

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KOMPOZİT DELİKLİ ORTOPEDİK**  
**PLAKLARDA GERİLME ANALİZİ**

**Gökçe DEMİRCAN**

**Şubat, 2007**  
**İZMİR**

# **KOMPOZİT DELİKLİ ORTOPEDİK PLAKLARDA GERİLME ANALİZİ**

**Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Makine Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı**

**Gökçe DEMİRCAN**

**Şubat, 2007**

**İZMİR**

## YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

**GÖKÇE DEMİRCAN**, tarafından **Prof. Dr. SAMİ AKSOY** yönetiminde hazırlanan **“KOMPOZİT DELİKLİ ORTOPEDİK PLAKLARDA GERİLME ANALİZİ”** başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

---

Prof. Dr. Sami Aksoy

---

Yönetici

---

Doç Dr. Mehmet Zor

---

Jüri Üyesi

---

Doç Dr. Hasan Yıldız

---

Jüri Üyesi

---

Prof.Dr. Cahit HELVACI

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

## **TEŞEKKÜR**

Öncelikle, bu çalışmada bana destek olan danıőmanın Sayın Prof. Dr. Sami AKSOY'a, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Arő Gör. Semih BENLİ'e teşekkür ediyorum.

Son olarak, her zaman olduğu gibi, bu çalıőmamda da bana destek olan sevgili aileme teőekkürü borç bilirim.

**Gökçe DEMİRCAN**

## KOMPOZİT DELİKLİ ORTOPEDİK PLAKLARDA GERİLME ANALİZİ

### ÖZ

Uzun kemik kırıklarının tedavi yöntemleri arasında ortopedik plakların kullanımı büyük önem taşımaktadır. Plakların uygun dizaynı için gerilme analizleri yapılarak modellemeler yapılmaktadır. Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak ANSYS programında altı delikli kemik-plak sisteminin üç boyutlu modeli geliştirilmiştir. Daha sonra gerçek koşullara yakın olmak üzere yükleme ve sınır şartları altında gerilme analizi yapılmıştır.

Kemik-plak sisteminde kırık başlangıç evresindeki durum için plaktaki, plak-vida kontak yüzeyleri arasındaki ve kemik-vida yüzeyleri arasındaki gerilme değerleri bulunmuş ve grafiksel olarak gösterilmiştir.

İkinci safhada, aynı bölgelerde iyileşme süresince olan gerilme değerlerinin değişimi incelenmiştir. Kemik-plak sisteminde hasarın meydana gelmeyeceği kemik ara yüzeyindeki iyileşme yüzdesi elde edilmiştir. Ayrıca kemik-plak sisteminde hasar oluşturmayacak emniyetli yükleme değerleri bulunmuştur.

Son olarak kemik-plak sistemindeki üst, orta ve alt vidalar sırasıyla çıkartılarak tam yük durumu için gerilme analizi yapılmıştır. Buradaki amaç üç farklı durumun kemik-plak sisteminin rijitliğine olan etkisini incelemek ve delik vida arasındaki kontak gerilme değerlerini karşılaştırmaktır.

**Anahtar sözcükler:** Gerilme analizi, sonlu elemanlar yöntemi, kemik-plak sistemi.

## STRESS ANALYSIS IN COMPOSITE ORTHOPEDIC PLATES

### ABSTRACT

Orthopedic plates contribute significantly to bone fracture treatment methods. Stress analysis is applied to the orthopedic plates for optimum design considerations. In this study, three-dimensional six hole bone-plate model has been developed using finite element method in ANSYS program. After that stress analysis has been carried out under real loading and boundary conditions.

In bone plate system, stress values in plate, plate-screw contact surfaces and bone-screw surfaces have been investigated. The numeric values have been shown on graphics.

On the next step stress values during healing process have been investigated. Healing percentage on which critical stress value not exceeded has been found. Furthermore, critical loading conditions and values have been determined in the bone –plate system.

Finally, upper, middle and lower screws have been removed separately from the plate and stress values have been observed and compared for different conditions.. The aim is to observe the influence of the different conditions on the rigidity of the bone-plate system and compare the stress values on the plate.

**Keywords :** Stress analysis, finite element methods, bone-plate systems.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
TEZ SINAV SONUÇ FORMU.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ÖZ .....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
<b>BÖLÜM BİR – GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>BÖLÜM İKİ – MALZEME.....</b>	<b>4</b>
2.1 Kemik.....	4
2.2 Kemiklerin İşlevi.....	5
2.3 Kemiklerin Sınıflandırılması .....	5
2.4 Kemiklerin Yapısı.....	6
2.5 Uzun Kemikler.....	7
2.6 Kemiklerin Mekanik Özellikleri.....	8
2.7 Kırıklar.....	10
2.7.1 Kırıkların kemiklerin vasfına göre ayırımı.....	11
2.7.1.1 Patolojik Kırıklar.....	11
2.7.1.2 Yıpranma Kırıkları.....	11
2.7.1.3 Travmatik Kırıklar.....	11
2.7.2 Kırıkların kırık derecelerine göre ayırımı.....	12
2.7.2.1 Tam olmayan kırıklar.....	12
2.7.2.2 Tam kırıklar.....	12
2.7.3 Kırık çizgisinin yönüne(gidişine) göre ayırımı.....	13
2.7.3.1 Horizontal (Enlemesine) kırıklar.....	13
2.7.3.2 Sagittal (Uzunlamasına) kırıklar.....	13
2.7.3.3 Oblik (Eğrilemesine) kırıklar.....	13

2.7.3.4	Spiral (Helezoni) kırıklar.....	13
2.7.3.5	Parçalı kırıklar.....	13
2.7.3.6	Delik şeklindeki kırıklar.....	14
2.7.3.7	Epiphysiolysis (Epifiz Kayması) .....	14
2.7.4	Kırıkların sayılarına göre ayırımı.....	14
2.7.4.1	Tek kırıklar.....	14
2.7.4.2	Çift kırıklar.....	14
2.7.4.3	Multipl kırıklar.....	15
2.7.5	Kırık üzerindeki cilt ve yumuşak dokuların durumuna göre ayırımı.....	15
2.7.5.1	Kapalı (Basit) kırıklar.....	15
2.7.5.2	Açık (Komplike) kırıklar.....	15
2.7.6	Kırıkların oynakla ilgisine göre ayırımı.....	15
2.7.6.1	İntra artikuler kırıklar .....	15
2.7.6.2	Luxation kırıkları.....	16
2.7.7	Kırıkların oluş mekanizmasına göre ayırımı.....	16
2.7.7.1	Bükülme kırıkları.....	16
2.7.7.2	Kopma kırıkları.....	16
2.7.7.3	Kompresion kırıkları .....	16
2.7.7.4	Makaslama mekanizması ile olan kırıklar .....	17
2.7.7.5	Torsion mekanizması ile olan kırıklar:.....	17
2.7.7.6	Parçalı ( dağınık) kırıklar .....	17
2.7.7.7	Kurşun kırıkları.....	17
2.8	Tedavi yöntemleri .....	18
2.8.1	Dıştan sabitleme yöntemleri.....	18
2.8.1.1	Ateller.....	18
2.8.1.2	Alçı ile sabitleme.....	18
2.8.2	İçten sabitleme yöntemleri (Osteosentez).....	19
2.8.2.1	Vidalama.....	19
2.8.2.2	Plak ile sabitleme.....	19
2.8.2.3	Bolzung (Civatalama).....	19



<b>BÖLÜM ÜÇ – NÜMERİK ANALİZ.....</b>	<b>20</b>
3.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi nedir? .....	20
3.2 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi .....	20
3.3 Nümerik Analizde Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması.....	22
<b>BÖLÜM DÖRT – ANALİZ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER.....</b>	<b>33</b>
<b>BÖLÜM BEŞ – SONUÇLAR.....</b>	<b>47</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>50</b>

## BÖLÜM BİR

### GİRİŞ

Ortopedi, mikro damar cerrahisi, kemik sabitleme plakları, metalik ve polimer kompozit plaklar, dahili, harici sabitleme yöntemleri gibi geniş bir tekniği kapsayan bir tıp bilimidir. Ortopedik kemik plakları, kemik kırıklarının tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Kemik plakları kemiğin kırık bölgesine vidalar ile sabitlenmektedir. Böylelikle kemiğin iyileşme süresince, ağırlıktan doğan kuvvetler daha sonra çıkarılan bu plaklar aracılığı ile aktarılmaktadır. Kemik plakları biyolojik olarak uygun olmalı ve ayrıca uygun mekanik özelliklere sahip olmalıdır.

Femurun dahili sabitlemesi yaygın olarak, dinamik bası plağı (DCP), sınırlandırılmış kontaklı dinamik bası plağı (LC-DCP), dinamik kalça vidası (DHS) ya da dinamik kondilar vidalar (DCS) gibi kemik plaklarıyla sağlanmaktadır. Tedavinin iyi sonuç vermesi, kemik plağının kırık bölgeye rijit ve sağlam bir şekilde bağlanmasıyla ilgilidir. Sabitlemenin stabilitesi, hem anatomik hem de biyolojik olarak önem taşımaktadır. Yetersiz bağlantı, çoğu zaman plak ile kemik arasında kaymalara neden olmaktadır ve fonksiyonel yük altında dengesiz durumlara neden olabilmektedir. Dengenin sürekliliği için plak boyunca gerilmelerin transferi, önemli bir faktördür. M. Borgeaud (2000) kemik plak sisteminde, eksenel yükleme, eğilme ve tork sayesinde oluşan eksenel gerilmeler ve kayma gerilmelerinin teorik olarak analizinin oldukça karmaşık olduğunu görmüş, bu nedenle kemik plak sistemlerindeki yükleme altındaki gerilme analizi için nümerik yaklaşıma ihtiyaç duymuştur. Plağın tasarımında öncelikle üç boyutlu modelleme yapılarak sonlu elemanlar yöntemi ile analiz yapılması oldukça kullanışlı bir yöntemdir. Bu konu ile ilgili literatürde pek çok çalışma mevcuttur.

Carter ve Dennis (1981), ikili ve tekli strain gauge kullanarak yetişkin bir köpeğin femoral kemik bölgesindeki dairesel kesit üzerindeki şekil değiştirmeleri ölçmüştür. Eğilme momentleri, burulma momentleri ve eksenel gerilmeleri hesaplamak için sonlu elemanlar yöntemi ve eğilme teorileri kullanılmıştır. Yapılan deneysel ve nümerik

çalışmalar sonucunda değişken gerilme bölgesi ile plak tarafından sağlanan kemiğin tekrar yapılanması arasında güçlü bir ilişki olduğu görülmüştür.

Woo ve Savio (1983), dahili sabitleme plaklarının uygun rijidlik parametrelerinin seçiminde deneysel çalışmalar ile destekli sonlu eleman modelleme metodunu kullanmıştır. Plak-kemik ve plak-tüp yapılarının sonlu eleman modellemesi yapılmış ve sonuçlar elemanter hesaplamalarla karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgulara göre osteopenia oluşturmada kemik oluşumu ve kırık iyileşmesini sağlamak için gelişmiş bir plak tasarımının düşük aksenal rijitliğine sahip olması ve orta derecede eğilme ve burulma rijitliğine sahip olması gerekmektedir.

Zheng ve Huang (2004) , farklı kalınlıklardaki ve farklı fiber yapılarla güçlendirilmiş kompozit plakların optimum tasarımıyla ilgili teorik çalışma yapmıştır. Yapılan nümerik deneyler sonucunda, aynı karbon malzemesi için çok yönlü ,tek yönlü ve karmaşık yönlü fiber yapıları içeren kompozit plakların tedavi uygulamaları için gerekli rijitliği ve dayanımı sağladığı görülmüştür. İleriki araştırmalarda kompozit plakların mekanik özellikleri yorumlanırken vida delikleri ve plak kıvrımlarının etkisi de göz önüne alınmalıdır.

McCartney (2005) , biri rijid plak sistemi, diğeri esnek bir pim vida sistemi olan iki implant sisteminde statik ve tekrarlı yükleme altında dört noktalı eğilme testleri gerçekleştirmiştir. Statik yükleme altında, rijit plak sisteminin daha yüksek akma gerilmesinin ve elastisite modülünün olduğu görülmüştür. Tekrarlı yükleme altında pim vida sisteminin daha yüksek akma gerilmesine ve daha az elastisite modülüne sahip olduğu görülmüştür. Yükleme durumlarındaki farklı sonuçlar, pim vida sisteminin daha iyi kırık sabitleme sağladığını göstermektedir.

Bu çalışmada, kemik-plak sisteminin sonlu eleman modeli ANSYS programında geliştirilmiştir. Gerçek koşullara yakın yükleme ve sınır şartları uygulanarak statik analiz yapılmıştır. İlk olarak kırık başlangıç evresindeki durum incelenmiştir. Daha sonra iyileşme süresince olan gerilme dağılımları incelenmiş ve sonrasında yükleme azaltılarak karşılaştırma yapılmıştır. Ayrıca kemik-plak sisteminde hasar meydana getirmeyen optimum yükleme değerleri araştırılmıştır. Analizin en son safhasında kemik-plak sistemindeki üst, orta ve alt vidalardan herhangi birinin çıkarılması durumunda tam yükleme durumu için gerilme analizi yapılmıştır. Buradaki amaç üç farklı durumun kemik-plak sisteminin rijitliğine olan etkisini incelemek ve delik vida arasındaki kontak gerilme değerlerini bularak bunları birbirleri ile karşılaştırmaktır.

Ortopedide kullanılan kompozit plaklar tek yönlü, çok yönlü ve karmaşık yapılı olup, tek ve çok yönlü plaklarda delik çevresinde oluşan gerilmeler, kompozit yapıdan ve kompozit malzemenin mekanik özelliklerinden dolayı büyük gerilme yığılmalarına sebep olmaktadır. Bu yüzden ortopedik kullanım için karmaşık dağılımlı fiber yapılar içeren izotropik özellikler gösteren plaklar tercih edilmektedir. Bu plaklar her yönde aynı mekanik özellikleri taşımaktadırlar. (Elastisite modülü, poisson oranı ve akma gerilmeleri)

İzotrop yapılı bu malzemelerin mekanik özellikleri, kompozit yapının içindeki takviye miktarına bağlı olarak değişmektedir. Bu çalışmada, bu değişken mekanik özellikler yerine paslanmaz çelik plaklara ait elastisite modülü ve poisson oranı kullanılarak nümerik sonuçlar elde edilmiştir.

## BÖLÜM İKİ

### MALZEME

#### 2.1 Kemik

Kemik, katılaşma halinde hareketsiz olan ve temel fizyolojik fonksiyonları olan bir dokudur. Öncelikle, böbrek ve bağırsaklarla birlikte calcemia nın düzenlenmesinde rol oynar. Bu temel metabolik aktivitenin yanında kemik, işlevsel olarak önemli mekanik fonksiyonlara sahiptir. (Keaveny ve Hayes, 1993) Sertliği, orta derecedeki elastisite modülü ve düşük plastisite ve kırılma özellikleri ile kemik, ayakta durma ve hareket için ideal bir dokudur. Ayrıca mikro yapıların düzeni ve içindeki boşluk ve oyuklar, kemiğe optimum bir kütle-dayanım oranı vermektedir. Kemik heterojen bir dokudur. Kompozit bileşenleri ve yapısı, iskelet sistemi bölgesine, fizyolojik fonksiyona, biyolojik yaşa ve cinsiyete bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Buna karşın, kemik dokusunun temel bileşenleri aynıdır.

Kemik dokusunun temel bileşenleri, organik matriks ve mineral madde olmak üzere ikiye ayrılır. Organik matriksin % 90'ı kollajen fibrillerden oluşur. % 10 u ise kollajen olmayan protein ve fosfolipidlerden oluşmaktadır.(Glimche, 1976) Mineral maddeyi ise kalsiyum fosfat hidroksi apatit oluşturmaktadır.(Posner, 1987) Kemik bir bütün olarak sadece organik matriks ve mineral maddeden oluşmakla kalmayıp ayrıca, oransal değerleri kemik tipine ve yaşa göre değişen kemik hücreleri, kan damarları, sinir liflerini içermektedir. Kemiğin fizyolojik özellikleri, bu yumuşak yapı maddeleri ile oldukça yakından ilgilidir. Bununla birlikte, kemik eğer sert bir kalsiyum dokusu olarak dikkate alınırsa, bu yumuşak yapı maddeleri ihmal edilebilir.

