

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMUM GENİŞLEYEBİLİR  
SERVİKAL PEEK CAGE TASARIMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Sercan KESKİNTAŞ**

**Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. Teyfik DEMİR**

**Nisan 2017**



Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....  
**Prof. Dr. Osman EROĞUL**

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

.....  
**Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ**

Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 141511012 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Sercan KESKİNTAŞ**'nın ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMUM GENİŞLEYEBİLİR SERVİKAL PEEK CAGE TASARIMI**" başlıklı tezi **10,04,2017** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı :** **Doç. Dr. Teyfik DEMİR** .....

TOBB Ekonomik ve Teknoloji Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Mehmet Ali GÜLER (Başkan)**.....

TOBB Ekonomik ve Teknoloji Üniversitesi

**Doç. Dr. Yusuf USTA** .....

Gazi Üniversitesi



## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Sercan KESKİNTAŞ



## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE OPTİMUM GENİŞLEYEBİLİR SERVİKAL PEEK CAGE TASARIMI

Sercan KESKINTAŞ

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

Tarih: Nisan 2017

Tez çalışmasında dejenerasyona uğrayarak özelliğini kaybeden servikal diskin yüksekliğini ve neural foremenin açıklığını yeniden yapılandırmak için Servikal PEEK Cage tasarımı yapılmıştır.

Yaşanan benzer problemlerde iki farklı uygulama gerçekleştirildiği görülmüştür. Bunlardan ilki Servikal disk protezidir. Bu protez hareketliliğin korunması amacı ile kullanılır ve fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonel yöndeki tüm hareketlere izin verir. Diğeri ise tez konusu da olan PEEK Cage uygulamasıdır. Disk protezinin aksine füzyon sistemdir. Uygulandığı bölgede omurların birbiri ile kitlenmesini sağlayarak tek bir omur gibi hareket etmesi amaçlanmıştır. PEEK Cage uygulamalarını da genişleyebilir ve genişleyemez olarak iki kısımda incelemek mümkündür. Genişleyebilir PEEK Cage uygulamaları daha konservatif bir yaklaşım sunmasına karşın uygulamalar sadece üst yüzeyden tek tarafta genişlemeye izin vermektedir. Tez konusu olan çalışmada bu dezavantajın üstesinden gelebilmek amaçlanmıştır. Çalışma kinematığı ve end-plate' ye uygunluk dikkate alınarak CAD ortamında ilk tasarım gerçekleştirilmiş ve daha sonra bu kinematik sırasında PEEK cage parçalarının plastik deformasyona uğrayıp uğramadığı bir sonlu elemanlar analizi yazılımı olan ANSYS Workbench' in statik analiz modülü kullanılarak saptanmaya çalışılmıştır. Kullanılacak malzemeler insan vücudu ile uyumlu olan PEEK (Poly ether ether ketone) ve titanyum alaşımı (Ti4Al6V) seçilmiştir. Sonlu elemanlar analizi sırasında çözülmek istenen problem lineer olmayan bir çözüm olduğu için yakınsama problemleri ile karşılaşmış ve bazı yaklaşım yöntemleri uygulanarak bu problem aşılına çalışılmıştır. Çalışma kinematığındeki iki farklı konfigürasyon için farklı iterasyonlar uygulanarak optimum tasarıma ulaşılmaya çalışılmıştır. İterasyon çalışmalarının ardından, maruz kalınan kuvvetler altında deformasyona uğramadan işlevini sürdürebilen tam açılabilir PEEK Cage tasarımı geliştirilmiştir. Daha sonra tasarım imal edilebilir şekilde revize edilmiştir. Optimum PEEK cage' in implantasyonu sırasında yardımcı el aletlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlardan ilki genişlemeyi sağlamak için yükselecek olan titanyum alaşımı parçanın kinematığına sağlayacak olan kam, diğeri ise

PEEK cane' nin endplate' ye yerleştirilmesinde kullanılacak olan çakma el aleti. Bu parçalarda optimum PEEK cage tasarımında kullanılan metodoloji ile benzer şekilde tasarlanmıştır. Böylelikle tüm yüzeyde genişleme sağlanarak maruz kalınan yk için yüzey alanı artırıldığından hem meydana gelen gerilimler azaltılmış hem de omurlara daha fazla tutunum sağlanmıştır. Bu ıktılar sistemin daha güvenilir olmasını sağlamıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Servikal PEEK cage, Genişleyebilir PEEK cage, Disk dejenerasyonu, Sonlu elemanlar analizi, PEEK cage tasarımı





## **ABSTRACT**

Master of Science

### **OPTIMUM EXPANDABLE CERVICAL PEEK CAGE DESIGN BY USING FINITE ELEMENT METHOD**

Sercan KESKİNTAŞ

TOBB University of Economics and Technology  
Institute of Natural and Applied Sciences  
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Teyfik DEMİR

Date: April 2017

In the thesis study, Cervical PEEK Cage was designed in order to reconstruct height of cervical disc and clearance of neural foramen which lose the characteristic by degeneration.

It has been seen that two different applications have been realized in similar problems. The first of these is cervical disc prosthesis. This prosthesis is used with the purpose of preserving mobility and allows all movements in the flexion, extension and rotational direction. The other is PEEK Cage application, which is also a thesis topic. Unlike disk prosthesis, it is a fusion system. It is intended to act as a single vertebrae, ensuring that the vertebrae are locked together. PEEK Cage applications can be expandable and non-expandable in two parts. Although expandable PEEK Cage applications offer a more conservative approach, applications allow only one side of the top surface to be widened. It is aimed to overcome this disadvantage by studying the thesis. The first design was realized in CAD environment considering working kinematics and end-plate suitability and then tried to be determined using the static analysis module of ANSYS Workbench, which is a finite element analysis software whether PEEK cage parts undergo plastic deformation during this kinematics. The materials to be used were PEEK (polyether ether ketone) and titanium alloy (Ti4Al6V), which are compatible with human body. Since the problem to be solved during finite element analysis is a nonlinear solution, convergence problems have been encountered and some approaches have been tried to overcome this problem. Different iterations have been applied to two different configurations in the working kinematic to achieve optimum design. After the iteration work, a fully surface expandable PEEK Cage design was developed that can continue its function without undergoing the deformation under the exposed forces. Later, the design was revised to be manufacturable. Assisted hand tools are needed during the implantation of the optimal PEEK cage. The cam which will provide the kinematic part of the titanium alloy part which is to be elevated in order to provide the expansion, and the other is the hand tool which will be used when the PEEK cage is placed in the endplate. In these parts the optimum PEEK design

is similar to the methodology used in cage design. Thus, as the surface area is increased for the exposed load by enlarging the entire surface, both tangential stresses are reduced and more holding is provided to the vertebrae. These outputs have made the system more reliable.

**Keywords:** Cervical PEEK cage, Expandable PEEK cage, Disc degeneration, Finite element analysis, PEEK cage design



## TEŐEKKÖR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Doç. Dr. Teyfik Demir'e ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.





## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>vi</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>viii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>ÇİZELGE LİSTESİ</b> .....	<b>xviii</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>xix</b>
<b>SEMBOLE LİSTESİ</b> .....	<b>xx</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Genel Bilgiler .....	1
1.2 Servikal Omurlar .....	5
<b>2. İNTERVERTEBRAL DİSK</b> .....	<b>9</b>
2.1 İntervertebral Diskin Yapısı .....	9
2.1.1 Nükleus Pulposus .....	10
2.1.2 Annulus Fibrosis .....	10
2.1.3 Kartilaj End-Plate.....	11
2.2 İntervertebral Disk Fonksiyonları .....	11
2.3 İntervertebral'in Mekanik Davranışları.....	12
<b>3. KARŞILAŞILAN RAHATSIZLIKLAR</b> .....	<b>15</b>
3.1 Servikal Bölge Rahatsızlıkları.....	15
3.2 Servikal Disk Dejenerasyonu .....	15
3.2.1 Disk dejenerasyon patalojisi .....	15
3.2.2 Disk hastalığı fizyopatolojisi .....	16
<b>4. RAHATSIZLIĞIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ</b> .....	<b>19</b>
4.1 Uygulanan Tedavi Yöntemleri .....	19
4.1.1 Hareket korumalı sistem .....	19
4.1.2 Hareket korumalı sistem uygulama yöntemi .....	20
4.2.1 Füzyon sistem .....	22
4.2.2 Smith-Robinson tekniği .....	23
4.2.3 Cloward tekniği.....	23
4.2.4 Simmons tekniği .....	23
4.2.5 Cage ile füzyon .....	23
4.2.5.1 Standart cageler.....	24
4.2.5.2 Pimli cageler .....	24
4.2.5.3 Bıçaklı cageler.....	25
4.2.5.4 Genişleyebilir cageler .....	25
4.3 PEEK Cage Boyutları.....	26
<b>5. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ</b> .....	<b>27</b>
5.1 Sonlu Elemanlar Analizde Temel Kavramlar .....	27
5.1.1 Kuvvet.....	27
5.1.2 Gerilim (stress).....	27
5.1.3 Gerinim (strain).....	28
5.1.4 Hooke yasası .....	28

5.1.5 Esneklik katsayısı (Elastic Modulus, Young's Modulus,E).....	29
5.1.6 Poisson oranı .....	30
<b>6. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİNDE ÇÖZÜM METODU .....</b>	<b>31</b>
6.1 Sonlu Elemanlar Çözüm Prosesi .....	31
6.2 Üç Boyutlu Katı Cisim Denklemleri .....	32
6.3 Bünye Denklemleri (Constitutive Equations) .....	34
6.4 Yer Değiştirme İnterpolasyonu .....	35
6.5 Eşitliklerin Lokal Koordinat Sistemindeki Formasyonu .....	36
6.6 Koordinat Dönüşümü .....	38
6.7 Global Sonlu Elemanlar Eşitlikleri.....	38
6.8 Global Sonlu Eleman Denklemlerinin Çözümü .....	39
6.9 Statik Analiz .....	39
<b>7. ANSYS PROGRAMINDA RIJIT CISIM ANALİZLERİ .....</b>	<b>41</b>
7.1 Katı Cisimlerin Tanımlanması .....	41
7.2 Lineer ve Lineer Olmayan Davranışlar .....	41
7.2.1 Geometri doğrusalsızlığı .....	43
7.2.2 Malzeme doğrusalsızlığı .....	44
7.2.3 Kontak doğrusalsızlığı.....	44
7.3. Lineer Çözümler ile Doğrusal Olmayan Çözümlerin Çözülmesi .....	44
7.4 ANSYS'de Kontak Uygulaması.....	48
7.4.1 Yakınsama kriteri .....	50
<b>8. PROBLEMİN TANIMI VE ÇÖZÜM YAKLAŞIMI .....</b>	<b>51</b>
<b>9. ÇÖZÜM METODOLOJİSİ .....</b>	<b>53</b>
9.1. CAD Modelin Hazırlanması .....	54
9.2. CAD Modelin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizi .....	57
9.3. Sonuçların Yorumlanması (İterasyon 1, Konfigürasyon 1) .....	67
9.4. CAD Modelin İkinci Konfigürasyon İçin Analizi.....	67
9.5 Sonuçların Yorumlanması (İterasyon 1, Konfigürasyon 2) .....	69
9.6. CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 1).....	70
9.7. Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 1).....	75
9.8. CAD Modelin ikinci konfigürasyon için analizi (İterasyon 2, Konfigürasyon 2) .....	76
9.9 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 2).....	77
9.10. CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 1).....	77
9.11 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 1).....	83
9.12 CAD Modelin ikinci konfigürasyon için analizi (İterasyon 3, Konfigürasyon 2) .....	84
9.13 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 2).....	86
9.14. CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 1).....	87
9.15 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 1).....	90
9.16 CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2) .....	90
9.17 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2).....	93
9.18 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2).....	95
9.19. Optimum PEEK Kafes Tasarımı .....	95
9.20. PEEK Kafesin İmplantasyonu Sırasında Kullanılacak Parçaların Tasarım ve Analizi.....	101
9.20.1. Kam mili el aleti tasarımı.....	101
9.20.2 Kam mili el aleti analizi.....	104
9.21 Çakma el aleti tasarımı .....	108
<b>10. SONUÇLAR VE İLERİDE YAPILABİLECEK ÇALIŞMALAR .....</b>	<b>111</b>

<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>112</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>121</b>







## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 1.1 : İnsan omurgası.....	2
Şekil 1.2 : İnsan anatomisinde düzlemler ve yönler .....	3
Şekil 1.3 : İnsan omur anatomisi.....	4
Şekil 1.4 : Omurlar arası disk yapısı .....	5
Şekil 1.5 : Servikal omurlar .....	7
Şekil 2.1 : İntervertebral disk ve komşu elemanlar.....	9
Şekil 2.2 : İntervertebral diskin üç boyutlu görünümü. ....	10
Şekil 4.1 : Servikal disk protezi .....	19
Şekil 4.2 : Servikal disk hareket yönleri .....	20
Şekil 4.3 : Distraksiyon ve disk materyalinin çıkartılması .....	21
Şekil 4.4 : Kartilajın temizlenmesi.....	21
Şekil 4.5 : Keel olukları hazırlanması .....	22
Şekil 4.6 : İmplantın yerleştirilmesi .....	22
Şekil 5.1 : Hooke yasası. ....	29
Şekil 6.1 : Düğüm noktalarının, elemanların ve sınır koşulları ile yüklemelerin belirlenmesi .....	32
Şekil 6.2 : Sonlu elemanlar çözümü.....	32
Şekil 6.3 : Serbestlik gerilme bileşenleri.....	33
Şekil 6.4 : Lokal ve global koordinat sistemi.....	35
Şekil 7.1 : Kuvvet ve yer değiştirme arasındaki ilişki .....	42
Şekil 7.2 : Lineer olmayan durumda kuvvet ve yer değiştirme arasındaki ilişki.....	42
Şekil 7.3 : Geometrik doğrusalsızlık.....	43

Şekil 7.4 : Gerilme-Gerinim grafiği .....	44
Şekil 7.5 : Newton-Raphson metodu.....	45
Şekil 7.6 : Başlangıç konfigürasyonları yakınsaklık yarıçapı içinde .....	45
Şekil 7.7 : Başlangıç konfigürasyonları yakınsaklık yarıçapı dışında .....	46
Şekil 7.8 : Adım adım yükleme tekniği.....	46
Şekil 7.9 : Yakınsama-geliştirme araçları ile yakınsama çapının büyütülmesi tekniki .....	47
Şekil 7.10 : Alt ve ana yüklemeler .....	47
Şekil 7.11 : Lineer ve lineer olmayan denge iterasyonları .....	48
Şekil 7.12 : Kontak kuvveti ve penetrasyon.....	48
Şekil 7.13 : $Xp$ penetrasyon .....	49
Şekil 9.1 : Akış şeması. ....	53
Şekil 9.2 : PEEK cage ilk tasarım patlatılmış görüntü görüntü. ....	54
Şekil 9.3 : PEEK cage ilk tasarım. ....	54
Şekil 9.4 : PEEK gövde ölçüler.....	55
Şekil 9.5 : PEEK kapak ölçüler. ....	546
Şekil 9.6 : Titanyum alaşımı kubbe.....	56
Şekil 9.7 : Analiz tipleri. ....	57
Şekil 9.8 : Malzeme atanması çözüm adımı.....	57
Şekil 9.9 : Malzeme tanımlama arayüzü. ....	598
Şekil 9.10 : Analize hazırlık çözüm adımı. ....	59
Şekil 9.11 : Ağ örgüsü ve sınır koşulları çözüm adımı. ....	59
Şekil 9.12 : Geometri ağacı. ....	59
Şekil 9.13 : Malzeme detayları.....	60
Şekil 9.14 : Analiz modeli.....	60
Şekil 9.15 : Kontak ağacı. ....	61
Şekil 9.16 : Kontak yüzeyleri.....	61
Şekil 9.17 : Kontak detayları.....	61

Şekil 9.18 : Nodal-normal target (Düğüm noktası-temas yüzeyi) kullanımı görseli .	62
Şekil 9.19 : Ağ örgüsü ağacı. ....	62
Şekil 9.20 : Ağ örgüsü modeli. ....	63
Şekil 9.21 : Ağ örgüsü detayları.....	63
Şekil 9.22 : Analiz ayarları detayları. ....	64
Şekil 9.23 : Yükleme koşulları ağacı. ....	64
Şekil 9.24 : Sabitleme yüzeyi.....	65
Şekil 9.25 : Deplasman yüzeyi.....	65
Şekil 9.26 : Çözüm ağacı. ....	66
Şekil 9.27 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilmeler görseli, (b) analiz sonucu oluşan gerinimler görseli .....	66
Şekil 9.28 : Yükleme koşulları ağacı. ....	67
Şekil 9.29 : Kuvvet yükleme yüzeyi. ....	67
Şekil 9.30 : Sabitleme yüzeyi.....	68
Şekil 9.31 : Çözüm ağacı. ....	68
Şekil 9.32 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilmeler görseli, (b) analiz sonucu oluşan gerinimler görseli .....	69
Şekil 9.33 : Tasarım görseli. ....	70
Şekil 9.34 : Tasarım ölçüleri. ....	70
Şekil 9.35 : Analiz ön hazırlık görseli.....	71
Şekil 9.36 : Kontak ağacı. ....	71
Şekil 9.37 : (a) Birinci kontak yüzeyi görseli, (b) ikinci kontak yüzeyi görseli.....	72
Şekil 9.38 : Ağ örgüsü ağacı. ....	72
Şekil 9.39 : Ağ örgüsü detayları.....	72
Şekil 9.40 : Eleman ve düğüm sayıları. ....	72
Şekil 9.41 : (a) Ağ örgüsü genel görseli, (b) ağ örgüsü çalışma yüzeyi görseli.....	73
Şekil 9.42 : Analiz ayarları detayları. ....	73
Şekil 9.43 : Yükleme koşulları ağacı. ....	74

Şekil 9.44 : Yükleme koşulları görselleri.....	74
Şekil 9.45 : (a) Analiz sonucu titanyum kubbede oluşan gerilmeler, (b) analiz sonucu PEEK gövdede oluşan gerinimler .....	75
Şekil 9.46 : (a) Çözümün yakınsamaması ve ağ örgüsünün bozulması görseli, (b) Çözümün yakınsamaması ve ağ örgüsünün bozulması görseli 2 .....	76
Şekil 9.47 : Analiz ön hazırlık görseli.....	77
Şekil 9.48 : Kontak görseli.....	77
Şekil 9.49 : Kontak detayı.....	78
Şekil 9.50 : Ağ örgüsü görseli.....	78
Şekil 9.51 : Ağ örgüsü detayı.....	79
Şekil 9.52 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.....	79
Şekil 9.53 : Adım sayısı-zaman grafiği.....	79
Şekil 9.54 : Analiz ayarları detayları.....	80
Şekil 9.55 : Yükleme koşulları ağacı.....	81
Şekil 9.56 : Yükleme koşulları görseli.....	81
Şekil 9.57 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentik kenarlarında oluşan gerilme yoğunluğu, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri.....	82
Şekil 9.58 : Tepki kuvveti-zaman grafiği.....	83
Şekil 9.59 : PEEK gerilme-gerinim grafiği.....	83
Şekil 9.60 : Analiz ön hazırlık görseli.....	84
Şekil 9.61 : Ağ örgüsü görseli.....	84
Şekil 9.62 : Eleman ve düğüm noktaları sayısı.....	84
Şekil 9.63 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentiklerde oluşan gerilme yoğunluğu, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri ....	85
Şekil 9.64 : (a) Çentiklerin arkasına kanal açılmış parçanın üst görünüşü, (b) çentiklerin arkasına kanal açılmış parçanın genel görünüşü, (c) değişen temas yüzey alanı.....	87
Şekil 9.65 : Ağ örgüsü görseli.....	88
Şekil 9.66 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.....	88

Şekil 9.67 : (a) Çözüm sonucu çentik etrafında oluşan gerilme yoğunluğu, (b) oluşan genel gerilme değerleri, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri, (d) çentik kenarlarında oluşan gerilme yoğunluğu.....	89
Şekil 9.68 : Analiz ön hazırlık görseli.....	90
Şekil 9.69 : Ağ örgüsü görseli.....	91
Şekil 9.70 : Ağ örgüsü eleman ve düğüm noktası sayıları.....	91
Şekil 9.71 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentik etrafında oluşan genel gerilme değerleri (c) çentik etrafında oluşan gerinim değerleri. ...	92
Şekil 9.72 : Genel ağ örgüsü görseli. ....	93
Şekil 9.73 : Çentik ağ örgüsü görseli. ....	93
Şekil 9.74 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.....	93
Şekil 9.75 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu ve değerleri, (b) çentik yüzeyinde oluşan genel gerilme değerleri , (c) çentik yüzeyinde oluşan genel gerilme değerleri. ....	94
Şekil 9.76 : Optimum PEEK gövde tasarım ve ölçüleri. ....	96
Şekil 9.77 : Optimum PEEK gövde parça tanımlamaları. ....	97
Şekil 9.78 : Optimum PEEK kapak tasarım ve ölçüleri.....	98
Şekil 9.79 : Optimum PEEK kapak parça tanımlamaları.....	98
Şekil 9.80 : Optimum titanyum alaşımı kubbe tasarım ve ölçüleri.....	99
Şekil 9.81 : Optimum titanyum alaşımı kubbe parça tanımlamaları.....	99
Şekil 9.82 : Optimum PEEK cage tasarım görselleri.....	100
Şekil 9.83 : Kam tasarımı ve ölçüleri.....	101
Şekil 9.84 : Kam tasarımı çalışma kinematiği ve tanımlama görselleri.....	102
Şekil 9.85 : Kam mili el aleti tasarım ve ölçüleri.....	103
Şekil 9.86 : Analiz ön hazırlık görseli.....	104
Şekil 9.87 : (a) Genel ağ örgüsü görseli, (b) kam mili ağ örgüsü görseli .....	105
Şekil 9.88 : Eleman ve düğüm noktası sayısı.....	105
Şekil 9.89 : Sabitleme görseli. ....	106
Şekil 9.90 : Kuvvet uygulama görseli.....	106

Şekil 9.91 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri. ....	107
Şekil 9.92 : Çakma el aleti tasarım ve ölçüleri.....	108
Şekil 9.93 : Çakma el aleti tasarım ve kullanımı perspektif görseli.....	109
Şekil 9.94 : Çakma el aleti tasarım ve kullanımı yandan görünüş. ....	109



## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 7.1 : Lineer ve lineer olmayan problemler.....	43
Çizelge 7.2 : Kontak formülasyonları karşılaştırma tablosu.....	50
Çizelge 9.1 : PEEK ve Ti-6Al-4V malzeme özellikleri.....	58
Çizelge 9.2 : Paslanmaz çelik malzeme özellikleri.....	104







## KISALTMALAR

<b>IVD</b>	: İntervertebral disk
<b>NP</b>	: Nükleus pulposus
<b>AF</b>	: Annulus fibrosus
<b>CEP</b>	: Kartilaj son plak
<b>ALL</b>	: Anterior longitudinal ligament
<b>PLL</b>	: Posterior longitudinal ligament
<b>FRA</b>	: Femur ring allogreft
<b>MPC</b>	: Çoklu nokta sınırlaması
<b>DOF</b>	: Serbestlik derecesi



## SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
$F$	Kuvvet
$A$	Alan
$S$	Gerilim
$\epsilon$	Gerinim
$l$	İlk uzunluk
$\Delta l$	Uzunluktaki değişim
$K$	Malzeme sabiti
$x$	Esneme miktarı
$\sigma$	Gerilim
$E$	Esneklik katsayısı
$\nu$	Poisson oranı
$\epsilon_x$	Enine birim deformasyon
$\epsilon_y$	Boyuna birim deformasyon
$U$	Yer değiştirme vektörü
$G$	Kayma modülü
$n_d$	Düğüm noktalarının sayısı
$d_i$	Yer değiştirme miktarı
$N$	Düğüm noktalarının yer değiştirme matrisi
$B$	Gerinim matrisi
$L$	Farklı problemler için diferansiyel operatör
$k_e$	Direngeçlik matrisi

$T$	Toplam kinetik enerji
$m_e$	Kütle matrisi
$W_f$	Dış kuvvetlerin yaptığı iş
$f_a$	Reaksiyon kuvveti
$K$	Global dirençlik matrisi
$M$	Global kütle matrisi
$K^T$	Teğetsel dirençlik
$x_p$	Penetrasyon



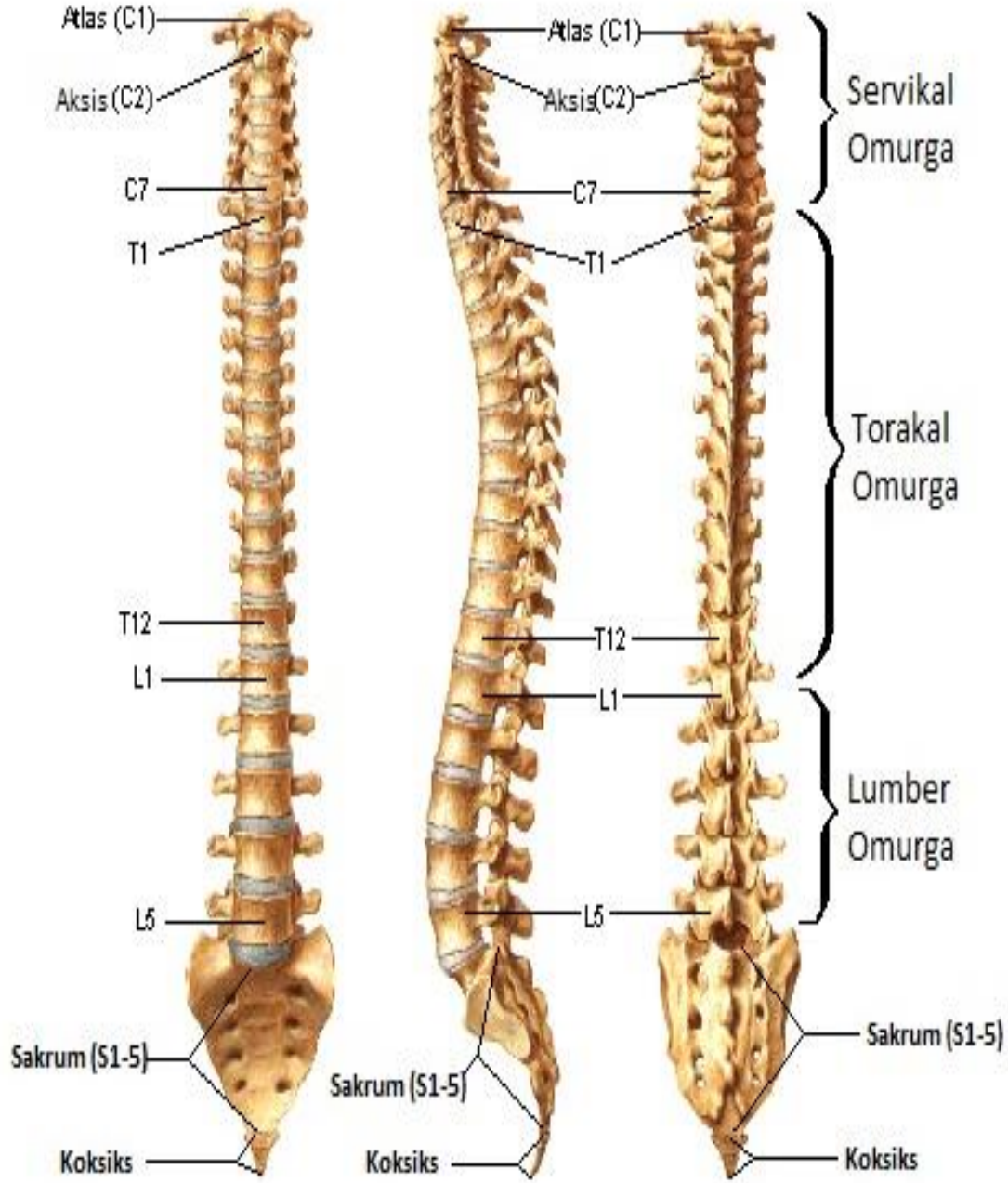
# 1. GİRİŞ

## 1.1 Genel Bilgiler

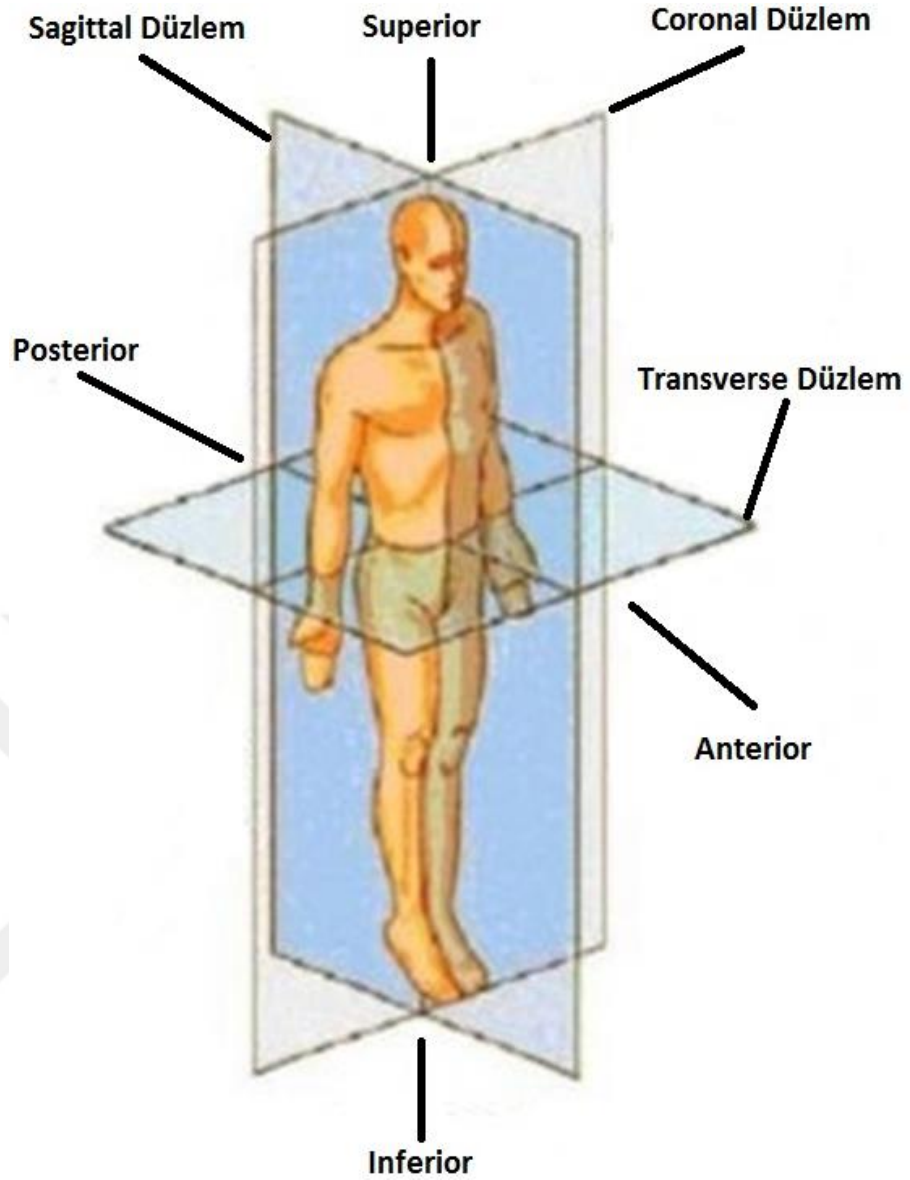
Omurga, gövdenin ayakta durmasını sağlayan ve gövdeye destek olan üst üste dizilmiş birbirinden bağımsız omurlardan oluşan bir yapıdır. Bu yapının üç temel görevi vardır. Birincisi, karşılaşılan yükleri perverte aktarmaktır. Kaldırılan bir yük ya da vücudun baş ve gövde gibi bölgelerin oluşturacağı yükler eğme momentleri oluşturur. Omurga oluşan bu kuvvetleri karşılar. İkinci görevi gövdenin hareketini sağlamaktır. Üçüncü olarak da dışarıdan gelecek kuvvetlere karşı omuriliği içine alması ve onu korumasıdır. Genel hatlarıyla insan omurgası Şekil 1.1’de görüldüğü gibi otuz üç farklı omurdan ve beş farklı bölgeden oluşmaktadır. Bu bölgeler yukarıdan aşağıya sırasıyla, servikal, torakal, lomber, sakrum ve koksiks yani pöçük kemiğidir. Servikal omurga yedi omur, torakal omurga on iki omur ve lomber omurga beş omurdan oluşmaktadır. Sakral omurga beş adet kaynamış omurdan, koksiks ise dört adet kaynamış omurdan oluşmaktadır [1,2]. Servikal omurgadaki omurlar üstten aşağıya sırasıyla C1’den C7’ye kadar isimlendirilirler. Burada C1 ile C2 yapısal olarak diğerlerinden farklılık gösterir ve Atlas ile Aksis olarak isimlendirilir. Benzer şekilde torakal omurgadaki omurlar T1’den T12’ye, lomber omurgadaki omurlar da L1’den L5’e kadar isimlendirilir [1,2].

İnsan vücudunda bazı düzlemler ve yönler tanımlanmıştır. Bunlar omurgayı tanımlamak için de kullanılır. Düzlemler ve yönler Şekil 1.2’de verilmiştir. Omurga, genellikle koronal düzlemde simetrik bir şekilde bulunmaktadır. Sagittal düzlemde servikal ve lomber omurgalar anteriyor içbükey eğriye, torakal ve sakral omurgalar ise posteriyor dışbükey eğriye sahiptirler. Omurganın sahip olduğu eğrili yapı gelen yüklerin disklere dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlar. Bu sayede omurga esnek ve yük sönmleme özelliklerini barındırır [1,2].

