

**T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ  
ANABİLİM DALI**

**BİLGİSAYAR ORTAMINDA OLUŞTURULAN TİBİA DİAFİZ  
MODELİNDE TRANSVERS KIRIĞIN PLAK, VİDA  
MODELLERİ İLE TESPİTİNDE KEMİK, PLAK, VİDA  
ÜZERİNDEKİ GERİLME SONUÇLARININ SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ KULLANILARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ (BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dr. Ahmet Emre BAYRAMOĞLU**

**SAMSUN-2010**

**T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ  
ANABİLİM DALI**

**BİLGİSAYAR ORTAMINDA OLUŞTURULAN TİBİA DİAFİZ  
MODELİNDE TRANSVERS KIRIĞIN PLAK, VİDA  
MODELLERİ İLE TESPİTİNDE KEMİK, PLAK, VİDA  
ÜZERİNDEKİ GERİLME SONUÇLARININ SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ KULLANILARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ (BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dr. Ahmet Emre BAYRAMOĞLU**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Yılmaz TOMAK**

**SAMSUN-2010**

## TEŞEKKÜR

Bilgisayar ortamında oluşturulan tibia diafiz modelindeki tranvers kırığa tespit edilen plak vida modelindeki gerilme değerlerinin biyomekanik analizi konulu tezimde, her türlü desteklerini esirgemeyen , eğitimimizde büyük emeği geçen başta kliniğimiz Anabilim Dalı Başkanı Prof.Dr Birol Gülman’a, tez danışmanı hocam Prof.Dr Yılmaz Tomak’a, Prof.Dr Nedim Karaismailoğlu’na, Prof.Dr. Nevzat Dabak’a, Doç.Dr Ahmet Pişkin’e ve bizlerde iz bırakan Yrd.Doç.Dr. Murat Erdoğan’a teşekkürlerimi borç bilirim.

Ayrıca tezimin proje aşamasından başlayıp, her aşamasında desteğini esirgemeyen ve ülkemizi yurtdışında başarıyla temsil eden sevgili ağabeyim Makine Mühendisi Bülent Acar’a da yardımlarından dolayı teşekkür ederim. Tezimin düzenleme ve basım aşamasında yardımlarını esirgemeyen Fuat Yüksel’e, Kenan Derinkök’e, Barış Derinkök’e ve Ahmet Akbolat’a emeklerinden dolayı teşekkür ederim.

Ayrıca bu günlere gelmemde büyük emekleri olan maddi manevi her konuda yardımlarını esirgemeyen her an desteklerini hissettiğim ailemede teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                      |     |
|----------------------------------------------------------------------|-----|
| TEŞEKKÜR                                                             | I   |
| İÇİNDEKİLER                                                          | II  |
| ŞEKİLLER                                                             | IV  |
| TABLolar                                                             | VI  |
| ÖZET                                                                 | VII |
| ABSTRACT                                                             | IX  |
| 3.GİRİŞ                                                              | 1   |
| 3.A) Tarihçe                                                         | 1   |
| 3.B) Anatomi                                                         | 2   |
| Bacağın dolaşımı                                                     | 8   |
| 3.C) Biyomekanik nedir?                                              | 12  |
| C.1) Biyomekaniğin tarihçesi                                         | 12  |
| C.2) Biyomekaniğin önemi                                             | 13  |
| C.3) Kemiğin yapısı                                                  | 13  |
| C.4) Kemiğin işlevi ve biyomekanik özelliği                          | 14  |
| C.5) Kırık iyileşmesinin biyomekaniği                                | 16  |
| C..6) Plakla tespitin biyomekaniği                                   | 17  |
| C.7) Ortopedide kullanılan implantlar ve biyomekanik karşılaştırması | 18  |
| C.8) İmplant malzemelerine karşı gelişen biyolojik yanıt             | 21  |
| C.9) Biyouyumluluk nedir?                                            | 21  |
| a) Vida biyouyumluluğu                                               | 22  |
| b) Plak biyouyumluluğu                                               | 23  |
| C.10)Osteointegrasyon nedir?                                         | 23  |
| C.11)Elastisite modulu nedir?                                        | 26  |
| C.12)Poisson oranı nedir?                                            | 29  |

|                                                                 |    |
|-----------------------------------------------------------------|----|
| C.13) Biyomekanik çalışmalarda bilinmesi gereken temel bilgiler | 29 |
| a) Kütle                                                        | 29 |
| b) Kuvvet                                                       | 29 |
| c) Moment                                                       | 30 |
| d) Gerinme                                                      | 30 |
| e) Gerilme                                                      | 30 |
| f) Gerilme tipleri                                              | 31 |
| g) Von Mises...gerilmesi                                        | 31 |
| h) Gerilme analizinde kullanılan metodlar                       | 32 |
| C.14) Sonlu elemanlar yöntemi                                   | 33 |
| a) Sonlu elemanlar yönteminde modelin oluşumu                   | 34 |
| b) Sonlu elemanlar yönteminde modelin parçalara bölünmesi       | 35 |
| c) Matematiksel modelleme nedir?                                | 36 |
| d) Sonlu elemanlar yönteminin avantajları                       | 37 |
| e) Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları                    | 37 |
| f) Sonlu elemanlar yönteminin kullanım alanları                 | 37 |
| g) Sonlu elemanlar yönteminde karşılaşılan zorluklar            | 38 |
| g) Sonlu elemanlar yöntemi modellerine örnekler                 | 38 |
| h) Bilgisayar ortamında simülasyon                              | 45 |
| 4). MATERYAL VE METOD                                           | 46 |
| 5) .BULGULAR                                                    | 55 |
| 6). TARTIŞMA                                                    | 73 |
| 7). SONUÇ                                                       | 76 |
| 8). KAYNAKLAR                                                   | 78 |

## ŞEKİL LİSTESİ

|                                                                                                 |       |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| <b>Şekil- 1.</b> Sağ tibia ve fibulanın önden görünüşü                                          | 4     |
| <b>Şekil- 2.</b> Sağ tibia ve fibulanın arkadan görünüşü                                        | 5     |
| <b>Şekil- 3.</b> Sağ tibia ve fibulanın bağları ile birlikte önden görünüşü                     | 6     |
| <b>Şekil- 4.</b> Sağ tibia ve fibulanın proksimal uçlarının üstten görünüşü                     | 7     |
| <b>Şekil- 5</b> Sağ tibia ve fibulanın cisim kesitinin görünüşü                                 | 7     |
| <b>Şekil- 6.</b> Sağ tibia ve fibulanın distal uçlarının alttan görünüşü                        | 8     |
| <b>Şekil- 7.</b> Sağ bacağın yüzeysel tabakasının arkadan görünüşü                              | 10    |
| <b>Şekil- 8.</b> Sağ bacağın derin tabakasının arkadan görünüşü                                 | 10    |
| <b>Şekil- 9.</b> Sağ bacağın yüzeysel tabakasının önden görünüşü                                | 11    |
| <b>Şekil- 10.</b> Sağ bacağın derin tabakasının önden görünüşü                                  | 12    |
| <b>Şekil- 11.</b> Sağ bacağın yüzeysel tabakasının dış yandan görünüşü                          | 12    |
| <b>Şekil- 12.</b> Bacağın orta 1/3 bölümünden geçen enine kesiti                                | 13    |
| <b>Şekil- 13.</b> Kuvvet ve deformasyon ilişkisi                                                | 27    |
| <b>Şekil- 14.</b> Stres-strain ilişkisi                                                         | 28    |
| <b>Şekil- 15</b> Diz protezinin sonlu elemanlar modeliyle gösterimi                             | 39    |
| <b>Şekil- 16A-Şekil 16B</b> Diz protezinin lateralinden sonlu elemanlar. yöntemiyle Modellemesi | 39-40 |
| <b>Şekil- 17A-Şekil17B</b> Diz protezinin medialden sonlu elemanlar yöntemiyle Modellemesi      | 40-41 |
| <b>Şekil- 18.A-Şekil18B.</b> Dış implantının sonlu elemanlar yöntemiyle modellemesi             | 41-42 |
| <b>Şekil- 19.A-B</b> Sonlu elemanlar yöntemiyle inşaat mühendisliğinde modelleme örnekleri      | 42-43 |
| <b>Şekil- 20.</b> Merdivenin sonlu elemanlar yöntemiyle modelleme örnekleri                     | 43    |
| <b>Şekil- 21.22.</b> Literatür örneğindeki kemik, plak vida modeli                              | 44    |
| <b>Şekil- 23.</b> Çalışmada oluşturulan kemik modeli                                            | 47    |
| <b>Şekil- 24.</b> Yapılan biyomekanik çalışmadaki sınır şartın uygulandığı                      |       |

|                                                                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| kemik,plak,vida modeli                                                                                              | 47 |
| <b>Şekil- 25.</b> Kemik üzerinde vidaların çıktığı medial korteksin modellemesi                                     | 48 |
| <b>Şekil- 26.</b> Kemiğin lateral korteksten ,plak modelinin matematik modellemesi<br>(örgülü hale getirme)         | 48 |
| <b>Şekil- 27.</b> Kemik,plak ve vidanın kırık hattından oblik modellemesi                                           | 49 |
| <b>Şekil- 28.</b> Plağın uygulandığı lateral korteksin plak kaldırıldıktan sonraki modellemesi                      | 49 |
| <b>Şekil- 29.</b> Ön yük uygulanan vidaların modellemesi                                                            | 50 |
| <b>Şekil- 30.</b> Plağın modellemesi                                                                                | 50 |
| <b>Şekil- 31.</b> Farklı vida ön yükünde plağın ön yüzünde oluşan gerilme değerleri                                 | 55 |
| <b>Şekil- 32.</b> Farklı vida ön yükünde plağın arka yüzünde(plak ve kemik arasında oluşan)<br>gerilme değerleri    | 56 |
| <b>Şekil- 33.</b> Farklı vida ön yükünde vidalar üzerinde oluşan gerilme değerleri                                  | 56 |
| <b>Şekil34.</b> Farklı vida ön yüklerinde kemiğin lateral korteksi üzerinde oluşan<br>gerilme değerleri             | 57 |
| <b>Şekil- 35.</b> Farklı vida ön yüklerinde kemiğin medial korteksindeki(Vida çıkış yerindeki<br>gerilme değerleri) | 57 |
| <b>Şekil- 36.</b> Farklı vida ön yüklerinde kemik plak temasının gösterilmesi                                       | 59 |
| <b>Şekil- 37.</b> Farklı vida ön yüklerinde kırık hattındaki aksiyel kesitte basınç yükünün<br>Görülmesi            | 59 |
| <b>Şekil- 38.</b> Farklı vida ön yüklerinde kırık uçları arasındaki temasın gösterilmesi                            | 59 |
| <b>Şekil- 39a.</b> Plaktakideformasyonun100ilegenişletilmiş gösterilmesi                                            | 60 |
| <b>Şekil- 39.b</b> Farklı vida ön yüklerine bağlı plaktaki deformasyonun gösterimi                                  | 60 |
| <b>Şekil- 39.c</b> Plaktaki deformasyonun gösterimi                                                                 | 61 |
| <b>Şekil- 39.d</b> Plaktaki deformasyonun gösterimi                                                                 | 61 |
| <b>Şekil- 40.</b> Kemiğin ve plağın taşıdığı yükün sayısal gösterimi                                                | 62 |
| <b>Şekil- 41.</b> Sabit vida ön yükünde plağın ön yüzünde kemiğe göre 20° soğuk ortamdaki<br>gerilme değerleri      | 63 |

|                                                                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil- 42.</b> Sabit vida ön yükünde plağın arka yüzünde (kemik ve plak arasında) kemiğe göre 20° soğuk ortamdaki gerilme değerleri       | 64 |
| <b>Şekil- 43.</b> Sabit vida ön yükünde vida üzerinde oluşan gerilme değerleri (vidanın kemiğe göre 20° soğuk ortamdaki)                     | 65 |
| <b>Şekil- 44.</b> Sabit vida ön yükünde kemiğin lateral korteksinde (plağın kemiğe göre 20° soğuk ortamdaki) gerilme değerleri               | 66 |
| <b>Şekil- 45.</b> Sabit vida ön yükünde kemik medialinde(vidaların çıktığı korteks) plağın kemiğe göre 20° soğuk ortamdaki gerilme değerleri | 67 |
| <b>Şekil- 46.</b> Sabit vida ön yükünde plağın kemikten 20°soğuk olduğu kemik plak modeli                                                    | 68 |
| <b>Şekil- 47.</b> Sabit vida ön yükünde plağın kemikten 20°sıcak olduğu kemik plak modeli                                                    | 68 |
| <b>Şekil- 48.</b> Sabit vida ön yükünde plağın ön yüzündeki (plağın kemiğe göre 20° sıcak ortamdaki) gerilme değerleri                       | 69 |
| <b>Şekil- 49.</b> Sabit vida ön yükünde plağın arka yüzünde(kemik ve plak arasında) kemiğe göre 20° sıcak ortamdaki gerilme değerleri        | 70 |
| <b>Şekil- 50.</b> Sabit vida ön yükünde vida üzerinde (vidanın kemiğe göre 20° sıcak ortamdaki) gerilme değerleri                            | 71 |
| <b>Şekil- 51.</b> Sabit vida ön yükünde kemiğin lateral korteksinde (plağın kemiğe göre 20° sıcak ortamdaki) gerilme değerleri               | 72 |

## **TABLÖLAR**

|                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>TABLÖ 1:</b> Kortikal kemik ve bazı biomalzemelerin elastik modulleri | 28 |
| <b>TABLÖ 2:</b> Kortikal kemik ve bazı biomalzemelerin çekme dayanımları | 28 |
| <b>TABLÖ 3:</b> Kemiklerin elastik modulleri                             | 28 |
| <b>TABLÖ 4:</b> Gerilme kuvvetleri                                       | 33 |
| <b>TABLÖ 5:</b> Maddelerin ısı kapasiteleri                              | 53 |

## ÖZET

Ortopedinin sık karşılaştığı kırıklar arasında tibia kırıkları önemli yer tutmaktadır. İnsan vücudunda görülen tüm kırıkların %15i tibia kırıklarıdır. Bu kadar sık karşılaştığımız bu kırıkların tedavisi son derece önemlidir. Tedavi benzer patolojiler gibi konservatif ve cerrahi olabilmektedir.

### Amaç:

Tibia diafiz bölgesi kırıklarının tedavi seçenekleri arasında cerrahi tedavi yöntemleri de yer almaktadır. Cerrahi tedavi yöntemleri arasında plak vida osteosentezde yer almaktadır. Bu çalışmamızda önce bilgisayar ortamında tibia diafiz modeli oluşturduktan sonra model üzerinde transvers bir kırık oluşturduktan sonra, kırığı plak ve vida modelleri ile tespit edip kemik, plak ve vida üzerindeki gerilme analizlerini (biyomekanik analizlerini) sonlu elemanlar yöntemi kullanarak bilgisayar programı yardımıyla değerlendirdik. Bu yöntem başarılı olursa fiksasyon materyali olarak plak vida tercih edildiği zaman cerrahi öncesinde(hasta üzerinde hiçbir işlem uygulamadan sadece bilgisayar ortamında) hasta için en uygun (yaşına, kilosuna ve yaşam tarzına) implant, hastaya ve kullanılacak implanta ait özellikler bilgisayara girilmek koşuluyla seçimi mümkün olacak hipoteziyle çalışma hazırlanmıştır.. Ayrıca kullanmaya karar verdiğimiz implantın ani ısı değişimlerine ne tür tepkiler verdiği bu ısı farklarında plak vidalar üzerindeki gerilme değerlerinin nasıl değiştiğini saptamakta bu çalışmanın amaçları arasındadır. Bunun yanında günümüzde özellikle batı dünyasında ortopedik cerrahi içinde kendine kabul ettiren ve önümüzdeki dönemlerde önemi daha da artacak olan biyomekanik konusunda uzman bir mühendisle multidisipliner çalışmanın önemine de vurgu yapılmaya çalışıldı.

### Gereç

Yapılan bu biyomekanik çalışmada öncelikle kemik model oluşturuldu. İnsan tibiasıyla aynı boyutlarda yapay kemiğin diafiz bölgesini 1cm düzenli aralıklarla transvers olarak parçalara ayırdıktan ortaya çıkan bu kesitler kemiğin önden ve yandan görünümüleriyle bilgisayar ortamında birleştirilerek üç korteksi olan tubuler kemik model oluşturuldu. Oluşturduğumuz model üzerinde plağımızı(8 delikli) ve vidalarımızı(8 adet kortikal) tibianın lateral korteksi üzerine oturacak şekilde yerleştirdik. Plağımızın tam ortasından transvers bir kırık oluşturduktan sonra kemik, plak ve vidadan oluşan tüm modeli matematik model(örülü) haline getirdik. Plak ve vidalara etkiyen kuvveti de ortalama insan ağırlığı olan 80kg kabul ettik. Yapılan bu biyomekanik analiz çalışmasında

bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemini kullandık. Bu konuda model oluşumunda ve analiz aşamalarında biyomekanik konusunda uzman bir mühendisten destek alındı. Kemik, plak ve vidaya ait tüm veriler bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi programıyla bilgisayara girilerek gerçeğe yakın analiz değerleri elde edildi.

### **Bulgular:**

Yapılan bu biyomekanik çalışmada yapılan analiz sonucunda Tibia diafiz bölgesindeki transvers kırıklara yapılan plak vida osteosentezde kırık hattına en yakın (proksimalde ve distaldeki) 2.delikte ve vida üzerindeki gerilme değerleri en fazla olduğu bulundu. Ayrıca fiksasyon sırasında plak üzerindeki vidaya gereğinden fazla kuvvet uygulayarak sıkma yapıldığı zaman vida çıkış noktasındaki gerilme değerinin ve plaktaki deformasyonun artmış olduğunu bulduk. Isı farklarını değerlendirdiğimiz zamanda soğuk ortamdaki plak ve vidalardaki gerilme değerlerinin normal ve sıcak ortamdaki gerilme değerlerine göre yüksek olduğunun farkına vardık. Elde edilen veriler ışığında;

### **Sonuçlar:**

1)Günümüzde bilimsel çalışmalardaki amaç (tıp, mühendislik,vs.)insan kullanımına sunulan tüm malzemelerin dayanım sınırlarını yukarıya çekmek suretiyle kırılma riskini minimize etmektir.

2)Sonlu elemanlar yöntemi biyomekanik alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

3)Sonlu elemanlar yöntemiyle hastaya kullanılabilecek en uygun plak vida belirlenebilir. Bu yöntemle hastaya plak vida uygulanmadan önce plak,vida ve kemik üzerindeki gerilme değerlerini bulmamızı sağlar.

4)Ortam ısısı fiksasyonda kullanılan plak vidalar üzerindeki gerilmeyi etkilemektedir. Örneğin plak vida osteosentez yapılan bir hasta sıcak ortamdan soğuk ortama geçtiğinde plak vidalardaki gerilme kuvvetinde artış meydana gelmektedir. Buna bağlı plak vida kırılmaları soğuk ortamda daha fazla olabilmektedir.

5)Fiksasyonda kullanılan çelik ve titanyum plaklar mobilizasyon sonrası toplam yükün yaklaşık%15 ini taşımaktadırlar.Kalan %85 yük kemik üzerinden taşınmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Tibia diafiz fraktürü, sonlu elemanlar yöntemi,biyomekanik analiz,plak vida osteosentez.

## **ABSTRACT**

The fractures in tibia, which are responsible for the 15% of the whole fractures, are one of the most critical issues amongst the other fractures in the orthopedy. Therefore, the treatment of these fractures play an important role. Like similar pathologies, the treatment can be conservative or surgical. Plate-screw fixations are the methods amongst the surgical treatment options. In this study, we performed stress analysis for a 4.5mm-DCP-plate and screws by means of finite element method. A senior finite element analyst supported me to run and postprocess the biomechanic analysis. We also examined the stress fluctuations as a result of thermal effects and compared these results with non-thermal results. The main outcomes of these studies are as follows;

1-) The main target of today's scientific studies (medical science and engineering) is to reduce the probability of fractures by increasing the strength of materials.

2-) Finite element method is widely used in biomechanics

3-) The most suitable plate-screw combination for a patient can be determined by performing finite element analysis. This enabled us to investigate the stress values in plate, screws and bone.

4-) The environmental temperature has a great impact on the stress values. For example, if a patient suddenly exposes to a colder environment, then the stresses in screw increase, meaning that the failure probability of the screws will also increase.

5-) The steel/titanium plates used in the fixation carries the 85 % of the total load.

**Keywords:** Tibia Fracture, Finite Element Methods, Biomechanics, Plate Screw Osteosynthesis

### 3) GİRİŞ:

Tibia cisim kırığı, en sık görülen uzun kemik kırığı olmasına rağmen tedavi prensiplerinde, Ortopedi ve Travmatoloji uzmanları hiçbir zaman fikir birliğine varamamışlardır. Bu kırıkların tedavisinde alçı veya fonksiyonel breysler gibi konservatif yaklaşımlarla, plak, vida osteosentez ve intramedüller çivi açık redüksiyon ve internal fiksasyon tekniklerinden, eksternal fiksasyon tekniklerine kadar çeşitli cerrahi seçenekler de söz konusudur. Tedaviyi planlayan cerrah, bu tekniklerin hepsini uygulayabilecek tecrübeye sahip olmalıdır. Tedavi yöntemi; kırığın yapısı, ekstremiteye uygulanan enerji miktarı, kemiğin mekanik özellikleri, hastanın genel durumu, yaşı ve en önemlisi de bacağın cilt, cilt altı, kas, nörolojik ve vasküler yapılarından oluşan yumuşak dokularının durumu göz önüne alınarak belirlenmelidir (1, 2, 3). Cerrahi tedavi seçenekleri arasında olan plak vida osteosentez uygun endikasyonda doğru teknikle uygulandığında yüz güldürücü sonuçlar vermektedir. Kullandığımız plaklar kırığın şekline bağlı olarak değişik boylarda çelik ve titanyum plaklar olabilmektedir.

Bu biyomekanik çalışmada, tibia diafiz kırıklarında plak vida osteosentez düşünülen olgularda preoperatif bilgisayar ortamında oluşturulan kemik, plak, vida modelinde kemik üzerinde transvers bir kırık oluşturulup, birçok analiz yöntemi arasından sonlu elemanlar yöntemi programı kullanılarak yapılan hesaplamalar sonucunda hasta için kullanılacak en uygun implantın (yaş, kilo ve yaşam tarzına uygun olacak şekilde) cerrahi öncesi belirlenebileceği hipotezine dayanılarak yapılmıştır. Ayrıca çalışmamızda fiksasyon materyali olan plak vidamızın ani ısı değişimleri karşısındaki gerilme değerlerindeki değişimlere bağlı tepkisini görmeyi amaçladık.

## GENEL BİLGİLER

### 3.A) Tarihçe

Tibia cisim kırıklarını takiben elde edilecek sonuç konusunda, son 60 yılda oldukça fazla ilerleme kaydedilmiştir. Speed'in 1928'de yayınlanan "Textbook of Fracture's and Dislocations" adlı kitabında 54 tibia kırıklı hastanın sonuçları yayınlamış tedavideki başarının düşüklüğünden bahsetmiştir (4.,5.).

1938'de yayınlanan Wilson'un Textbook'unda, o zamanlar çok kullanılan iskelet traksiyonu ile tibia'da %20 kaynamama oranı bildirilmektedir. Johner ise 1983'de

yayınlanan makalesinde, 291 hastanın sadece % 9'unda geç iyileşme ve 3 vakada kaynamama rapor etmiştir (5.,6).

Yüzyılın başında tibia kırıkları konservatif olarak tedavi edilirken, 1940-50' lerde cerrahi tedavinin ağırlık kazandığı, daha sonra ise tekrar konservatif tedaviye dönüş izlendiği; fakat henüz ideal tedavinin bulunamadığı, yeni arayış içinde günümüzde "İntramedüller Çivileme" ile cerrahi tedavinin ağırlık kazandığı izlenmektedir (7.).

İnternal fiksasyon metodlarının gelişmesi ile ilk önceleri kabul edilen tam anatomik redüksiyon ve rijit fiksasyon görüşünün yerini, yavaş yavaş "Biyolojik Fiksasyon" almaktadır (7.,8.,9.).

Eksternal fiksatörler, açık kırık tedavisinde uzun yıllardır ilk tercih edilen tedavi yöntemi olmuşlardır. G.A. İlizarov'un geliştirdiği "Distraksiyon Histogenezi Yöntemi ve Eksternal Fiksator" en güç kırıkları, kaynama problemlerini ve deformiteleri başarıyla tedavi edebilmektedir (10.,11.).

İntramedüller çivileme, kırık tedavisinde yüzyılın en büyük gelişmesidir. Kırık tedavisinde intramedüller çivileme yöntemlerinin daha iyi tanınması ve sonuçlarının alınmasıyla, diğer tedavi yöntemlerinin kullanımı sınırlanmıştır. Tibia cisim kırıklarının tedavisinde yeni arayışların sürdüğü günümüzde de intramedüller çivileme ile cerrahi tedavinin ağırlık kazandığı izlenmektedir (12.).

### **3.B) Anatomi.**

Tibia, alt ekstremitede femurun altında uzanan, lateralinde fibula ile komşu olan, kruris bölgesinin temel kemiğidir. İnsan vücudunun femurdan sonra en uzun ve en sağlam kemiğidir. Tibia cismi, kesitinde üçgen şeklinde olup uçlarda genişlemektedir. (Şekil-1, 2, 3)

**Tibia üst ucu;** özellikle transvers ekseninde genişlemiştir. Femur alt ucundan aktarılan vücut ağırlığına bir dayanak oluşturur. İki büyük kütle olarak medial ve lateral kondiller ile tibial tüberositi içerir. Kondiller arkaya doğru uzanır ve cisim üst ucu, posterior yüzeyden arkaya doğru bir miktar taşar. Aralarında interkondiler bölge bulunur (1,3).

**Medial kondil;** daha büyüktür. Ancak lateral kondil kadar dışarı taşmaz. Üstündeki eklem yüzeyi tüm kesitlerde konkavdır. Lateral kenarı yukarı doğru uzanarak konkaviteyi artırır ve medial interkondiler tüberkülü kaplar.

**Lateral kondil;** tibia cisiminden posterolateral bölümde dışarıya taşar ve alt ucunda, fibula üst ucuyla eklemleşen küçük, sirküler bir eklem yüzeyi taşır. Üst ucu

femur lateral kondili için sirküler ve ortası hafifçe çukur bir eklem yüzeyi ile kaplıdır. Eklem kıkırdağının medial kenarı yukarıya doğru uzanarak lateral interkondiler tüberkülü kaplar. Kondilin anterolateralinde, iliotibial bandın yapışma yeri yakınında "Gerdy Tüberkülü" bulunur.

**İnterkondiler bölge;** tibia üst yüzeyinde, iki kondilin eklem yüzeyleri arasında bulunur. En dar bölümü olan ortası yükselerek, interkondiler eminensiyayı oluşturur. Eminensiyanın medial ve lateral bölümleri hafifçe yukarıya uzayarak, medial ve lateral interkondiler tüberkülleri oluşturur. (Şekil 4)

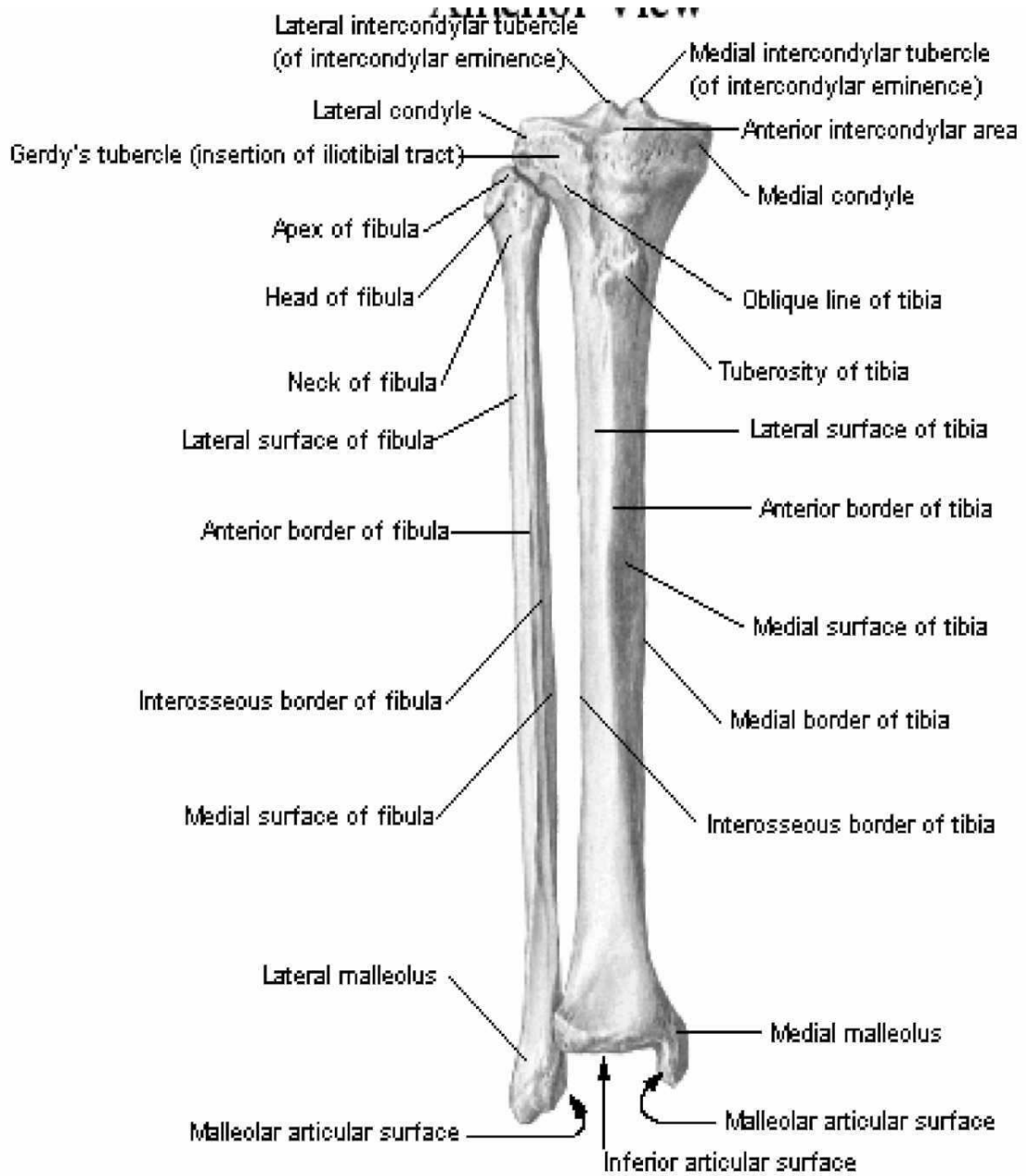
**Tibial tüberosit;** tibia cisminin ön kenarı, üst ucundadır ve iki kondilin ön yüzlerinin birleştiği üçgen bölgesinin ucu kesilmiş tepesidir. Alçak bir çıkıntı olup, alt bölümü ciltten sadece infrapatellar bursa ile ayrılmıştır. Üst bölümüne ise patellar tendon yapışmaktadır.

**Tibia cismi;** kesitinde üçgen olup anterior, interossöz ve medial kenarlarla ayrılan medial, lateral ve posterior yüzeylere sahiptir. Orta ve alt 1/3 birleşme yerinde en ince olup, proksimal ve distale doğru belirgin genişleme göstermektedir. (Şekil-5)

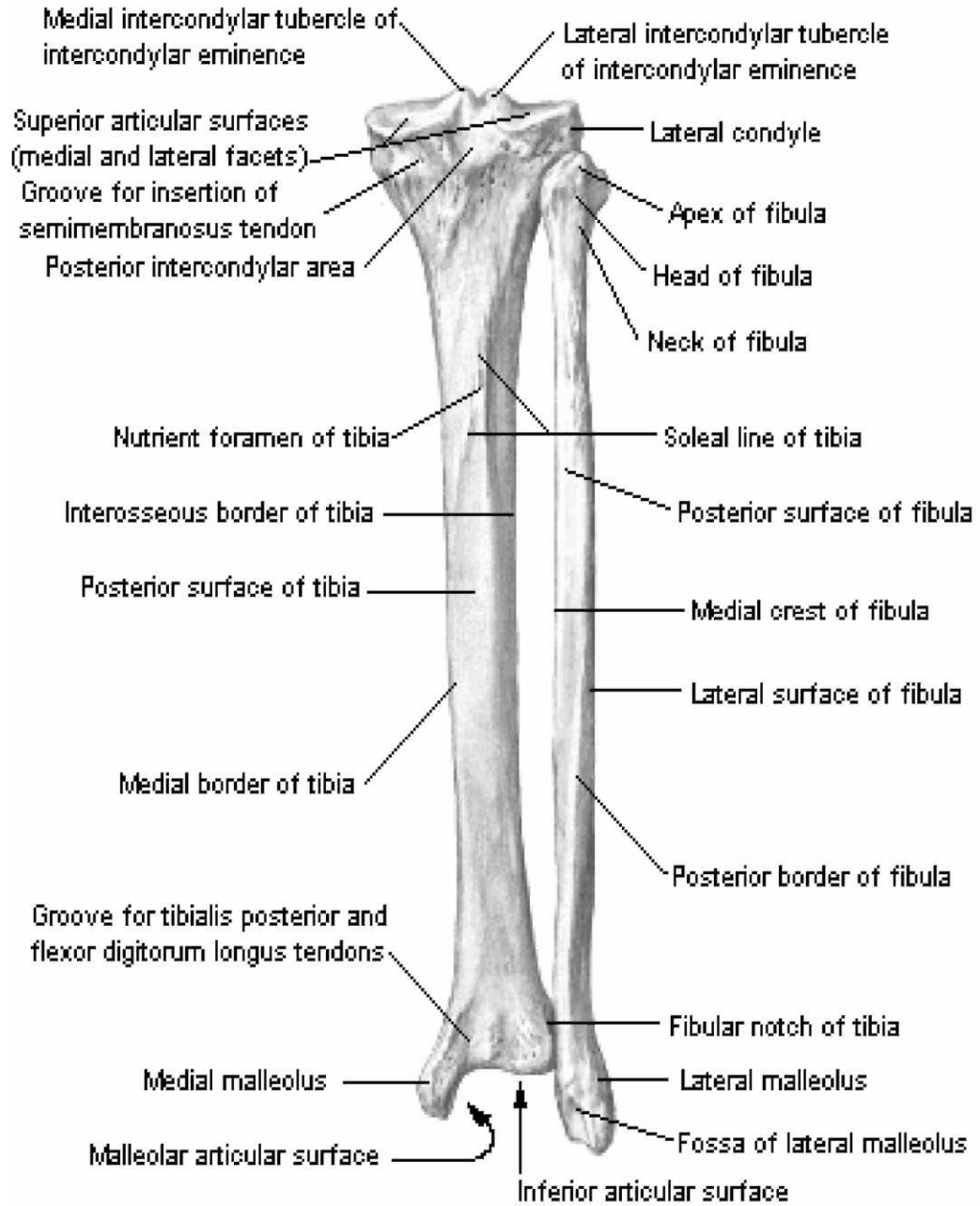
Tibianın anterior kenarı, tibial tüberositten başlar ve medial malleole doğru uzanır. Tüm uzantısı boyunca cilt altında yer alır ve distal 1/4'ü haricinde oldukça belirgindir. İnterossöz kenar, lateral kondilin fibular eklem yüzeyinin distal ve anteriorundan başlar, fibular oluğun anterior kenarına doğru uzanarak, tibia distalinin lateral kenarını oluşturur ve fibula ile tibia arasındaki interossöz membrana yapışma yeri oluşturur. Medial kenar, medial kondildeki çukurun anteriorundan başlar ve medial malleolun arka kenarına doğru uzanır (1,2).