İskelet bölgesine bağlı olmak üzere kemikler, uzun kemik, bilaminar (düz) kemik ve kısa kemik olmak üzere farklılık göstermektedir. Uzun kemikler, en uzun bölümü oluşturan orta bölümdeki diyafiz, alt ve üst uç noktalarda bulunan epifiz ve ikisinin arasında bulunan metafiz olmak üzere üç değişik bölgeye ayrılabilir. Kıkırdak dokusu,

kemiğin büyüme sürecinde metaliz, epifizden ayrılmaktadır, fakat biyolojik yaş ilerledikçe kaybolma eğilimi göstermektedir. Uzun kemikler, iskeletin periferik ve apendiks bölgelerinde yer almaktadır (kol, bacak, kaburgalar, vb.). Bilaminar (düz) kemikler, kafatası, skapula ve pelvis bölgesinde görülmektedir. Kısa kemikler ise aksiyal iskelet, karpus ve Tarsus bölgelerinde yer almaktadır. Membranöz kemiklerin haricinde diğer kemikler, kıkırdak dokunun kemikleşmesiyle şekillenmektedir. Eklemsel kıkırdak, eklemsel bir fonksiyonu olan dış epiphyseal yüzeyi kaplamaktadır. Periost, kemik dış yüzeyini oluşturmaktadır. (Yuehuei ve Robert, 2000)

## **2.2 Kemiklerin İşlevi**

Kemiklerin çok sayıda işlevi bulunmaktadır. İskelette mekanik bir rol oynadıkları gibi, kaslar için tutunma noktaları oluşturur, iskelet yapısı içinde kaldıraç olarak, yumuşak dokular için ise destek olarak görev yaparlar. Kafatası ve omurga çok önemli sinir merkezlerini, beyin ve omuriliği korurken, kalp, büyük damarların başlangıcı ve akciğerler de göğüs kafesi içinde yer alırlar. Kemikler organizmanın mineral yapılarının deposunu oluşturmaktadır. Ayrıca kemik iliği kandaki katı cisimcikler için etkin bir merkez görevi yapar.

## **2.3 Kemiklerin Sınıflandırılması**

Kemikler biçimlerine göre, uzun, kısa ve yassı kemikler olarak sınıflandırılmaktadır. Uzun kemikler üç bölüme ayrılır: eklem kıkırdaklarıyla örtülü olan iki şişkin kemik ucu (epifizler) ve kesiti kabaca üçgen görünümünde olan kemik gövdesi (diyafiz). Uzun kemikler özellikle kol ve ayaklarda bulunmaktadır. Bunların arasında da uyluk kemiği, kol kemiği, dirsek kemiği ve kaval kemik sayılabilir. Kısa kemikler daha iri yapılıdır; her üç boyutu da birbirine eşittir: sözgelimi, el bileği kemiği, ayak bileği kemiği, diz kapağı kemiği. Yassı kemikler, geniş yüzeyli ve pek kalın olmayan kemiklerdir. Bazıları hareketsizdir; testere dişi biçiminde kesilmiş olan kenarları komşu kemiklerin

kenarlarına yapışmıştır (sözgelimi, kafatası kubbesi kemikleri); kürek kemikleri ise göğüs kafesi üzerinde kaydıkları için hareketlidir.

Kemiklerin yüzeyleri üstünde büyük ve küçük çıkıntılar, bağlara ve kas kirişlerine tutunma noktaları olan sağlam, pürüzlü bölgeler vardır. Ayrıca az ya da çok derin boşluklar olan eklem çukurları da komşu kemiklerin çıkıntılı bölgeleriyle eklemlenir. Kemer biçimindeki açıklıklar, kanallar, oluklar, kirişlere, damarlara ve sinirlere geçiş olanağı sağlamaktadır. Kemiğin bekleyici kanallar denilen deliklerden ise o kemiğe ilişkin, iç kesime doğru uzanan sinir ve damarlar ilerlemektedir. Taze bir kemiğin kesitinde farklı bölümler ayırt edilebilir: yüzeyde kemik zarı (periost) ve eklem kıkırdağı ve süngersi kemik dokusu, en sonunda da kemik iliği görülmektedir.

Kemik zarı, kemiğin bütünü, bağ ve kiriş tutunma yüzeyleri ile eklem kıkırdakları düzeyi dışında, bir kılıf gibi saran lifsel yapıda bir zardır; ortalama kalınlığı 2mm kadardır. Esnek lif bakımından zengin olan derin yüzüyle kemiğe yapışmıştır. Kemiği besleyen damarlar, içinden geçtikleri kemik zarını da bir arada beslerler. Kemiğin enine büyümesinde ve yenilenme olaylarında kemik zarının çok önemli bir işlevi vardır. Yalnız verimli denilen genç kemik zarı bu özellikleri taşır; bu özellikler yaşla birlikte azalmaktadır.

Kıkırdak, sedef beyazı renginde, esnek dirençli bir dokudur; daha altta bulunan kemiğin aşınmasını önleyerek, kemik eklem bölümleri arasında yastıkçık görevi görür.

Tıkız kemik dokusu hemen kemik zarının altında yerleşerek kemiğin gövdesine biçim veren oldukça sağlam bir kılıftır. Süngersi dokuya aralarında bağlantılı ve içleri kemik iliğiyle dolu çukurcukları (ilik araları) sınırlayan kemik tabakalarından oluşmaktadır.

#### **2.4 Kemiklerin Yapısı**

Kimyasal olarak, kemik dokusu %45 oranında kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyum, flor gibi mineral tuzlardan, %30 oranında da organik maddelerden oluşmaktadır. Organik maddelerin başlıcası, karbon bakımından zengin olan protein olan

skleroproteindir ve osein diye isimlendirilmektedir. Havayla temas edince kireçleşen bu madde karbona dönüşür, kaynar suya daldırıldığında jelâatine çevrilmektedir.

Mikroskopta incelenen kemik dokusu, yıldız biçiminde canlı hücreler halinde görünür; bu hücreler mineral tuzlarla dolu oseinden oluşmuş sert bir madde içindedir. Her hücre kendi kemik boşluğu içinde yer alır ve bazı uzantılarla diğer hücrelere bağlanır. Hücreler kendine bağlı sinir ve damarların çevresinde iç içe sıralar halinde yer alırlar. Bu biçimde sıralanan kemik borularına Havers kanalı adı verilir. Bir kanallar sisteminin tamamına ise Havers sistemi (ya da osteon) adı verilmektedir. Her osteon, bir yandan kemiğin yüzeyine doğru uzanırken, öte yandan ilik kanalı içine açılmaktadır.

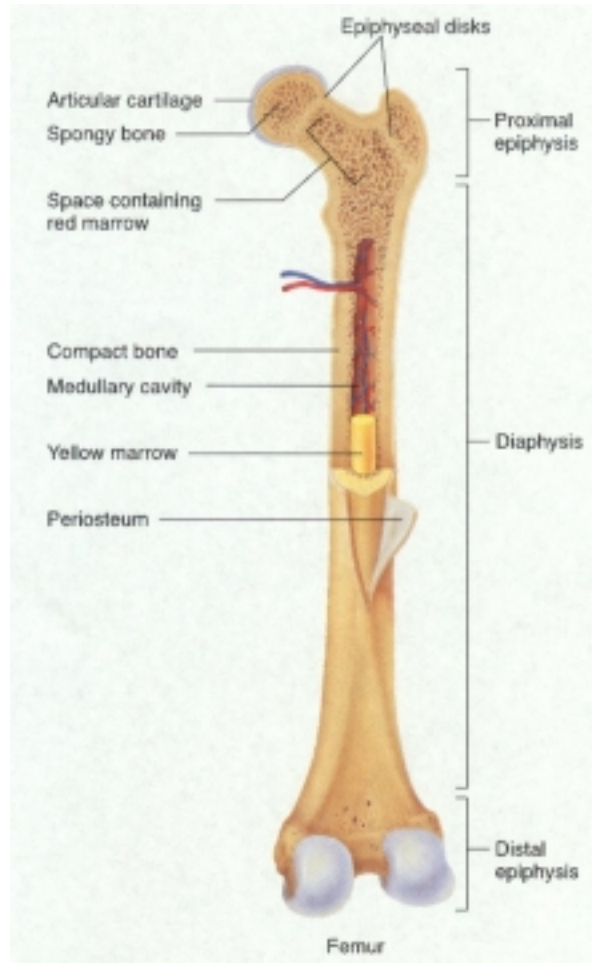
Kemik, oldukça sert ve hafif bir malzemedir. Mukavemet olarak yüksek bası dayanımına sahip olmakla birlikte, düşük çeki dayanımına sahiptir. Kemik malzeme olarak kırılğan olmasına rağmen, organik bileşenleri sayesinde önemli bir elastisite değerine sahiptir.

## **2.5 Uzun Kemikler**

Uzun kemikler, uzunluğu genişliğinden fazla olan ve uç bölgesinde epifiz kısmı bulunan diyafiz bölgesinin uzamasıyla büyüyen kemiklerdir. Epifiz bölgesinin uç kısmı eklemsel kıkırdak doku ile örtülmüştür. Uzun kemiklerin boyuna uzaması epifiz tabakadaki endokondral kemikleşme sonucunda oluşmaktadır. Uzun kemikler bacaklarda femur, tibia ve fibula; kollarda humeri, radii, ve ulnas ; parmaklarda ise falanks bölgelerinden oluşmaktadır.

Bacaklardaki uzun kemikler, insan boyunun yaklaşık yarısını oluşturmaktadır. Boyu oluşturan diğer kemikler ise omurga ve kafatasıdır. Kemiğin dış yüzeyi, periost denilen bağlayıcı dokulardan oluşan bir tabaka içermektedir. Periostun hemen altında tıkız kemik dokusu bulunmaktadır. Onun altında ise içinde kemik iliğini barındıran süngerimsi kemik dokusu bulunmaktadır. Kemiğin orta kısmı, sarı kemik iliği içeren (yetişkinlerde) meduller kavite ismini almaktadır. (Şekil 2.1)



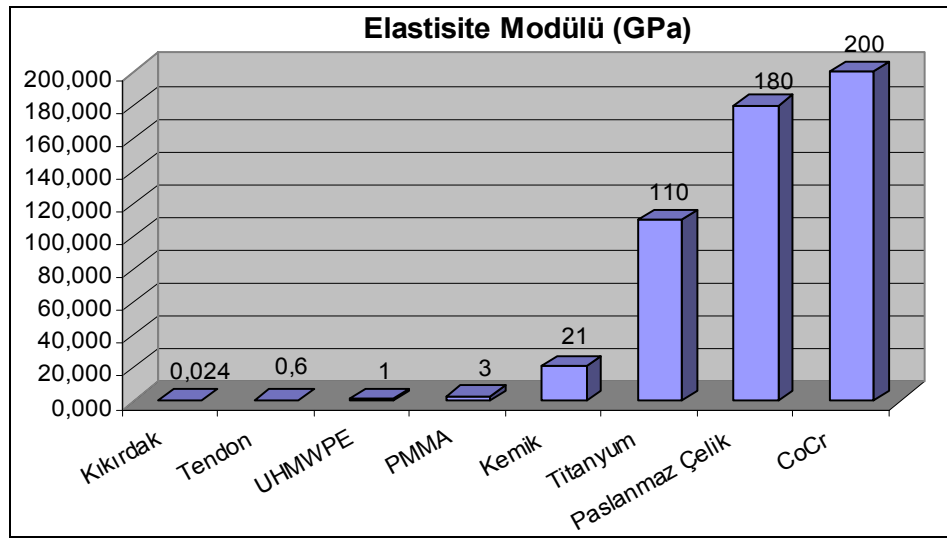


Şekil 2.1 Uzun kemik yapısı (<http://home.comcast.net/~sciencerulz/anatomy/bones.htm>)

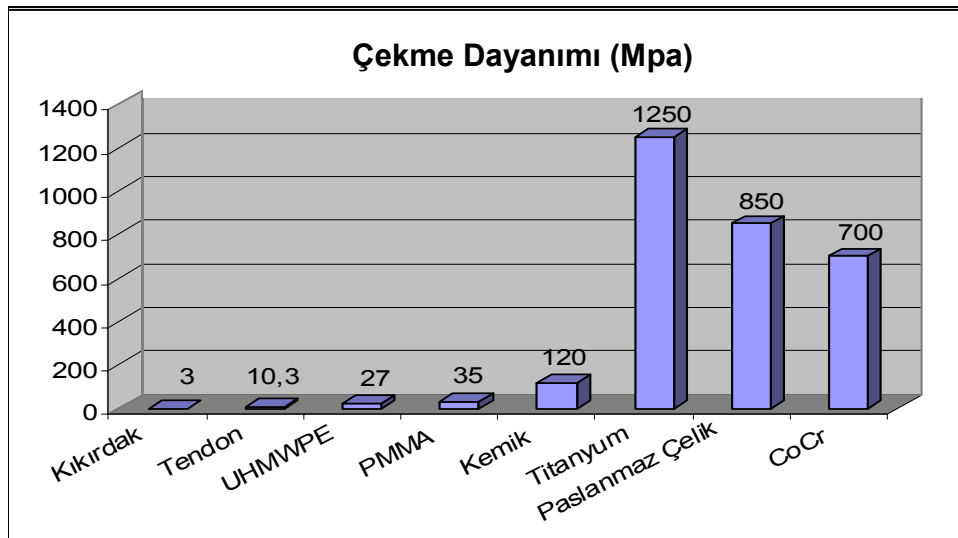
## 2.6 Kemiklerin Mekanik Özellikleri

Kemik, hiyerarşik bir yapıya ve tutarlı mekanik özelliklere sahiptir. Katz, (1980) 1970 li yıllarda bu yaklaşımı öne sürmüş ve daha sonrasında Rho ve diğer (1998) tarafından geliştirilmiştir. Kemik elastik, anizotropik, heterojen ve kompozit bir malzemedir. Kemiğin mekanik özelliklerini belirleyen kriterler, yoğunluk (görünen ve mineral yoğunluğu), porosite (gözeneklilik) (kortikal kemikteki vasküler kanallar ve süngersi kemikteki ilik boşluğu) ve kortikal kemik mimarisi, osteonal yapı, trabeküler yapı, kollajen fiber oryantasyonu gibi mikroskopik yapılardır. (Martin, 1991)

Mekanik dayanım testlerinde, kortikal kemikler bütün olarak kullanılır ya da kırış veya çubuklar şeklinde form verilerek test uygulanır. Kortikal kemiğin yoğun yapısı, süngersi kemiğe göre daha yüksek mekanik özellikler sağlamaktadır. Karşılaştırma yapılabilmesi için, Şekil 2.2 ve Şekil 2.3 de kortikal kemiğin ve diğer bazı doku ve biomalzemelerin elastisite modülü ve kuvvet-gerilme değerleri verilmiştir. (Yuehuei, H. A. & Robert, A. D., 2000)



Şekil 2.2 Kortikal kemiğin ve bazı doku ve biomalzemelerin elastisite modülü



Şekil 2.3 Kortikal kemiğin ve bazı doku ve biomalzemelerin çekme dayanımları.

Tablo 2.1 de çeşitli bölgelerdeki kemiklerin bası mukavemeti değerleri yer almaktadır. (Boeree, N.R, 1993)

Tablo 2.1 Kemiklerin elastisite modülleri ve bası mukavemet değerleri.

	<b>Bası Mukavemeti (Mpa)</b>
<b>Femur</b>	167
<b>Humerus</b>	132
<b>Radius</b>	114
<b>Tibia</b>	159
<b>Servikal</b>	10
<b>Lomber</b>	5

## 2.7 Kırıklar

Kemik üzerine etki eden travma çok hafif ise, kemikte sadece bir sarsıntı (commotio) veya zedelenme (contusio) meydana gelir. Bu durumlarda sadece kemik zarı (periost) altında ve dokular arasında kan toplanır. Travma biraz daha şiddetli olursa, kemikte bir çatlak (fissura), daha şiddetli olursa bir kırık (fracture) meydana gelir. Kırık, kemik dokusunun bütünlüğünün bozulması, kemiğin herhangi bir yerinin ayrılması olarak tanımlanabilir.

Kırıklar türlü yönlerden sınıflandırılabilir:

- Kırıkların kemiklerin vasfına göre ayrımı.
- Kırık derecelerine göre ayrımı.
- Kırık çizgisinin yönüne(gidişine) göre ayrımı.
- Kırıkların sayılarına göre ayrımı.
- Kırık üzerindeki cilt ve yumuşak dokuların durumuna göre ayrımı.
- Kırıkların oynakla ilgisine göre ayrımı.
- Kırıkların oluş mekanizmasına göre ayrımı.

### **2.7.1 Kırıkların kemiklerin vasfına göre ayrımı**

Travmaya uğrayan kemik dokusunun normal veya patolojik oluşuna göre ayırım yapılır. Bu yönden kırıklar üçe ayrılır:

#### *2.7.1.1 Patolojik Kırıklar*

Esas olarak bir kırık meydana getirmeyecek kadar hafif bir travma sonunda oluşan kırıklardır. Kırık sebebi patolojik değişiklikler yüzünden kemiğin dayanıksız bir hale gelmiş olmasından kaynaklanmaktadır. Bu kırıkların teşhisi ancak anamneze dayanarak yapılmaktadır. Patolojik kırıkların sebepleri üç grupta toplanabilir:

- Kemikte lokalize sebepler.
- Özel sistemik kemik hastalıkları
- Nöropatik sebepler

#### *2.7.1.2 Yıpranma Kırıkları*

Bu tip kırıklar, normal travmatik kırıklar gibi şiddetli bir travma sonunda ani bir ağrı ile meydana gelen kırıklar değildir. Daha çok kemiğin regeyasyon gücünü aşan uzun bir yıpranma sonunda meydana gelen kırıklardır. İlk defa 1855 de *Breitenhaupt* tarafından tarif edilmiştir. Bu kırıklarda, küçük mekanik irritasyonların aynı noktada toplanması sonucu, kemik dokusunun bir yerinde, yıpranma ve yenilenme dengesi bozularak, bir travma meydana gelmeksizin patolojik bir değişiklik meydana gelmektedir.