Önden Görünüm Yandan Görünüm Arkadan Görünüm

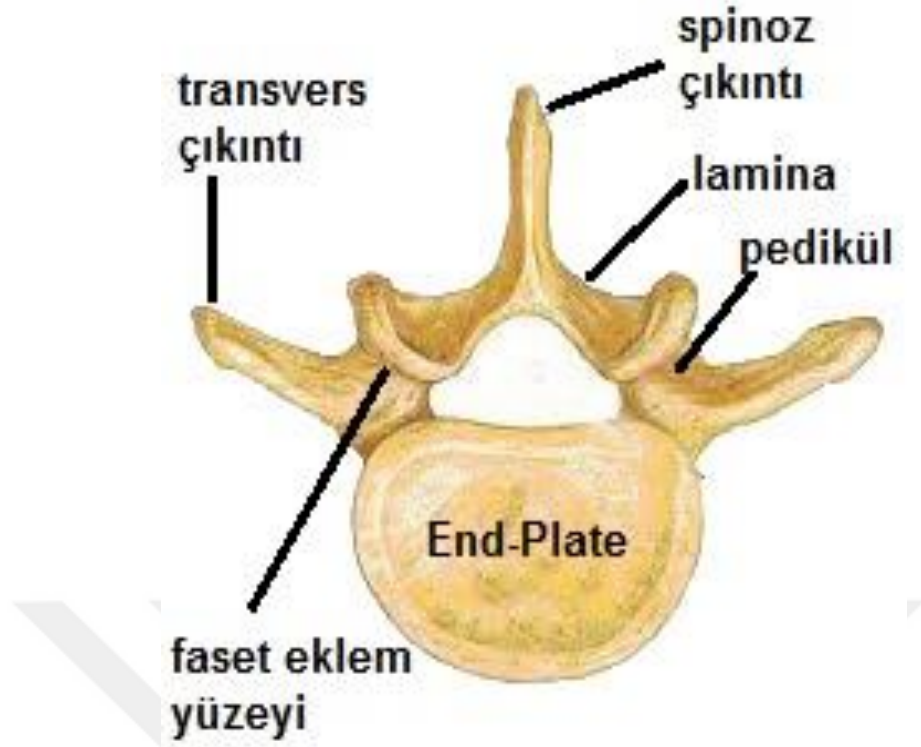


Şekil 1.1 : İnsan omurgası [38,39].



Şekil 1.2 : İnsan anatomisinde düzlemler ve yönler [40].

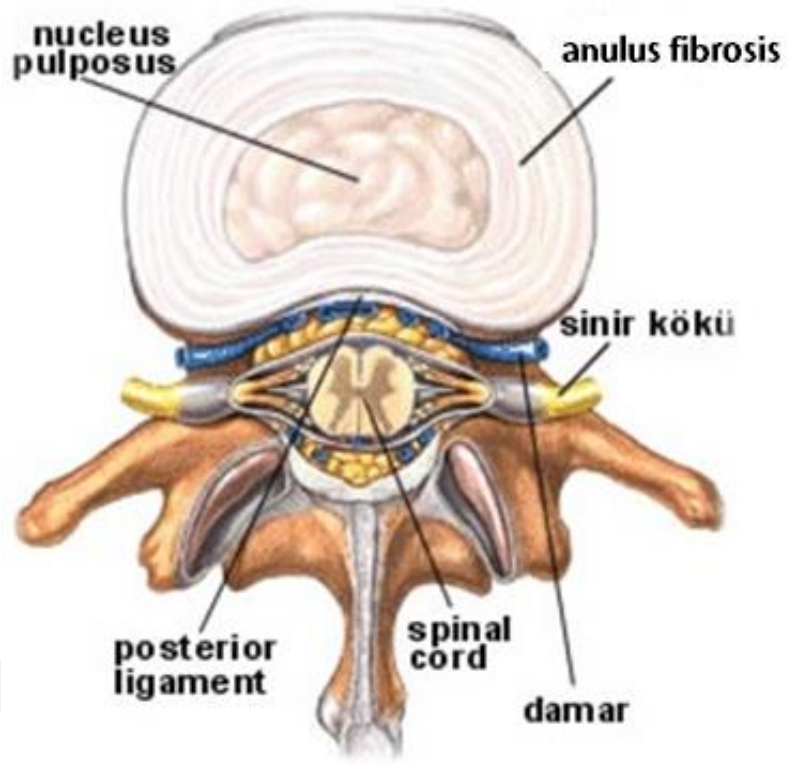
Omurgada, C3 ile L5 arasındaki omurlar benzer yapıdadır fakat bulunduğu bölgeye göre farklı boyutta olabilirler. Servikal omurlardan lomber omurlara doğru gittikçe omur boyutunda artış görülmektedir. Omur gövdesinde artiküler, transvers ve spinöz çıkıntıları bulunmaktadır. Bu çıkıntılar Şekil 1.3’de gösterilmiştir. Artiküler çıkıntılar fasetler olarak da bilinir. Bu çıkıntılar omurga kanalını çevreler. Bu kanal nöral yay olarak da adlandırılır. Omurilik halka şeklindeki bu kanalın içinden geçer. Omurga kanalını oluşturan çıkıntılar aynı zamanda laminalar ve pedikülleri oluşturur. Süperiyor ve inferiyor yüzeylere omurun end-plate’leri denir [1,2].



Şekil 1.3 : İnsan omur anatomisi [41].

Ligamentler omurları birbirine bağlayarak düzenli bir şekilde durmasını sağlar. Omurganın hareketini artıran ve omur gövdelerinin birbirine temasını önleyen omurlar arası diskler bulunmaktadır. Diskler ve faset eklemleri omurlar arasındaki bağlantıyı sağlar. Omurganın üzerinde basma yükleri oluşur, omurların arasındaki diskler bu yükleri taşır. Şekil 1.4’de omurlar arası disk yapısı gösterilmiştir. Nucleus pulposus akıcı ve saydam bir yapıdır. Diskin merkezinde olan bu yapının etrafından disklin çevresine doğru büyüyen soğan halkaları şeklinde anulus fibrosis bulunur. Bu soğan halkaları şeklindeki yapı lif bağlarından oluşmaktadır. Aynı halkanın üzerindeki lifler aynı yönde dizilmiştir. Komşu iki halkada ise lifler farklı yönde dizilmişlerdir. Bu şekilde dizilim disklin dayanıklılığını artırır. Diskin kartilaj dokusu iki yapıyı omur gövdesinden ayırmaktadır. Diskin bu yapısı, ayakta durma, dönme ve eğilme durumlarında disklin üzerine düşen basma, kayma ve eğme yüklerine karşı koymasında büyük önem taşımaktadır [1]. Birbiri üzerinde kayabilen faset eklemleri ise omurganın hareket etmesini sağlar. Aşırı geriye esnemedi, faset eklemleri omurganın üzerine düşen basma yüklerinin %30’unu taşımaktadır [2].





Şekil 1.4 : Omurlar arası disk yapısı [41].

İki omur arasında, posterior bölgede daha güçlü ve dengeli bir yapı bulunur. Bu birbirini üzerinde kayan faset eklemler sayesinde sağlanır. Anteriyor bölgede ise diskler sayesinde daha esnek ve yumuşak bir bağlantı bulunur.

## 1.2 Servikal Omurlar

Toplamda yedi omurdan (C1-C7) oluşur. Birinci ve ikinci omur sırası ile atlas ve aksis olarak adlandırılır ve diğer beş omurdan (C3-C7) yapısal ve işlevsel olarak belirgin farklılıkları vardır.

Servikal omurunun ilk gövdesi olan aksistir ve bu gövdeden odontoid çıkıntı yükselir. Bu çıkıntının yüksekliği yaklaşık 15 mm'dir. Odontoid çıkıntının ön yüzeyinde bulunan oval eklem yüzeyi ile atlasın anterior kavisinin posteriorunda bulunan eklem yüzeyi sinovial eklem yapar [3].

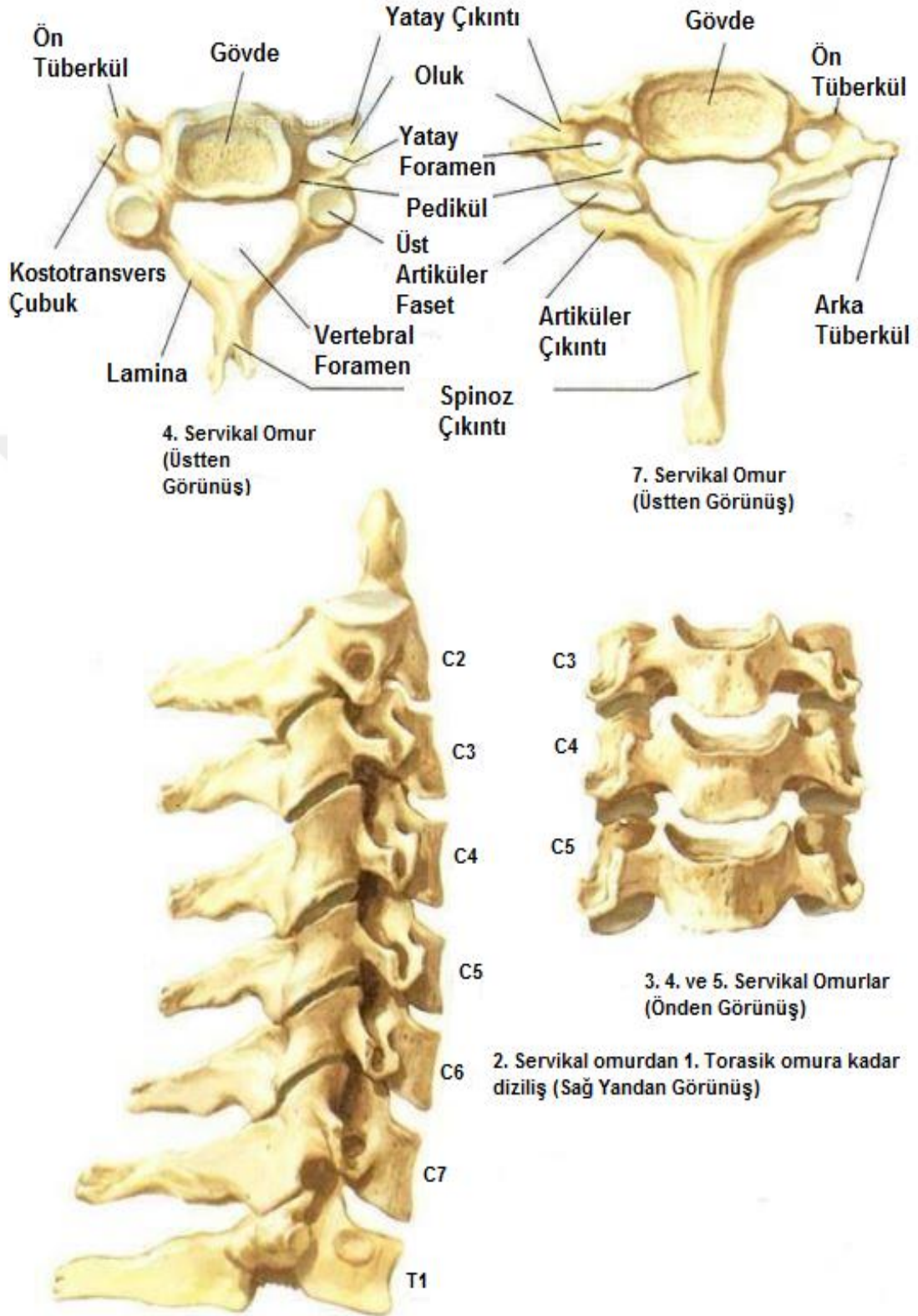
C3-C7 omurları subaksiyal servikal bölgeyi oluştururlar ve hareket şekli faset eklemlerinin özelliklerine bağlıdır. Bu omurlarda sağlı sollu foramenler bulunur, bu özellikleri sayesinde diğer omurlardan kolaylıkla ayırt edilebilirler (Şekil 1.5).

Subaksiyel servikal omurların gövdeleri diğer hareketli omurlara oranla küçüktür ve boyutları aşağıya doğru gidildikçe artar. Bu omurlarda ön-arka derinlik yatay genişliğe göre daha düşüktür. Gövdenin üst yüzeyi yan kenarlardan bakıldığında içbükey bir yapıda olmasına karşın önden arkaya doğru gidildikçe hafif bir dışbükey yapı görünür. Gövdenin alt kısmı ise semer görünümündedir. Omurların üst yüzeyinde yan kenarlar zeminden daha yüksektir. Alt yüzeyde ise bu kısımlar eğiktir ve küçük yarıklar vardır. Bazı görüşler bu yarıkların minyatür sinovial eklem olduğu yönündedir. Bir diğer görüş ise sadece intervertebral disklerin yan bölümünde yer alan boşluklar olduğunu belirtir [3,7].

Vertebral foramen, omuriliğin genişlemesine uyum sağlayabilir ve omurilikten daha geniş bir yapısı vardır. Bu yapı omurların gövdeleri, pedikülleri ve laminaları tarafından çevrelenir. Gövdeden posterolateral olarak dışarıya uzanan pediküllerin üst ve altındaki omurlara ait vertebral çentikler birbirlerine bağlanarak intervertebral foramenleri oluşturur. Mediale doğru yönelen laminalar ince ve görece uzundurlar ve birbirleri ile kaynaşarak spinoz çıkıntıları meydana getirirler. Artiküler sütunlar üst ve alt artiküler fasetleri destekler ve pediküller ve laminaların birleştiği noktadan yana doğru açılan çıkıntılardan meydana gelir [5,6].

Her bir transvers çıkıntı, kenarlarda foramene kostotransvers çubuk ile bağlanan ön ve arka tüberküllerde sonlanan dar kemik çıkıntılarla sınırlanmış bir foramenle delinmiştir. Arka çubukta sadece medial bölüm gerçek transvers çıkıntıyı oluşturur. Ön ve kostotransvers çubuklar ile arka çubuğun yan bölümü kostal elemanı oluşturur. Spinal sinirler kostotransvers çubukların üst yüzeyinde bir çukur oluşturmuştur. Altıncı servikal omurun ön tüberkülleri diğerlerine göre iridir [5,6].

Yedinci servikalde omur spioz çıkıntısı uzundur ve ensenin alt kısmında kolayca ele gelebilen tüberkül ile sonlanmasından dolayı vertebra prominens olarak adlandırılır. Torakal omurun ilk spinoz çıkıntısı da oldukça belirgindir. Transvers foramen bazen yedinci servikal omurun yanında bulunmaz, eğer bulunursa bu foraminadan sadece küçük aksesuar vertebral venler geçer [5,6].



Şekil 1.5 : Servikal omurlar [4,5,6].

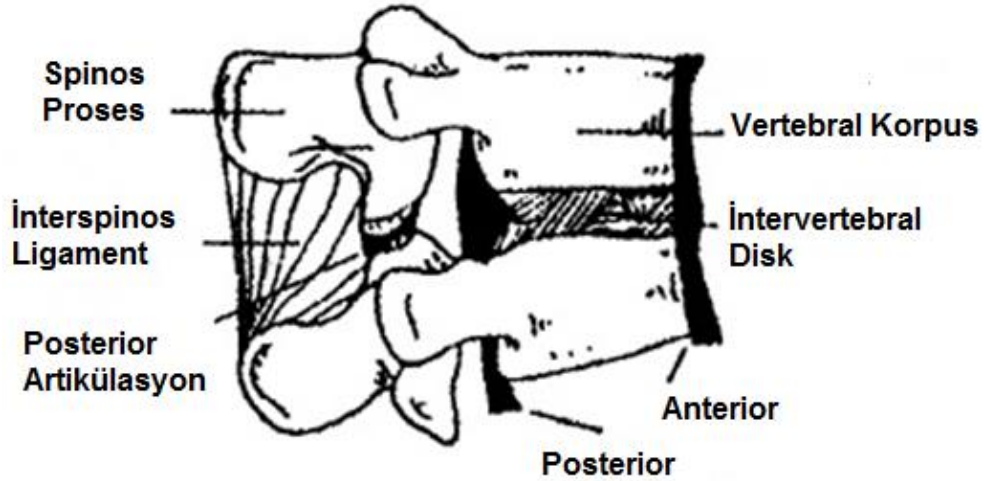


## 2. İNTERVERTEBRAL DİSK

### 2.1 İntervertebral Diskin Yapısı

Servikal bölgede altı, torakal bölgede on iki, lomber bölgede altı ve sakrum-koksiks arasında bir adet olmak üzere toplamda 25 adet intervertebral disk (IVD) vardır. Nadiren de olsa sakral segmentler arasında ek diskler bulunabilir. Diskler yapısal olarak üç farklı dokudan oluşur. Bunlar; nükleus pulposus (NP), annulus fibrosus (AF) ve kartilaj son plak (CEP). İntervertebral diskler annulus fibrosus ve kartilaj son plak ile komşu vertebralara bağlanırlar [8,9].

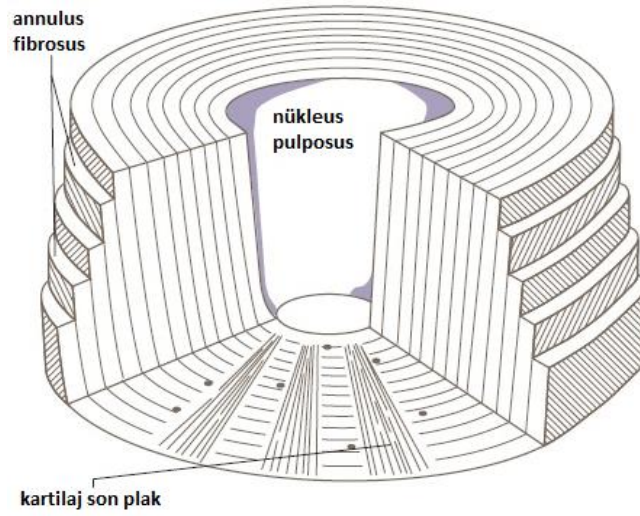
Ligamentler ve disc altındaki komşu vertebral gövde vertebral birimi oluşturur ve bu birimin ön ve arka yüzeylerine longitudinal ligamentler yapışmıştır. Anterior Longitudinal Ligament (ALL) distale uzanan yassı bir bant şeklindedir ve vertebra gövdesine sıkıca yapışmıştır. Posterior Longitudinal Ligament (PLL) IVD'lere uzantılarla yapışık durumdadır ve aşağıya doğru giderek daralan dişli görünümündedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 : İntervertebral disk ve komşu elemanlar [8].

İnsan İVD'sinde NP ve AF alttan ve üstten CEP ile kaplıdır (Şekil 2.2). İVD'ler canlılara göre farklılık göstermektedir. İnsanlarda fetal dönemde 30 yaş altında

kondrodistrofoid yolla kaybolan notokordal hücreler vardır. Kondrodistrofoid canlılarda erişkin dönemde disk rahatsızlıkları görülebilir [10].



Şekil 2.2 : İntervertebral diskin üç boyutlu görünümü.

### 2.1.1 Nükleus Pulposus

İVD'nin merkezinde yumuşak ve hidrofilik madde içerir. Genç ve genç erişkinlerde dikdörtgen, yetişkinlerde ise değişken yapıdadır. Yapının maruz kaldığı gerilmelere göre, yansıtan mekanik delaminasyonlarda bazı değişiklikler görülebilir. NP'nin fonksiyonu ve yeri bölgeye göre değişir [11]. Servikal disklerde santral bölgede iken lomber disklerde posterior yerleşimlidir. NP heterojen bir yapıdadır ve glikozaminoglikan, kollojen fibriller, mineral tuzlar, su ve hücrel unsurlardan oluşur. İnsan yaşamının ilk sürelerinde %80-88 oranında su içeriğine sahip iken bu oran zamanla %70 seviyelerine kadar düşer [12,13]. NP'de hidrate jel zamanla kaybolur ve elastik özelliğini yitirerek amorf ve kahverengi hale gelir. NP, kollajen fibril kafesinden meydana gelir ve mukoprotein jel içerir. Disk yaşlandıkça jel yapı zamanla kaybolur ve kollajen fibriller elektron granülleri ile birleşirler [14].

### 2.1.2 Annulus Fibrosis

AF, fibrokartilaj bantlardan oluşan üç boyutlu ve geometrisi fonksiyonuna göre değişkenlik gösteren CEP'ten ayrılarak NP'yi saran bölümdür. Disklerin iç tabakalarında annuler bantlar paralel yön izler. Katmanların (lamellaların) sayısı, boyutu, kalınlığı, bant oblikleri, disk ve kişiye göre farklılık gösterir. Özellikle fetusta fibril kalınlığında büyük farklılıklar gözlemlenmektedir. Erişkinlerde görülen farklı

yapının sorumlusu mekanik etkilerdir. Foksiyonel aktivite ile vertebra kolonunun yüklenmesi arasındaki ilişkinin belirlenmesi için bazı elektronmikroskopik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda emeklemeden yürüyüş evresine geçiş döneminde ve seksüel olgunlaşma evrelerinde olduk disklerde farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir [15].

### **2.1.3 Kartilaj End-Plate**

CEP, vertebranın her iki ucunda bulunur ve İVD'nin anatomik sınırını belirler. CEP'in üç ana fonksiyonu vardır;

- 1- Meydana gelecek basınçlarda vertebrayı korur [16].
- 2- AF ve NP'nin anatomik sınırlarını belirler
- 3- Osmotik yolla AF, NP ve vertebral gövde arasındaki sıvı alışverişini sağlar [17].

Yapılan deneysel çalışmalarda CEP'lerin sadece santral bölgesinin geçirgen olduğu bulgusuna ulaşılmıştır. [18] CEP, yapısal olarak yumuşak, homojen ve rastgele uzanan beyaz fibrillerle dolu esnek saydam bir proteoglikan matrikse sahiptir. CEP'lerin İVD'nin beslenmesinde önemli rolleri vardır. CEP'lerin yüzeyinde ince yarıklar vardır ve besinleri almak için vertebra kemiği ile ilişki kurarlar. CEP'teki kanallar yaşlanma ile daralır ve zamanla kapanırlar.

## **2.2 Intervertebral Disk Fonksiyonları**

İntervertebral disk'in ana fonksiyonu vertebral kolonunun hareketini sağlamak için iki vertebra korpusu arasında esnek ve dayanıklı bir yapı meydana getirerek maruz kalınan yüklere karşı şok emici rol oynamaktadır [11,19-22]. IVD esnek bir yapıda olup komşu vertebralar arasında hareket genliğini belirler. Fibröz dokuda olduğu için gerilme hareketlerine izin verirken baskı yüklerinde zayıftır. Maruz kalınan bu yüklerden IVD içindeki hidrolik bölgenin varlığı sayesinde aşılır. IVD'nin yapısı gereği yük altında hacmi sabit kalır ve basınç fibröz duvara eşit olarak dağıtılır [23]. Santral bölge periferik halka halindeki AF ile çevrelenmiştir ve oldukça hidrofilik bir yapıdadır. Bu bölge oluşan yükleri tüm yönlerde sönümler ve stabilizasyonu sağlamaktadır. Arka bölgedeki eklemler kayma hareketini sınırlamaktadır [24]. IVD fibröz yapıları; sıkıştırma(baskı), burulma ve kesme gerilmelerini kompanse etmelidir.



Vertebra korpus alanı sakruma doğru gidildikçe artar ve ortalama 305 mm<sup>2</sup> dir. Servikalde korpus yüksekliği ortalama 14.1 mm iken lumbarda bu ortalama 26.2 mm dir [25]. IVD yüksekliğide lumbere doğru gidildikçe artmak üzere 7.1-12.5 mm aralığındadır [26]. Servikal bölgede IVD, arka bölgeye yerleştirilmiş olup yüksekliği ortalama 5.6 mm dir.

NP, AF ve CEP fibrilleri ile paket sistem görünümündedir [9]. Bu sistem yerçekimi kuvveti ve burulma yüküne karşı tampon görevi görmektedir [27,28]. Ayrıca bu sistem vertebra kolonuna gelen yüklere karşı şok sönümleyici görevi görmektedir [29].

NP'nin su bağlama kapasitesi elastisitesine etki etmektedir ve bu durum IVD'nin fonksiyon kazanmasına neden olmaktadır. Diskin suyu hapsetmesi iki şekilde sağlanmaktadır. Bunlardan ilki; osmotik basınç ikincisi ise proteoglikan jel sayesinde sağlanan emme basıncıdır [30]. IVD osmotik bir sistem olarak kabul edilir ve osmosis oldukça önemlidir. AF veya CEP'de meydana gelebilecek küçük bir yırtık tüm su dengesini bozabilmektedir [29].

### **2.3 Intervertebral'in Mekanik Davranışları**

IVD'de AF'nin dayanabileceği maksimum gerilme kuvveti 1.5-5 MPa aralığında vertebral korpusun ise 0.8-1 MPa aralığında olduğu yapılan çalışmalarda gözlemlenmiştir. [11] Bu değer Longitudinal ligamentlerde 20 MPa olup disk rüptürüne dayanım sağlamaktadır. Üçlü eklem sağlam olduğu sürece IVD'nin burulma dayanımı 4 MPa , izole diskte ise 2.1 MPa'dır [31].

IVD'nin son kısmının mukavemeti çok yüksektir. Disk deforme olsa bile dinlendirilirse zamanla kendini toparlayabilir. Deformeye neden olan yük ortadan kalktıktan sonra doku sıvısı disk tarafından emilir ve diskin toparlanma süresi başlar.

IVD'de süreklilik gösteren yüklemekten 5 dk sonra disk stabil hale gelir ve deformasyona neden olur. Dinamik yük altında ise IVD bir saniye vibrasyon yapar, böylelikle disk salınımları sönümleyerek şok emici rol oynar [32,33].

IVD'nin bir elastik sınırı vardır ve bu sınıra ulaşıncaya kadar statik yüklemeye karşı koyabilir. Statik yükleme sırasında ek olarak dinamik yükleme uygulanırsa vibrasyon oluşur. Meydana gelen yükleme AF ile kemik bağlantılarının yük dayanım sınırını aşarsa diskte hasarlar oluşur. IVD'de intradiskal basınç beslenme ve sıvı yoğunluğu



açısından önemlidir. Disk basıncı öksürmede %40, yük taşırken %50, gövde rotasyonunda %40, merdiven çıkarken %40 ve yavaş yürürken de %15 artar [34-36].

Yaşlandıkça İVD'nin mekanik ve biyomekanik özelliklerinde değişimler olmaktadır. Diskler daralarak arka yüzeydeki eklemler ile temas alanlarında artma olur. İVD'lerde meydana gelen yapısal değişiklikler arka eklemleri de etkiler ve bu bölgede de bazı değişimler meydana gelir. Nükleus turgoru zamanla kaybolduğu için eklemler aktif olarak yük taşımaya başlarlar [37].

IVD kompleks bir yapıdadır ve rejeneratif özelliği vardır. Yaş ilerledikçe ve aşırı yüklerle maruz kaldığında yapısal değişikliğe uğrar. İlerleyen yaşlarda biyokimyasal değişikliklerden dolayı nükleus ve anulustaki tamir yeteneği azalır.





### **3. KARŞILAŞILAN RAHATSIZLIKLAR**

#### **3.1 Servikal Bölge Rahatsızlıkları**

Servikal bölgede bir çok rahatsızlık görülür. Başlıcaları; servikal disk dejenerasyonu, dejeneratif osteoartrit, osteofitik kök felci, spinal enfeksiyonlar, spinal tümörler, torasik outlet sendromu, refleks sempatik distrofi, fibromyalji, servikal myelopati, servikal disfonksiyon, romatoid artrit, travmatik artrit, whiplash, Klippel-Feil sendromu, polimiyalji romatika, dev hücreli arterit veya temporal artreit ve sabah görülen baş ağrılarıdır.

#### **3.2 Servikal Disk Dejenerasyonu**

##### **3.2.1 Disk dejenerasyon patalojisi**

Omurga vücut ağırlığı ve oluşan diğer yüklere karşı koyarken aynı zamanda hareket fonksiyonunu devam ettirmekle de sorumludur. Bu sorumluluk birbiri ile çatışan rijitlik ve esneklik prensiplerinin beraber çalışmasını gerektirmektedir. İnsan vücudu sahip olduğu beraber çalışan faset eklemler ve intervertebral diskler sayesinde bunu mümkün kılabilir. Faset eklemler sinovyal membranla kaplı oldukları için minimum dirençte tepki vererek harekete izin verirler. İntervertebral disklerin ise sinovyal membranları olmamasına karşın özel yapıları sayesinde dikey yükü taşıırken vertebra korpusları arasındaki harekete de izin verirler [42].

Eklemler yaşlandıkça disk mesafesi, faset eklemler, intra-paraspinal dokular ve vertebra korpuslarda dejeneratif değişiklikler olur. Bu dejenerasyonlar neticesinde spondiloz osteofitlerin oluşması ve disk herniasyonu görülür [43]. Erken çocukluk döneminde bu dejeneratif değişiklikler görülmeye başlar. İlerleyen yaşlarda inflantların disklerindeki kan damarları regresyona uğrarlar ve yetersiz beslenmeye neden olur. Bu durum nükleus pulposusun içeriği değişerek su kaybına neden olarak diskin hacmi ve yüksekliğini düşürür [42,43]. Azalan yükseklik anulusun bombeleşmesine neden olarak komşu vertebra periostunu kemikten ayırır. Meydana gelen bu boşluğa yeni kemik formasyonu dolarak osteofitleri oluşturur. Ayrıca

yaşlanma sürecinde anulus laminlerinde yapısı bozulur ve posteriorda posterior longitudinal ligaman ile olan bağlantıları gevşer. Bu da disk herniasyonunun en sık görüldüğü postero-lateralde annulusta zayıf bir bölge oluşturur. Böylelikle dejenere olmuş bir disk herniye olur.

Disk herniasyonlarına en çok otuz ve kırklı yaşlarda rastlanır ve ellili yaşlardan sonra görülme sıklığı azalır. Spondilozda ise yaş ilerledikçe insidans artar. Anulus bölgesinde yırtıklar yaşlandıkça artar fakat disk genişleme yeteneğini kırklı yaşlardan sonra kaybetmeye başlar ve diskin genişliği herniasyonda hayati rol oynar. Diskin ozmotik özelliklerinin değişmemesi bu düşüşün nedenidir. Ellili yaşlardan sonra diskin genişleme potansiyeli kalmadığı için disk herniasyonu pek sık görülmez [42,43,44].

### **3.2.2 Disk hastalığı fizyopatolojisi**

İnsan vücudundaki en büyük avasküler yapılar intervertebral disklerdir. Bu bölgede oluşacak bir yapısal bozukluklar kan dolaşımı olmadığı için düzelemez ve disk eski halini alamaz. Yaşlanma ile görülen radyolojik değişiklikler, moleküler seviyedeki değişiklikleri meydana getirir ve disk mesafesini tetikler.

İlerleyen yaşla birlikte nükleus pulposus jel benzeri özelliklerini kaybederek maktikside yavaş ve hafif değişikliklere neden olur ve anulus fibrokartilaginöz metamorfoza yol açar. Bu da nükleusu ile anulusu arasında yaşlanmış bir disk oluşmasına neden olur. Fiziksel ve metabolik yüklemeler polisakkaridlerin depolimerizasyonuna neden olarak nükleusun fiziksel özelliklerinde değişikliğe neden olur. Anulusa binen gücün dağılımı ve yönünde olan değişikliklerle birlikte konsantrik ve radial fissürler oluşur. Bunun nedeni fibroblastik cevabın fiziksel talepleri karşılayamamasıdır.

Yapısal özelliklerini kaybetmiş olan nükleusun instabilitesi karşısında zayıflamış olan anulus direnç gösteremez ve disk materyalinin herniasyonu olur. Nükleus, ekstrüde halde olduğunda kanala sıvı olarak genişler. Bunun neticesinde sinir kökleri mekanik olarak tetiklenir.

Dejeneratif disk hastalığında pH değerinin düştüğü bazı araştırmalarda gözlemlenmiştir. Bununla ilişkili olarak anulus yırtıldıktan sonra sinir kökünü direk kontak ile uyardığı düşünülmektedir.[45] Bu durumun sonucunda cerrahi müdahale

olarak ekstrüde disk matriksinin mekanik ve kimyasal komponentleri temizlenir. Cerrahi müdahalenin ardından yatak istirahati ile radiküler ağrılarıların geçmesi durumu açıklar [42,43,44].





## 4. RAHATSIZLIĞIN TEDAVİ YÖNTEMLERİ

### 4.1 Uygulanan Tedavi Yöntemleri

Servikal disk dejenerasyonunda hastalara uygulanan iki farklı uygulama vardır. Bunlardan birincisi hareket korumalı sistem. Diğeri ise füzyon sistemdir.

#### 4.1.1 Hareket korumalı sistem

Bu sistemde amaç iki omur arasına yerleştirilen implantın hareket devamlılığını sağlayabilmesidir. Bu devamlılığın sağlanabilmesi için servikal disk protezi geliştirilmiştir (Şekil 4.1). Bu protez fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyonel yöndeki tüm hareketlere izin vererek hareketin korunmasını sağlar (Şekil 4.2).



Şekil 4.1 : Servikal disk protezi [46].



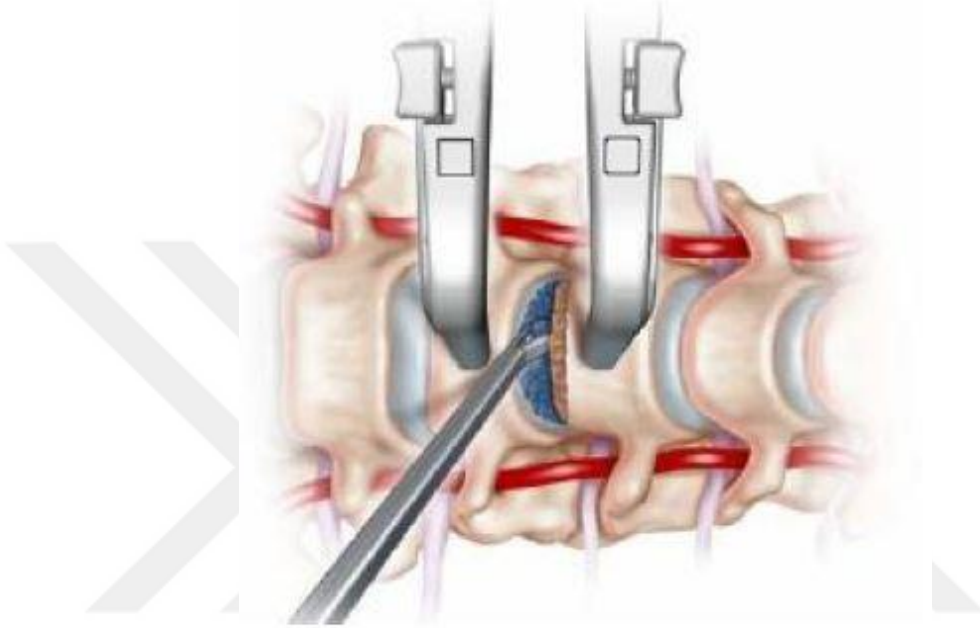
Şekil 4.2 : Servikal disk hareket yönleri [47].