Medial yüzey anterior ile medial kenarlar arasında bulunur. Geniş, düzgün ve hemen hemen tüm seyri boyunca cilt altında palpe edilir. Lateral yüzey, anterior ve interossöz kenarlar arasında olup, geniş ve düzgündür. Posterior yüzey ise interossöz ve medial kenarlar tarafından sınırlanmıştır. Vertikal çizginin devamında vasküler yatak ve nutrisyen foramen bulunur.

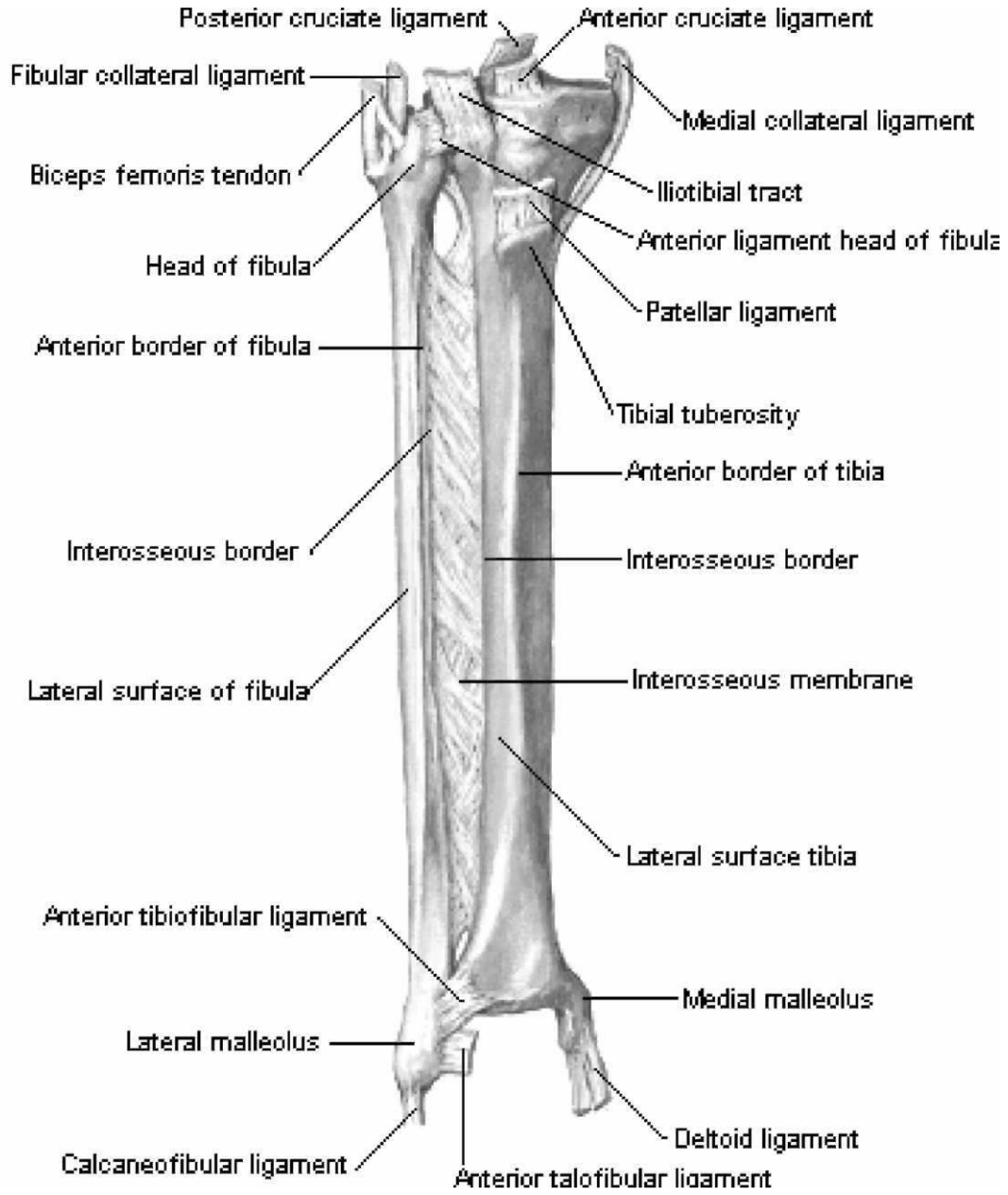
**Tibia alt bölümü;** cisme göre daha geniştir. Mediale ve distale doğru, medial malleolü oluşturur. Anterior, medial, posterior, lateral ve inferior yüzeyleri vardır. Lateral yüzeyi oluşturan üçgen fibular oluk, fibula ile eklemleşir. Anterior ve posterior yüzeyler tendon, damar ve sinirlerle ilişkilidir. Medial yüzey düzgündür ve cilt altındadır. İnférieur yüzey ise talus ile eklemleşir (Şekil-6).



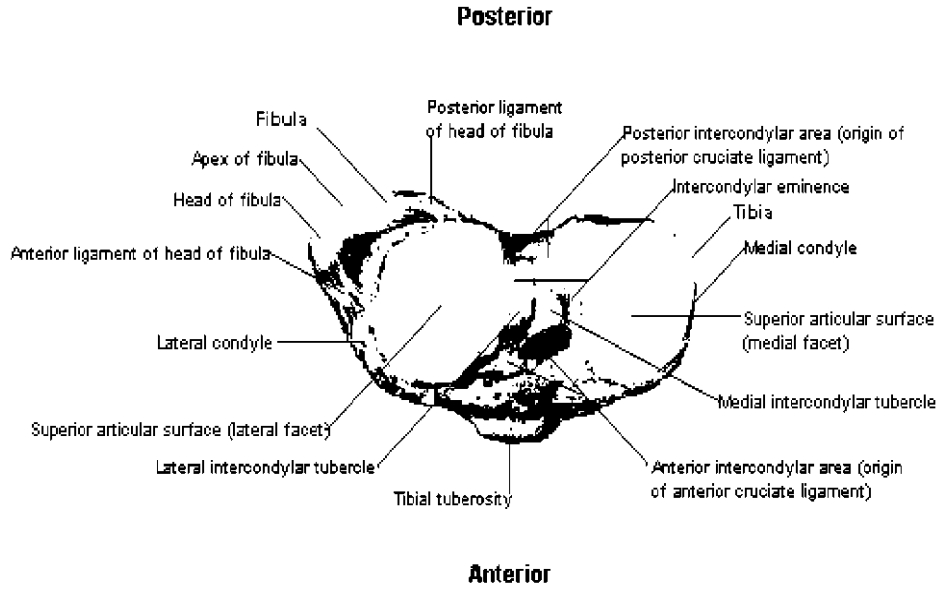
**Şekil.1.:** Sağ tibia ve fibulanın önden görünüşü



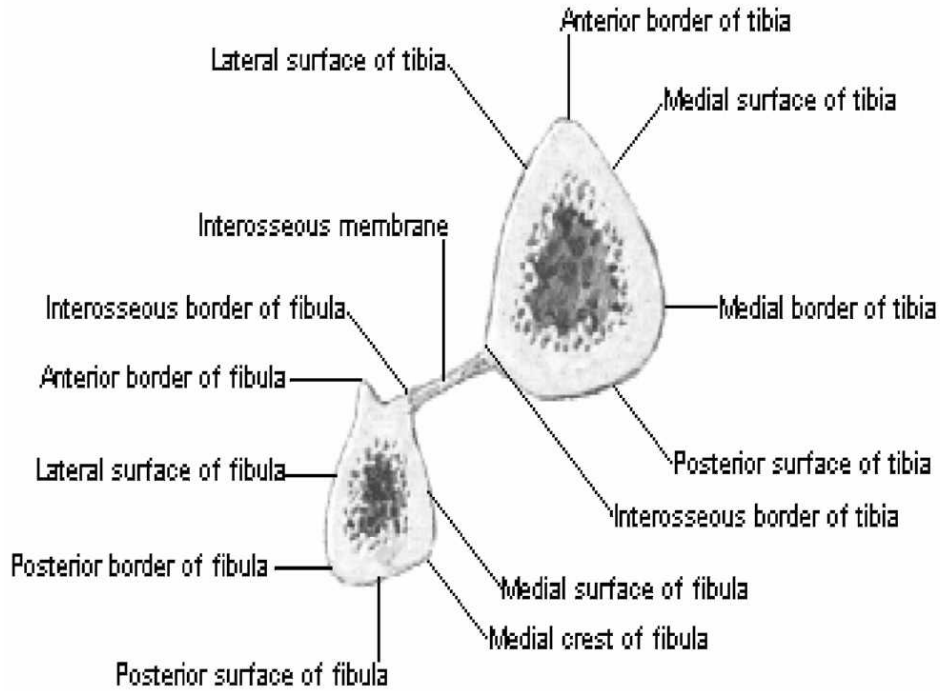
**Şekil.2.:** Sağ tibia ve fibulanın arkadan görünüşü



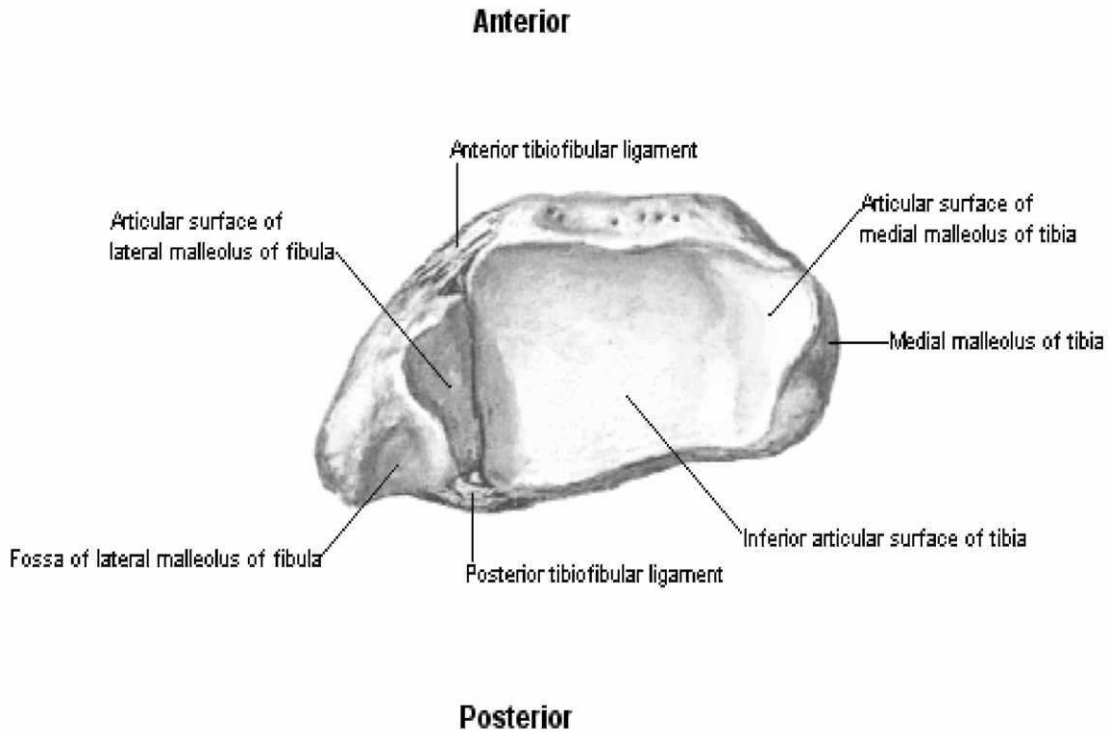
**Şekil.3.:** Sağ tibia ve fibulanın bağları ile birlikte önden görünüşü



**Şekil.4.:** Sağ tibia ve fibulanın proksimal uçlarının üstten görünüşü



**Şekil-5.:** Sağ tibia ve fibulanın cisim kesitinin görünüşü



**Şekil.6.:** Sağ tibia ve fibulanın distal uçlarının alttan görünüşü

### **Bacağın Dolaşımı**

Anterior tibial arter, popliteus alt ucunda popliteal arterden ayrılır. Fibula boynu yanında interossöz membranı deler ve anterior kompartman boyunca, interossöz membran önünden inerek, ayak bileğinde dorsalis pedis olarak devam eder (13).

Posterior tibial arter, popliteal arterin devamı olarak, derin transvers septanın altında ilerler ve medial malleol arkasından ayağa geçer.

Peronal arter ise popliteusun 2,5cm distalinden, posterior tibial arterden ayrılır ve derin posterior kompartman içinde, fleksör hallucis longus arasında iner ( Şekil. 7 ve şekil 8).

Tibianın kanlanması, özellikle kırık kaynaması ve intramedüller çivilemenin ilkeleri açısından önemlidir. Kemiğin kanlanmasını sağlayan damarlar fonksiyonlarına göre, arteriel kanı getiren afferent vasküler sistem ve venöz kanı uzaklaştıran efferent vasküler sistem olarak ayrılır. Bunların arasındaki bağlantı, cismin korteksinde küçük ve rijit kemik kanallarda bulunan, kompakt kemiğin ara vasküler sistemi tarafından sağlanır.

Afferent vasküler sistem, ana nutrisyen arter, metafizer arterler ve periosteal arteriol olarak üç ana bölümden oluşur. Ana nutrisyen arter, cisim korteksinin tümüne ulaşır ve medüller kanalın iki ucunda metafizer arterlerle anastomoz yapar. Periosteal

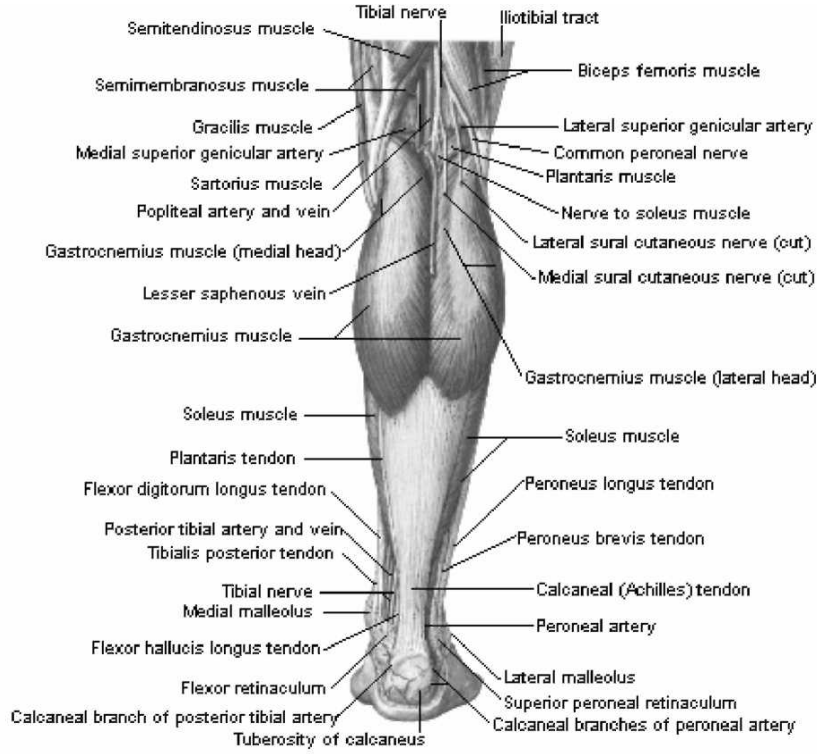
arterioller, kemiğe sadece sağlam fasya yapışma yerlerinden girer ve kemiğin dış 1/3' ünü kanlandırır.

Tibianın nutrisyen arteri, posterior tibial arterin bir dalı olup, soleus kasının orjinine yakın bir noktadan posterolateral korteksten kemiğe girer. Bu arter içerde, üç çıkan ve bir inen dala ayrılır. İnen dal endosteuma küçük dallar verir. Periost, anterior tibial arterden interossöz membran üzerinden ayrılan birçok dal tarafından beslenir. Dolaşımlardan hangisinin tibial kırıklarının iyileşmesinde daha büyük rol oynadığı konusu tartışmalıdır.

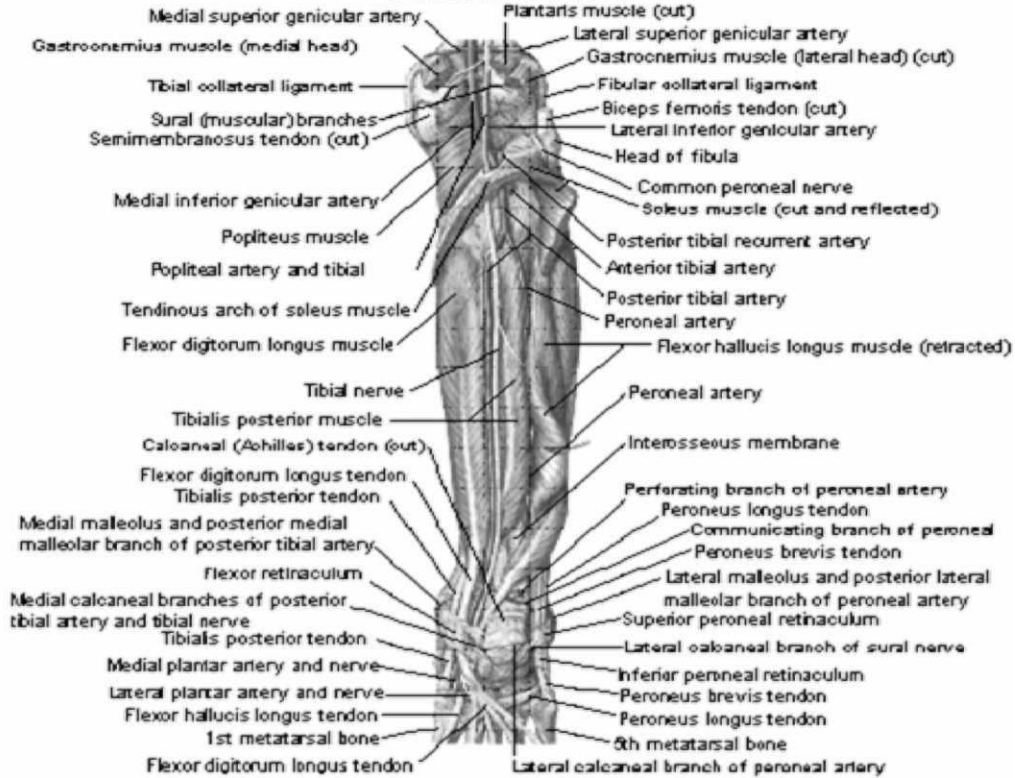
Anterior tibial arter, interossöz membranı deldiği bölgede yaralanmaya yatkındır. Peroneal arter ile dorsalis pedis arasında kollateral damarlar bulunduğu için, anterior tibial arter yaralanmalarında dorsalis pedisin pulsasyonu alınabilir.

Tibia cisim korteksinde normalde kan akımı, medulladan periosta doğrudur. Yumuşak dokulardaki gibi bu akımın da dinlenme ve stimülasyon fazları vardır. Bunların arasındaki fark, kemiğin fonksiyonel kan akımının artma potansiyelini gösterir.

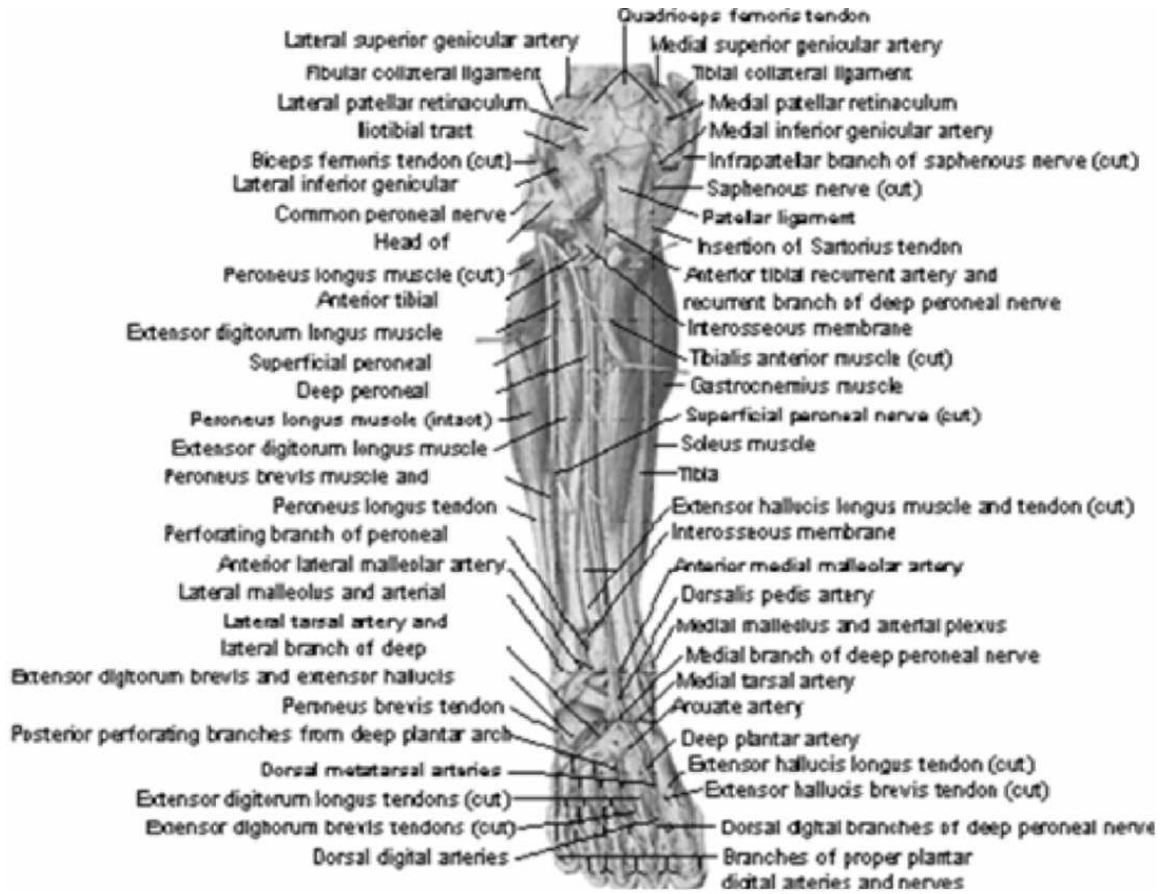
Bacağın beş ana venöz sistemi vardır. Bunlar büyük ve küçük safen venler, posterior ve anterior tibial venler ve peroneal vendir. Büyük safen ven, vücudun en uzun veni olup sıklıkla damar grefti olarak kullanılır. İntramedüller çivilemede, distal kilit vidalarının uygulanması sırasında zedelenebilir. Büyük safen ven femoral vene, küçük safen ven, popliteal vene dökülür.



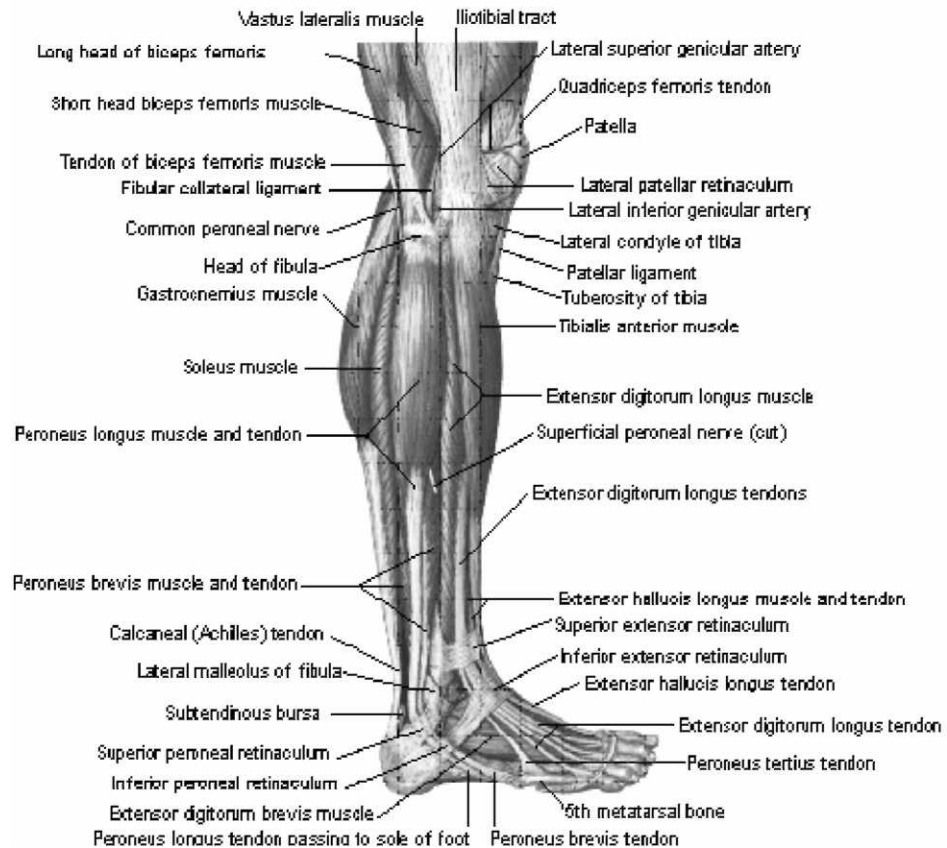
Şekil.7. Sağ bacağın yüzeyel tabakasının arkadan görünüşü



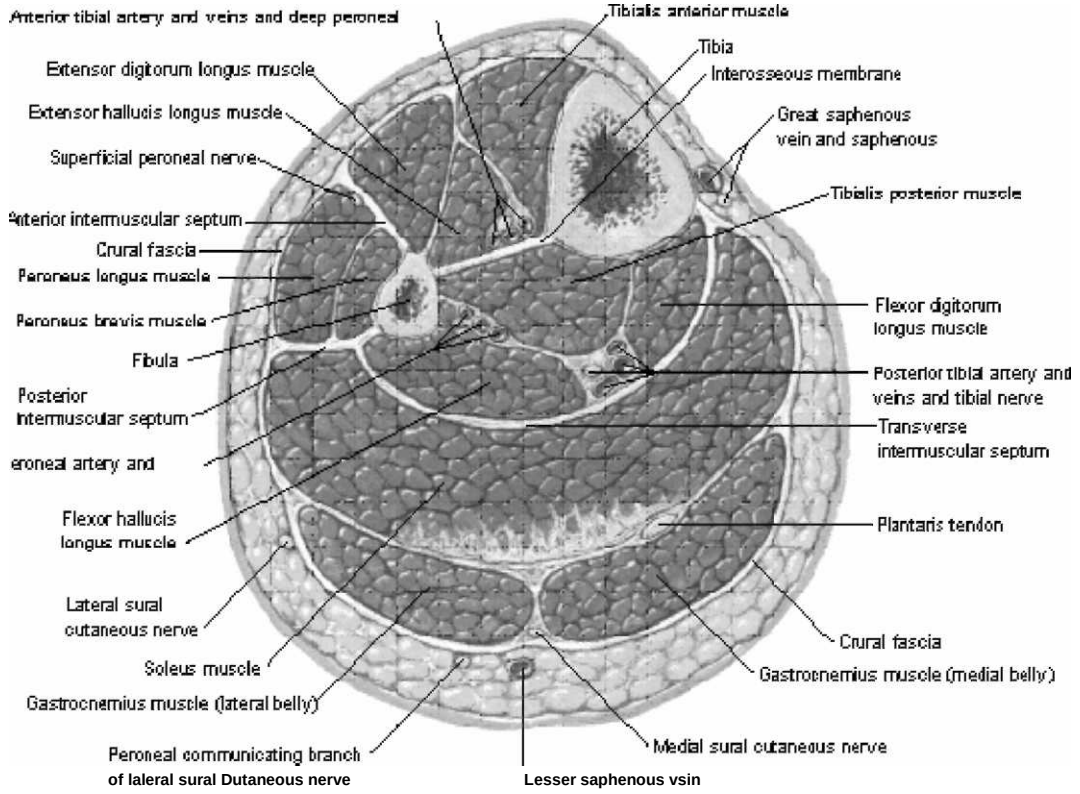
Şekil.8: Sağ bacağın derin tabakasının arkadan görünüşü



Şekil.10. :Sağ bacağın derin tabakasının önden görünüşü



Şekil.11. Sağ bacağın yüzeysel tabakasının dış yandan görünüşü



**Şekil.12: Bacağın orta 1/3 bölümünden geçen enine kesiti**

### 3.C) Biyomekanik Nedir?

Biyomekanik, insan vücudu üzerine etki eden iç ve dış kuvvetler ve bu kuvvetlerin yapmış olduğu etkileri inceleyen disiplinler arası bir bilim dalıdır. Yaşam anlamına gelen biyo ile kuvvetlerin etkisi altındaki fiziksel cisimlerin koşullarını inceleyen mekanik sözcüğünden oluşmuştur. Biyomekanik araştırmalar mekanik ilke ve yaklaşımlar altında fiziksel ve matematiksel metotlar kullanarak, biyolojik yapıları şekilsel olarak tanımlayarak onların yaşamsal süreçte kuvvet etkisi altında durumlarını ve değişimlerini incelemektedir (14.,15).

#### C.1) Biyomekanik Tarihçesi

Biyomekanik konusunda ilk defa M.Ö 4. yüzyılda Aristo hayvan vücudunun hareketlendirilmesinde kasların mekanik işlevini betimlemeye çalışmıştır.M.S 2 yüzyılda Galen kasların kasılmasıyla canlı vücudunun hareketi arasındaki ilişkiyi tarif etmiştir.Leonardo da Vinci Aristo dan yaklaşık 2 bin yıl sonra eklemleri ve bunlara hareket veren kas kuvvetlerini resimlerle,gerçeğe çok yakın canlandırmıştır. Galile ve Santorio'yu takiben William Harvey'in kan dolaşımının deneysel alt yapısını kurması Giovanni Borelli'nin vücut dinamiği, kasların kasılmasının matematik temeli hayvan

hareketlerinin analizinde biyomekanik alandaki gelişmelere örnek olarak verilebilir (16). 18.yüzyılda Ortopedi sözcüğü ilk kez Nicholas Andre tarafından önerilmiş ve iskeletteki şekil bozukluklarının kas kuvvetlerindeki dengesizliklerden kaynaklandığı görüşü dile getirilmiştir(16). 18.yüzyılın biyomekanik tarihi bakımından en önemli adımları Stephen Hales'in ilk kez kan basıncını ölçmesi, Leonard Euler'in hareket yasalarını sürekli ortam için genelleştirilmesi ve damarlardaki darbeleri dalgaları incelemesi sayılabilir (17).19.yüzyılda Thomas Young'ın elastik modüliteyi bulması, Ernst ve Eduard Weber'in insan yürüyüş analizi için yaptığı öncü çalışma ve Herman Von Helmholtz'un fizyoloji, sinir iletim hızı ve kas kasılma ısısı üzerindeki çalışmaları Biyomekanik tarihinin önemli çalışmalarıdır (18).

### **C.2) Biyomekanikğin Önemi**

Biyomekanik çalışmalar, hücre düzeyindeki araştırmalardan, yumuşak ve sert doku mekanik özelliklerine ve giderek ekstremitenin geliştirilmesine uzanan geniş bir alana yayılmıştır. Biyomekanik alanın gelişim süreci içinde normal ve patolojik durumların, kasların işleyişlerinin, biyolojik büyüme ve biçim değişiklikleri gibi birçok fizyolojik olgunun anlaşılmasıyla bu alanda birikimin sağlanması mümkün olmuştur(18). Bu birikim sonucunda organların izlenmesi, organa ait verilerin izlenmesi, patolojilerinin açıklanması, tanıların konulması, tedavilerinin yapılması gibi insan sağlığı alanındaki önemli iyileştirmeler biyomekanik çalışmaların eseridir. Örneğin dizin bağıl hareketlerine ilişkin yuvarlanma eğrilerinin bulunmasıyla, patolojik olan dizlerin eşdeğer hareket veren eklem yüzeyleriyle değiştirilmesi(diz protezi), bu disiplinli biyomekanik çalışmalar sonucunda olmaktadır. Ekstremité kırıklarının matematik olarak tanımlanması ve düzeltilme sürecinin hesapla düzenlenmesi; kırık hattındaki yer değiştirmelerin önceden kestirilerek bunlara ilişkin tedavi cihazlarının tasarımı ve etkin klinik uygulamaları da biyomekanik çalışmaların ürünüdür.

### **C.3) Kemikğin Yapısı**

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; özelleşmiş bir destek dokusudur. Sert olmasına rağmen kemik, gerilmeye göre davranış değiştirebilen dinamik bir dokudur. Yerleşim yeri ve yapısına göre farklı işlevler üstlenen kemikler uzun, kısa, yassı ve düzensiz kemikler olmak üzere dörde ayrılır. Tipik bir uzun kemik diyafiz, metafiz ve epifiz olmak üzere üç bölümde incelenir. Kemikğin ortasında yer alan diyafiz bölgesi korteks denen dış kısmının en kalın olduğu

yerdir. Diyafiz her iki uca doğru genişler ve metafizle devam eder. Metafiz kan dolaşımı ve metabolik işlevi diyafize göre fazladır. Metafiz sonunda da hemen her zaman eklem yüzünü oluşturan epifiz yer almaktadır. Metafiz ve epifiz çocukluk çağında fizis denen kırıldakla birbirinde ayrılır. Kemik periost denen zarla örtülüdür. Bağ dokusu yapısındaki periostun kemiğe yakın yüzü kemik ve kırıldak yapısına imkân sağlayan osteojenik ve kondrojenik özellikte hücreler içerir. Bu nedenle periost, kemik ve kırıldak onarımında önemlidir. Kemiğin korteks ve medullasında sinir dokusu bulunmaz, tüm innervasyon periostta sonlanan sinir uçlarıyla olmaktadır.

