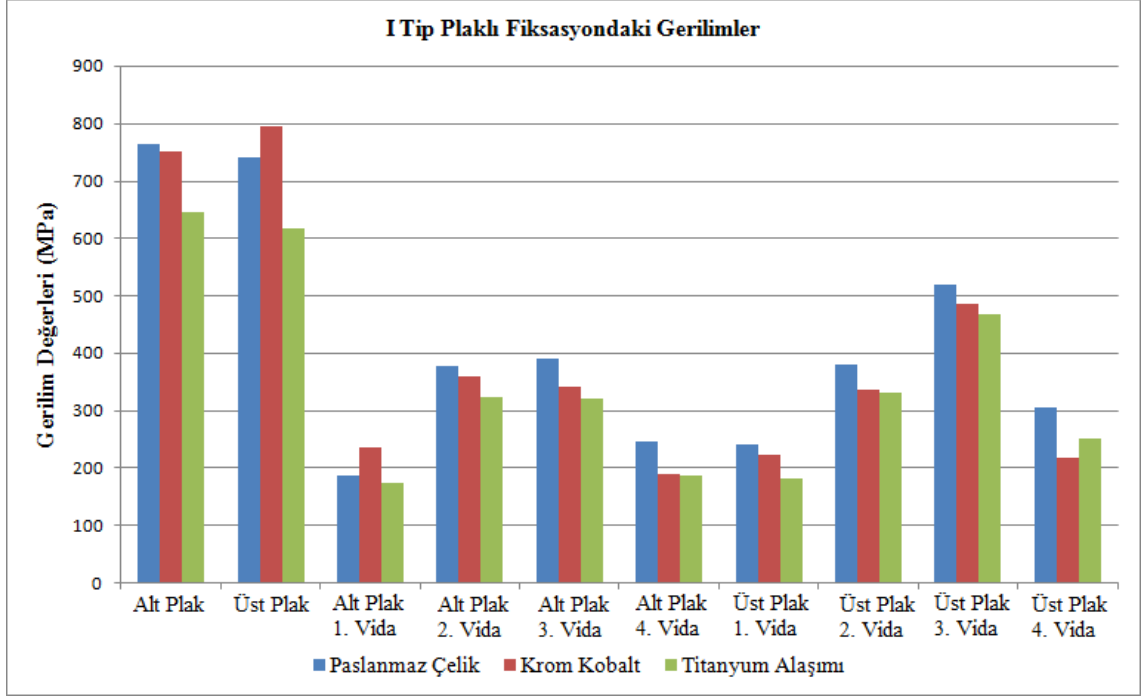
Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.11. I plağın üst 4. vidası üzerine düşen gerilmeler

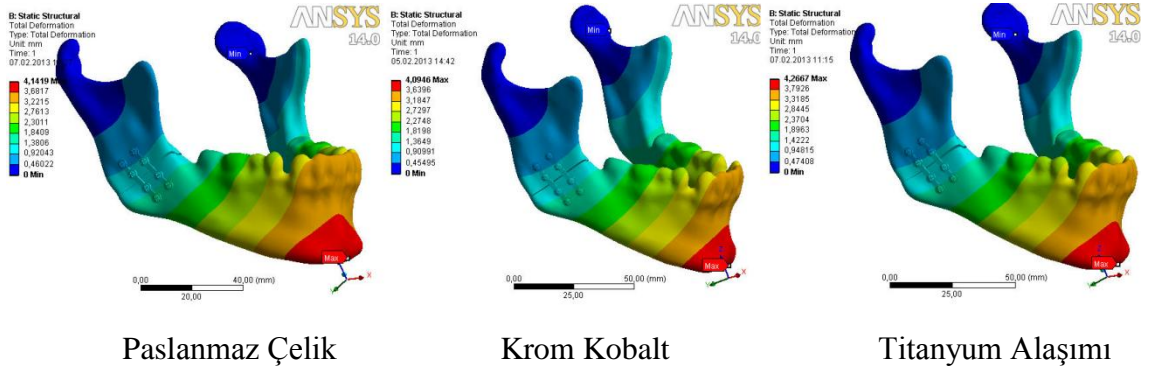
Üst plaktaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilmenin üst plak 519.5 MPa ile 3 numaralı Paslanmaz Çelik vida da olduğu gözlemlenmiştir.

Şekil 3.12 de ise I plaklı sabitlemede, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



Şekil 3.12. I plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri

Toplam yer değiştirme miktarları birbirine çok yakın olup, Paslanmaz Çelik 4.14 mm, Krom Kobalt 4.09 mm, Titanyum Alaşımı 4.26 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 3.13).



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.13. I plak ile sabitlemede oluşan deformasyon

Çizelge 3.1 de ise I profile sahip plak ve vidalarının üzerine düşen tüm gerilme değerleri verilmiştir.

**Çizelge 3.1.** I plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

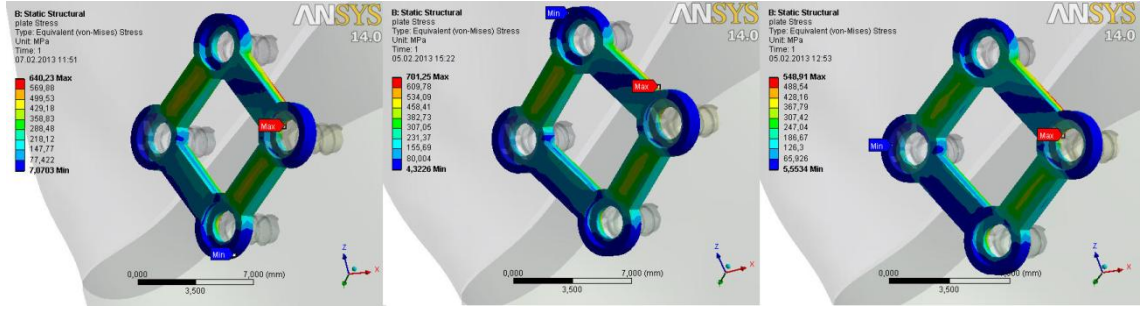
	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
Alt plak	Maks.	764.17	Maks.	750.19	Maks.	645.37
	Min.	3.76	Min.	5.056	Min.	5.58
Üst plak	Maks.	739.98	Maks.	794.49	Maks.	615.94
	Min.	5.58	Min.	5.88	Min.	5.16
Alt plak 1. vida	Maks.	187.23	Maks.	237.44	Maks.	174.41
	Min.	0.73	Min.	0.38	Min.	0.95
Alt plak 2. vida	Maks.	377.06	Maks.	359.49	Maks.	324.19
	Min.	3.70	Min.	4.81	Min.	7.96
Alt plak 3. vida	Maks.	389.69	Maks.	342.65	Maks.	322.18
	Min.	4.90	Min.	7.58	Min.	4.57
Alt plak 4. vida	Maks.	245.65	Maks.	189.49	Maks.	186.88
	Min.	3.33	Min.	2.84	Min.	4.48
Üst plak 1. vida	Maks.	240.75	Maks.	223.23	Maks.	182.77
	Min.	1.21	Min.	1.49	Min.	2.13
Üst plak 2. vida	Maks.	381.72	Maks.	336.84	Maks.	331.92
	Min.	7.58	Min.	5.57	Min.	9.27
Üst plak 3. vida	Maks.	519.5	Maks.	485.53	Maks.	468.58
	Min.	16.21	Min.	11.99	Min.	14.31
Üst plak 4. vida	Maks.	305.51	Maks.	217.34	Maks.	252.35
	Min.	1.51	Min.	0.91	Min.	2.14

### 3.1.2. Kare Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Kare geometriye sahip plağa uygulanan kuvvet neticesi, Paslanmaz Çelik 640.23 MPa, Krom Kobalt 701.25 MPa, Titanyum Alaşımı 548.91 MPa, eşdeğer gerilme (von-Mises) olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 3.14). En fazla gerilmenin Krom Kobaltta olduğu en az gerilmenin ise Titanyum Alaşımında olduğu belirlenmiş, iki uç nokta arasında 150 MPa ile önemli bir fark olduğu gözlenmiştir.

Tüm sabitlemeler içerisinde en az vidaya sahip (4 adet) olan kare geometrili plak modelinin ilk vidası üzerine düşen gerilmeler sırası ile Şekil 3.15, Şekil 3.16, Şekil 3.17 ve Şekil 3.18 de görüldüğü üzere en yüksek değerleri; Paslanmaz Çelik 558.43 MPa,

Krom Kobalt 529.11 MPa, Titanyum Alaşımı 472.16 MPa, şeklindedir. Plağında olduğu gibi en az gerilme yine titanyum alaşımında olduğu görülmüştür.

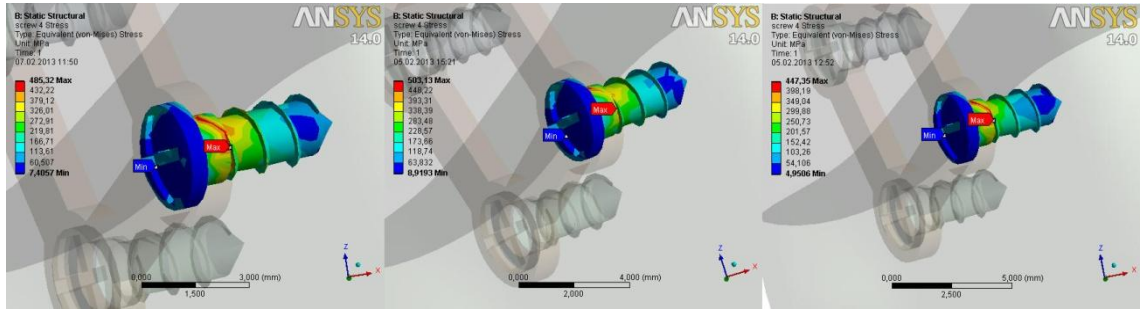


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.14. Kare plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler

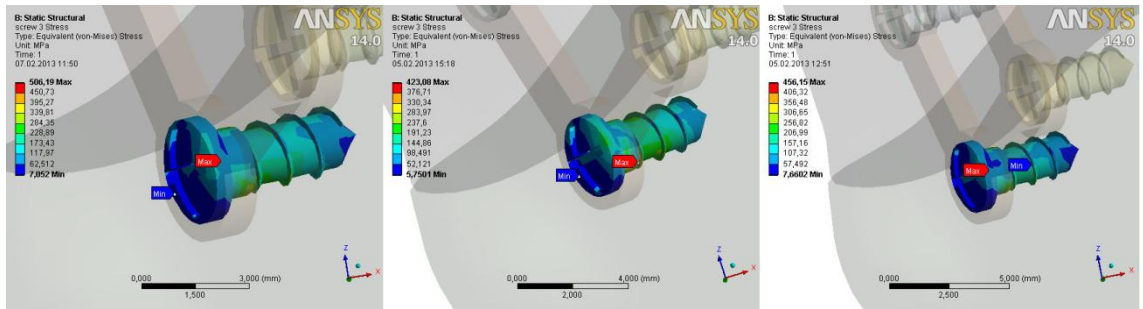


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.15. Kare plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler



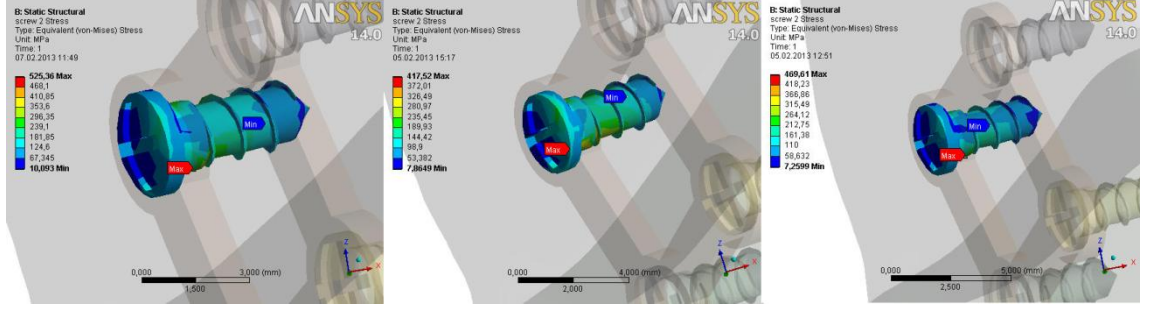
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.16. Kare plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler



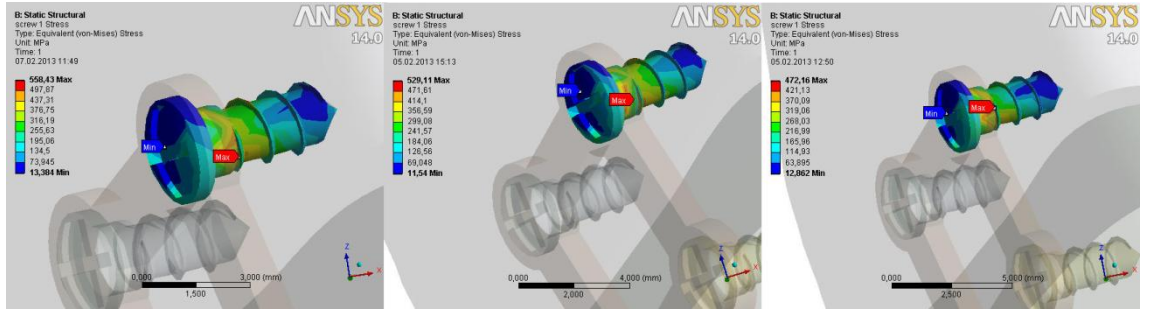


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.17. Kare plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