#### 4.1.2 Hareket korumalı sistem uygulama yöntemi

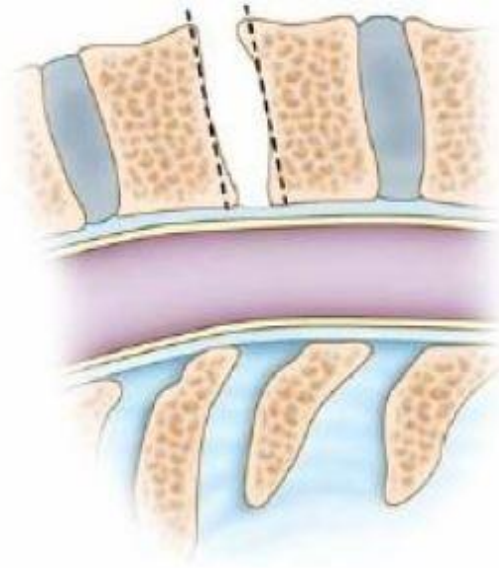
Baş nötral pozisyonda olacak şekilde hasta ameliyat masasına yatırılır. Ameliyat masası skopinin dairesel hareketine izin vermelidir ve C6-C7 omurları görülebilecek şekilde lateral grafite omuzları ayarlanmalıdır [47]. Cerrahi işlemde genellikle Smith-Peterson tekniği uygulanır.



Vertebra korpus yüksekliğinin alt ve üst orta kısmına pinler gönderilerek distraksiyon yapılır. Bu işlem sırasında distraksiyon pinleri keel oluklarına denk gelmemeli ve posterior korteksi geçmemelidir. Bu işlemden sonra tüm disk materyali posterior longitudinal ve lateralde uncinat prosese kadar boşaltılır (Şekil 4.3). Bu işlem sırasında spreader kullanılır. Böylelikle aralığın paralel açılması ve pinlerin kemik bütünlüğünü bozmaması sağlanır (Şekil 4.4).

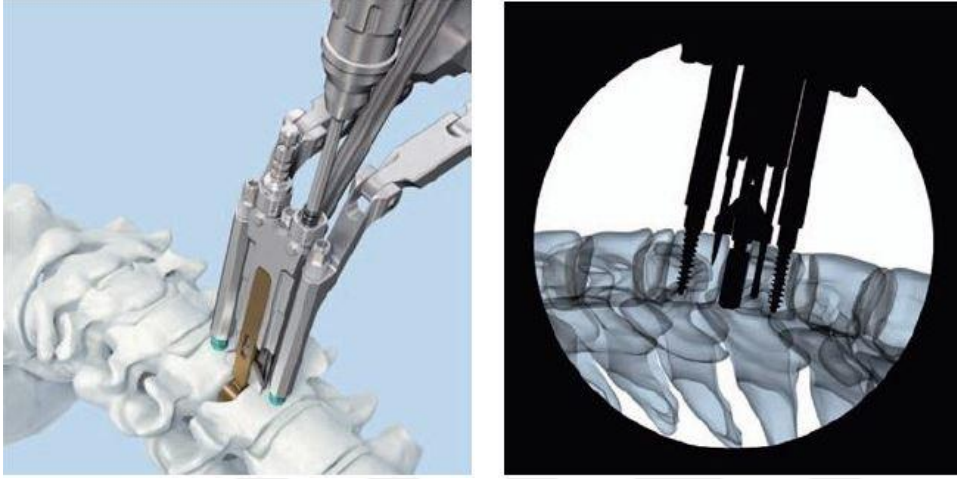


Şekil 4.3 : Distraksiyon ve disk materyalinin çıkartılması [47].

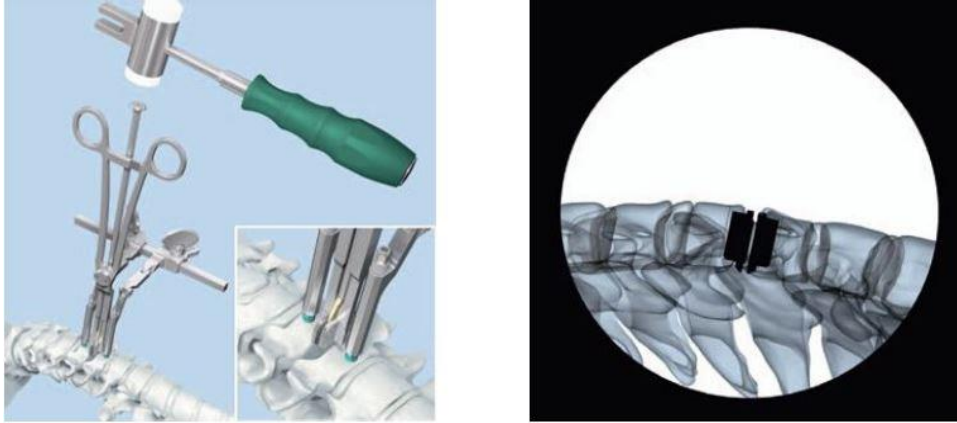


Şekil 4.4 : Kartilajın temizlenmesi [47].

Deneme implantı yerleştirilmeden önce far lateral disk temizlenir ve foramenlerin açıklığı kontrol edilir. Deneme yapılmasının nedeni en büyük endplate kaplanmasını minimum disk yüksekliğinde sağlamaktır. Uygun boya karar verildikten sonra guidelar yollanır. Daha sonra alt ve vertebra korpusu anterioru drillenir ve keel oluklarını açmak için kesme işlemi yapılır (Şekil 4.5). Kontroller yapıldıktan sonra implant yerleştirilir (Şekil 4.6).



Şekil 4.5 : Keel olukları hazırlanması [47].



Şekil 4.6 : İmplantın yerleştirilmesi [47].

#### 4.2.1 Füzyon sistem

Servikal disk dejenerasyonu tedavisinde genellikle füzyon sistem görülür. Farklı füzyon teknikleri geliştirilmiştir. Bunlar; Smith-Robinson tekniği, Cloward tekniği, Simmons tekniği ve Cage ile füzyon tekniğidir.

#### **4.2.2 Smith-Robinson tekniği**

Bu teknikte genellikle 8-12 mm yüksekliğinde ve 12-15 mm derinliğinde yuva hazırlanarak at nalı Şeklinde trikortikal greft kullanılır. Greft endplate'ye yerleştirilirken traksiyona maruz kalır. Bu işlemde disk yuvayı distrake ederek neredeyse mesafenin hepsini kapsar ve korpus anteriorundan 1-2 mm derinde olacak Şekilde yerleşir. Greftin emniyetli bulunmadığı durumlarda anterior plak ilave edilebilir [48].

#### **4.2.3 Cloward tekniği**

Posterior kortekse kadar ilerleyen 10,12,14 veya 16 mm çapında silindirik yuva açılarak uygulanır. Vertebra cisimlerindeki ve disk aralığındaki farklılıklardan dolayı farklı çaplarda delikler açılabilir. Posterior longitudinal ligamente kadar gelen uygun çapta delik açıldıktan sonra delik çapından 1-2 mm daha buyk greft traksiyon altında yerleştirilir.

#### **4.2.4 Simmons tekniği**

Bu teknikte korpuslar içine dikdortgen Şeklinde greft yeri hazırlanır. Greftin yeri, takılacak greftten biraz kuk olacak Şekilde hazırlanmalıdır. st kenarı anteriordan superiora, alt kenarıda anteriordan inferiora 14-18 derece açılı olacak Şekilde hazırlanır. Kortikal kısım anteriordayken, greft traksiyon ile çakılır.

#### **4.2.5 Cage ile füzyon**

Son yıllarda spinal cerrahide kullanılan en önemli parçalardan biri cagelerdir. Cagelerin ilk kullanımı paslanmaz çelikten olup atların servikal bölgelerinde kullanılmıştır. Daha sonra içi boş pencereleli Şekilde titanyum cageler kullanılmaya başlamıştır [49]. Bu cageler ilk olarak silindirik olarak üretilmiştir fakat cagelerin füzyon yüzey alanlarının düşük olması nedeniyle daha sonra dikdortgen cageler üretilmeye başlanmıştır. Metal malzemeli cagelerden sonra karbon lifli ve femur allogreft biyolojik cage denemeleride yapılmıştır [50]. Cage kullanımı omurganın aksenal yüke dayanımını artırırken vertebra korpuslarını stabilize eder ve kemik füzyonunu hızlandırır. Cageler günümüzde titanyum alaşımı, karbon fiber, peek, FRA (femur ring allogreft) ve kompleks olarak retilabilmektedir.

Cagelerin foksiyonlarına göre tipleri;

- 1- Standart Cageler
- 2- Pimli Cageler
- 3- Bıçaklı Cageler
- 4- Genişleyebilir Cageler

#### 4.2.5.1 Standart cageler

Günümüzde genellikle PEEK (polyetereterkarbon) malzemeden üretilir. Dişli yapıda olduğu için superior ve inferior yüzeye tutunum sağlar. Uygulanacak bölgeye ve tekniğe göre şekilleri çeşitlilik gösterir [51].



Şekil 4.7 : Servikal standart PEEK cage örnekleri [52,53].

#### 4.2.5.2 Pimli cageler

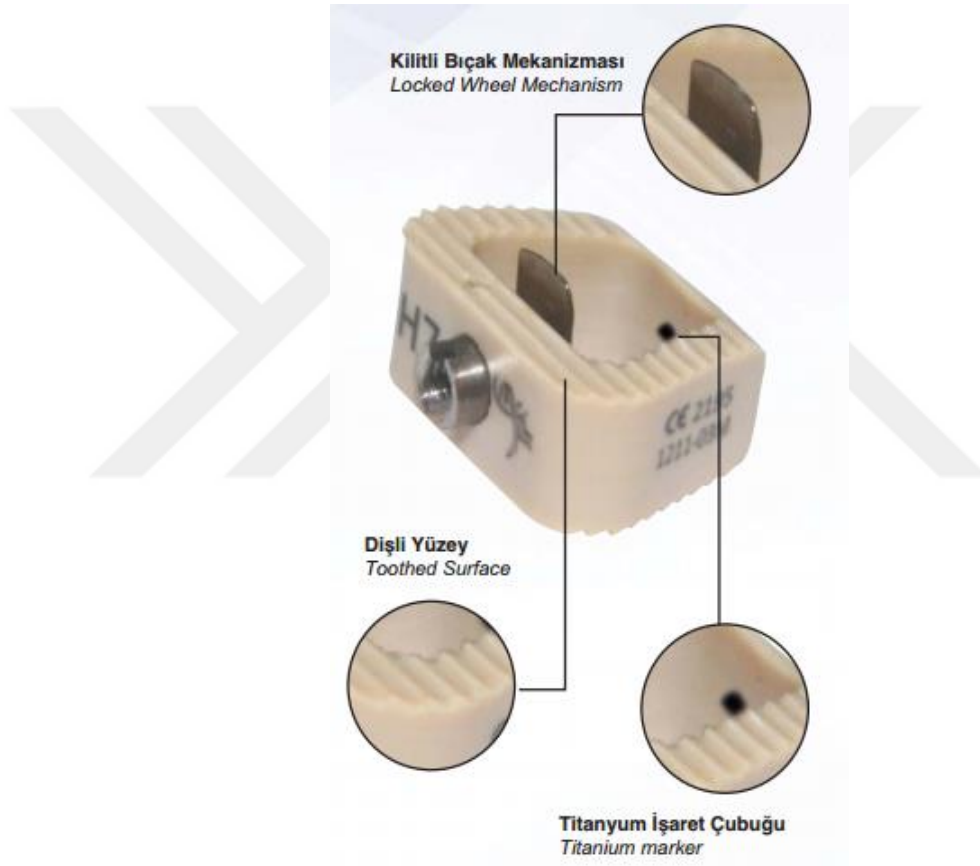
Standart cageler de olduğu gibi alt ve üst yüzeyi dişli yapıdadır ve endplate'ye tutunmayı kolaylaştırır. Standart cagelerden farkı ise alt ve üst yüzeyden pim çıkıntıları vardır. Burada tutunma yüzeyini artırarak daha güvenli bir sistem oluşturulmak istenmiştir [54].



Şekil 4.8 . Servikal pimli PEEK cage örnekleri [54,55].

#### 4.2.5.3 Bıçaklı cageler

Diğer cageler ile benzer yapıda alt ve üst yüzeyi dişli yapıdadır ve bu sayede superior ve inferior yüzeye tutunum sağlar. Anatomik yapıya uyum açısından genellikle eğimli yapıya sahiptir. Diğer sistemlerden farklı olarak bıçaklı bir yapıya sahiptir (Şekil 4.8). Bıçaklı cage sistemi endplate'ye tutunmak için keskin ve geniş yüzeylidir. İmplantasyondan sonra sabitleme anteriorndan veya posteriorndan ikinci bir implantasyona ihtiyaç duyulmamaktadır. MR'da görüntülenebilmesi için titanyum çubuğuna sahip olan çeşitleri vardır [56].



Şekil 4.9 : Servikal bıçaklı PEEK cage örneği [56].

#### 4.2.5.4 Genişleyebilir Cageler

Diğer yapılarla benzer biçimde dişli yapıdadır ve superior ile inferiora tutunum sağlar. Farklı olarak üst yüzeyi tek taraflı olarak yükselerek endplate'yi açarak yüksekliği optimum seviyeye getirebilme avantajı vardır ve bu sistem diğer yapılara göre daha konservatif bir çözüm sunar (Şekil 4.9). Fakat bu yükseltinin yüzeyden tek taraftan

yapılabiliyor olması kafes üst yüzeyinin temas alanını düşürerek oluşacak basıncı artırır [58].

### 4.3 PEEK Cage Boyutları

Servikal PEEK cage ölçüleri, implantasyon yapılacak bölgeye göre değişiklik gösterir. Üretilen PEEK cageler tüm bölgelere yanıt verebilmek için genellikle şu aralıklarda üretilirler;

- Yükseklik: 4-8 mm
- Çap: 14-16 mm
- Derinlik: 11-14 mm [86-88]



Şekil 4.10 : Servikal bıçaklı PEEK cage örneği [57,58,59].

## 5. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Spinal cerrahinde kullanılan materyallerin uygun yüklemeler altında biyomekanik özelliklerini tespit edebilmek amacıyla uygulanan metotlardan biride gerilme analizidir. Spinal bölgeye yerleştirilmesi düşünülen kafesin, cerrahi işlem sırasında ve işlem tamamlandıktan sonra maruz kalacağı yükleri sonlu elemanlar yöntemini kullanarak uygulamak ve oluşacak gerilmelere göre tasarımı optimize etmem mümkündür. Sonlu elemanlar yöntemi kuvvetlerin ve kullanılan malzemelerin özelliklerinin değiştirilebildiği, tasarlanan parçaların güvenilirliğinin valide edilebildiği bir yöntemdir [60-62].

### 5.1 Sonlu Elemanlar Analizde Temel Kavramlar

#### 5.1.1 Kuvvet

Analizde kuvvet kavramını iç kuvvet ve dış kuvvet olarak ikiye ayırabiliriz. Dış kuvvet, analizi yapılan cismin dışarıdan maruz kaldığı etki olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise, incelenen cismin kendi parçaları(mesh) arasındaki etki tepkisidir. Buradaki kendi parçaları ifadesi, sonlu elemanlar yönteminde cismin maruz kaldığı kuvvetleri incelerken cisim sonlu biçimde parçalarına ayrılır ve her parça birbirinden bağımsız gibi düşünülerek hesaplama yapılır [63].

#### 5.1.2 Gerilim (stress)

Kuvvete maruz kalan cismin gösterdiği reaksiyon ya da karşı dirençtir. Bir kütlelin birim alanına uygulanan dış kuvvete gösterdiği dirence gerilim denir ve formülü aşağıdaki gibi belirtilir [62].

$$S = \frac{F}{A} \quad Gerilim = \frac{Kuvvet}{Alan} \quad (5.1)$$

Burada malzeme üzerine etki eden yük F ile gösterilirken, malzemenin kuvvet uygulamadan önceki kesit alanı A ile gösterilmiştir ve gerilimde S ile ifade edilmiştir.

Cisim üzerine etkiyen kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden daha büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşacağı için cisimde kırılma ya da kopmalar meydana gelir [62].

Gerilim vektörel bir nicelik olduğundan büyüklüğü ve yönü ile tanımlanır. Yönü bakımından üç farklı gerilim vardır. Bunlar çekme(tensile), sıkıştırma (compressive) ve makaslama (shear) gerilmeleridir.[62] Gerçek hayatta maruz kalınan gerilmeler genelde tek tip olmaz. Üç gerilmenin aynı anda görüldüğü duruma bileşik gerilme denir.

Asal gerilim değerleri, üç boyutlu elemanlarda kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda elde edilir. Minimum gerilmeler sıkışma gerilimini gösterirken maksimum gerilmeler çekme gerilimini gösterir.

### 5.1.3 Gerinim (strain)

Cisimler, maruz kaldıkları kuvvet altında şekil değiştirirler. Uzunluğun birim boyuttaki değişime oranına gerinim denir. Gerinim, elastik ve plastik olmak üzere iki farklı şekilde olabilir. Uygulanan kuvvet sonucunda cisim üzerindeki şekil değişimi kalıcı oluyorsa buna plastik gerinim, cisim tekrar eski halini alıyorsa bu duruma da elastik gerinim denir. Gerinim değeri yüzde(%) ile ifade edilir. %0.1 uzama 1000 microstraindir [62,64,65]. Formülasyonu şu şekildedir;

$$e = \frac{\Delta l}{l} \quad Gerinim = \frac{\text{uzunluktaki değişim}}{\text{ilk uzunluk}} \quad (5.2)$$

Burada malzeme uzunluğundaki toplam değişim  $\Delta l$  ile gösterilirken, malzemenin ilk uzunluğuda  $l$  ile gösterilmiş ve gerinim değeri de  $e$  ile gösterilmiştir.

### 5.1.4 Hooke Yasası

Gerilmeler ile birim şekil değiştirme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Genel bir ifadeyle formülasyonu şu şekildedir;

$$F = kx \quad (5.3)$$

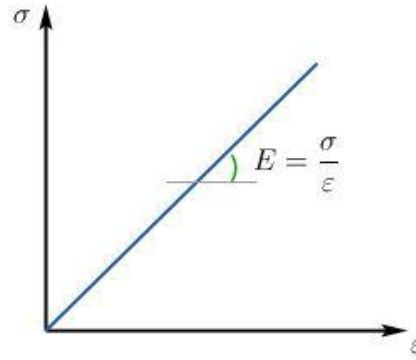
Burada  $x$  esneme miktarını gösterirken,  $F$  uygulanan kuvveti gösterir ve bu ikisi arasında malzemeye göre değişkenlik gösteren sabiti de  $k$  gösterir.



Bu denklemi gerilme sınırlarını aşmayacak küçük yer değişimleri için düşünülerek, cisimde olan esneme kuvvet üzerinden değil de cisimde oluşan gerilim üzerinden değerlendirilir. Cisimde meydana gelen esneme miktarını cismin ilk uzunluğuna oranlamak gerinimi verir. Yani bu denklemi gerilim ve gerinim üzerinden aşağıdaki gibi yazabiliriz;

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5.4)$$

Burada  $\sigma$  gerilimi gösterirken,  $\varepsilon$  ise gerinimi göstermektedir. E ise malzemeye göre değişiklik gösteren gerilim ile gerinim arasındaki oranı verir (Şekil 5.1). Elastik modülü (elastic modulus, young's modulus) olarak adlandırılır. Şekil 5.1'de görülen eğri yük altında kalan cisminde ne kadar bozulma olacağına dair yaklaşımda bulunmaya yarar ve sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit malzemeleri tanımlarken düşük esneklik katsayısı da esnek olanları tanımlar.[66-68]



Şekil 5.1 : Hooke yasası.

### 5.1.5 Esneklik katsayısı (Elastic Modulus, Young's Modulus,E)

Bir ekseninde meydana gelen birim gerilme ile o eksenindeki gerinim ilişkilendiren katsayıdır. Bu değer malzemeye göre farklılık gösterir. Bir başka ifade ile bir yüke maruz kalan cismin moleküllerindeki çekim kuvvetinin, bizim uzamaya karşı gösterdiği dirençtir. Deformasyona karşı direnci yüksek olan sert malzemelerde esneklik katsayısı yüksektir. Örnek olarak insan vücudundaki yumuşak dokunun esneklik katsayısı kemikten 7000 kat daha küçüktür. Bu sayının varlığını ilk ortaya çıkaran İngiliz Fizikçi Thomas Young olduğu için "Young's modulus" olarak da isimlendirilir. [69-71]

### 5.1.6 Poisson oranı

Kısaca cisimlerdeki enine kışalmanın boyuna uzamaya oranıdır. Başka bir deyişle enine birim deformasyonunun boyuna birim deformasyonuna oranı olarak da ifade edilebilir. Bu değer 0 ile 0.5 arasında değişir. 0 ortamın çok katı, 0.5 de ortamın sıvı olduğunu gösterir. Poisson oranı daha yüksek olan malzemelerde çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma görülür. Poisson oranının formülasyonu ise şu şekildedir;

$$\nu = \frac{\epsilon_x}{\epsilon_y} \quad (5.5)$$

Burada  $\epsilon_x$  enine birim deformasyonu gösterirken,  $\epsilon_y$  boyuna birim deformasyonu gösterir ve  $\nu$  ise poisson oranını ifade eder. [72,73]

## 6. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİNDE ÇÖZÜM METODU

Sonlu elemanlar metodu yapısal, termal, akış ve elektromanyetik analizlerini, biyomekanik, makine, havacılık, inşaat gibi mühendislik dallarındaki problemlerin çözümü için geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu yöntemdeki temel yaklaşım; kuvvet, basınç, moment, deplasman veya sıcaklık gibi herhangi bir büyüklüğün, sonlu küçük parçaların birleşmesi ile oluşturulan modele dönüştürülmesidir. Bu yöntemde yapı düğüm adı verilen noktaların birleştirilmesiyle oluşan elemanlara bölünür.

Elemanlar problemin yapısına uygun bir biçimde seçilmeli ve yerleştirilmelidir. Örneğin değışkende ani değışimler beklenen bölgelerde elemanların küçük seçilmesi gerekmektedir. Elemanları oluşturma işleminden sonra, büyüklüğün değışimini gösteren fonksiyon belirlenir. Fonksiyonun gerçeğe yakınlığı, çözümdeki yakınsamayı etkiler.

### 6.1 Sonlu Elemanlar Çözüm Prosesi

Çözdürülmek istenen problem ile ilgili bir modül seçilir. Modüller için bazı örnekler şu şekildedir;

- Statik Analiz (Static Structural)
- Dinamik Analiz (Rigid Dynamics)
- Termal Analiz (Transient Structural)
- Vibrasyon Analizi (Random Vibration)
- Akış Analizi (Fluid Flow)
- Burkulma Analizi (Linear Buckling)

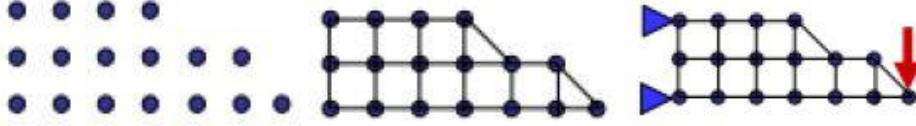
Daha sonra uygun eleman tipleri seçilir;

Öncelikle iki boyutlu ya da üç boyutlu olduğuna karar verilmelidir. Daha sonra yapılacak yaklaşıma göre truss, beam, shell, plate yada solid eleman tiplerinden biri seçilir.

Analizi yapılacak malzemenin özellikleri tanımlanır;

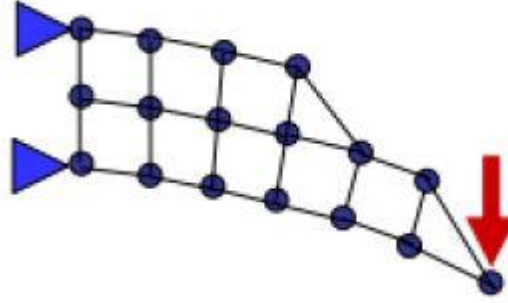
Elastisite modülü ve poisson oranı başta olmak üzere, analiz tipine göre diğer mekanik özellikleri de tanımlanır.

Daha sonra sırasıyla düğüm noktaları oluşturulur, noktalar bağlanarak elemanlar oluşturulur ve sınır koşulları ile yüklemeler uygulanır (Şekil 6.1).



Şekil 6.1 : Düğüm noktalarının, elemanların ve sınır koşulları ile yüklemelerin belirlenmesi [74].

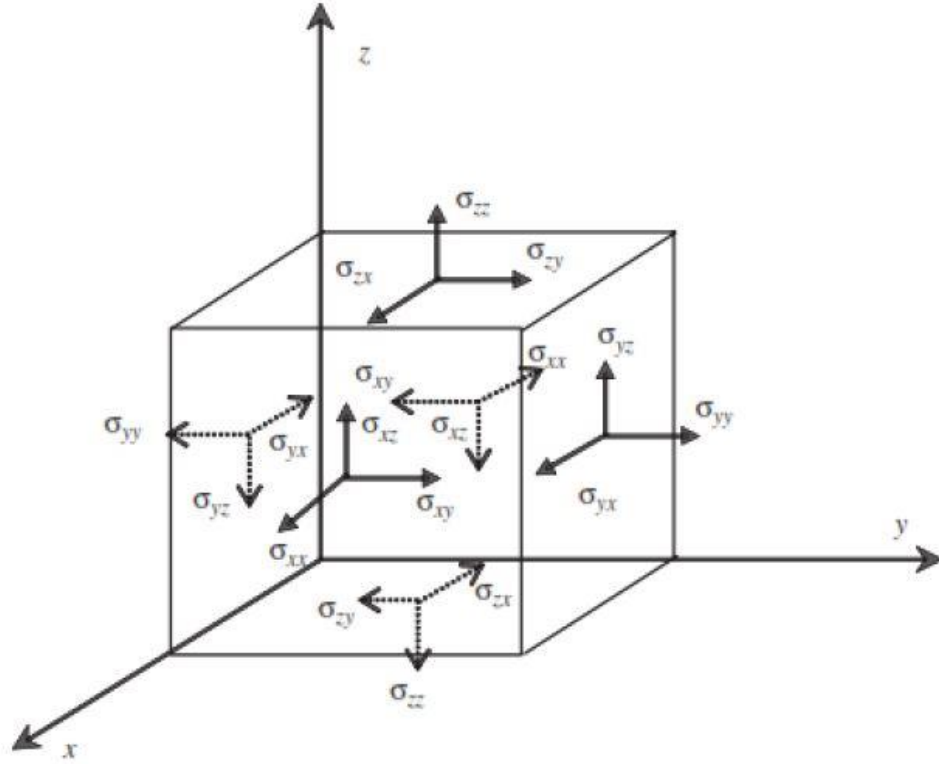
Problem tanımlanan sınır koşullarına göre çözümlenir (Şekil 6.2). Daha sonra gerilmeler, gerinimler, deformasyonlar, frekans ve sıcaklık gibi ulaşılmak istenen sonuçlar görüntülenir.



Şekil 6.2 : Sonlu elemanlar çözümü [74].

## 6.2 Üç Boyutlu Katı Cisim Denklemleri

Katı bir cismin herhangi bir noktasından mikron mertebesinde kübik bir hacim alınırsa yüzeydeki gerilmeler Şekil 6.3'de gösterildiği gibi olur [75].



Şekil 6.3 : Serbestlik gerilme bileşenleri [75].

Yer değiştirmenin türevi alınarak gerinim bulunur ve birim uzunluktaki yer değiştirme olarak tanımlanır.

$$\begin{aligned} \epsilon_{xx} &= \frac{\delta u}{\delta x} ; \epsilon_{yy} = \frac{\delta v}{\delta y} ; \epsilon_{zz} = \frac{\delta w}{\delta z} ; \\ \epsilon_{xy} &= \frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta x} ; \epsilon_{xz} = \frac{\delta u}{\delta z} + \frac{\delta w}{\delta x} ; \epsilon_{yz} = \frac{\delta v}{\delta z} + \frac{\delta w}{\delta y} \end{aligned} \quad (6.1)$$

Denklemlerdeki  $u$ ,  $v$  ve  $w$  değerleri  $x$ ,  $y$  ve  $z$  eksenlerindeki yer değiştirmeleri göstermektedir.

Buradaki altı gerinim-yer değiştirme ilişkisi matris şeklinde yazılırsa;

$$\epsilon = [LU] \quad (6.2)$$

Burada  $U$  yer değiştirme vektörüdür.  $L$  ise parçalalı diferansiyel matristir.

$$U = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (6.3)$$

$$L = \begin{bmatrix} \frac{\delta}{\delta x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\delta}{\delta y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\delta}{\delta z} \\ 0 & \frac{\delta}{\delta z} & \frac{\delta}{\delta y} \\ \frac{\delta}{\delta z} & 0 & \frac{\delta}{\delta x} \\ \frac{\delta}{\delta y} & \frac{\delta}{\delta x} & 0 \end{bmatrix} \quad (6.4)$$

### 6.3 Bünye Denklemleri (Constitutive Equations)

Bünye denklemleri, bilinen adıyla Hooke yasası, malzeme özelliğine göre değişkenlik gösteren katı bir cismin gerilme ve gerinim arasındaki ilişkiyi tanımlar.[75]

$$\sigma = [c\varepsilon] \quad (6.5)$$

Denklemdaki  $c$  malzeme özelliğine bağlıdır ve deneysel yöntemlerle elde edilir.

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ 0 & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ 0 & 0 & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & C_{56} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} \end{Bmatrix} \quad (6.6)$$

$C_{ij}$  malzeme sabiti, anizotropik malzemelerde 21 adettir. İzotropik malzemeler de ise;

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C_{11} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & C_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (C_{11} - C_{12})/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (C_{11} - C_{12})/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (C_{11} - C_{12})/2 \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

$$C_{11} = \frac{E(1-\nu)}{(1-2\nu)(1+\nu)} ; C_{12} = \frac{E\nu}{(1-2\nu)(1+\nu)} ; \frac{C_{11}-C_{12}}{2} = G \quad (6.8)$$

Denklemdede  $E$  malzemenin elastisite modülünü,  $\nu$  poisson oranını ve  $G$  kayma modülünü göstermektedir.

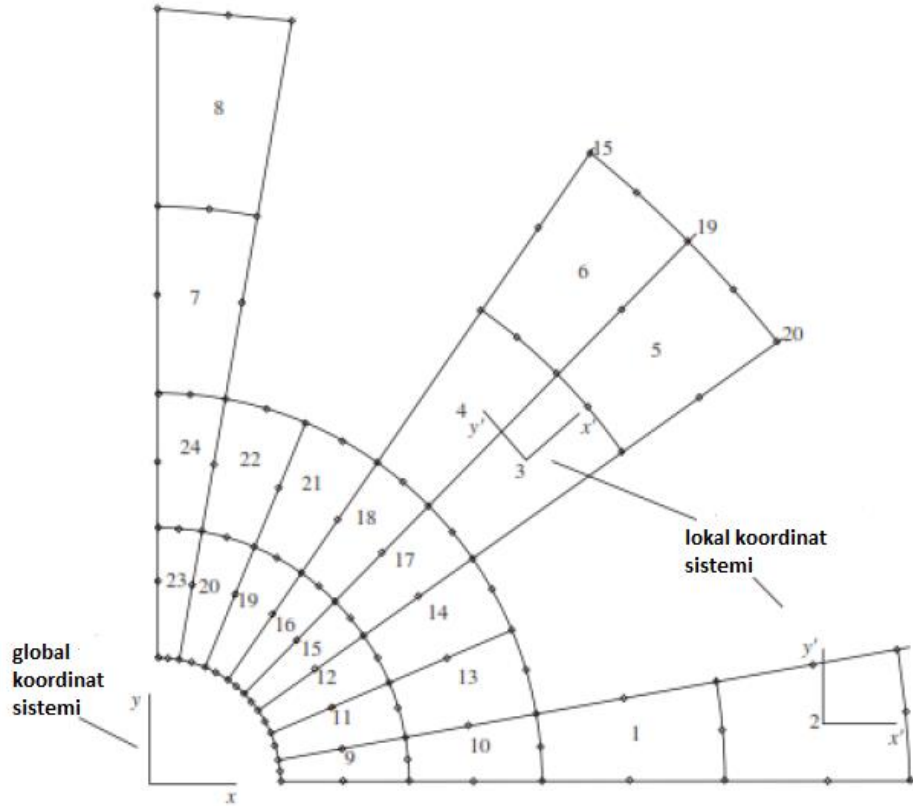
$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (6.9)$$

Denklemden de anlaşıldığı gibi izotropik malzemelerde üç sabitten ikisi bilindiğinde bilinmeyen sabit hesaplanabilmektedir.

#### 6.4 Yer Değiştirme İnterpolasyonu

Sonlu elemanlar sistemi koordinat sistemde tanımlanmıştır. Uygun bir lokal koordinat sistemi oluşturularak elemanların sonlu eleman eşitlikleri meydana getirilir. Oluşturulan bu koordinat sistemi bütün yapıya tanımlanan global koordinat sisteminin referansına göre oluşturulur (Şekil 6.4) [75].

Bir elemanda tanımlanan lokal koordinat sistemi referans alınarak, elemanın moleküler yapısındaki yer değiştirme, elemandaki düğüm noktalarının yer değiştirmesinde kullanılan polinom interpolasyonları ile tahmin edilir.



Şekil 6.4 : Lokal ve global koordinat sistemi [75].

$$U^h(x, y, z) = \sum_{i=1}^{n_d} N_i(x, y, z) d_i = N(x, y, z) d_e \quad (6.10)$$

Denklemdaki  $h$  yaklaşımı temsil ederken,  $n_d$  düğüm noktalarının sayısını ve  $d_i$  ise  $i$ 'inci düğüm noktasındaki hesaplanmak istenen yer değiştirme miktarıdır.

$$d_i = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix} \quad (6.11)$$

Bu denklemde sırasıyla  $u_i$ ,  $v_i$  ve  $w_i$  sırasıyla x,y ve z yönündeki yer değiştirmeleri göstermektedir. Bu bileşenin içerisinde yapının dönme yönündeki yer değiştirmeside mevcuttur. Yer değiştirme vektörü tüm elemanlar için ise  $d_e$  vektörüdür.

$$d_e = \begin{Bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_{n_d} \end{Bmatrix} \quad (6.12)$$

Böylelikle toplam serbestlik derecesi  $n_d \times n_f$  olur.