Histolojik olarak incelenen kemik dokusu matriks denen hücreler arası madde ile hücrelerden oluşur. Matriks hücrelere göre daha geniş bir alanı kaplar. Kemik matriksi ve organik matriks olarak ikiye ayrılır. Matriksin bu her iki bölümü de kemiğin fiziksel özelliklerinde önem taşır. Kemiğin organik matrisine osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de %38'ini oluşturur; organik matriksin %95'i kollajendir (19.); arta kalan kısmı esas madde yapar. Mineral matriks ise kemik ağırlığının %65'ini oluşturur. Kemik dokusunda bulunan kollajenin neredeyse tamamı tip 1 kollajendir. Kollajen, kemik dokusunun protein içeriğinin %90 dan fazlasını ve kuru kemik ağırlığının 1/3'ünü oluşturmaktadır. Kollajen olmayan proteinler kemik matriksinde %10dan daha az oranda bulunur. Her bir kollajen fibril üçlü heliks yapısı gösteren ve her biri 1000 aminoasitten oluşan 3 polipeptid zincirinden oluşmaktadır. Kemiğin yapısına katılan mineraller ise başta kalsiyum ve fosfor olmak üzere sitrat, karbonat, magnezyum, sodyum, flor ve su girer (20.). Kemik yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere iki tiptir. Hem kortikal hem kansellöz kemikte kollajen lifler paralel dizilmektedir. Kompakt kemiği kaplayan periostta kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblast ve osteoklastlar, kemiğin yeniden şekillenmesinde, rezorpsiyon ve apozisyonunda görev alırlar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya spongioz kemik gözenekli bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre yoğunluğu ve sertliği azdır (21.,22).

#### **C.4) Kemiğin İşlevi ve Biyomekanik Özelliği**

İnsan iskeletinin esas görevi kasların yapışmasına olanak sağlamak ve iç organları koruyarak desteklemektir. Oldukça sert bir madde olan kemiğin içinde inorganik maddelerin yanında canlı hücrelerde görev görürler. Kemik gerçekte mekanik yükler altında kırılmadan esneyebilen kollajen ve hidroksiapatitden oluşan kompozit bir maddedir. Kemiğin mekanik özelliğide mikroskopik ölçekte incelenirse kollajen ve

hidroksiapatit komponentlerin ortaklaşa katkıları görülebilir. Bu durumda herhangi bir kompozit malzemede olduğu gibi kemik yapısında da taşınması gereken toplam yükün hidroksiapatit ve kollajen tarafından ortaklaşa taşındığını düşünülebiliriz. En yaygın biyolojik kompozit malzeme olan kemik yapısı bakımından son derece karmaşıktır ve çok sayıda ayrıntılı yapısal özellikler içerir. Ayrıca insanın yaşam sürecinde de kemik bileşimi, şekli ve yapısında sürekli değişmektedir. Vücudun yük taşıma görevini üstlenen kemik dokusu farklı doğrultularda gelen yüklere farklı mekanik özellikler gösterir. Genel olarak kemiğin uzun aksına paralel gelen yüklenmeyle, dik olarak gelen yüklenmeye gösterdiği mekanik özellikler (dik gelen yüklere karşı olan elastik modulus paralel gelen yüklere karşı olanın 2/3 ü kadardır) kemiğin mekanik davranışının sınırlarını çizer. Bu iki yön dışında kemiğe gelen yükler bu sınırlar içinde kalacak şekilde dirençle karşılaşır. Kemiğin kansellöz ve kortikal kısımlarında maruz kalınan yüklere farklı yanıtlar vermektedir. Bu durum kemik kısımlarının farklı özellikte olmasından kaynaklanmaktadır. Örneğin kemiğin kansellöz bölgesinde gözenekli yapının (porozite)fazlalığı, mineralizasyon miktarının az olması ve mikroskopik düzen, mekanik özelliklerinin temelini oluşturur. Porozite kemik dokusunun belli güçler altında uğradığı şekil değiştirme miktarı, sıklık ve dayanıklılığının temel belirleyicilerindendir. Porozitesi fazla olan kansellöz kemiğin sertlik ve dayanıklılığının az olduğu söylenebilir. Porozitesinin az mineralizasyonunun fazla olması kortikal kemiğinde yoğunluğunun artmasını sağlayarak daha sert ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Porozite açısından oldukça kararlı denge özelliği taşıyan kortikal kemikte gerilme kuvvetine karşı dayanıklılığın temelini ise **kollajen liflerin dizilimi** oluşturmaktadır.

Kemik viskoelastik bir maddedir. Bu nedenle daha hızlı yüklenme karşısında daha fazla enerji depolar, daha sert ve güçlü duruma gelir. Kemiğin kortikal kısmı spongioz kısmına oranla daha serttir, bundan dolayı daha fazla yüke karşı koymasına rağmen deforme olabilme yeteneği daha azdır. Örneğin kortikal bir kemiğin kırılması için orijinal uzunluğunun %2 sini aşması yeterliyken spongioz kemiğin kırılması için bu oran %7dir.(23.)

Bir kemiğin kırığa direnme yeteneği (kemiğin gücü), kemiğin miktarına, (kütle), kemik kütesinin uzaysal dağılımına(şekil ve mikromimari), ve kemiği oluşturan materyalin intrinsik özelliklerine bağlıdır. Ayrıca kemiğin mineralizasyonunda daha önce vurgulandığı gibi kemiğin biyomekaniğini etkilemektedir. Özellikle kortikal kemikteki matriks mineralizasyonu sertlik ve gücü oldukça etkiler. Kemikteki Mineral/matriks

oranında dengeli olması önemlidir. Mineral fazla artarsa sertlik-kırılabilirlik artar, mineral az olursa esneklik artarken dayanıklılık azalır. Kemik yeniden şekillenmesi de kemik gücünü etkileyen özelliklerdeki değişikliklere aracılık eden biyolojik bir süreçtir (24.). Kemik gücünü belirleyen belirteçler dikkate alındığında birkaç önemli nokta akılda tutulmalıdır. Birincisi, kemik çevresindeki mekanik ve hormonal değişikliklere sürekli olarak adaptasyon gösterme, kendi kendini yenileme ve tamir yeteneğine sahiptir. Kemik mekanik yüklenmelerdeki artışla boyutunu, şeklini ve/veya matriks özelliklerini değiştirerek uyum gösterir. Ayrıca kemiğin matriks özelliklerindeki bozulmada kemik geometrisinde önemli değişikliklere neden olabilir. Örneğin; kollajen defekti sonucu gelişen osteogenezis imperfectada artmış kemik kırılabilirliği geometrisindeki değişimlerle kompanse edilmeye çalışır (18.).

Kırık, biyomekanik olarak kemiğin yapısal yetersizliği sonucunda oluşmaktadır. Yetersizlik, kemiğe uygulanan yüklerin kemiğin yük taşıma özelliğini aşması sonucunda oluşur. Kemiğin yük taşıma kapasitesiyse kemiğin geometresine, materyal özelliklerine ve uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğüne bağlıdır. Kemik kırılabilirliğinin biyomekanik açıdan tanımı birkaç komponent içermektedir. Bunlar dayanıklılık, deforme olma özelliği ve kemiğin kırılıncaya kadar absorbe ettiği enerji miktarıdır. Herhangi bir fiziksel aktivite sonucu kemiğe uygulanan yükler, yapısal mekanik davranışın sonucu olarak kemikte deformasyona neden olurlar. Yüke bağlı deformasyon kemiğin hem şekline hem de doku özelliğine bağlıdır. Esneme noktasına kadar kuvvet ve deformasyon arasında lineer bir ilişki vardır(elastik bölge). Bir noktadan sonra uygulanan yükün devamı durumunda yük deformasyon eğrisinin eğimi azalır (plastik bölge),elastik bölgede yük kaldırıldığında kemik eski şekline dönerken plastik bölgede kemikte meydana gelen mikro hasar kalıcı deformasyona neden olur. Kemik elastik dönemde yapılan yüklenmenin 6 katını plastik dönemde karşılayabilir. Uygulanan yükün devamı durumunda da kemik yetersizliği oluşursa kırık meydana gelmektedir (18.,25.,26.,27.).

#### **C.5) Kırık İyileşmesinin Biyomekaniği**

Kırık oluş şekli tedaviyi önemli oranda etkilemektedir. Fiksasyon ile kırığın şekli arasında ilişki mevcuttur. Fiksasyon materyalleri ve mekanik çevre biyolojik ortamla güçlü bir bağ kurmaktadır. Kişinin yaşı, travmanın varlığı, yumuşak dokudaki zararın fazlalığı, cerrahi yapacak kişinin tecrübesi ve en önemlisi fiksasyonun sıklığı

uygulanen tedavinin başarısını etkilemektedir. Kemik doku yapısındaki hidroksiapatit kristallerin altıgen yapısı nedeniyle aksiyel yüklenmenin oluşturduğu mekanik uyarıya matematiksel yanıt vermektedir. **Wolf kanunu** olarak bilinen bu etki-tepki sürecinde osteositlerin anabolik etkinliği değişmektedir. Özellikle gerilmeye bağlı olarak hücre çevresindeki (perisellüler) hidrostatik basınç değişikliği kemik yapımı yönünde uyarılmaya neden olur. Kırık iyileşmesi sürecinde mineralizasyona bağlı kemik doku hacminin kansellöz kemiğe oranla yüksek olduğu, bunun sonucu olarak ta normal yük taşıma kapasitesinin kemik hacminin artırılarak dengelemeye çalıştığı görülmektedir. Mineralizasyon kal dokusunun mekanik özelliklerinin temel belirleyicisidir ve kal dokusunda artan mineralizasyonla doku hacmi azalmaktadır. Kal dokusunun basma ve çekme özellikleri mineralizasyon miktarı ve kalsiyum içeriği ile doğru orantılıdır. Mineralizasyonun erken dönemlerinde mekanik özellikler artan doku hacmi ile sağlanırken yeni oluşan kemik dokuda mekanik özellikler daha çok mineralizasyonla sağlanmaktadır. Kal dokusu ile birlikte periosteal yüzeyde çevreye doğru genişleme iyileşme alanının çapında artış sağlayarak kırık hattının sıkılığını(**stiffness**)arttırır. Kırık iyileşmesinin gecikmesi durumunda kallus içerisinde enkondral kemikleşme yoluyla oluşan yeni kemik dokusunun kemik hacminin, normal kemiğe oranla % 35 daha az, yüzey alanının ise % 45 daha fazla olduğunun görülmesi kallus dokusu içinde farklı dokuların iyileşme sürecine olan katkılarını gösterir. Kırık iyileşmesinde, kırık hattının tespitinde kullanılan tekniklerin oluşan kallus dokusunun niteliği ve niceliğine etkisi büyüktür. Tüm tespit yöntemlerinin olumlu ve olumsuz yanları vardır. Örneğin, rijid fiksasyon iyileşmenin vazgeçilmez unsuru olarak tanımlanmasına rağmen mineralizasyon kaybına yol açmaktadır (18.).

Ayrıca kırık iyileşmesinde kal dokusunun oluşumu ve yeniden şekillenme sürecinde kemiğe gelen mekanik yüklerinde önemi oldukça fazladır. Büyük boyuttaki hareketin kırık iyileşmesini olumsuz etkilediği bilinmektedir. Buna karşın 100-2000 mikrometre boyut aralığındaki hareketin kırığı iyileştirdiği veya yeniden şekillendirdiği bilinmektedir. Gelecekte kırık hattında kontrollü harekete izin verecek implantların tespitinde başarıyı arttıracığına inanılmaktadır (28.).

#### **C.6) Plakla Tespitin Biyomekaniği**

Eksternal fiksator ve intrameduller tespitten farklı olarak plakla tespitte kırık uçlarında gelişecek rezorsiyon günümüzdeki en önemli problemdir. Plak uygulanan kemikte yük hem plak hemde kemik üzerinden aktarılmaktadır. Plakın geometrisi,

malzemesi, plakla kemik arasındaki ilişki, vida ve plak arasındaki ilişki, kırık uçlar arasındaki temas, vida sayısı ve plağın uygulandığı bölge biyomekanik verileri önemli oranda etkilemektedir. Ayrıca kırığın şeklide biyomekaniği önemli oranda etkiler. Kemikteki kırık hattının iki tarafındaki kemik parçalarının teması DCP plaklar ve titanyum plaklarla sağlanmaktadır. Fiksasyonu sağlayan hem DCP hemde sınırlı temas sağlayan LCDCP plaklar kırık hattı ve çevresinde biyomekanik ve biyolojik etkisi olan plaklardır. DCP plaklarda gerek plağın yüzeyde oluşturduğu temas(bası) etkisi gereksede plağın tespiti için her iki korteksinde delinmesinin gerekliliği nedeniyle periosteal ve intrameduller kan akımını hasara uğratması bu plakların olumsuz özellikleri arasındadır. Buna karşın LCDCP plaklarda yüzey temasının DCP plaklara göre yarı yarıya azaltılması sonucunda damar hasarı daha az olacak ve sonuçta kaynama olumlu etkilenecektir (29.). Son yıllarda geliştirilen vidaların plağa kilitlendiği ve bu yolla kemik üzerinde basma etkilerinin azaltıldığı sistemlerde plağın kemikle olan temasının azalması periostu korumakta, kırık hematomunu etkilememekte, oluşan kallus dokusuyla kırık iyileşmesini hızlandırmaktadır. Plağın altındaki bölgedeki yerel osteoporozun önlenmesinde,

- 1) Plağın çıkarılacağı zamanın değiştirilmesi.
- 2) Plakların zaman içerisinde kendinden eriyebilen bir maddeden yapılabilmesi.
- 3) Kullanılan implantın sıklığı(rijiditesi) ve temas yüzeyinin azaltılması önerilmektedir.

Plakla tespitin 20.haftasında kemiğin dayanıklılığı normal kemiğin %80 ine ulaşmaktadır. Plağın çıkartılmasını izleyen ilk 4 hafta sürecinde de dayanıklılık %60 lara kadar gerilemekle birlikte daha uzun veya daha kısa süreli tespitte dayanıklılığı belirgin olarak azaltmaktadır (30.,31.).

### **C.7) Ortopedide Kullanılan İmplantlar ve Biyomekanik Karşılaştırılması**

İmplant, Latince ekmek, ekim anlamına gelmektedir. Ortopedik cerrahide kullandığımız implantlar kırık uçların temasını sağlayarak tedaviyi önemli oranda etkilemektedir. Kırık iyileşmesinde, kırık hattının tespitinde kullanılan implantların ve tekniklerin oluşan kallusun niceliği ve niteliğindeki etkileri önemlidir. Örneğin sıkı bir tespit iyileşmenin vazgeçilmez parçasıyken buna bağlı kemikte mineral kaybı da olabilmektedir. Kırık iyileşmesinin gecikmesi durumunda kal dokusu içerisinde enkontral kemikleşme yoluyla oluşan yeni kemik dokusunda kemik hacminin normal kemiğe oranla %35 daha az yüzey alanının ise %45 daha fazla olması kemik

biyomekaniğini etkilemektedir. Ortopedik implantlar ve cerrahide kullandığımız malzemeler kal dokusu içinde oluşan farklı dokuların iyileşmesi için kemikle birlikte insan vücudu içerisinde kullanılmak üzere yapay olarak geliştirilen mühendislik malzemesidir. Anatomi ve mühendislik malzeme bilgilerinin aynı anda, birbirlerini tamamlar biçimde uygulanması gerekir. Bu bağlamda, malzeme bilimi ve mühendisliğinin tıp alanına uyarlanması **biyomedikal mühendisliği** kapsamındadır (18).

Pratik uygulamada temel sorun geometrik öngörülere göre tasarlanan bir implantın vücut içerisinde beklenen ömrü süresince işlevini düzgün biçimde yerine getirebilmesi yeterliliğinde üretimidir. Ortopedik cerrahide kullanılacak implantın vücut ortamına uyumu (biyoyumluluğu) ile birlikte mekanik, kimyasal ve fiziksel özellikleri önemlidir (18.,32.).

İmplant seçiminde göz önüne alınması gereken faktörler(18.,33.).

- 1) İmplant veya protezden vücut içerisinde öngörülen işlev.
- 2) İmplantın mekanik özellikleri.
- 3) İmplantın fiziksel özellikleri.
- 4) İmplantın fizikokimyasal özellikleri ve vücut ortamındaki kararlılığı.
- 5) İmplant vücut içerisinde işlevini yapamaz duruma gelirse oluşacak acil koşulları düşünmek. (revizyona gitme ihtimalini düşünmek)
- 6) İmplantın üretim yöntemi, koşulları ve fiyatı.
- 7) İmplantın sterilize edilebilme kolaylığı.

Atomlararası bağ türlerine göre implantlar metaller, seramikler ve polimerler olarak üçe ayrılır. Temel mekanik özellikler (akma dayanımı, elastiklik modülü, çekme dayanımı, kopma uzaması gibi..) ortopedik implantların değerlendirilmesini sağlar. Yük taşıyan ve zorlanan implantlar ile protezler için mekanik özellikler incelendiğinde metaller **en uygun** implant olmalarına rağmen biyoyumluluk sorunları vardır. Seramikler ise biyoyumlu olmalarına rağmen kırılganlardır. Polimerlerin ise yük taşıma ve mekanik özellikleri düşüktür (34.).

Ortopedik cerrahide kemik, kas, bağ ve tendon dokularıyla uyumlu **metalleri** 3 ayrı grupta toplayabiliriz (18).

**1) Paslanmaz çelik:** Paslanmaz çelik %18 oranında krom ve %8 oranında nikel içermekle beraber mekanik özelliği iyidir. Kuvvetli olup yüksek yorgunluk dayanımları vardır. İşlenmeye uygundur ve üretimi düşük maliyetlidir. Korozyona dayanıklılığı ise azdır.

**2) Kobalt-Krom-Molibden alaşımları:** İçerdiği nikel elementinden dolayı korozyon direnci yüksektir. Fakat plazmaya geçen nikelden dolayı toksik ve immunotoksik özellikleri vardır. Aşınma direnci nedeniyle Co-Cr-Mo, eklemleşen yüzeylerde etkinlikle kullanılabilir.

**3) Saf titanyum ve alaşımları.** Titanyumun, biyomalzeme olarak kullanımı 1930lu yılların sonudur (35). Titanyum saf olarak veya alaşım halinde kullanılır. Elastiklik modülü (107 Gpa) ,paslanmaz çelikten (207 Gpa) ve Co-Cr alaşımlardan düşüktür. Kemige göre yaklaşık 10 kat sert olan titanyum diğer metallere göre hafif ve yüksek dayanımlıdır. Biyoyumluluğu oldukça iyidir ve diğer elementler ile az etkileşime giren (inert) bir metaldir. Manyetik olmadığından MR'a uyumludur. Allerjik özelliği diğer metallere göre oldukça düşüktür. Titanyum daha az gerilme dayanıklılığına sahiptir. Bu nedenle belli bir sıklık değerine ulaşmak için titanyum plaklar daha kalın yapılmalıdır (35.,36.).

Bu 3 grup arasında seçim yapılırken **biyoyumluluk**, mekanik özellikler, paslanma direnci ve maliyet göz önünde tutulmalıdır.

İmplantlar kendi aralarında karşılaştırıldığı zaman

**1) Paslanmaz çelik ve kobalt-krom-molibden alaşımlarına oranla titanyum ve titanyum alaşımlarının elastik modülleri daha düşüktür ve kemikteki değerlere diğerlerine göre daha yakındır.** Bu nedenle titanyum ve titanyum alaşımlarından imal edilen implantlar kullanıldığında kemik erimesi ve incelmesi sorunu göreceli olarak daha azdır.

**2) Titanyum ve alaşımlarının özgül ağırlığı 4.5 dolayında bulunmasına karşın paslanmaz çeliğin 7.8 ve kobalt-krom alaşımının **özgül** ağırlığı da 8.8 düzeyindedir.** Bu durumda dayanım/özgül ağırlık oranı yönünden titanyum ve alaşımı daha avantajlıdır. Aynı yükü daha az bir kütle ile taşıyabilir. Bunun sonucu kaslar daha az zorlanır (18.).

**3) Titanyum ve alaşımları üzerinde oluşan kararlı oksit tabakasının paslanma ve korozyon(aşınma) direncini yükseltmektedir.** Bu oksit tabakası kemiğin implanta yapışmasını ve kaynamasını da kolaylaştırmaktır (36.).

4) Titanyum ve alaşımlarının zayıf yönleri ise düşük kesme dayanımları ve aşınma dirençleri ile maliyetlerini yükselten üretimlerinde karşılaşılan zorluklardır.

### **C.8) İmplant Malzemelerine Karşı Gelişen Biyolojik Yanıt**

İnsan vücuduna bir implant uygulandığında bu implantın canlı dokulara tutunması dinamik bir süreçtir. İmplantın vücuda uygulandığı alandan başlayan ve yıllara uzanan süreçte implant ve canlı doku arasındaki temas yüzeyinde moleküler düzeyden, hücre ve doku düzeyinde, remodelasyon adı verilen olaylar gelişir. Kas iskelet sisteminde kullanılan metal, seramik ve polimerik malzemeler ve bunların bozunma ürünleri bulundukları ortamı çevreleyen doku ile sürekli etkileşimde bulundukları için canlı dokuda bunlara karşı, hücresel ve hücre içi düzeyde yanıt oluşmaktadır. Bu yanıtın derecesi ve tipi uygulanmış olan implantın klinik sonuçlarını ve başarısını etkilemektedir. İstenen, kemik ve implant arasında güçlü bir bağ oluşturmaktır. Ancak bazen implant ve kemik arasında fibröz doku oluşması implanta doğru olan kemik yapımını azaltarak implantın gevşemesine yol açabilir. İmplantlardan çevreye yayılan iyonik bozunma ürünleri, yerel etkiler oluşturdıkları gibi, implant çevresindeki dokulardan lenfatiklere ve kan akımına karışmasıyla uzak ve sistemik etkilere neden olabilir. Yerel etkilerin en önemlisi osteoliz olurken uzak etkiler arasında metale bağlı alerji ve kanser gelişimine neden olma sayılabilir (37.,38.).

### **C.9) Biyouyumluluk Nedir?**

Vücuda yerleştirilen malzeme ve implantların, işlevini doku ile birlikte uzun süre görmesi için yapısal, mekanik ve biyolojik etkilerinin tanımlanması biyouyumluluktur. İmplantın, vücutta bulunduğu yere ve taşıdığı göreve bağlı olarak bazı özellikler taşıması şarttır. Çeşitli metallerden yapılarak kullanılan implantların doku ile histolojik, mekanik, fizyolojik ve sistemik uyumu gerekir. Temel biyouyumluluk özellikleri ise ıslanabilirlik, kayganlık ve korozyona dirençtir (39.).Eğer implantın doku ile hareketi bekleniyorsa mekanik özelliklerinin de buna izin vermesi gerekir. Bunun için dokuyla bütünleşmesi önemlidir. Amaç, implant ve doku arasındaki bağlantıyı bütün yüklemeye ve kas kuvveti etkilerine karşı korumaktır. Bu görev biyouyumlulukla açıklanabilir (18).

Biyoyumun tanımında birinci temel nokta, hiçbir implantın tek başına olmadığıdır. İmplant canlı doku içine yerleştirildiğinde çevresinde oluşan biyolojik

olaylarla etkileşime girer ve yanıt oluşturur. Bu yanıt implanta, dokuya, doku üzerinde oluşan kuvvete ve implantın görevine bağlıdır.

Biyoyumun tanımında ikinci temel nokta, biyoyumun durağan olmayıp, dinamik bir süreç olduğudur. Kemikle tam olarak bütünleşen (**osteointegrasyon**) bir implantın zaman içerisinde bu bütünlüğünü koruması önemlidir. Etkileşim dinamik olduğu için vücuttaki dokunun implanta vereceği verdiği yanıtta zamanla değişebilir. Hastalık ve yaşlanma nedeniyle kemik yapısı değişebileceği gibi, implanttaki korozyon, bozunma (degredasyon) ,yorgunluk, etkiyen kuvvetlerin büyüklüğü, uygulanma sıklığı ve yönü gibi nedenlerle de yapısı değişmektedir.

Biyoyumun tanımında üçüncü temel noktada biyoyumluluğun sadece implantın bir özelliği sonucu değil, implantın çevresiyle etkileşimi sonucunda ortaya çıkan bir olgu olduğudur. Saf titanyum ve alaşımları zamanla kemikle bütünleşir. Arada fibröz bir doku olması implantla sağlıklı bir bütünleşme olduğunu gösterir. Biyoyumluluk çevresi ile etkileşen implantın özelliğidir (39.).

Biyoyumun tanımında dördüncü temel noktada korozyon, aşınma ve parçalanma ürünlerinin uzun dönemdeki etkisidir. Parçalanma ürünleri özellikle polimer malzemeler olduğunda önem kazanmaktadır.

### **Vida Biyoyumluluğu:**

Kemik kırığı fiksasyonunda kullanılan en küçük ve önemli implantlar vidalardır. Vidanın kemikle bütünleşmesi için mekanik, malzeme ve biyoloji den faydanılmıştır (18.).

-Delme sırasında kılıf kullanılmalıdır. Bu, implant ile kemiğin birbirine sürtünmesi sonucu mekanik etkiye ve ısıya bağlı olarak meydana gelen hücre ölümünü önler.

-Delik, açıldıktan sonra geriye doğru genişleyen yivli bir ucla genişletilmelidir. Vidalama öncesi mutlaka ön delme yapılmalıdır. Bu işlem, sıcaklığı yarı yarıya azaltmaktadır.

-Her plak tespiti için yeni uç kullanılmalıdır.

-El matkabı veya düşük devirli matkap kullanılmalıdır.

-Vida plak ve kemik korteksinden el tornavidasıyla geçirilmelidir.

-Delme sırasında matkap ucu ve kemikte delinen bölge serum fizyolojik ile yıkanmalıdır.

Vida sıkılırken, tornavida ile vida başı arasında ve vidanın plaktan dönerek geçerken sürtünmesiyle önemli miktarda aşınma taneciği oluşur, daha sonra bu alanlar serumun oluşturduğu tuzlu su ortamında korozyona yol açıcı etkilere uğrayacaktır. İşlem bittikten sonra cerrahi bölge serum fizyolojik ile yıkanması ileride karşılaşılabilecek implanta bağlı problemlerin azaltılması için önemlidir.

#### **Plak Biyouyumluluğu:**

Kırık tespitinde kullanılan bir plağın belli özelliklere sahip olması gerekmektedir (18.).

-Orta derecede sertliği olmalıdır. Sertliği fazla olan plağın kallus dokusunu önlediği bilinirken sertliği az olan bir plakta kırılma riski taşımaktadır.

-Ağırlık etkisiyle meydana gelen yüklenmelere ve kas kuvveti etkisiyle gerçekleşen çekme ve basmalara dayanabilmelidir.

-Vücut sıvıları içinde erimemelidir. Uzun süre dokularda kalabilmelidir.

-Kırık iyileşme sürecinde, hücre yenileme ve hücre ölümü süreçlerinde dengeleri değiştirici etkisi olmamalıdır.

-Enfeksiyon etkenlerinin yerleşmesine izin vermemelidir.

-Fazla aşınma taneciği oluşturmamalıdır. Bu taneciklerin organlarda birikmesi en az düzeyde olmalıdır.

Genel olarak implant olarak kullanılacak bir malzemenin doku ile histolojik, mekanik ve sistemik uyumu gerekmektedir.

#### **C.10) Osteointegrasyon (Kemikle Bütünleşme) Nedir?**

Kemikler söz konusu olduğu zaman biyouyumun en iyi ögesi implantın kemikle bütünleşmesi yani osteointegrasyondur. Osteointegrasyon, canlı kemik dokusuyla implant arasında standart ışık mikroskobuyla gözlemlenebilen değme olarak da belirtilebilir.

Osteointegrasyon kavramı 1950'lerde ve altmışların başında Per-Ingwer Branemark tarafından yapılan çalışmalardan temel almaktadır. Göteborg Üniversitesinde Branemark ve yardımcıları, implant yüzeyinin kemik ile bağlantısını osteointegrasyon olarak tanımlamışlar, ilk klinik bildiriği hazırlamışlardır (40.,41.).Birçok araştırmacı implant ile kemik arasındaki yapısal uyumu tam olarak ispatlamaya çalışmıştır. Branemark'ın bildirdiği kemik implant arası reaksiyon, kemiğin içine bir metal yerleştirildiğinde oluşan fibröz dokudan farklıdır (42.).

Osteointegrasyonun histolojik kanıtı 1980'lere kadar anlaşılamamıştır (41.). Elektron mikroskobu için kesit oluşturmaktaki karmaşık teknikler implant yüzeylerinin kemik ile ilişkisini belirlemeyi zorlaştırmıştır (43.). Yine de osteointegrasyon kavramı hızlı bir şekilde kullanılmaya başlanmış ve kemik ile implant arasında belirgin bir fibröz doku tabakası olduğunda ise 'fibröz integrasyon' veya 'fibröz osteointegrasyon'(44.) olarak yeniden adlandırılmıştır. 1976 yılında Schroeder, Branemark'tan bağımsız olarak yaptığı araştırmada ilk defa histolojik olarak, saf titanyum üzerinde kemik-implant temasını, dekalsifiye kesitler ile göstermiştir (45.,46.). Birkaç yıl sonra da Albrektsson ve arkadaşları osteointegrasyon konseptine açıklık getirmiştir.

Albrektsson ve arkadaşları osteointegrasyonu, ışık mikroskobu seviyesindeki kemik ile, yüklenmiş implant yüzeyi arasındaki direkt kemik teması olarak açıklamışlardır (46.). Yine de %100 implant kemik bağlantısı oluşmaz. Ama kesin bir şey vardır ki osteointegre implant kavramı, implantın kemik dokusuna bağlantı oluşturduğu anlamına gelir. İmplantların bağlantısının kesin derecesini tanımlamaktaki problemler osteointegrasyonun histolojik kriterler dışında, stabilite ile değerlendirerek açıklanmasına sebep olmuştur. Osteointegrasyon Zarb ve arkadaşları tarafından klinik olarak şu şekilde tanımlanmıştır:'Uzun dönem yükleme boyunca, kemik içine yerleştirilen alloplastik materyallerin başarıyla ve korunarak ulaşılan rijit fiksasyonunun, indüklenmiş iyileşme sürecidir' (47.).

Kemik iyileşme fizyolojisi çok iyi kanıtlanmasına rağmen osteointegrasyonun hassas mekanizmasında hala bilinmeyenler vardır (48.). Osteointegre kemiğin doğası, kemik implant aralığına etki eden fiziksel ve kimyasal kuvvetler ile ilişkilidir (49.). Fakat osteointegre kemiğin dayanıklılığında baskın rolü olduğuna dair bir kanıt yoktur.

Kemik içi implantlar olgun dokulara cerrahi olarak yerleştirilir ve travmaya yanıt olarak hücresel ve moleküler olaylar zinciri başlar. İmplantın cerrahi olarak kemiğe yerleştirilmesi, komşu dokularda kanamayı takiben, akut enflamatuvar yanıtı sebep olur. Genel kural olarak, proteinler, yağlar veya diğer biyomoleküller, implantın yanından emilir ve aynı zamanda da ara yüzeydeki etkileşim başlar. Osteoblastik aktivite sırasında, kan damarlarına eşlik eden osteoklastik rezorbsiyon ve yeni kemik formasyonu Schroeder ve Buser tarafından gösterilmiştir. Osteoblastlar kalsifiye olma potansiyeli olan fiberler üretirler ve sonrasında fibrokartilaj kalsifiye kısım oluşur. Üçüncü haftada bu kalsifiye doku woven kemiğe dönüşür. Yedi hafta sonra lameler kemik oluşur. Güvenilir bir osteointegrasyon oluşturmak sadece implanta bağlı faktörler ile belirlenmeyip, cerrahi teknikler ve yükleme şartlarına bağlı parametreler ile de

değerlendirilir. Albrektsson ve arkadaşlarının 1981 yılında yaptıkları çalışmada güvenilir bir osteointegrasyon için gereken altyapıyı şu şekilde sıralamıştır (50.).

- Fiksasyonda kullanılan materyalin biyouyumluluğu
- Fiksasyon materyalinin yapısı, makroskopik ve mikroskopik özellikleri
- Fiksasyon yüzeyinin durumu(kemik kalitesi ve infeksiyon vb durumların olmaması)

.Fiksasyonda kullanılan cerrahi teknik

.Fiksasyon sonucu düzgün bir iyileşme fazı olması

.Fiksasyonda kullanılan implantın atravmatik bir şekilde uygulanması

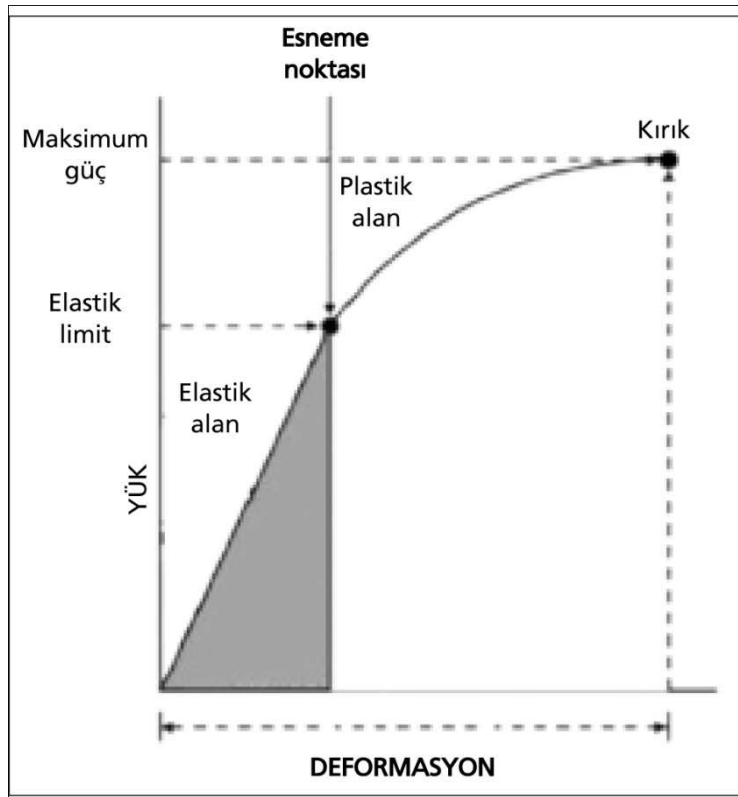
Her ne kadar tam olarak anlaşılmamış olsa da kemikte yüklemeye karşı bir adaptasyon mekanizması olduğu Von Meyer, Roux ve Wolf tarafından vurgulanmıştır.