#### *2.7.1.3 Travmatik Kırıklar*

Bu tip kırıklar, sağlam kemiğe isabet eden etkili bir travma sonunda meydana gelen kırıklardır. Aynı şiddette bir travma, genel olarak normal kemikte aynı lezyonu meydana getirir. Burada yaşın önemi büyüktür. Aynı travma, şahsın yaşı ile ilgili olarak değişik kemik durumu dolayısıyla, değişik sonuçlar doğurur. Yine değişik kemiklerin farklı yapı

ve dayanıklılıkta olmaları ve lokalizasyonları sebebiyle travmaya uğrama ihtimallerinin az ya da çok olması yüzünden, kırılma ihtimalleri ve şekilleri de değişik olur.

### **2.7.2 Kırıkların kırık derecelerine göre ayrımı**

#### *2.7.2.1 Tam olmayan kırıklar*

Bu tip kırıklarda kemik dokusunun bütünlüğü kısmen korunmaktadır. Bu kırıklarda bazı alt gruplara ayrılır:

- a) *Fissura (Çatlak)* : Bu kırıklar yarım kalmış kırıklar olarak nitelendirilebilir. Kemik dokusunun bütünlüğü tamamiyle bozulmaz. Çatlaklar daha çok yassı kemiklerde görülür, fakat diğer kırıklarla birlikte diğer kemiklerde de rastlanır.
- b) *Infraction (Bükülerek çatlama)* : Bu tip kırıklar özellikle çocuklarda görülmektedir. Kemiğin corticalis kısmı yalnız bir taraftan kırılır. Karşı tarafta ise herhangi bir değişiklik görülmez. Bu kırıklara subperiostal kırıklar da denmektedir.
- c) *Impression kırıkları (Çökme kırıkları)* : Bu tip kırıklar bükülme kırıklarıdır. Özellikle yassı ve geniş kemiklerde görülür.
- d) *Kompresyon kırıkları: Basınçtan* ileri gelen kırıklardır. Bu kırıklarda kemik dokusu iç içe geçmiştir. Bu kırılma şekli daha çok belkemiği kırıklarında görülür.
- e) *Kopma kırıkları: Bu* kırıklarda kemiğin ana kısmı kırılmış değildir ve kemiğin bütünlüğü muhafaza edilmektedir. Adelelerin ani ve şiddetli çekilmesiyle, sadece yapıştığı kemik parçası kemiğin bir yerinden kopabilir.

#### *2.7.2.2 Tam kırıklar*

Bu tip kırıklarda kemik dokusunun bütünlüğü tamamen kaybolmuştur. Kemik iki veya birkaç parçaya ayrılmış olabilir. Kırık sonucunda iki ayrı uç mevcuttur. Tam kırıklarda vücut merkezine yakın olan parçaya proksimal fragment, uzak olan parçaya distal fragment denir. Parçaların vücut merkezine yakın olan ucuna proksimal uç, uzak olan ucuna ise distal uç ismi verilmektedir.

### **2.7.3 Kırık çizgisinin yönüne(gidişine) göre ayırımı**

#### *2.7.3.1 Horizontal (Enlemesine) kırıklar*

Kırık çizgisi kemik eksenine ile doksan dereceye yakın bir açı oluşturur. Çoğunlukla direkt travmalarda makaslama mekanizması ile darbenin isabet ettiği bölgede rastlanmaktadır.

#### *2.7.3.2 Sagittal (Uzunlamasına) kırıklar*

Kemik eksenine tam paralel olarak uzunlamasına olan kırıklar oldukça nadir görülmektedir. Daha çok parmak veya metakarp kemiklerinin baskı altında ezilmesi sonunda meydana gelmektedir. Bu kırıklarda kırık çizgisi kemik eksenine paraleldir. Bu durum daha çok enlemesine kırıklarla beraber görülür.

#### *2.7.3.3 Oblik (Eğrilemesine) kırıklar*

Kemik eksenine ile kırık çizgileri bir açı oluşturmaktadır. En çok görülen bu kırık çeşidi, bükülme ile meydana gelmektedir.

#### *2.7.3.4 Spiral (Helezoni) kırıklar*

Sık görülen kırık tiplerindedir. Kemiğin ucu sabit iken, diğer ucunun kemiğin uzunlama eksenine etrafında dönmesi ile meydana gelir. Torsiyon mekanizması ile meydana gelmektedir.

#### *2.7.3.5 Parçalı kırıklar*

Bu tip kırıklarda birden çok kırık çizgisi mevcuttur. Kırık çizgisi karışık yönlerde seyredir. Özellikle ateşli silahlarla olan yaralanmalardan sonra görülmektedir.

Parçalı kırıkların iki tipi bulunmaktadır:

- a) *Muntazam parçalı kırıklar*: Bu kırıklarda kırık çizgileri belirli şekil ve yöndedir. Bazı durumlarda aynı kemiğin birbirinden uzak iki yerinde birden fazla kırık olabilir.
- b) *İntizamsız parçalı olanlar*: Kırık bölgesinde çok parçalı hasar görülen kırıklardır.

#### 2.7.3.6 Delik şeklindeki kırıklar

Bu tip kırıklar, daha çok kemiğin spongizasına bir kurşun isabeti ile meydana gelmektedir.

#### 2.7.3.7 Epiphysiolysis (Epifiz Kayması)

Kemiğin epifiz hattından ayrılması olayıdır. Daha çok 7-14 yaşları arasında görülür. Epifiz kayması, radius alt nihayetinde olduğu gibi epifizi henüz kapanmamış olan bütün kemiklerde görülebilir.

### 2.7.4 Kırıkların sayılarına göre ayırımı

#### 2.7.4.1 Tek kırıklar

Bir kemikte tek bir kırığın olduğu durumlarda geçerlidir.

#### 2.7.4.2 Çift kırıklar

Çift kemiklerin (radius ve ulna, tibia ve fibula gibi) her ikisinde birden kırık olduğu durumlarda geçerlidir. Bu kırıklar, her iki kemikte de aynı hizada ya da kemiklerden birinin üst kısmında diğerinin ise alt yarısında meydana gelir. (indirekt kırıklar, *Dupuytren* kırıkları)

#### 2.7.4.3 *Multipl kırıklar*

Birden fazla kemikte kırık olması durumunda multiple kırık adı verilir. (Örnek olarak humerus, femur ve cruris kemiklerinin üçünde birden kırık bulunmaktadır)

#### 2.7.5 *Kırık üzerindeki cilt ve yumuşak dokuların durumuna göre ayırımı*

##### 2.7.5.1 *Kapalı (Basit) kırıklar*

Kırık yerini örten deri sağlamdır.

##### 2.7.5.2 *Açık (Komplike) kırıklar*

Kırık yerini örten deride kırık yeri ile ilgili bir yara bulunan kırıklar, bu sınıfa girmektedir. Fakat hem kırık hem de yaranın bulunması mutlaka bir açık kırık anlamına gelmemektedir. Açık kırık olabilmesi için, kırık yerinin bu yara yolundan dışarıya bağlantısı olmalıdır.

#### 2.7.6 *Kırıkların oynakla ilgisine göre ayırımı*

##### 2.7.6.1 *İntra artikuler kırıklar*

Bu kırıklarda kemik diyafizindeki kırık çizgisi oynak içerisine kadar uzanmaktadır. Kırık hematomu oynak içinde de toplandığı için az veya çok bir hemartroz meydana gelmektedir; mafsalda gergin bir fluktuasyon bulunur. Diz oynagında patella, kondillerden yukarıya doğru kaldırıldığı için hematom tarafından öne itilerek femur kondilleri üzerine dayanmaz olur. Üzerine basıldığı zaman mafsallardaki sıvı (kan, serum) içerisinde aşağı doğru itilerek femur kondillerine çarpar. Bu duruma “Patella çarpma fenomeni” denilmektedir.



### 2.7.6.2 Luxation kırıkları

Luxation kırıklar, çıkıkla birlikte olan kırıklardır. Bu kırıklarda daha çok bir kenar kopması ya da kırılması söz konusudur. Örnek olarak, ayak bileğindeki “Bimalleolar luxation kırıkları” veya kalça oynagında “ Acetabulum Kenarı kopması” verilebilir.

### 2.7.7 Kırıkların oluş mekanizmasına göre ayırımı

Vücutta mevcut kemiklerin her biri, çift olanların benzerliği dışında birbirinden farklı biçimde olduğundan ve kemik üzerine etki eden farklı tesir mekanizması ve şiddeti, farklı tipte kırıklar meydana getirmektedir. Kırık oluşumunda ve kırık şekillerinde hastanın, endokrin sisteminin ve sağlık durumunun da önemli bir rolü bulunmaktadır.

#### 2.7.7.1 Bükülme kırıkları

Bu tip kırıklar, kemiğin eksenine dikey etki eden bir kuvvetle, kemiğin elastisitesini aşan derecede bir bükülme sonucunda oluşmaktadır. Bu kırıklarda önce, tesir noktasının tam karşısında bir çatlak oluşur ve travmanın tesiri devam ederse, kemik o noktadan kırılmaktadır.

#### 2.7.7.2 Kopma kırıkları

Kopma kırıkları, kemiğe yapışan adalelerin ani ve şiddetli kontraksionu sonunda kemikten bir parça kopması sonucunda oluşmaktadır. Bu tip kırıklara örnek olarak patella kırıklarıdır.

#### 2.7.7.3 Kompresion kırıkları

Bu kırıklar, humerus başında, vertebralarda, tibia platosunda olduğu gibi, iki taraftan tazyik edilen spongiz kemiklerin iç içe girmesi, çökmesi ile meydana gelmektedir.

#### *2.7.7.4 Makaslama mekanizması ile olan kırıklar*

Bu kırıklar, genellikle horizontal kırıklardır. İki kuvvetin, kemik eksenine dikey olarak, çok yakın bir yerden birbirine zıt yönde tesiri ile olur. (Collum femoris kırıkları)

#### *2.7.7.5 Torsion mekanizması ile olan kırıklar*

Bu mekanizma ile spiral kırıklar meydana gelir. Kemiğin bir ucu sabit iken, diğer ucun, kemiğin aksı etrafında dönmesi ile meydana gelmektedir. Bu kırıklar, vücut sabit iken ekstremitenin torsionu ile de meydana gelebilmektedir.

#### *2.7.7.6 Parçalı (dağınık) kırıklar*

Bu tip kırıklarda kırık yerinde sayısız, irili ufaklı parçalar bulunmaktadır. Örnek olarak ezilmeler ve kurşun yaralanmaları gösterilebilir.

#### *2.7.7.7 Kurşun kırıkları*

Bu tip kırıklarda kırık şekli, kurşunun atıldığı mesafeye, hızına ve kemikteki isabet yerine göre değişiklik göstermektedir. Yakından atılarak kortekse rastlayan ve hızı yüksek olanlarda çok parçalı kırıklar, yakından atılan ve spongiosaya rastlayanlarda ise sadece delik şeklinde bir kırık meydana gelmektedir.

## 2.8 Tedavi yöntemleri

### 2.8.1 Dıştan sabitleme yöntemleri

#### 2.8.1.1 Ateller

Ateller daha çok muvakkat sabitlemelerde ve bazı özel hallerde kullanılmaktadır. Tahta, mukavva ve telden, bazı durumlarda da alçıdan yapılmış olabilir. Parmak ve tarak kemiklerinde, sürekli olarak kullanılan hazır ateller mevcuttur.

#### 2.8.1.2 Alçı ile sabitleme

Alçı yöntemi, iyi uygulandığı takdirde en iyi sonuç veren tedavi yöntemidir. Kırık uçları kolayca kaymayacak yaralanmalarda (daha çok horizontal çentikli kırıklarda) alçı tesbiti yeterli sonuç vermektedir. Alçılar sadece atel olarak da kullanılabilir. Bazı hallerde, ince bir pamuk yastık üzerine konan bir alçı ateli ile alınan grafi, kırığın iyi durumda olduğunu gösterirse, bunun üzerine sirküler alçı sarılarak definitif alçı tedavisi uygulanabilir.

Alçı uygulaması iki şekilde olmaktadır:

- a) Yastıklanmış alçılar: Bu alçılarda alçı sarılacak olan ekstremitenin üzerine, önce bir tabaka pamuk veya suni pamuk konur. Deri altına yakın olan kemik çıkıntıları üzerine de ayrıca bir kat daha pamuk ilave edilir ve alçı bunun üzerine sarılır. Alçının sıkma tehlikesi çok daha azdır.
- b) Yastıklanmamış alçılar: Bu yöntemde alçı, doğrudan doğruya deri üzerine konmaktadır. Bazı durumlarda sadece kemik çıkıntıları üzerine, deride dekubitus meydana gelmesini önlemek için pamuklu bir bez konur. Bu yöntemde alçının sıkma tehlikesi ve dolaşım bozukluğu meydana gelmesi olasılığı daha fazladır.

## **2.8.2 İçten sabitleme yöntemleri (Osteosentez)**

### *2.8.2.1 Vidalama*

Kırık tedavisinde vidalama ile osteosentez indikasyonları oldukça fazladır. Vidalama, kopma kırıklarında, tendon ile beraber kopan kemik parçasını yerine oturtmak için veya oynak yakını ve oynak içi kırıklarda kk parçaları yerine sabitleme ile oynak yüzeyin dzgnlgn sağlamak için kullanılır. Uzun kemiklerin oblik veya spiral kırıklarında da vida ile sabitleme yapılmaktadır.

Vidaların değişik yn ve açıda konumlanması, daha iyi bir sabitleme sağlamaktadır. Plak ile tespit edilen oblik, spiral kırıklarda veya parçalı kırıklarda parçayı tutturmak için de vida kullanılmaktadır.

### *2.8.2.2 Plak ile sabitleme*

Plaklar daha çok oblik ve parçalı kırıklarda kullanılmaktadır. Horizontal kırıklarda da kullanılabilir. Horizontal, oblik veya multipl kırıklarda kompresyon plağı kullanılmaktadır. Plak ile iyi bir sabitleme sağlayabilmek için plağın yeteri uzunlukta olması, plağı kemiğe sabitleyen vidaların karşı taraf korteksinden çıkması gerekmektedir. Doğru ve yeterli sonuç alabilmek için plağın iyi repozisyon yapılması, tatbiki, kemik yüzeyine adaptasyonu önem taşımaktadır.

### *2.8.2.3 Bolzung (Civatalama)*

Bu yöntem kırık parçalarını sabitleme amacıyla, bir kemik grefini ya da sığır kemiğinden (kielbone) veya fildişindne uzun bir kemik parçasının kırık fragmentlerinin iliğine sokulması ile yapılır.

## BÖLÜM ÜÇ

### NÜMERİK ANALİZ

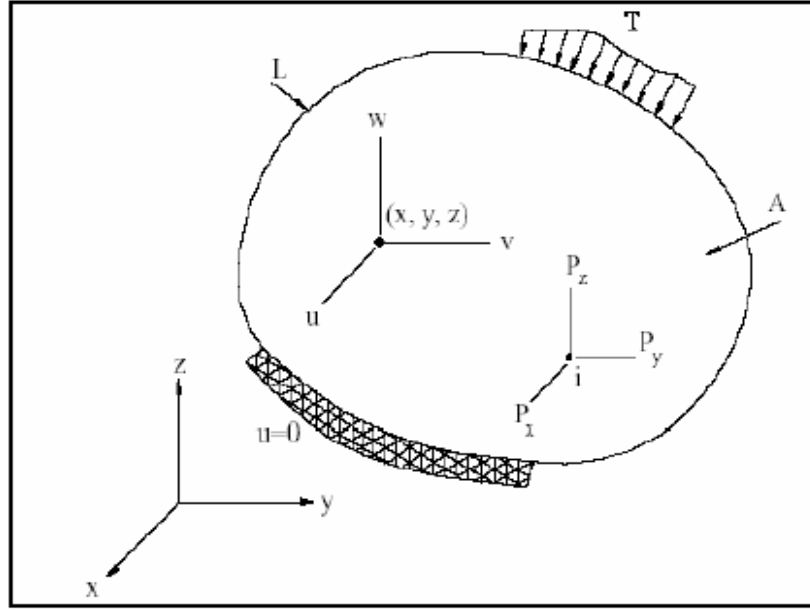
#### 3.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi nedir?

Sonlu Elemanlar Metodu, oldukça geniş bir alana yayılan mühendislik problemlerinin nümerik çözümünde etkili bir araç olmuştur. Uygulama alanları otomotiv, havacılık, inşaat ve köprü yapılarının deformasyon ve gerilme analizinden, ısı transferi, akışkanlar, manyetik akış, sızıntı gibi olayların analizine kadar değişiklik göstermektedir. Bilgisayar teknolojileri ve CAD sistemlerindeki ilerlemelerle birlikte, karmaşık problemler çok daha kolay bir şekilde sonlu elemanlar yöntemi ile modellenip çözülebilmektedir. Bu yöntem sayesinde herhangi bir tasarımın veya bu tasarıma ait parçaların imalatı yapılmadan önce prototipleri tasarlanabilir ve bu prototiplerin bilgisayar ortamındaki modelleri analiz edilerek sonuçlar elde edilebilir. İlk prototip tasarlanmadan önce, pek çok farklı alternatif model bilgisayar üzerinde farklı yönleri ile analiz edilebilir. Bu analiz yönteminde, bir uzay zaman süreklisi oluşturan kompleks bir bölge, sonlu elemanlar denilen basit geometrik şekillere ayrılmaktadır. Malzeme özellikleri ve ilgili bağlantılar, algoritma, denklemler bu elemanlar aracılığıyla kurulmaktadır ve eleman köşelerinde bilinmeyen değerler olarak ifade edilmektedir. Gerekli yüklemeler ve sınır şartları uygulandıktan sonra denklem setleri oluşturulmaktadır. Bu denklemlerin çözümü, uzay zaman süreklisinin yaklaşık olarak çözümünü verir. (Chandrupatla, T.R., & Belengundu, A.D. 1991)

#### 3.2 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi

Şekil 1.1 de,  $V$  toplam hacmine ve  $S$  kenar yüzeylerine sahip üç boyutlu bir cisim görülmektedir. Cisim üzerindeki her bir nokta cismin tanımlandığı kartezyen koordinat ekseninde  $x$ ,  $y$ ,  $z$  koordinatlarıyla gösterilmektedir. Bazı bölgelerde ve bu bölgeye ait noktalarda yer değiştirmeler başlangıçta belli ise bu noktalara ait özellikler sınır şart olarak uygulanmaktadır. Örneğin yer değiştirmeleri olmayan sabit noktalar için belirli

eksenlerde bunlar sıfır olarak ( $u=0$ ) sınır şartları uygulanmıştır. Bazı bölgelerde ise birim alana etkiyen yayılı yük olan  $T$  kuvveti uygulanmıştır.