Yukarıdaki denklemdeki N, düğüm noktalarının yer değiştirme biçimlerini belirlemek için tanımlanmış bir matristir.

$$N(x, y, z) = [N_1(x, y, z) \ N_2(x, y, z) \ \dots \ N_{n_d}(x, y, z)] \quad (6.13)$$

$N_i$  düzenlenirse;

$$N_i = \begin{bmatrix} N_{i1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & N_{i2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & N_{inf} \end{bmatrix} \quad (6.14)$$

Üç boyutlu katılar için  $n_f = 3$ 'tür ve  $N_{i1} = N_{i2} = N_{i3}$  dür. Bir düğüm noktasındaki öteleme ve dönme hareketleri için aynı şekil fonksiyonlarını kullanmak şart değildir, ayrı ayrı fonksiyonlar kullanılabilir. Bu yöntem yer değiştirme metodu olarak isimlendirilir [75].

## 6.5 Eşitliklerin Lokal Koordinat Sistemindeki Formasyonu

Gerinim enerjisi eşitliğinde, düğüm noktalarının interpolasyon denklemi ve gerinim- yer değiştirme denklemi yerine konulursa;

$$\Pi = \frac{1}{2} \int_{V_e} \varepsilon^T c \varepsilon dV = \frac{1}{2} \int_{V_e} d_e^T B^T c B d_e dV = \frac{1}{2} d_e^T \left( \int_{V_e} B^T c B dV \right) d_e \quad (6.15)$$

Denklemleri elde edilir ve B gerinim matrisi,  $\Pi$  ise gerinim enerjisidir.



$$B = [LN] \quad (6.16)$$

Burada  $L$ , farklı problemler için tanımlanmış difarensiyel operatördür.

Direngeçlik matrisi ise;

$$k_e = \int_{V_e} B^T c B dV \quad (6.17)$$

Olarak tanımlanır.

İlk denklemde tekrar yazılırsa;

$$\Pi = \frac{1}{2} d_e^T k_e d_e \quad (6.18)$$

Denklemleri elde edilir. Burada  $k_e$ , simetriktr.

Toplam kinetik enerji ise şu şekilde yazılabilir;

$$T = \frac{1}{2} \int_{V_e} \rho \dot{U}^T U dV = \frac{1}{2} \int_{V_e} \rho \dot{d}_e^T N^T N \dot{d}_e dV = \frac{1}{2} \dot{d}_e^T \left( \int_{V_e} \rho N^T N dV \right) \dot{d}_e \quad (6.19)$$

Kütle matrisi;

$$m_e = \int_{V_e} \rho N^T N dV \quad (6.20)$$

Matris kinetik enerji denkleminde yerine yazılırsa;

$$T = \frac{1}{2} \dot{d}_e^T m_e \dot{d}_e \quad (6.21)$$

Denklemleri elde edilir.

Dış kuvvetlerin yaptığı iş yazılacak olursa;

$$W_f = \int_{V_e} d_e^T N^T f_b dV + \int_{S_e} d_e^T N^T f_s dS = d_e^T \left( \int_{V_e} N^T f_b dV \right) + d_e^T \left( \int_{S_e} N^T f_s dS \right) \quad (6.22)$$

Denklemlerdeki  $f_b$  ve  $f_s$  reaksiyon kuvvetleridir ve düğüm noktalarına etki eden tüm dış kuvvetlerin toplamına eşittir. Bu denklemler şu şekildedir;

$$F_b = \int_{V_e} N^T f_b dV \quad (6.23)$$

$$F_s = \int_{S_e} N^T f_s dS \quad (6.24)$$

İş denklemleri de şu şekilde olur;

$$W_f = d_e^T F_b + d_e^T F_s \quad (6.25)$$

Bu eşitlikle Hamilton prensibi kullanılarak Lagrangian fonksiyonunda yazılırsa aşağıdaki forma ulaşılır[75];

$$k_e d_e + m_e \ddot{d}_e = f_e \quad (6.26)$$

Bu eşitlikte  $k_e$  direngenlik matrisini gösterirken,  $m_e$  kütle matrisini ve  $f_e$  düğüm noktalarına etki eden dış kuvvetlerin vektörel toplamını gösterir.

## 6.6 Koordinat Dönüşümü

Son denklem lokal koordinat sistemine göre yazılmıştır. Şekil 6.4'de görüldüğü gibi yapı bir çok elemana bölünmelidir. Referans olarak tüm yapı için tanımlanan global koordinat sisteminde tüm eşitlikleri global sistem eşitliklerinde birleştirmek için koordinat dönüşümü yapılmalıdır. [75]

Burada, lokal koordinat sistemindeki yer değiştirme  $d_e$  ile aynı elemanda global koordinat sistemindeki yer değiştirme  $D_e$  arasındaki ilişki gösterilir.

$$d_e = T D_e \quad (6.27)$$

$T$ , burada dönüşüm matrisidir. Benzer bir şekilde kuvvet içinde uygulanabilir.

$$f_e = T F_e \quad (6.28)$$

Burada  $F_e$ , global koordinat sisteminde herhangi bir düğüm noktasındaki kuvvet vektörünü gösterir.

Bu denklemler global koordinat sistemi için eleman denkleminde yerine yazılırsa;

$$K_e D_e + M_e \ddot{D}_e = F_e \quad (6.29)$$

## 6.7 Global Sonlu Elemanlar Eşitlikleri

Denklem global sonlu elemanlar sistemi formuna getirilir.

$$K D + M \ddot{D} = F \quad (6.30)$$

Burada  $K$  global direngenlik matrisini gösterirken,  $D$  ise düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerinin vektörünü,  $M$  ise global kütle matrisini gösterir. Bileşke vektörü olan  $F$  ise düğüm noktalarındaki eşdeğer kuvvet vektörüdür [75].

## 6.8 Global Sonlu Eleman Denklemlerinin Çözümü

Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeleri hesaplamak için global sonlu elemanlar denklemleri çözülür. Bir elemandaki gerinim ve gerilmeler bu denklemleri kullanarak bulunabilir [75].

## 6.9 Statik Analiz

Statik analizlerde, global kütle matrisi ( $M$ )'ne ihtiyaç duyulmaz ve denklem şu hali alır;

$$[KD] = F \quad (6.31)$$

Bu matris ufak sistemler için Gauss elemesi ve LU ayrıştırması metodu ile birlikte kullanılır. Büyük sistemlerde ise iteratif yöntemler tercih edilir [75].



## 7. ANSYS PROGRAMINDA RİJİT CİSİM ANALİZLERİ

Rijit cisimler, nümerik çözümlerde sıklıkla kullanılır. Rijit cisimler birbirlerine farklı kontak tanımlamaları ile bağlanabilir. Ayrıca hem esnek hem de katı materyallerin olduğu sistemlerde bu kontakları tanımlayabilmek mümkündür [76].

Rijitlik, esnekliğin tersi olarak kuvvet altındaki bir malzemenin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Direngenlik ise kuvvet altında malzemenin ne kadar deformasyona uğradığını gösteren, malzeme geometrisinin ve malzeme özelliklerinin bir fonksiyonudur.

Rijit cisimler, sonlu elemanlar modelinde yük altında gerilme dağılımının kritik olmadığı deformasyona uğramayan katı parçalar olarak tanımlanabilir. Ayrıca çözümlerde esnek parçalar yerine katı parçaların kullanılması dosya boyutunu azaltacağı için çözüm süresini de azaltır [76].

### 7.1 Katı Cisimlerin Tanımlanması

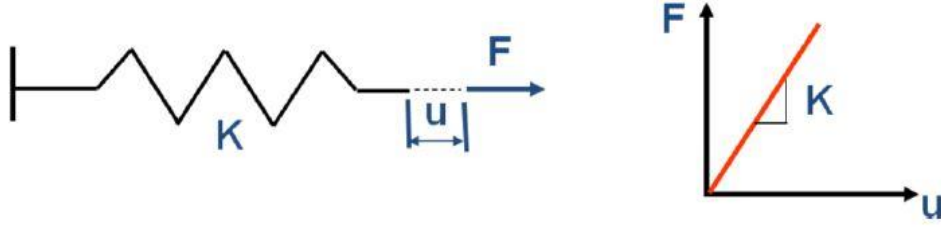
ANSYS’de bir katı cismin hedef düğüm noktaları ve bir pilot düğüm noktaları vardır. Rijit cisimlerin hareketleri kontrol edilirken, cismin geometrisi ile birlikte kütle ve dönme ataleti hesaba katılarak pilot düğüm noktasındaki serbestlik derecesine bakılır. Uygulamaya başlanırken rijit cisim katı, kiriş veya kabuk elemanları olarak ayrıştırılmış ağ örgüsü olarak tanımlanabilir.

### 7.2 Lineer ve Lineer Olmayan Davranışlar

Hooke Yasası, kuvvet ve yer değiştirme arasındaki basit ilişkiyi açıklar. Formülasyonu şu şekildedir;

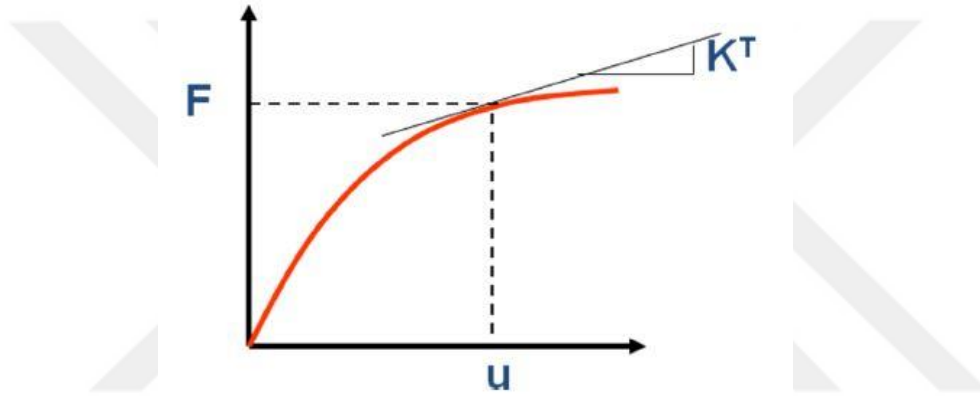
$$F = Ku \quad (7.1)$$

Burada  $K$  yapısal direngenliği gösterirken,  $u$  yer değiştirme miktarını ve  $F$  ise kuvveti gösterir.



Şekil 7.1 : Kuvvet ve yer değiştirme arasındaki ilişki [76].

Lineer matris cebirinde olan lineer yapıların sonlu elemanlar analizlerindeki çözümleri daha kolaydır. Fakat gerçek hayattaki birçok örnekte olduğu gibi yer değiştirme ve kuvvet arasındaki ilişki lineer eşitliklere uymamaktadır.



Şekil 7.2 : Lineer olmayan durumda kuvvet ve yer değiştirme arasındaki ilişki [76].

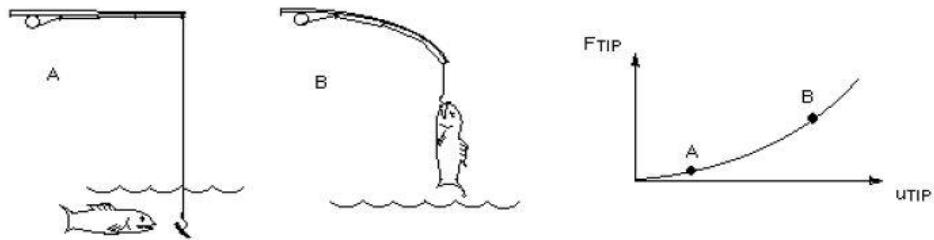
Şekil 7.2'de görüldüğu gibi teğetsel direngenlik ( $K^T$ ) bir sabit değil, uygulanan kuvvetin fonksiyonudur. Eğer yük altındaki bir yapıda, direngenlikte dikkate değer değişiklikler gözleniyorsa yapı doğrusal değildir. Direngenlik, iki eleman arasındaki kontak tanımına göre, büyük deformasyonlarda ve elastik limitlerin uzağındaki gerinimlerde değişmeler gösterir.

Çizelge 7.1 : Lineer ve lineer olmayan problemler [76].

Durum	Lineer Problem	Lineer Olmayan Problem
<i>Kuvvet ile Yer Değiştirme Arasındaki İlişki</i>	Doğrusaldır.	Doğrusal değildir.
<i>Gerilme-Gerinim İlişkisi</i>	Doğrusaldır.	Malzemenin doğrusal olmadığı problemlerde, gerilme, gerinim ve zamanın doğrusal olmayan bir fonksiyonudur.
<i>Yer Değiştirmenin Boyutu</i>	İhmal edilecek kadar küçük olduğu kabulü yapılır, deforme olmadan önceki durum referans olarak alınır.	Yer değiştirmeler büyüktür. Yeni bir referansa ihtiyaç vardır.
<i>Malzeme Özellikleri</i>	Lineer elastik malzeme özelliklerine ulaşım genellikle kolaydır.	Lineer olmayan malzeme özelliklerine ulaşım genelde zordur, deneysel testlere ihtiyaç olabilir.
<i>Çevrilebilirlik</i>	Dış yükler kalktığında yapı ilk halini alır.	Dış yüklerin kaldırılması yapıyı ilk haline geri döndürmeyebilir.
<i>Sınır Koşulları</i>	Sınır koşulları analiz boyunca sabit kalır.	Sınır koşulları değişebilir.
<i>Yüklemelerin Sırası</i>	Yükleme sırası önemli değildir.	Yapının davranışı yük geçmişine bağlı olabilir.
<i>İterasyonlar</i>	Yük tek adımda uygulanır.	Yük artırımına bağlı olarak ufak artırımlara bölünerek iterasyon yapılır.
<i>Hesaplama Süresi</i>	Çözüm süresi kısadır.	İterasyonlar çözüm adımlarını artırdığı için çözüm süreleri yüksektir.
<i>Çözümlerin Güvenilirliği</i>	Kullanıcı etkileşimi olmadan çözümler kolaylıkla elde edilebilir.	Zor problemlerde yakınsama sorunları olabilir, kullanıcı etkileşimi gerekir.
<i>Sonuçların Kullanılması</i>	Çözümler çarpanlarına bölünerek süperpozisyon ve ölçeklendirme yöntemi kullanılabilir.	Çözümler çarpanlarına ayrılamaz.
<i>Gerilme-Gerinim Başlangıç Durumu</i>	Başlangıç durumu önemli değildir.	Malzeme doğrusalsızlığı için gereklidir.

### 7.2.1 Geometri doğrusalsızlığı

Bir yapı geometrisinden dolayı yüksek deformasyona uğrayabilir.



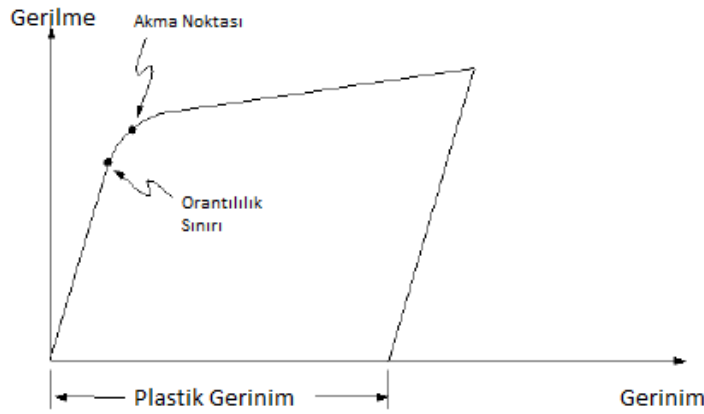
Şekil 7.3 : Geometrik doğrusalsızlık [76].

Yapının deformasyona uğradığı sırada oluşan geometri değişimleri referans alınarak gerilme-yer değiştirme ve denge denklemleri kurulur. Elastisitenin lineer teorisinde gerilmeler  $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$

Büçümünde olmasına karşın geometrik lineersizlik durumunda bu ifade doğru değildir.

### 7.2.2 Malzeme doğrusalsızlığı

Lineer olmayan durumlarda gerilme-gerinim grafiği şu şekilde gösterilmiştir.



Şekil 7.4 : Gerilme-Gerinim grafiği [76].

Plastisitede olduğu gibi zamandan bağımsız davranış varken, sünme gibi zamana bağlı davranışta görülür. Sıcaklık, zaman, ön gerime gibi değişkenlerin ve deformasyonun durumuna göre malzemenin davranışı belli olur.

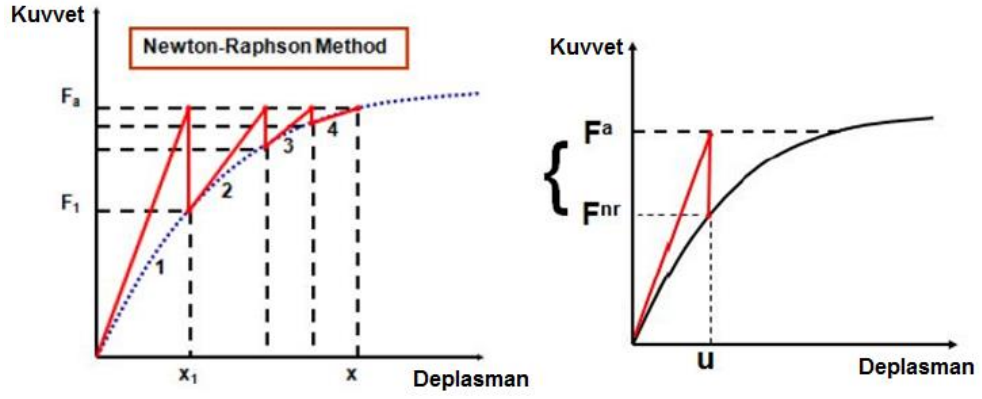
### 7.2.3 Kontak doğrusalsızlığı

Problemin çözümü sırasında tanımlanan kontak yüzeyleri, süreç boyunca değişiklik gösterdiğinde meydana gelen direngenlikte ani değişikliklerden dolayı oluşabilir.

## 7.3. Lineer Çözümler ile Doğrusal Olmayan Çözümlerin Çözülmesi

Lineer analizlerde, tepki lineer eşitliklerle tahmin edilebilirken lineer olmayan analizlerde bu durum mümkün değildir. ANSYS’de Newton-Raphson iteratif çözüm metodu kullanarak lineer yaklaşımlar analiz edilebilir. Şekil 7.5’de mavi kesikli çizgi ile gösterilen yükleme ve yer değiştirme arasındaki gerçek ilişki önceden bilinmemektedir. Yine aynı şekilde, basit bir açıklama ile Newton-Raphson metodu kırmızı çizgilerle gösterilmiştir.



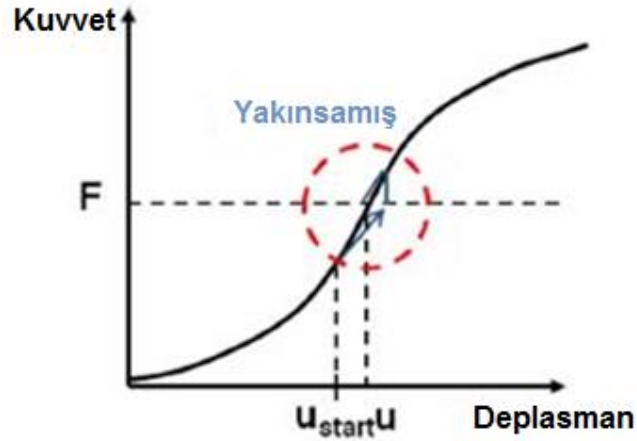


Şekil 7.5 : Newton-Raphson metodu [76].

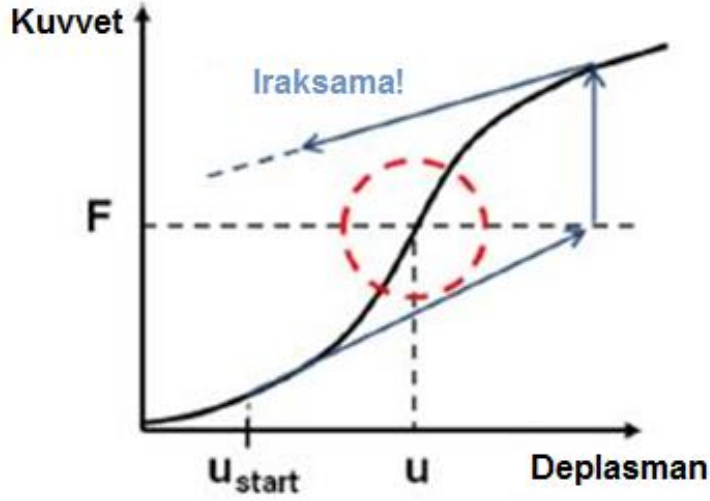
Newton-Raphson metodunda,  $F_a$  yüklemesi ilk iterasyonda uygulanarak  $x_1$  bulunur. Meydana gelen yer değiştirmeler kullanılarak iç kuvvetler hesaplanır.  $F_a = F_1$  durumu ile karşılaşırsa sistemin dengede olmadığı sonucuna varılır ve yeni bir direngenlik matrisi hesaplanır.  $F_a$  ile  $F_1$

arasındaki fark artık kuvvet diye tabir edilir. Bu kuvvet çözümün yakınsayabilmesi için yeterince ufak olmalıdır ve  $F_a = F_i$  olana kadar proses tekrarlanır. Şekil 7.5'deki örnekte dördüncü iterasyonun sonunda çözüm yakınsamıştır.

Newton-Raphson metodunda başlangıç konfigürasyonları yakınsaklık yarıçapının içerisinde ise çözüm yakınsar (Şekil 7.6). Değilse yakınsayamaz (Şekil 7.7).

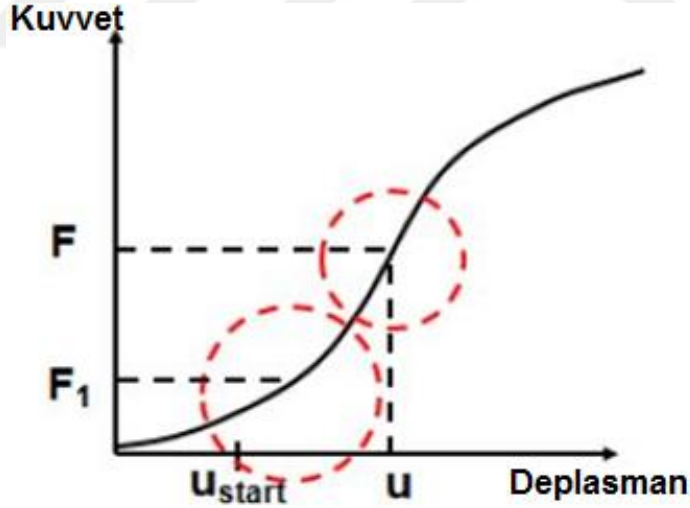


Şekil 7.6 : Başlangıç konfigürasyonları yakınsaklık yarıçapı içinde [76].

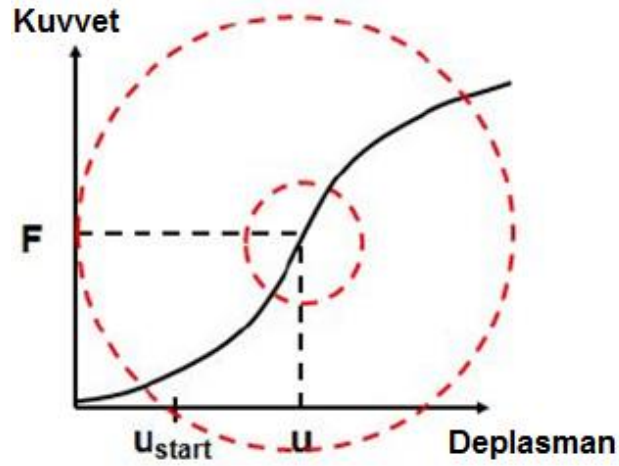


Şekil 7.7 : Başlangıç konfigürasyonları yakınsaklık yarıçapı dışında [76].

Lineer olmayan çözümlerde, sonlu elemanlar yönetimde yakınsama problemi ile sıklıkla karşılaşılır. Bunun için bazı teknik ve yöntemler geliştirilmiştir. Şekil 7.8’de adım adım yükleme uygulaması ve Şekil 7.9’da yakınsama-geliştirme araçları ile yakınsama çapının büyütülmesi teknikleri verilmiştir.

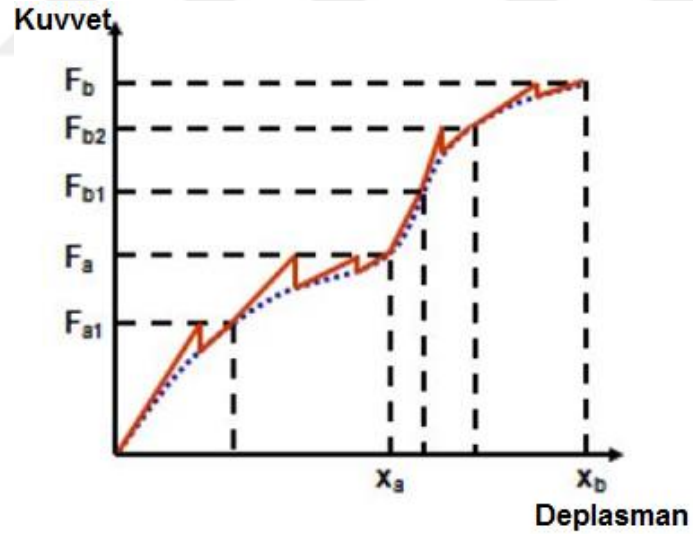


Şekil 7.8 : Adım adım yükleme tekniği [76].



Şekil 7.9 : Yakınsama-geliştirme araçları ile yakınsama çapının büyütülmesi tekniği [76].

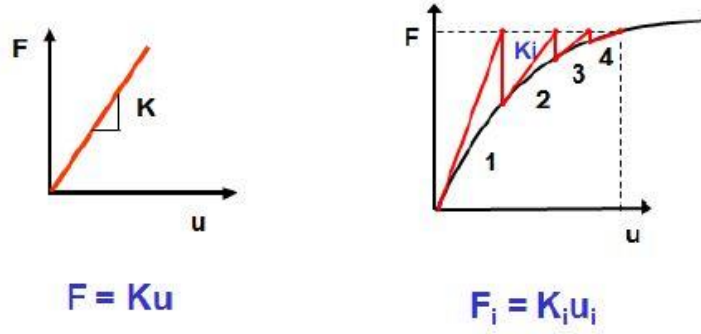
Genel ifadelerle bahsedilecek olursa, yakınsama problemleri ani boyutsal değişimler sırasında meydana gelmektedir. Benzer bir şekilde yükleri yönetmek çözüm için önem arz etmektedir. Çözüm sırasında ana yükleme alt yükleme adımlarına bölünebilir. Şekil 7.10 Burada  $F_a$  ve  $F_b$  ana yüklemeleri gösterirken,  $F_{a1}$ ,  $F_{b1}$  ve  $F_{b2}$  alt yüklemeleri göstermektedir.



Şekil 7.10 : Alt ve ana yüklemeler [76].

Burada,  $F_{a1}$ ,  $F_a$ 'dan daha düşük alt kuvvetidir.  $F_{a1}$  yakınsadıktan sonra  $F_a$  uygulanır. Benzer işlem  $F_b$  içinde geçerlidir.  $F_a$ 'nın iki alt adımı  $F_b$ 'nin üç alt adımı vardır.

Bu iterasyonlar, yakınsamış alt adım elde edebilmek için uygulanmış çözümdür. Şekil 7.11'de bu denge iterasyonları görünmektedir.



Şekil 7.11 : Lineer ve lineer olmayan denge iterasyonları [76]

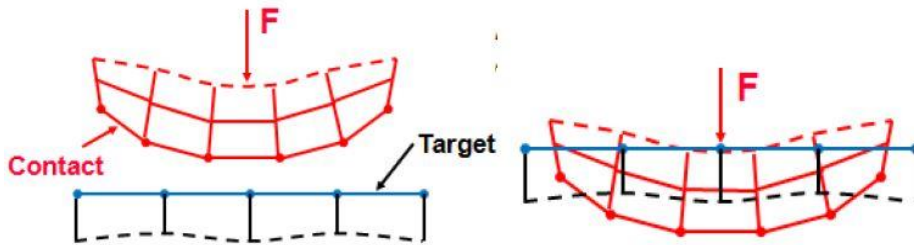
Lineer olmayan bir çözümde, çoklu matris çözümleri uygulanır. Lineer çözümde bu uygulamaya gerek yoktur ve tek seferde çözüm elde edilir. Lineer olmayan çözümde her bir iterasyonda yeni bir sonuç elde edilir.

#### 7.4 ANSYS'de Kontak Uygulaması

İki farklı yüzeyin birbirine olan ilk temasında, teğet olurlar. Birbiri ile temas halinde olan cisimler fiziksel olarak şu özelliklere sahiptirler;

- İç içe geçmezler.
- Teğetsel sürtünme kuvvetleri ile basma kuvvetlerini iletebilirler.
- Birbirlerinden ayrılabilirler için çekme kuvvetini genelde iletemezler.
- Kontak değişken bir durumken yani parçaların temas yüzeyi farklılık gösterdiğinde sistemdeki direngenlik kontak durumuna bağlıdır.

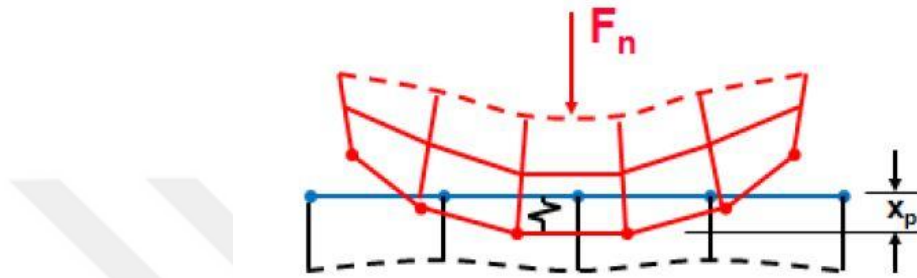
Fiziksel olarak cisimler birbirleri içerisine penetrasyon edemez, sonlu eleman programlarında da iki yüzey arasında bir ilişki kurulur. ANSYS, bu durum için iki farklı kontak formülasyonu sunar.[76]



Şekil 7.12 : Kontak kuvveti ve penetrasyon [76].

Eğer kontak uyumluluğu tanımlanmazsa, cisimlerde iç içe geçmeler oluşur. ANSYS'de lineer olmayan cisimlerin kontakları için iki farklı formülasyon; Pure

Penalty ve Artırılmış Lagrange'dır. Kontak formüllerinin ikisi de penalty tabanlıdır. Analizde kontak kuvveti  $F_{normal}$  olarak, kontak direngenliği  $k_{normal}$  olarak ve penetrasyon ise  $x_{penetrasyon}$  olarak tanımlanır. Düşük penetrasyon istenen durumlarda daha yüksek kontak direngenliği seçilmelidir. Eğer  $k_{normal}$  sonsuz olarak seçilirse, sıfır penetrasyon mümkündür. Penalty metodu ile nümerik olarak bunu sağlamak mümkündür. Bu durumun yanı sıra  $x_{penetrasyon}$  ihmal edilecek kadar küçük olursa yine çözüme ulaşılabilir.



Şekil 7. 13 :  $x_p$  penetrasyon [76].

Pure Penalty ile Artırılmış Lagrange metodu arasındaki farklılık, Lagrange metodunun  $k_{normal}$  için daha az hassas olmasıdır.

$$\text{Pure Penalty: } F_{normal} = k_{normal}x_{penetration}$$

$$\text{Augmented Lagrange: } F_{normal} = k_{normal}x_{penetration} + \rho$$

Bunların dışında bir seçenekte Lagrange Çarpanı Formülasyonudur. Normal Lagrange Formülasyonu kontak basıncını yani ekstra serbestlik derecesi ekleyerek kontak uyumluluğunu çözümlenmeye çalışır.  $F_{normal} = DOF$ . Bu sayede kontak direngenliği, kontak kuvveti ve penetrasyon gibi koşulları yeniden çözdürmeye gerek kalmaz. Bu yöntem baskı serbestlik derecesini kullanarak penetrasyonu sıfıra yakın olmaya zorlar ve normal kontak direngenliğine ihtiyaç yoktur.[76]

Penalty yada Lagrange çarpanı tabanlı olmayan Çoklu Nokta Sınırlaması (MPC) Formülasyonu yüzeyler arasında bağlı yada ayrılma olmayan özel kontaklar için uygun bir yöntemdir. Bu yöntem iç sınır eşitlikleri ekleyerek kontak yüzeylerindeki deplasmanı bağlar.

Bu dört yöntem için karşılaştırma tablosu şu şekildedir;

Çizelge 7.2 : Kontak formülasyonları karşılaştırma tablosu [76].