Kemik yapının biyomekanik kuvvetlere karşı nasıl cevap verdiği ‘mekanotransduction’ olarak ifade edilmiştir. Bu mekanostat teorisine göre kemik üzerine gelen kuvvetler dengedeysen oradaki kemik de korunur (51.). Fiksasyon materyalinin(İmplant) çevresinde dinamik bir modeling ve remodeling süreci oluşur. İmplanttan çevredeki kemik dokulara iletilen kuvvetlerin bu iki süreci başlattığı düşünülmektedir. Modeling kemiğin şeklindeki net bir değişime karşılık gelirken, remodeling şeklinde veya boyutunda herhangi bir değişim olmadan meydana gelen devamlı bir süreçtir (52.). Bu adaptasyon kapasitesi klinik durumdaki değişikliklere karşı koyabilecek yetenekte biyolojik bir ara yüz elde edilmesini sağlar. Kemik üzerine gelen tekrarlayan yükleme durumunda, kemik içersinde mikro çatlaklar formundaki fatigue yıkımları oluşacaktır. Kemikte görülen remodeling mekanizmasının primer fonksiyonu oluşan bu fatigue yıkımlarının tamir edilmesidir (53.). Kemik çatlaklarına sahip kemik dokusundaki osteoklastlar kemiği rezorbe ederken osteoblastlar, yeni kemik matriksi yaparak rezorbsiyon alanlarını doldururlar.

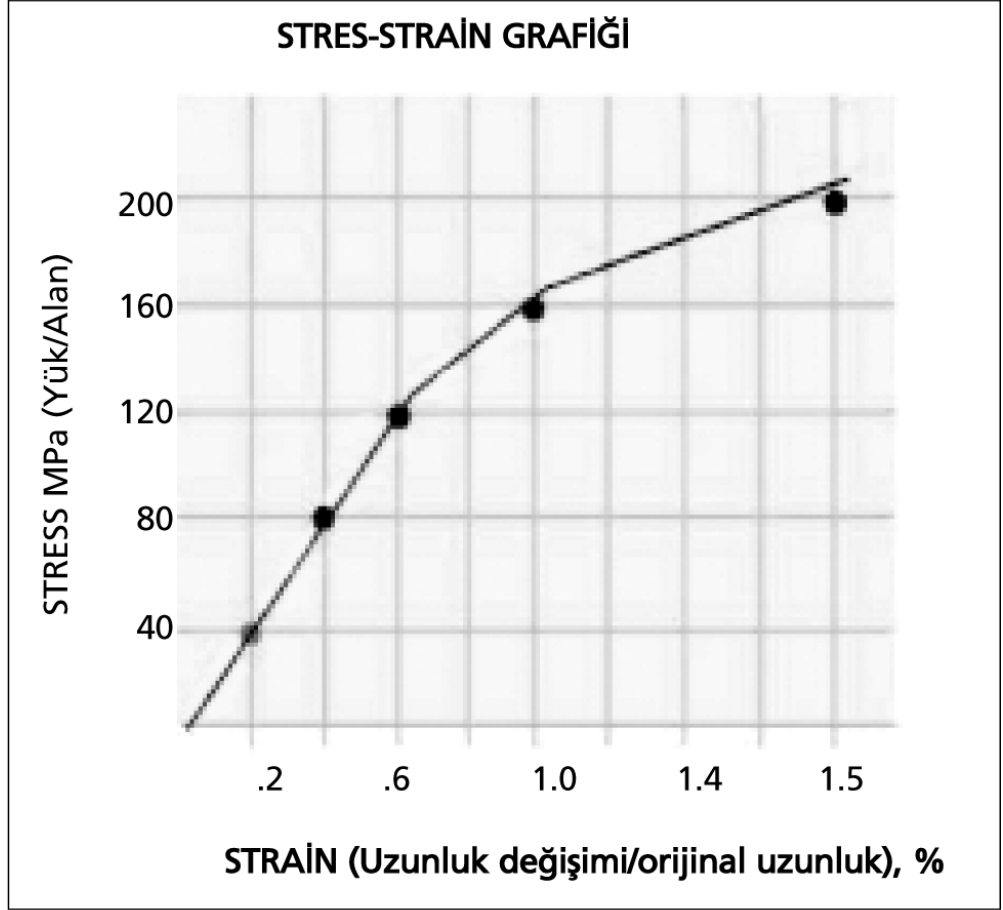
Ayrıca implantın kemik dokusu ile bütünleşmesinin artırılması için implant yüzeyinde değişimler yapılmaktadır(düz olarak işlenmiş yüzey, şekillendirilmiş yüzey, pürüzlü yüzey gibi). Bu değişiklikler kemik ile implantın arasındaki gerekli mekanik sıkılığı sağlamaya yöneliktir.

### C.11) Elastisite Modülü:

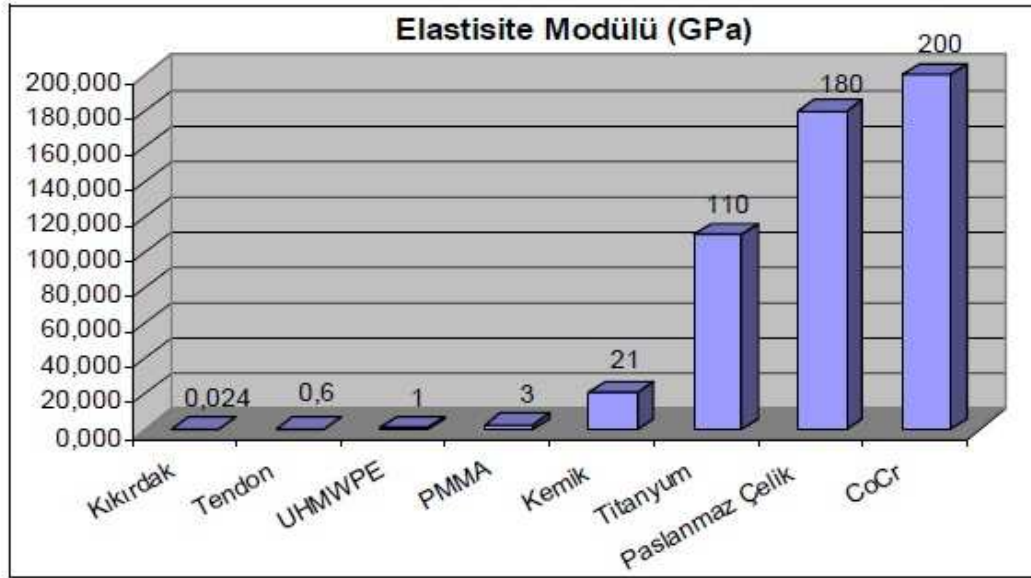
İmplantın dayanımının(mukavemetinin)ölçüsüdür. İmplantın elastik esnemeye karşı olan direncidir. İmplantın yük uygulandığı emdiği enerjiyi, yük kaldırıldığında geri verme özelliğine elastisite denmektedir. Birimi  $N/m^2$  dır (18.). Bir cismin elastisite modülü arttıkça elastik özelliği azalır. Ayrıca sıcaklıkla ters orantılıdır. Sıcaklık arttıkça elastisite modülü azalmaktadır. Grafikte de görüldüğü gibi paslanmaz çeliğin elastisite modülü, titanyumun elastisite modülünden yüksek görülmektedir. Diğer bir ifadeyle titanyum paslanmaz çeliğe göre daha esnektir.



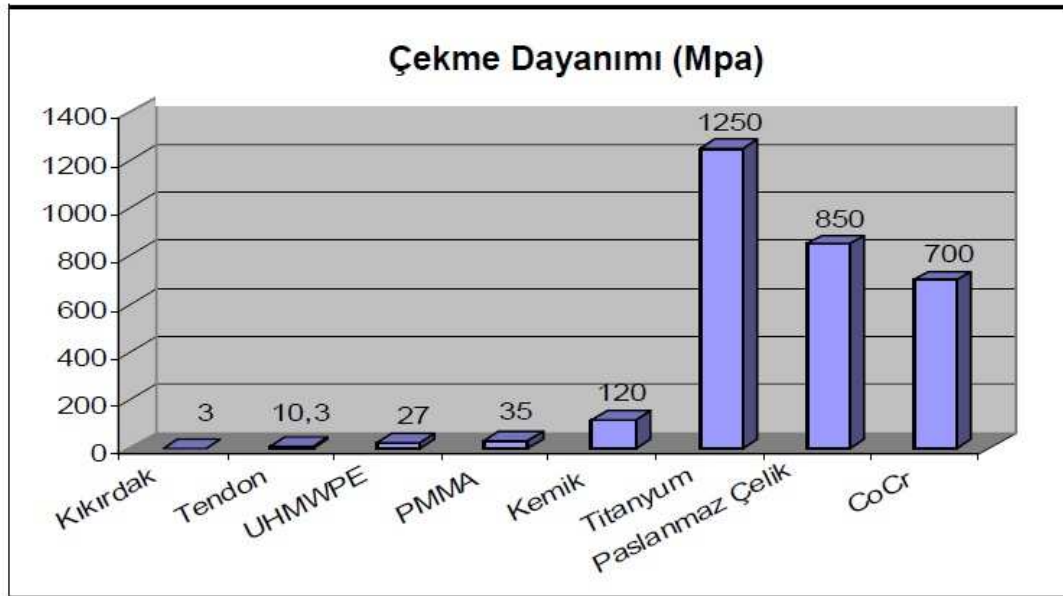
**Şekil 13** Eğilme yüklenmesinde kemiğin standart yük – deformasyon eğrisi. Eğriden elde edilen dört temel mekanik özellik; güç, sertlik, enerji absorbe edebilme yeteneği ve deformasyon



**Şekil 14** Stres – strain grafiği



**Tablo .1 :** Kortikal kemiğin ve bazı doku ve biyomalzemelerin elastisite modülü



**Tablo.2:** Kortikal kemiğin ve bazı doku ve biyomalzemelerin çekme dayanımları.

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

**Tablo.3:** Kemiklerin elastisite modülleri ve bası mukavemet değerleri

### **C.12) Poisson Oranı**

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (54).

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}$$

### **C.13) Biyomekanik Çalışmalarda Bilinmesi Gereken Temel Bilgiler**

Gerilme analizi çalışmalarında(Ortopedik biyomekanik çalışmalarda) kemik ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler değerlendirilir. Bu sebeptendir ki bu tür fiziksel ve mühendislik çalışmalarda geçen terimlerin bilinmesi gerekmektedir (44).

#### **C.13.a) Kütle ( Mass )**

Kütle bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir ve sıklıkla ağırlık ile karıştırılmaktadır. Kütle ve ağırlık tamamen farklı niceliklerdir. Bir cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve cismin konumuna göre değişir. Kütle yer çekiminden bağımsız iken bir cismin ağırlığı doğrudan yer çekimi ile ilgili bir özelliktir. Kütle cismin değişmeyen bir özelliğidir ve cismin çevresinden ve kütleyi ölçmek için kullanılan yöntemlerden bağımsızdır.

#### **C.13.b)Kuvvet ( Force )**

Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton’un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar: Kuvvet (F) : Kütle (m) × İvme (a)(55.,56.) Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf= 9,8 N).Kuvvetler ağırlık veya kaslar gibi birçok kaynakta üretilebilir. Newton’un üçüncü kanununa göre her hareket için eşit ve ters bir karşı hareket vardır (etki = tepki).Bu durumda sistem *statik denge* konumundadır. İskelet sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin pek çoğunda uzun kemiklere aksiyel yük uygulandığı zaman kemik yapının statik denge konumunda olduğu farz edilir. Kemik dinamiği ve hareket de içeren özelleşmiş modellerin analizi dinamik değişkenler ve

ikinci dereceden diferansiyel denklemleri içerirler. Bir cisme bir kaç kuvvet beraber etki ettiği zaman (tibia kemiğine etki eden farklı kaslar gibi), bu kuvvetler vektörsel toplamaları olan net kuvvete indirgenebilirler. Kuvvetler hakkında anlaşılması gereken son kavram nasıl dağıldıkları veya uygulandıklarıdır. Genellikle dağılan yükleri noktasal yükler olarak kabul etmek gerekli ve avantajlıdır. Bu durum her bir noktadaki gerilme değerini bulmamızı sağlar. Yapışma yerinden etki eden bir kas kümesi gibi eşit olmayan bir dağılımda noktasal kuvvet, kuvvetin bireysel elemanlarına ayrılarak her elemanın ağırlık merkezinden etki ettiği durumda toplam hakkında aşağı yukarı bir değer belirleyerek temsil edilebilir. Modelleme tekniklerinin pek çoğunda tibiaya etki eden kuvvetler noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır. Örneğin kas kuvvetini uygulamak için kasın başlangıç ve yapışma yerlerinde yapıştığı yüzeyin ortası seçilir. Kondil başındaki aşınma fasetlerinin merkezleri genellikle kondile gelen yüklerin uygulanacağı yerler olarak seçilir.

#### **C.13.c) Moment ( Torque )**

Moment veya tork kısaca bir mesafeden uygulanan kuvvet olarak tanımlanabilir.

Moment kolu kuvvetin rotasyon eksenine kadar olan dik mesafedir.

#### **C.13.d) Gerinim (Strain)**

Cisimlere dışarıdan kuvvet uygulandığında o cisimde oluşan boyutsal değişime ise gerinim(strain) denir. Cisme uygulanan yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinimi de oluşturur. Gerilme ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük sonucunda atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme derecesi gerinimdir. Uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı olan gerinimin, hiçbir birimi yoktur ve sayısal değeri su ilişki ile verilir (57.).

Gerinim = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut. Gerilme ve gerinim birbirlerinden farklı niceliklerdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (58.,59.).

#### **C.13.e) Gerilme**

Bir cisim üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, kitle içinde eşit miktarda, ancak zıt yönde bir tepki olan gerilme oluşur. Hem uygulanan kuvvet, hem de

içeriden gelen gerilme cismin tüm yüzeyi üzerinde dağılır. Bir yapının içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir (55.,56.).

Gerilme= Kuvvet / Alan

Araştırmalarda kuvvetin tercih edilen birimi Newton (N), gerilmenin birimi ise Paskaldır ( $P = N/m^2$ ). Genellikle gerilme birimi olarak Megapaskal ( $1 \text{ Mpa} = 1 \text{ N/mm}^2$ ) kullanılmaktadır. 1 Newton'luk kuvvet ise 1 kg'lık bir kütlenin 1 m/saniye<sup>2</sup> uygulanmasıdır. Çeşitli araştırmalarda kullanılan pound kuvvet birimi ise;  $1 \text{ N} = 4.448$  pound olarak eşitlenir (60.,61.).

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilmelerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel gerilme tipi meydana gelmektedir (60.,61.,62.) .

#### **C.13.f) Gerilme tipleri**

- a) Çekme Gerilmesi
- b) Basma Gerilmesi
- c) Makaslama gerilmesi

**1. Çekme Gerilmesi ( Tensile Stress )**; Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.

**2. Basma Gerilmesi ( Compressive Stress )**; Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

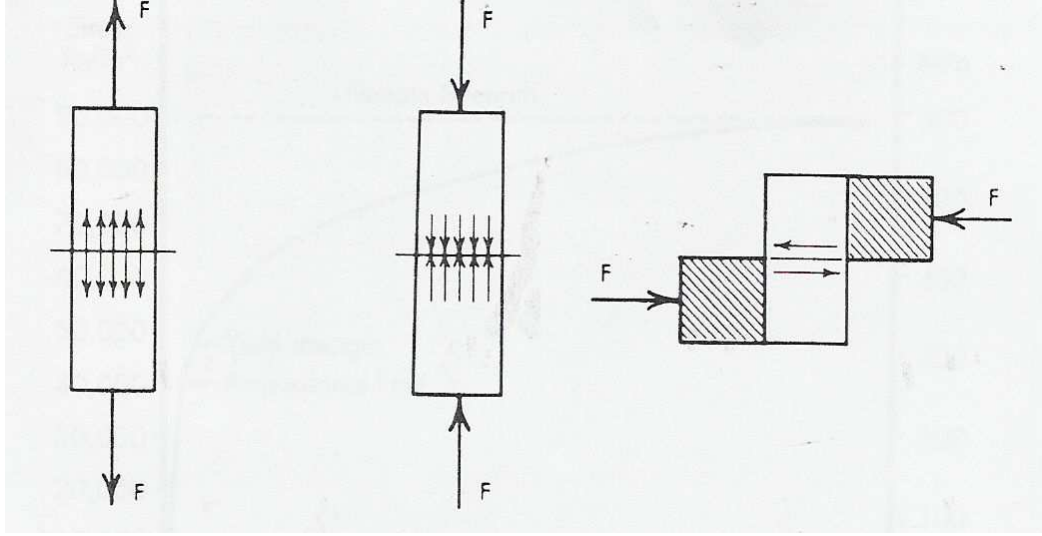
**3. Makaslama Gerilmesi ( Shear Stress )**; Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir. Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir (63.).

#### **C.13.g) Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)**

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir” (50.). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı

açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir (50.). Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır.



A) Çekme Gerilmesi

B) Basma Gerilmesi

C) Makaslama Gerilmesi

**Tablo 4: gerilme tipleri**

#### **C.13.h) Gerilme Analizinde Kullanılan Metodlar**

Ortopedik cerrahide kullanılan tüm materyallerde, oluşan uygulanan yüke bağlı oluşan kuvvetler bu destekler vasıtasıyla biyolojik dokulara (kemik ve yumuşak dokular) iletilerek bu dokularda gerilmelerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu gerilmelerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir planlama yapılabilmesi için biyomedikal alanda çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır.

- ✓ Bunlar ;(52.,64.)
- ✓ Strain Gauge (gerinim ölçer) ile analiz metodu,
- ✓ Fotoelastik gerilme analizi metodu,
- ✓ Sonlu elemanlar gerilme analizi metodudur
- ✓ Holografik interferometre ile analiz metodu,

### **Strain(Gerinim) Gauge İle Analiz Metodu**

Sabit bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında cisim üzerinde gerinim (strain) oluşmaktadır. Bu yöntemde elektriksel dirençleri, yapıştırıldıkları malzemenin yük altında şekil değiştirmesine bağlı olarak değişen strain gauge denen cihazlar kullanılır. Bu sayede çeşitli yükler altında şekil değiştiren malzemelerin birim şekil değiştirme değerleri strain gauge'in yapıştırılmış olduğu noktada ölçülerek gerilme değerleri hesaplanır (37.).

### **Fotoelastik Gerilme Analizi Metodu**

Bu yöntemle fotoelastik malzemedan modeli yapılan ve gerilme durumu belirlenmek istenen deney parçasının modeli istenilen yükleme durumunda fırında yüklenir. Daha sonra istenilen eksen boyunda gerilme dondurulması uygulanmış fotoelastik malzeme kesilir. Kesilerek çıkartılan yüzey polariskopta polarize ışık altında izlenerek gerilme dağılımı belirlenir. Strain gauge yönteminde tek noktada analiz yapabilme imkânına karşılık bu yöntemde istenilen eksen boyunca kesilmiş foto elastik model yardımıyla, tüm kesitin durumu hakkında bilgi edinebilme imkânı vardır (44.).

### **C.14) Sonlu Elemanlar Yöntemi Nedir?**

Sonlu elemanlar metodu, günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin olarak kullanılan bir sayısal metoddur. Sonlu elemanlar yöntemi fizik ve mühendislikte karşılaşılan birçok problemin çözümünde kullanılan en yaygın ve etkin sayısal yöntemdir. Sonlu elemanlar analizi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellemesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Bu yöntemde temel yaklaşım orijinal yapının matematiksel olarak tanımlanabilen parçalara bölünerek matematiksel olarak kuvvet karşısındaki durumunu incelerken, herhangi bir tasarımın veya tasarıma ait bir parçanın imalatı yapılmadan önce prototipi tasarlanabilir ve bu prototipin bilgisayar ortamındaki modelleri analiz edilebilir. Bu metodun kullanılması, bilgisayar teknolojisinin gelişmesinin verdiği destekle artmıştır. İlginin artmasındaki diğer neden bilgisayarın analizin yapımına olan katkısı ile diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe yakın verilerin sağlanmasıdır. Bilgisayar ortamı dışında başka materyal ve çaba istememesi de önemli bir gelişme etkenidir. Günümüzde dayanım, akışkan, titreşim ve dinamik hesaplarında da kullanılan bu yöntemin ilk kullanımı 1950li yıllarda inşaat mühendisliği alanında oldu ardından, 1956 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi

için geliştirilmiş olan bu metodun, daha sonraki on yıl içerisinde uygulamalı bilimler ve mühendislik problemlerinin çözümünde de başarı ile kullanılabileceği anlaşılmıştır. Daha sonraki yıllarda ise sonlu elemanlar metodu ve çözüm teknikleri hızlı gelişmeler kaydetmiş ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak günümüzde birçok pratik problemin çözümü için kullanılan en iyi metodlardan birisi olmuştur. Günlük hayatta birçok alanda kullanılabilen bu yöntemin kullanıldığı alanlardan biri de biyomedikal alandır. Biyomedikal alanda hesap yapma ve benzetim çok önemlidir, çünkü insan hayatı söz konusudur. Bu yöntemle kullanılan malzemelerin çevre faktörü ve yaşlanma gibi faktörlerden dolayı oluşabilecek hataların önceden hesaplanması ve buna göre önlem alınması mümkündür. Simulasyon ise yapacağımız projeyi önceden test etme imkânı sunar. Böylece büyük maliyetlerden kurtulmakla beraber hesaplarımızın doğruluğunu da test etmiş oluruz. Hesapsız bir ürünün insanların kullanımına sunulması ciddi problemler oluşturabilir. Metodun değişik mühendislik alanları için bu kadar popüler olmasının ana nedenlerinden birisi genel bir bilgisayar programının yalnız giriş verilerini değiştirerek herhangi bir özel problemin çözümü için kullanılabilesidir (65.-68.).

Sonlu elemanlar metodundaki temel düşünce, karmaşık bir probleme, problemi basite indirgeyerek bir çözüm bulmaktır. Esas problemin daha basit bir probleme indirgenmiş olması nedeni ile kesin sonuç yerine yaklaşık bir sonuç elde edilmekte, ancak bu sonucun çözüm için daha fazla çaba harcayarak iyileştirilmesi ve kesin sonuca çok yaklaşılması, hatta kesin sonuca ulaşılması mümkün olmaktadır. Elde bulunan konvansiyonel matematiksel araçların kesin sonucu, hatta yaklaşık bir sonucu dahi bulmakta yetersiz kalması durumunda ise sonlu elemanlar metodu kullanılabilir yöntemler arasındadır.

Sonlu elemanlar metodunda, çözüm bölgesi, çok sayıda, basit, küçük, elemanlara bölünmektedir.

#### **C.14.a) Sonlu Elemanlar Yönteminde Modelin Oluşturulması**

Biyomekanik çalışmasını yapacağımız materyalin CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) datası elimizde yoksa veya parçanın geometrisinin karmaşıklığı dolayısıyla CAD yazılımları ile gerçeğe yakın bir şekilde parçayı modelleme imkânımız yoksa **tersine mühendislik yöntemini** kullanarak parçanın 3D (3 boyutlu) bir CAD kopyasını oluşturmak mümkün olmaktadır (44.).

Bu yöntemde 2 farklı yol ile model oluşturma gerçekleştirilebilir. Bunlardan birisi dijitalleştirme yoluyla lazer veya temaslı (mekanik) tarayıcılar kullanarak cismin dış yüzeyine ait nokta bulutlarının elde edilmesi ve daha sonra nokta bulutlarından çeşitli yazılımlar kullanılarak STL formatında 3D modelin oluşturulmasıdır. STL (Stereolithography) her türlü 3D geometriyi birbirine bağlı üçgen şeklindeki yüzeylerle ifade eden bir formattır. STL formatındaki modelin katı modele dönüştürülmesi için yine çeşitli yazılımlar mevcuttur.

Diğer alternatif yol ise STL modelin elde edilmesinde, **BT** (Bilgisayar Destekli Tomografi) veya **MRI** (Manyetik Rezonans ile Görüntüleme) görüntülerinin kullanılmasıdır. BT ve MRI sayesinde cismin içyapısına ait özellikler de elde edilebilir. Bu yolda modeli oluşturulacak parçanın veya cismin çilen BT veya MRI görüntüleri kesit sınırlarının belirleneceği bir programa alınır, her bir görüntüdeki farklı bölgelerin sınırları elde edilir (68.).

#### **C.14.b) Sonlu Elemanlar Yönteminde Model Yapının Elemanlara Bölünmesi**

Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline **matematik model** (64) denilmektedir. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulur. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler (60.,62.);

- ✓ Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- ✓ Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- ✓ Elemanların Poisson Oranı ve elastisite modülü (Young's Modulus) değerleri

- ✓ Modele uygulanan kuvvetler,
- ✓ Geometrinin sınır şartları,
- ✓ Yapılacak olan analizin tipi.

#### **C.14.c) Matematiksel Modelleme Nedir?**

Matematik doğayı sayıların diliyle anlatmaktır. Doğal ya da yapay olsun, ölçülebilir veri üreten tüm sistemler matematik sayesinde modellenmektedir. Matematiksel modellemede amaç deneylere olan gereksinimi azaltmaktır(69.). Deney yapmak zor olabilir. Deney aletlerini edinmek, deney sistemini kuracak alan sağlamak maliyetlidir; deneyi yapmak ise çoğu kez fazla zaman gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı biyomedikal bilimlerde oluşan bu şartlar, deney yapmayı zorlaştırmaktadır. Deneyin tersine, ilgilenilen fiziksel sistemin yansıması olan bir model üzerinde çalışmanın çok sayıda kolaylığı vardır. Modelleme ve model üzerinde benzetim deneyin tersine günümüzde oldukça düşük maliyetlidir. Hiçbir fiziksel kısıtlama yoktur. Modelin parametreleri uygun şekilde belirlenerek benzetimi yapmak istenen ortam kolaylıkla modele yansıtılabilir. Gerçekte ortada canlı bir varlık olmadığı için, insan modelleri üzerinde benzetim yapmanın hiçbir pratik zorluğu yoktur.

Modeller gerçekte üç amaç için kullanılmaktadır (69.).

- 1) Anlama: Bir sistemin çalışmasını kavrama amacıyla.
- 2) Kestirim: Bir sistemin gelecekteki veya daha önce araştırılmamış bir halini önceden bilme amacıyla.
- 3) Kontrol: İstenen bir çıktıyı elde etmek üzere, sisteme müdahale edebilmek veya kısıtlamalar koymak amacıyla.

Matematiksel modeller gerçeklerin soyutlanması ya da yansıması olarak görülmelidir. Geçerlilik koşulları ortadan kalktığında modelin davranışı benzetildiği sistemden uzaklaşmaya başlar.

Matematiksel modelin birtakım özelliklere sahip olması gerekmektedir (70.).

- 1) Benzetilen sistemin davranışını taklit edebilmesi, bir model için birincil gerekliliktir. Ancak modele çok fazla sayıda parametre yerleştirmek modeli karmaşık içinden çıkılmaz hale getirebilir.
- 2) Her modelleme sırasında ele alınan sistemle ilgili bir takım ön kabullerde bulunulur. Sistemin modele yansıtılmayan öğeleri olabilir. Bu bakımdan modellerin, benzetildiklere sisteme benzer olarak davrandıkları birtakım sınır şartları vardır.
- 3) Farklı modellerin hassasiyeti farklı olabilir. Daha ayrıntılı modellerin daha

ufak hatayla sistemi taklit etmesi beklenir.

4) Modeller, yeni kavramlara, yeni deneysel çalışmalara ve yeni matematiksel yöntemlere yol açma potansiyeline sahiptirler.

#### **C.14.d) Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Metodunun Avantajları (61.,71.):**

1) Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi olanak sağlar.

2) Yapay bir materyal kullanılmaksızın, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilmesi, Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesini sağlar.

3) Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi, Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

#### **C.14.e) Sonlu Elemanlar İle Hesap Yönteminin Dezavantajları(61.,71.)**

- 1) Program maliyetleri yüksektir.
- 2) Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır her kullanıcının bir girişi vardır. Bu programlar sık revize edilmelidir.
- 3) Programın kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir.

#### **C.14.f) Sonlu Elemanlar Metodu'nun Uygulama Alanları**

Sonlu elemanlar metodu, yapısal mekanik problemlerinin yanı sıra, ısı iletimi, akışkanlar mekaniği, elektrik ve manyetik alanlar ile ilgili mühendislik problemlerinin çözümü için de basan ile kullanılmaktadır. Metodun bu kadar çok uygulama alanı bulmasının nedenlerinden birisi, değişik mühendislik problemlerinin arasındaki benzerliklerdir. Bu benzerlikler aşağıdaki problemler için verilmiş olan differansiyel denklemlerden de anlaşılabilir. Sonlu elemanlar metodunun bazı uygulama alanları(65.).

- 1) İnşaat Mühendisliğinde uygulanımı: Köprülerin, yapıların, kirişlerin ön gerilimli beton elemanların statik analizlerinin yapılması.
- 2) Uçak mühendisliğinde uygulanımı: Uçak gövdesinin, kanatların statik analizleri Roketlerin, füzelerin statik analizlerinin yapılması.
- 3) Isı iletimi: Sürekli katı ve akışkanların sıcaklık dağılımının test edilmesi.
- 4) Biyomedikal mühendislikte: Kemiklerde, dişlerde ve gözlerde gerilme

analizleri. Doğal yapılar ve protezler için yük taşıma analizleri, kalp kapakçıklarının mekaniğinin belirlenmesi.

- 5) Mekanik tasarım: Basıncılı kapların, pistonların, kompozit malzemelerin tasarımları ve kuvvet analizleri. Gerilme konsantrasyonunun yapılması.
- 6) Biyomekanik alanda: Alyuvar ve akyuvarların kılcal damardaki hareketinin incelenmesi, kalbin ve kemiklerin gerilme analizlerinin yapılması.
- 7) Otomotiv alanında: Otomobillerin çarpışma analizleri, otomobil gövdelerinin her türlü analizleri.

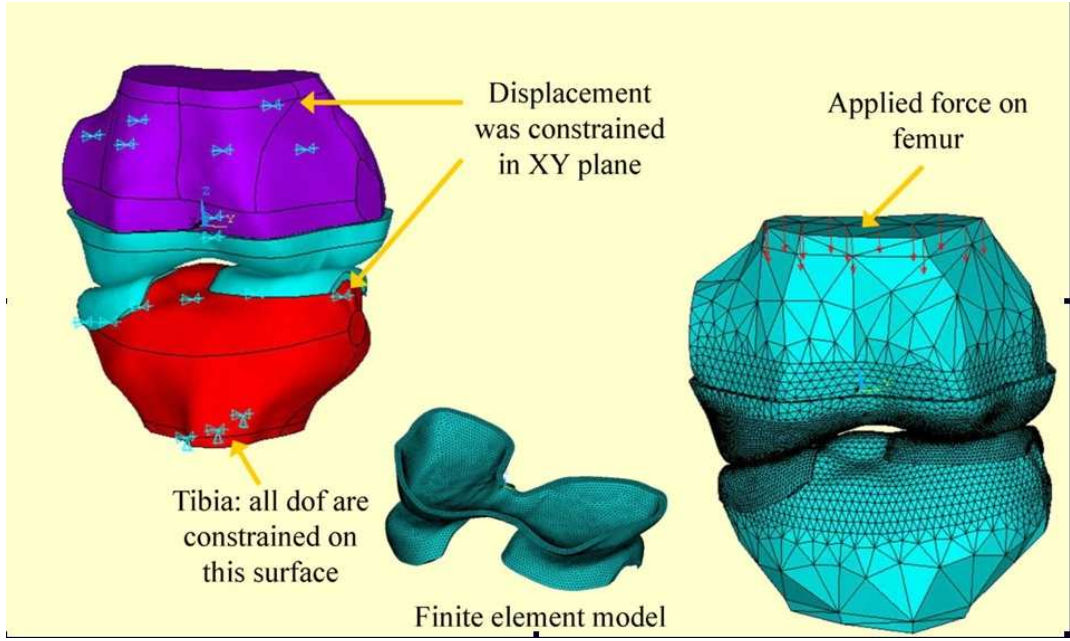
Bu ve benzeri örnekler çoğaltılarak sonlu elemanlar yönteminin günlük hayatta kullanımlarının örnekleri verilebilir.

#### **C.14.g) Sonlu Elemanlar Yönteminde Karşılaşılabilecek Zorluklar**

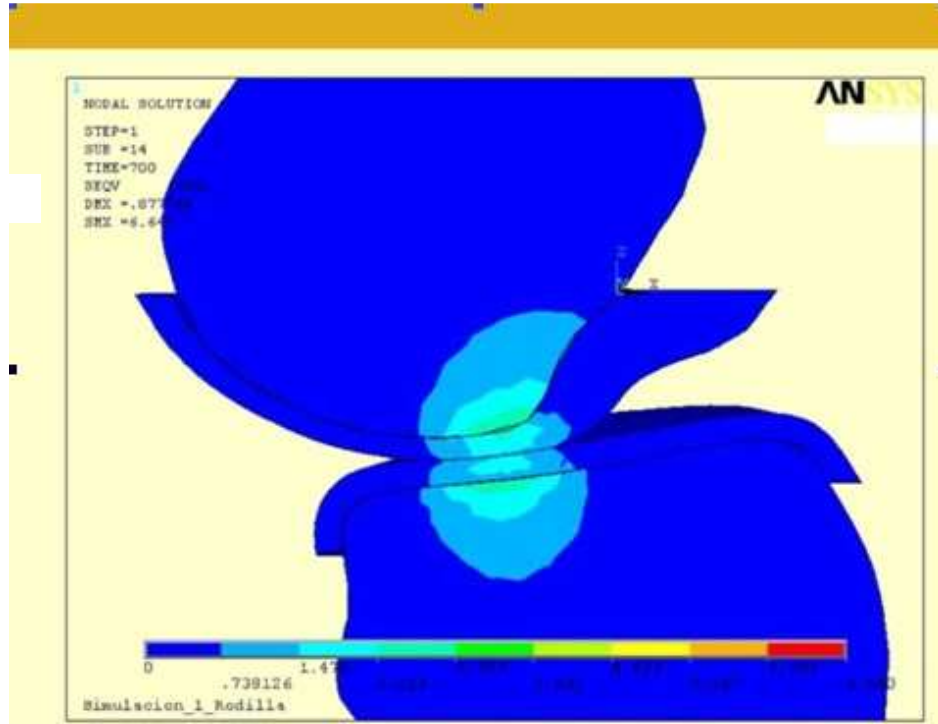
Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde elde edeceğimiz sonuçların gerçek sonuçlara yakın değerler olması için, analizde kullanacağımız modelin de olabildiğince gerçeğe yakın modellenmiş olması gerekmektedir. Elde edilen modelin geometrisi, kullanılan malzemenin doğru tanımlanması ve sınır şartlarının gerçeğe uygun olarak uygulanması, sonuçların gerçekliğini etkileyen önemli parametrelerdir. Literatürdeki çalışmalarda sonlu elemanlar yöntemi ile oluşturulan modellerde model geometrisi ve kullanılan malzeme tanımlamalarında bazı basitleştirmelere gidilmiş ve kabuller yapılmıştır (32.).