Şekil 3.1 Üç boyutlu cisim.

Kuvvet altında cisim deforme olmaktadır. Belirli bir noktanın deformasyonu  $\mathbf{x} (= [x, y, z]^T)$ , o noktanın yer değiştirmesinin bileşenleri ile elde edilir:

$$\mathbf{u} = [u, v, w]^T$$

Birim hacme gelen yayılı yük  $\mathbf{f}$  :

$$\mathbf{f} = [f_x, f_y, f_z]^T$$

$dV$  birim elemanına uygulanan cisim kuvveti şekil 3.1 de gösterilmiştir. Birim alana etkiyen yayılı yük  $\mathbf{T}$ , aşağıdaki gibi koordinat bileşenlerine ayrılabilir:

$$\mathbf{T} = [ T_x, T_y, T_z ]^T$$

Herhangi bir  $i$  noktasında uygulanan  $\mathbf{P}$  kuvveti :

$$\mathbf{P}_i = [ P_x, P_y, P_z ]_i^T$$

$dV$  birim elemanı sonsuz küçük bir nokta eleman olarak kabul edilirse, gerilme tensörü, gerilme bileşenlerinin (3X3) simetrik bir matrise yerleştirilmesiyle elde edilebilir:

$$\boldsymbol{\sigma} = [ \sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz} ]^T$$

Burada  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  normal gerilmeler,  $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$  kayma gerilmeleridir. Benzer şekilde birim şekil değiştirmeler ifade edilebilir:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = [ \varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz} ]^T$$

Burada,  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$  normal şekil değiştirmeler,  $\gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$  kayma şekil değiştirmeleridir.

### 3.3 Nümerik Analizde Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması

Bu çalışmada, bacak kemiği kırıklarında kullanılan altı delikli bir tibia plağının kırık bölgesine takılmasından sonra hastanın ayağa kaldırılması sonrasında plaktaki ve kırık bölgesindeki gerilmelerin durumu incelenmiştir. Hastanın kırık bacağına takılan plak sonrasında kaynama tam olarak gerçekleşmeden hasta ayağa kalktığında, günlük işlerini yaparken ve yürürken bacak üzerine hastanın vücut ağırlığı statik yük olarak ele alınmıştır. Bu statik yük hastanın plak takılı olan bacağının üzerine vücut ağırlığının

tamamının veya belirli bir kısmını vermesi durumuna göre değişmektedir. Üzerinde plak takılı olan tibia da, bu yükler altında gerek tibia da gerek plakta ve gerekse bunları birbirine bağlayan vidalarda oluşan gerilmeler hesaplanmıştır. Kemiğin iyileşmesi boyunca ortopedik plağın kritik bölgelerindeki gerilme dağılımları incelenmiştir. Bunun için, ANSYS programı kullanılarak üç boyutlu kemik-ortopedik plak sistemi analiz edilmiştir.

Yapılan nümerik çalışmada, ANSYS programıyla analizin yapılması için, üç boyutlu sonlu eleman modelleri geliştirilmiştir. İlk olarak problemin geometrik modelleri oluşturulmuştur. Ortopedik plak, kemik ve vidalar programdaki komutlarla modellenmiştir. Kemik ve vidalar, ANSYS programında bulunan *glue* komutuyla birbirine rijit bir şekilde bağlanmıştır. Ortopedik plak ile vidalar arasında ise, programda kullanılan *contact* ve *target* elemanları kullanılarak kontak bölgeleri oluşturulmuştur. Geometrik modeller oluşturulurken aşağıdaki kabuller göz önüne alınmıştır.

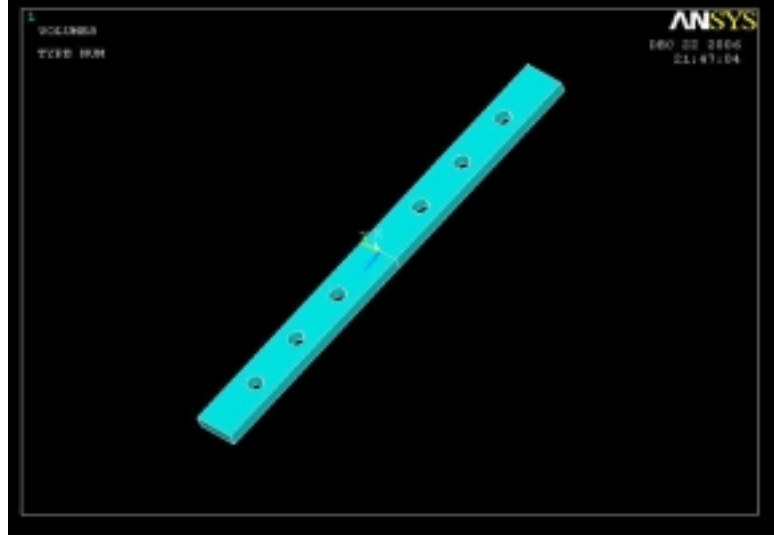
- Kemik (femur ) ve kırık bölgesi(callus), belirli bir et kalınlığı olan düz, pürüzsüz içi boş silindirik geometrik şekiller olarak tanımlanmıştır. Kesit alanları, dairesel olarak kabul edilerek basite indirgenmiştir. Kırık bölgesinde ise 2 mm kırık kalınlığı olduğu varsayılmıştır. (Şekil 3.2)



Şekil 3.2 Kemik ve kırık bölgesinin geometrik modeli.

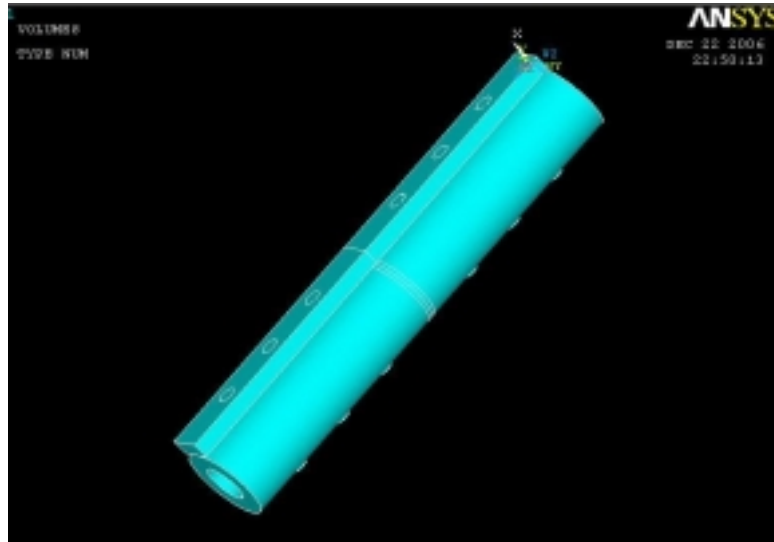


- Paslanmaz çelikten yapılan ortopedik plak, altı delikli, dar kesitli dinamik basma plağı olarak modellenmiştir. (Şekil 3.3)



Şekil 3.3 Ortopedik plağın geometrik modeli.

- Vidalar 4 mm kortikal vidalar olarak modellenmiştir ve kemiğe rijid bir şekilde bağlanmıştır. Ortopedik plak-kemik sisteminin geometrik modellemesi, Şekil 3.4 de görülmektedir.



Şekil 3.4 Ortopedik plak-kemik sisteminin geometrik modeli.

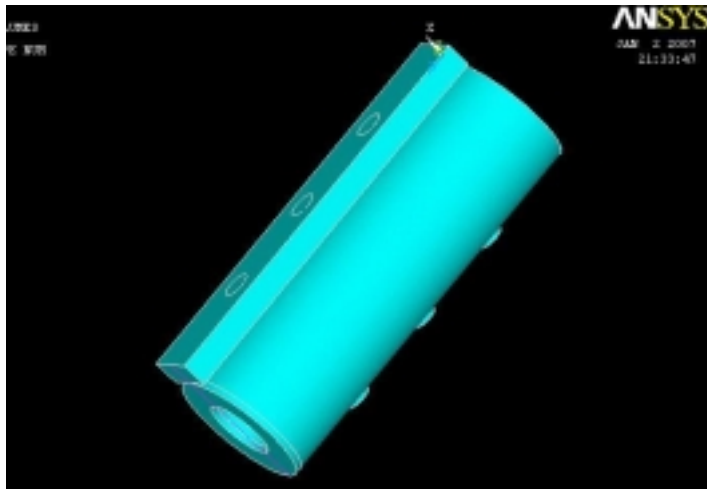
- Ortopedik plak/vida, ortopedik plak/kemik, kemik/vidalar arasındaki sürtünme ihmal edilmiştir. Vidaların kemiğe rijid bir şekilde bağlandığı varsayılmıştır. Bunun için ANSYS de *glue* komutu kullanılarak vidalar ve kemik birbirlerine bağlanmıştır.

Analizde kullanılan geometrik modellerin boyutları Tablo 3.1 de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 Geometrik modellerin boyutları

Geometrik Model	Boyutlar (mm)				
	İç Çap	Dış Çap	Kalınlık	Genişlik	Uzunluk
Kemik	10	20			120
Kırık Bölge(callus)	10	20			2
Ortopedik Plak			4	10	120
Vida		4			25

- Analizin basitleştirilmesi ve çözümün kolaylaştırılması için, ortopedik plak-kemik sistemi ANSYS de orta bölgesinden kesilerek yarım model olarak kabul edilmiştir. Çözüm bu yarım modele göre yapılmıştır. Basitleştirilmiş yarım model, şekil 3.5 de görülmektedir.



Şekil 3.5 Basitleştirilmiş geometrik model.

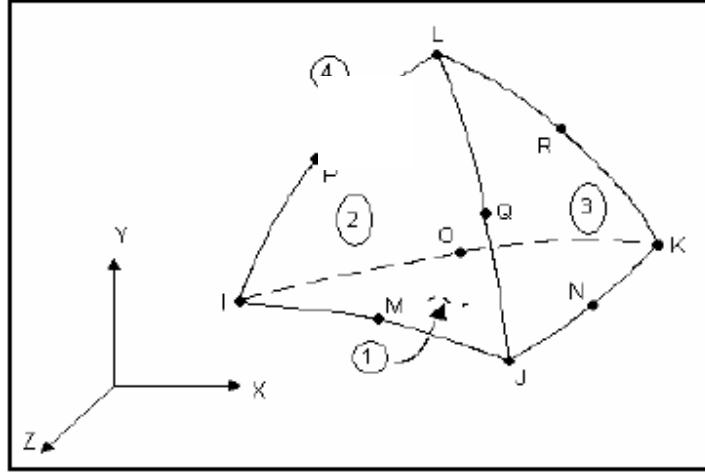
Daha sonra, her eleman için malzeme özellikleri girilmiştir. Kemik malzemesi, kesit boyunca uniform ve isotropik olduğu varsayılmıştır. Kemiğin elastisite modülü 18 GPa, poisson oranı ise 0.3 olarak alınmıştır. Ortopedik plak ve vidalar paslanmaz celikten yapıldığı varsayılmıştır ve elastisite modülü 200 GPa, poisson oranı 0.3 olarak alınmıştır. Kırık bölgenin (callus) çatlak kısmı tamamen kapladığı varsayılmıştır, isotropik ve homojen olduğu varsayılmıştır. Kırık bölgenin elastisite modülü, başlangıç aşamasında (iyileşme yokken) 1 MPa olarak varsayılmıştır. İyileşme süresince ise % 0,1, % 25, % 50 ve % 75 iyileşme için kırık bölgenin elastisite modülleri sırasıyla 10 MPa, 4500 MPa, 9000 MPa, 13500 MPa olarak alınmıştır. Tüm elemanların malzeme özellikleri, Tablo 3.2 de gösterilmiştir.

Tablo 3.2 Modellemede Kullanılan Elemanların Malzeme özellikleri.

<b>Eleman</b>	<b>Elastisite Modülü (E) (MPa)</b>	<b>Poisson oranı (<math>\nu</math>)</b>
Ortopedik plak	200000	0.3
Vida	200000	0.3
Kemik	18000	0.3
Kırık bölge (başlangıç)	1	0.3
Kırık bölge (% 0,1 iyileşme)	10	0.3
Kırık bölge (% 25 iyileşme)	4500	0.3
Kırık bölge (% 50 iyileşme)	9000	0.3
Kırık bölge (% 75 iyileşme)	13500	0.3

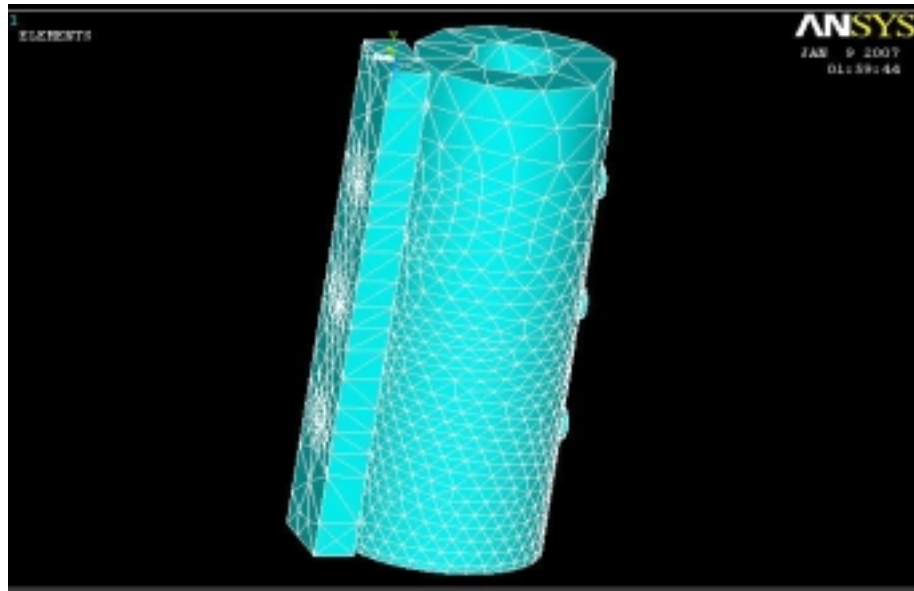
Malzeme özellikleri girildikten sonra, tüm modellere elemanlara ayırma işlemi olan “*mesh*” leme işlemi yapılmıştır. Bunun için ANSYS de *SOLID92* eleman tipi seçilmiştir. (Şekil 3.6) *SOLID92* eleman tipi quadratic yer değiştirme davranışı göstermektedir ve karmaşık modelleri ( CAD/CAM sistemleri) elemanlara ayırmak için

uygun bir eleman tipidir. Eleman, her biri üç serbestlik derecesine sahip olan on düğüm noktasına sahiptir. Bunlar; x, y ve z eksenini doğrultusundaki yer değiştirmelerdir.



şekil 3.6 SOLID92 eleman tipi.

Ortopedik plak-kemik sisteminin sonlu eleman modeli şekil 3.7 de görülmektedir.



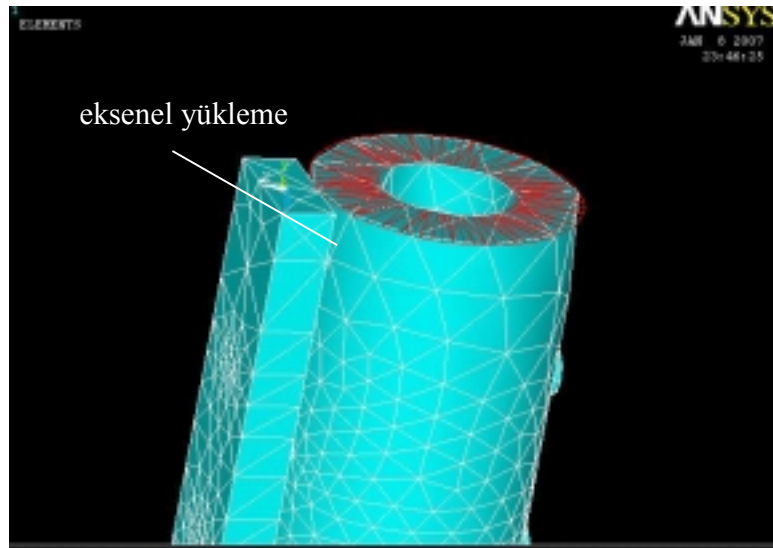
şekil 3.7 Ortopedik plak-kemik sisteminin sonlu eleman modeli.