<i>Pure Penalty</i>	<i>Augmented Lagrange</i>	<i>Normal Lagrange</i>	<i>MPC</i>
İyi yakınsama davranışı (+)	Penetrasyon fazla ise ek iterasyonlara ihtiyaç duyulabilir (-)	Vibrasyon olduğu durumlarda ek iterasyonlara ihtiyaç duyulabilir (-)	İyi yakınsama davranışı (+)
Kontak direngenliği seçimi hassas (-)	Kontak direngenliği seçimi daha az hassas (-)	Kontak direngenliği seçimi yok (+)	Kontak direngenliği seçimi yok (+)
Kontak penetrasyonu meydana gelir ve kontrol edilemez (-)	Kontak penetrasyonu meydana gelir, bir miktar kontrol edilebilir(-)	Genel olarak penetrasyon sıfıra yakındır (+)	Penetrasyon yoktur.(+)
Tüm kontak davranışları için uygundur. (+)	Tüm kontak davranışları için uygundur. (+)	Tüm kontak davranışları için uygundur. (+)	Sadece bağlı ve ayrılma olmayan kontak davranışlarında uygundur (-)
İteratif ve direk çözümlerde kullanılabilir (+)	İteratif ve direk çözümlerde kullanılabilir (+)	Sadece direk çözümler için uygundur (-)	İteratif ve direk çözümlerde kullanılabilir (+)
Simetrik ve asimetrik kontaklarda kullanılabilir. (+)	Simetrik ve asimetrik kontaklarda kullanılabilir. (+)	Sadece asimetrik kontaklarda kullanılabilir. (-)	Sadece asimetrik kontaklarda kullanılabilir. (-)
Birleşme noktalarında kontak tespiti (+)	Birleşme noktalarında kontak tespiti (+)	Düğüm noktalarında kontak tespiti (-)	Düğüm noktalarında kontak tespiti (-)

#### 7.4.1 Yakınsama kriteri

Nümerik çözümleri uygularken, gerçek hayattaki zorluklarla karşılaşılma durumu mevcuttur. Yakınsama toleransları probleme özgü tanımlanmış olmalıdır. Aksi takdirde iterasyon eşitliklerinde artık kuvvetler sıfıra yakın olsa dahi yakınsama problemi ile karşılaşılabilir. ANSYS programı denge eşitlikleri iterasyonları ile çözümün başındaki yakınsama kriterini karşılaştırır ve iterasyonlar yakınsama kriterini yakalayana kadar çözüme devam eder. [76]

## 8. PROBLEMİN TANIMI VE ÇÖZÜM YAKLAŞIMI

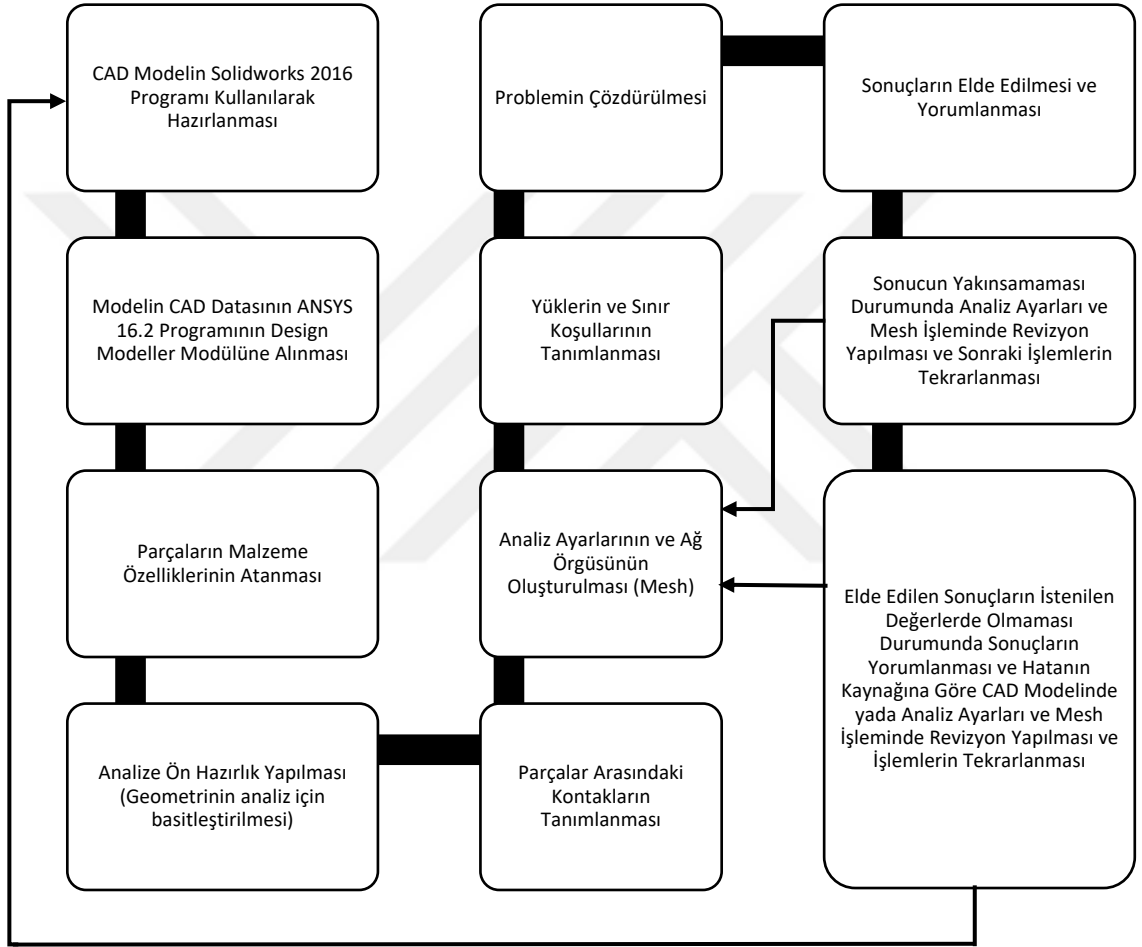
Servikal disk dejenerasyonunda yaşanan problemler ve uygulanan yöntemlerden bahsedilmiştir. Bahsedilen yöntemlerden en konservatif olanı genişleyebilir PEEK Cage olarak görülmektedir. Fakat bu uygulama sadece üst yüzeyden tek tarafa genişlemeye izin vermektedir. Bu yaklaşımda, Doç. Dr. Teyfik Demir'in patentinden yola çıkarak üst yüzeyin tamamıyla genişlemesi hedef alınmıştır. Bu doğrultuda tasarım gerçekleştirilerek sonlu elemanlar yöntemi ile doğrulama çalışmaları yapılmış ve süreç optimum sonuca ulaşana kadar sürdürülmüştür.





## 9. ÇÖZÜM METODOLOJİSİ

Bu çalışmada oluşturulan metodoloji aşağıdaki gibidir;

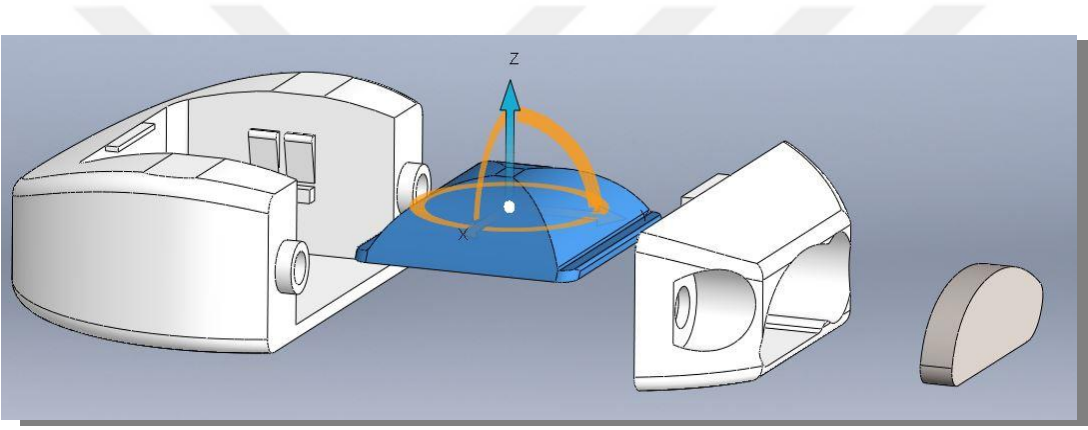


Şekil 9.1 : Akış şeması.

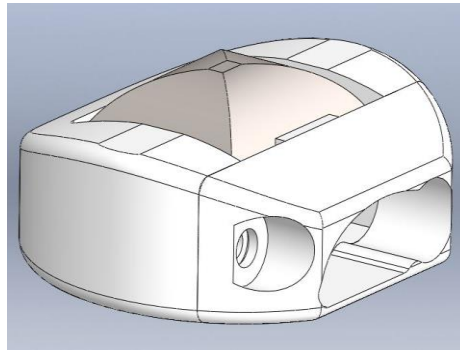
## 9.1 CAD Modelin Hazırlanması

Yapılan çalışmalar doğrultusunda servikal diskler arasında oluşturulacak endplate için en uygun ölçülerde referans olacak ilk numune tasarlanmıştır. İlk numune tasarımı için kullanılan genel ölçüler 2.2’de ki servikal bölge için İVD’nin ölçüleri ve 4.3’deki PEEK cage örnekleri referans alınarak yapılmıştır. Detay ölçüler ise çalışma kinematiği göz önüne alınarak belirlenmiştir. Numunedeki ölçülerde, çalışmanın ilerleyen safhalarında sonlu elemanlar hesaplamalarından alınacak geribildirimlere göre optimizasyon yapılacaktır.

Model üç parçadan oluşmaktadır. Bunlar ana gövde, kapak ve z-eksenin de açılacak olan titanyum kubbe (Şekil 9.1). Patlatılmış resimde görünen kam ise PEEK kafesin endplate ye yerleştirildikten sonra kafesin içine girerek titanyum kubbenin yükselerek çentikleri aşması ve kullanım pozisyonunu almasını sağlayacaktır (Şekil 9.2).



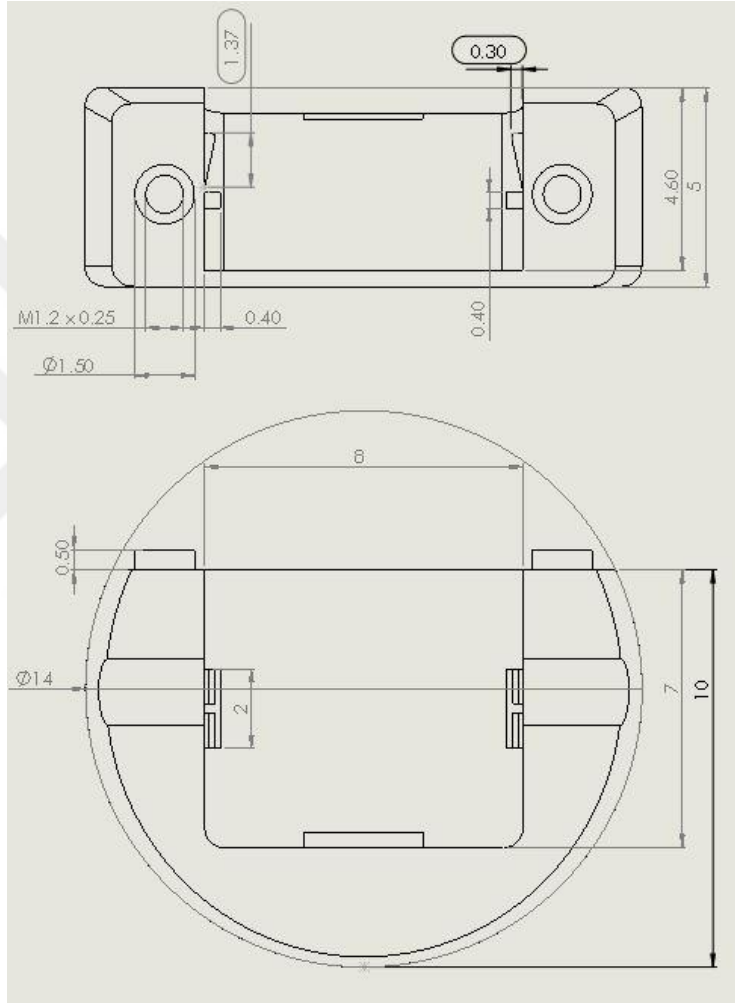
Şekil 9.2 : PEEK cage ilk tasarım patlatılmış görüntü görüntü.



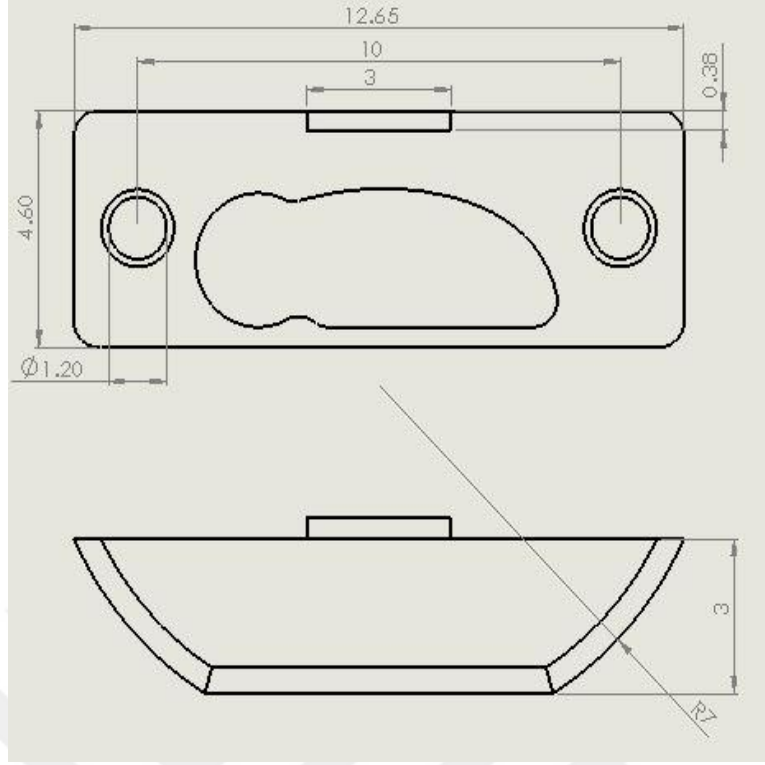
Şekil 9.3 : PEEK cage ilk tasarım.

Bu çalışmada asıl sağlanmak istenen ve sonlu elemanlar yöntemi ile validasyonu yapılacak olan durum, titanyum kubbenin plastik deformasyona uğramadan çentikleri aşması ve sonraki karşı yüke dayanabilmesidir. Bu kinematikde titanyum alaşımı kubbenin yükselip end-plate’ye daha iyi saplanması ve implantasyonun sonra yerinden

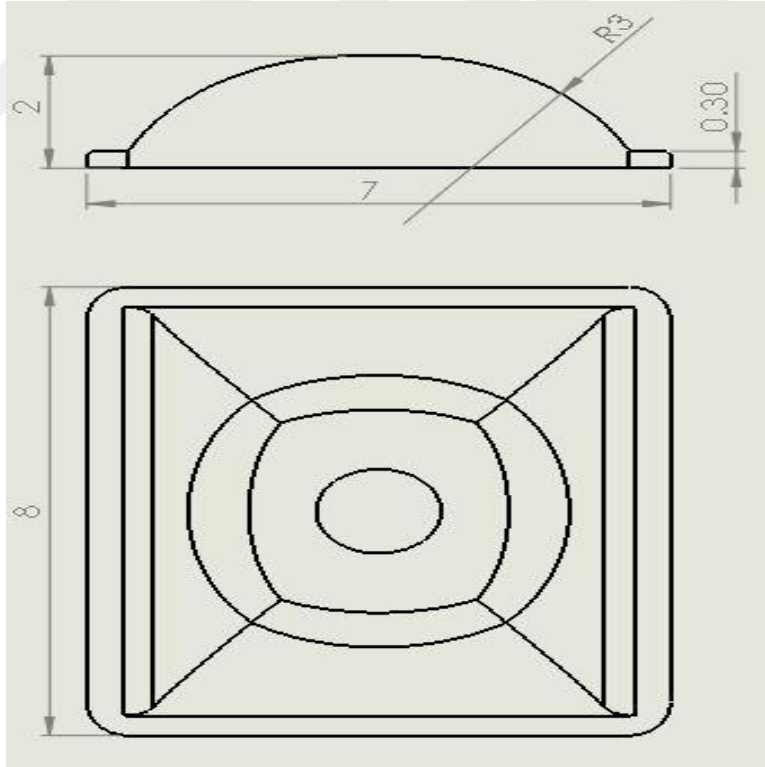
çıkarmaması hedeflenmiştir. Ameliyat sırasında yatay durumda olan hastanın end-plate'sine yerleştirilen ve sağlıklı disklerin esnemesi sayesinde genişleyen PEEK cage ameliyattan sonra end-plate'ye insan vücudunun oluşturduğu yük ile saplanır. Diğer genişleyebilen PEEK cagelerin aksine üst yüzey (titanyum alaşımı kubbe) komple yükseldiği için yük dağılımı daha homojen olur. Bu durum için ölçülendirmeler öngörüler dahilinde yapılmıştır ve Şekil 9.3-9.5 arasında gösterilmiştir;



Şekil 9.4 : PEEK gövde ölçüler.



Şekil 9.5 : PEEK kapak ölçüler.



Şekil 9.6 : Titanyum alaşımı kubbe.

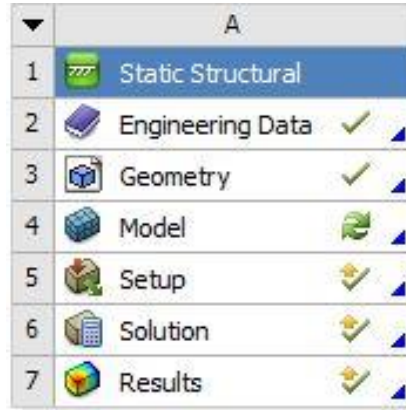
## 9.2 CAD Modelin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizi

Yapılan ilk tasarım analizi aşağıda detayları açıklanarak gerçekleştirilmiştir. Analiz metodu olarak Static Structural (Yapısal) seçilmiştir. (Şekil 9.7, Şekil 9.8)

Analizin gerçekleştirildiği PC özellikleri şu şekildedir; Intel(R) Core(TM) i7-3610QM CPU @ 2.30GHz 2.30GHz, 32 GB RAM, 64-bit Operating System



Şekil 9.7 : Analiz tipleri.



Şekil 9.8 : Malzeme atanması  
çözüm adımı.

ANSYS Engineering Data kütüphanesinde birçok malzeme ve malzeme özellikleri mevcuttur. Fakat analizde kullanacağımız PEEK ve Ti-6Al-4V malzemeleri bu kütüphanede mevcut değildir. Analiz için bu malzemeler tanımlanmalıdır. (Şekil 9.9)

Properties of Outline Row 4: Structural Steel				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Density	7850	kg m <sup>-3</sup>	
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion			
6	Isotropic Elasticity			
7	Derive from	Young's Modulus and...		
8	Young's Modulus	2E+05	MPa	
9	Poisson's Ratio	0.3		
10	Bulk Modulus	1.6667E+11	Pa	
11	Shear Modulus	7.6923E+10	Pa	
12	Field Variables			
13	Temperature	Yes		
14	Shear Angle	No		
15	Degradation Factor	No		
16	Alternating Stress Mean Stress	Tabular		
20	Strain-Life Parameters			
28	Tensile Yield Strength	2.5E+08	Pa	
29	Compressive Yield Strength	2.5E+08	Pa	
30	Tensile Ultimate Strength	4.6E+08	Pa	
31	Compressive Ultimate Strength	0	Pa	

Şekil 9.9 : Malzeme tanımlama arayüzü.

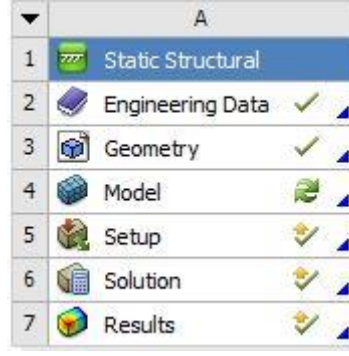
Daha önce bünye denklemleri kısmında gördüğümüz gibi malzemeye göre değişkenlik gösteren gerilme ile gerinim arasındaki ilişkiyi belirleyebilmemiz için ihtiyacımız olan  $E$  malzemenin elastisite modülünü ve  $\nu$  poisson oranına ihtiyaç duyulur.

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} , \frac{C_{11}-C_{12}}{2} = G , \sigma = E\varepsilon \quad (9.1)$$

Burada  $\sigma$  gerilimi gösterirken,  $\varepsilon$  ise gerinimi göstermektedir.  $E$  ise malzemeye göre değişiklik gösteren gerilim ile gerinim arasındaki oranı verir.  $G$  kayma gerilmesidir  $C$  ise malzeme özelliğine bağlıdır ve deneysel yöntemlerle elde edilir. Bulacağımız gerilme ve gerinim değerlerini yorumlayabilmemiz için (cismin plastik deformasyona girip girmediğini kontrol etmemiz için) akma mukavemeti değerine de ihtiyacımız olacaktır. (Çizelge 9.2)

Çizelge 9.2 : PEEK ve Ti-6Al-4V malzeme özellikleri [77,78].

	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı	Akma Mukavemeti (Mpa)	Yoğunluk (kg/m <sup>3</sup> )
<b>PEEK</b>	3.85	0.38	135	1320
<b>Ti-6Al-4V</b>	112	0.34	1100	4430



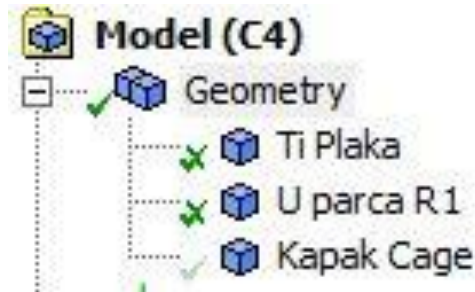
Şekil 9.10 : Analize hazırlık çözüm adımı.

Analiz süresini ve çözülebilirliğini artırmak için düzgün ağ örgüsü oluşturmaya yönelik yüzey düzeltmeleri, gereksiz parçaların silinmesi gibi işlemler yapılır. (Şekil 9.10).

Akış şemasındaki diğer kısımların yapılacağı bölümdür. (Malzeme tanımlama, kontak atama, ağ örgüsü oluşturma ve yük tanımlanması) (Şekil 9.11).



Şekil 9.11 : Ağ örgüsü ve sınır koşulları çözüm adımı.



Şekil 9.12 : Geometri ağacı.

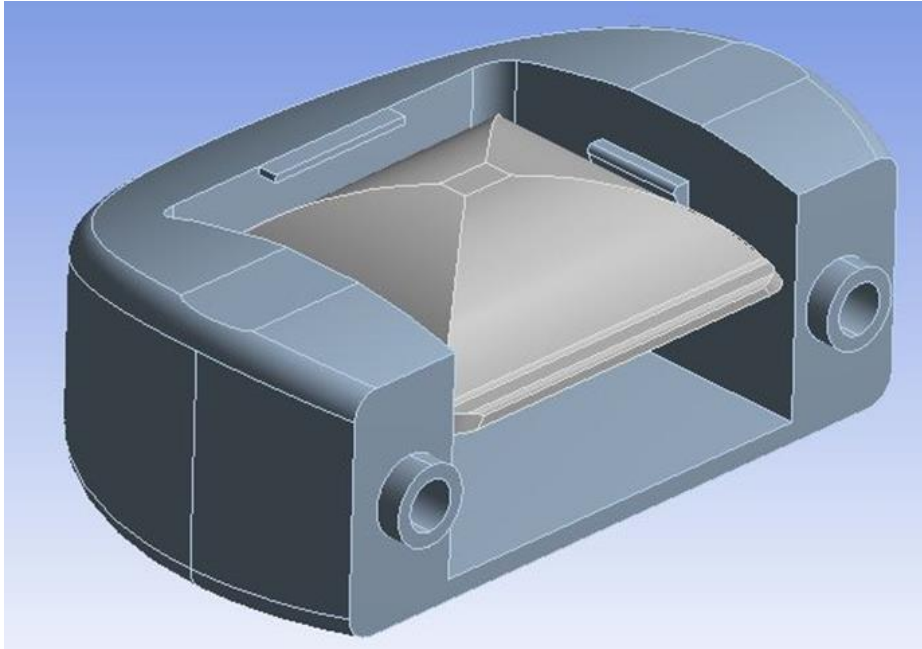
Analiz için gerekli iki parça tutulmuş ve diğerleri ihmal edilmiştir (Şekil 9.12). Malzeme seçimleri yapılmış ve iki parçada flexible olarak ayarlanmıştır (Şekil 9.13, Şekil 9.14).

Details of "Ti Plaka"	
+ Graphics Properties	
- Definition	
<input type="checkbox"/> Suppressed	No
Stiffness Behavior	Flexible
Coordinate System	Default Coordinate System
Reference Temperature	By Environment
- Material	
Assignment	Ti6Al4V
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
+ Bounding Box	
+ Properties	
+ Statistics	

Details of "U parca R1"	
+ Graphics Properties	
- Definition	
<input type="checkbox"/> Suppressed	No
Stiffness Behavior	Flexible
Coordinate System	Default Coordinate System
Reference Temperature	By Environment
- Material	
Assignment	PEEK
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
+ Bounding Box	
+ Properties	
+ Statistics	

Şekil 9.13 : Malzeme detayları.

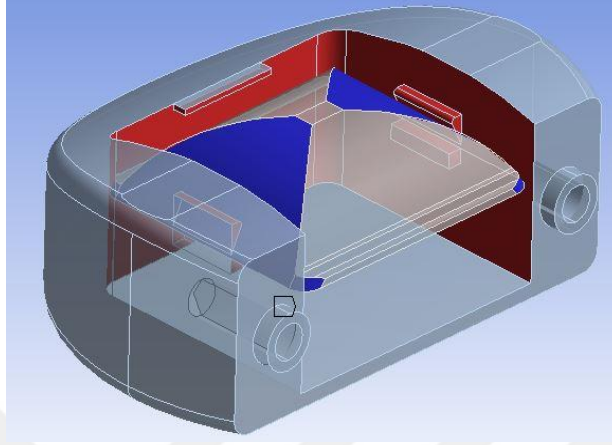


Şekil 9.14 : Analiz modeli.





Şekil 9.15 : Kontak ağacı.



Şekil 9.16 : Kontak yüzeyleri.

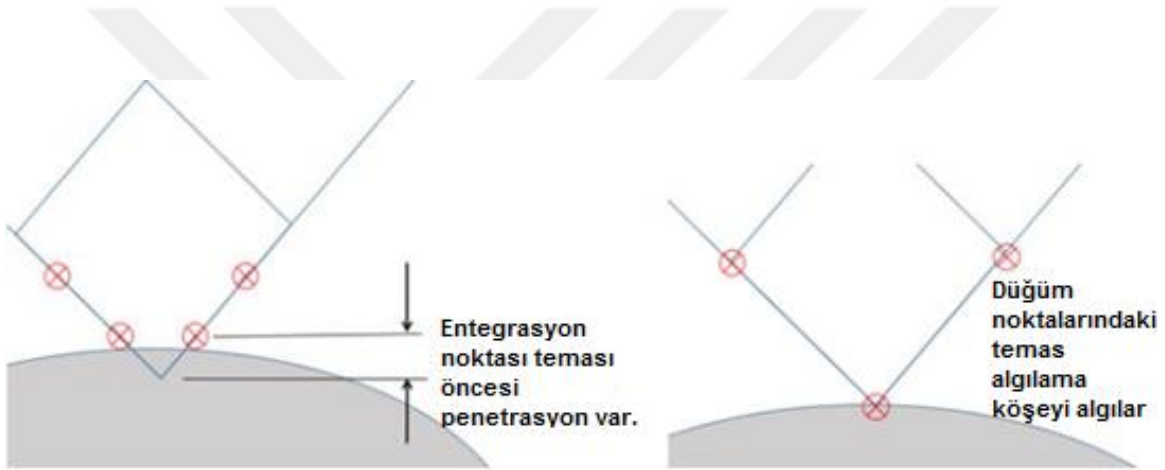
Details of "Frictional - U parca R1 To Ti Plaka"	
<b>Scope</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Contact	29 Faces
Target	9 Faces
Contact Bodies	U parca R1
Target Bodies	Ti Plaka
<b>Definition</b>	
Type	Frictional
<input type="checkbox"/> Friction Coefficient	0.14
Scope Mode	Manual
Behavior	Program Controlled
Trim Contact	Program Controlled
Suppressed	No
<b>Advanced</b>	
Formulation	Augmented Lagrange
Detection Method	Nodal-Normal To Target
Penetration Tolerance	Program Controlled
Elastic Slip Tolerance	Program Controlled
Normal Stiffness	Program Controlled
Update Stiffness	Program Controlled
Stabilization Damping Factor	0.
Pinball Region	Program Controlled
Time Step Controls	None
<b>Geometric Modification</b>	

Şekil 9.17 : Kontak detayları.

Z-ekseninde yükselmesi beklenen titanyum alaşımı kubbe ile PEEK gövde arasında kontak tanımlaması yapılmıştır. Bu tanımlamada titanyum alaşımından dokuz yüzey, PEEK gövdeden ise yirmi dokuz yüzey seçilmiştir. İki malzeme arasındaki sürtünme katsayısı yapılan deneylerde 0.10-0.17 arasında bulunmuştur.[79] Bu uygulamada ortalama bir değer alınarak bunun 0.14 olmasına karar verilmiştir.

Daha önce kontak tanımlaması kısmında iki formülasyondan bahsedilmiştir. Bu uygulamada daha hassas sonuç elde etmek için Augmented Lagrange seçilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre bu seçim tekrar değerlendirilecektir (Şekil 9.17).

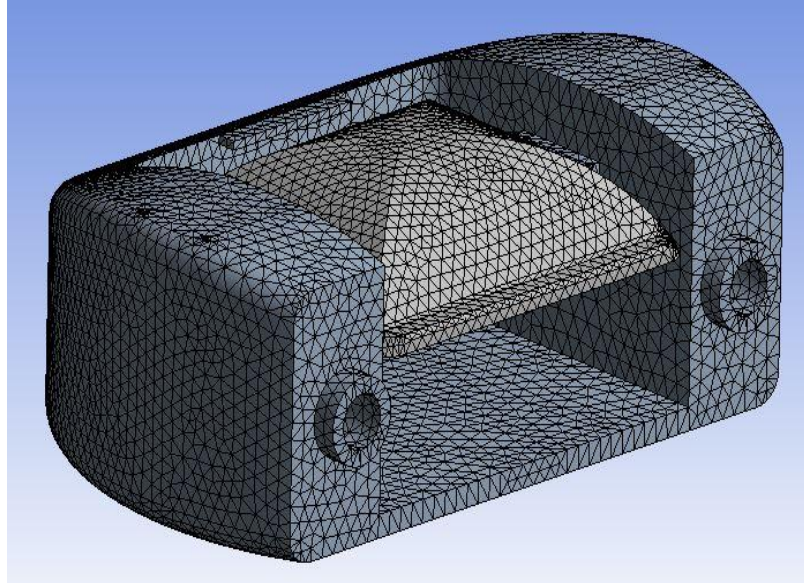
Belirleme Metodu (Detection Method), iki yüzeyin(özellikle yüzeylerden en az biri köşeli ise) kontak halindeyken davranışları için seçilen bir detay işlemidir. Burada Nodal-Normal to Target (Düğüm noktası-temas yüzeyi) seçmek olası bir penetrasyonu engellemek içindir (Şekil 9.18) [80]



Şekil 9.18 : Nodal-normal target (Düğüm noktası-temas yüzeyi) kullanımı görseli[80].



Şekil 9.19 : Ağ örgüsü ağacı.



Şekil 9.20 : Ağ örgüsü modeli.

Ağ örme işleminde bütün iyileştirmeler yapılmış ve 213205 adet düğüm noktası ile 141542 eleman oluşturulmuştur. Eleman boyutu ile ilgili herhangi bir değer girilmemiştir. Alınacak sonuçlar doğrultusunda eleman boyutu için yaklaşım yapılacaktır (Şekil 9.21).

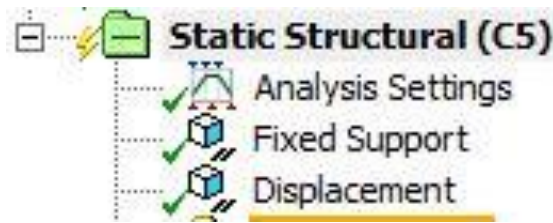
Details of "Mesh"	
<b>Display</b>	
Display Style	Body Color
<b>Defaults</b>	
Physics Preference	Mechanical
<input type="checkbox"/> Relevance	0
<b>Sizing</b>	
Use Advanced Si...	Off
Relevance Center	Fine
<input type="checkbox"/> Element Size	Default
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Span Angle Center	Fine
Minimum Edge L...	1.0298e-002 mm
<b>Inflation</b>	
<b>Patch Conforming Options</b>	
<b>Patch Independent Options</b>	
<b>Advanced</b>	
<b>Defeaturing</b>	
<b>Statistics</b>	
<input type="checkbox"/> Nodes	213205
<input type="checkbox"/> Elements	141542
Mesh Metric	None

Şekil 9.21 : Ağ örgüsü detayları.

Details of "Analysis Settings"	
[-] Step Controls	
Number Of Steps	1.
Current Step Number	1.
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	Program Controlled
[-] Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	On
Inertia Relief	Off
[+] Restart Controls	
[+] Nonlinear Controls	
[+] Output Controls	
[+] Analysis Data Management	
[+] Visibility	

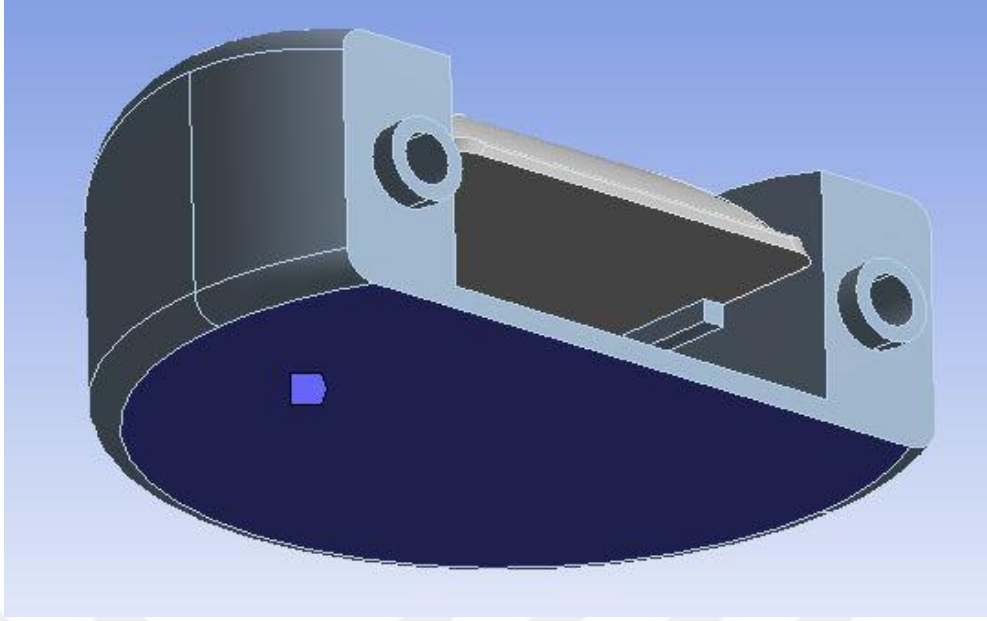
Şekil 9.22 : Analiz ayarları detayları.

Lineer olmayan çözümlerde ve yapıya göre büyük hareketlerde Large Deflection (Büyük Sapma) açık olmalıdır. (infinitesimal strain theory) Weak Spring (Zayıf Yay) yeterli sınır koşulu atanmadığı durumlarda açık olmalıdır. Yakınsama işlemini kolaylaştırmak için (sınır koşulları atandığı ve ekstra işlem yapılmaması için) kapatılmalıdır. Herhangi bir çözüm adımı atanmamıştır. Elde edilen sonuçlara göre çözüm adımı belirlenecektir (Şekil 9.22).