#### **C.14.h) Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Modelleme Örnekleri:**

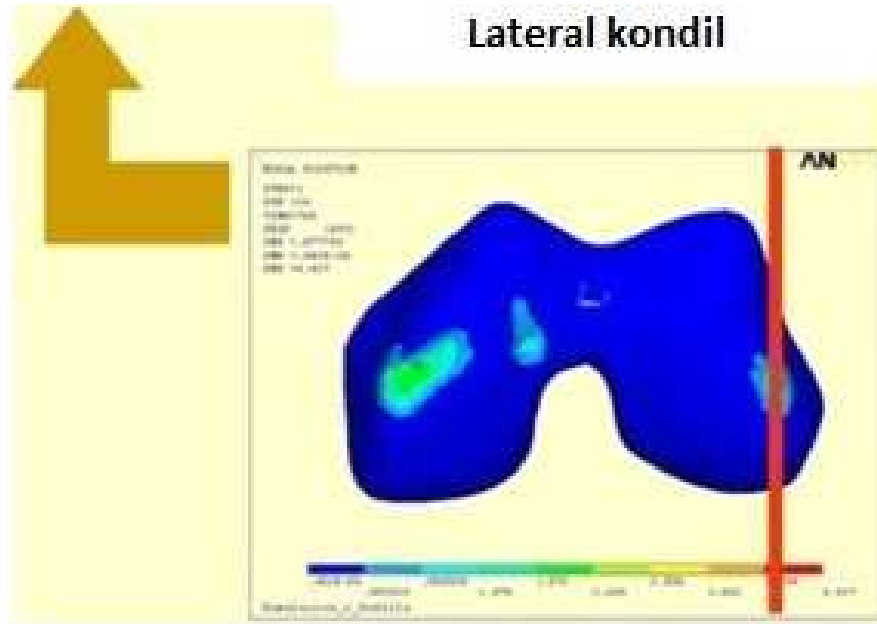
Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan gerilme analizlerinde analizin ilk basamağında, analiz edilecek materyale ait model oluşturmak vardır. Ortopedik cerrahide uygulanan diz protezlerinde, uygulanan diş implantlarında, günlük hayatta kullanılan köprülerde, binalarda üretim ve inşaa aşamasında önce birtakım hesaplamalar yapılması zorunludur. Aşağıdaki örneklerde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan modelleme örnekleri yer almaktadır.



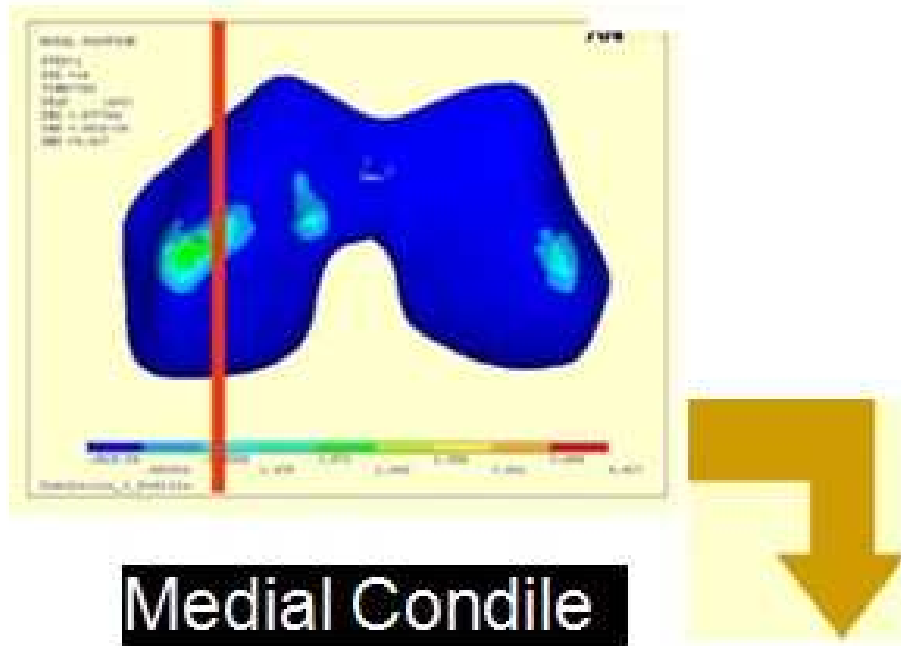
**Şekil 15:** Ortopedik cerrahide sık olarak kullanılan diz protezinin sonlu elemanlar yöntemi programıyla modellenmesi.



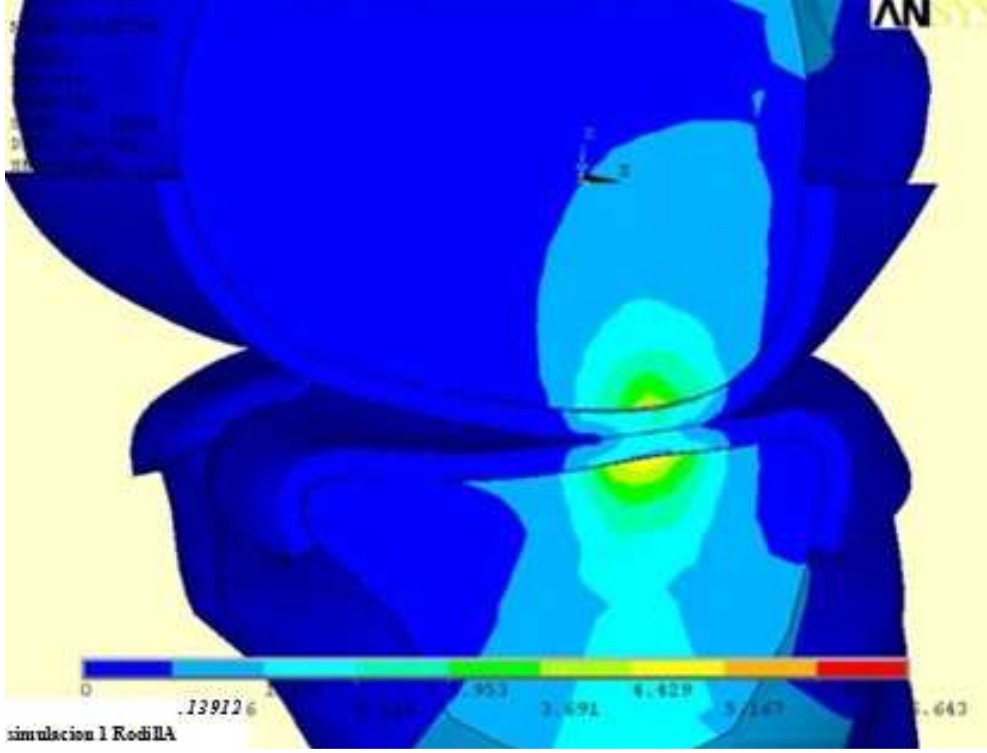
**Şekil 16 A:** Diz protezinde(lateral kondildeki) gerilme analizlerinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gösterimi(66.)



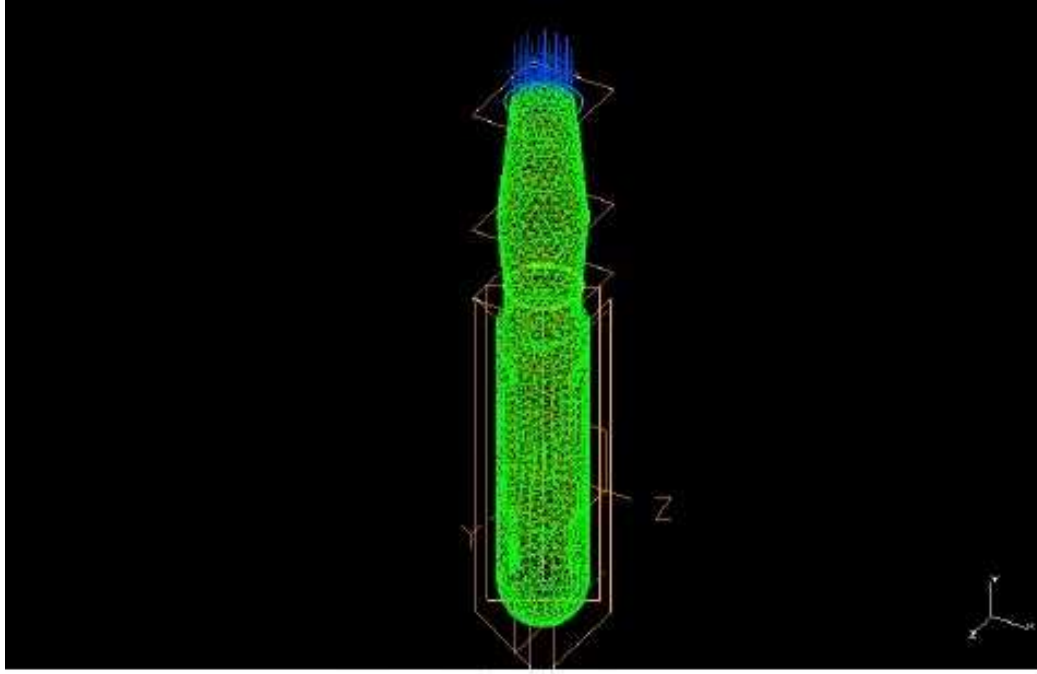
**Şekil 16 B:**Diz protezinde lateral kondildeki gerilme analizinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gösterimi(66)



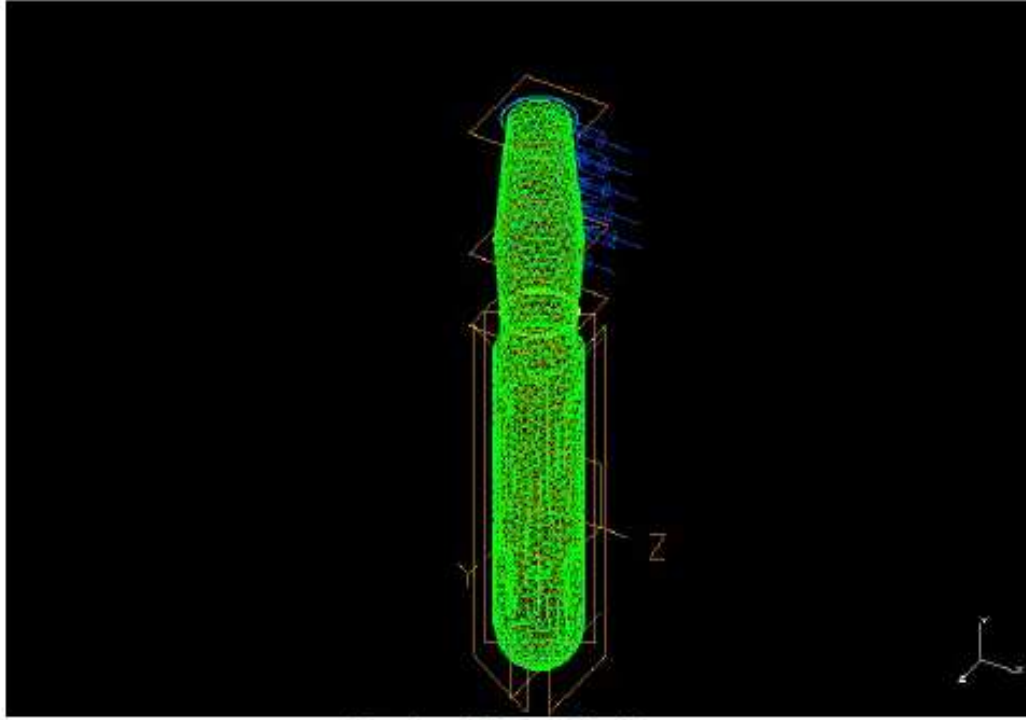
**Şekil 17A:** Diz protezinin medial kondilinin sonlu elemanlar yöntemiyle modellenmesi,(66.)



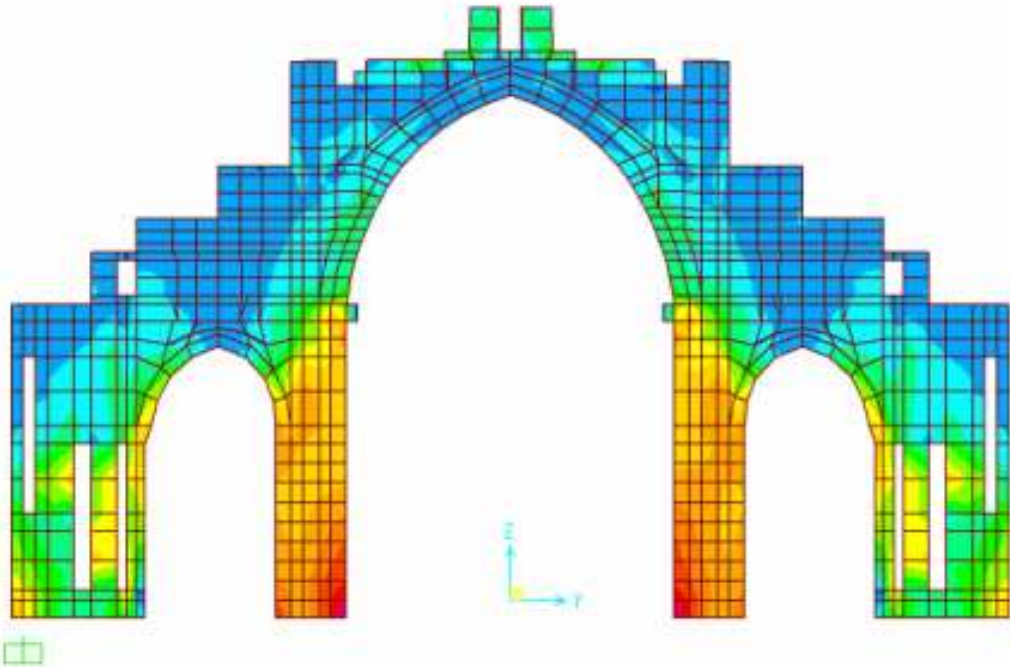
**Şekil 17 B:**Sonlu elemanlar yöntemiyle bir diz protezinin medial kondilinin modellemesi(66.)



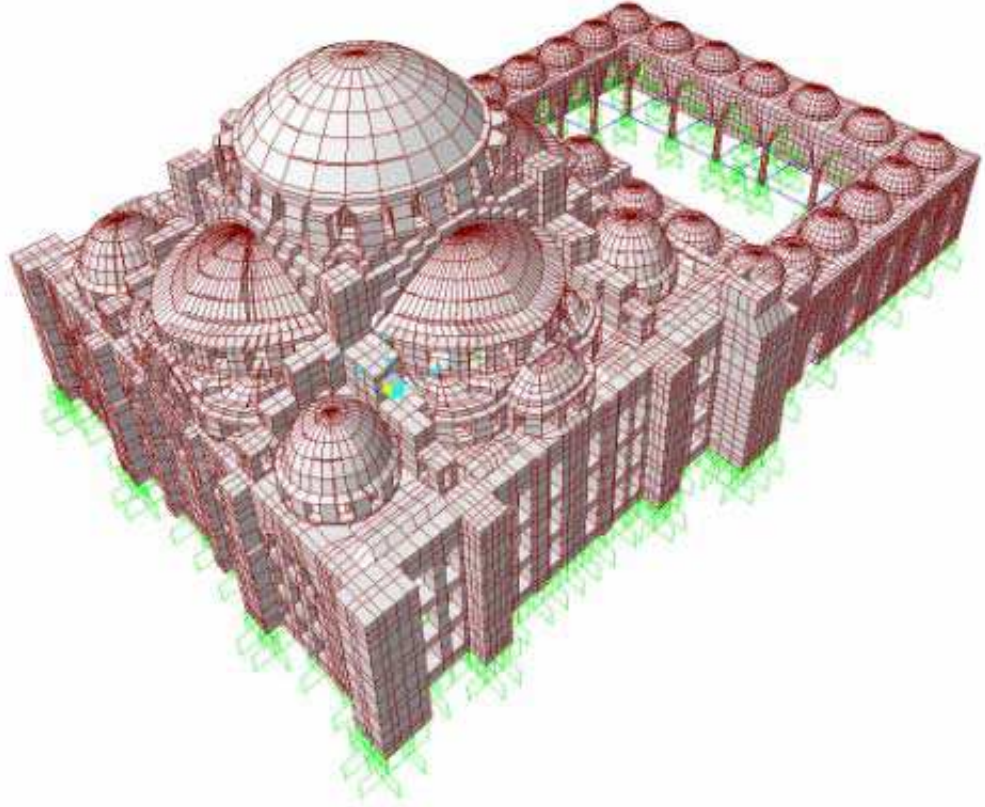
**Şekil 18 A:**Günlük hayatta kullanılan bir diş implantının sonlu elemanlar yöntemiyle dikey yüklenme analizlerinin yapılması.(72.)



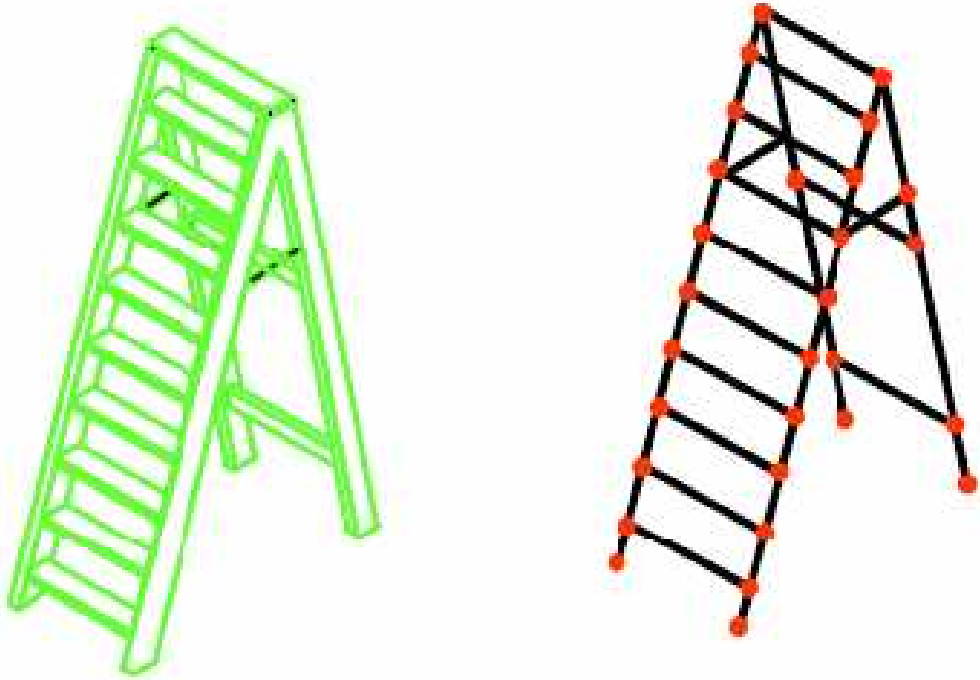
**Şekil 18B:**Bir diş implantının sonlu elemanlar yöntemiyle yatay yüklenme analizlerinin yapılması(72.)



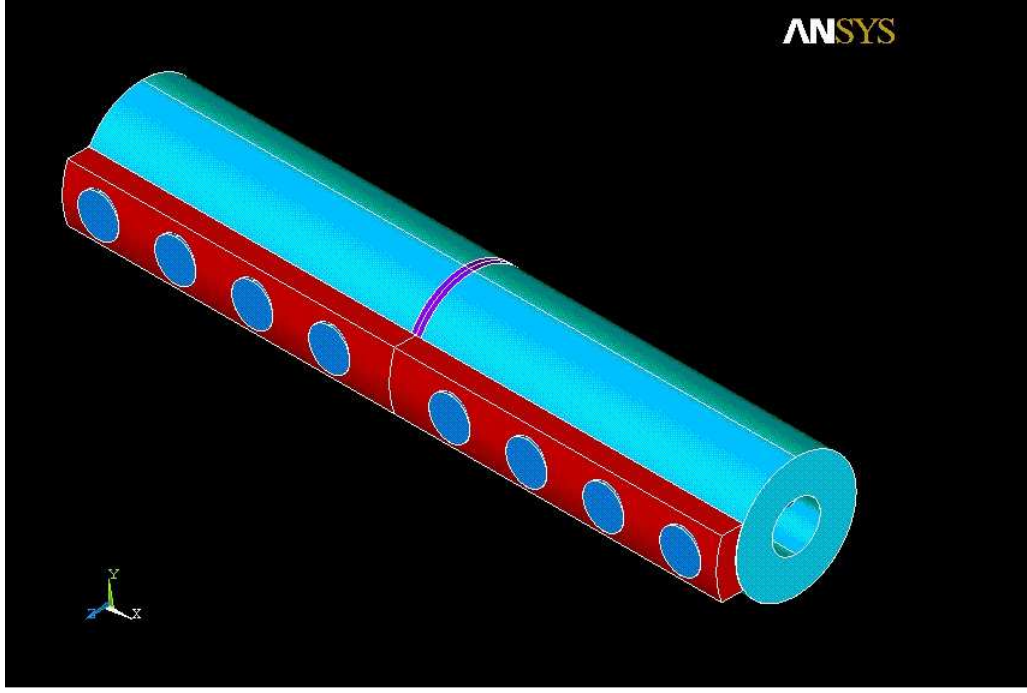
**Şekil 19 A:**Günümüzde kullandığımız tüm binaların,köprülerin inşasından önce brtakım hesaplamalar yapılması gerekliliği vardır .Bu hesaplamalar öncesi model oluşturmak önemlidir.



**Şekil 19B:** Sonlu elemanlar yönteminin inşaat mühendisliğinde kullanımının gösterimi.

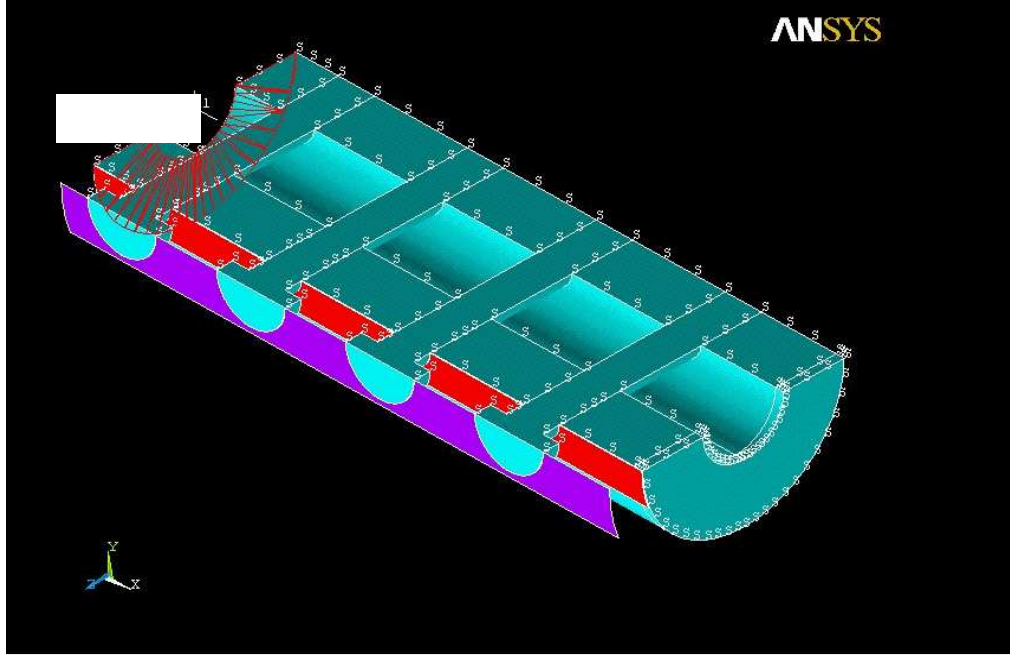


**Şekil 20:** Günlük hayatta kullandığımız merdivenin analizinde yine modellemeye bağlı olarak sonlu elemanlar yöntemiyle yapılmaktadır.



**Şekil 21:** Çalışmada kırık hattı transvers kabul edilmiş(73.)

Ege Üniversitesi'nin 2001 yılındaki çalışmasında kemik, plak, vida modeli görülmektedir. Çalışmada kemik düzgün silindir kırık hattı transvers kabul edilmiş. **(Composite and Metal Bone Plate - Screw Fixation: A Numerical Comparison** Erden Seçkin, Yıldız Hasan Ege University Izmir, TURKEY) .(73.)



**Şekil 22:** Plak kemik vida modeli (73.)

#### **C.14.1) Bilgisayar Ortamında Simülasyon**

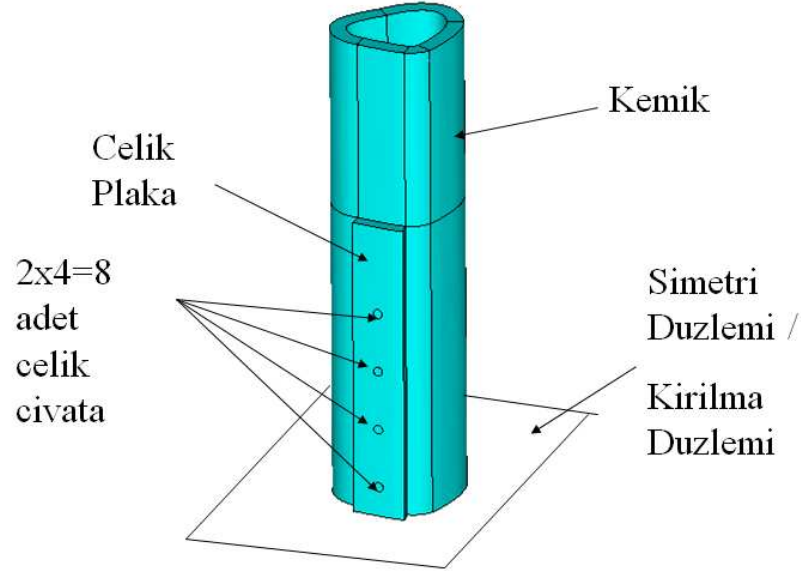
Oluşturulan bir modelin sayısal uygulaması, modelin yaşama geçirilmiş hali simulasyondur. Bilgisayarların hayli gelişip, yaygınlaştığı günümüzde simülasyonların çoğu bilgisayar üzerinde sanal ortamda yapılmaktadır. Sayısal simülasyonlarda modeli oluşturulan denklemler yaklaşım yoluyla çözülür. Sayısal yöntemlerle, hatanın büyüklüğü ile yapılan matematiksel işlem arasında ters ilişki vardır. Tutarlı bir sayısal çözüm yönteminde işlem sayısı arttırılarak hata istenildiği kadar küçültülebilir. Bilgisayar ortamında çok fazla sayıda işlemi kısa sürede yapmanın olası olması, bilgisayarları sayısal çözüm bulmada vazgeçilmez yapmıştır (18.,74.).

#### 4) MATERYAL ve METOD

Bu çalışmada insan tibiasıyla aynı boyutlarda kemik maketi(köpük kemik) kullanılmıştır. Kemiği öncelikle bir bütün olarak koronal ve yan plandan görüntülerini bilgisayara verdikten sonra mevcut yapay kemiğin diafiz bölgesini elektrikli testere yardımıyla 1 cm aralıklarla transvers olarak parçalara ayırdıktan sonra ortaya çıkan aksiyel kesitlerden bilgisayar ortamında üç korteksi olan tübuler tibia diafiz modeli elde edildi. Tibia diafiz modelinin lateral korteks kalınlığı 5mm medulla genişliği 13mm medial korteks kalınlığını 5.25 mm olarak belirledikten sonra, bu model üzerinde transvers kırık oluşturup sonra sekiz delikli plağımızı(13 cm uzunluğunda 0.4cm kalınlığında) ve 0.3 cm kalınlığındaki kortikal vidayla kemiğin lateral korteksine yerleşecek şekilde modelleme yaptık. Ayrıca plağımızın ve vidaların kırık hattının proksimalinde ve distalinde simetrik olmasına önem verildi. Fiksasyon sırasındaki vidayı sıkma kuvvetini de(vidanın ön yükünü de) sırasıyla 50 N ve 500 N olarak kabul edildi. Oluşturulan kemik, plak, vida modeline insanın ortalama ağırlığı 80 kg olduğunu düşünerek 80 kg'lık aksiyel yükü kemik plak ve vida üzerine uyguladıktan sonra kemik ve implant üzerinde çıkan gerilme değerlerini değerlendirmeyi amaçlandı. Ayrıca oluşturulan kemik, plak, vida modelinde ani ısı değişimi durumunda oluşan gerilme değerlerindeki değişimleri bulabilmekte bu çalışmanın amaçları arasındadır.

Bu çalışmada gerilme analizi yöntemlerinden sonlu elemanlar yöntemi kullanıldı. Yaptığımız çalışmada yurtdışında çalışan biyomekanik konusunda uzman bir makine mühendisinden model oluşturma ve analiz hesaplamalarıyla ilgili olarak destek alınmıştır. Bilgisayarımız Workstation konfigürasyonunda olup ANSYS firmasının aynı isimli lisanslı programı kullanılmıştır.

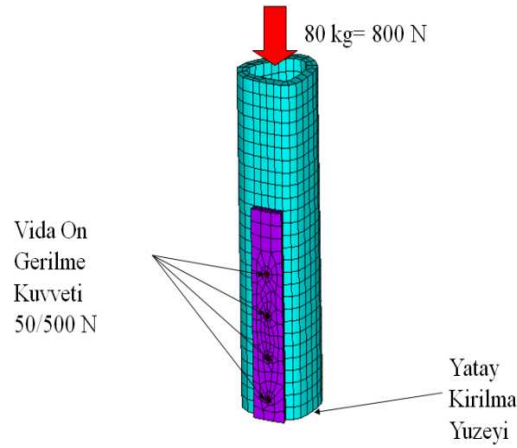
Çalışmanın **birinci** basamağında yapay kemikten elde ettiğimiz kemik kesitlerinden bilgisayar ortamında geometrik kemik modeli oluşturuldu.



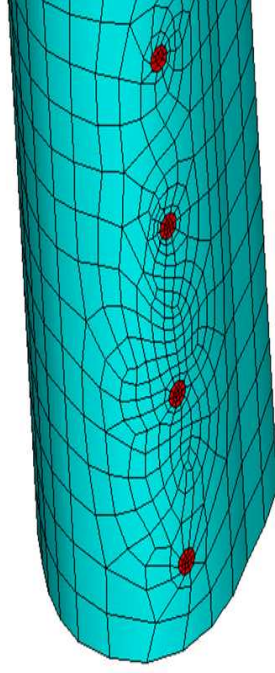
Şekil 23: Oluşturulan kemik modeli

Çalışmanın **İkinci** basamağında modelin iki boyutlu model dosya(IGES) (44.)formatına dönüştürülmesinin ardından **üçüncü basamakta** ise mevcut IGES dosyasının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme programına aktarımı uygulaması yer almaktadır. Bu programın kullanılmasıyla sınır şartların uygulanabilirliği (kemiğe uygulanan yük, plak vidanın ısıtılması) mümkün olmaktadır. Ayrıca modelin matematik modele (örgülü hale) getirilmesi de bu program sayesinde mümkün olmaktadır.

### Sonlu Elemanlar Modeli ve Yükler

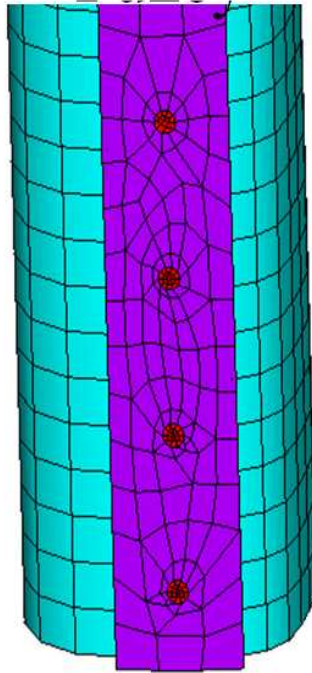


Şekil 24: Sonlu elemanlar modeli ve yükler

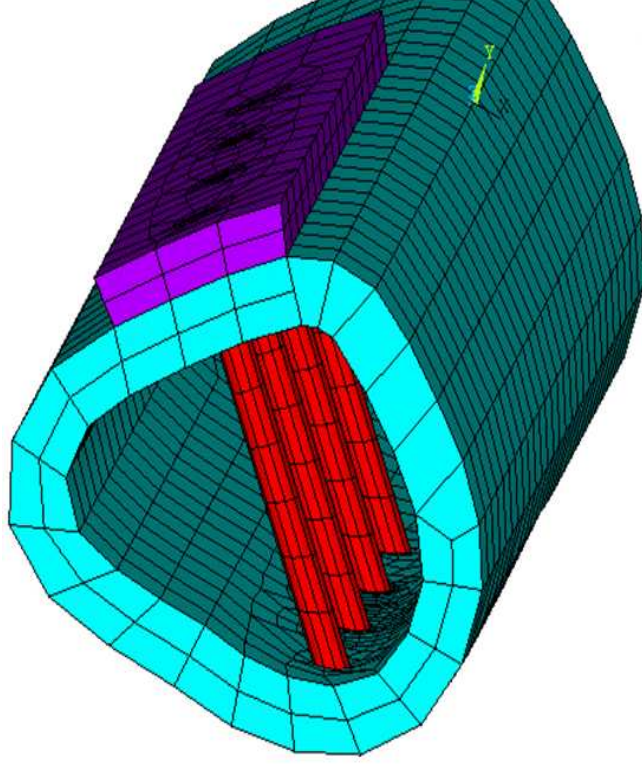


**Şekil 25:** Vidaların çıkış yeri modellenmekte

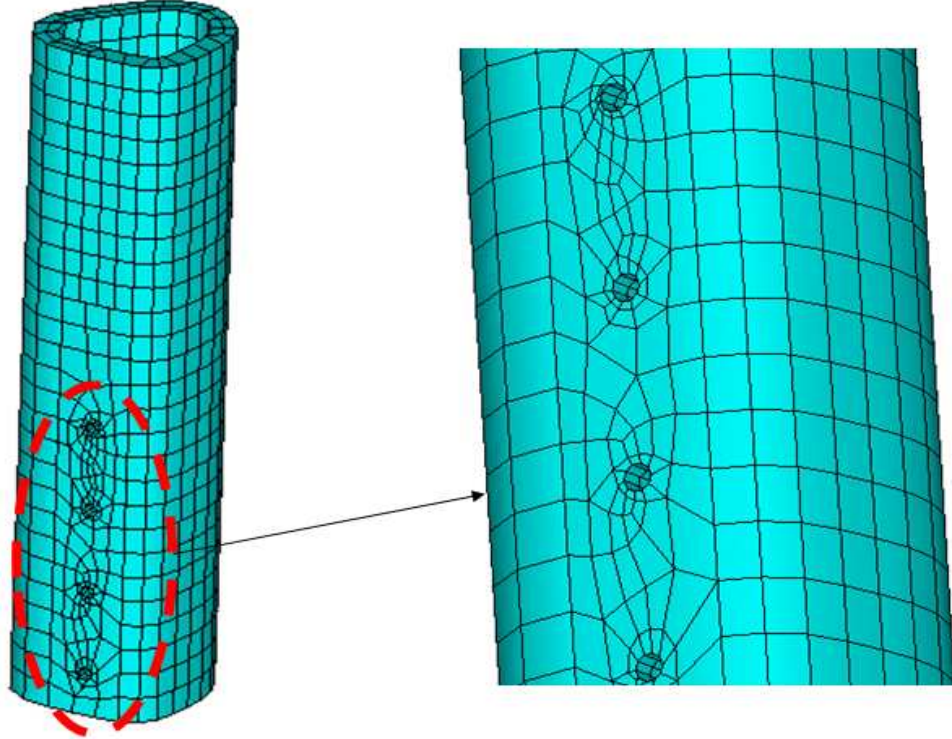
Kemikte vidaların çıktığı medial korteksin plak olmadan modellenmesi. Kırmızı noktalar vidanın çıktığı noktalardır.