Analizdeki yükleme durumu olarak, hastanın ağırlığından dolayı meydana gelen bası kuvveti göz önüne alınmıştır. Dönme serbestlik dereceleri ihmal edilmiştir. Hasta ağırlığı 80 kg olarak kabul edilmiştir ve kırık başlangıç evresinde, ortopedik plağın maksimum emniyetli gerilme değerini aşmayacak şekilde, optimum uygulanması gereken hasta ağırlığı hesaplanmıştır. 80 kg lık bir hastanın adım atma sırasında bütün ağırlığını tek ayağına verdiği düşünülmüştür. Bacak üzerindeki bu kuvvetin tibia boyunca yayılımı sırasında kırık kesitine ulaşana kadar düzenlilik kazandığı ve bu bölgede kemik cortical dokusu içinde homojen olarak yayıldığı kabul edilmiştir. Bu sebeple, kemik kesit alanına gelen bası gerilmesi aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$F = m \cdot g = 80 \times 9,81 = 784,8 \text{ N}$$

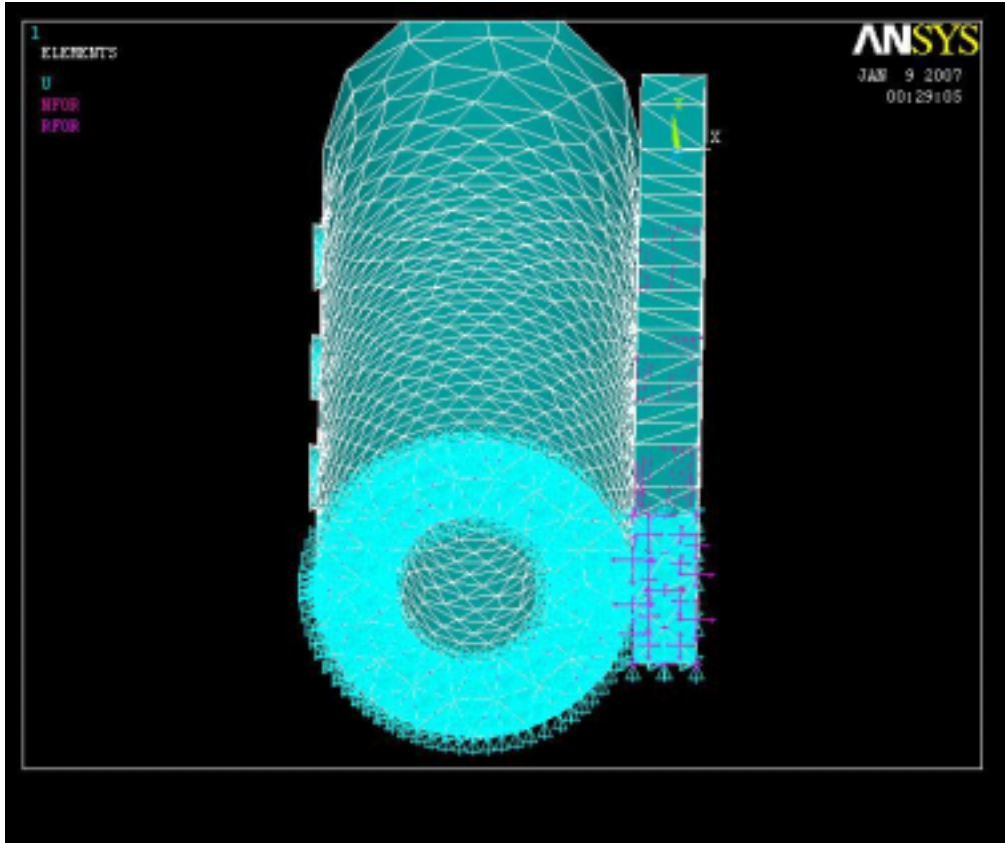
$$A = \frac{\pi (D^2 - d^2)}{4} = \frac{\pi (20^2 - 10^2)}{4} = 235,5 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{kemik} = \frac{F}{A} = \frac{784,8}{235,5} = 3,332 \text{ MPa}$$



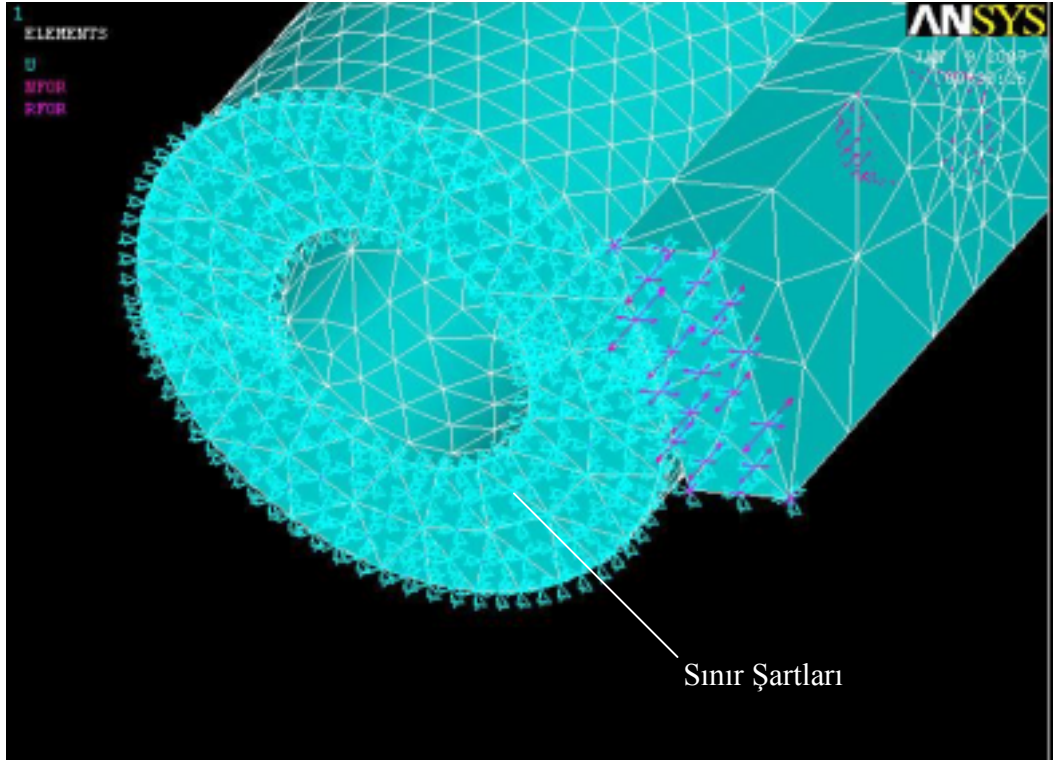
Şekil 3.8 Ortopedik plak-kemik sisteminin yükleme durumu.

Analiz yapılırken ortopedik plak-kemik sistemi yarım model olarak düşünöldüğü için, sistemin kesilen orta bölgesi simetri eksenini olarak alınmış, ortopedik plak kesit yüzeylerine ankastre sınır şartları uygulanmıştır ve x, y, z doğrultusunda hareketleri engellenmiştir. Yüzeylere uygulanan sınır şartları, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10 da görölmektedir.



Şekil 3.9 Sınır şartları.

Kırık bölgenin altında kalan 1 mm kalınlığındaki kısım, yeni kemik oluşumu ile doğacak olan bölge, başlangıçta kemik doku oluşmadan önce elastisite modülü 1 MPa olarak alınmış ve bu kısmın alt düzleminde de ankastre duruma ait sınır şartları uygulanmıştır. Daha sonra bu bölümün elastisite modülü, iyileşmenin ilerlemesine bağlı olarak oluşacak olan kemik dokuyu tanımlamak üzere kademe kademe arttırılmıştır.

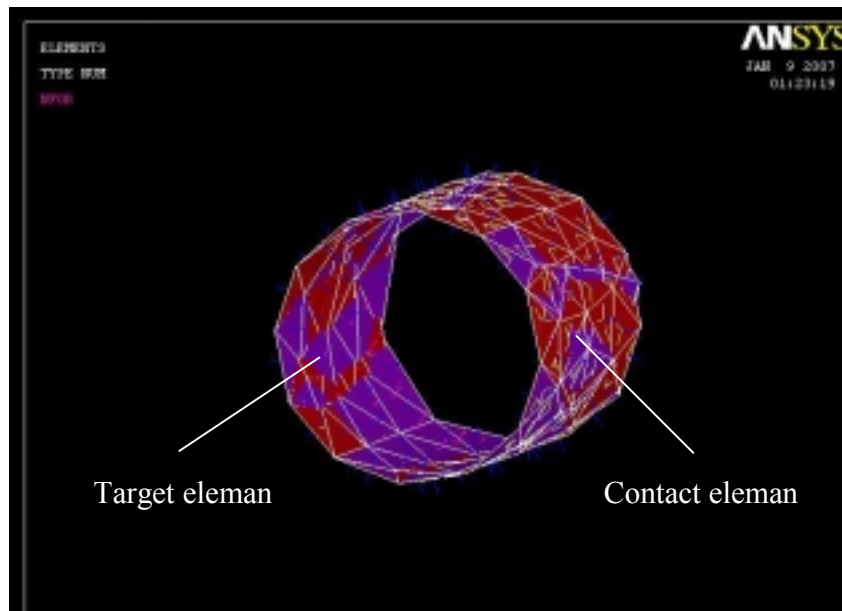


Şekil 3.10 Sınır şartları.

Ortopedik plak-kemik sisteminde, yüklemenin yavaş yavaş artırılması sırasında birbirlerine temas eden elemanların gerçek hareket ve temas durumlarını oluşturmak üzere kontak eleman tanımlaması yapılmıştır. Böylece plak ile vidalar arasında plak üzerindeki deliğin vidanın içinden rahatlıkla geçebilecek şekilde bir miktar büyük olmasından kaynaklanan hareketlilik tanımlanmıştır. Bunun için vidaların delik içlerinde radyal ve aksenal yönde hareket edebilmesi için plakta, delik yüzeyleri ile vidaların deliğe oturan yüzeyleri arasında kontak elemanları kullanılarak kontak alanları oluşturulmuştur. Böylece elde edilen sonuçlarda gerçeğe yakın değerler elde etme imkanı elde edilmiştir. Bu işlem için ANSYS' de *CONTA174* ve *TARGE170* eleman tipleri seçilmiştir. *CONTA174* elemanı vida yüzeyi, *TARGE170* elemanı ise delik yüzeyi için kullanılmıştır. (Şekil 4.11, Şekil 4.12) Yüzeyler arasındaki sürtünmeler ihmal edilmiştir.



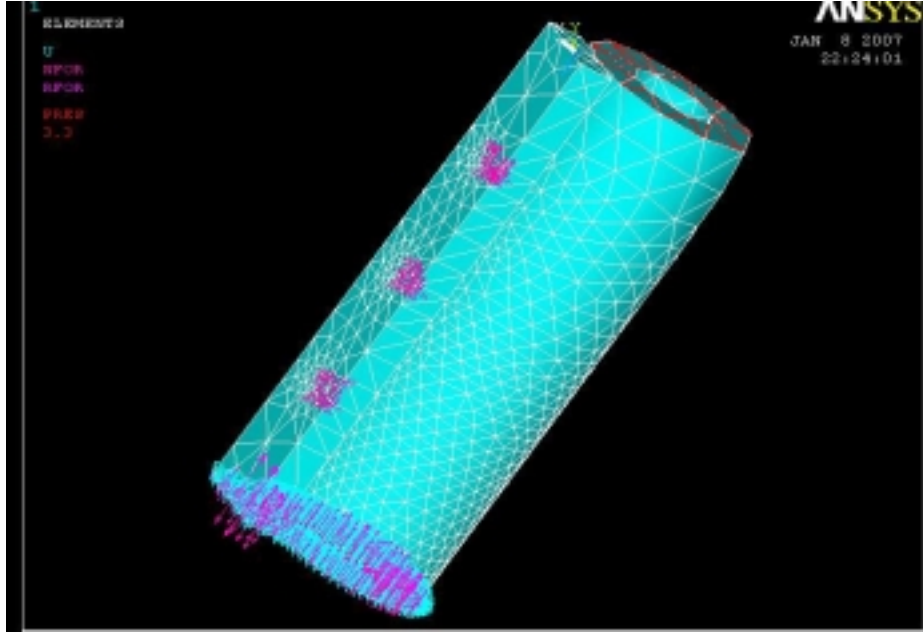
Şekil 3.11 Vidalar ile plak delikleri arasında oluşturulan kontak bölgeleri.



Şekil 3.12 *CONTACT* ve *TARGET* elemanlar.



Böylece sonlu eleman modelimiz analiz için hazır hale gelmiştir. (Şekil 4.13)

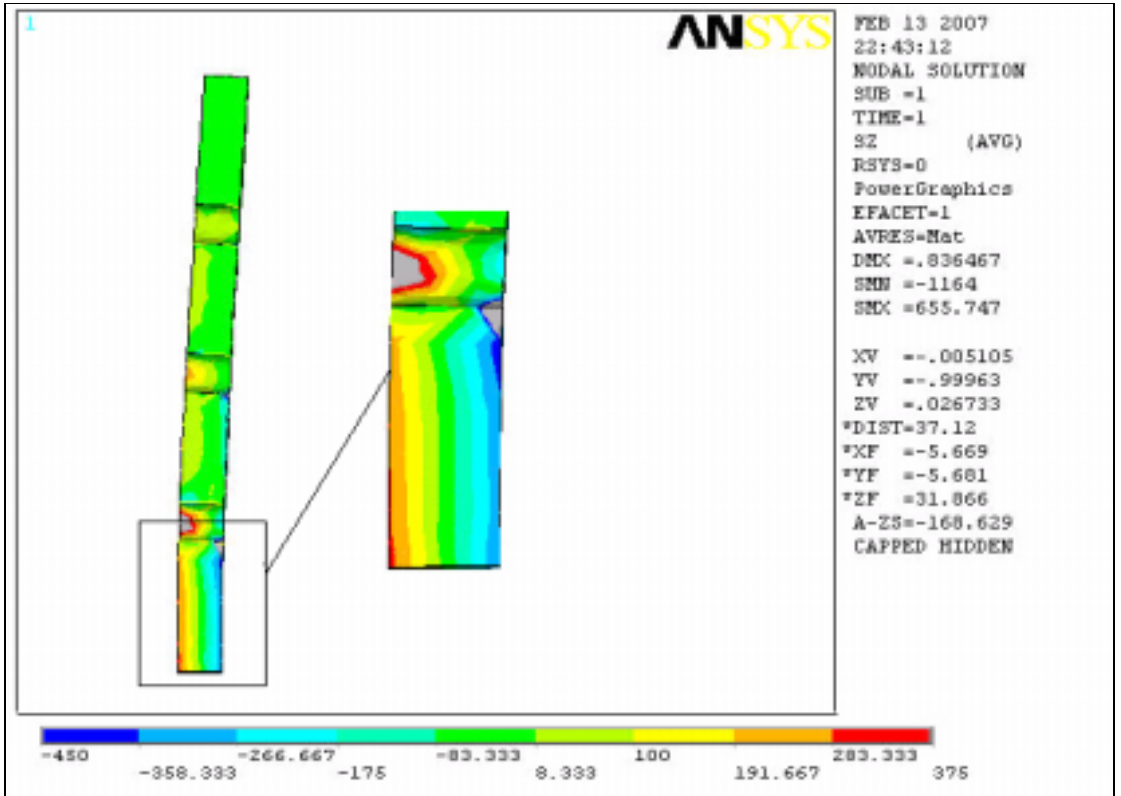


Şekil 3.13 Sınır şartları uygulanmış, kontak elemanları tanımlanmış ve yükleme yapılmış ortopedik plak-kemik sisteminin sonlu eleman modeli.