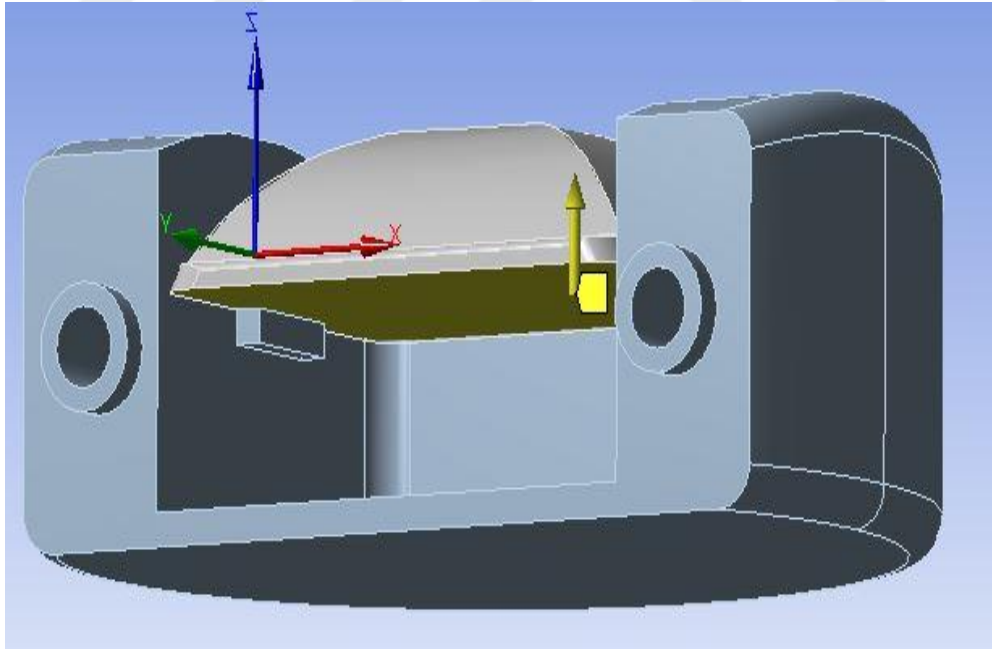


Şekil 9.23 : Yükleme koşulları ağacı.

PEEK gövde endplate de sabit olduğu yüzeylerden fikslenmiş ve titanyum alaşımı kubbeye z-ekseninde 1.05 mm deplasman atanmıştır (Şekil 9.25).



Şekil 9.24 : Sabitleme yüzeyi.

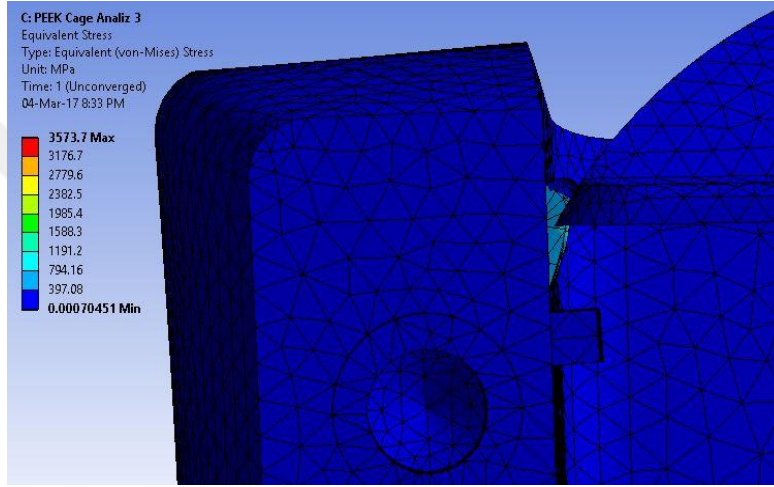


Şekil 9.25 : Deplasman yüzeyi.

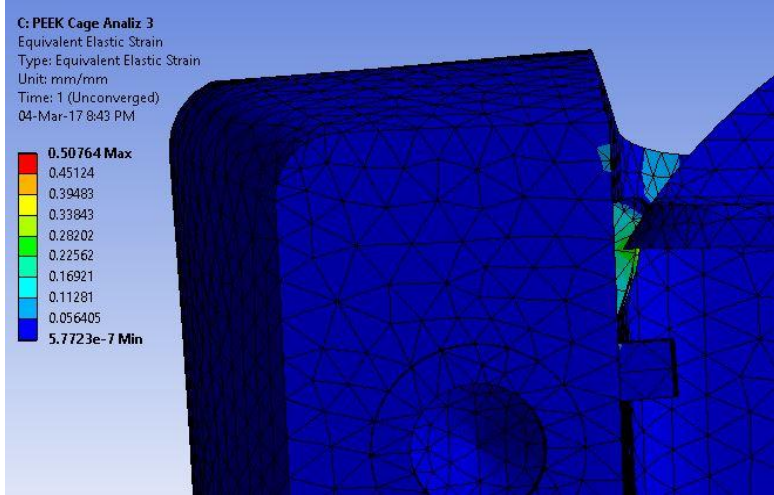




Şekil 9.26 : Çözüm ağacı.



(a)



(b)

Şekil 9.27 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilmeler görseli, (b) analiz sonucu oluşan gerinimler görseli

Maks. Gerilme = 3573.7, Mpa Maks. Gerinim = 0.5, Penetrasyon var (Şekil 9.27).

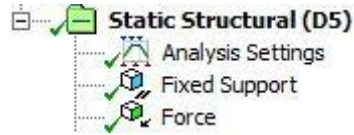
### 9.3 Sonuçların Yorumlanması (İterasyon 1, Konfigürasyon 1)

Analiz yakınsayamamış ve çözümün %65'inde hata vermiştir. Çıkan gerilme ve gerinim değerleri mantıksız bir şekilde çok yüksektir. Titanyum alaşımı kubbe çentikleri aşamamıştır. Çentik genişliği azaltılmalıdır. Penetrasyon olduğu için kontak yapısı revize edilmelidir. Eleman tipi ve sayısı ile düğüm noktası sayısı revize edilmelidir. Daha sık eleman atayabilmek için simetriden yararlanılabilir. Yakınsama probleminin çözümü için adım sayısı artırılmalıdır. Analiz çözümü 7 saat sürmüştür.

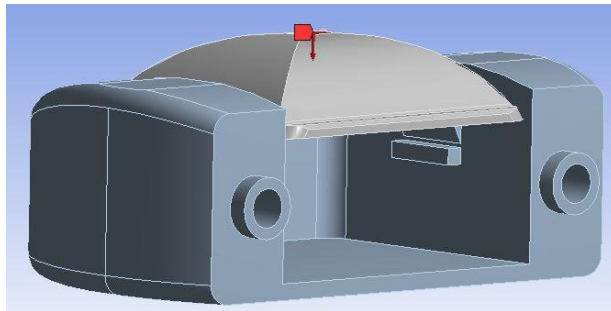
### 9.4 CAD Modelin İkinci Konfigürasyon İçin Analizi

Çözümün başarısız olacağı aşikar olmasına karşın referans olması açısından aynı şartlarda ikinci konfigürasyon için analiz yapılmalıdır. Bu analiz için başlangıç koşullarında titanyum alaşımı çentiklerin üzerinde olacak ve 1000 N yükleme altında PEEK gövde de oluşacak gerilmelerin plastik deformasyon olmayacak seviyelerde kalması hedeflenmektedir. [85]

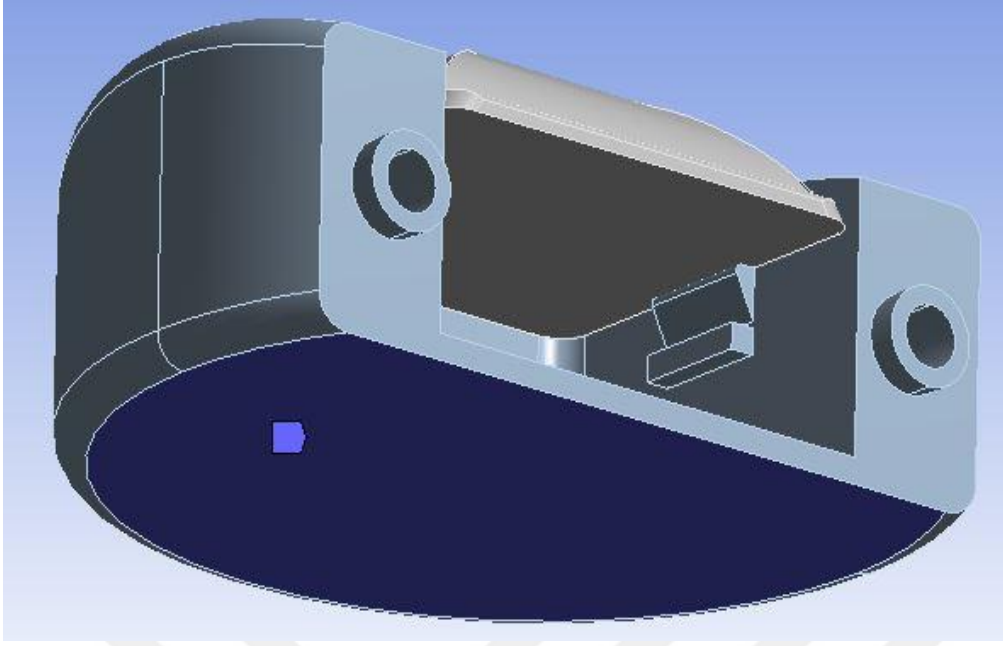
Bu analiz için sadece yükleme koşullarını belirterek sonuçları yorumlamak yeterli olacaktır.



Şekil 9.28 : Yükleme koşulları ağacı.

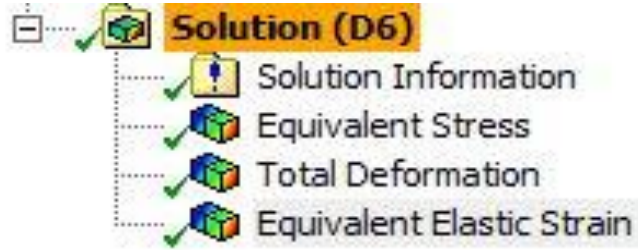


Şekil 9.29 : Kuvvet yükleme yüzeyi.



Şekil 9.30 : Sabitleme yüzeyi.

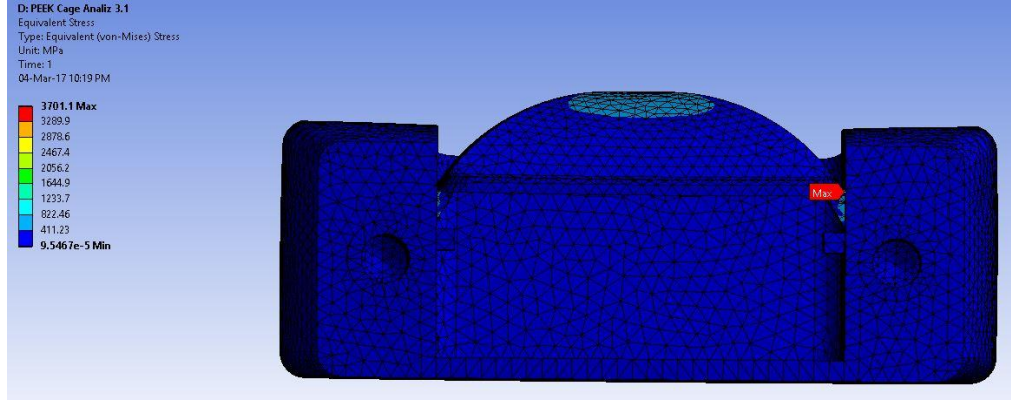
Titanyum alaşımına -z-ekseninde 1000 N yük uygulanmış ve PEEK gövge endplate de olduğu gibi sabitlenmiştir (Şekil 9.29, Şekil 9.30).



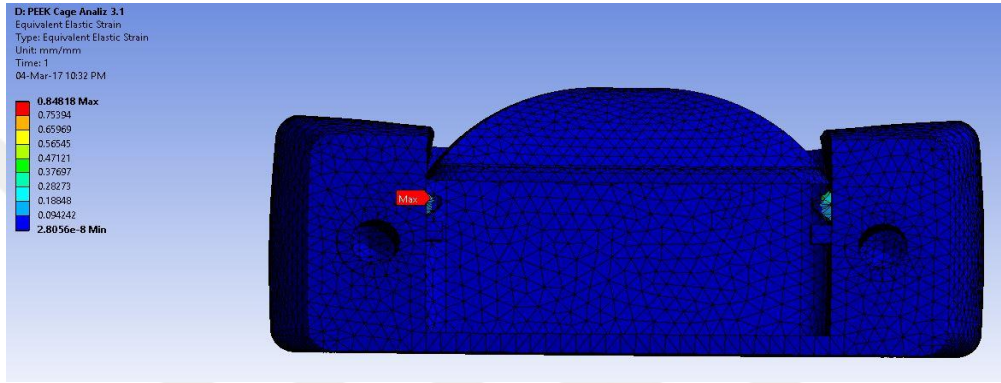
Şekil 9.31 : Çözüm ağacı.

Maks. Gerilme = 3701.1 Mpa, Maks. Gerinim = 0.84 ,Meshlerde bozulmalar var (Şekil 11.31, Şekil 11.32)





(a)



(b)

Şekil 9.32 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilmeler görseli, (b) analiz sonucu oluşan gerinimler görseli.

## 9.5 Sonuçların Yorumlanması (İterasyon 1, Konfigürasyon 2)

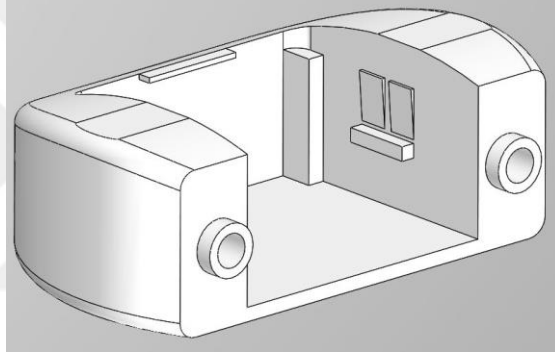
Analiz yakınsamış ve çözüm sonuçlanmış olsa da gerilme ve gerinim değerleri yine mantıksız şekilde çok yüksektir. Ağ yapısı bozulmuştur. Daha konservatif bir çözüm için gerilmelerin yüksek olduğu bölgelerde eleman yoğunluğu artırılmalıdır.

Analizde sonuca ulaşılan en önemli nokta titanyum alaşımının PEEK gövdede plastik deformasyon oluşturmadan aşamadığı çentiklerin aynı zamanda ikinci konfigürasyon analizinde maruz kaldığı yük altında yine deformasyona uğrayacak olmasıdır. Çözümü paradoksa sokmamak adına tasarım değişikliğine gidilmeli ve işlemler baştan yapılmalıdır. Analiz çözümü 1 buçuk saat sürmüştür.

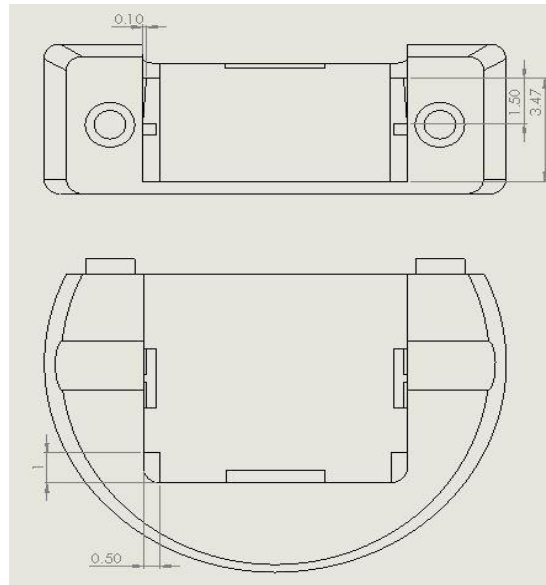
## 9.6 CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 1)

Yeni tasarımda sadece PEEK gövdede revizyon yapılmıştır. Titanyum alaşımı kubbenin çentiği aşabilmesi için çentik derinliği azaltılmıştır. Kubbenin maruz kalacağı yükte PEEK gövdenin dayanımını artırabilmek için kirişler eklenmiştir. Titanyum alaşımı kubbenin bu kirişler üstüne gelebilmesi için çalışma kinematığında farklılık yapılmalıdır. Kubbe z-ekseninde yükseldikten sonra y-ekseninde ilerleyerek kirişlerin üzerine oturmalıdır. Yapılan analizlerden beklenen sonuçlar alması durumunda tasarım, bu kinematığı sağlayabilecek şekilde revize edilecektir.

Çentik derinliği 0.3 mm 'den 0.1 mm'ye çekilmiş ve 1x0.5 mm'lik kiriş eklenmiştir (Şekil 9.33), (Şekil 9.34).



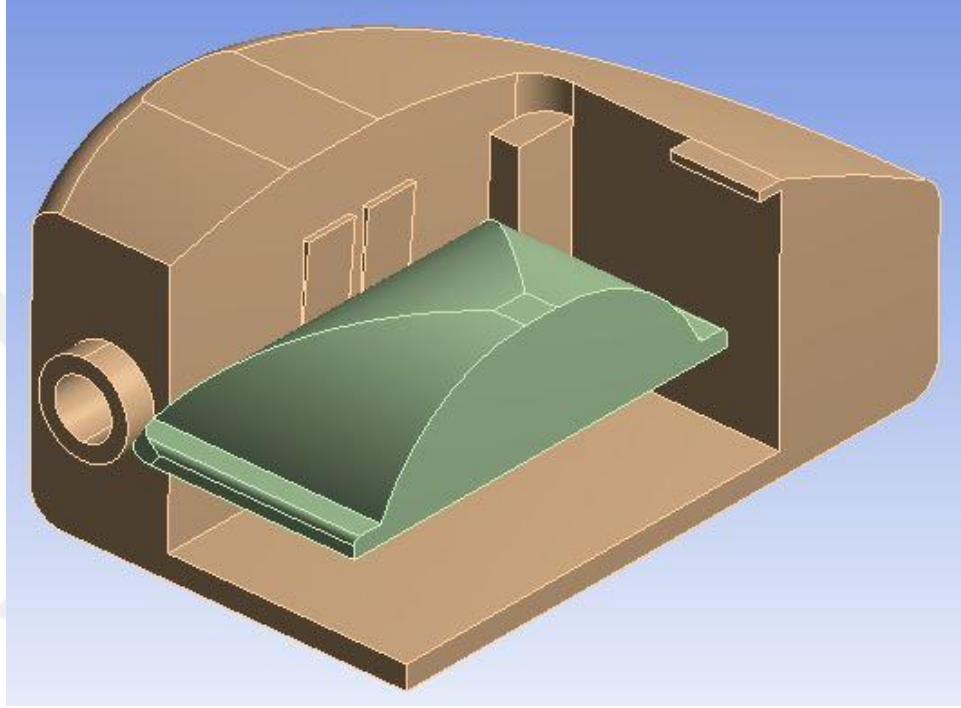
Şekil 9.33 : Tasarım görseli.



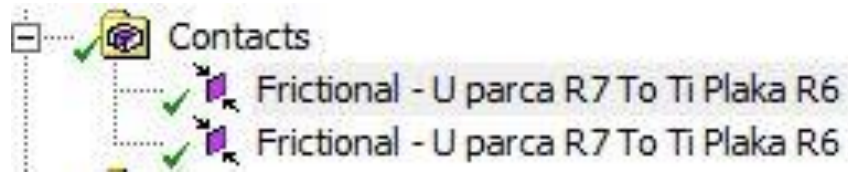
Şekil 9.34 : Tasarım ölçüleri.

Benzer işlemler tekrarlanacaktır. Kontak tanımlanması ve ağ oluşturmada revizyon yapılacaktır.

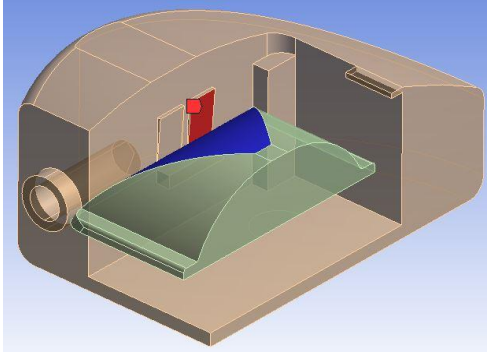
Tasarım geometrisi açısından analizde simetri uygulayabilmek için uygundur. Bu sayede çözüm adımını yarıya indirip daha yoğun eleman atanabilecek (Şekil 9.35).



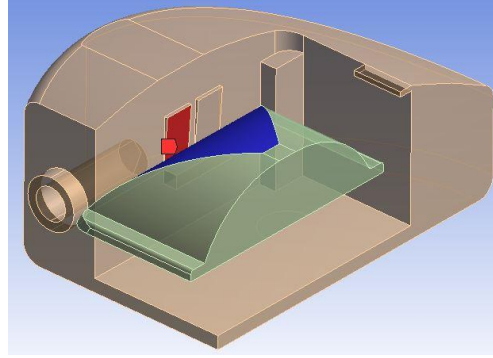
Şekil 9.35 : Analiz ön hazırlık görseli.



Şekil 9.36 : Kontak ağacı.



(a)



(b)

Şekil 9.37 : (a) Birinci kontak yüzeyi görseli, (b) ikinci kontak yüzeyi görseli.

Kontak yüzeyleri tanımlanmasında değişiklik yapıp sadece temas yüzeyinin olduğu bölgelere ve ayrı ayrı tanımlama yapılmıştır. Daha önce seçilen metod ve formülasyonda değişiklik yapılmamıştır (Şekil 9.37).



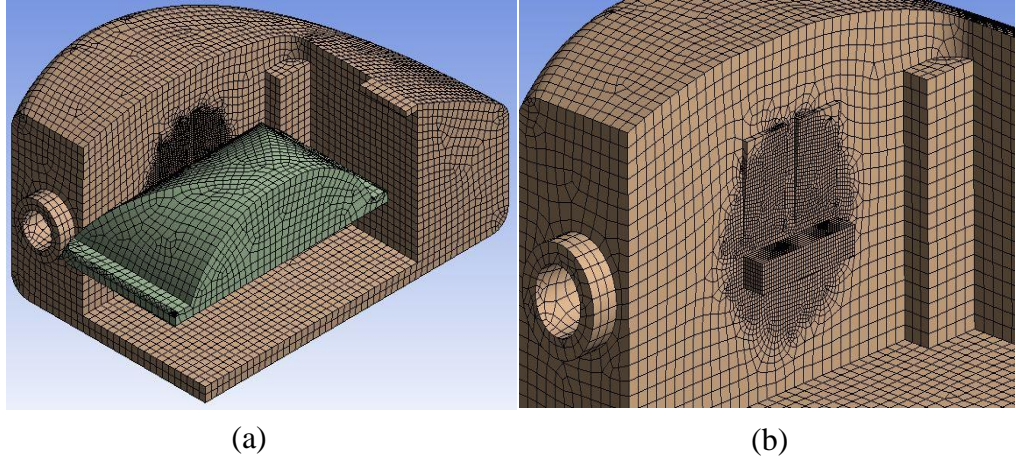
Şekil 9.38 : Ağ örgüsü ağacı.

Details of "Body Sizing" - Sizing	
<b>Scope</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	2 Bodies
<b>Definition</b>	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	0.2 mm
Behavior	Soft

Şekil 9.39 : Ağ örgüsü detayları.

<input type="checkbox"/> Nodes	340940
<input type="checkbox"/> Elements	98781

Şekil 9.40 : Eleman ve düğüm sayıları.



Şekil 9.41 : (a) Ağ örgüsü genel görseli, (b) ağ örgüsü çalışma yüzeyi görseli

Eleman yoğunluğu yüksek gerilim beklenen bölgede artırılmış ve boyutu 0.2 mm olarak seçilmiştir. Eleman metodu ise hex dominant method olarak belirlenmiştir (Şekil 9.39).

Hexahedron(Hex Dominant) ağ örgüsü diğer eleman tiplerine oranla hacimi daha iyi kullanır. Bu da daha az elemanla daha hızlı çözüm süresi sağlar. Eleman dağılımını uniform olduğu için kontrol etmek daha kolaydır. [82]

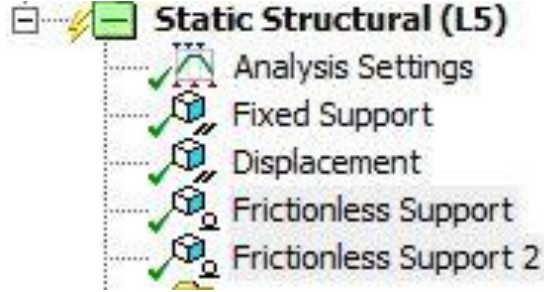
Mevcut yapıda düğüm noktası sayısı 340940'a çıkmasına rağmen eleman sayısı 98781'e düşürülmüştür (Şekil 9.40).

Details of "Analysis Settings"	
[-] Step Controls	
Number Of Steps	1.
Current Step Number	1.
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	On
Define By	Substeps
Initial Substeps	50.
Minimum Substeps	20.
Maximum Substeps	50.
[-] Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	On
Inertia Relief	Off
[+] Restart Controls	
[+] Nonlinear Controls	
[+] Output Controls	
[+] Analysis Data Management	
[+] Visibility	

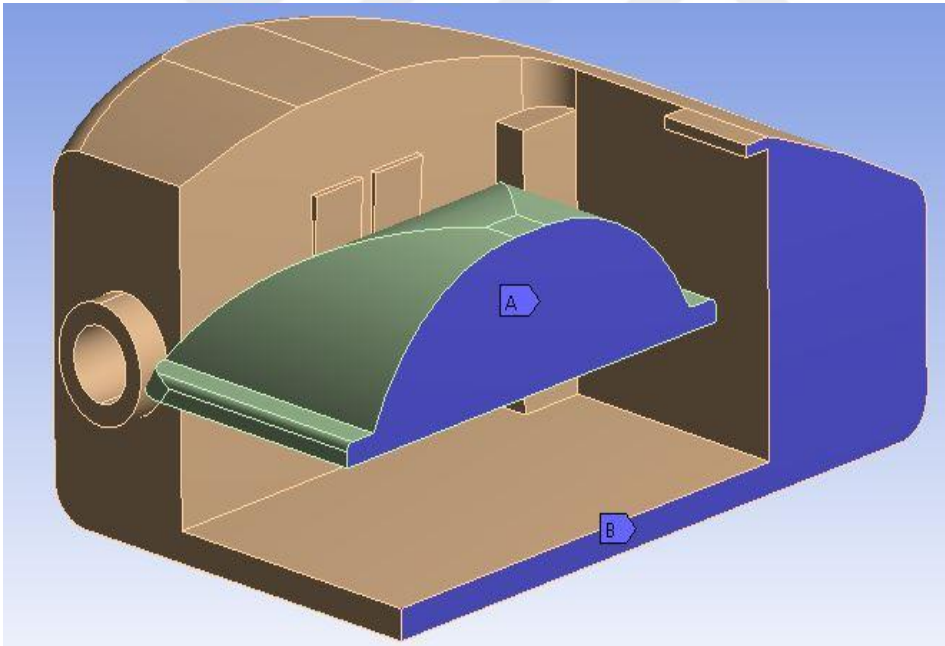
Şekil 9.42 : Analiz ayarları detayları.



Bir önceki çözümden farklı olarak, adım sayısı eklenmiştir. Daha önce Newton-Raphson iteratif çözüm metodunda anlatıldığı gibi adım sayısı ne kadar artırılırsa çözüme yakınsamak o kadar kolaylaşacaktır fakat bu işlemin çözüm süresini artırmak gibi bir dezavantajı vardır (Şekil 9.42).

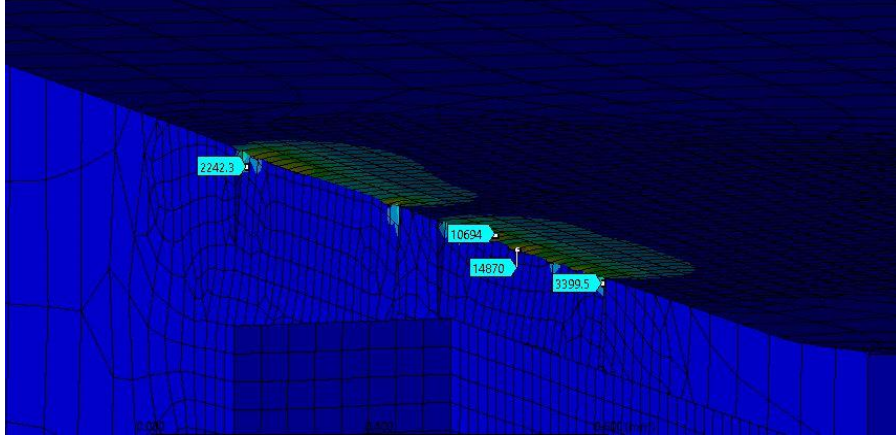


Şekil 9.43 : Yükleme koşulları ağacı.

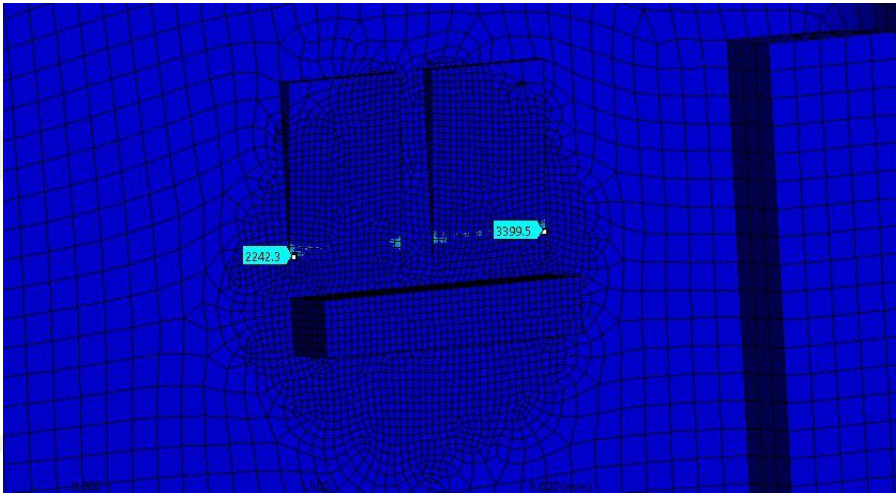


Şekil 9.44 : Yükleme koşulları görselleri.

Yükleme koşullarına simetri kullanımından dolayı frictionless support (sürtünmesiz destek) eklemeleri yapılmıştır (Şekil 9.44).



(a)



(b)

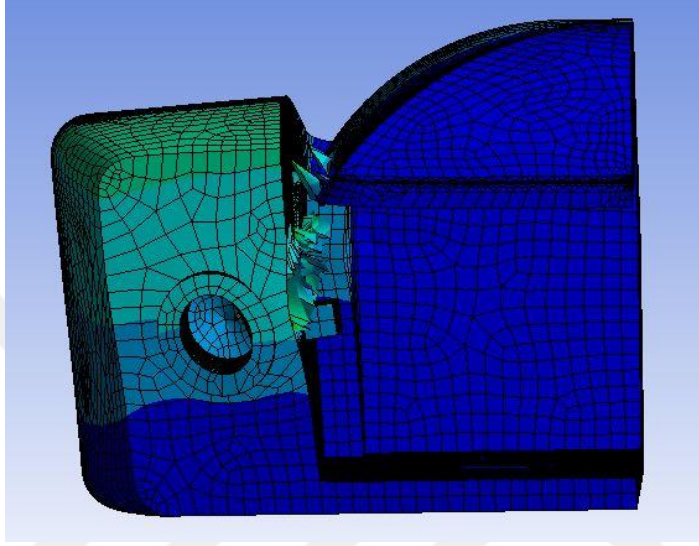
Şekil 9.45 : (a) Analiz sonucu titanyum alaşımı kubbede oluşan gerilmeler, (b) analiz sonucu PEEK gövdede oluşan gerilmeler

### 9.7 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 1)

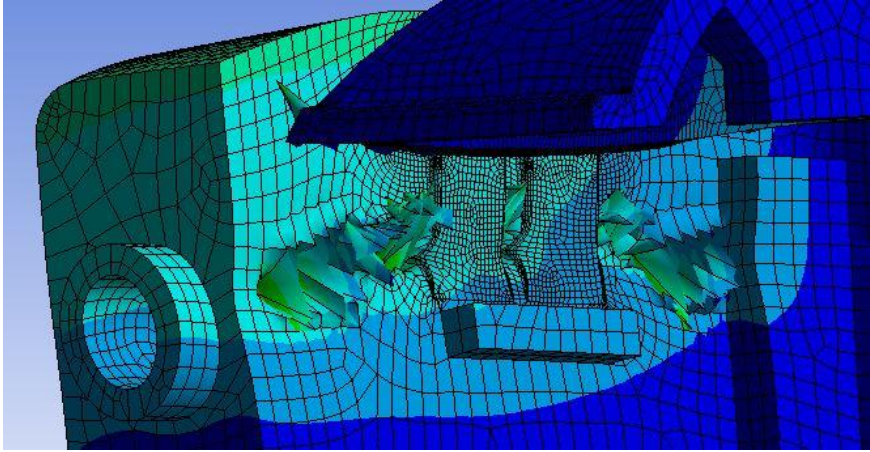
Analiz yakınsayamamış ve çözümün %20.5 inde hata vermiştir. Aynı şekilde hesaplanan gerilme ve gerinim değerleri mantıksız şekilde çok yüksektir (Şekil 9.45). Gerilmelerin yüksek olduğu yerde eleman ve düğüm noktası sayısı artırılmalıdır. Fakat mevcut durumda eleman ve düğüm noktası sayısı çok yüksek olduğu için daha yüksek sayıları çözüm yapılan bilgisayarın işlemcisi sağlayamamaktadır. Bundan dolayı analizde sadece gerilme ve gerinimlerin olduğu bölge ile ilgilenilmelidir. Ayrıca kontak yapısını tekrar gözden geçirmek ve çözümün adım sayısını da artırmak gerekmektedir (Şekil 9.45). Analiz çözümü 2 buçuk saat sürmüştür.

## 9.8 CAD Modelin ikinci konfigürasyon için analizi (İterasyon 2, Konfigürasyon 2)

Eklenen kirişin ne kadar etkili olduğunu görmek adına benzer şartlarda ikinci konfigürasyon için analiz yapılacaktır.