**Şekil 26:** Kemiğin lateral korteksi üzerindeki plak ve vida modeli görülmekte.



**Şekil 27:**Kırık hattındaki oblik kesitten kemik, plak, vida modelinin görülmesi.



**Şekil 28:**Plağın uyguladığı yüzey (Lateral korteks)görülmekte. Plak kaldırıldıktan sonraki kemik model

$F=50/500$    $F=50/500$

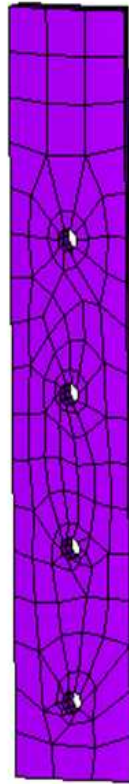
$F=50/500$    $F=50/500$

$F=50/500$    $F=50/500$

$F=50/500$    $F=50/500$

Şekil 29

Şekil 29: Vidalara uygulanan ön yükün gösterildiği vida modellemesi



Şekil 30. Plağın sonlu elemanlar yöntemi programı kullanılarak örgülü olarak modellemesi

Sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında amaç, üzerlerine yük uygulanan cisimlerin yapısal bütünlüklerinin bozulacağı durumlar karşısında yapısal bütünlüğünü bozabilecek zayıf noktaların hangilerinin olduğunun araştırılmasıdır (15.,53.).

Bu çalışmada bulgular elde edilirken yükleme şartlarında her zaman maksimum değerler dikkate alınmıştır. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılan çalışmaların çoğunda bulgular elde edilirken, gerilme durumunu sayısal olarak hesaplayan Von Mises enerji kriteri kullanımının yeterli olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda bulgular bu enerji kriterlerine göre karşılaştırılmıştır (44.).

Bu çalışmada kullanılan modellerde implant-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmenin en yüksek değere ulaştığı bölge kritik bölgedir, aynı matematik model içerisinde implantın farklı yüzeylerinde düşük gerilme seviyeleri de ölçülebilir, ancak kritik önem taşımaz. Yük arttırıldığında yapısal bütünlüğü bozacak ilk bölge gerilmenin en yüksek olduğu, yani bu çalışma için maksimum Von Mises enerji değerinin hesaplandığı bölgedir. Yükleme şartlarında ortaya çıkan maksimum Von Mises değerleri düşükten yükseğe doğru sınıflandırarak değerlendirilir. Buna göre en düşük maksimum gerilme değeri veren durum en avantajlı, en yüksek maksimum gerilme değerini veren durum ise deformasyonun ve kırılmanın olabileceği değer olabilmesi nedeniyle en dezavantajlı olacaktır.

Analiz bulgularını değerlendirmeden önce genel bilgilerde anlatılan bazı temel bilgileri tekrar açıklamak gerekiyor. Gerilme analizindeki tüm sonuçlar Megapascal (MPa)cinsinden

$$1\text{MPa}=1\text{Newton}/1\text{mm}^2(62.,71.)$$

1 mm<sup>2</sup> uygulanan 0,1 kg ı ifade ediyor. Kurşun kalemin ucunu 1 mm<sup>2</sup> olarak kabul edersek 200 Mpa olduğu durumda kalemin üzerinde 20 kg olduğunu düşünebiliriz.

$$\text{Gerilme(Basınç)}=\text{Kuvvet}/\text{Alan}$$

Doğada bulunan her metalin bir dayanım sınırı olduğu gibi bu çalışmada yer alan çelik plak ve titanyum plağında bir dayanım sınırı vardır.

Çeliğin dayanım sınırı yaklaşık 600-700 MPa,

Titanyumun dayanım sınırı yaklaşık 800-900MPa

Ortopedik cerrahide kullanılan vidaların ise dayanım sınırı 600-1200MPa arasında değişmektedir.

**Güvenlik Katsayısı:**

Malzemenin (kemik, vida, plak vs.) dayanım sınırının hesaplanan gerilme değerine oranıdır. Bu değer metalin cinsi (titanyum, çelik), hastanın yaşına (yaş artarsa osteoporozla bağlı dayanım sınırı düşecektir), hastanın yaşam tarzına göre değişiklik gösterir. Bu değer minimum 1 olmalıdır. Hastanın yaşam tarzına uygun olarak bu değerler 2 ile 3 arasında değişebilir. Örnek olarak vidaların dayanım sınırı yaklaşık 1000 MPa'dır. Güvenlik katsayısı 2 alındığı zaman vidalardaki gerilme değerleri  $1000/2=500$  MPa'ı geçmemelidir.

**B) ISI ANALİZİ:**

Isı analizi bulgularını değerlendirmeden önce bazı temel bilgileri anlamak gerekiyor.

Isı kapasitesi: Bir maddenin sıcaklığını 1°C artırmak için gerekli olan ısı miktarıdır.

| <b>Madde</b>                        | <b>Spesifik Isı Kapasitesi<br/>(25°C'da ve<br/>J/g°C'de)</b> |
|-------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| <b>H<sub>2</sub> gas</b>            | <b>14.267</b>                                                |
| <b>He gas</b>                       | <b>5.300</b>                                                 |
| <b>H<sub>2</sub>O<sub>(l)</sub></b> | <b>4.184</b>                                                 |
| <b>lityum</b>                       | <b>3.56</b>                                                  |
| <b>Etil alkol</b>                   | <b>2.460</b>                                                 |
| <b>Etilen glikol</b>                | <b>2.200</b>                                                 |
| <b>Buz @ 0°C</b>                    | <b>2.010</b>                                                 |
| <b>Buhar @ 100°C</b>                | <b>2.010</b>                                                 |
| <b>Bitkisel yağ</b>                 | <b>2.000</b>                                                 |
| <b>Sodyum</b>                       | <b>1.23</b>                                                  |
| <b>Hava</b>                         | <b>1.020</b>                                                 |
| <b>Magnezyum</b>                    | <b>1.020</b>                                                 |
| <b>Alüminyum</b>                    | <b>0.900</b>                                                 |
| <b>Beton</b>                        | <b>0.880</b>                                                 |
| <b>Cam</b>                          | <b>0.840</b>                                                 |
| <b>Potasyum</b>                     | <b>0.75</b>                                                  |
| <b>Sülfür</b>                       | <b>0.73</b>                                                  |
| <b>Kalsiyum</b>                     | <b>0.650</b>                                                 |
| <b>Demir</b>                        | <b>0.444</b>                                                 |
| <b>Nikel</b>                        | <b>0.440</b>                                                 |
| <b>Çinko</b>                        | <b>0.39</b>                                                  |
| <b>Bakır</b>                        | <b>0.385</b>                                                 |
| <b>Pirinç</b>                       | <b>0.380</b>                                                 |
| <b>Kum</b>                          | <b>0.290</b>                                                 |
| <b>Gümüş</b>                        | <b>0.240</b>                                                 |
| <b>Kalay</b>                        | <b>0.21</b>                                                  |
| <b>Kurşun</b>                       | <b>0.160</b>                                                 |
| <b>Civa</b>                         | <b>0.14</b>                                                  |
| <b>Altın</b>                        | <b>0.129</b>                                                 |
|                                     |                                                              |

**Tablo 5** Bazı maddelerin spesifik ısı kapasiteleri.

Bu tabloda bazı maddelerin ısı kapasiteleri verilmektedir. Örneğin suyun ısı kapasitesi (4.184), çeliğin ısı kapasitesine (0.444) göre 10 kat daha fazladır. Bunun pratik hayattaki karşılığı aynı kütleye sahip suyun çeliğe göre, ısıya 10 kat daha fazla sahip olması, diğer bir ifadeyle aynı miktarda suyun aynı miktardaki çeliğe göre 10 katı bir sürede ısınması veya soğuması durumudur.

Bu değerler eşliğinde, bu çalışmada fiksasyon amaçlı kullanılan çelik plağın kuvveti ve kemik üzerine olan sıcaklık ve soğukluk farklılıklarında plak ve vidalarda oluşturduğu gerilme kuvveti araştırıldı.

İnsan vücudunda yaklaşık 20 kg kemik olduğunu düşünüp fiksasyonda kullanılan plağın da ağırlığını 200 gr kabul edildiğinde, ayrıca aralarındaki ısı kapasiteleri farkı da düşünüldüğü zaman, oluşan ısı farkı durumunda plağın kemiğe göre daha hızlı tepki vereceği anlaşılır.

Her iki ısı durumunda da (sıcak-soğuk) vidaları sıkma kuvveti (vida ön yükü) 500 Newton olarak kabul edildi. Bulunduğumuz coğrafik bölgedeki ani ısı değişimleri ise 20° alınarak sınır şartı kabul edildi..

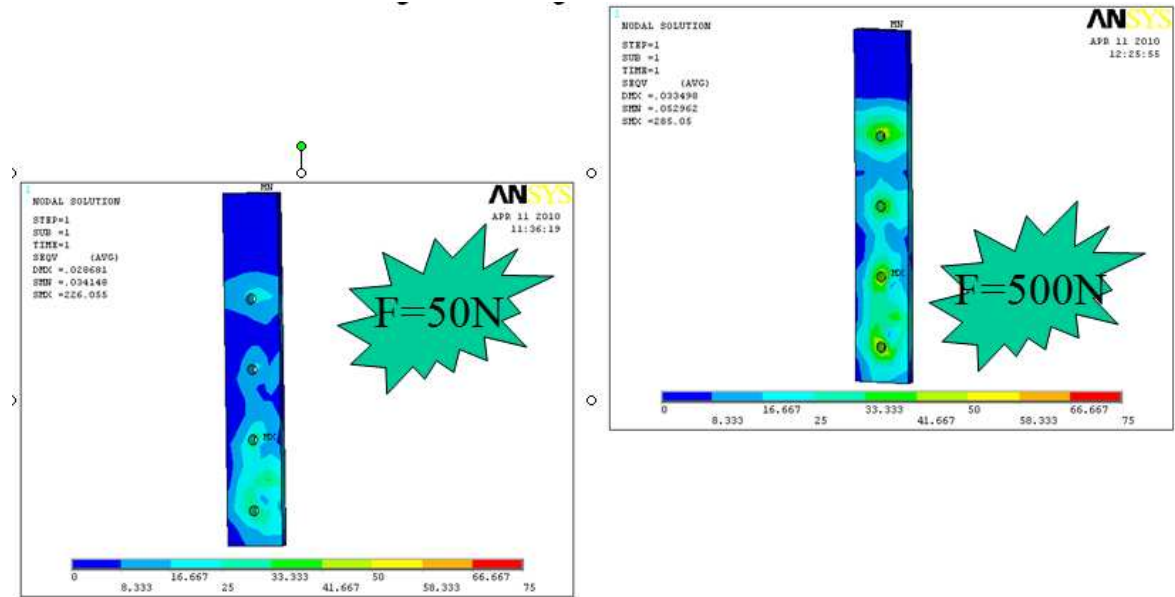
Anlaşılır olması açısından şöyle bir örnek verilebilir: Ortam ısısı 30°C olan bir evin içinden, ısısı 10° olan bir ortama aniden geçildiğinde metaldeki ani ısı düşüşüne kemik aynı hızda cevap veremeyecek ve belli bir zaman sonra metal ve kemik eşit sıcaklığa ulaşacaklar. Metal ve kemiğin ısılarının eşit olana kadar geçecek zamandaki plak ve vidalardaki gerilme değerleri de yine sonlu elemanlar yöntemiyle hesaplandı.

## 6) BULGULAR:

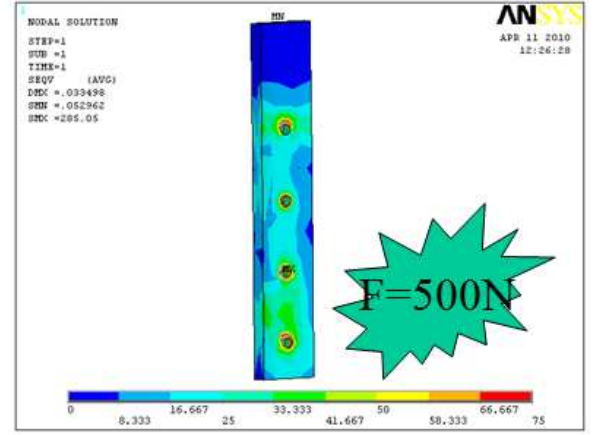
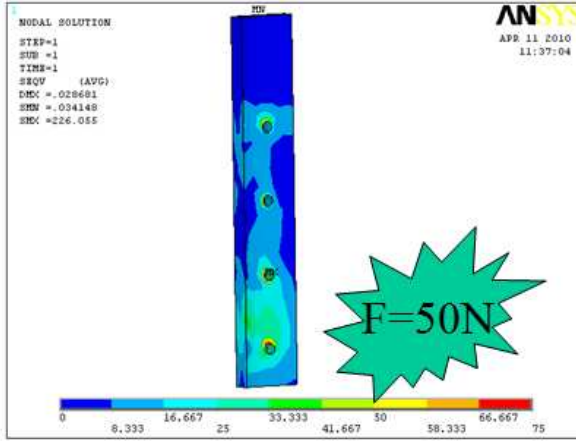
Gerçeğe uygun olarak oluşturulan yapay tibia modelinde, sonlu elemanlar yöntemiyle gerilme analizleri yapıldı. Yapılan gerilme analizi ve diğer ölçümlerin hepsi tüm “Bulgular” bölümü boyunca aşağıya sıralanmıştır;

Kırık hattının bir tarafındaki plak deliklerine farklı güçler (50 N ve 500 N) uygulandığında, delik ve vidalar üzerine hangi gerilme değerlerinin elde edildiği değerlendirildi (Şekil 31). Her iki plaktaki gerilme değerleri incelendiğinde iki plakta da kırık hattına en yakın 2.delik ve 2.vidada gerilme maksimum bulundu (sırasıyla 226 MPa ve 285 MPa). Diğer bir ifadeyle bu plaklarda kırık hattına en yakın 2.delikte mm<sup>2</sup>'ye düşen yük sırasıyla 22.6 ve 28.5kg idi. Plak üzerindeki kritik nokta burasıdır.

Diğer bir sonuç da 500 Newton (50kg) kuvvet uygulanarak yerleştirilen vidalardaki gerilme kuvvetinin daha fazla olduğudur. (Plakların altındaki skaladaki değerlerden anlaşılmaktadır).



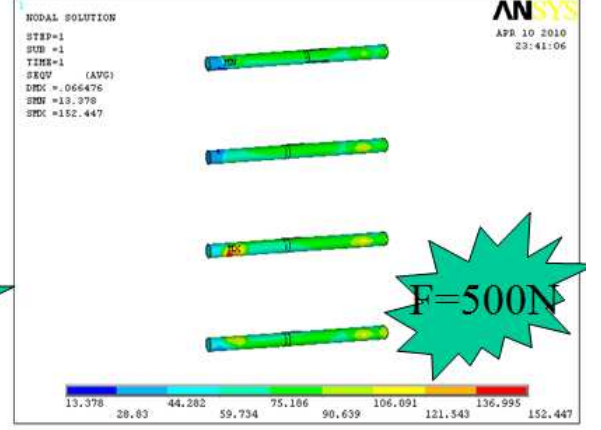
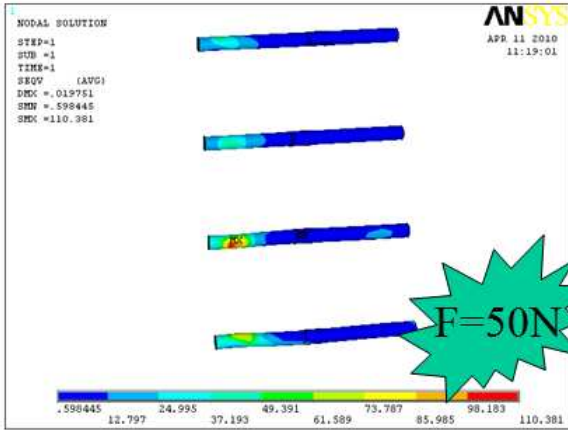
**Şekil. 31:** Bu örneklerde kırık hattının bir tarafında yer alan plağın ortasının alt tarafta görüldüğü ve plağın tam yarısını gösteren 4 delik ve 4 vida görülmektedir Sayfanın sol tarafında plağa 50 Newtonluk (5 kg.lık) bir kuvvet uygulanarak vida(vida ön yükü 50N) yerleştirildi. Sağ tarafta bulunan plağa ise 500Newtonluk (50kglık )bir kuvvet uygulanarak vida(vida ön yükü) yerleştirildi.



**Şekil.32:** Farklı vida ön yüklerinde plağın arka yüzündeki (kemik plak arasındaki bölge) gerilme değerleri görülmektedir.

Şekil 32 de kırık hattının bir tarafında yer alan plağın tam yarısını gösteren 4 delik ve 4 vida görülmektedir Sayfanın sol tarafında plağa 50 Newtonluk (5 kg.lık) bir kuvvet uygulanarak vida(vida ön yükü 50N) yerleştirildi. Sağ tarafta bulunan plağa ise 500Newtonluk (50kglık ) bir kuvvet uygulanarak vida (vida ön yükü) yerleştirildi.

Şekil 32 de plağın arka bölgesinde(kemikle plak arasındaki) oluşan gerilme değerleri görüldüğünde plağın arka bölgesinde kırık hattına en yakın 2. delikte gerilme değerinin en yüksek olduğu görülmekte.

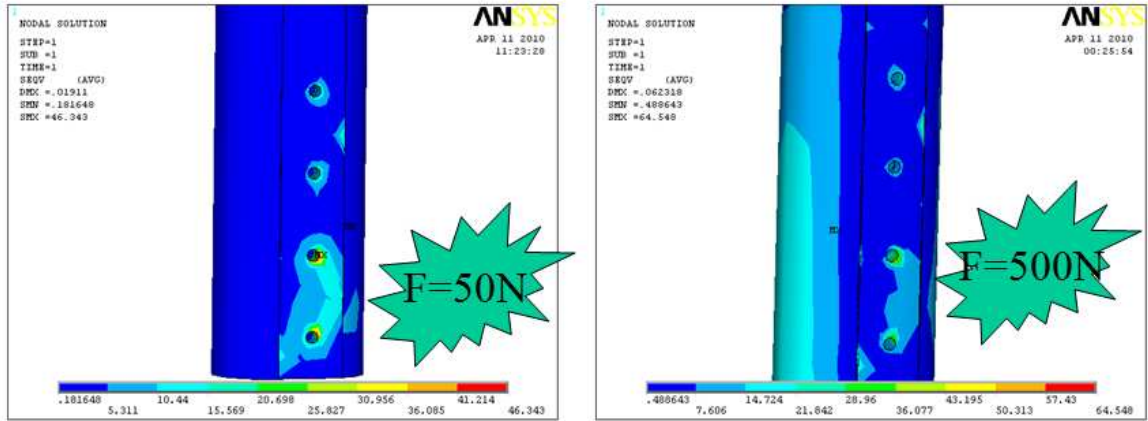


**Şekil. 33:** Vida üzerinde oluşan gerilme değerleri görülmektedir. Sol taraftaki vidalara 50 N kuvvetle sağ taraftaki vidalara ise 500 N luk kuvvet uygulanmış.(Vida ön yükü sırasıyla 50Nve 500 N)

Şekil 33de fiksasyonda kullanılan vida modellerinin farklı vida önyüklerinde(vidaları farklı kuvvetlerde sıkılması) oluşan gerilme değerleri görülmektedir. Vidalarımız düz çubuk şekline kabul edilip çıkan sonuçları 2.5 kat genişleterek yivli vidanın maruz kaldığı gerilme kuvveti hesaplandı.

Sonuçta kırık hattına en yakın 2 vidalarda maksimum gerilme bulundu. Sırasıyla (110\*2.5 ve 152\*2.5)

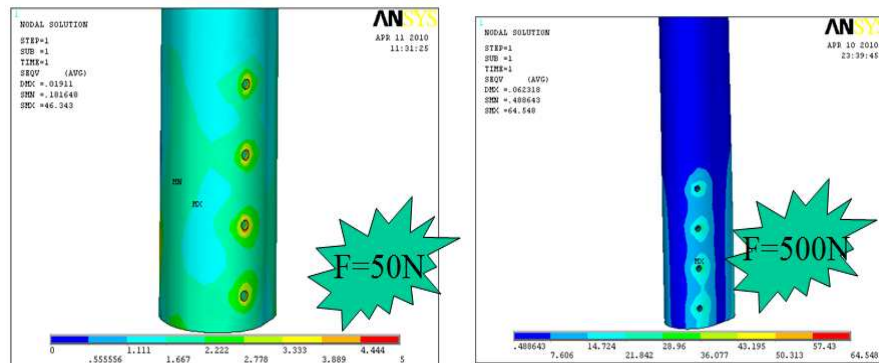
Ayrıca 500 Newton kuvvetle uygulanan vidaların tümünde vidalardaki gerilme daha fazla bulundu. Vida üzerindeki gerilme değerleri incelendiğinde ise en yüksek gerilme kuvvetinin plak, kemik arasında kalan vida kısmında olduğu görüldü.



**Şekil.34:** Plâgın uygulandığı lateral korteks üzerinde oluşan gerilme değerleri görülmektedir. Vida ön yükü sol tarafta 50 N sağ tarafta 500 N dur.

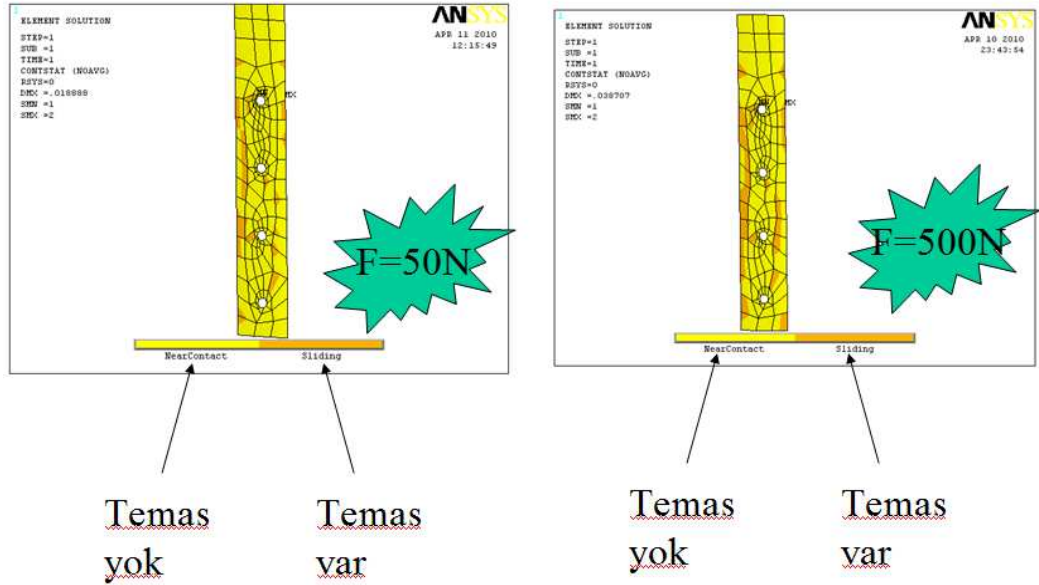
Şekil.34 de vidayı kuvvetli sıkıttığımızda kemiğin lateral korteksi üzerinde oluşan gerilme değerleri daha yüksek çıkmaktadır. Maksimum gerilme değerleri( SMX değerleri sırasıyla 64Mpa ve 48 Mpa)

Kemik üzerinde gelişen gerilme değerleri incelendiği zamanda vidaya fazla kuvvet uygulandığında maksimum gerilme plâgın 2. ve 3. delikleri arasındaki yerde oluşurken vidaya az kuvvet uygulandığı zaman ise tam plâgın 2.delğine uyan kemik üzerinde oluşmaktadır.



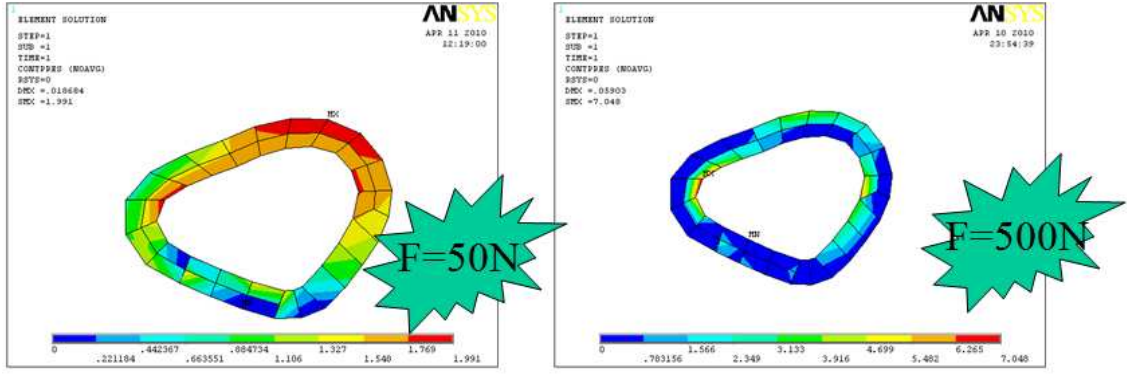
**Şekil.35:** Kemiğin iç yüzeyi(vidaların çıkış yerinde oluşan gerilme değerleri) görülmektedir.

Şekil.35 de aynı vida ön yükleri kabuluyla vida çıkış yerlerindeki (kemiğin medial korteksi) gerilme değerleri görülmekte. Vida ön yükünün fazla olduğu durumda en yüksek gerilme vida ön yükünün düşük olduğu duruma göre yaklaşık 3 kat daha fazladır. Her iki durumda da en yüksek gerilim plağın 2. noktasına yakın kemik bölgesinde olmaktadır.



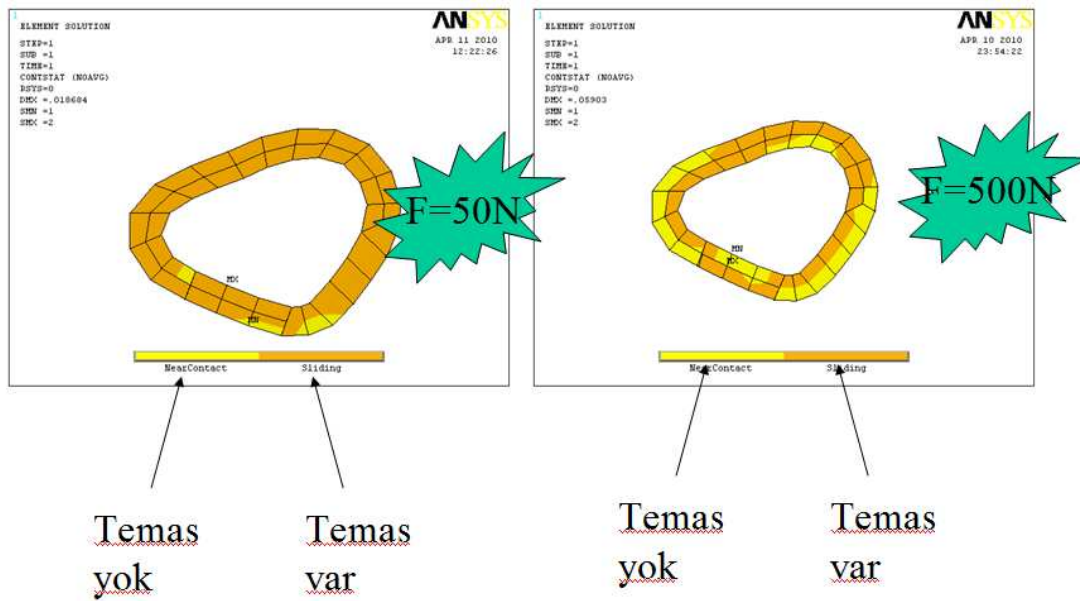
**Şekil.36:** Değişen vida ön yüklerine bağlı oluşan kemik plak teması görülmektedir.

Şekil.36 da değişen vida ön yüklerine bağlı olarak kemik plak teması görülmektedir. Vida ön yükünün fazla olduğu(vidayı kuvvetli sıktığımız )durumlarda kemik plak arasındaki temasın daha fazla olduğu görülmektedir. Bu yapılan fiksasyonun güvenliğini arttıran bir durum ancak kuvvetli sıkmanın vidalardaki ve plaktaki gerilme değerlerini arttırdığı şekil 33 ve şekil 31 de vurgulamıştı.



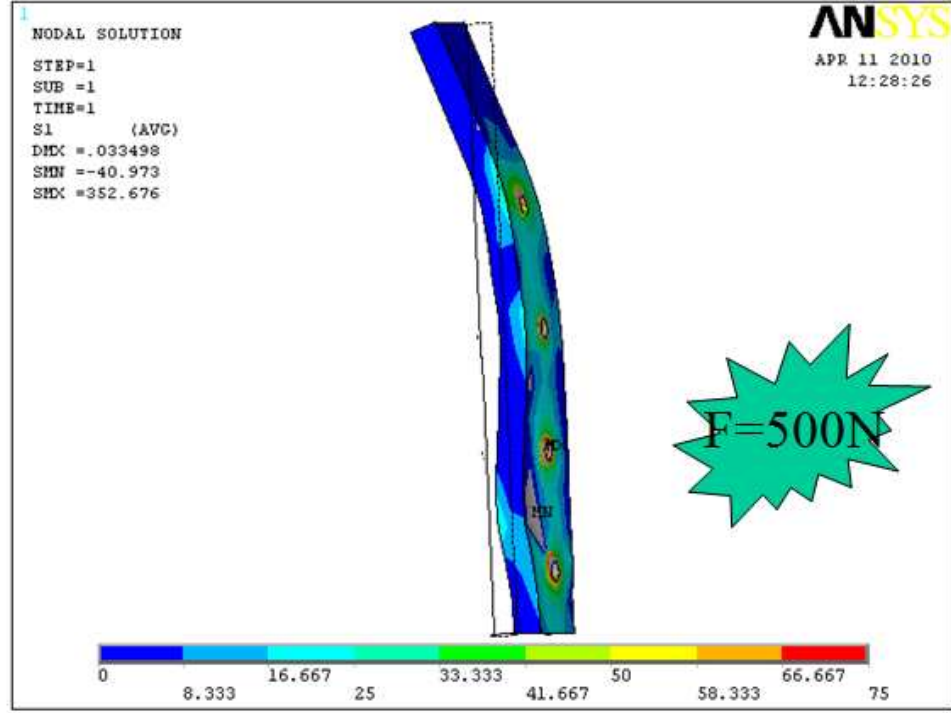
**Şekil.37:** Kırık hattındaki farklı vida ön yüklerinde gerilme değerlerinin aksiyel kesitte gösterimi.

Şekil.37 de farklı vida ön yüklerinde kırık hattında oluşan gerilme değerleri görülmektedir. Kırık hattındaki maksimum gerilmeler değerlendirildiğinde ise vida ön yükünün fazla olduğu durumda diğer duruma göre 3.5 kat daha fazla (Smx değerleri sırasıyla 7 Mpa ve 1.9 Mpa).

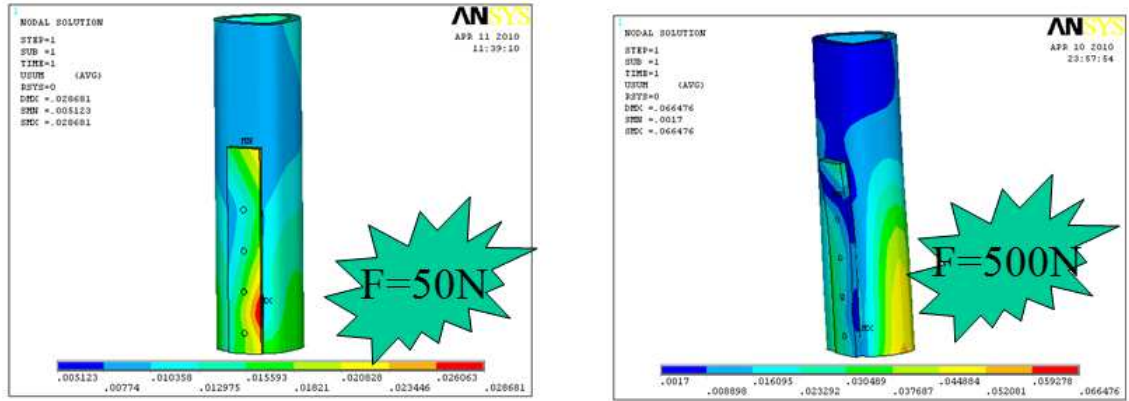


**Şekil.38:** Farklı vida önyüklerine bağlı olarak kırık uçları arasındaki temas,

Şekil.38 da kırığın farklı vida ön yüklerinde tespitinde kırık uçları arasındaki temas görülmektedir. Vida ön yükünün az olduğu durumda, vida ön yükünün fazla olduğu duruma göre kırık uçları arasında daha fazla temas vardır. Bu durum fiksasyonun güvenliğini artıran bir durumdur. Buna karşın vida ön yükünün arttığı durumda vidalar üzerindeki gerilme değerleri (Şekil 33) artış göstermektedir. Bu ise fiksasyonun güvenliğini azaltan bir durumdur.