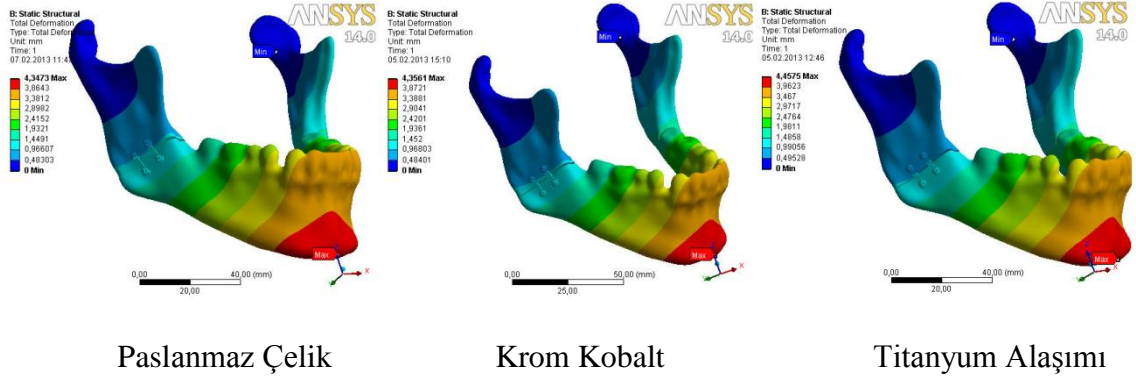
Şekil 3.18. Kare plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler

Çizelge 3.2.de kare geometrili plak ve vidalarının üzerlerine düşen tüm gerilmeler minimum ve maksimum olacak şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.2. Kare plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

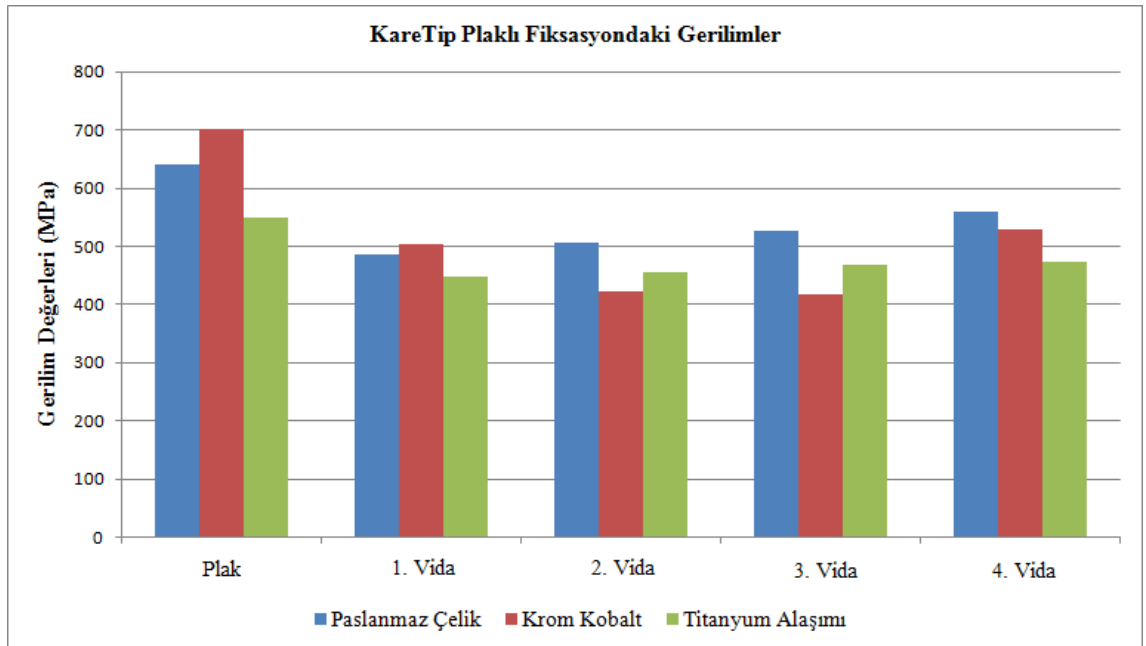
	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
Plak	Maks.	640.23	Maks.	701.25	Maks.	548.91
	Min.	7.07	Min.	4.32	Min.	5.55
1. vida	Maks.	485.32	Maks.	503.13	Maks.	447.35
	Min.	7.40	Min.	8.91	Min.	4.95
2. vida	Maks.	506.19	Maks.	423.08	Maks.	456.15
	Min.	7.05	Min.	5.75	Min.	7.66
3. vida	Maks.	525.36	Maks.	417.52	Maks.	469.61
	Min.	10.09	Min.	7.86	Min.	7.25
4. vida	Maks.	558.43	Maks.	529.11	Maks.	472.16
	Min.	13.38	Min.	11.54	Min.	12.86

Görüldüğü üzere plaklarda en az gerilme 548.91 MPa ile Titanyum Alaşımı malzemede, en fazla gerilme ise 701.25 MPa ile Krom Kobalt malzemede saptanmıştır. Toplam yer değiştirme miktarı ise Şekil 3.19 deki gibi sırası ile Paslanmaz Çelik 4.34 mm, Krom Kobalt 4.35 mm, Titanyum Alaşımı 4.45 mm şeklinde bulunmuştur.



Şekil 3.19. Kare plaklı sabitlemede oluşan deformasyon

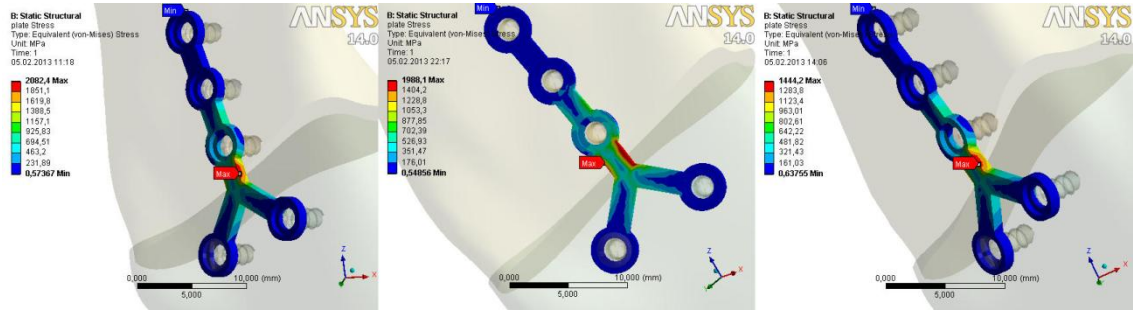
Tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan 1 numaralı Paslanmaz Çelik malzemeden vidayı görüyoruz (558.43 MPa). En az gerilmenin ise 417.52MPa ile malzemesi Krom Kobalt olan 2. Vida üzerinde olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında çok fazla fark olmadığını, gerilmenin vidalar üzerine homojen dağıldığını görmekteyiz (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Kare plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri

### 3.1.3. Y Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Plaklar içerisinde en fazla eşdeğer gerilme (von-Mises) değerlerinin gözlemlendiği Y plakta oluşan değerler sırası ile; Paslanmaz Çelik 2082.4 MPa, Krom Kobalt 1988.1 MPa, Titanyum Alaşımı 1444.2 MPa, şeklindedir (Şekil 3.21).



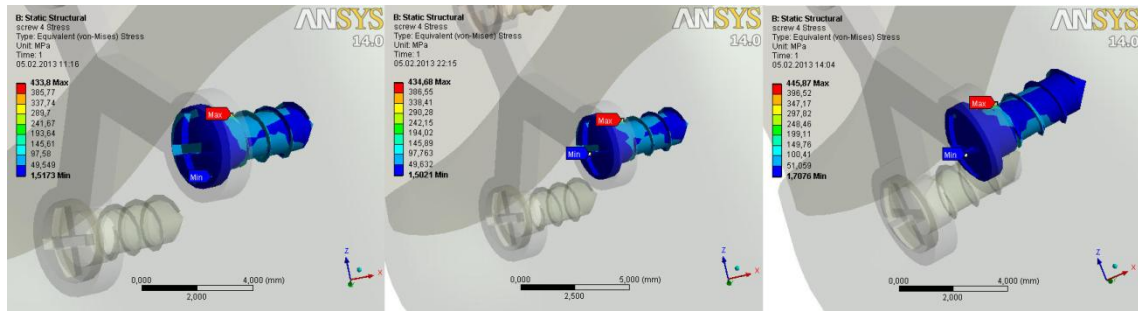
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.21. Y plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler

Y plağın vidaları üzerlerine düşen gerilmeler sırası ile Şekil 3.22, Şekil 3.23, Şekil 3.24, Şekil 3.25, Şekil 3.26 da verilmiştir.

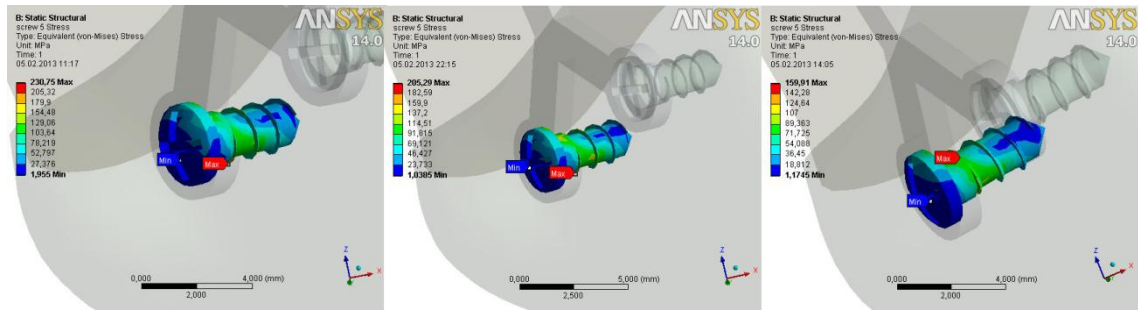


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.22. Y plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler



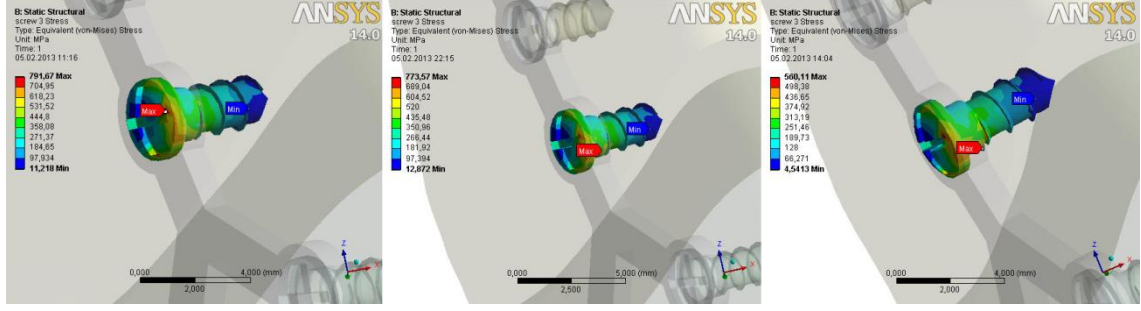
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.23. Y plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler



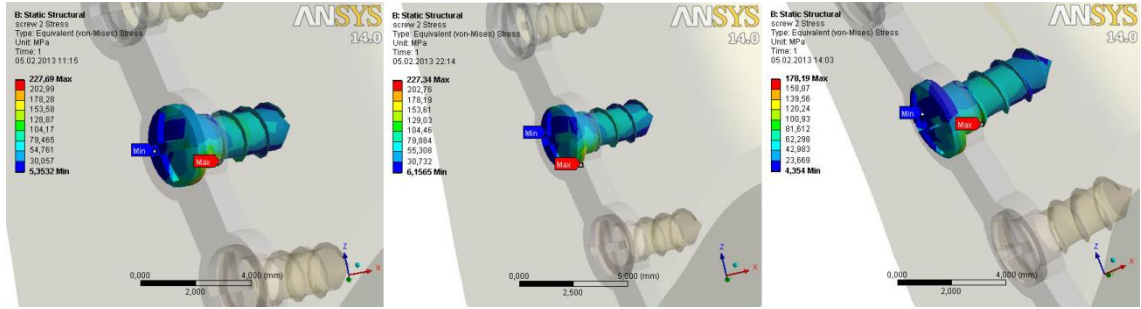


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.24. Y plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler

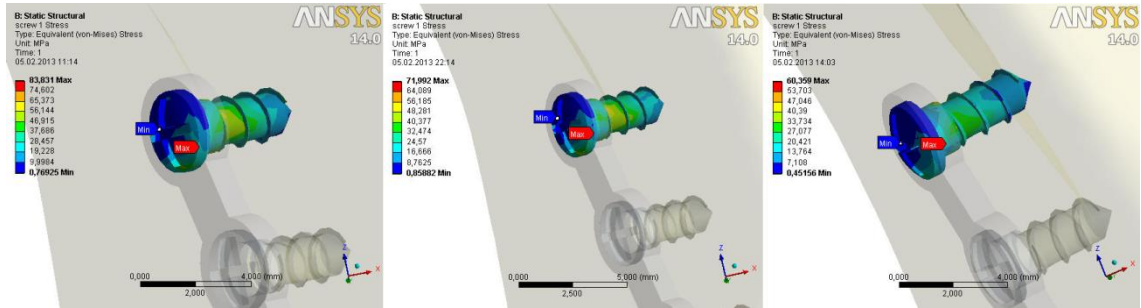


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.25. Y plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.26. Y plağın 5. vidası üzerine düşen gerilmeler

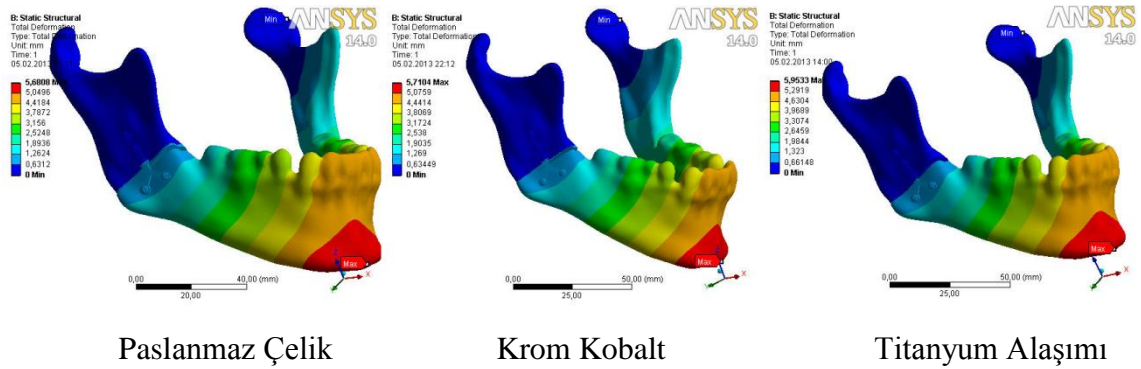
En fazla gerilme yığılması görülen model, Y plak olarak belirlenmiştir. Vidalara bakıldığında maksimum gerilme Paslanmaz Çelik malzemeli 3. vidada olduğu (791.67 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise Titanyum Alaşımli malzemesi ile 1. vidada (60.35 MPa) olduğu belirlenmiştir.

En fazla gerilmeye maruz kalması yanı sıra vidalar arasındaki gerilme dağılımları da orantısız olduğunu görmekteyiz (Çizelge 3.3).

**Çizelge 3.3.** Y plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

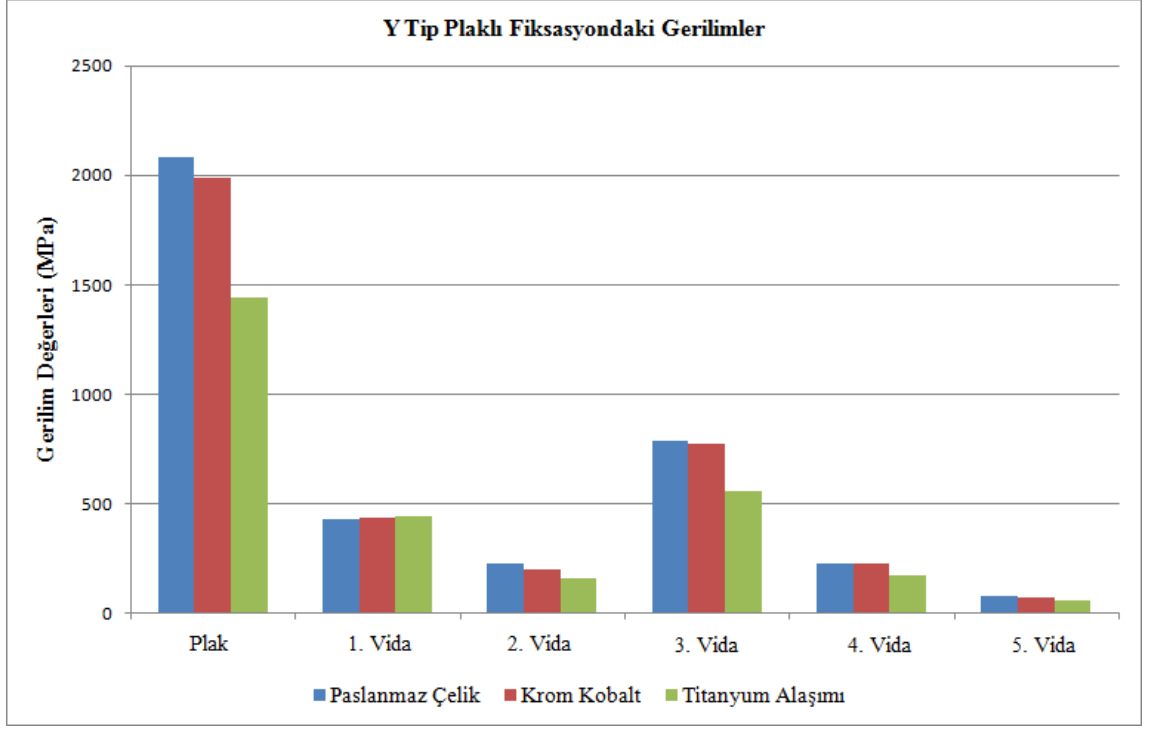
	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.
Plak	2082.4	0.57	1988.1	0.54	1444.2	0.63
1. vida	433.8	1.51	434.68	1.50	445.87	1.70
2. vida	230.75	1.95	205.29	1.03	159.91	1.17
3. vida	791.67	11.21	773.57	12.87	560.11	4.54
4. vida	227.69	5.35	227.34	6.15	178.19	4.35
5. vida	83.83	0.76	71.99	0.85	60.35	0.45

Y plaktaki toplam yer değiştirmeye bakıldığında, Paslanmaz Çelik 5.68 mm, Krom Kobalt 5.71 mm, Titanyum Alaşımı 5.95 mm ile diğerlerine nazaran en yüksek deformasyona uğrayan plak olmuştur (Şekil 3.27).



**Şekil 3.27.** Y plaklı sabitlemede oluşan deformasyon

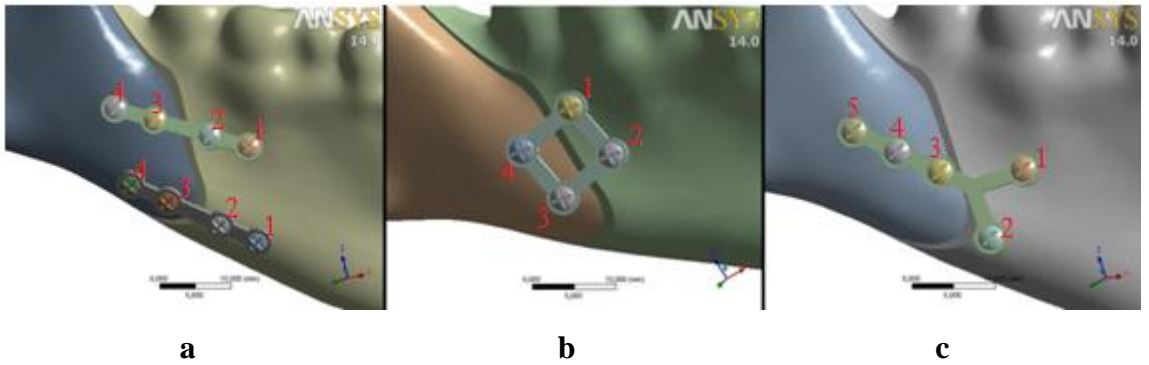
Karşılaştırmalı bir gözlem için Şekil 3.28 de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri grafik halinde verilmiştir.



Şekil 3.28. Y plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri

### 3.2. SAGİTAL SPLİT KIRIĞI

İkinci kesi düzlemi, sagittal split ramus osteotomy kırığıdır. Bu kırık modeli için yine ilk modelde olduğu gibi 3 farklı geometrideki plak sabitlemesi uygulanmıştır. Uygulanan plak modelleri Şekil 3.29 daki gibidir.

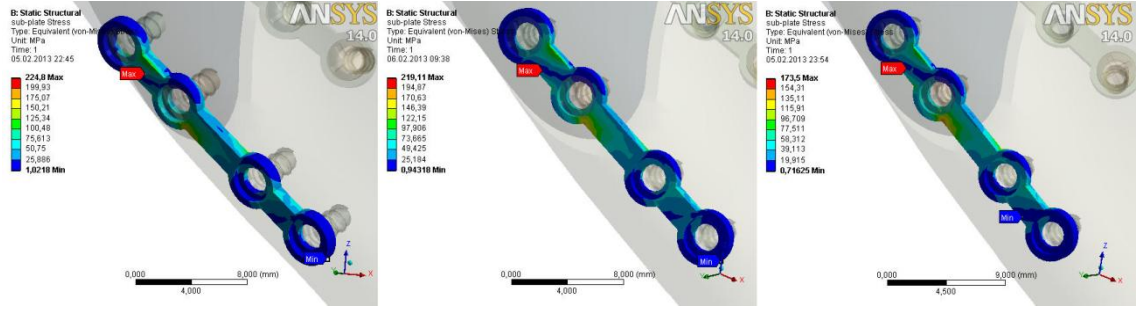


Şekil 3.29. İkinci kesi düzlemi için uygulanan plak modelleri

Uygulanan plakların geometrileri Şekil 3.29.a I çift plak, Şekil 3.29.b Kare plak, Şekil 3.29.c Y plak modelidir.

### 3.2.1. I Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

I plaklı sabitlemede, iki adet plakta oluşan gerilmeleri ayrı ayrı incelediğimizde, alt plakta oluşan gerilmeler Şekil 3.30 de, üst plakta oluşan gerilmeler Şekil 3.31 de verilmiştir.



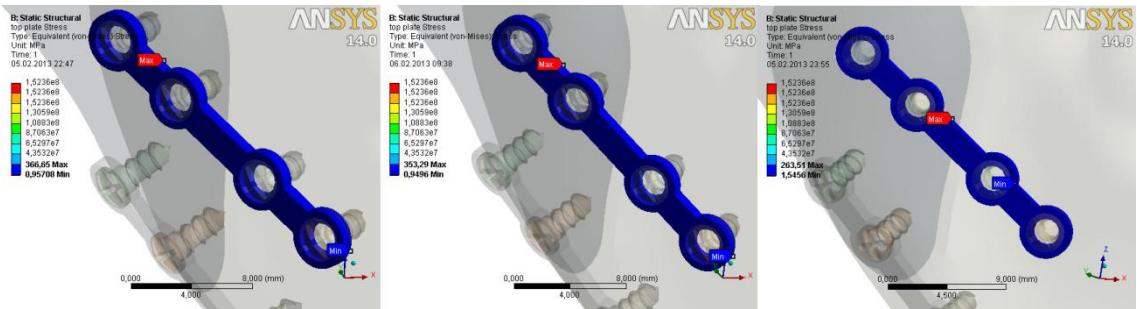
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.30. I plak uygulamasında üst plak üzerine düşen gerilmeler

Alt plağa uygulanan farklı biyomalzeme ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, Paslanmaz Çelik 224.8 MPa, Krom Kobalt 219.11 MPa, Titanyum Alaşımı 173.5 MPa, eşdeğer gerilme (von-Mises) olduğu gözlemlenmiş, en yüksek gerilmenin paslanmaz çelikte görüldüğü gözlemlenmiştir.



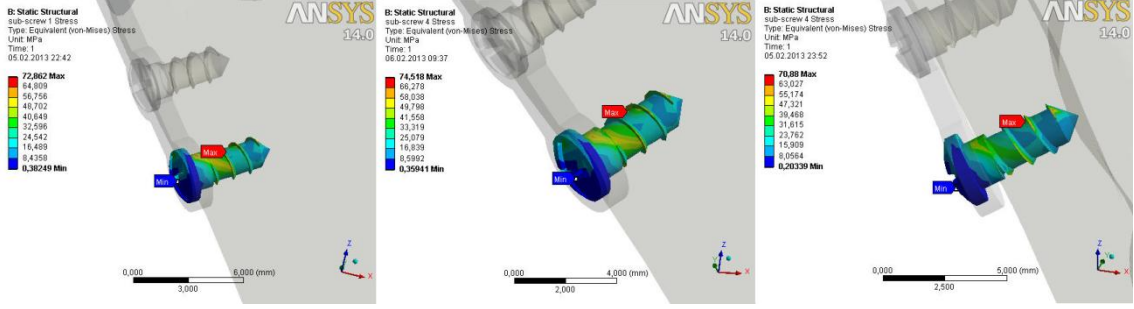
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.31. I plak uygulamasında üst plak üzerine düşen gerilmeler

Aynı şartlar ile kuvvet uygulandığında, Paslanmaz Çelik 366.65 MPa, Krom Kobalt 353.29 MPa, Titanyum Alaşımı 263.51 MPa, eşdeğer gerilme (von-Mises) olduğu gözlemlenmiş, en yüksek gerilmenin Paslanmaz Çelikte görüldüğü belirlenmiştir. Alt plakadaki vidalar üzerine düşen gerilmeler sırası ile Şekil 3.32, Şekil 3.33, Şekil 3.34, ve Şekil 3.35 de verilmiştir.