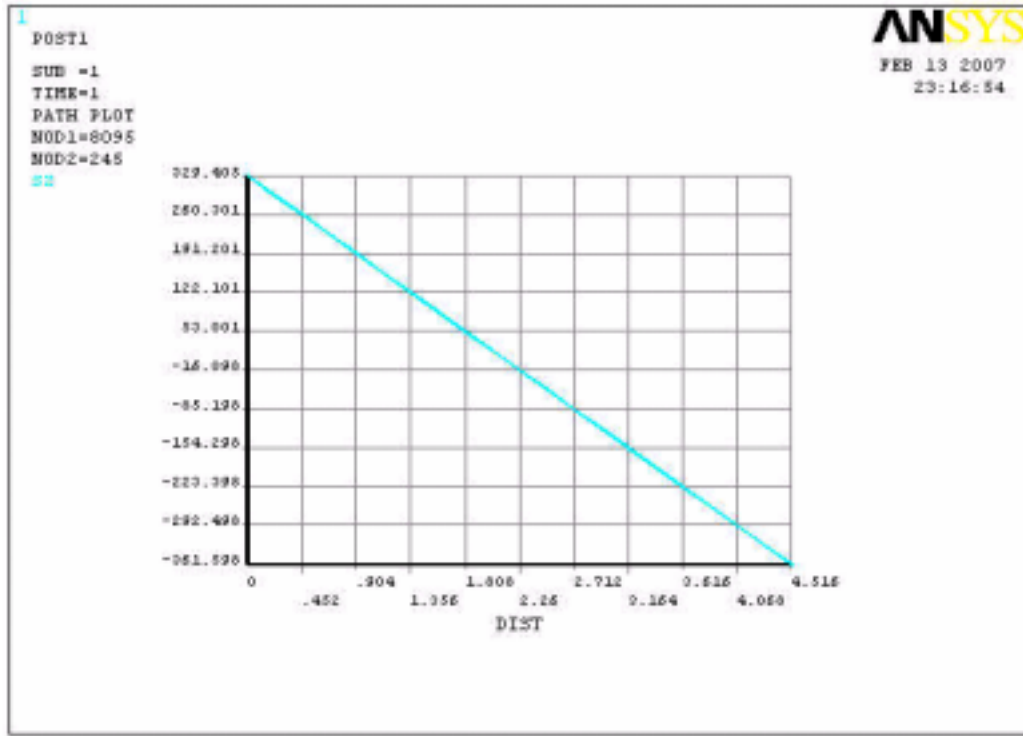
## BÖLÜM DÖRT

### ANALİZ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

ANSYS programında modellenen kemik-plak sisteminde yükleme koşulu ortalama insan ağırlığı olarak kabul edilerek yapılan analizde iyileşme boyunca kemik, plak, vida ve delik çevresinde meydana gelen gerilme değerleri elde edilmiştir. Yapılan analizin doğruluğunun anlaşılabilmesi için kırık başlangıç evresinde sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen sonuçlar, teorik hesaplamalarla karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.1 Eğilmeden kaynaklanan plaktaki gerilme dağılımı



Şekil 4.2 Kalınlık boyunca plağın orta bölgesindeki aksenal gerilme dağılımı

Teorik olarak yapılacak hesaplamada, kuvvetlerin üzerinde herhangi bir delik bulunmayan düzgün kesitli plakta eksantrik olarak etkimesi sonucunda plakta meydana gelen gerilmeler teorik olarak (4.1) denklemleri ile hesaplanabilir

$$\sigma_{z1,z2} = -\frac{F}{A} \pm \frac{M}{I} \times y \quad (4.1)$$

$\sigma_{z1}$  = Aksenal çeki gerilmesi

$\sigma_{z2}$  = Aksenal bası gerilmesi

$F$  = Kuvvet

$A$  = Kesit alanı

$M$  = Eğilme momenti

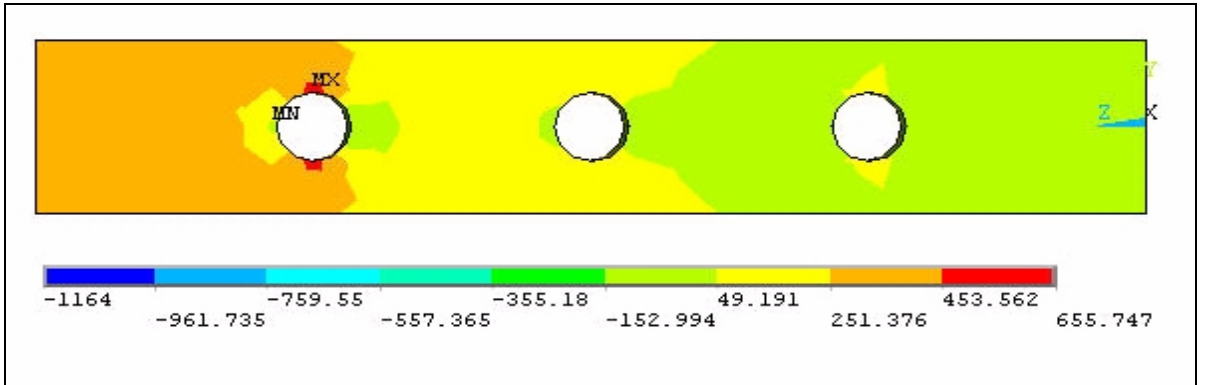
$I$  = Atalet momenti

$y$  = Tarafsız eksenden uzaklık

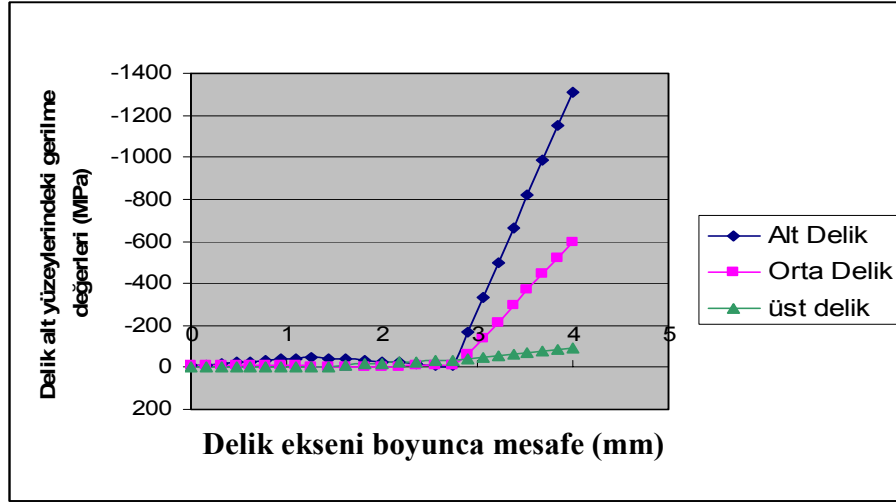
Plaktaki en büyük çeki ve bası gerilmelerin meydana geldiği tarafsız eksenden en uzak olan noktadaki gerilmeler aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$\sigma_{z1,z2} = -\frac{784,8}{235,5} \pm \frac{784,8 \times 13}{\frac{10 \times 4^3}{12}} \times 2 \Rightarrow \sigma_{z1} = 363 \text{ (MPa)}, \quad \sigma_{z2} = -402,23 \text{ (MPa)}$$

Teorik sonuçların sonlu eleman yöntemiyle elde edilen sonuçlardan, % 10 daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durum, teorik hesaplamalarda yapılan kabullerin modele tam olarak uygun olmamasından kaynaklanmaktadır. Teorik hesaplarda, plak boyunca uniform bir yük transferi ve basit eğilmenin olduğu durumun bileşkesi alınarak gerilme değerleri hesaplanmıştır. Ancak gerçekte plak boyunca yük dağılımı özdeş değildir. Eksenel yüklemekten dolayı yük transferi vidalar boyunca kademeli olarak azalma göstermiştir. Ancak plağın alt vidasında maksimum kontak kuvvetleri oluşmuştur. Bunun sebebi ise eğilme momentinin etkisinin plağın alt kısmında maksimum olmasıdır. (Şekil 4.3). Kırık başlangıç evresinde maksimum gerilme değerleri görülmektedir.



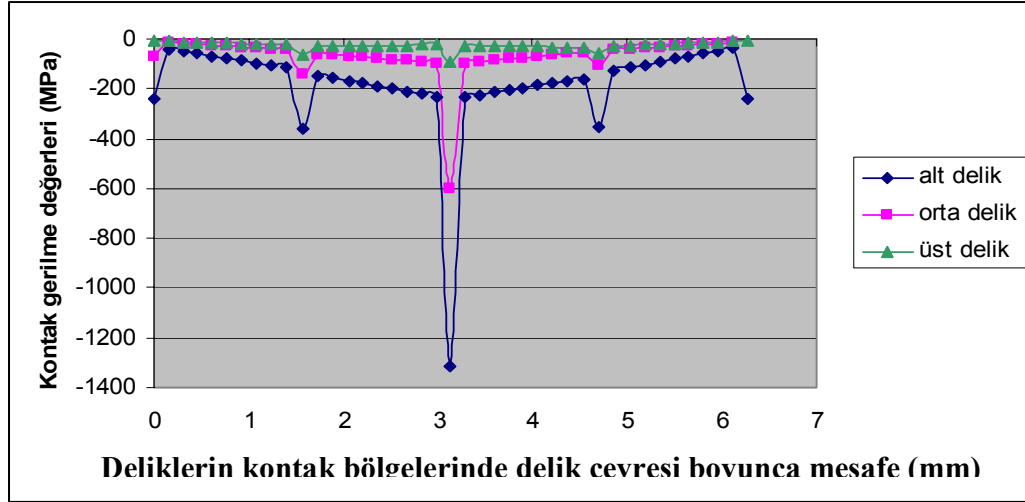
Şekil 4.3 Plakta meydana gelen normal gerilme ( $\sigma_z$ ) dağılımı



Şekil 4.4 Delik eksenine boyunca normal gerilme ( $\sigma_z$ ) değerleri

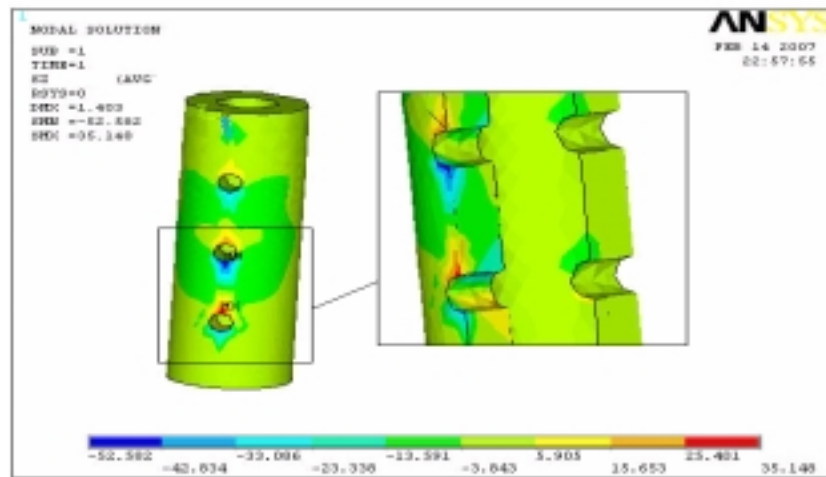
Şekil 4.4 de görüldüğü gibi kırık başlangıç evresindeki delik eksenine boyunca oluşan gerilmeler plak ve vida kontak noktalarında oldukça yüksek değerlere çıkmaktadır. Delik boyunca oluşan gerilmelerin en büyük değerleri kırık bölgesine en yakın olan alt delikte olmaktadır. Delik eksenine boyunca, dış yüzeyden kemik- plak temas düzlemine doğru gidildikçe yavaş yavaş artan basınç gerilmeleri plak alt yüzeyinde yüksek bir artış göstermektedir. Örneğin plağın alt kısmındaki delikte gerilme değerleri 1300 MPa civarındadır. Emniyet katsayısı 3 alınarak paslanmaz çeliğin ortalama emniyetli gerilmesini 400 MPa olarak kabul edilirse ( $\sigma_{akma} = 1200 \text{ MPa}$ ) kontak gerilme değerlerinin emniyet sınırını aştığı gözlenmektedir. Ayrıca plağın alt bölgesinde dış yüzeylerde de gerilmelerin yüksek değerlerde olduğu görülmektedir. ( $\sigma_{çeki} = 329 \text{ MPa}, \sigma_{bası} = -361 \text{ MPa}$ ). Bu nedenle hastanın iyileşmenin ilk safhasında yürümemesi ve kemik kırık bölgesinde bir miktar callus oluşumunun beklenmesi gerekmektedir. Ancak bu durum, kemik ara yüzeyinde yük transferi olmayacağı için kemik yoğunluğunda düşüşe ve kemik iyileşmesinin gecikmesine sebep olacaktır. Bu problemi çözmek için en iyi yol, plak-vida sisteminin dinamik kompresyon plağı şeklinde modellenmesi ve imal edilmesidir. Dinamik kompresyon plakları, kemiğe ön yükleme olanağı sağlar. Böylece kemik iyileşmesi hızlanmış ve yeterli düzeyde ossifikasyon sağlanarak kemik yoğunluğu gerekli düzeye ulaşmış olur. Ayrıca plaktaki kontak

gerilmeler ve eğilmeden kaynaklanan normal gerilmeler hasar oluşturmayacak düzeye indirilmiş olacaktır.

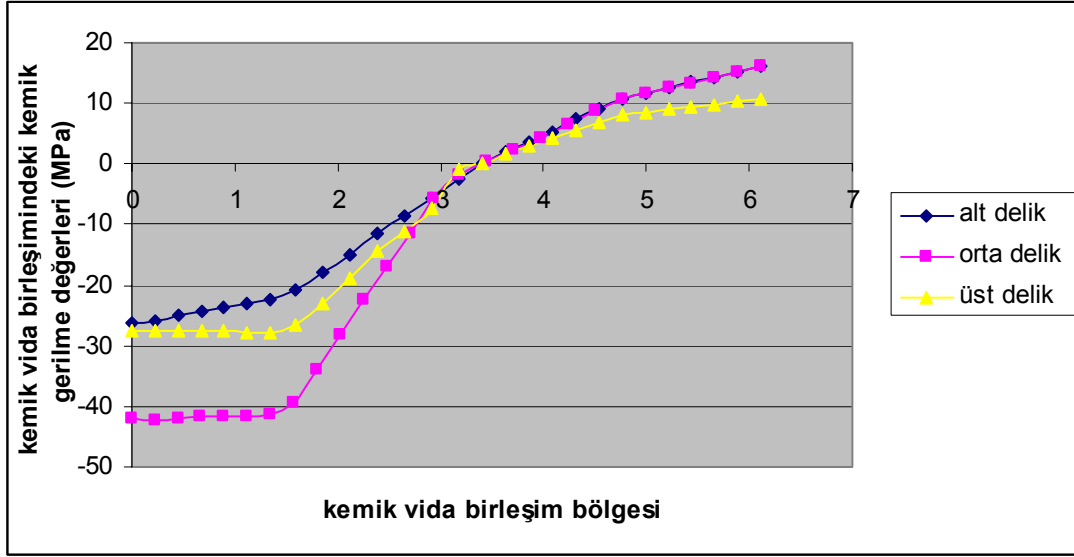


Şekil 4.5 Plakta delik çevresi boyunca kontak gerilme dağılımı.

Şekil 4.5 te görüldüğü gibi kontak bölgelerde delik çevresi boyunca yan kısımlarda gerilme değerleri düşük iken alt orta noktaya yaklaşıldığı zaman yüksek bir artış gözlenmekte ve gerilme yığılmaları oluşmaktadır. Deliğin alt temas noktasında ise gerilme değeri maksimum olmaktadır. (1300 MPa) .Bu durum iki dairesel yüzey arasında noktasal temas meydana gelmesinden dolayıdır.



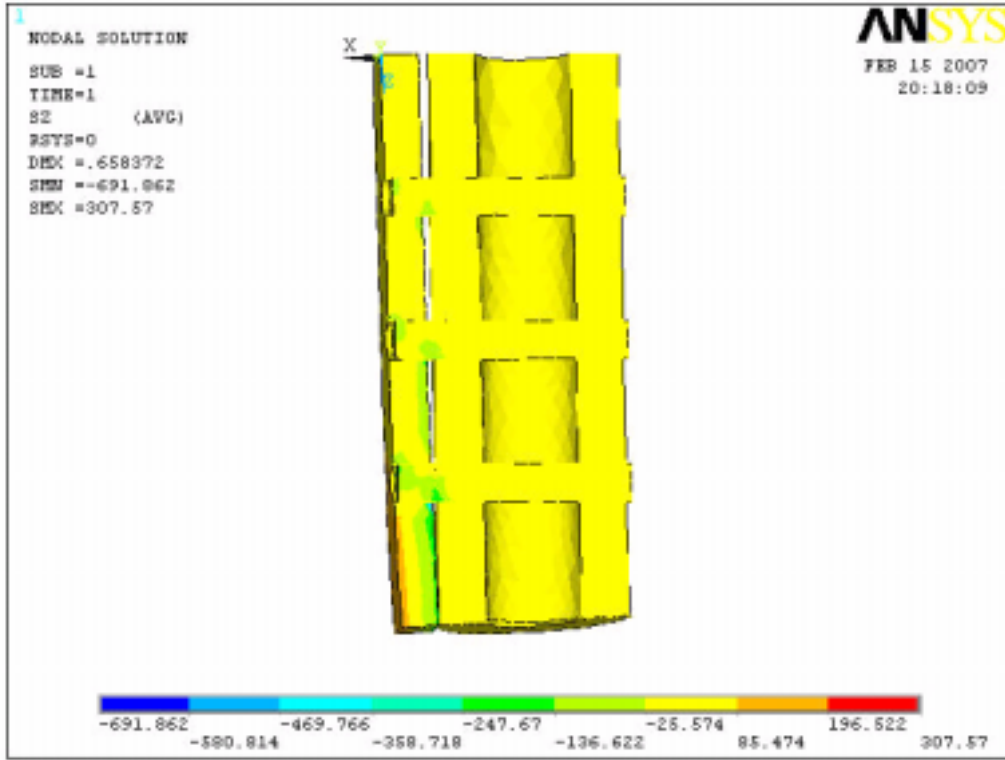
Şekil 4.6 Kemik vida birleşim bölgelerindeki gerilme değerleri