**Şekil.39.a:** Vida ön yükünün arttığı durumda deformasyonun 100 ile çarpılmış hali.



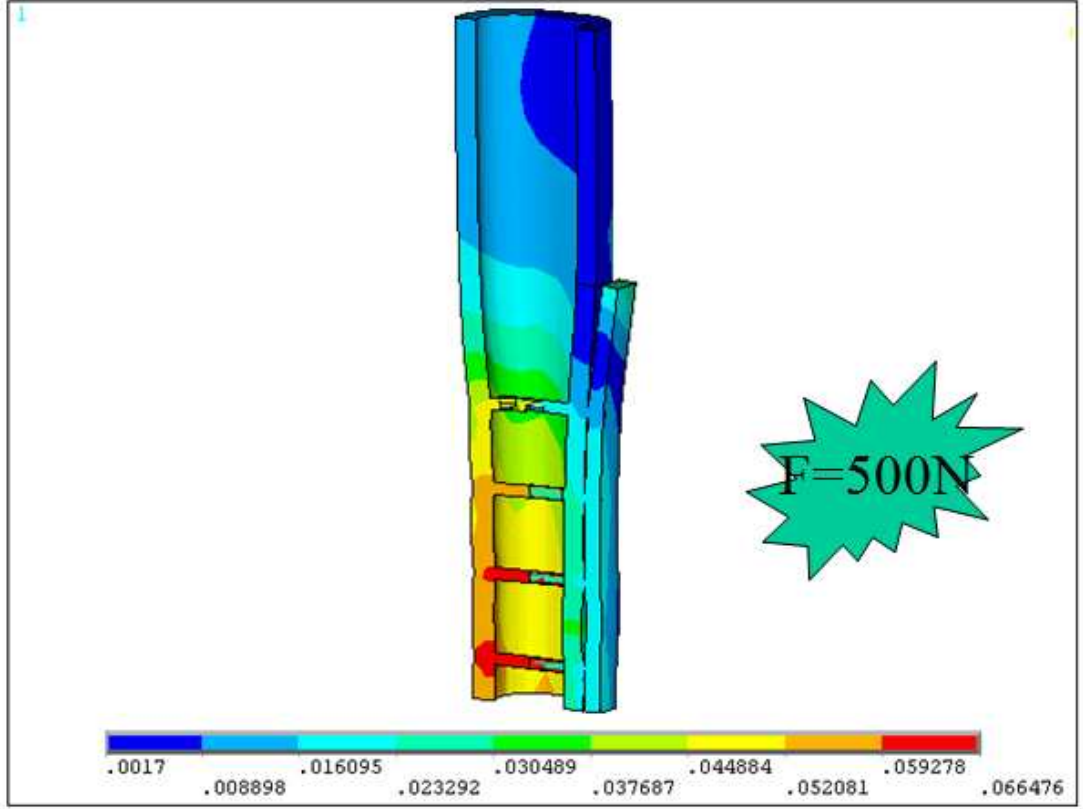
**Şekil.39.b:** Farklı vida yüklerine bağlı olarak plak üzerinde görülen deformasyon.

Şekil.39 da farklı vida ön yüklerine bağlı olarak plak üzerinde oluşan deformasyon görülmekte. Deformasyonda kullanılan birim mm dir. Kısaca bilgi vermek gerekirse,

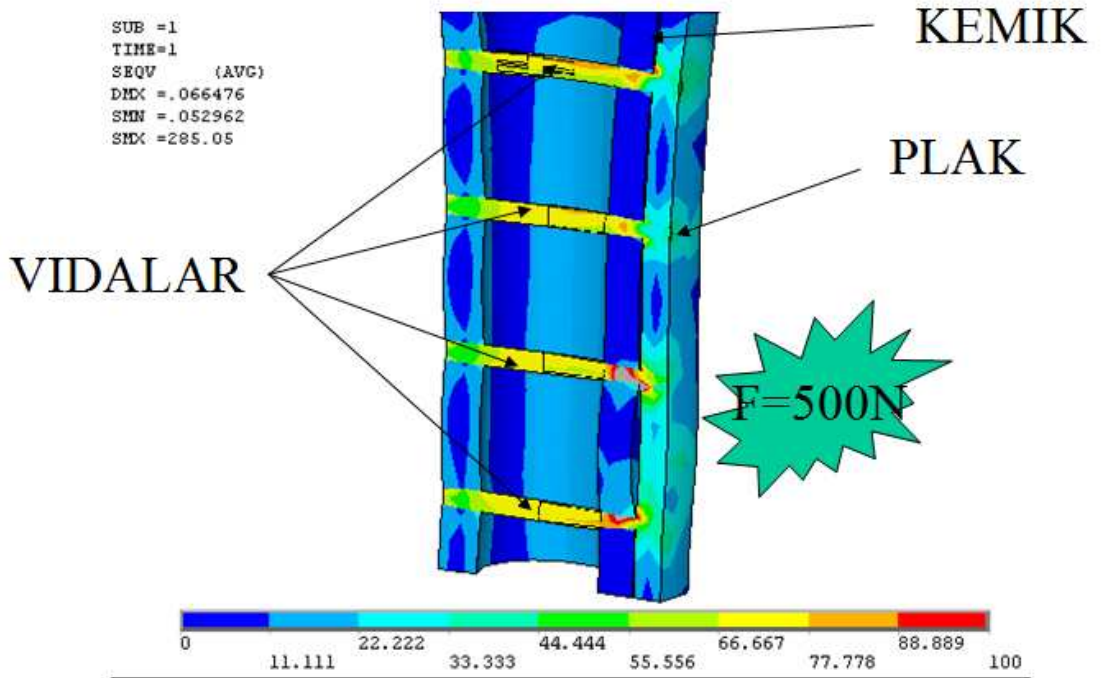
0.05 mm=50 mikron

Saç kalınlığının çapı yaklaşık 50 mikrondur.

Vida ön yükünün fazla olduğu durumda plaktaki deformasyon, vida ön yükünün az olduğu durumdaki deformasyona göre daha fazladır. Dmx(maksimum deformasyon) değerleri sırasıyla 66 mikron ve 28 mikrondur.

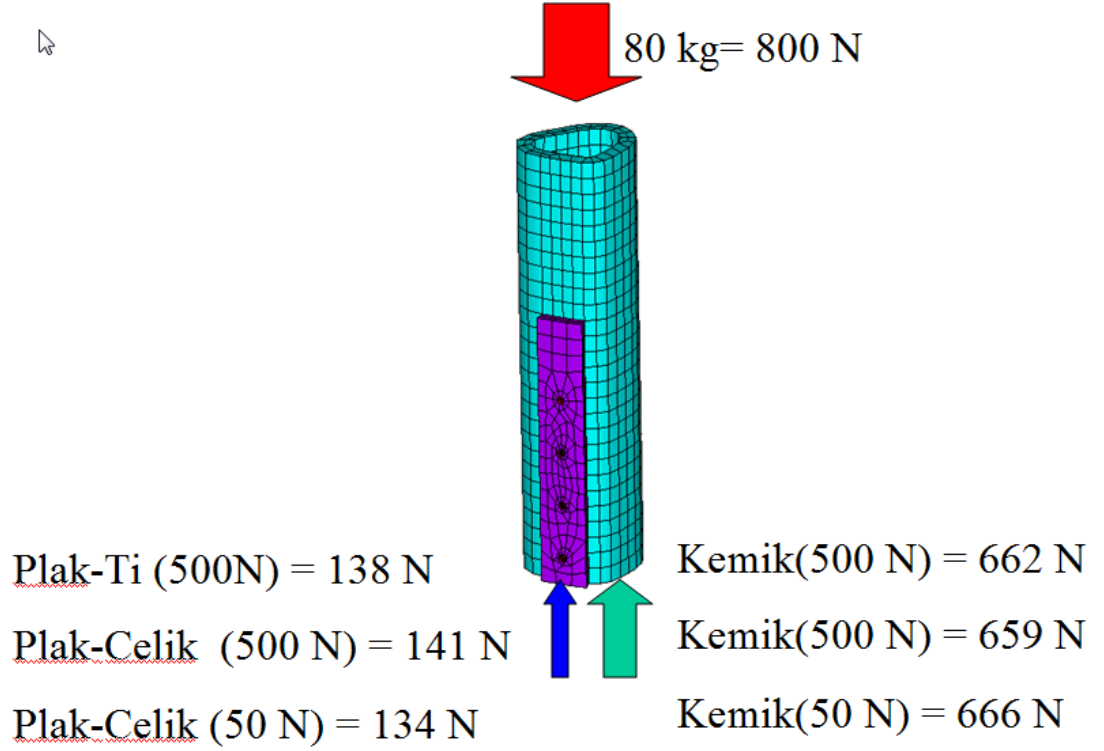


Şekil.39.c: Plaktaki deformasyonun gösterimi



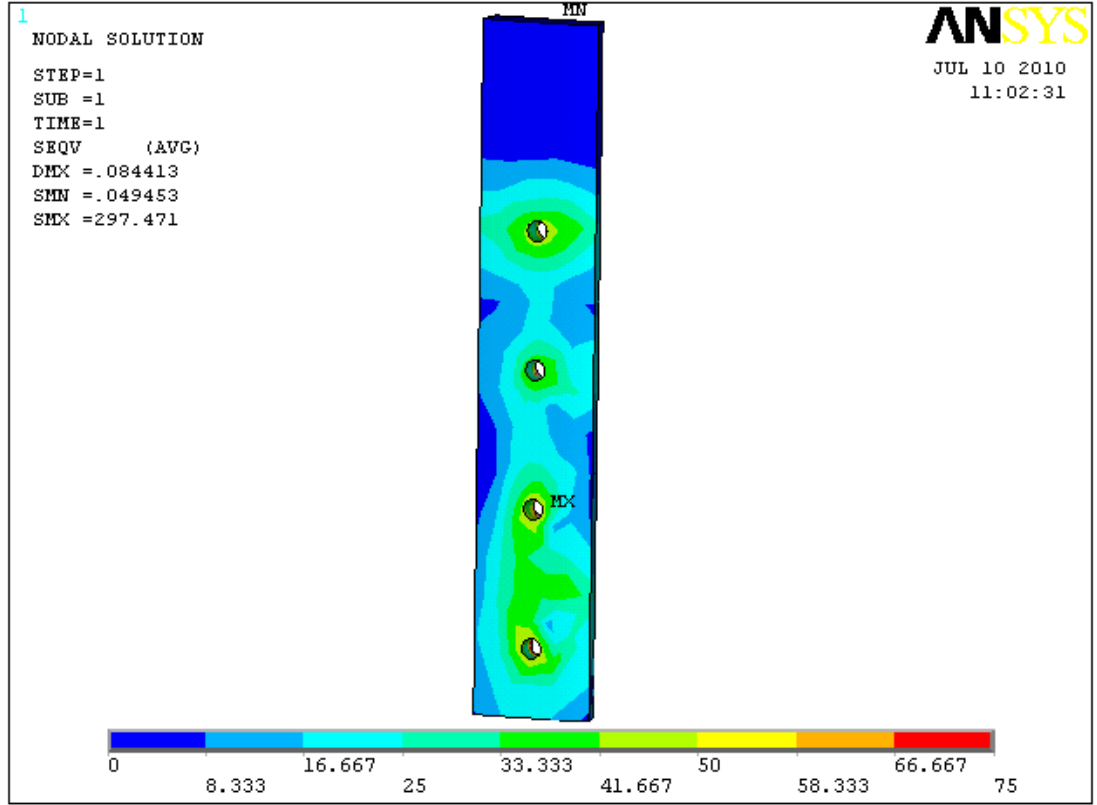
Şekil.39.d: Plaktaki deformasyonun gösterimi

Her iki grafik dikkatlice incelendiğinde 500N(50 kg ) kuvvet uygulayarak vida sıkılması durumunda vidaların çıkış yerindeki gerilme değerlerinin yüksek olduğu görülmekte. Ancak vidanın tamamı değerlendirildiği zaman gerilmenin en yüksek çıktığı bölge kemik ve plak arasında kalan vida bölgesidir.



**Şekil.40:** Kemik ve plağın taşıdığı yükün sayısal gösterimi

Çelik ve titanyum plakların kullanıldığı plak vida osteosentez olgularında toplam aksiyel yükün %85 kemik tarafından, yükün %15 i ise plak tarafından taşınmaktadır.



**Şekil.41:** Sabit 500 N'luk vida ön yükünde plağın 20°C soğuk olduğu durumda plak ön yüzünde oluşan gerilme değerleri görülmektedir.

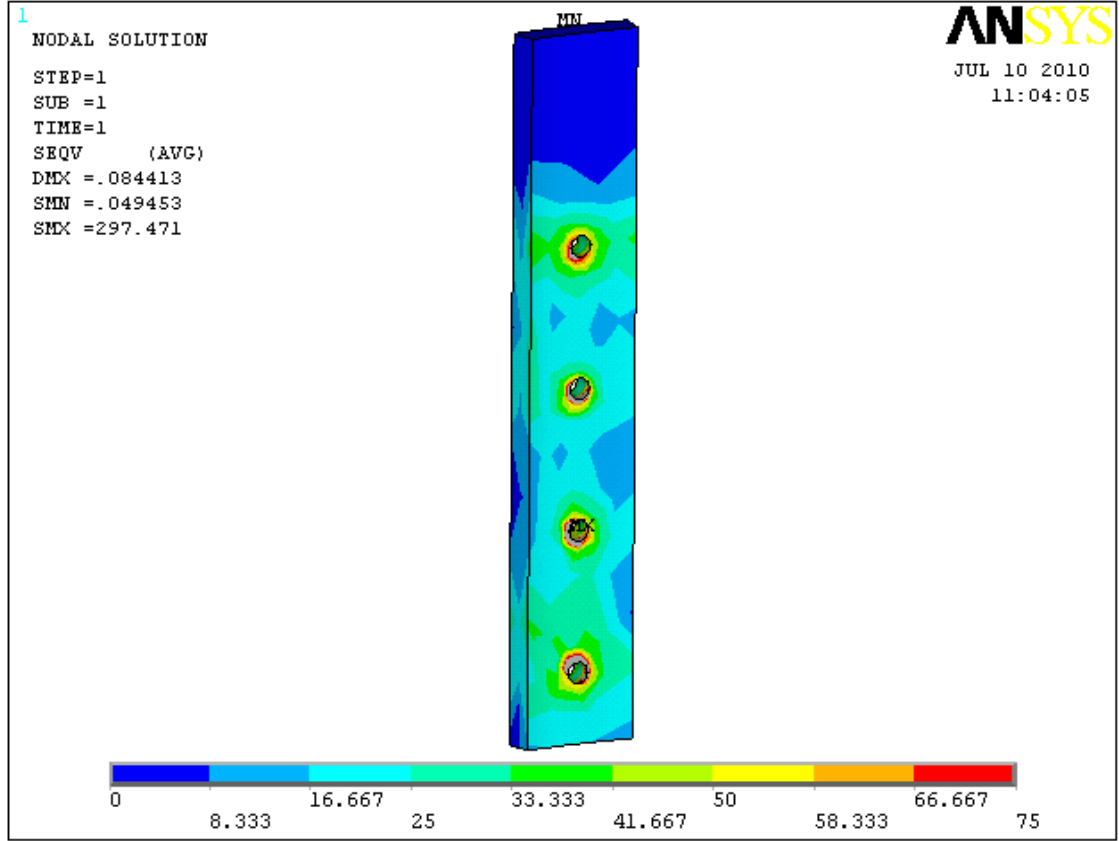
Şekil.41 de plağın 20°C soğuğa maruz kaldığındaki durumu diğer bir ifadeyle aralarında 20°C fark olan ortamlardan sıcak ortamdan soğuk ortama ani olarak geçildiğinde plağımızın ön yüzünde gerilme değerleri gösterilmektedir.

Plağın 2.deligi çevresinde gerilme en fazla iken maksimum gerilme kuvvetinin 12 MPa arttığı (Şekil 31 de 285 Mpa idi) görülmektedir.

Plak yüzeyinde ise 1. ve 2. delik arasında gerilme kuvveti değerleri artmaktadır.

Plağın 4.deliginin çevresindeki yüzeyde gerilme kuvveti değeriye azalmaktadır.

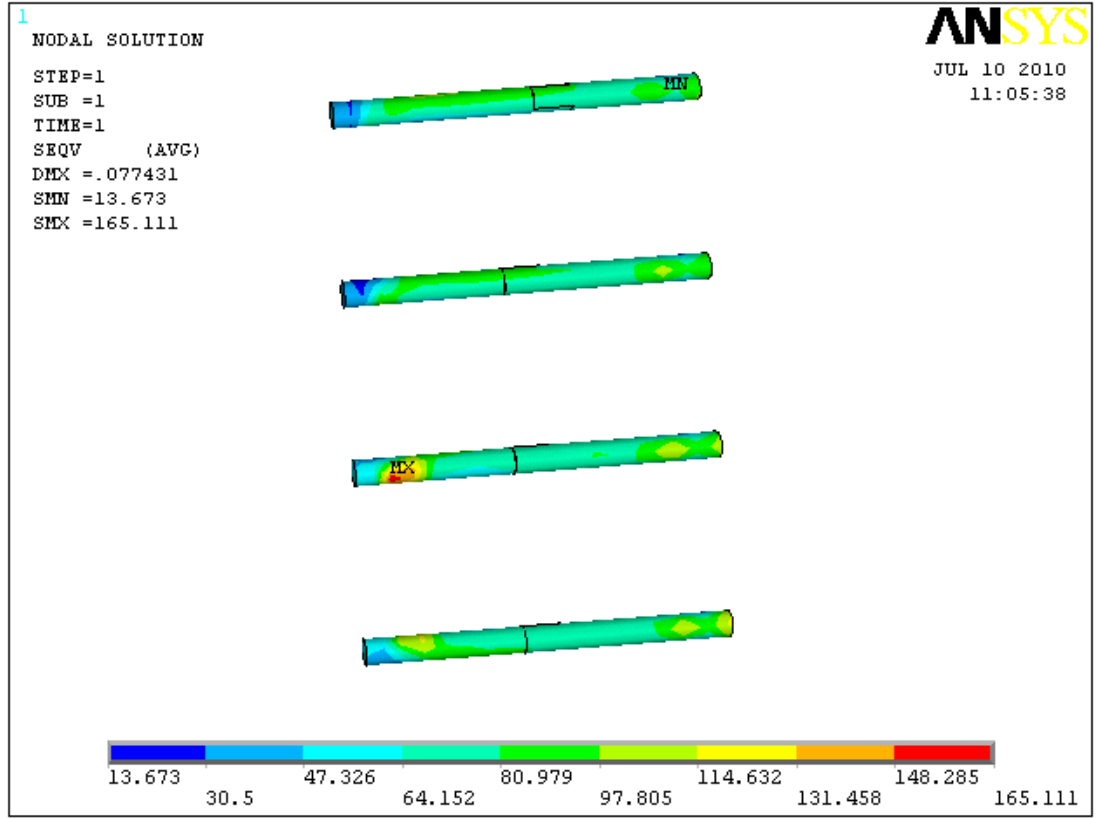
Soğuk ortamdaki plak ön yüzündeki gerilme değerleri normal(Şekil31) ve sıcak ortamdaki (Şekil 48) plak gerilme değerlerinden yüksek çıkmaktadır.



**Şekil.42:** Sabit 500Nluk vida ön yükünde 20°C soğuk ortama geçildiğinde, plağın arka yüzündeki (plak kemik arasındaki) yüzeyde plağa etki eden gerilme kuvvetini görülmekte.

Plağın 2.delığı çevresinde plaktaki gerilmenin en fazla olduğu(297 Mpa) görülmektedir. Soğuk ortamda plağın arka bölgesindeki gerilme değeri normal ortama göre artmaktadır.(Şekil 32 de 285 Mpa idi)

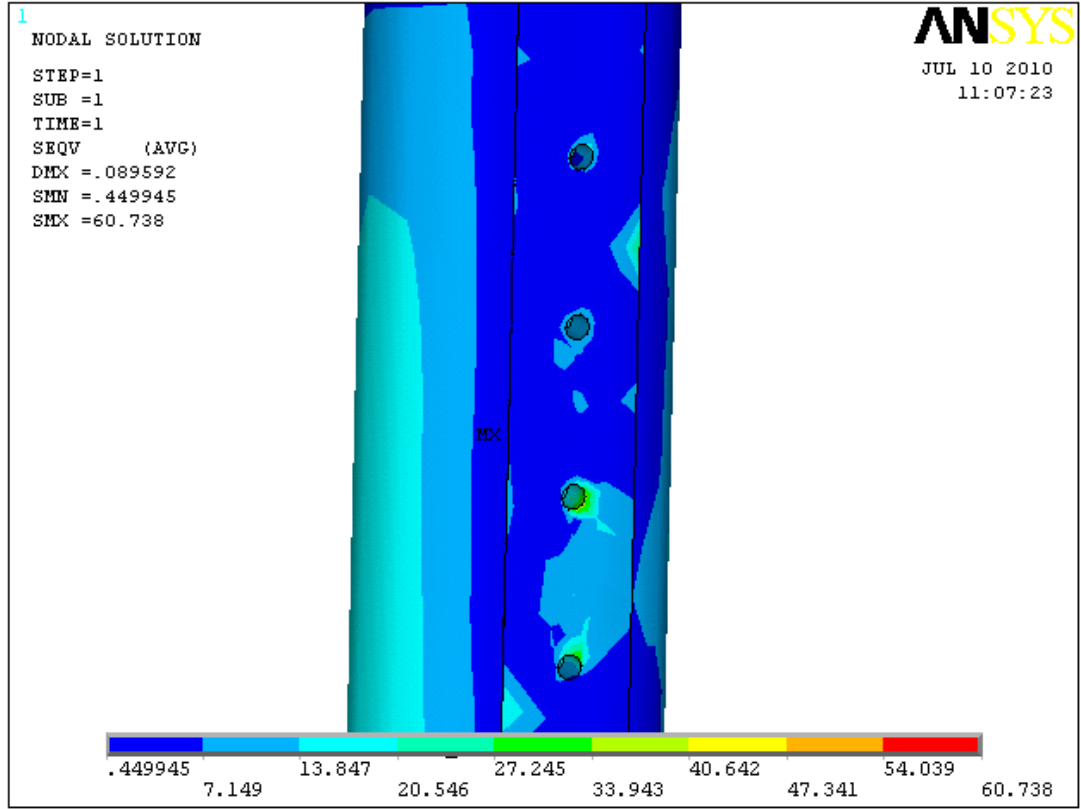
Ayrıca 1.ve 2.delik arasındaki plak bölgesinde gerilme kuvvetinin azaldığı ancak tüm vida deliği çevresindeki gerilme kuvvetlerin birbirine yakın olduğunu görülmekle beraber en kritik deliğimiz 2. delik olmaktadır.



**Şekil.43:**Soğuk ortamda vida üzerindeki gerilme değerleri görülmektedir.

Yine 2. vidamızda gerilme kuvveti en fazla olmaktadır.Normal ısıdaki gerilme (152\*2.5)(Şekil 33 de) iken soğuk ortamdaki gerilme değeri( 165\*2.5)olmuştur.

Özetle soğuk ortam vidalardaki gerilme kuvvetini arttırmaktadır..

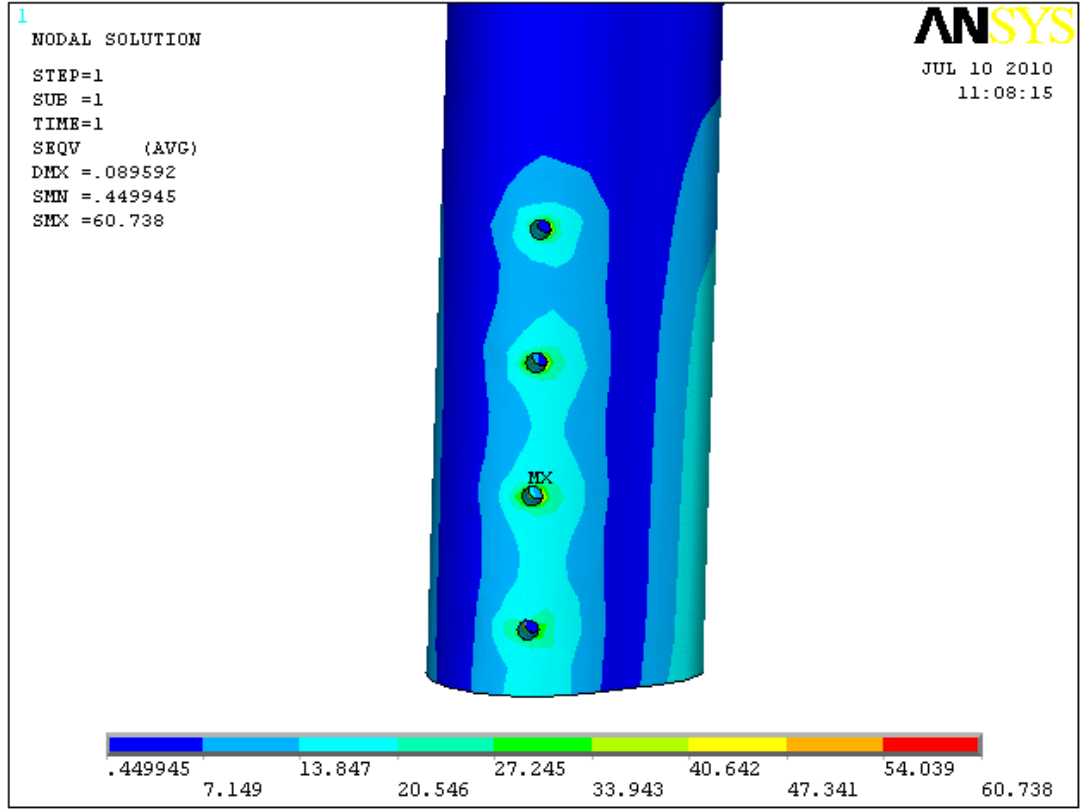


**Şekil.44:** :Sabit vida ön yükünde 20°C soğuk ortamda kemiğin lateral korteks gerilme değerleri

Şekil.44 de Plağın kemiğe göre 20°C soğuk olduğu durumda kemiğin lateral korteksi(Plağın uygulandığı)yüzeydeki gerilme değerleri verilmektedir.

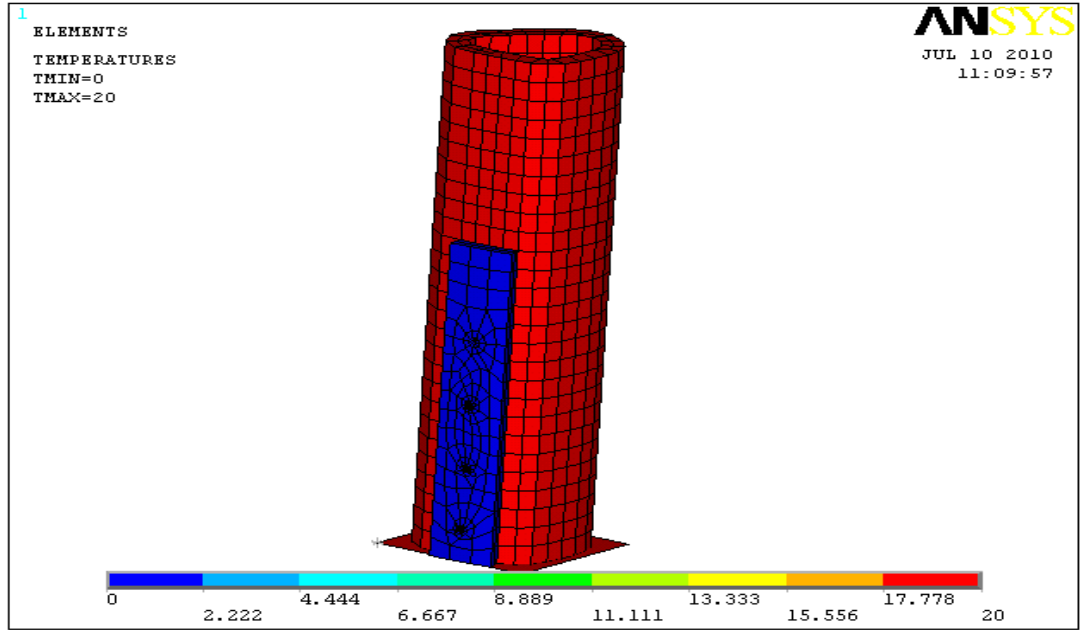
Plağın uygulandığı kemik yüzeyindeki gerilme değeri normal(şekil34) duruma yakın olmakla beraber yaklaşık 4 MPa azalmış görülmektedir.(64 Mpa)

Soğuk ortamda kemiğin lateral korteksindeki maksimum gerilme plağın 2. ve 3. delikleri arasına uyan kemik bölgesinde olmaktadır.

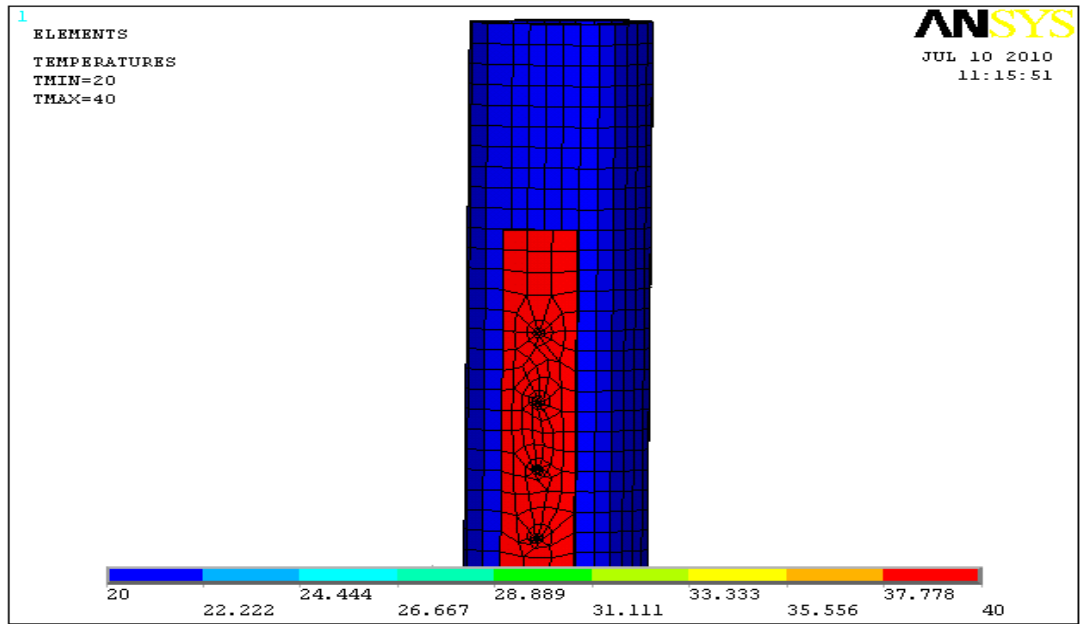


**Şekil.45:**Sabit vida ön yükünde 20°C **soğuk** ortamda vida çıkış yerindeki gerilme değerleri görülmektedir.

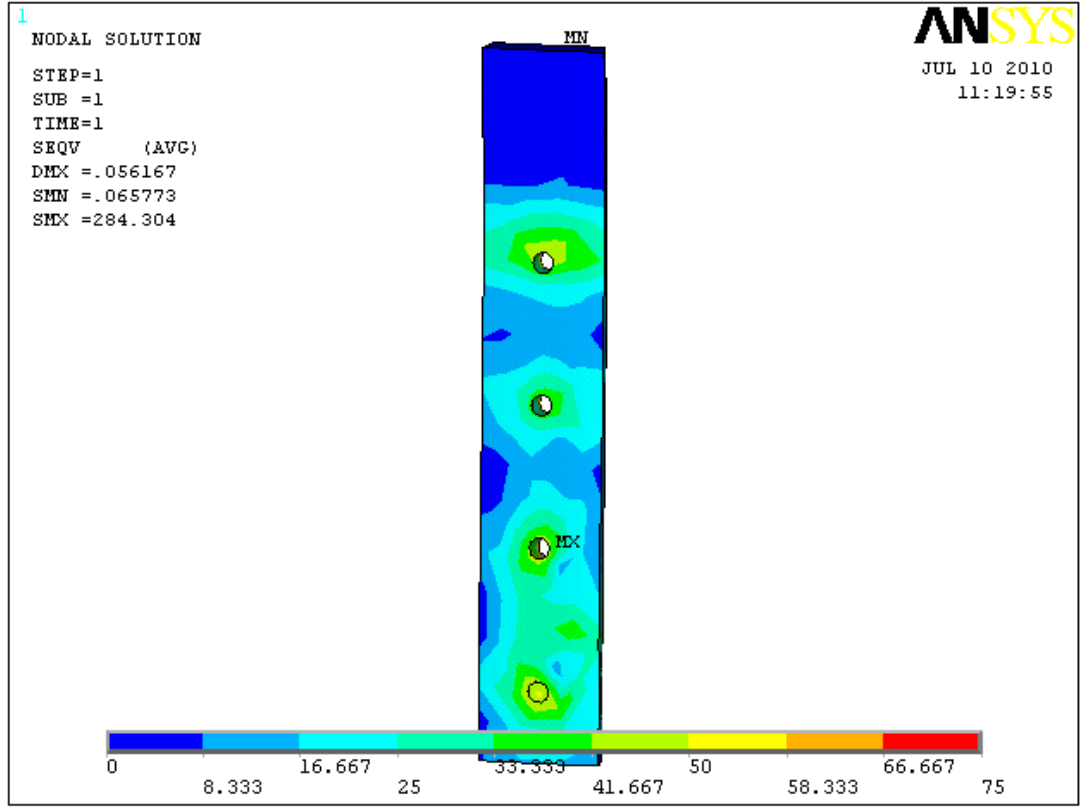
Şekil.45 da soğuk ortamda vida çıkış yerindeki (kemiğin medial korteksi) gerilme değerleri normal(Şekil 35 de 64 Mpa ) ve sıcak ortamdaki gerilme değerlerine göre azalmaktadır. Vida çıkış yerindeki gerilme değerlerine bakıldığında plağın 2. deliğine uyan kemik bölgesinde gerilme değerleri en yüksek olmaktadır.