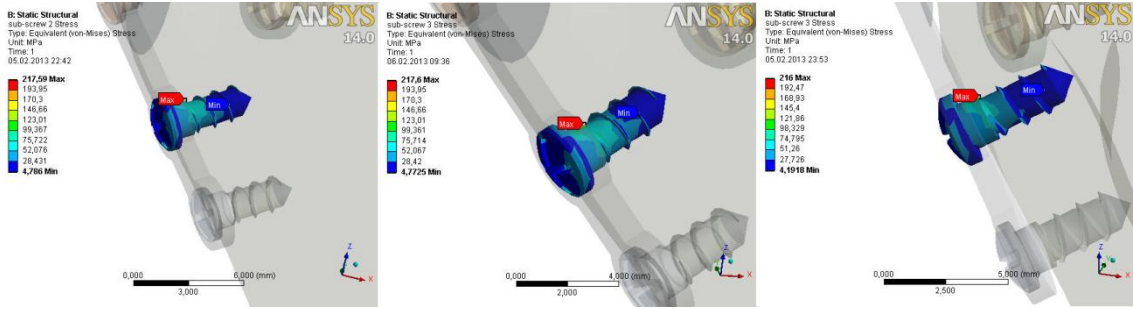


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.32. I plağın alt 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

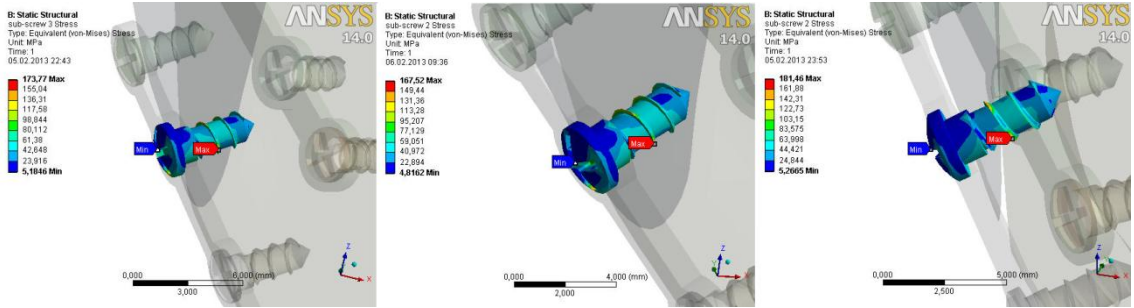


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.33. I plağın alt 2. vidası üzerine düşen gerilmeler



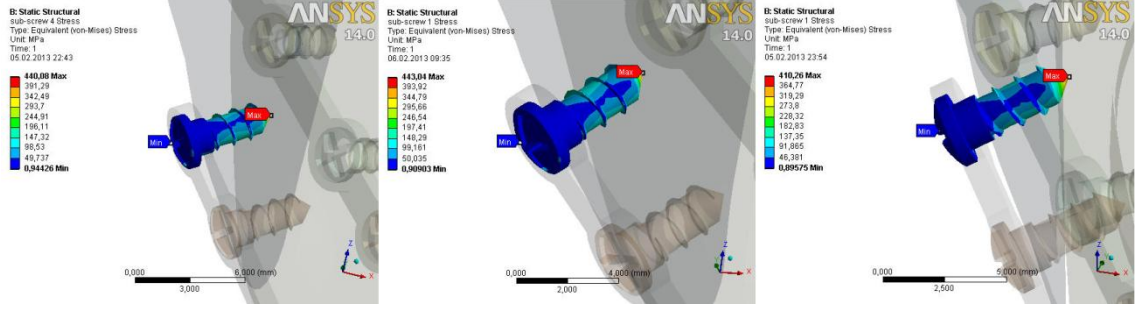
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.34. I plağın alt 3. vidası üzerine düşen gerilmeler





Paslanmaz Çelik

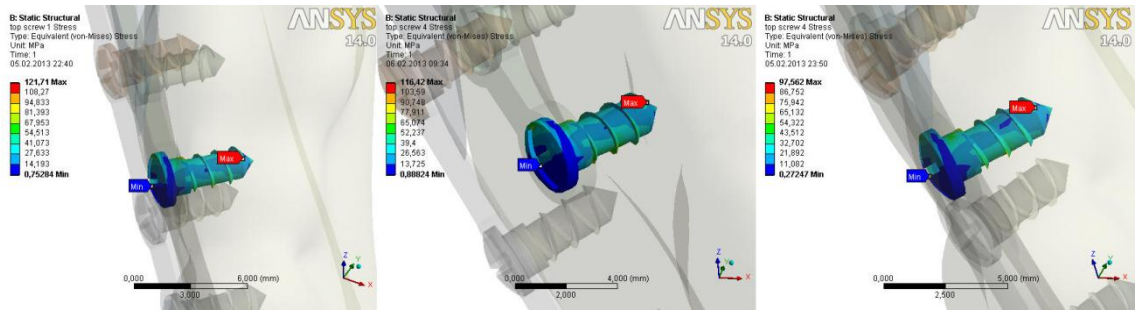
Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.35. I plağın alt 4. vidası üzerine düşen gerilmeler

I plağı sabitleyen vidaların üzerlerine düşen gerilmelere baktığımızda, 1. vidaya atanan malzemeler içinde en yüksek değer; 74.51 MPa ile Krom Kobalt malzemede, 2. vida 217.59 MPa ile Titanyum Alaşımli malzemede, 3. vida ile 181.46 MPa Krom Kobalt, 4. vida da ise 443.04 MPa Paslanmaz Çelik şeklinde gözlemlenmiştir.

Alt plaktaki gerilme değerleri bu şekilde iken, üst plaktaki vidalarda oluşan gerilmeler sırası ile, Şekil 3.36, Şekil 3.37., Şekil 3.38. ve Şekil 3.39. da verilmiştir.

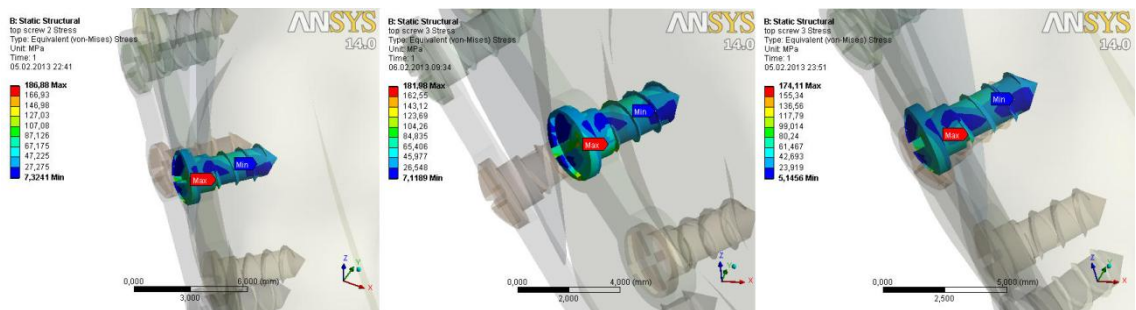


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.36. I plağın üst 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

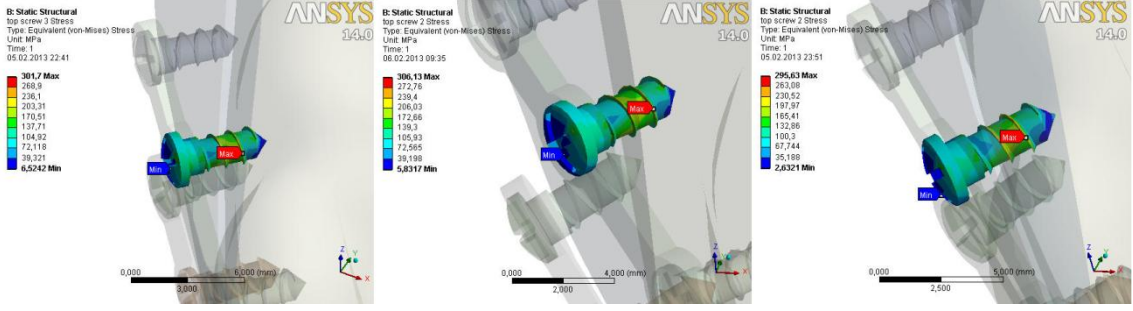


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.37. I plağın üst 2. vidası üzerine düşen gerilmeler

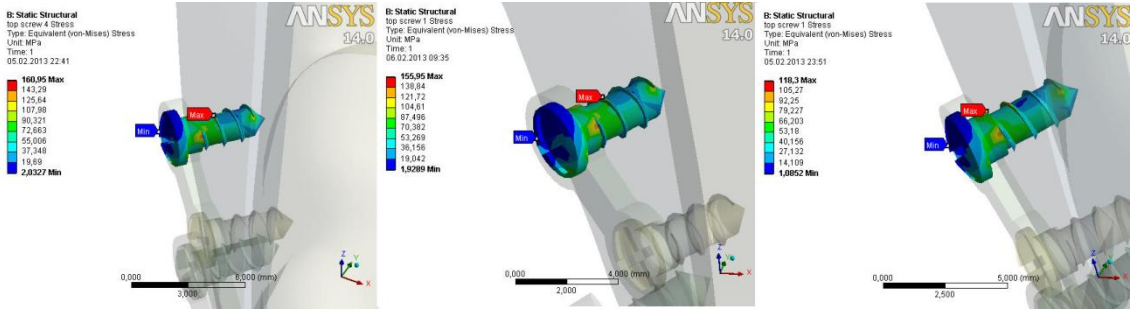


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.38. I plağın üst 3. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.39. I plağın üst 4. vidası üzerine düşen gerilmeler

Üst plaktaki maksimum vida gerilmelerine bakıldığında; 1. vida üzerine 121.71 MPa, 2. vida 186.88 MPa, 3. vida 301.7 MPa ve son olarak 4. vida 160.95 MPa gerilme değerleri gözlemlenmiştir.

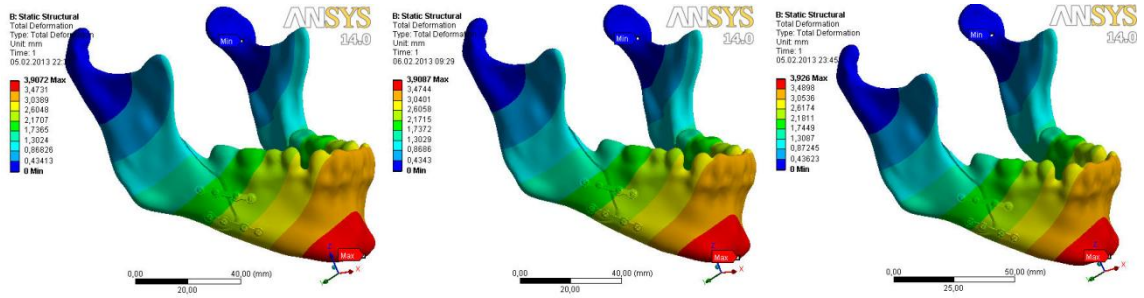
Çizelge 3.4 de oluşan tüm gerilmeler minimum ve maksimum değerlerde dahil olmak üzere tablo halinde verilmiştir. Tüm plak kombinasyonları içerisinde en düşük 173.5 MPa ile Titanyum Alaşımı malzemesi olan alt plakta bulunmuştur. Tüm vidalar içerisinde en fazla gerilme 366.65 MPa değeri ile üst plak Paslanmaz Çelikte görülmüştür.