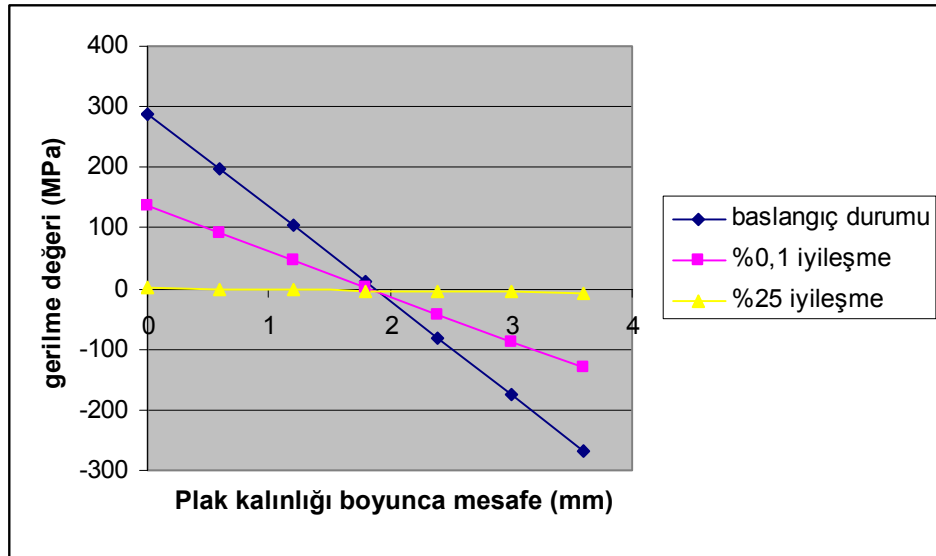
Şekil 4.7 Kemik vida birleşim bölgelerindeki gerilme dağılımları

Plak deliklerinde meydana gelen kontak gerilmeleri en fazla alt kısımdaki delikte meydana gelirken, kemik bölgesindeki vida birleşim yerlerindeki maksimum gerilmeler orta delik çevresinde görülmektedir. Emniyet kat sayısı 3 alındığında tibia için  $\sigma_{em} = -53MPa$  olarak bulunur. Şekil 4.6 ve Şekil 4.7 deki gerilme değerlerine bakılırsa  $\sigma_{max} = -42MPa$  olduğu görülür. Sonuç olarak, kemikte meydana gelen gerilmelerin, tibianın emniyetli gerilme değerini aşmadığı gözlenmiştir. Yukarıdaki sonuçlar, vidaların kemiğe rijid bir şekilde bağlanması durumunda gözlenmiştir. Plak-vida arasında olduğu gibi kemik birleşim bölgesinde de kontak analiz yapılarak noktasal temas sağlanması durumunda, gerilme değerleri daha yüksek seviyelerde olacaktır. Vida-kemik birleşim bölgesinde bağlantı sonrasında çatlak, çentik, vb durumlar görülmesi durumunda gerilme yığılmaları oluşacaktır. Bu durumda kemiğe hasar verme riski meydana gelmektedir.

Analizin sonraki kısmında kemiğin iyileşme evresi süresince olan gerilme değerleri (plak, vidalar, kemik) incelenmiştir.



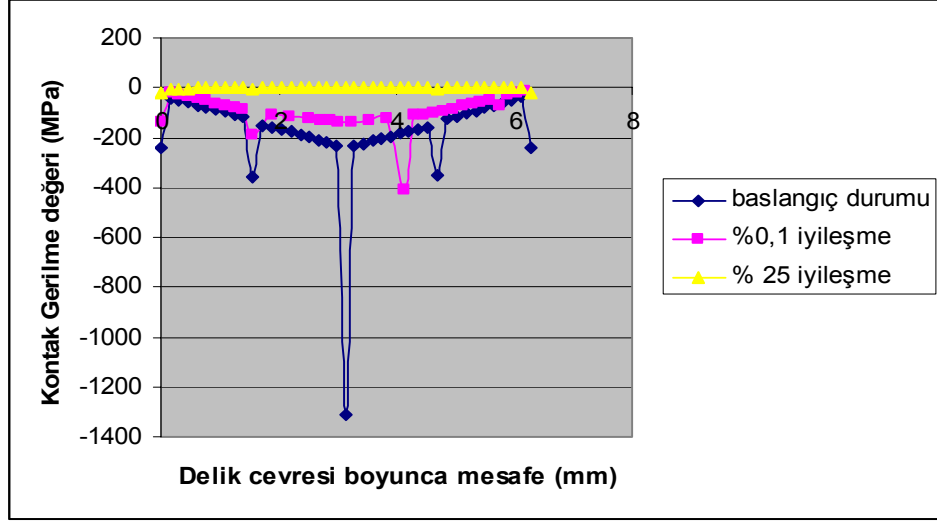
Şekil 4.8 % 0,1 iyileşme durumu için tam yük altındaki gerilme durumu



Şekil 4.9 Plak kalınlığı boyunca eğilmeden kaynaklanan iyileşme süresince gerilme değerleri

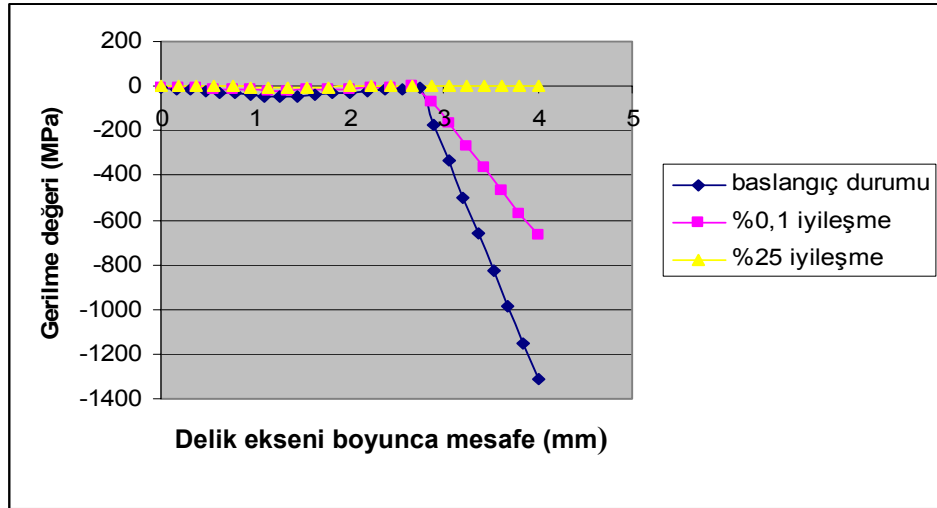


Şekil 4.9 da görüldüğü gibi plak yan yüzeylerindeki eğilmeden kaynaklanan gerilmelerde iyileşme süresince ani bir düşüş gözlenmiştir.



Şekil 4.10 İyileşme süresince plağın alt deliğinde delik çevresi boyunca gerilme değerleri

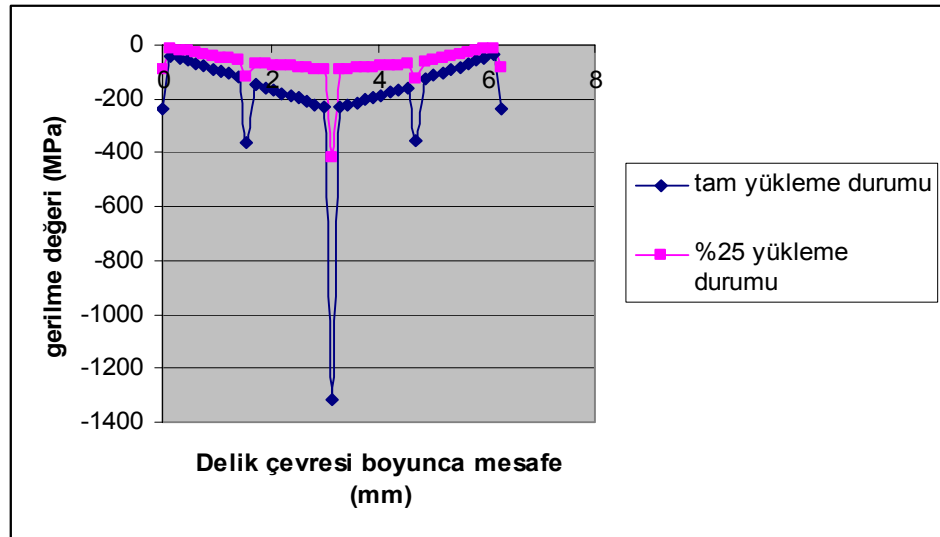
Şekil 4.10 da görüldüğü gibi %0,1 lik iyileşme durumunda plaktaki delik çevresi boyunca olan gerilmeler emniyetli gerilme sınırını aşmamaktadır. ( $\sigma_{\max} = -400\text{MPa}$ )



Şekil 4.11 Plağın alt kısmındaki delik ekseninde gerilmeler.

Fakat şekil 4.11 de görüleceği gibi %0.1 lik iyileşme durumunda delik eksenini boyunca hesaplanan gerilmelerde emniyetli gerilme sınırını aşan bölgelere rastlanmıştır. Buna göre tam yükleme durumunda plak sistemine hasar vermeyecek iyileşme yüzdesi % 25 olarak bulunmuştur. Ancak grafiğe dikkat edilirse %25 lik iyileşme durumunda maksimum kontak gerilmeleri plağın kalınlığı boyunca orta kısmında yüksek olmakta, kenarlara doğru gidildikçe azalmaktadır.

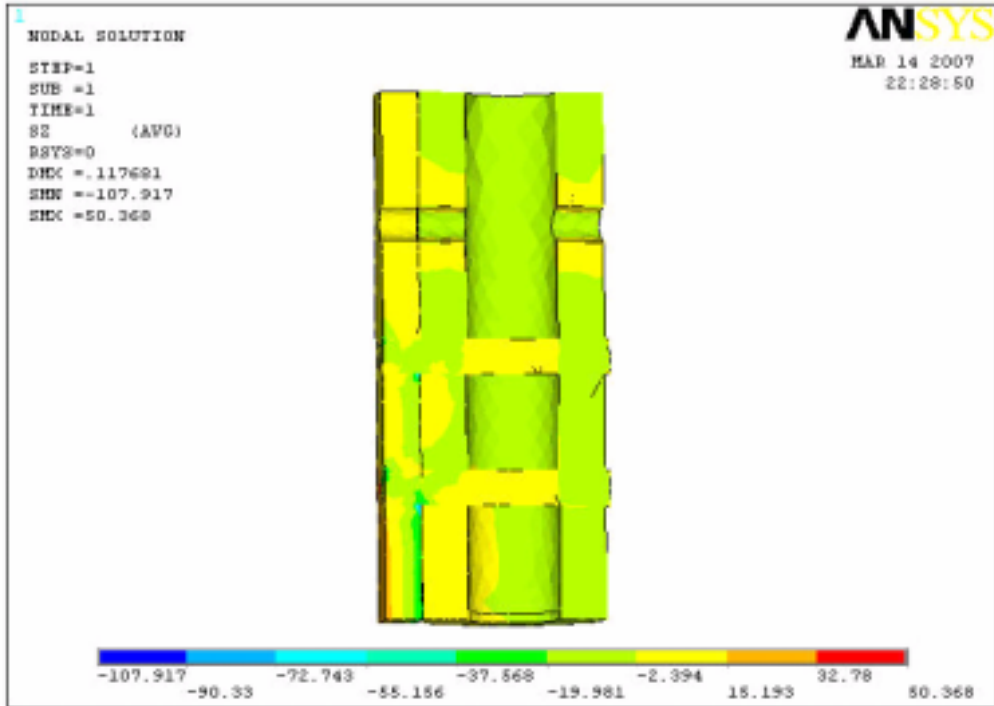
Çalışmanın son bölümünde kırık başlangıç evresindeki delik ile vida arasında oluşan gerilme yığılımlarının optimum olduğu yani hasar meydana getirmeyeceği yük değeri araştırılmıştır.



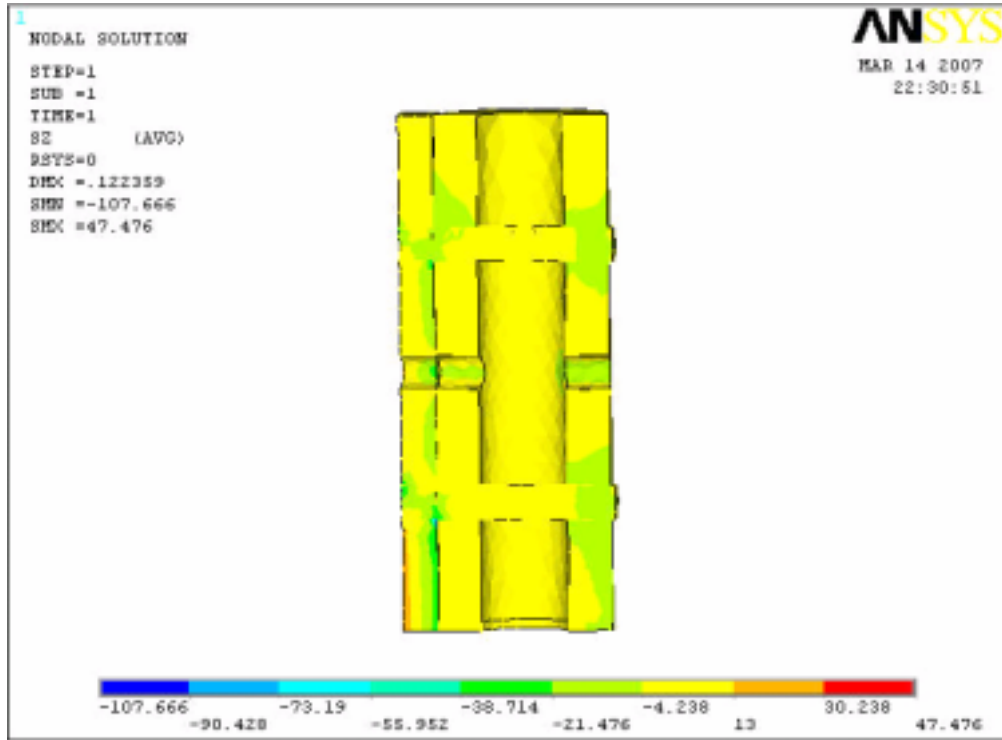
Şekil 4.12 Delik çevresi boyunca tam yükleme ve %25 yükleme durumları için gerilme değerlerinin karşılaştırılması

Yapılan analizler sonucunda % 25 lik bir yükleme durumunda plakta oluşan gerilme değerlerinin hasar meydana getirmediği, emniyetli bölgede olduğu görülmüştür. Bu nedenle kırık başlangıç evresinde hastanın yürürken tam yükleme yapmaması gerekmektedir.

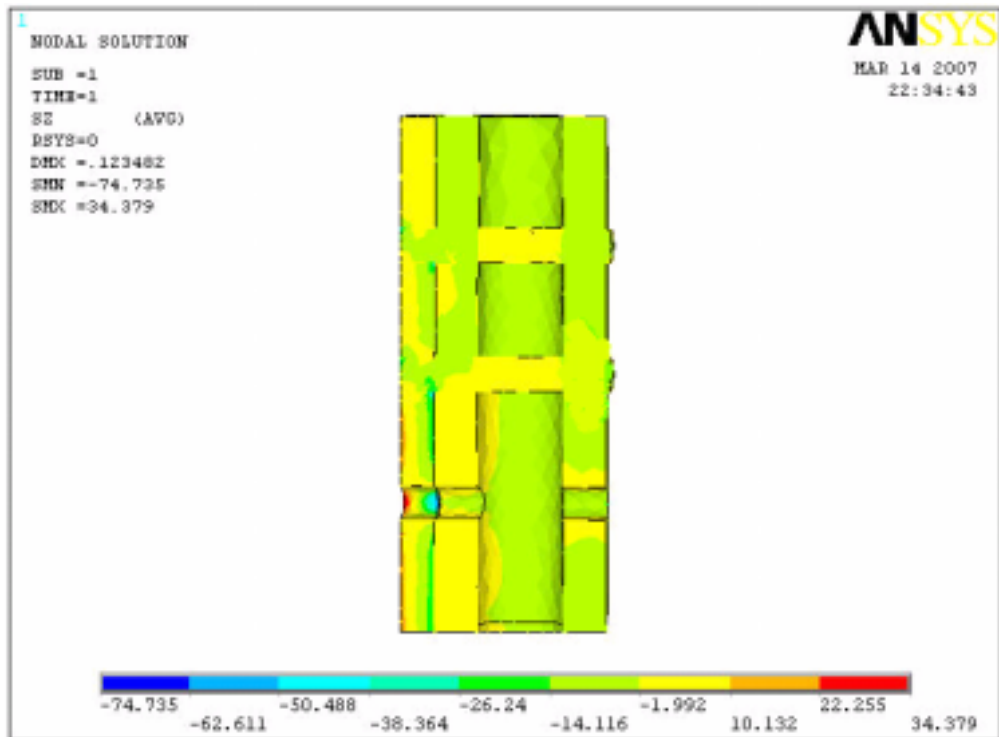
Analizin en son safhasında kemik-plak sistemindeki üst, orta ve alt vidalar sırasıyla çıkartılarak tam yük durumu için gerilme analizi yapılmıştır. Buradaki amaç üç farklı durumun kemik-plak sisteminin rijitliğine olan etkisini incelemek ve delik vida arasındaki kontak gerilme değerlerini karşılaştırmaktır. Kırık başlangıç evresinde maksimum gerilmeler çıkacağı tahmin edildiğinden bu şartlar altında analiz yapılarak gerilme değerleri araştırılmıştır. Ancak, büyük deformasyonlar meydana geldiği için çözüm esnasında yakınsama olmamıştır. Bu nedenle %0,5 lik iyileşme durumu için ( $E=100$  Mpa) analiz yapılmıştır. Şekil 4.13, Şekil 4.14 ve Şekil 4.15 te sırasıyla üst vidanın, orta vidanın ve alt vidanın olmadığı durumda, plakta ve kemikteki gerilme değerleri görülmektedir.