**Şekil.46:** Plağın kemiğe göre 20°C soğuk olduğu ortam modeli görülmektedir. Soğuk ortam mavi sıcak ortam kırmızı renk ile modellenmekte.



**Şekil.47:**Plağın kemikten 20°C sıcak olduğu ortam modeli görülmektedir.

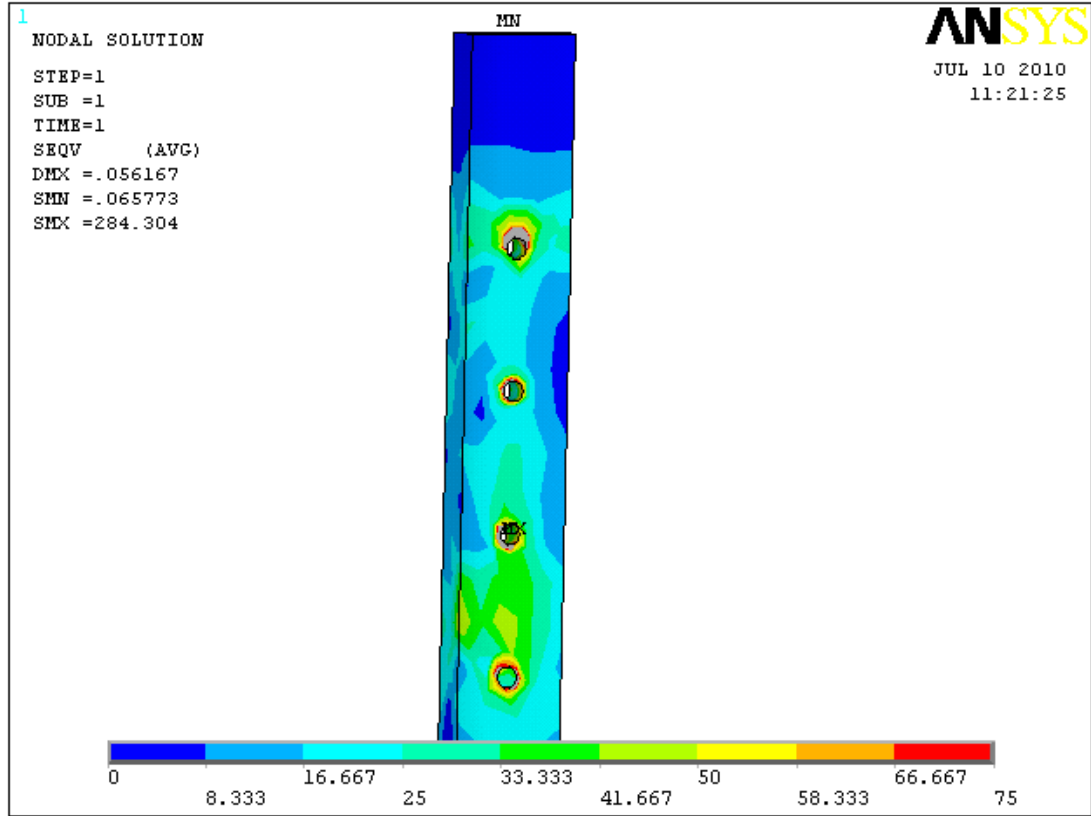


**Şekil.48:** Sabit vida ön yükünde 20°C sıcak ortamda plak ön yüzünde gerilme değerleri görülmektedir.

Bu örnekte sıcak ortamda plağın ön yüzündeki gerilme değerleri düşük olmaktadır. (Maksimum gerilme kuvveti 284 MPa soğuk ortamda plağın ön yüzündeki gerilme değeri (şekil 41) 297 MPa) idi.

Maksimum gerilme plağın 2. deliğinde olurken tüm vida deliklerindeki gerilme değerleri birbirine yakın olmaktadır. (50 MPa).

Plağın ön yüzündeki gerilmenin kritik olduğu bölge 1. ve 2.delik arasındadır.



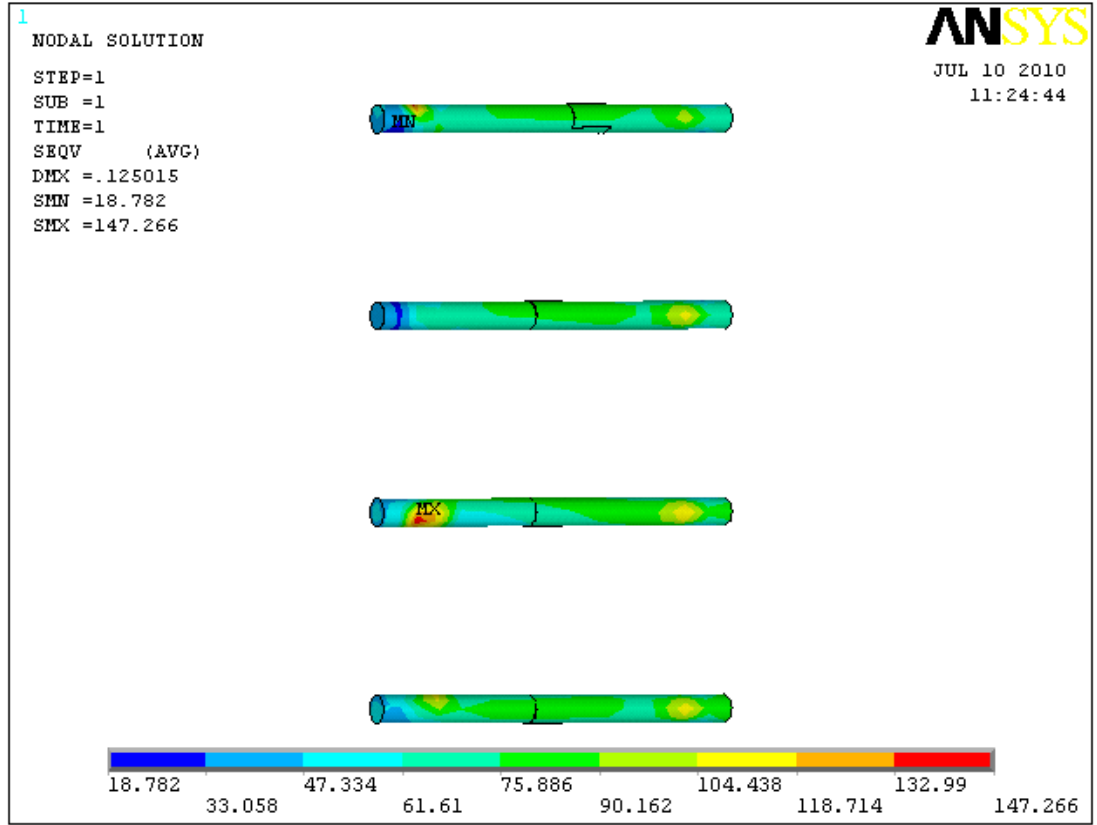
**Şekil.49:** Sabit vida ön yükünde 20°C sıcak ortamda kemik plak arasındaki (plağın arka yüzündeki) gerilme değerleri

Şekil.49 de plağın kemiğe göre 20°C sıcak olduğu ortamda, plağın arka yüzündeki (kemikle plak arasında) gerilme değerleri görülmektedir.

Plağın arka yüzeyinde 1.ve 2. vida delikleri arasındaki gerilme değeri 284 Mpa (Şekil 42 de 297 Mpa idi) göre azalmıştır.

Plağın arka yüzünde tüm deliklerdeki gerilme kuvveti değerleri birbirine yakın olmakla beraber ön yüzdeki gerilme değerlerine göre fazladır.

Plağın ön yüzündeki en yüksek gerilme 50 MPa iken plağın arka yüzündeki maksimum gerilme yaklaşık 284 MPa dır.

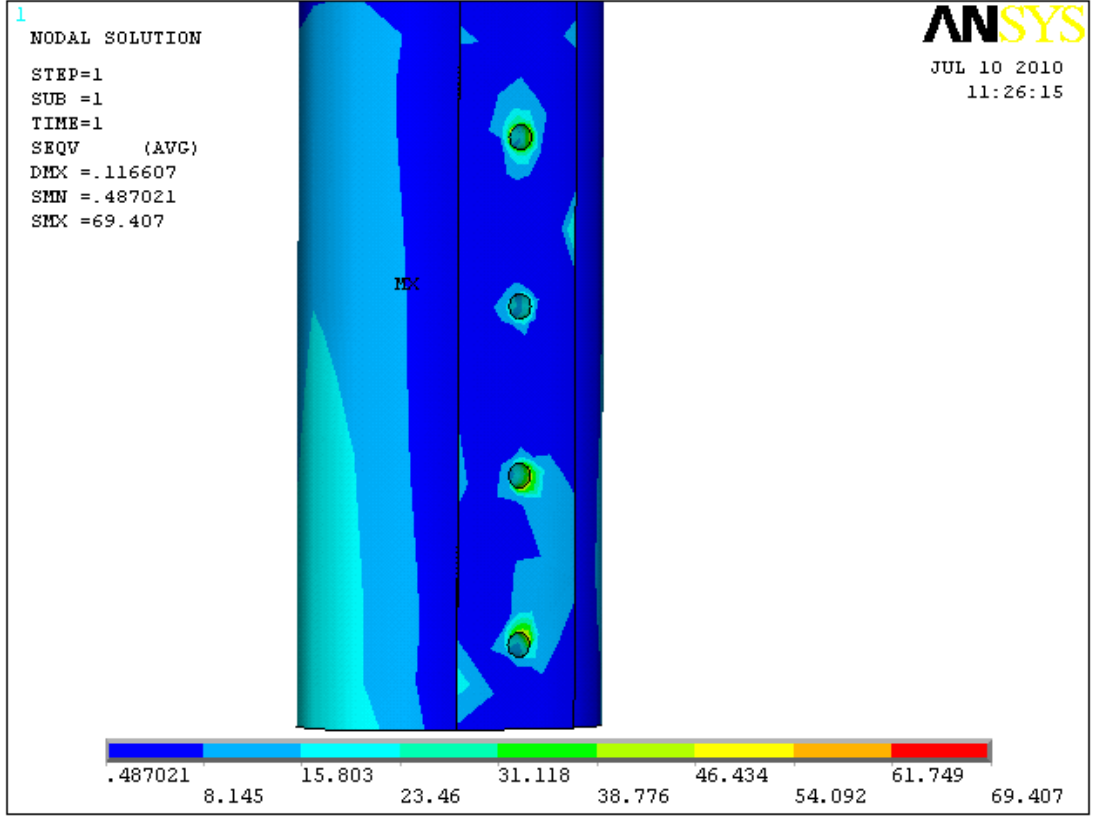


**Şekil.50:**Sabit vida ön yükünde 20°C sıcak ortamda vidaladaki gerilme değerleri

Şekil.50 de vidanın kemiğe göre 20°C sıcak olduğu durumda vidalardaki gerilme değerleri görülmektedir.

Kırık hattına en yakın 2. vidada gerilme değeri en yüksek olduğu, kırık hattına en uzak vidada ise en gerilme değerinin en düşük olduğu görülmektedir.

Sıcak ortamda vidalardaki gerilme değeri de(147 Mpa) soğuk ortamdaki(şekil 43) vidaların gerilme değerine(165 Mpa) göre azalmıştır.



**Şekil.51:**Sabit vida ön yükünde 20°C sıcak ortamda lateral korteksteki gerilme değerleri görülmektedir.

Şekil.51 de 20°C sıcak ortama geçildiği zaman kemiğin lateral korteksinde oluşan gerilme değerleri incelendiğinde soğuk ortama göre (şekil 44) gerilme değerinin (69 Mpa) artışı görülmektedir.

Sıcak ortamda kemiğin lateral korteksi üzerindeki en yüksek gerilme değeri üçüncü vida deliği hizasındaki kemik bölgesidir.

## TARTIŞMA

Son yıllarda bilişim sektöründeki gelişmelere bağlı olarak bilgisayar ortamında yapılan analiz yöntemleri önem kazanmıştır. Bu gelişmelere paralel olarak biyomedikal alandaki birçok ürünün analizi de hastanın kullanımına sunulmadan önce yapılabilmektedir. Yapılan birçok araştırmada biyomedikal alanda kullanılan gerilme analizi metodlarından üç boyutlu sonlu elemanlar metodunun diğer yöntemlere üstünlüğü ve elde edilen sonuçlarının, in-vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlara yakın olduğu bildirilmiştir(55,56). Bu durumdan yola çıkarak analiz değerlendirmesini plak, vida ve kemiğin her bölgesindeki gerilme lokalizasyonlarını ve sayısal değerlerini hesaplamamızı sağlaması ve kemik, plak ve vidanın gerçeğe uygun simülasyonu gibi avantajları nedeniyle üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemini çalışmamızda yöntem olarak belirlendi.

Kullanılan bu metod kemiğe, plak ve vidalara uygulanan kuvvetlere bağlı olarak kemik, plak ve vidalar üzerinde oluşan kırılma momentleri hakkında bilgi vermektedir. Ortopedik cerrahide yapılan plak vida osteosentez olgularında başarı ve başarısızlığın temelinde cerrahi teknik ve hastaya bağlı faktörler dışında plak vida üzerinde oluşan gerilmenin kemiğe aktarılma şeklide önemlidir. Plak vidadan kemiğe aktarılan yük transferi; yüklenmenin büyüklüğü ve yönüne, kemik plak ara yüzeyine, plağın ve vidanın uzunluğuna, kalınlığına, plağın yüzey özelliklerine ve fiksasyon yapılan kemiğin kalitesi gibi özelliklere bağlıdır (57,58).

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan gerilme analizleri plak vidaların kemik üzerinde oluşturduğu gerilme dağılımlarının bulunabilmesini sağlayan çalışmalara ışık tutmaktadır. Böylece kırık fiksasyonu yapılacak hastaya cerrahi öncesinde bilgisayar ortamında hastaya ait veriler girilerek fiksasyonda kullanılacak en uygun plak vida şekil, boyut ve dizayn olarak önceden saptanabilir.

Sonlu elemanlar gerilme analizlerinin iki boyutlu yerine üç boyutlu olarak seçilmesinin daha gerçekçi sonuçlar verdiği literatür bilgilerinde(64,65) verilmektedir. Meijer ve arkadaşları(59,60) 1993 yılında iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemini karşılaştırmışlar ve karşılaştırma sonucunda üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin kullanılması gerektiği konusunda fikir birliğine varmışlardır. Bu çalışmada model oluştururken kemik, plak ve vida boyutlarının gerçekçi olmasına dikkat edildi. İnsan

tibiasıyla aynı boyutlarda olan kemik maketinden transvers kesitler alınıp, plak ve vida boyutları da günlük Ortopedi ve Travmatoloji pratiğinde kullanılan değerlere uygun olarak (uzunluğu 13 cm kalınlığı 0.4 cm vida kalınlığını da 0.3 cm) alındı. Bu da daha gerçeğe yakın değerlendirmeler yapılmasına olanak tanıdı.

Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemini kullanmamız ve değişkenlerin çok olması nedeniyle model örneklerimizin sayısı da fazla olmuştur. Gerilme değerlerini hesaplarken uygulanan aksiyel yükü, ortalama insan ağırlığı olan 80 kg ı kabul ederken ısı analizi değerlendirmemizde bulunduğumuz coğrafyadaki ani ısı değişimlerini göz önünde bulundurarak 20° olarak kabul ettik. Gerilme analizi çalışmasında vidalara uygulanan ön yükü (vidaları sıkma kuvvetimizi sırasıyla 50N VE 500 N) olarak belirlenirken ısı analizindeki vida ön yükünü her iki ortam için (plağın soğutulduğu durum ve plağın ısıtıldığı durum için)500 N olarak belirlendi. Yapılan gerilme analizlerinde plak ve kemiğin taşıdıkları yükü sırasıyla %15 ve %85 olarak bulduk. Diğer çalışmalardaki(30) değerlerle oluşan bu fark(yükün %50 plak ve %50 kemik tarafından taşındığı) tibayı normal anatomisinde kabul etmek ve plak vida osteosentezde kullanılan vidaların yivli kabul edilmesiyle açıklanabilir. Bu tür çalışmalarda genel olarak yapılan başka bir hatada da uygulanan yükün (hastanın ağırlığı) iki bacağa eşit olarak bölünmüş olmasıdır(30). Örneğin 80 kg' lık ağırlık her iki bacağa 40 kg ve 40 kg olarak bölünmüştür. Bu durum hasta sadece ayakta ve hareketsiz durumdayken geçerlidir. Bu varsayıma göre tasarım bizi yanıltabilir. Çünkü hasta mobilize olduğu zaman hastanın ağırlığının tamamı olan 80 kg tek bir bacağa etki etmektedir ve analizde alınacak aksiyel yük kişinin ağırlığı olmalıdır.

Sonlu elemanlar yöntemini kullanarak yapılan ısı analizinde ise, sınır şartlar sırasıyla soğuk ve sıcak ortam için uygulandı. Buna bağlı ısı analizi sonuçları değerlendirildiğinde; aniden soğuk ortama geçildiğinde diğer duruma göre plak ve vidalar üzerindeki gerilme değerlerinin arttığı ve buna bağlı olarak soğuk ortamda plak ve vidalardaki kırılma ihtimalinin arttığı düşünülebilir.

Yaptığımız biyomekanik çalışmada plak, vida ve kemik üzerindeki gerilme değerlerini değerlendirdiğimiz zaman, plak üzerinde proksimal ve distaldeki kırık hattına en yakın ikinci plak deliği çevresindeki gerilme değerlerinin en fazla olduğu görüldü. Buna bağlı olarak uygulanan kuvvetin plağın dayanım sınırını aşması durumunda plağın bu bölgelerden kırılması beklenir. Vida analizlerine gelince proksimal ve distalde bulunan vidalardan, kırık hattına en yakın ikinci vidalardaki gerilmenin en yüksek olduğu görülmektedir. Vida üzerinde de vidanın kemik ve plak

arasında kalan kısmında gerilme değerleri en fazla bulundu. Vidaya uygulanan kuvvet vidanın dayanım sınırını aştığında öncelikle kırık hattına en yakın ikinci vidaların ve bu vidaların da kemik plak arasındaki bölgesinden kırılması beklenir. Vida ön yükünün arttığı durumlarda vida çıkış yerinde(kemiğin medial korteksinde)gerilme değerleri artmaktadır. Bu durum kırık hattından bu bölgeye uzanan fissür hatlarının vidalara fazla kuvvet uygulandığı zaman ayrılmasına ve deplase olmasına yol açar. Vida ön yükünün arttığı durumlarda kemik plak arasındaki temas artarken, vidalardaki gerilme kuvvetinin de arttığı görölmektedir. Bu durum plak vida üzerindeki stresin artmasına yol açarak güvenlik aralığını daraltır. .

Bu bilgilerden yola çıkarak sonlu elemanlar yönteminin biyomekanik çalışma analizleri için efektif bir işlem olmakla beraber, yapılan analizlerde elde edilecek sonuçların gerçek sonuçlara yakın değerler olması için, analizde kullanılan modelin de olabildiğince gerçeğe yakın modellenmiş olmasının gerektiğı açıktır. Elde edilen modelin geometrisi, kullanılan malzemenin doğru tanımlanması ve sınır şartlarının gerçeğe uygun olarak uygulanması, sonuçların gerçekliğini etkileyen önemli parametrelerdir. Ortopedi ve Travmatoloji’de kırık fiksasyonunun gerekli olduğı durumlarda farklı fiksasyon materyalleri ve dizaynlarının güvenilirliğinin değerlendirilmesinde bugüne kadar ağırlıklı olarak hayvan ve kadavra biyomekanik çalışmaları kullanılmıştır. Bu amaçla sonlu elemanlar yönteminin biyomekanik çalışmalarda daha yaygın kullanılması, zaman ve maddi kaynak tasarrufu sağlamanın yanında çok daha fazla parametrenin de değerlendirilmesine olanak tanıyacak, dolayısıyla ortopedik travmanın ufuklarını genişletecektir.

## SONUÇLAR

1) Günümüzde bilimsel çalışmalardaki amaç (tıp, mühendislik, vs.) insan kullanımına sunulan tüm malzemelerin dayanım sınırlarını yukarıya çekmek suretiyle kırılma riskini minimize etmek ve güvenlik katsayısını mümkün olan en üst sınırd tutmaktır.

2) Sonlu elemanlar yöntemi biyomekanik alanda yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu çalışmada da bu yöntem kullanılmıştır.

3) Sonlu elemanlar yöntemiyle hastaya kullanılacak en uygun plak vida tasarımı yapılabilmektedir. Hastaya plak vida uygulanmadan önce bilgisayar üzerinde hastaya ve implanta ait değerler girilerek plak, vida ve kemik üzerindeki gerilme değerlerini saptamak mümkündür. Bu sonuç ileride karşılaşılabilecek implant yetmezliği riskinin azaltılmasında etkin olabilir.

4) Tibia diafiz kırıklarında fiksasyonda kullanılan plak ve vidalardaki gerilme değerleri hasta sıcak ortamdan ani olarak soğuk ortama geçtiği zaman artmaktadır. Bu sonuç soğuk ortamda plak ve vidaların kırılma riskinin arttığını gösterir..

5) Tibia diafiz kırıklarında fiksasyonda kullanılan plak ve vidaların bir dayanım sınırı vardır. Bu değer çelik için 600-700MPa, titanyum için 800-900 MPa, vidalar için 600-1200 MPa arasında değişmektedir. Bu implantların seçiminde hastanın yaşı, kilosu ve yaşam tarzı son derece önemlidir. Örneğin genç ve aktif bir hastada dayanım sınırı yüksek olan metalin seçilmesi son derece önemlidir.

6) Fiksasyonda kullanılan çelik ve titanyum plaklar yapılan fiksasyon sonrası toplam yükün % 15 ini taşımaktadır. Toplam yükün % 85 ini kemik taşımaktadır. Fiksasyon bölgesinde kırık uçlar arasında mesaf kalması plak için yüksek kırılma riski taşımaktadır.

7) Kırık fiksasyonunda kullanılan plak ve vida osteosentezinde vida çıkış yerine yakın fissürlerin varlığında, vidanın fazla güç uygulanarak sıkılması, vidanın çıkış yerindeki gerilme değerini attırarak fissürün ayrılmasına neden olabilir.

8) Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı bu biyomekanik çalışmadaki gerilmenin yüksek çıktığı noktalar kritik noktalardır. Bu yüzden kemik, plak ve vida gerilmenin fazla olduğu noktalardan kırılmaktadır.

9) Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı biyomekanik analiz çalışmalarında

oluşturulan modellerin gerçeğe yakın olması, analiz sonucunun doğruluğu için önemlidir.

Özetle ortopedik cerrahide implant veya protez vcoda yerleştirilmeden önce kemik ve implant bölgesi **Sonlu elemanlar yöntemi** ile modellenebilir ve kırılma olasılığı en yüksek olan bölgeler **Sanal ortamda** yapılan hesaplamalar sonucu tahmin edilebilir, bunun ışığında cerrahi uygulama için en uygun plak vida seçenekleri göz önünde bulundurulabilir.

## 8. KAYNAKLAR

- 1). Ege R. Travmatoloji. 5.Baskı, Ankara, Bizim Büro Basımevi 2003; 3143-3393.
- 2). Chapman MW. Fractures of the Tibial and Fibular Schafts. Evarts CM (eds). Surgery of the Musculoskeletal System. Churchill Livingstone 1990; 3741-3825.
- 3). Rockwood CA, Green DP. Fractures of the Tibia and Fibula. Bucholz RW, Heckman JD Les Griffes. J. Connaissances Med. Pratiques 1853-1854; 16: 9-14.
- 4). De Palma AF. Kırık ve Çıkıkların Tedavisi. Ege R (edt). Travmatoloji. 2.Baskı. Ankara Üniversitesi Basımevi 1974; Cilt 2.Ankara.
- 5). Johner R, Wruhs O. Fractures of the Tibial Schaft. Clinical Orthopaedics and Related Research 1983; 178: 7-26.
- 6). Moroney MK, Pun Wo K, Astori IP. Closed Reduction of Tibial Shaft Fractures Using a Sling. International Journal of the Care of the Injured (INJURY) 1999; 30: 439-441.
- 7). Claudi BF, Oedekoven G. Biologische Osteosynthesen. Chirurg 1991; 62: 367-377.
- 8). Gerber C, Mast JW, Ganz R. Biological \_nternal Fixation of Fractures. Arch. Orthop. Traum.Surg. 1990; 109: 295-303.
- 9). Hooper GJ, Keddell RG, Penny ID. Conservative Management or Closed Nailing for Tibial. Shaft Fractures. Journal of Bone Joint Surgery (JBJS) 1991; 73: 83-85.82.
- 10). Ilizarov GA. The Historical Background of Transosseous Osteosynthesis. In: Ilizarov GA, Stuart A. Green (eds). Transosseous Osteosynthesis. Springer Verlag, Heidelberg 1992; 3-5.
- 11). Ilizarov GA. General Rules of Application. In: Ilizarov GA, Stuart AG (eds). Transosseous Osteosynthesis. Heidelberg, Springer-Verlag 1992; 121.
- 12). Bulut G, Kabukçuoglu Y, Öztürk 6, Can B. Tibia Cisim Kırıklarının Eksternal Fiksasyon Yöntemi ile Tedavisi. XIII. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı 1994; 611-615 İstanbul.

- 13). Frank H Netter,Russell T. Woodburne, Henry J.Mankin cilt 8 kısım 1 sayfa 102-104 2009 Boston.
- 14). Mark D Miller. Miller's Orthopaedic University of Virginia departman of Orthopaedic fourt edition 2006 127-134.Charlottesville Virginia.
- 15). Gülçimen Betül, Ülkü Sedat Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi dergisi cilt 13 2008 Bursa.
- 16). Palladino, J.L,Davis ,R.B Biomechanicsin introduction to Biomedical Engineering,2nd Ed.Anderle, J.Blanchard,S Bronzino,J.,Elsevier Academic Pres,Amsterdam-Netherland 2005.
- 17). Nigg, M.B, Herzog, W.Biomechanics Principles and Applications,CRC Pres ,Boca Raton,2003.
- 18). Gülşen Mahir, Akçalı İbrahim Deniz, Ün Kerem Kas ve İskelet sistemi biyomekaniği cilt 1 2009 Adana.
- 19). Netter Frank. H The Netter collection of medical illustrations cilt 8 kısım 1 sayfa 169-172 Boston U.SA.
- 20). Soydan N, Genel Histoloji. İ.Ü. Yayın No:3349, D.F. Yayın No: 56, İstanbul, 1985.
- 21). Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds.) Tissue- Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence, 1985.
- 22). Hobo S, ichida E, Garcia LT: Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ. Co. Ltd. Tokyo 1990.
- 23). Mosekilde L. Iliac crest trabecular bone volume as predictor for vertebral compressive strength, ash density and trabecular bone volume in normal individuals. Bone 1988;9:195-9.
- 24). Bouxsein ML. Determinants of skeletal fragility. Best Pract Res Clin Rheumatol 2005;19:897-911.
- 25). Bouxsein ML. Biomechanics of age-related fractures. In:Marcus R, Feldman D, Kelsey J, eds. Osteoporosis. Second Edition. Volume 1. San Diego: Academic Pres 2001:509-31.
- 26). Turner CH. Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. Osteoporos Int 2002;13:97-104.Indianapolis.
- 27). Friedman AW. Important determinants of bone strength. Beyond bone mineral density. J Clin Rheumatol 2006;12:70-7.Ann Arbor Minnesota.
- 28). Frost HM . Wolff's law to the Utah paradigm :insights about bone physiology

and its clinical application Anatomical Record 2001;262:398-419 U.S.A.

- 29). Brantley W.A ,Eliades T, Orthodontic Materials :Scientific and ClinicalAspects,-Thieme Stuttgart-Germany,New York –U.S.A 2001.
- 30). Einhorn TA The cell and moleculer biology af fracture healing Clinical Orthop.Rel Res 1998;355S:S7-S21.
- 31). Esterhai JL ,Friendenberg ZB ,Brighton CT ,Black J. Temporal course of bone for-mation in response to constant direct current stimulation.J Orthop es.1985;3(2):137-9.
- 32). M.Chizari,B Wang Numerical analysis of an ACL Rekonstructed knee . Proceedings of the World Congress on Engineering 2007 Vol II WCE 2007, July 2 - 4, 2007, London,UK.
- 33). M.F.Ashby ,Materials Selection in Mechanical Design .Butteworth –Heinemann ,1992.
- 34). B.D.Ratner ,A.S.Hoffman ,F.J.Schoen,J.E.Lemons,Biomaterials Science:An Introduction to Materials in Medicine ,Academic Pres,1996.
- 35). Pasinli A. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler.Makine teknolojileri elektronik dergisi 2004 (4) 25-34.
- 36). Park J.B ,Kim,Y.K Metallic Biomaterials,The Biolomedical Engineering Handbook:2nd Edition .CRC Pres LLC 2000.
- 37). Bitsakos C ,Kerner J,Fisher I,Amis AA The effect of muscle loading on the stimulation of the remodeling in the proksimal femur J.Biomech.2005 January 38(1):113-9.
- 38). Hastings GW .Biomaterials-Reality or fiction in European instructional course lectures 1993,149-155.
- 39). Albrektson T,Carlsson L.V,Jacobson, Gothenburg osseointegrated hip arthroplasty. Expe-rience with a novel type of hip design Clinical Orthopedics Relat. Res.Cilt 352:81-94 ,1998.
- 40). Branemark P-I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindstrom J., Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. Scand J.Plast.Reconstr. Surg 1969;3:81-100.
- 41). Branemark PI., Hannsson BO., Adell R., Breine U., Lindström J. & Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. Scandinavian 1977 J Plastic Recons Surg 16 Suppl)Göteborg/Sweden.

- 42). Southan JC, Selwyn P. Structural changes around screws used in the treatment of fractured human mandibles. Br J Oral Surg 1970;8:211.
- 43). Kenney EB., Jovanovic S. Osteopromotion to osseointegration. Int J Prosthodont 1993;6:131-136.
- 44). Sancaklı Erkan, Azak Nekora Ayşen Alt dişiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi ile yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora tezi İstanbul Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü 2006 İstanbul.
- 45). Schroeder A., Pohler O., Sutter F. Gewebereaktion auf ein Titan-Holzylinderimplantat mit Titan- spritzschicht- oberfläche. Schweiz Mschr Zahnheilk 1976;86:713-727.
- 46). Schroeder A., Stich H., Straumann F., Sutter F. Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper. Schweiz Mschr Zahnheilk 1978;88:1051 Germany.
- 47). Albrektsson T., Branemark PI., Hannsson HA., Kasemo B., Larsson K., Lindström J., Mc Queen D. & Skalak R. The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. Annals Biomed Engineering 1983;11:1-27 Sweden.
- 48). Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Three-dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. J Dent Res 1982;61:25-9 New Orleans Louisiana.
- 49). Fung Y.C. Biomechanics mechanical properties of living tissues. Second ed. New York: Springer-Verlag, 1993: 1-58.
- 50). İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı . İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988: 12-342 İstanbul.
- 51). Sagesen H.L.E.M. İçi Boş Silindir ( Hollow Cylinder ) İmplant Destekli Overdenture'larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri ( Doktora Tezi ): Gazi Üniversitesi, 2000 Ankara.
- 52). Akça K., Çehreli M. C., iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implant. Int J Prosthodont 2002; 15: 115-121.İstanbul.
- 53). A.Vidal Lesso,R.Lesso-Arroyo,S Dominguez-Molina Nonlinear analysis of the phenomenon in osteoarthritis of the knee joint using ANSYS 2008 international ANSYS conference.Mexico.

- 54). Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi.( Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.
- 55). Williams K.R., Watson C.J., Murphy W.M., Scott J., Gregory M., Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990; 21: 563-570.
- 56). Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Bosman F., Steen W.H. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20: 147-157.
- 57). Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maksillofac. implants 1998; 13: 781-790.
- 58). Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature J Prosthet Dent 2001;85:585-98
- 59). Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. J Oral Rehabil 1994; 21: 47-56.
- 60). Frost H.M. The Mechanostat. A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. Bone and Mineral; 1987;12;73-85.
- 61). Fung Y.C. Biomechanics mechanical properties of living tissues. Second ed. New York: Springer-Verlag, 1993: 1-58.
- 62). Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin 2002; 13: 334-341.University of Turin Turin/ Italy.
- 63). Sertgöz A., Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996; 76: 165-169.İstanbul.
- 64). Akça K., Çehreli M. C., İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont 2002; 15: 115-121.İstanbul.
- 65). Arıkan Sahir M.A Sonlu elemanlar yönteminin mühendislikte kullanım alanları. TMMOB Arşivi..Ortadoğu teknik üniversitesi Ankara.

- 66). A.Vidal Lesso,R.Lesso-Arroyo,S Dominguez-Molina Nonlinear analysis of the phenomenon in osteoarthritis of the knee joint using ANSYS 2008 international ANSYS conference.Mexico.
- 67). Kayabaşı Oğuz, Ekici Bülent Gebze İnstitute of technology and Marmara University The effect of static dynamic and fatigue behaviour on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method Science direct 2006 İstanbul.
- 68). Demircan Gökçe, Aksoy Sami Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Kompozit plaklarda gerilme analizi yüksek lisans tezi Şubat 2007 İzmir.
- 69). Haefner J.W Modeling Biological Systems:Princeptles and pplications,Springer,New York U.S.A.
- 70). Kapur J.N ,Mathematical Modelling,New Age Publishers,1988.
- 71). Frandsen PA., Christoffersen H, Madsen T. Holding power of different screws in the femoral head. A study in human cadaver hips. Acta Orthop Scand 1984;55:349-351 Denmark.
- 72). Oal Fatih, Sabri Altıntaş. Fınite element dental implant Boğaziçi Üniversitesi Makine Mühendisliği. Bıyomud 2005, National Symposium on Biomedical Engineering, İstanbul – TURKEY.
- 73). Yıldız Hasan, Erdem Seçkin Ege Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü 2001 İzmir.
- 74). Samarskii,A.A ,Mikhailov,A.P,Princeples of Mathematical Modelling :Ideas Methods, Taylor-Francis ,2002.
- 75). Koval . Kenneth J,Zuckerman ,Joseph D Kırıklar ve çıkıklar el kitabı üçüncü baskı sayfa 388 2010
- 76). Adrover AP, Garin MD, Alvarez MJ, Alonso PC. External Fixation and Secondary Intramedullary Nailing of Open Tibial Fractures. A Randomised Prospective Trial. From the Hospital de Sabadel, Barcelona, Spain. JBJS 1990; 72(5): 729-735.