**Çizelge 3.4.** I plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.
Alt plak	Maks.	224.8	Maks.	219.11	Maks.	173.5
	Min.	1.02	Min.	0.94	Min.	0.71
Üst plak	Maks.	366.65	Maks.	353.29	Maks.	263.51
	Min.	0.95	Min.	0.94	Min.	1.54
Alt plak 1. vida	Maks.	72.86	Maks.	74.51	Maks.	70.88
	Min.	0.38	Min.	0.35	Min.	0.20
Alt plak 2. vida	Maks.	217.59	Maks.	217.6	Maks.	216
	Min.	4.78	Min.	4.77	Min.	4.19
Alt plak 3. vida	Maks.	173.77	Maks.	167.52	Maks.	181.46
	Min.	5.18	Min.	4.81	Min.	5.26
Alt plak 4. vida	Maks.	440.08	Maks.	443.04	Maks.	410.26
	Min.	0.94	Min.	0.90	Min.	0.89
Üst plak 1. vida	Maks.	121.71	Maks.	116.42	Maks.	92.56
	Min.	0.75	Min.	0.88	Min.	0.27
Üst plak 2. vida	Maks.	186.88	Maks.	181.98	Maks.	174.11
	Min.	7.32	Min.	7.11	Min.	5.14
Üst plak 3. vida	Maks.	301.7	Maks.	306.13	Maks.	205.63
	Min.	6.52	Min.	5.83	Min.	2.63
Üst plak 4. vida	Maks.	160.95	Maks.	155.95	Maks.	118.3
	Min.	2.03	Min.	1.92	Min.	1.08

Uygulanan kuvvet sonucunda Şekil 3.40 da görüldüğü üzere mandibulada oluşan deformasyonlar ise (toplam yer değiştirme miktarları) Paslanmaz Çelik 3.9072 mm, Krom Kobalt için 3.9087 mm, Titanyum Alaşım malzeme için ise 3.926 mm olarak saptanmıştır. Yer değiştirme miktarları çok fazla değişmemekle birlikte en fazla Titanyum Alaşım malzemenin sehime izin verdiği görülmektedir.





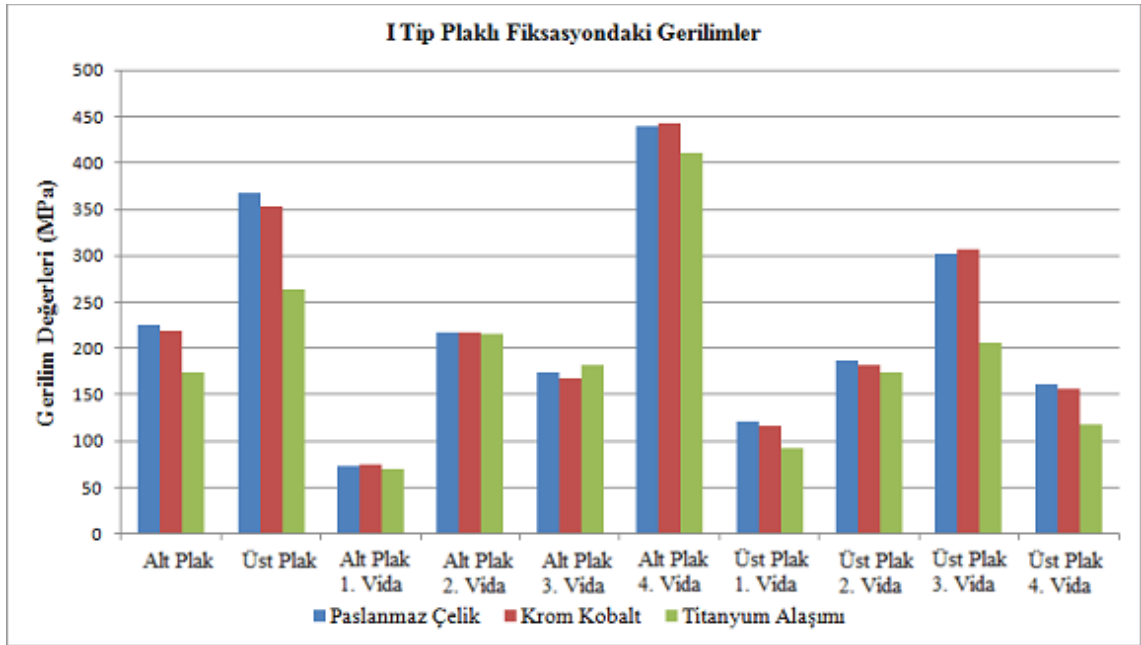
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.40. I plaklı sabitlemede oluşan deformasyon

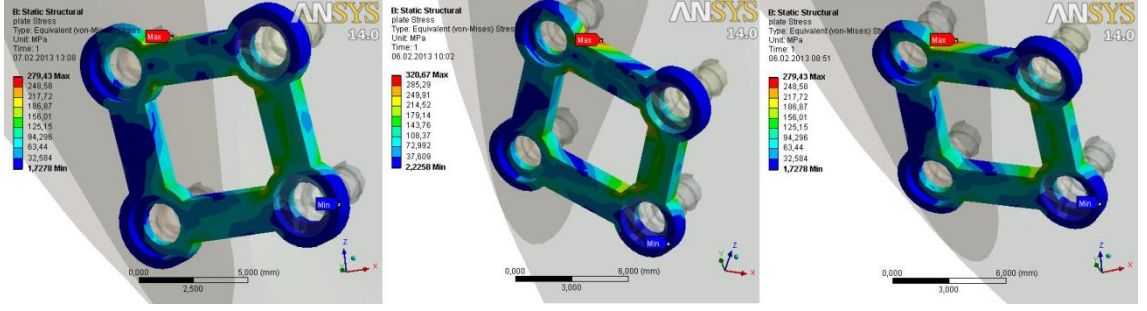
Şekil 3.41 de ise tüm materyallerin malzeme kombinasyonlarında görülen gerilmeler karşılaştırma kolaylığı açısından grafiksel olarak verilmiştir.



Şekil 3.41. I plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri

### 3.2.2. Kare Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

En az vida ile sabitlemeyi gerçekleştirdiğimiz kare plaklı model üzerindeki gerilmeler, Paslanmaz Çelikte 279.43MPa, Krom Kobaltta 320.67 MPa, Titanyum Alaşımında ise 279.43 MPa şeklinde gözlemlenmiştir. (Şekil 3.42).



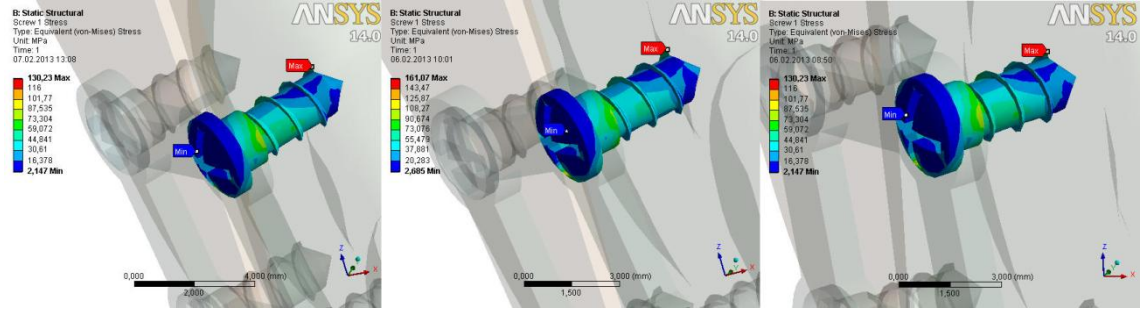
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.42. Kare plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler

Vidalar üzerine düşen gerilmeler ise sırası ile Şekil 3.43, Şekil 3.44, Şekil 3.45 ve Şekil 3.46 da kare geometrili plak üzerindeki sabitleme vidaları için detaylandırılmıştır.

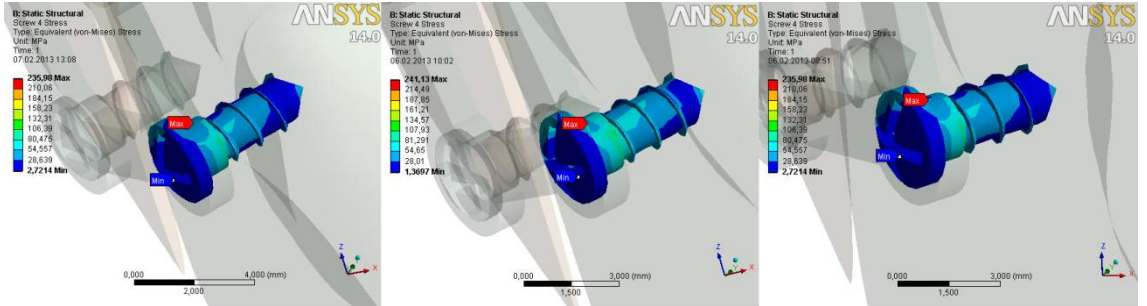


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.43. Kare plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

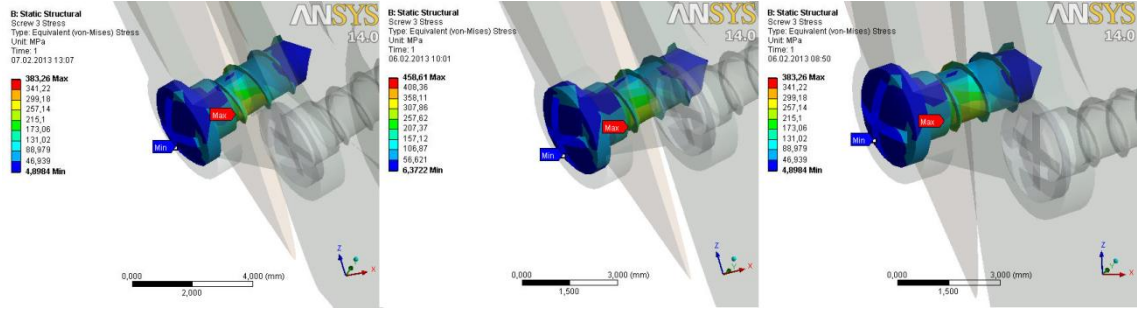


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.44. Kare plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler

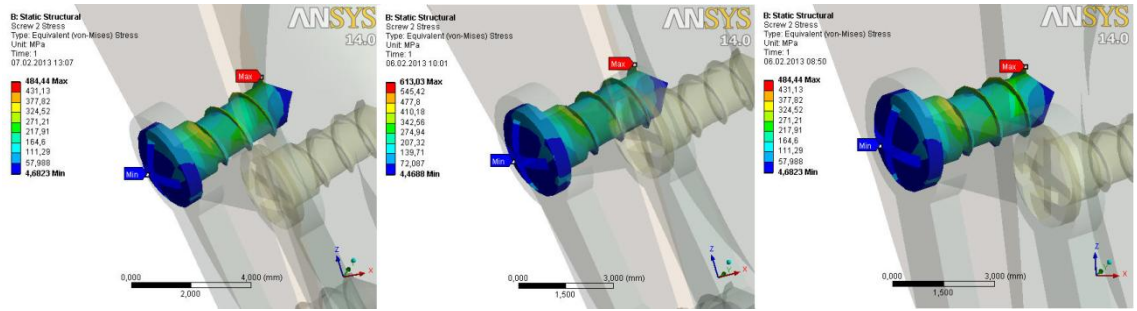


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.45. Kare plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

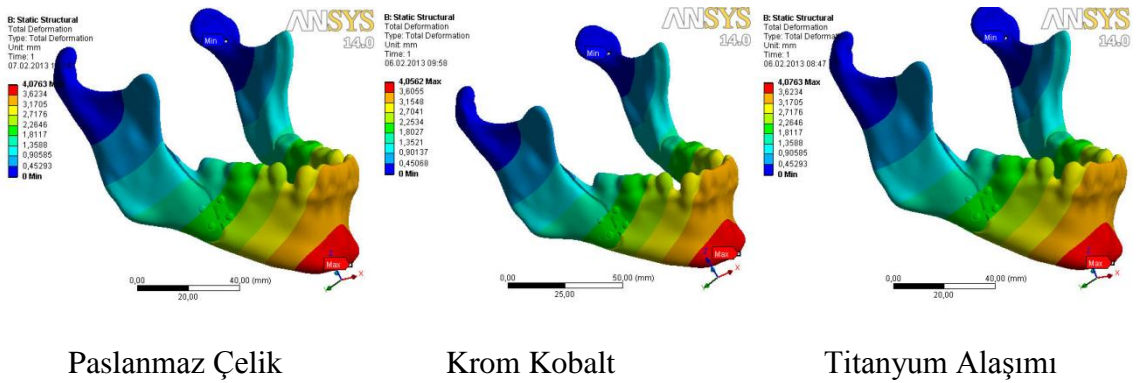
Şekil 3.46. Kare plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler

Kare plak ve tüm vidaların üzerlerine düşen gerilme değerleri ayrıntılı olarak Çizelge 3.5 de verilmiştir.

Çizelge 3.5. Kare plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
Plak	Maks.	279.43	Maks.	320.67	Maks.	267.63
	Min.	1.72	Min.	2.22	Min.	1.42
1. vida	Maks.	130.23	Maks.	161.07	Maks.	118.83
	Min.	2.14	Min.	2.68	Min.	1.94
2. vida	Maks.	235.98	Maks.	241.13	Maks.	230.18
	Min.	2.72	Min.	1.36	Min.	1.12
3. vida	Maks.	383.26	Maks.	458.61	Maks.	413.36
	Min.	4.89	Min.	6.37	Min.	5.59
4. vida	Maks.	484.44	Maks.	613.03	Maks.	498.34
	Min.	4.68	Min.	4.46	Min.	4.58

Bu sabitlemede kare plağın tüm vidaları içerisinde en fazla gerilmeye maruz kalan 613.03 MPa ile Krom Kobalt malzemeli 2. vida olduğu görülmüştür. Buna karşılık 1. vidanın Titanyum Alaşımli modelinde gerilme 118.83 MPa ile en fazla ve en düşük gerilme miktarlarının arasındaki büyük farkı ortaya koymuştur. Diğer tüm sabitlemelerde olduğu gibi bu modelde de kuvvet neticesinde malzeme özellikleri paralelinde mandibula belirli miktarda eğilmektedir. Bu miktarlar; Paslanmaz Çelikte 4.07 mm, Krom Kobalt alaşımında 4.05 mm ve Titanyum Alaşımında ise 4.085 mm olarak gözlemlenmiştir (Şekil 3.47).