(a)



(b)

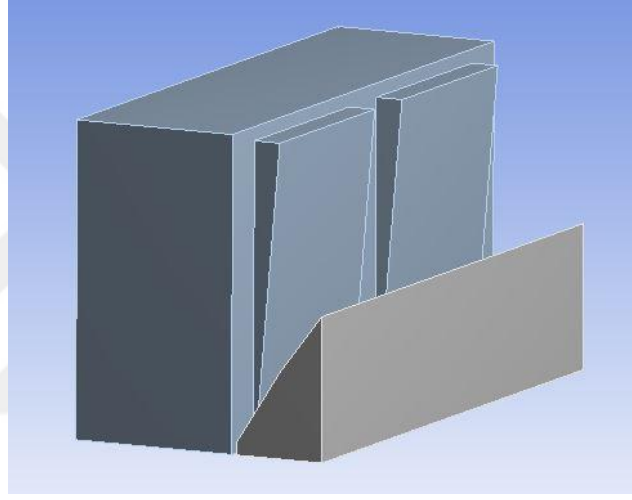
Şekil 9.46 : (a) Çözümün yakınsamaması ve ağ örgüsünün bozulması görseli, (b) Çözümün yakınsamaması ve ağ örgüsünün bozulması görseli 2



### 9.9 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 2, Konfigürasyon 2)

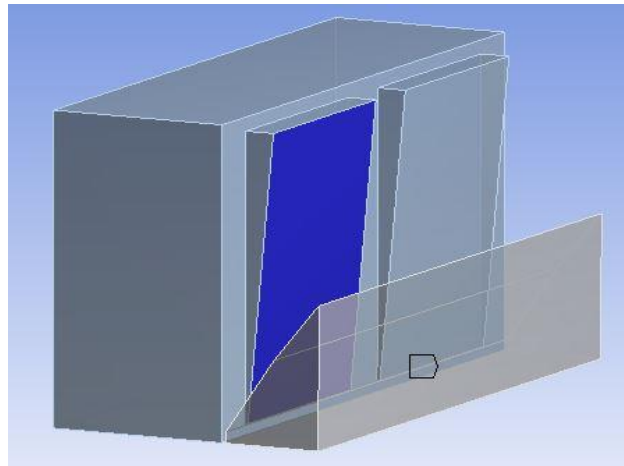
Analiz yakınsayamamış ve ağ yapısı bozulmuştur (Şekil 9.46). İlk çözümde yapılması planlanan iyileştirmeler bu adımda da uygulanmalıdır. Analiz çözümü 1 buçuk saat sürmüştür.

### 9.10 CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 1)



Şekil 9.47 : Analiz ön hazırlık görseli.

PEEK gövdede ve titanyum alaşımı kubbeye sadece gerilmenin yoğun olduğu bölüm analize dahil edilmiştir. Böylelikle daha yoğun eleman atanabilecektir. (Şekil 9.47)

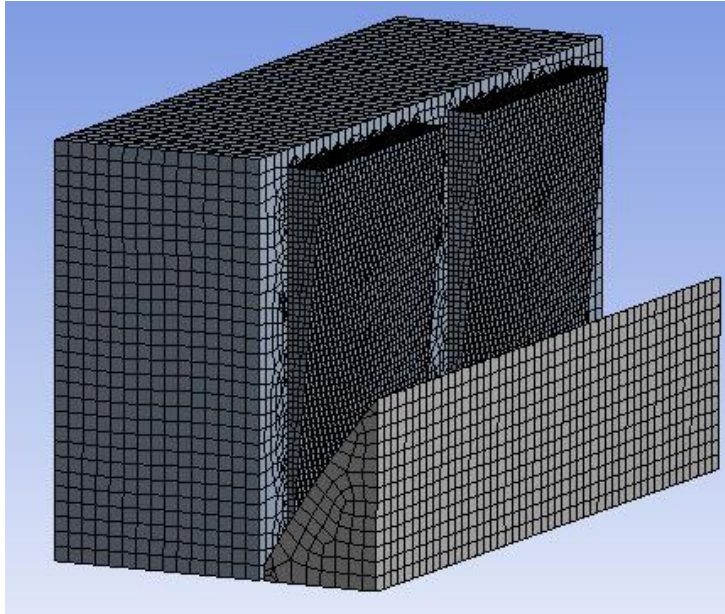


Şekil 9.48 : Kontak görseli.

Details of "Frictional - Ti Plaka R11 To U parca R11"	
<b>Scope</b>	
Scoping Method	Geometry Selection
Contact	1 Face
Target	1 Face
Contact Bodies	Ti Plaka R11
Target Bodies	U parca R11
<b>Definition</b>	
Type	Frictional
<input type="checkbox"/> Friction Coefficient	0.14
Scope Mode	Manual
Behavior	Program Controlled
Trim Contact	Program Controlled
Suppressed	No
<b>Advanced</b>	
Formulation	Pure Penalty
Detection Method	Nodal-Normal To Target
Penetration Tolerance	Program Controlled
Elastic Slip Tolerance	Program Controlled
Normal Stiffness	Manual
Normal Stiffness Factor	0.5
Update Stiffness	Program Controlled
Stabilization Damping Factor	0.
Pinball Region	Program Controlled
Time Step Controls	None
<b>Geometric Modification</b>	
Interface Treatment	Add Offset, No Ramping
<input type="checkbox"/> Offset	0. mm
Contact Geometry Correction	None
Target Geometry Correction	None

Şekil 9.49 : Kontak detayı.

Kontak yüzeyleri yine ayrı ayrı seçilmişti (Şekil 9.48). Farklı olarak formülasyon olarak Pure Penalty'a geçilmiştir. (Şekil 9.49) Ayrıca Stiffness Factor 0.5'e düşürülmüştür. (Bu işlem elemanın bozulmaması için penetrasyona izin verir.)



Şekil 9.50 : Ağ örgüsü görseli.

Details of "Face Sizing" - Sizing	
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	11 Faces
Definition	
Suppressed	No
Type	Element Size
<input type="checkbox"/> Element Size	2.e-002 mm
Behavior	Soft
Details of "Mesh"	
Display	
Display Style	Body Color
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
<input type="checkbox"/> Relevance	0
Sizing	
Use Advanced Si...	Off
Relevance Center	Fine
<input checked="" type="checkbox"/> Element Size	0.05
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Span Angle Center	Fine
Minimum Edge L...	1.2857e-002 mm

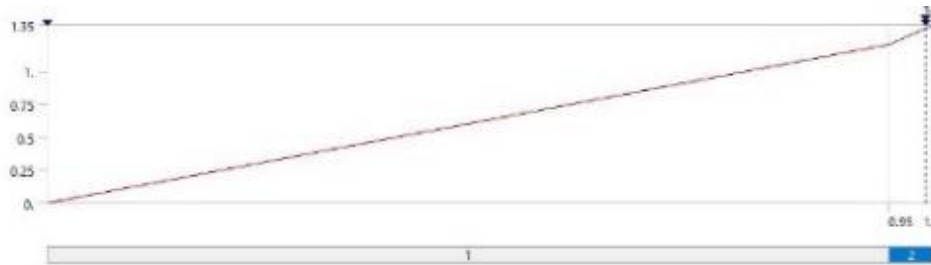
Şekil 9.51 : Ağ örgüsü detayı.

<input type="checkbox"/> Nodes	347821
<input type="checkbox"/> Elements	95020

Şekil 9.52 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.

Eleman boyutu kontak bölgelerinde 0.02 mm diğer bölgelerde 0.05 mm'ye kadar düşürülmüştür. (Şekil 9.51)

Bu durumda eleman sayısı 95020 düğüm noktası sayısı ise 347821 olmuştur. (Şekil 9.52)

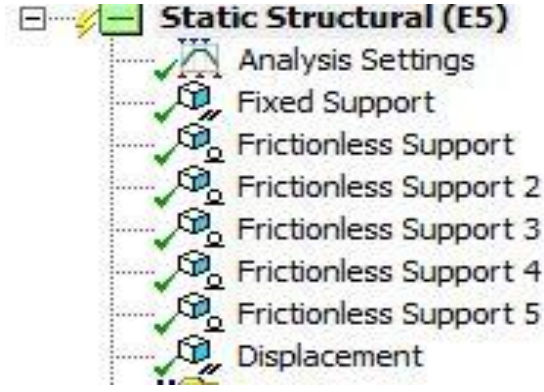


Şekil 9.53 : Adım sayısı-zaman grafiği.

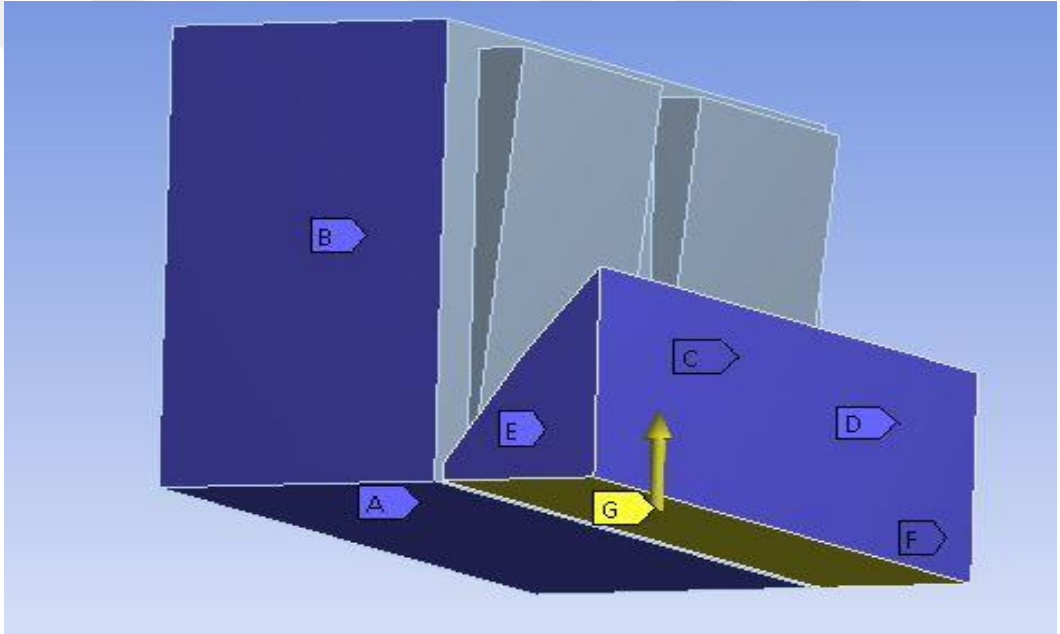
Details of "Analysis Settings"	
[-] Restart Analysis	
Restart Type	Program Controlled
Load Step	2
Substep	166
Time	0.99125 s
[-] Step Controls	
Number Of Steps	2.
Current Step Number	2.
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	On
Define By	Substeps
Carry Over Time Step	Off
Initial Substeps	200.
Minimum Substeps	200.
Maximum Substeps	300.
[-] Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	On
Inertia Relief	Off
[+] Restart Controls	
[+] Nonlinear Controls	
[-] Output Controls	
Stress	Yes
Strain	Yes
Nodal Forces	Yes
Contact Miscellaneous	Yes
General Miscellaneous	No
Store Results At	All Time Points
[+] Analysis Data Management	
[+] Visibility	

Şekil 9.54 : Analiz ayarları detayları.

Titanyum alaşımı kubbenin çentiği aştığı yerde problem yakınsayamadığı için çözüm iki farklı adıma ayrılmıştır. İlk kısımda problemin %95'i 200 adımda, ikinci kısımda ise kalan %5'i 200 adımda çözdürülecektir. (Şekil 9.53) Ayrıca titanyum alaşımı kubbenin z-eksenindeki hareketi hangi kuvvetle sağlayabileceğimizi öğrenmek için Nodal Forces (Düğüm kuvveti) ve Contact Miscellaneous seçenekleri açılmıştır. (Şekil 9.54)

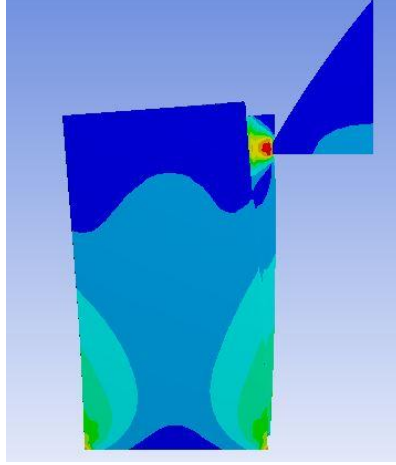


Şekil 9.55 : Yükleme koşu

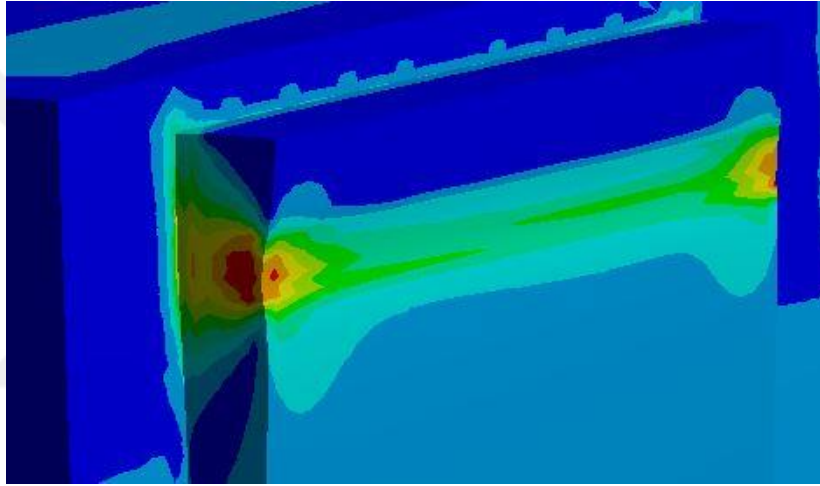


Şekil 9.56 : Yükleme koşulları görseli.

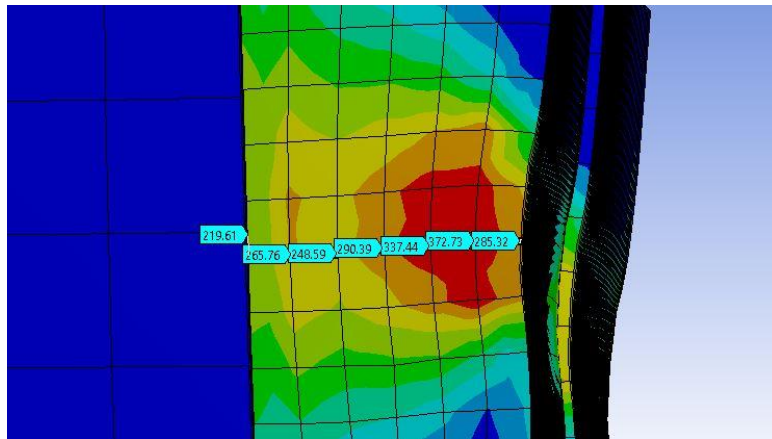
Analiz yapılacak kısımda küçültmeye gidildiği için ek Frictionless Support (Sürtünmesiz destek)'lar ile sınır koşulları oluşturulmuştur. (Şekil 9.55), (Şekil 9.56)



(a)



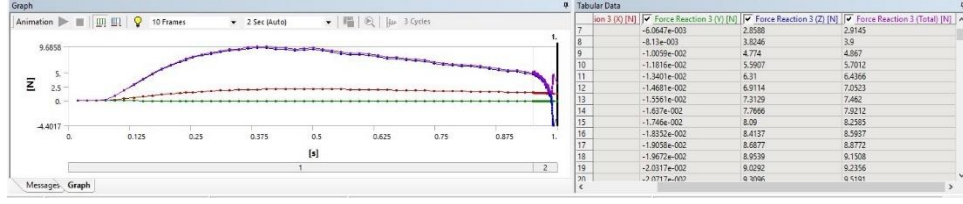
(b)



(c)

Şekil 9.57 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentik kenarlarında oluşan gerilme yoğunluğu, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri



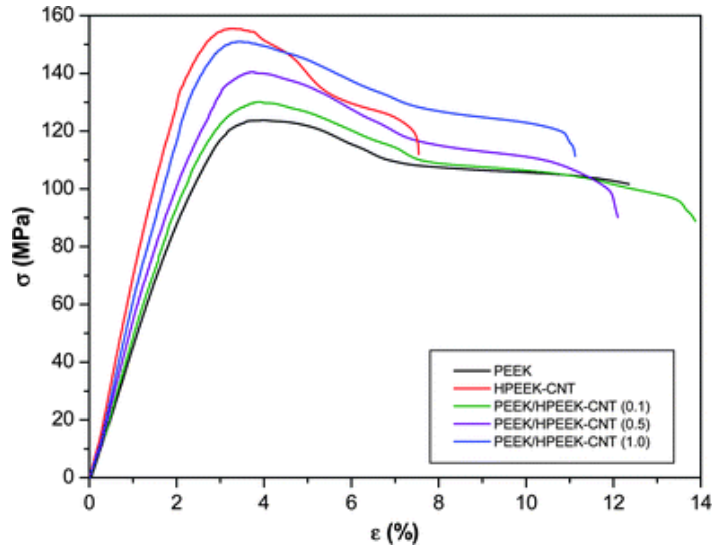


Şekil 9.58 : Tepki kuvveti-zaman grafiği.

Yapılan son revizyondan sonra problem yakınsayarak çözüme ulaşmış ve gerilme-gerinim değerlerinde mantıklı değerlere gelinmiştir. (Şekil 9.57) Fakat elde edilen gerilme değerlerinin hala PEEK malzemenin akma mukavemeti değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. İstenilen sonuca ulaşmak için tasarım değişikliği yapılmalıdır. Ayrıca titanyum alaşımı kubbenin z-ekseninde yükselmesi için gereken kuvvet 9.68 N olarak saptanmıştır. (Şekil 9.58)

### 9.11 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 1)

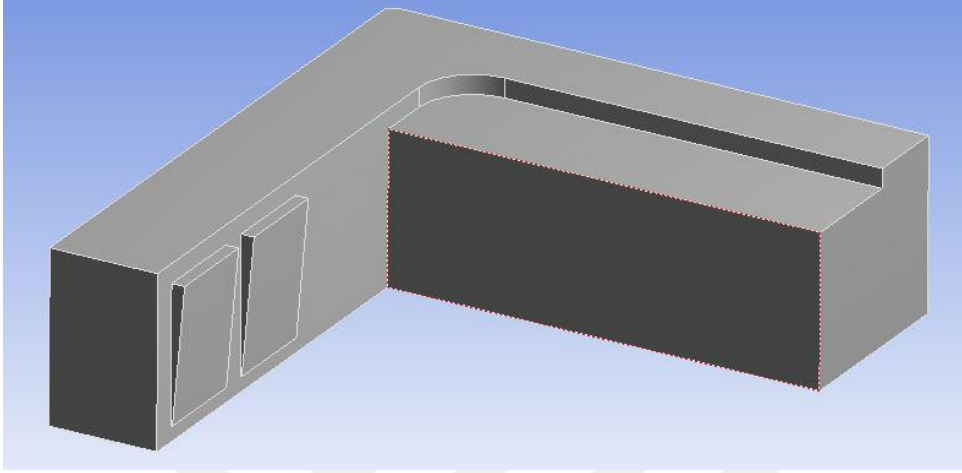
Düğüm noktalarındaki gerilme dağılımlarına bakılmış ve sonucu doğrulamak için meydana gelen gerinim değerleri ile birlikte (Şekil 9.59)'deki PEEK gerilme-gerinim değerleri karşılaştırılmıştır. Tasarımda geline nokta, bu kinematik çalışma için ürün deformasyona uğramaktadır. PEEK malzemenin elastik modülü diğer polimer malzemelere nazaran yüksektir. Bu durumu aşabilmek için tasarım değişikliğine gitmek gerekmektedir. Analiz çözümü 6 gün sürmüştür.



Şekil 9.59 : PEEK gerilme-gerinim grafiği [89].

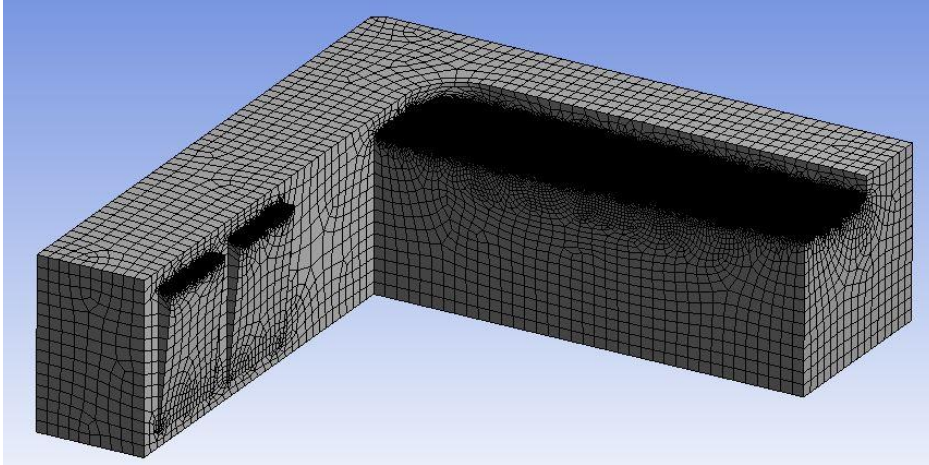
### 9.12 CAD Modelin ikinci konfigürasyon için analizi (İterasyon 3, Konfigürasyon 2)

İkinci konfigürasyonda maruz kalınan yüke dayanımı artırabilmek için eklenen kiriş gövde boyunca uzatılmıştır. (Şekil 9.60)



Şekil 9.60 : Analiz ön hazırlık görseli.

Yapılan revizyon ile birlikte en küçük eleman boyutu 0.01 mm'ye kadar düşürülmüştür. (Şekil 9.61), (Şekil 9.62)

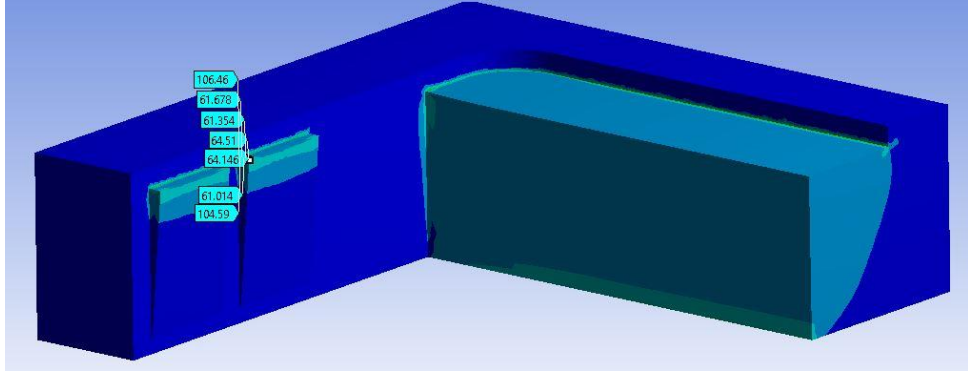


Şekil 9.61 : Ağ örgüsü görseli.

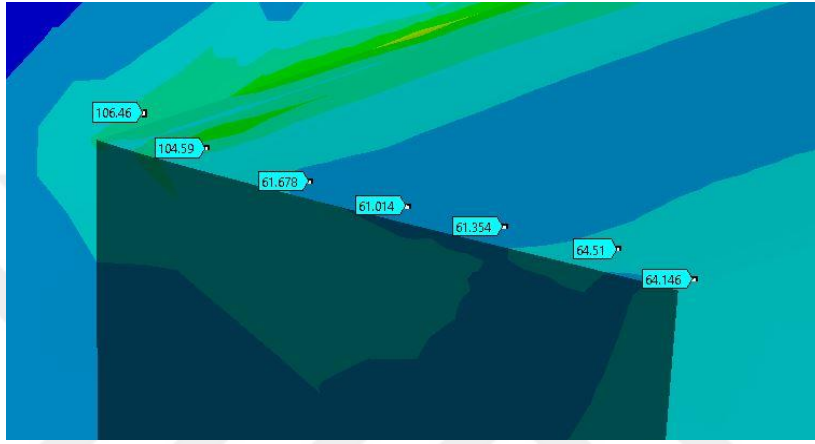
Nodes	1979796
Elements	592299

Şekil 9.62 : Eleman ve düğüm noktaları sayısı.

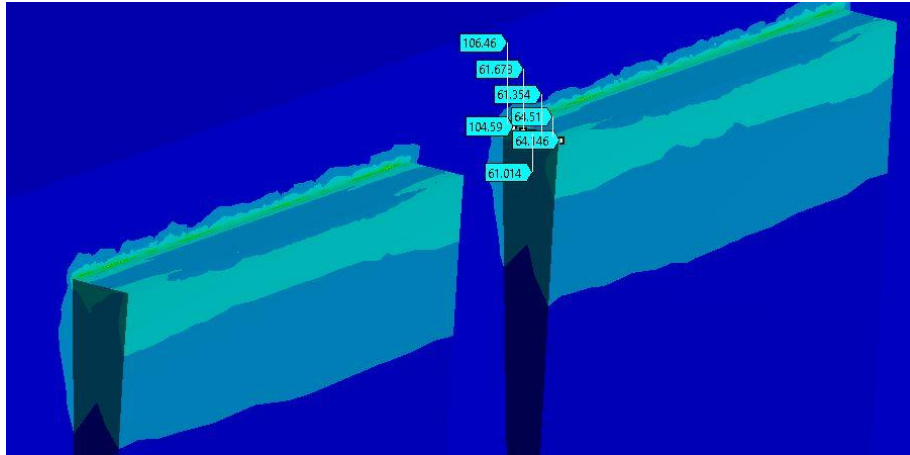




(a)



(b)



(c)

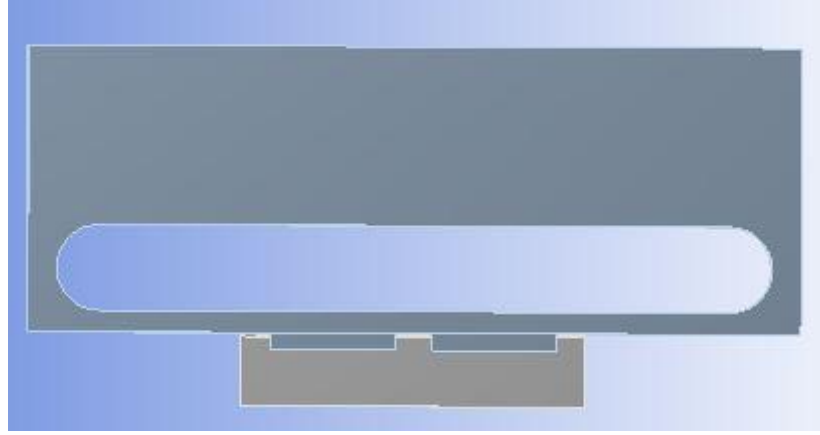
Şekil 9.63 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentiklerde oluşan gerilme yoğunluğu, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri.

Yapılan revizyonlar neticesinde çözüm yakınsamış ve sonuca ulaşmıştır. PEEK kafes maruz kaldığı yük altında güvenli olduğu (plastik deformasyona uğramadığı) tespit edilmiştir. Meydana gelen maksimum gerilme lokalde olmasına rağmen 115 Mpa dır. Maksimum gerinim ise 0.05 dir. (Şekil 9.63)

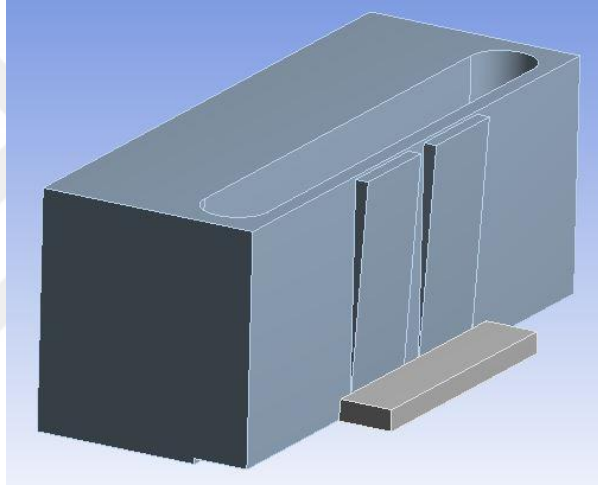
### **9.13 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 3, Konfigürasyon 2)**

Düğüm noktalarındaki gerilme dağılımlarına bakılmış ve sonucun doğrulamak için meydana gelen gerinim değerleri ile birlikte (Şekil 9.59)'deki PEEK gerilme-gerinim değerleri ile karşılaştırılmıştır. Geline bu noktada PEEK gövdenin deformasyona uğramadığı saptanmıştır. İkinci konfigürasyon için bu tasarım optimum olduğu tespit edilmiştir. Analiz çözümü 3 gün sürmüştür.

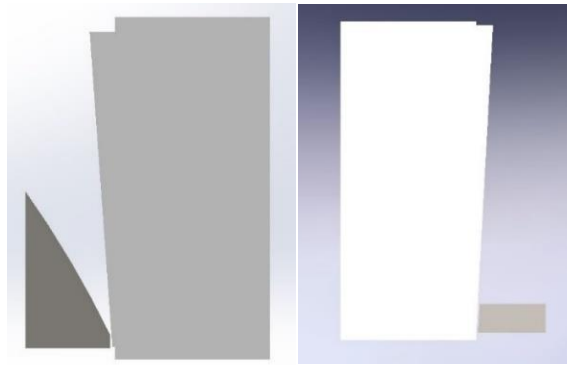
#### 9.14 CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 1)



(a)



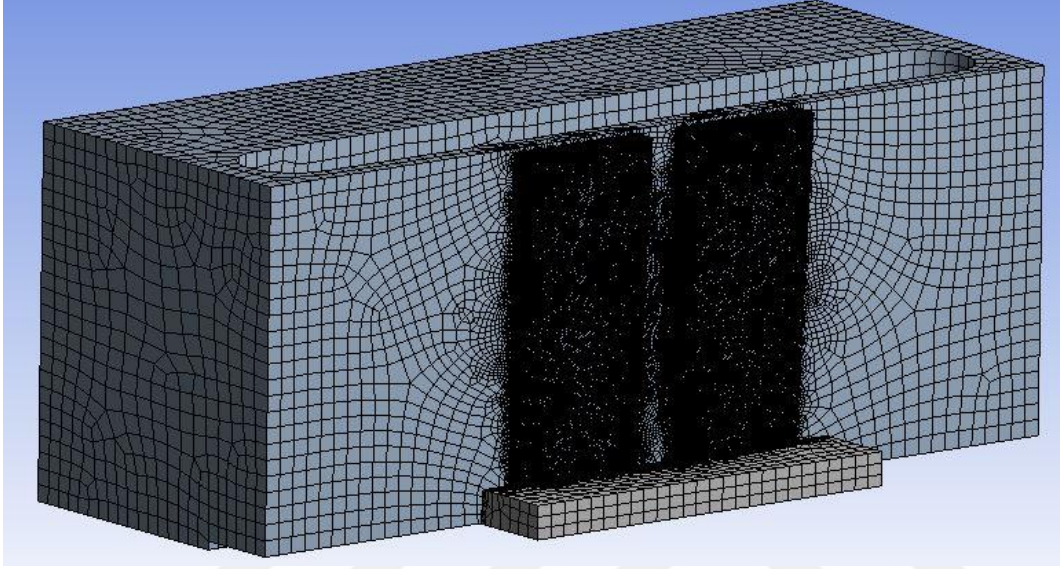
(b)



(c)

Şekil 9.64 : (a) Çentiklerin arkasına kanal açılmış parçanın üst görünüşü, (b) Çentiklerin arkasına kanal açılmış parçanın genel görünüşü, (c) Değişen temas yüzey alanı.

Yapılan revizyonda çentiklerin arkasına kanal açılarak titanyum alaşımı kubbenin z-eksenindeki hareketinde PEEK gövdede esneme meydana getirerek gerilmenin değerlerinin elastik deformasyon kısmında kalması planlanmıştır. Ayrıca iki malzeme arasındaki temas yüzey alanı artırılarak aynı şekilde meydana gelecek gerilmelerin azalması planlanmıştır. İlk durumda çizgisel bir temas mevcut iken ikinci durumda titanyum alaşımı kubbe çentikle aynı eğime sahiptir. (Şekil 9.64)

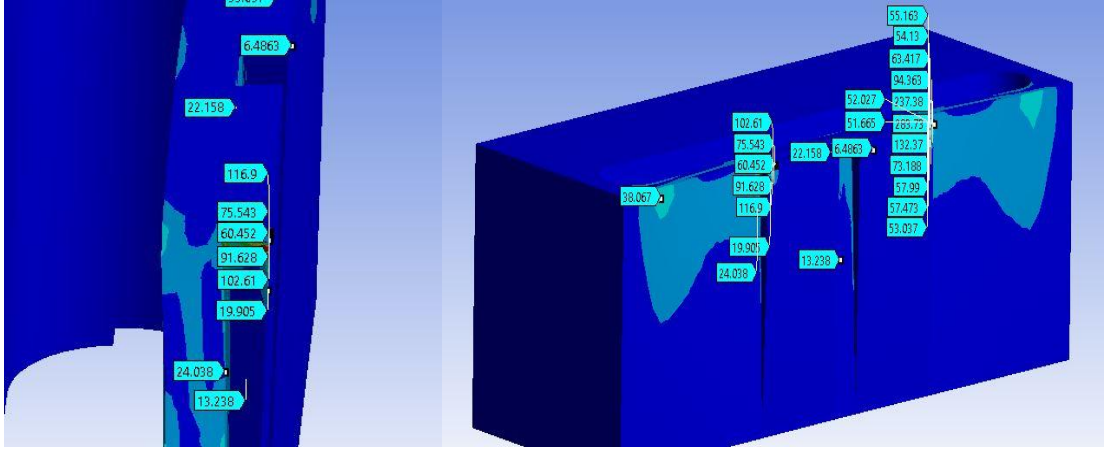


Şekil 9.65 : Ağ örgüsü görseli.

Temas yüzeyinde eleman boyutu 0.01 mm'ye kadar düşürülmüştür. (Şekil 9.66)

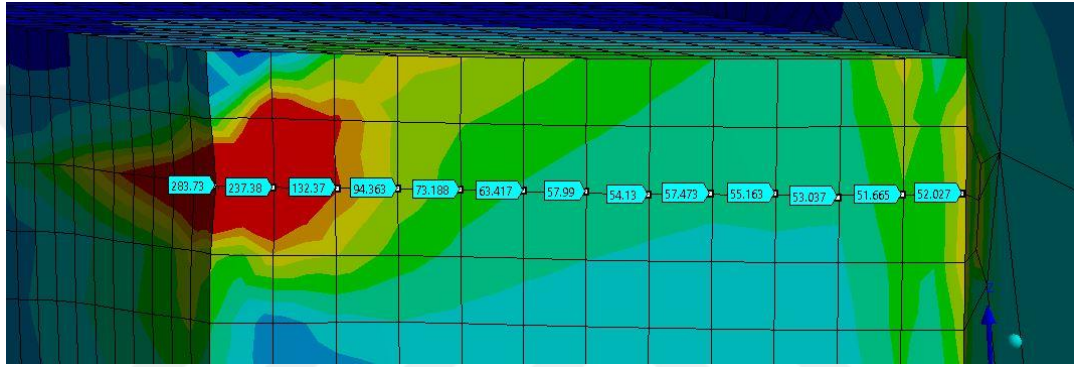
Nodes	1674411
Elements	480542

Şekil 9.66 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.