Şekil 4.13 Üst vidanın çıkarılması durumunda gerilme değerleri

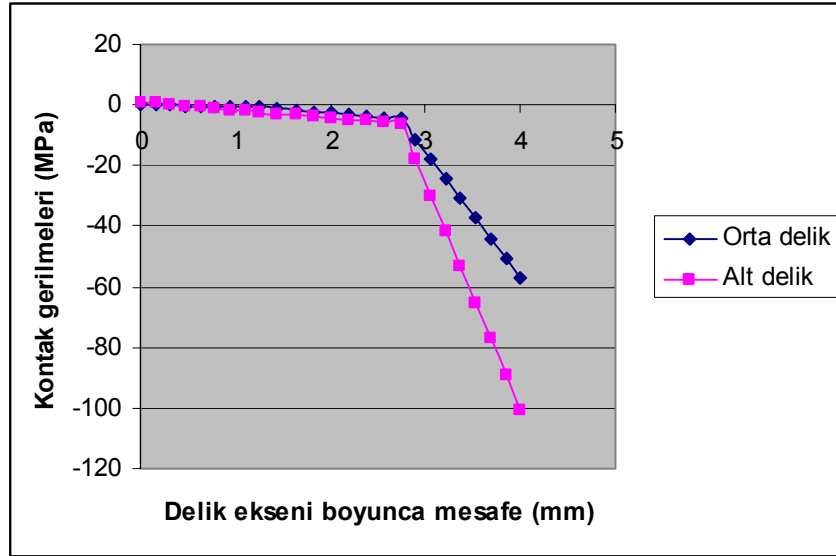


Şekil 4.14 Orta vidanın çıkarılması durumunda gerilme değerleri

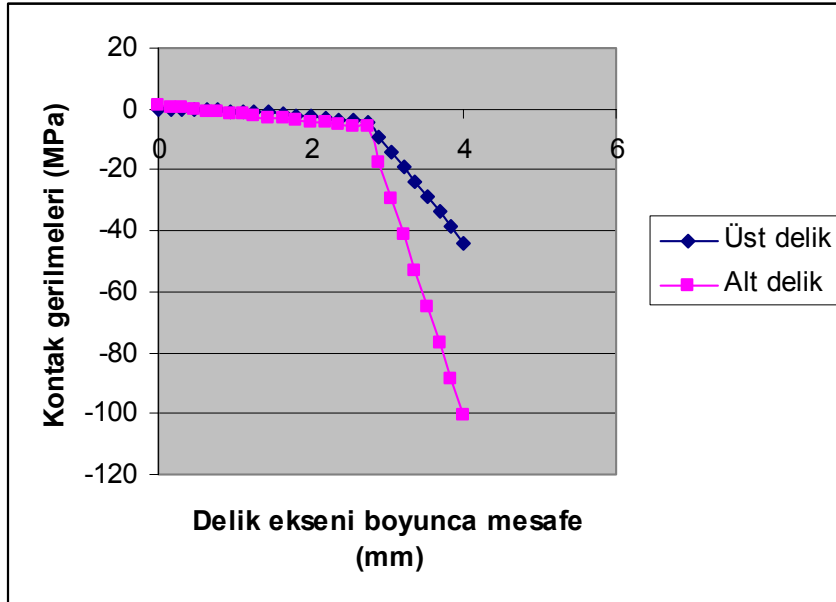


Şekil 4.15 Alt vidanın çıkarılması durumunda gerilme değerleri

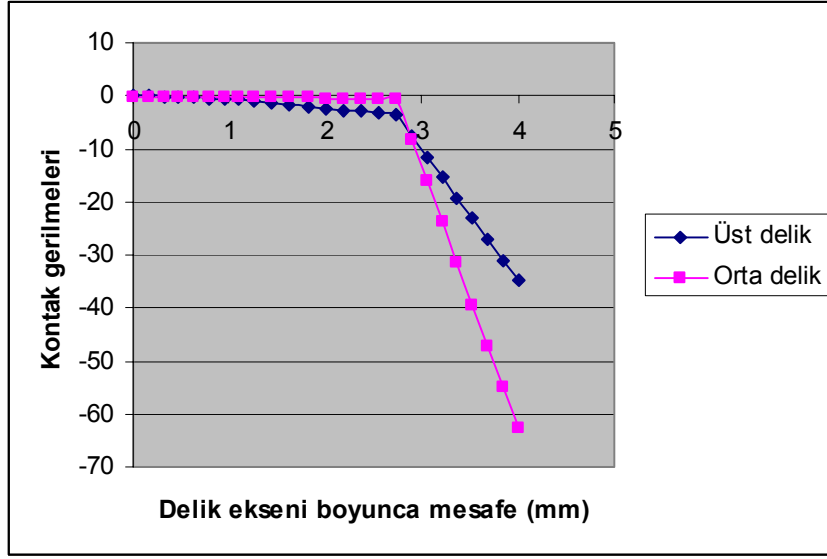
Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 de sırasıyla üst vidanın, orta vidanın ve alt vidanın olmadığı durumda, delik eksenleri boyunca gerilme değerleri görülmektedir.



Şekil 4.16 Üst vidanın çıkarılması durumunda orta ve alt delikteki gerilme değerleri

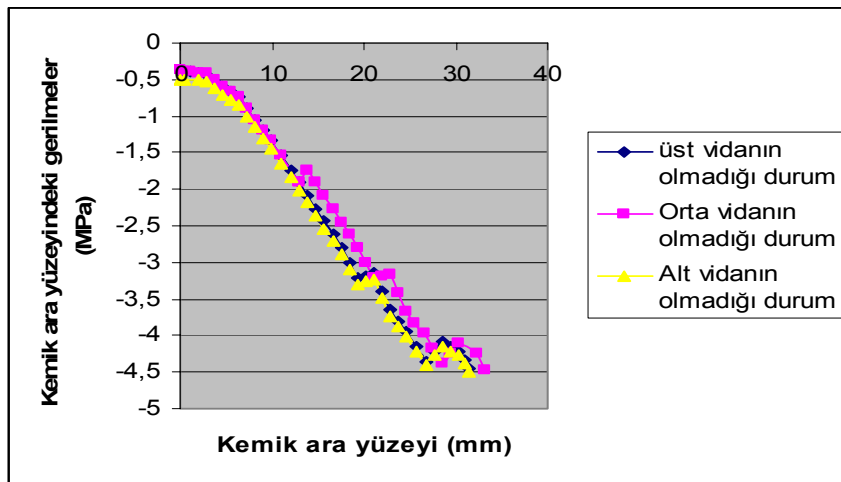


Şekil 4.17 Orta vidanın çıkarılması durumunda üst ve alt delikteki gerilme değerleri



Şekil 4.18 Alt vidanın çıkarılması durumunda üst ve orta delikteki gerilme değerleri

Sonuçlara bakılacak olunursa gerilme değerleri üst delikten alt deliğe doğru artış göstermektedir. Deliklerdeki maksimum gerilme değerleri üst vidanın çıkarılması durumunda gözlenmiştir. Minimum gerilme değeri ise alt vidanın çıkarılması durumunda gözlenmektedir. Bu yüzden tespitleme yapılırken, özellikle üst vidanın sabitlenmesine özen gösterilmelidir.



Şekil 4.19 Vidaların çıkarılması durumunda kırık bölgesindeki gerilmeler

Şekil 4.19 da üst, orta ve alt vidaların çıkarılması durumunda kırık bölgesindeki gerilme değerleri görülmektedir. Grafiğe bakılacak olunursa, kırık bölgesinde maksimum gerilme değerleri alt vidanın olmadığı durumda, minimum gerilme değerleri ise orta vidanın olmadığı durumda gözlenmiştir. Buna göre kırık bölgesi, orta vidanın olmadığı durumda maksimum rijidliğe, alt vidanın olmadığı durumda ise minimum rijidliğe sahip olmaktadır.

## BÖLÜM BEŞ

### SONUÇLAR

Kemik plak sisteminin sonlu eleman modeli ANSYS programında tasarlanmış, gerçek koşullara yakın yükleme ve sınır şartları uygulanarak statik analiz yapılmıştır. İlk olarak kırık başlangıç evresindeki durum incelenmiştir. Daha sonra iyileşme süresince, kemiğin rijidlik kazanmasına bağlı olarak gerilme dağılımlarının değişimi incelenmiş ve sonrasında bacak üzerine gelen yükün(ağırlığın) azaltılarak yüklenmesi durumunda bulunan gerilme değerleri ile karşılaştırma yapılmıştır. Ayrıca kemik-plak sisteminde hasar meydana getirmeyen optimum yük araştırılmıştır. Yüklenen yük önce vücut ağırlığı kadar, daha sonra vücut ağırlığının belirli yüzdeleri alınarak azaltılmış ve kemikte, plakta ve vida meydana gelen gerilmelerin değerleri bulunmuştur. Buna göre aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Elastik davranış gösteren plakta, temel mukavemet denklemleri ile bulunan sonuçların, sonlu eleman yöntemiyle elde edilen sonuçlardan, % 10 daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durum teorik hesaplamalardaki idealleştirilmiş kabullerin gerçek duruma daha yakın olan sonlu eleman modeline tam olarak uygun olmamasından kaynaklandığı görülmüştür. Sonlu elemanlar yöntemi ile bulunan değerler kabul edilebilir gerilme değerleridir.

Kırık sonrası yapılan operasyonla plak takılması sonrasında, tedavinin başlangıç evresinde, bacak üzerine yük uygulanması halinde, plak üzerindeki delikler ile bu deliklere takılmış olan vidaların temas yüzeylerindeki kontak bölgelerde gerilme değerleri oldukça yüksek değerlere ulaşmıştır. Bu gerilmelerin en yüksek değerleri kırık bölgesine en yakın olan alt delikte oluşmuştur. Delik-vida temas bölgelerindeki gerilmelerin plak kalınlığı boyunca dağılımı incelendiğinde ise kalınlık boyunca değişen gerilmelerin en yüksek değerleri plağın kemik yüzeyine temas eden alt yüzeyine doğru arttığı görülmüştür. Bu noktadaki gerilme değeri tedavinin başlangıcında, vücut yükünün tamamının etki ettiği durumda 1300 MPa değerlerine kadar yükselmiştir.



Delik çevresi boyunca yan kısımlarda gerilme değerleri düşük iken alt orta noktaya yaklaşıldığı zaman yüksek bir artış gözlenmekte ve bu noktada gerilme yığılmaları oluşmaktadır. Deliğin alt temas noktasında ise gerilme değeri maksimum olmaktadır. Bu durum vida çapından daha büyük olan plak üzerindeki delik ile vida yüzeyinin farklı eğrilik yarıçaplarına sahip olmalarından kaynaklanan çok dar bir bölgede temasın (noktasal temas) meydana gelmesinden dolayıdır.

Plak deliklerinde meydana gelen kontak gerilmeleri en fazla alt kısımdaki delikte meydana gelirken, kemik üzerindeki gerilmeler ise yine vida-kemik temas bölgesinde ortaya çıkmaktadır. Bu gerilmelerin en büyük değerleri ise orta delik çevresinde olmaktadır.  $\sigma_{\max} = -42MPa$  buradaki en büyük gerilme değeridir.

Kırık bölgesinde % 25 'lik iyileşme olduğunda, bir başka deyişle kırık bölgesindeki kemik doku 18000 MPa lık elastisite modülünün %25 i olan 4500 Mpa lık elastisite modülü değerine ulaştığında, plaktaki gerilmeler emniyetli gerilme değerlerini altında kalmaktadır. Plaktaki eğilmeden kaynaklanan gerilmeler iyileşme süresince çok hızlı bir düşüş gözlenmektedir.

Tedavinin başladığı ilk evrede bacak üzerine vücut ağırlığının % 25 (800N luk vücut ağırlığı için 200 N kadar) bir yükleme yapılması durumunda gerilme değerleri incelendiğinde, plakta oluşan gerilmelerin hasar meydana getirecek değerlere ulaşmadığı, gerilmelerin emniyetli sınırları içinde kaldığı gözlenmiştir. Bu nedenle hastanın iyileşmenin ilk safhasında yürümemesi ve bacağı üzerine her hangi bir yük uygulamaması ve kemik kırık bölgesinde bir miktar callus oluşumunun beklenmesi bir çare olarak düşünülebilecekse de, öte yandan bu durum, kemik ara yüzeyinde yük transferi olmayacağı için kemik yoğunluğunda düşüğe ve kemik iyileşme sürecinin uzamasına sebep olacaktır.

Bu problemi çözümenin en iyi yolu, kırık bölgesi uygun ise plak-vida sistemi olarak dinamik kompresyon plağı kullanılmasıdır. Dinamik kompresyon plakları, kemiğe ön

yükleme olanağı sağladığı için kemik iyileşme süreci hızlanmakta ve yeterli düzeyde ossifikasyon sağlanarak kemik yoğunluğu gerekli düzeye ulaşmaktadır. Plaktaki kontak gerilmeler ve eğilmeden kaynaklanan normal gerilme değerleri hasar oluşturmayacak düzeye indirilmiş olacaktır.

Kırık bölgesi, dinamik kompresyon plağı uygulaması için uygun değilse iyileşmenin başlamasının hemen sonrasında hastanın ayağa kaldırılması gereklidir. Hastanın yürümesi veya ayakta durması sırasında vücut ağırlığının % 25 ini geçmeyecek değerlerde ayağının üzerine yük uygulamasını sağlanmalıdır. Bu sınırlardaki yüklemeler hem hasta ayağındaki iyileştirmeyi sağlarken plak, kemik ve vida üzerinde de herhangi bir bölgede emniyet gerilmelerinin üzerinde gerilme oluşumuna sebep vermeyecektir.

Son olarak, plaktaki vidaların sırasıyla çıkarılarak tam yüklemeye için yapılan analizin sonuçlarına bakacak olursak, deliklerdeki maksimum gerilme değerleri üst vidanın çıkarılması durumunda gözlenmiştir. Minimum gerilme değeri ise alt vidanın çıkarılması durumunda gözlenmektedir. Bu yüzden tespitleme yapılırken, özellikle üst vidanın sabitlenmesine özen gösterilmelidir. Kırık bölgesinde ise maksimum gerilme değerleri alt vidanın olmadığı durumda, minimum gerilme değerleri ise orta vidanın olmadığı durumda gözlenmiştir. Buna göre kemik, orta vidanın olmadığı durumda maksimum rijidliğe, alt vidanın olmadığı durumda ise minimum rijidliğe sahip olmaktadır.

## KAYNAKLAR

- Boeree, N.R., Dove, J., Copper, J.J., Knowles, J., & Hastings, G.W., (1993). *Development of a degradable composite for orthopaedic use: mechanical evaluation of an hydroxyapatite-polyhydroxybutyrate composite material*. *Biomaterials* 14:793-796.
- Borgeaud , M., Cordey , J., Leyvraz P.E, & Perren S. M., (2000). Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora. *Injury, Int. J. Care Injured*, 31 S-C29-36.
- Carter, Dennis R., Vasu, R., Spengler, Dan M., & Dueland, R. T., (1981). Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. *Journal of Biomechanics*, n 1, 63-70.
- Chandrupatla, T.R., & Belengundu, A.D. (1991). *Introduction to Finite Elements in Engineering*. Prentice-Hall.
- Derviş Manizade, M. (1983). *Kemik ve mafsal travmatolojisi (Kırık ve çıkıklar)*, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları, Cilt 1, İstanbul,
- Glimcher, M.J., (1976). Composition, structure, and organization of bone and other mineralized tissues and the mechanism of calcification, *in Handbook of Physiology: Endocrinology*, Greep, R.O and Astwood, E.B., Eds., American Physiological Society, Washington, D.C., 25.
- Katz, J.L., (1980). *The structure and biomechanics of bone*, Symp. Soc. Exp. Biol., 34, 137.
- Keaveny, T.M., & Hayes, W.C (1993). *Mechanical properties of cortical and trabecular bone*, in *Bone*, Hall, B.K., Ed., CRC Pres, Boca Raton, FL, 285.

- Martin, R.B. (1991). Determinants of the mechanical properties of bones appears, *J. Biomech.*, 24 (79)
- McCartney , W., Mac Donald, B.J., & Hashmi M.S.J., (2005). Comparative performance of a flexible fixation implant to a rigid implant in static and repetitive incremental loading. *Journal of Materials Processing Technology*, 169, 476–484.
- Posner, A.S., (1987). Bone mineral and the mineralization process, in Bone and Mineral Research, Vol. 5, Peck, W.A., Ed., *Elsevier Science Publishers*, Amsterdam, 65.
- Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P., (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, *Med. Eng. Phys.*, 20, 92.
- Yuehuei, H. A., & Robert, A. D. (2000). *Mechanical testing of bone and the bone implant interface* (2nd ed.) CRC Pres: London
- Zheng-Ming Huang , Fujihara , K., (2004). Stiffness and strength design of composite bone plates. *Composites Science and Technology* 65, 73–85.