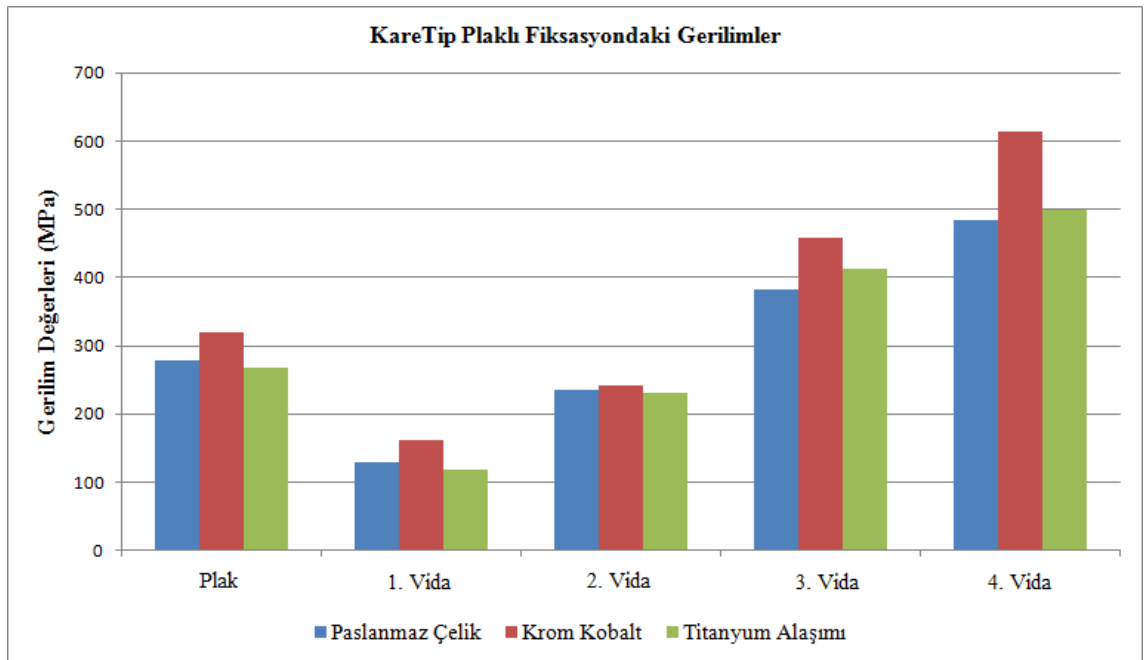
Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.47. Kare plaklı sabitlemede oluşan deformasyon

Şekil 3.48. de görüldüğü gibi vidalar arasında oldukça yüksek gerilme farkları vardır. Plak üzerine düşen gerilme değeri ile vidalar üzerine düşen gerilmeler arası da oldukça fazladır.

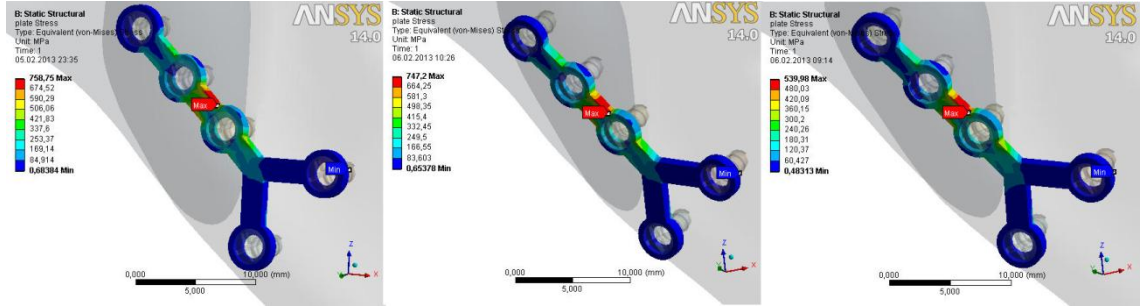


Şekil 3.48. Kare plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri



### 3.2.3. Y Plak Uygulamasında Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Y plaklı sabitlemede kullanılan plak üzerine düşen gerilmelere baktığımızda, Paslanmaz Çelik 758.75 MPa, Krom Kobalt 747.2 MPa, ve Titanyum Alaşımı 539.98 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.49). Plakta gerilmeler bu şekilde iken, vidalar üzerlerine düşen gerilmeler sırası ile, Şekil 3.50, Şekil 3.51, Şekil 3.52, Şekil 3.53 ve Şekil 3.54 de verilmiştir.

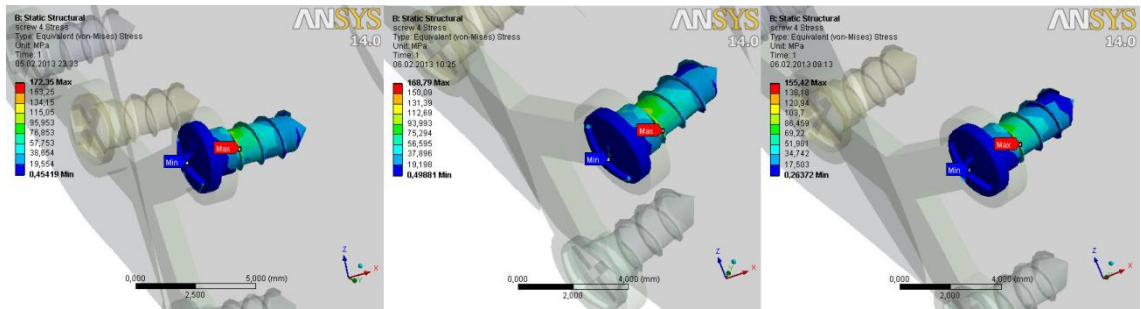


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.49. Y plak uygulamasında plak üzerine düşen gerilmeler

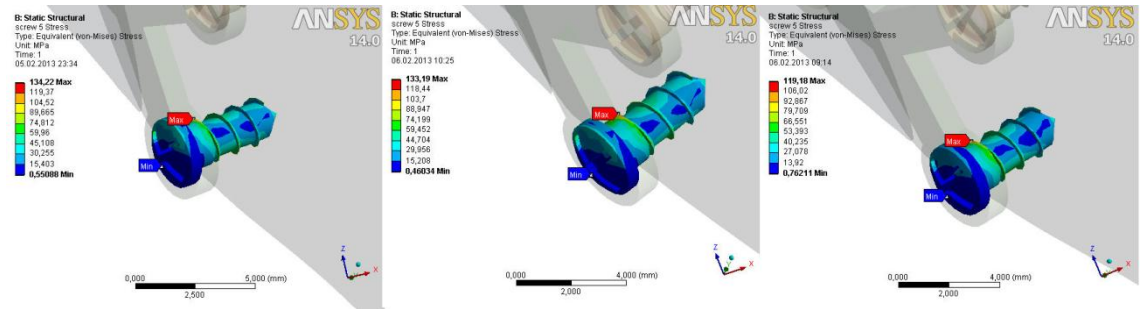


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.50. Y plağın 1. vidası üzerine düşen gerilmeler

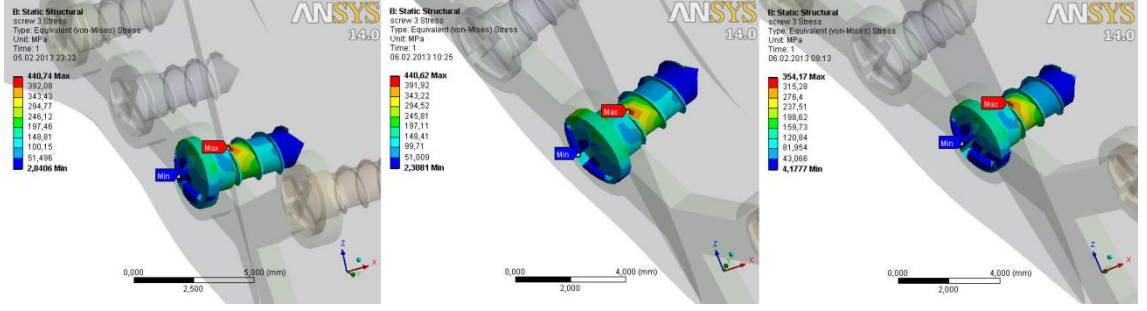


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.51. Y plağın 2. vidası üzerine düşen gerilmeler

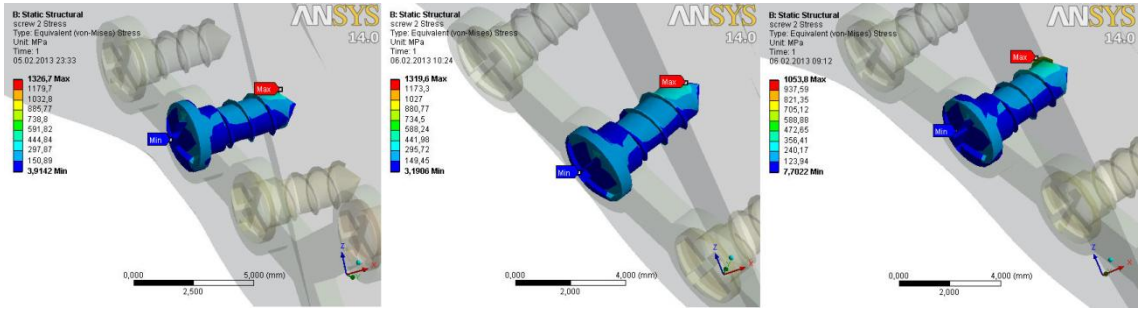


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.52. Y plağın 3. vidası üzerine düşen gerilmeler

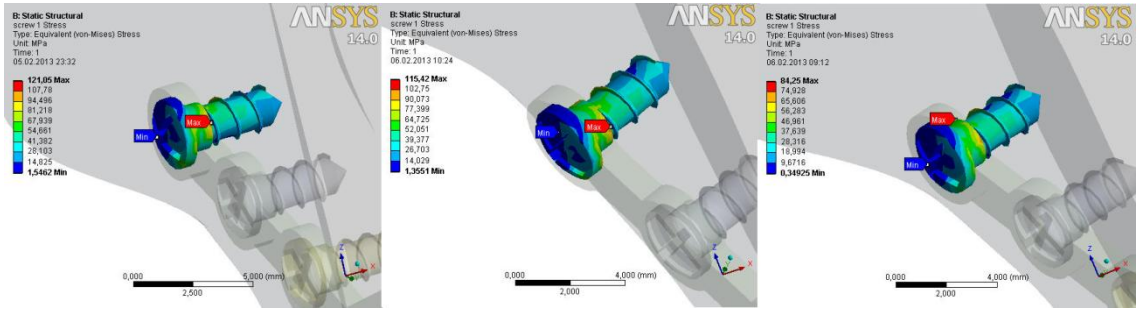


Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.53. Y plağın 4. vidası üzerine düşen gerilmeler



Paslanmaz Çelik

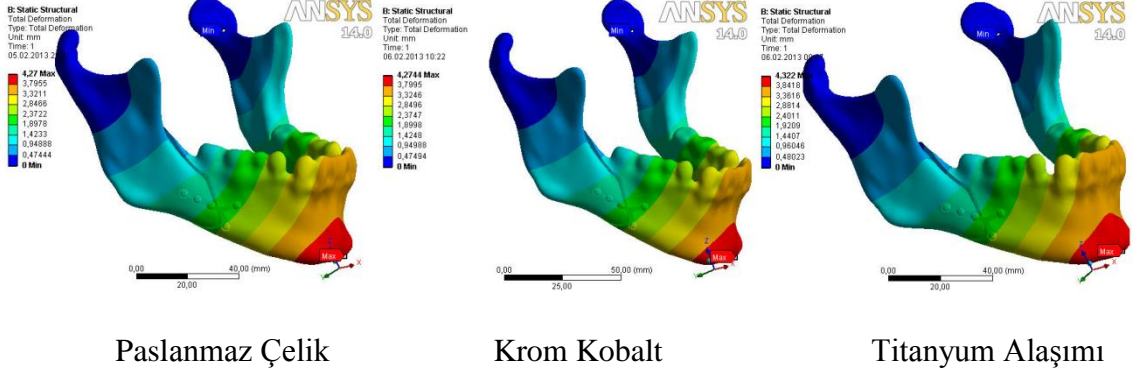
Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.54. Y plağın 5. vidası üzerine düşen gerilmeler

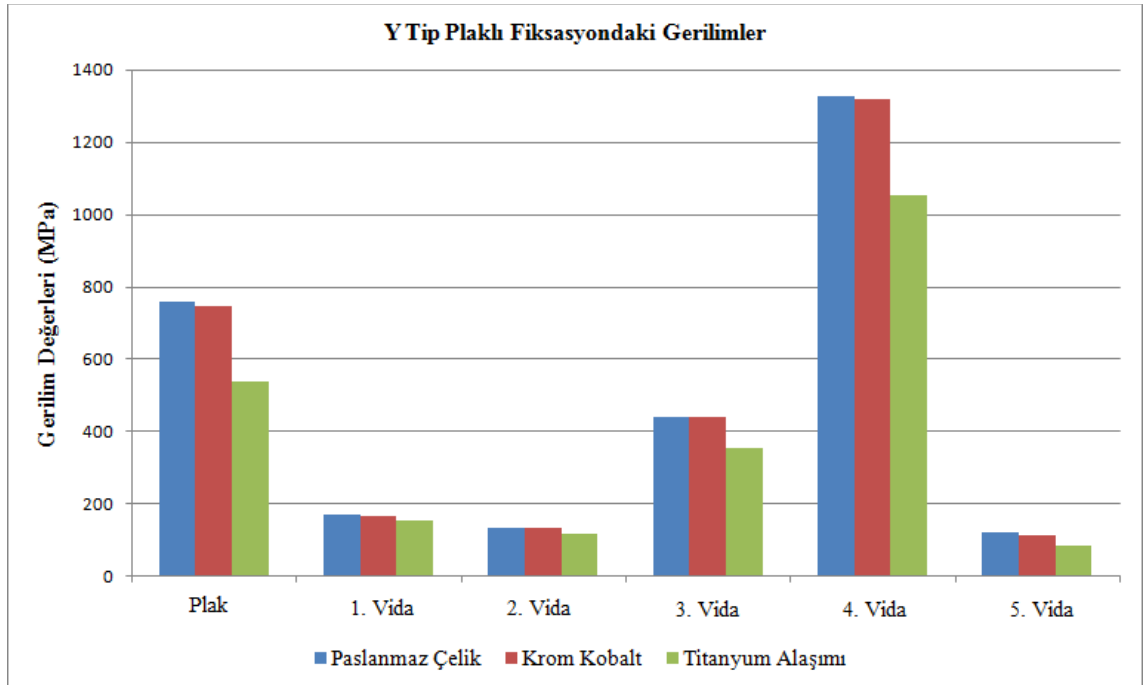
Bu sabitlemede 5 adet vida kullanılmıştır. Kullanılan vidaların üzerlerine düşen gerilmelere bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan, Paslanmaz Çelik malzemeli 4. vida (1326.7 MPa) olduğunu görüyoruz. Buna karşılık en düşük gerilme ise Titanyum Alaşımli 5. vidadır (84.25 MPa).

Şekil 3.55 den de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarlarına bakıldığında, Paslanmaz Çelik 4.27 mm, Krom Kobalt 4.2744 mm, Titanyum Alaşımında ise 4.322 mm olduğunu görmekteyiz.



Şekil 3.55. Y plaklı sabitlemede oluşan deformasyon

Tüm gerilme değerlerine toplu bir halde baktığımızda (Şekil 3.56) vidalar arasında gerilme dağılımında orantısızlık karşımıza çıkıyor. Örneğin 5. vidaya 84.25 MPa gerilme düşerken, 4. vidaya 1053.8 MPa gibi yüksek farklı miktarlar düşmekte.



Şekil 3.56. Y plaklı sabitlemede oluşan tüm gerilme değerleri

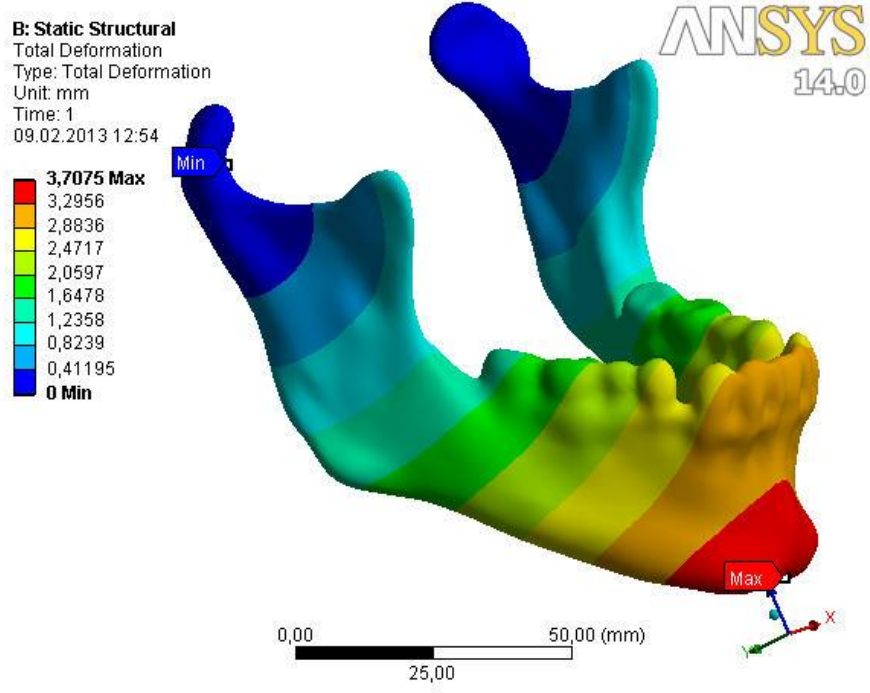
Çizelge 3.6 da tüm gerilme değerleri minimumlarda dahil olmak üzere verilmiştir. Minimum gerilme değerlerinden bahsedecek olursak, maksimum gerilme değerine paralel olarak artan yada azalan değerler olarak karşımıza çıkmakta. Ama bu her zaman için geçerli değil. Örneğin 4. vida, Krom Kobaltı 1319 MPa maksimum değere sahip minimumu ise 3.19 MPa, aynı vidanın Titanyum Alaşımısı daha düşük maksimum değere sahip iken (1053.8 MPa) daha yüksek minimum gerilme ile (7.70 MPa) karşımıza çıkmakta.

**Çizelge 3.6.** Y plak ve vidalarda oluşan tüm gerilme değerleri

Plak	Paslanmaz Çelik (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Titanyum Al. (MPa)	
	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.
1. vida	758.75	0.68	747.2	0.65	539.98	0.48
2. vida	172.35	0.45	168.79	0.49	155.42	0.26
3. vida	134.22	0.55	133.19	0.46	119.18	0.76
4. vida	440.74	2.84	440.62	2.31	354.17	4.17
5. vida	1326.7	3.91	1319.6	3.19	1053.8	7.70
	121.05	1.54	115.42	1.35	84.25	0.34

Her plak ve o plağın farklı malzeme konfigürasyonunda değişiklik gösteren toplam yer değiştirme miktarı, sağlıklı mandibulada 3.7 mm olarak gözlemlenmiştir (Şekil 3.57).





Şekil 3.57. Sağlıklı mandibuladaki toplam deformasyon miktarı

## 4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada. mandibula kırıklarına uygulanan plakların farklı geometri ve her farklı geometri için 3 değişik biyomalzeme tanımı yaparak sonuçları sonlu elemanlar analizi ile kıyaslanması hedeflenmiştir. Buna göre;

1) Angulus kırığı sabitlemesinde, en fazla gerilme Y plakta, en fazla vida gerilmesinin ise yine Y plakta kullanılan vidada olduğu saptanmıştır.

2) Angulus kırığı sabitlemesinde vidalar arası orantısal dağılıma sahip plağın, kare plak olduğu gözlemlenmiştir.

3) Toplam yer değiştirme miktarları angulus kırığı sabitlemesinin tüm analizleri için, en yüksek değer 5.95 mm ile Y plağın titanyum alaşımlı malzemesi, olduğu sonucuna varılmıştır.

4) Toplam yer değiştirme miktarları Angulus kırığı sabitlemesinin tüm analizleri için, en düşük değer 4.09 mm ile I plağın krom kobalt esaslı malzemesi, olduğu sonucuna varılmıştır.

5) Sagital split kırığı sabitlemesinde en fazla gerilme Y plakta, en fazla vida gerilmesi ise yine Y plakta kullanılan vidada olduğu saptanmıştır.

6) Sagital split kırığı sabitlemesinde vidalar arası orantısal dağılıma sahip plağın, kare plak olduğu gözlemlenmiştir.

7) Toplam yer değiştirme miktarları Sagital split kırığı sabitlemesinin tüm analizleri için en yüksek değer 4.322 mm ile Y plağın titanyum alaşımlı malzemesi, olduğu sonucuna varılmıştır.

8) Toplam yer değiştirme miktarları Sagital split kırığı sabitlemesinin tüm analizleri için en düşük değer 3.9072 mm ile I plağın paslanmaz çelik malzemesi, olduğu sonucuna varılmıştır.

Aynı malzeme ve aynı geometriye sahip plakların farklı kırık seviyelerine sabitlenmesinde gerilme ve toplam yer değiştirme miktarları değişmektedir. Bu sonuçlara göre; geometrinin, malzemenin ve kırık hattının yanı sıra uygulanacak sabitlemenin konumu da oldukça önem arz etmektedir bu literatür çalışmaları ile örtüşmektedir [66].

Vidalar üzerindeki gerilmeler genel itibari ile vida yivleri üzerinde bulunmuştur. Vida boyutunun değiştirilmesi ve yiv sayılarının farklılaştırılması stres sonuçlarına etkisinin olmadığı [66] bilinmektedir.

Edinilen sonuçlar ile başarılı yada başarısız diye keskin bir çizgi ile ayırmak yanlıştır. Bunun yerine gerilmeyi minimum seviyede tutan sabitleme metodunun tayini olması daha ideal olacaktır. Gerilmenin artması kemiğe binen yükün artması anlamını taşımaktadır. Gerilmeyi en alt seviyede tutmak öncelikli amaç olmalıdır. Bunun yanında gerilmelerin eşit olarak dağıtılması bir diğer önemli faktördür. Literatürde de buna vidalara düşen gerilmelerin orantılı olarak dağılımı denilmektedir. En net elde edilen sonuç olarak sagittal split kırığı sabitlemesinde, Y plak buna örnek gösterilebilir. Vidalardan birine 84.25 MPa gerilme düşerken bir diğerine 1053.8 MPa gerilme düşmektedir. Bu istenmeyen bir durum olarak sabitlemeyi başarısız kılmaktadır. Bu kriter göz önüne alındığında en uygun sabitleme metodu angulus kırığı sabitlemesinde kare plaklı olanıdır. Bu plaktaki gerilme değerlerine bakılırsa en yükseği 558.43 MPa en düşüğü 417.52 MPa olarak karşımıza çıkmaktadır. Aynı plak üzerindeki vida gerilmeleri birbirlerine yakın değerlerde olması gerilme dağılımında en ideal sonuçlar olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çenenin ısırma ve çiğneme gibi fonksiyonlarını yerine getirirken maruz kaldığı kuvvet etkisi ile belirli oranlarda sehime izin vermesi bu esnada da plağın plastik deformasyona uğramaması gerekir. Yapılan çalışmaların tümünde bu sınıra yaklaşılmamıştır. Toplam yer değiştirme miktarları tüm deneyler için en fazla titanyum alaşım malzemede görülmüştür. Sağlıklı mandibula üzerinde bu değer 3.70 mm olarak bulunmuştur. Titanyumun diğer malzemelere nazaran daha yüksek sehime izin vermesi, olası fazla yük düşmesi durumunda, deformasyon oranı ile daha ideal seviyede ortaya çıkmasına neden olacaktır.

## 5. KAYNAKLAR

- [1] Us A. K., Kırıklar Hakkında Genel Bilgiler Ve Tedavi İlkeleri, *Ders Notları*, Ankara, (2012).
- [2] Demir G., Bingöl N., Karagöz S., İlk Yardım Kaynak Kitabı, Türk Hava Kurumu Matbaası, Ankara, (2007).
- [3] T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara İl Sağlık Müdürlüğü Acil Sağlık Hizmetleri Şubesi, Temel İlk Yardım Uygulamaları Eğitim Kitabı, Ankara, (2006).
- [4] Deniz K., Mandibula Angulus Kırıklarında Farklı Kırık Tiplerinin Titanyum Plak Ve Vida Fiksasyonunun Stabilitesine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011).
- [5] Mukerj R., Mukerj G., Mcgurk M., Mandibular Fractures: Historical Perspective, *Br J Oral Maxillofac Surg.* (2006) 44:222-228.
- [6] Michelet F., Deymes J, Dessus B., Osteosynthesis With Miniaturised Screwed Plates In Maxillofacial Surgery., *J Maxillofac Surg.* (1973) 1:79- 84.
- [7] Champy M., Lodde J., Jaegar J., Osteosynthesis Mandibulaires Selon La Technique De Michelet.I Bases Biomechaniques. Iı Presentation D'un Nouveau Material.Resultats.Revue De Stomatologies Et De Chirurgie Maxillo-Faciale. (1976) 77:971.33.
- [8] Champy M, Lodde Jp, Schmitt R, Mandibular Osteosynthesis By Miniature Screwed Plates Via A Buccal Approach., *J. Maxillofac Surg.* (1978) 6:14-21.
- [9] Dingman R., P. Natvig. Surgery Of Facial Fractures, W. Saunders Company, (1969) 142-144.
- [10] Krüger E, Schilli E. Oral And Maxillofacial Traumatology. *Vol I. Chicago: Quintessence Publishing Company* (1982).
- [11] Ömezli M., Dayı E., Ayrancı F., Kaya G., Mandibular Condyle Fractures And Treatment Methods, *Cumhuriyet Dent J.*, (2011) 15(1):63-70.
- [12] İrkören S., Sivrioğlu N., Bulut B., Sonel A., Ceylan E. Üç Yıl İçerisinde Opere Edilen 63 Mandibula Fraktürü Olgusunun Retrospektif Analizi. *Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, (2011) Cilt 12, Sayı 3.
- [13] Gökcan M., Yorulmaz İ., Meço C., Mandibula Fraktürleri, Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kbb A.B.D. Dergisi, (2009) Cilt 8, Sayı 1.
- [14] Çetingül E., Çocuklarda Alt Çene Kırıklarının Protez Şineler Ve Perimandibuler Ligatürlerle Tedavileri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (1977) Cilt 2, Sayı 1.

- [15] Akdemir K., Çocuklarda Alt Çene Kırıkları Ve Tedavi Şekilleri, *Bitirme Tezi*, Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, (2007).
- [16] Çizmeçi M., Karabulut A., Mandibula Kırıkları Ve Tedavi Prensipleri. Ulusal Travma Dergisi, (1999) Cilt 5, Sayı 3.
- [17] Günaydın Ö., Ünal F., Mandibula Simfizis, Korpus Ve Angulus Kırıkları, Türkiye Klinikleri J E.N.T.-Special Topics, (2008) 1(4):81-88,
- [18] Ellis E., Treatment Methods For Fractures Of The Mandibular Angle, Int J Oral Maxillofac Surg. (1999) 243-252,
- [19] Şirin Y., Said M., Limani E., Soley S., The Influences Of Two Sagittal Split Osteotomy Techniques On The In Vitro Biomechanical Stability Of Titanium Plates, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, (2011) Cilt: 45, Sayı: 3.
- [20] Kestel B., Mandibula Kırıklarının Operatif Tedavisinde Kullanılan Mikro Ve Miniplak Kombine Kullanımı Ve Biyomekaniği, Ege Üniversitesi, *Bitirme Tezi*, Diş Hekimliği Fakültesi, (2008)
- [21] Sato F. R. L., Asprino L., Consani S., Noritomi Y. P., Moraes M., A Comparative Evaluation Of The Hybrid Technique For Fixation Of The Sagittal Split Ramus Osteotomy İn Mandibular Advancement By Mechanical Photoelastic And Finite Element Analysis, Oral And Maxillofacial Surgery, (2012), Volume 114, 60-65
- [22] Ataç M. S., Erkmen E., Yücel E., Kurt A., Comparison Of Biomechanical Behaviour Of Maxilla Following Le Fort I Osteotomy With 2- Versus 4-Plate Fixation Using 3d-Fea Part 2: Impaction Surgery, International Journal Of Oral Maxillofacial Surgery, (2009) V.38: 58–63,
- [23] Erkmen E., Şimşek B., Yücel E., Kurt A., Comparison Of Different Fixation Methods Following Sagittal Split Ramus Osteotomies Using Three-Dimensional Finite Elements Analysis Part 1: Advancement Surgeryposterior Loading, International Journal Of Oral Maxillofacial Surgery, (2005) V.34: 551–558,
- [24] Takahashi H., Moriyama S., Furuta H., Matsunaga H., Sakamoto Y., Kikuta T., Three Lateral Osteotomy Designs For Bilateral Sagittal Split Osteotomy: Biomechanical Evaluation With Three-Dimensional Finite Element Analysis, Head & Face Medicine, (2010), 4-7
- [25] Keleş B., Öztürk K., Arbağ H., Ülkü Ç., Gezgin B., Treatment Options And Common Problems İn Patients With Maxillofacial Trauma, Turkish Journal Of Trauma & Emergency Surgery, (2006) 12(3):218-222,
- [26] Niederdellmann H., Akuamoaa E., Utilig G., Lag-Screw Osteosynthesis: A New Procedure For Treating Fractures Of The Mandibular Angle. J Oral Surg, (1981) 39: 93840.

- [27] Ellis E., Ghali E. Lag Screw Fixation Of Mandibular Angle Fractures. J Oral Maxillofac Surg., (1991) 49: 234-243.
- [28] Erdoğan Ö., Sanrı M., Kahraman O., A Literature Reviewon The Utilization Of Lag Screws In Oraland Maxillofacial Surgery, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, (2011) 28(3): 225-32,
- [29] Tosun U., Çene Kırıklarında Rezorbe Olabilen Vidalar, *Bitirme Tezi*, Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, (2007)
- [30] Çetingül E., Çene Ve Yüz Travmatolojisi Kitabı, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, (1990) No:10, S:18,47
- [31] Huang Y., Chang C., Wong T., Liuc J., Bone Stress When Miniplates Are Used For Orthodontic Anchorage: Finite Element Analysis, Am J Orthod Dentofacial Orthop., (2012) 142:466-72,
- [32] Müller M., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H., Ao Manual Of Internal Fixation. *3rd Expandet And Completly Revised Ed.* (1995)
- [33] Synthes Firma Ürün Kataloğu, [www.synthes.com/](http://www.synthes.com/), (Erişim Tarihi: 01/03/2013)
- [34] Bilim Ve Teknik Dergisi, Sayı 416, Sayfa 2-3, Temmuz (2002).
- [35] Mutlu B., Kurt M., Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Fiksatorlerin Mekanik Özellikleri Ve Üç Değişik Malzemedden Yapılmış Halka Tipi Fiksatorlerin Mekanik Testleri, Mühendis Ve Makina, (2005) Cilt: 46 Sayı: 543,
- [36] Gür A., Taşkın M., Metalik Biyomalzemeler Ve Biyoyum, Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları, (2004).
- [37] Jonn B., Young K., Biomedical Engineering Handbook, *Unit:37 Metallic Biomaterials*, (2000).
- [38] Büyükakyüz N., Öztürk M., Çene Yüz Travmatolojisinde Kullanılan Titanyum Mini Plakların Sistemik Etkileri, İstanbul Diş Hekimleri Odası Dergisi, (2013) Ocak Sayısı.
- [39] Gür A., Ni-Ti Alaşımı Bir Biyomalzemenin Üretimi Ve İn-Vivo Şartlarda Biyoyumunun Araştırılması, *Yüksek Lisans Tezi*, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, (2004).
- [40] Lehrmittel V., Metal Meslek Bilgisi, MEB Yayınları, İstanbul, (1995)
- [41] Mericske R., Assal P., Buegerin W., Simultaneous Force Measurements İn 3 Dimensions On Oral Endosseous İmplants İn Vitro And İn Vivo, Clinical Oral İmplants, (1996), 12:(3) 15-18.

- [42] Arat Z., Mandibular İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı Ve Tutucu Türünün Kemikteki Stres Dağılımlarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2010).
- [43] Çilingir A., Geleneksel Ve İmplant Destekli Alt Tam Protezlerde Alt Çeneye Gelen Gerilmelerin Deneysel Ve Sayısal Yöntemlerle Analizi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2005).
- [44] Balatlıoğlu A., Akrilik Kaideli Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Gerilme Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2000).
- [45] Akıllı Y., Farklı Materyallerden Yapılmış İmplant Ve Üst Yapılarının Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2010).
- [46] Baran N., Finite Element Analysis On Microcomputers, McGraw Hill In., (1988) 27-60.
- [47] Kavsaoglu A., Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Kanin Distalizasyonunda Kullanılan Farklı Yöntemlerin Karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (1986).
- [48] Oğuz Y., Kilitli Vida Ve Plak Sisteminin Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılmasının Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, (2007).
- [49] Tosun T., Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pit-Easy, Bio- Oss İmplantları Üzerinde Yapılan İmplant-İmplant Destekli Ve İmplant Diş Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Biyomekanik Açından İncelenmesi. *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (1997).
- [50] Alnıaçık G., Farklı Seviyelerde Uygulanmış İmplantlar Üzerine Yapılan Mandibular Overdenture Protezlerin Oluşturduğu Streslerin İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011).
- [51] Çimen E., Mandibular Kondil Kırıklarının Fiksasyonunda Uygulanan Titanyum Mini Plak Ve Vida Sistemleri İle Rezorbe Olabilen Mini Plak Ve Vida Sistemlerinin Sonlu Eleman Analiz Ve Biyomekanik Yöntemleri İle Karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011).
- [52] Sancaklı E., Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2006).
- [53] Çifter M., Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-İmplant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analiz İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2007).

- [54] Sagat G., Üst Çene Total Dissizlik Vakaları İçin İmplant Destekli Sabit Protez Uygulamalarında Farklı Alveol Ark Formları Ve İmplant Pozisyonlarının İmplantlar Çevresindeki Stres Dağılımına Olan Etkisinin Fem Analiz Yöntemiyle Araştırılması, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2002).
- [55] Çankaya, M., Alt Çene Total Dişsizlik Vakalarında İmplant Destekli Protez Uygulamalarında, İmplantların Farklı Lokalizasyonlarda Yerleştirilmesinin Ve Farklı Üst Yapılarının Kullanılmasının Kemikteki Kuvvet Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2005).
- [56] Uğur L., Lateral Kamalı Tabanlık Kullanımının Diz Ve Ayak Eklemlerindeki Yük Dağılımına Etkisi, *Yüksek Lisans Tezi*, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, (2010)
- [57] Ünal D., Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, *Yüksek Lisans Tezi*, Gazi Üniversitesi, Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen Ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü, (2008)
- [58] Çelik T., Trokanterler Arası Femur Kırıklarında Dinamik Kalça Çivisinin Yerleşim Konumuna Göre Gerilme Dağılımı, *Yüksek Lisans Tezi*, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, (2012)
- [59] Özkan A., İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi Ve Kinematik Analizi, *Doktora Tezi*, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, (2010)
- [60] Materialise, “User Manual Book”, [www.materialise.com](http://www.materialise.com), (Ziyaret Tarihi 01 Haziran 2012).
- [61] Geomagic “User Manual Book”, [www.geomagic.com](http://www.geomagic.com), (Ziyaret Tarihi 21 Temmuz 2012).
- [62] Titamed Firma Katalog Bilgileri, [www.titamed.be/products/abg-series/b-series/](http://www.titamed.be/products/abg-series/b-series/) (Ziyaret Tarihi 11 Eylül 2012)
- [63] Mr. Currette Tech Firma Katalog Bilgileri, [www.mrcurette.co.kr/product/epart4\\_7.html](http://www.mrcurette.co.kr/product/epart4_7.html) (Ziyaret Tarihi 11 Eylül 2012)
- [64] Trimed (Üçmed) Firma Katalog Bilgileri, [www.trimed.com.tr/p\\_01.asp#2](http://www.trimed.com.tr/p_01.asp#2) (Ziyaret Tarihi 11 Eylül 2012)
- [65] Atik F., Özkan A., Uygur İ., İnsan Uyluk Kemigi Ve Kalça Protezinin Gerilme Ve Deplasman Davranışının Kıyaslanması, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, (2012), Cilt: 16 Sayı: 3, 249-253



[66] Karakaya İ., Maksillada Kullanılan Farklı Geometrilerdeki Mikroimplantların Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Üç Boyutlu İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011)

## ÖZGEÇMİŞ

### *Kişisel Bilgiler*

Soyadı, adı : ATİK Fatih  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 1985/Ankara  
Telefon : 0 505 639 6362  
E-posta : fatihatik1985@gmail.com

### *Eğitim*

<b>Derece</b>	<b>Eğitim Birimi</b>	<b>Mezuniyet tarihi</b>
Yüksek Lisans	Düzce Üniversitesi - Fen Bilimleri Enstitüsü <i>İmalat Mühendisliği</i>	
Lisans	Düzce Üniversitesi - Teknik Eğitim Fakültesi <i>Tasarım ve Konstrüksiyon Öğretmenliği</i>	23/06/2011
Önlisans	Selçuk Üniversitesi - Teknik Bilimler M.Y.O. <i>Endüstriyel Elektronik</i>	16/06/2006
Lise	Polatlı Endüstri Meslek Lisesi <i>Elektronik</i>	10/06/2002

### *Yayımlar*

1. Atik F., Özkan A., Uygur İ., İnsan Uyluk kemiği Ve Kalça Protezinin Gerilme Ve Deplasman Davranışının Kıyaslanması, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, (2012), Cilt: 16 Sayı: 3, 249-253