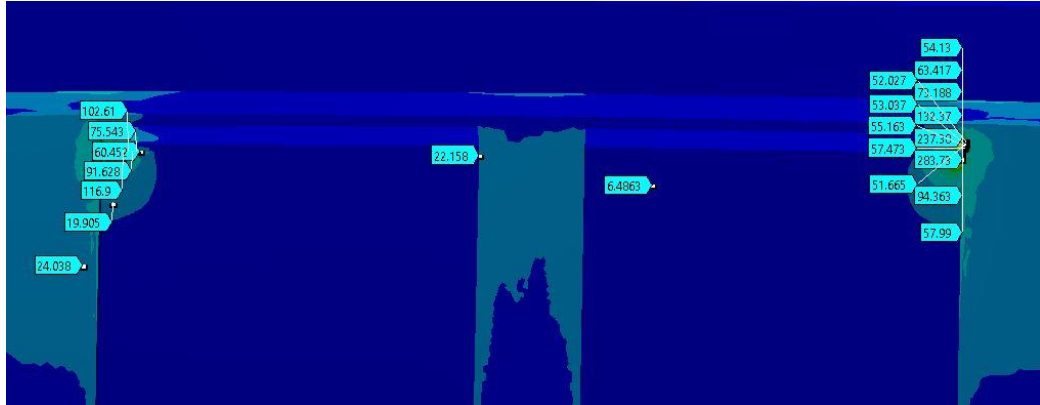


(a)

(b)



(c)



(d)

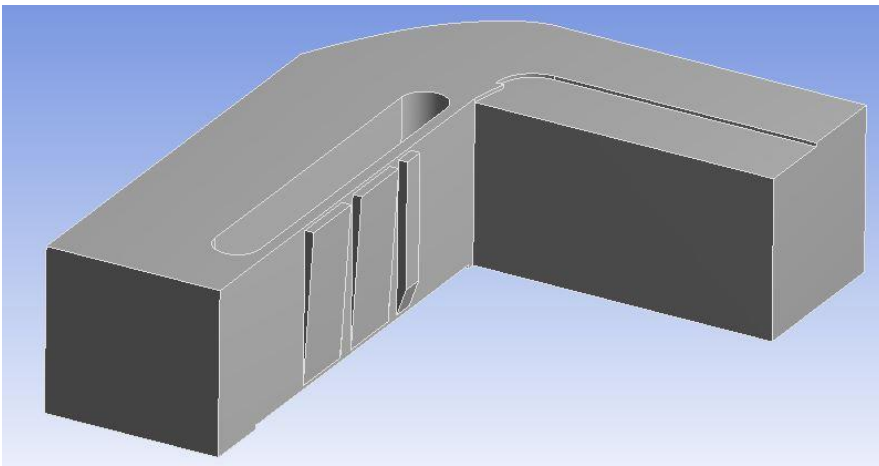
Şekil 9.67 : (a) Çözüm sonucu çentik etrafında oluşan gerilme yoğunluğu, (b) oluşan genel gerilme değerleri, (c) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri, (d) çentik kenarlarında oluşan gerilme yoğunluğu.

### 9.15 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 1)

Elde edilen çözümde maksimum gerilme değerinin ve yoğunluğunun azaldığı görülmektedir. Tasarımda yapılan son değişiklik çözüme yansımıştır. Çözümde maksimum gerilme 289.84 Mpa olarak saptanmasına karşın düğüm noktalarındaki gerilme değerlerine bakıldığında son iki düğüm noktasında ani artış görülmektedir. Bu analizde PEEK kafes için kritik gerilme değerlerinin 130-289.84 Mpa değerleri aralığında (plastik deformasyon bölgesi) olduğu söylenebilir. Bu aralık içerisinde kalan bölgeler incelendiğinde, gerilme yoğunluğunun titanyum alaşımı kubbe ile temas eden yüzeyin dış tarafında lokal olarak bulunduğu görülmektedir. Bundan dolayı lokalde görülen gerilmeler ihmal edilebilir. Sonuç olarak gelinen son durum birinci konfigürasyonda optimum tasarımı ifade etmektedir. Ayrıca daha önce titanyum alaşımı kubbenin z-ekseninde yükselmesi için gereken kuvvet 9.68 N olarak saptanmıştır. Değişen temas yüzey alanı ile birlikte bu değer 4.21 N'a düşmüştür. (Şekil 9.67) Analiz çözümü 9 gün sürmüştür.

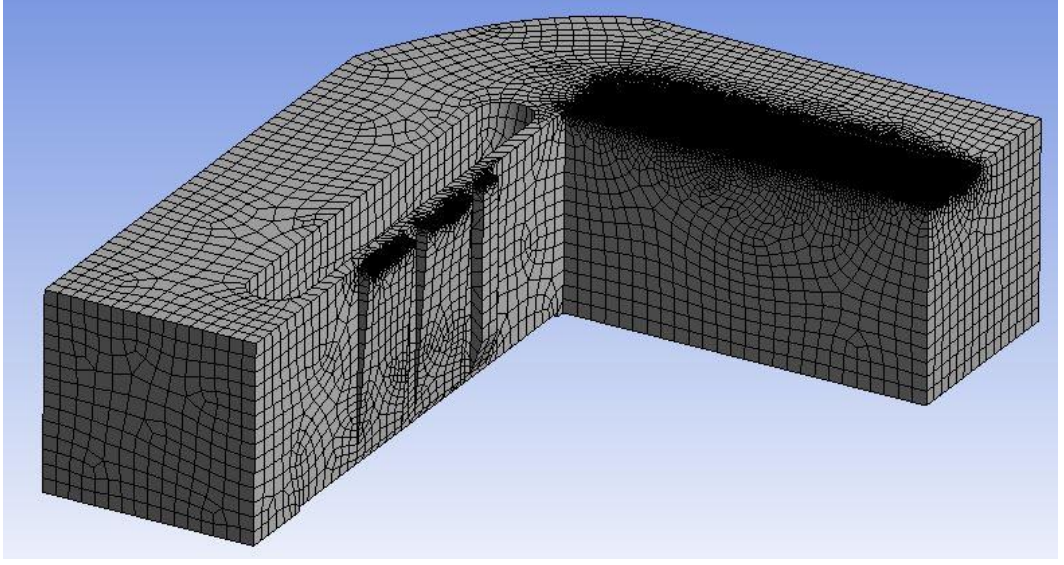
### 9.16 CAD Modelin Hazırlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2)

Çentiklerin arka kısmındaki kanalın ikinci konfigürasyona etkisini görmek için analiz adımlarının tekrarlanması gerekmektedir. (Şekil 9.68)



Şekil 9.68 : Analiz ön hazırlık görseli.



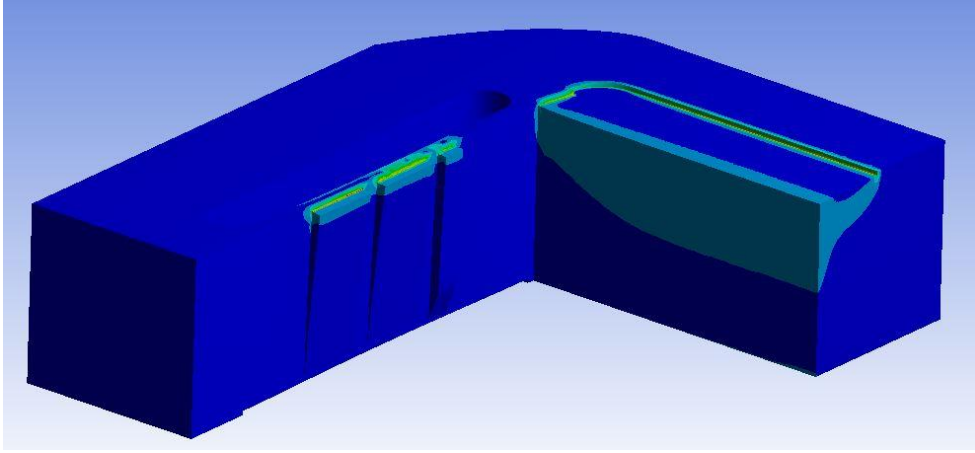


Şekil 9.69 : Ağ örgüsü görseli.

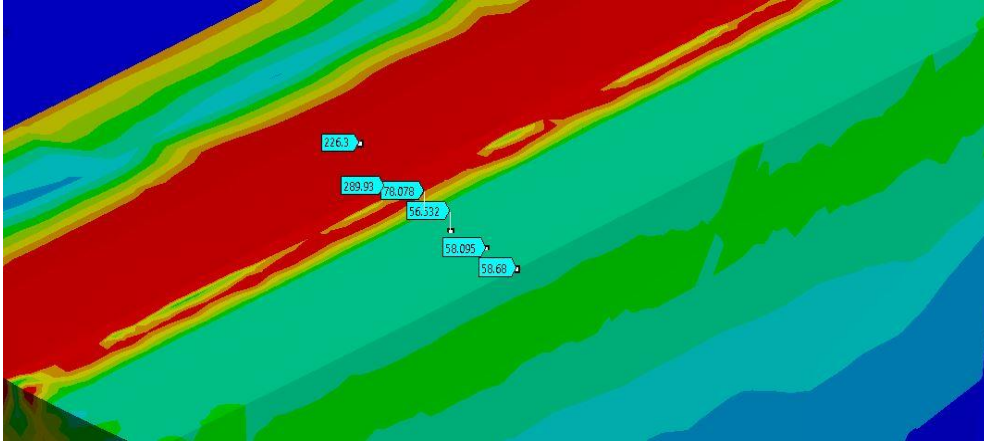
Temas yüzeylerinde ağ örgüsü yoğunluğu oluşturulmuştur. (Şekil 9.69 ,Şekil 9.70)

<input type="checkbox"/> Nodes	546337
<input type="checkbox"/> Elements	161541

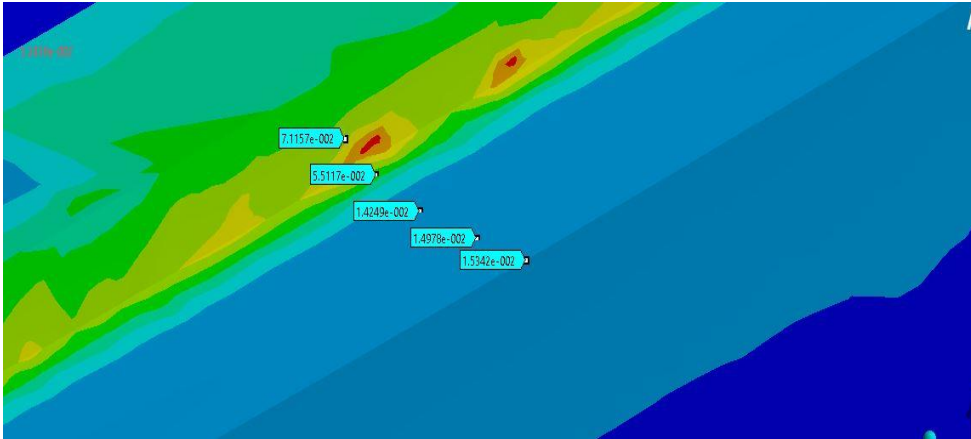
Şekil 9.70 : Ağ örgüsü eleman ve düğüm noktası sayıları.



(a)



(b)



(c)

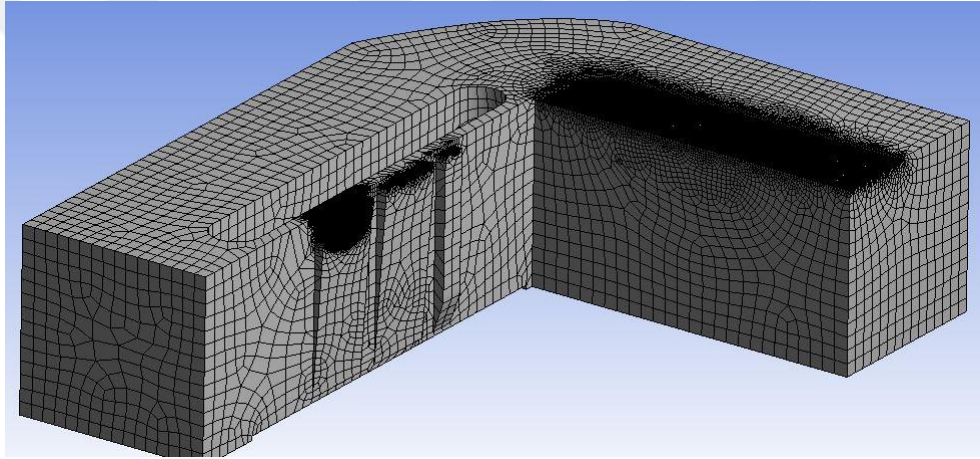
Şekil 9.71 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) çentik etrafında oluşan genel gerilme değerleri, (c) çentik etrafında oluşan gerinim değerleri.



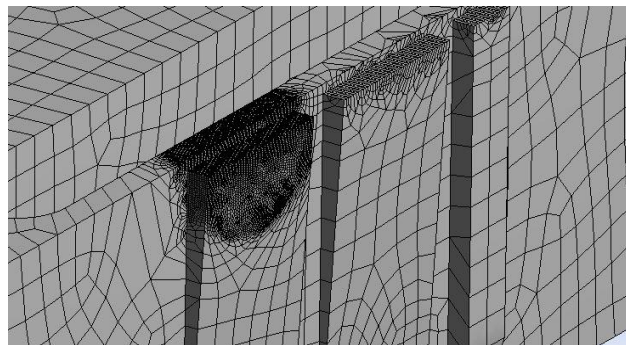
Çözümde maksimum gerilme değeri 289 Mpa dır. Fakat birinci konfigürasyonda olduğu gibi gerilme değerinde ani artış görülmüştür. Aynı bölgede meydana gelen gerinim değerlerine bakıldığında, PEEK gerilme-gerinim grafiğinde daha makul yerlerde olduğu görülmektedir. (Şekil 9.71)

### 9.17 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2)

Gerilme değerleri ağ örgü yapısının değiştiği bölgede ani artışlar göstermektedir. Gerinim değerlerine bakıldığı zaman ise sonuçlar uygundur. Yüksek gerilmeler yine lokalde oluşan yükler olabilir. Bunları daha iyi yorumlamak için bu bölgelerdeki ağ örgüsü yoğunluğunu artırıp çözüm adımlarını tekrarlamak gerekmektedir. Analiz çözümü 5 gün sürmüştür. (Şekil)



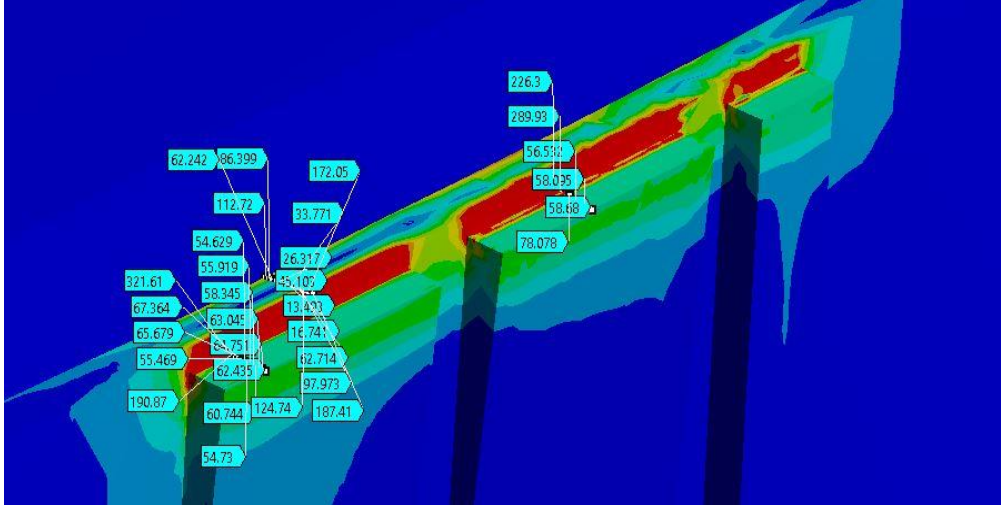
Şekil 9.72 : Genel ağ örgüsü görseli.



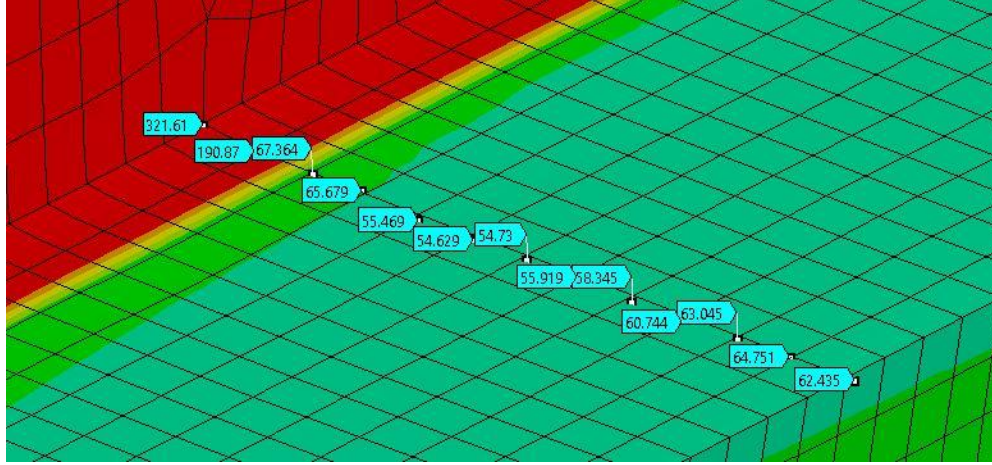
Şekil 9.73 : Çentik ağ örgüsü görseli.

<input type="checkbox"/> Nodes	780800
<input type="checkbox"/> Elements	228199

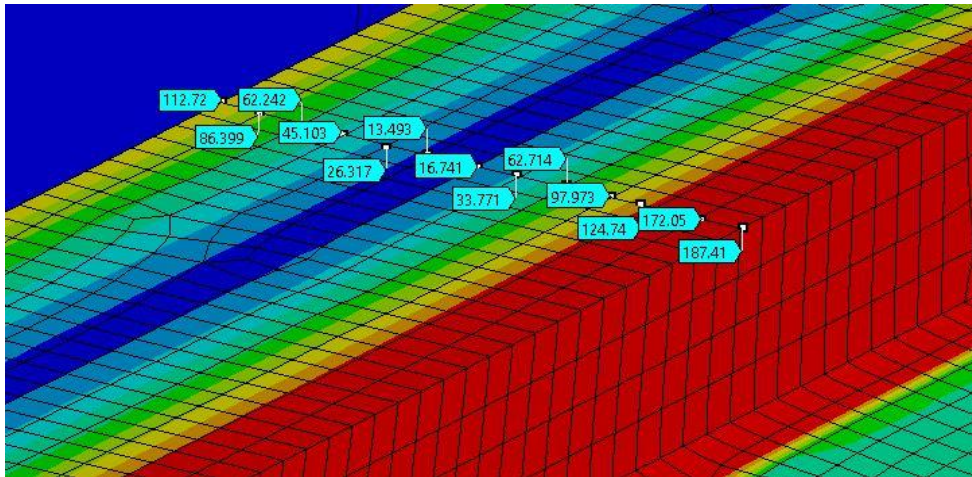
Şekil 9.74 : Eleman ve düğüm noktası sayıları.



(a)



(b)



(c)

Şekil 9.75 : (a) Çözüm sonucu oluşan gerilme yoğunluğu ve değerleri, (b) çentik yüzeyinde oluşan genel gerilme değerleri, (c) çentik yüzeyinin arkasında oluşan gerilme değerleri.

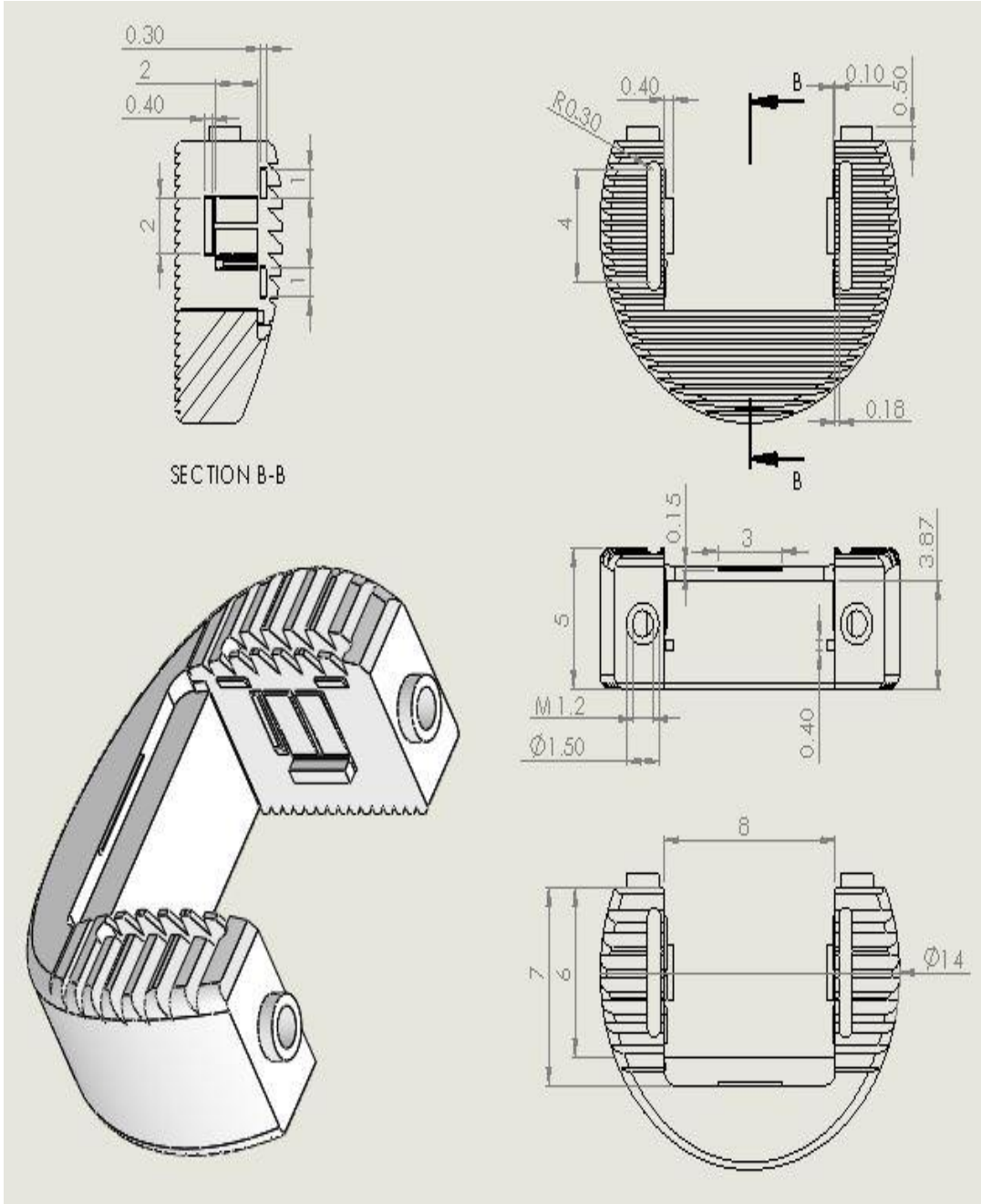
Gerilmenin yüksek olduğu bölgelerde eleman yoğunluğu artırıldığında, son iki düğüm noktasında ani gerilme değişimleri olduğu saptanmıştır. Bu analiz için kritik olan yük değeri 130-332 Mpa aralığındadır ve bu aralıkta olan bölge, çentik üzerindeki düz yüzeyde olan son iki eleman ile sınırlıdır. (Şekil 9.75)

### **9.18 Analiz Sonuçlarının Yorumlanması (İterasyon 4, Konfigürasyon 2)**

Çentik üzerinde son iki elemanda kalan bölge yine lokal olarak kabul edilebilir. PEEK kafesin iç yüzeyinde gerilme yoğunluğu olan bölge de ise analiz için tasarımda küçültmeye gidildiği için (normal şartlarda yüzey yukarı doğru devam etmektedir.) riskli bölgeye girdiği öngörülmektedir. Bu durumda iki konfigürasyon içinde, kinematik hareketin oluşturduğu yükler ve dış yükler altında optimum değerlere ulaşılmıştır. Bu sonuçlar doğrutusunda nihai tasarım oluşturulabilir. Analiz çözümü 6 gün sürmüştür.

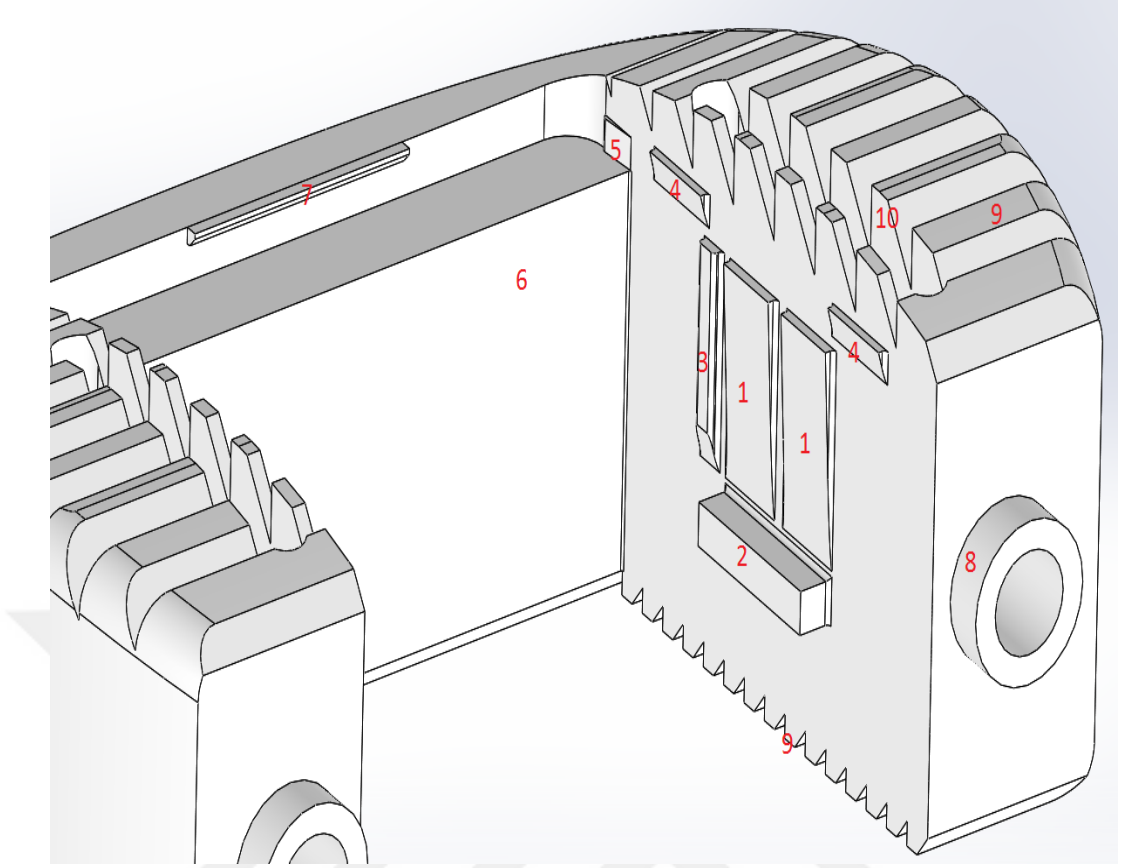
### **9.19 Optimum PEEK Kafes Tasarımı**

Yapılan çalışmalar neticesinde PEEK kafesin kinematiği sırasında iki konfigürasyonda da meydana gelecek gerilmeler-gerinimler saptanmış ve ürünün deformasyona uğramadan işlevini görebilecek şekilde tasarımı doğrulanmıştır. Bu veriler doğrutusunda parçaların imal edilebilirliği de göz önünde tutularak nihai tasarım oluşturulmuştur.



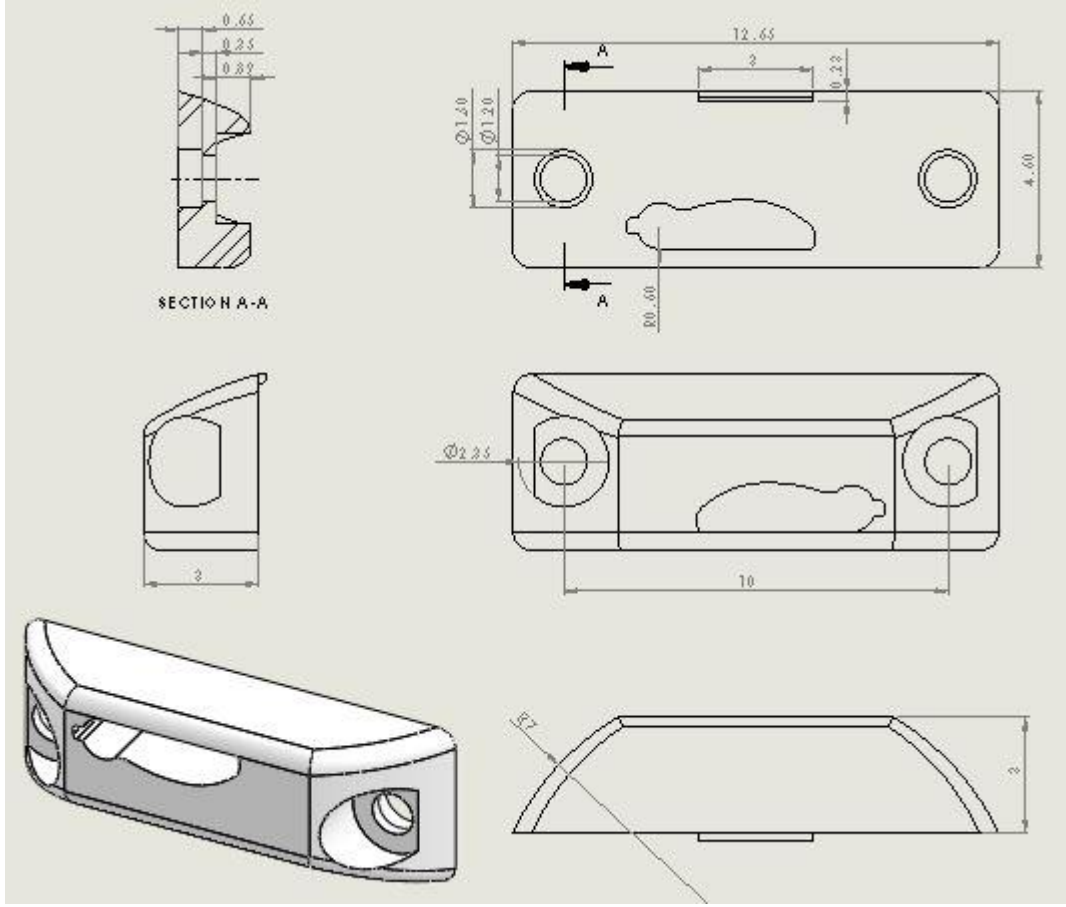
Şekil 9.76 : Optimum PEEK gövde tasarım ve ölçüleri.



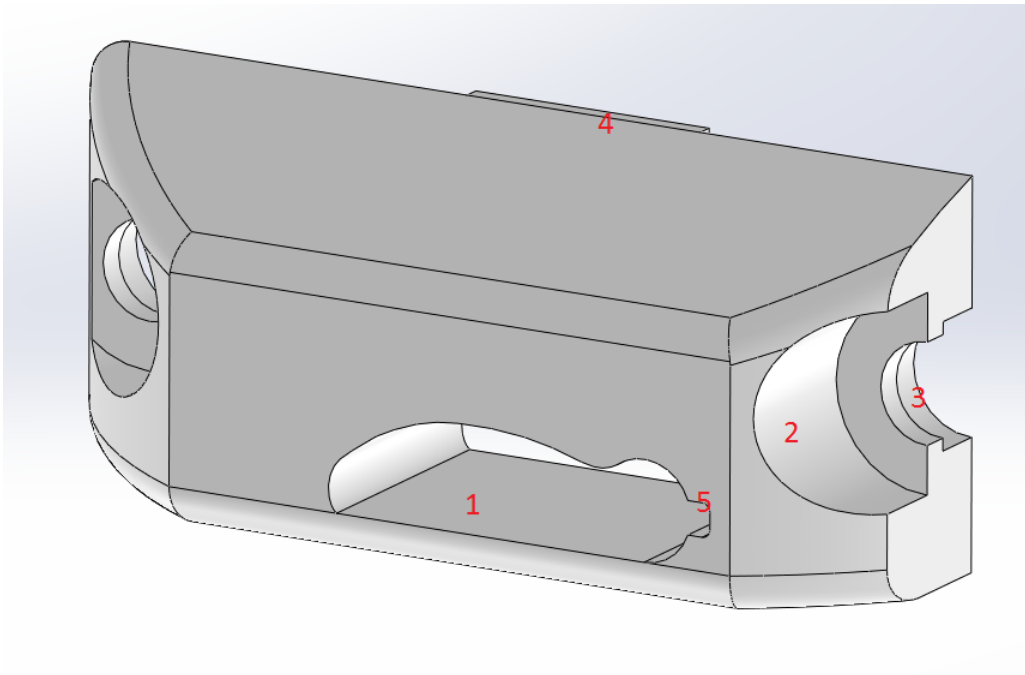


Şekil 9.77 : Optimum PEEK gövde parça tanımlamaları.

- 1- Çentikler.
- 2- Titanyum alaşımının birinci konfigürasyona başlamadan önce yerleştirildiği kısım.
- 3- Titanyum alaşımı z-ekseninde yükselirken yere göre paralelliğini sağlayacak guide.
- 4- Titanyum alaşımının çentikleri aşıttıktan sonra durmasını sağlayan stoperlar.
- 5- Titanyum alaşımının y-eksenindeki hareketinden sonra kitlenmesini sağlayan çentik.
- 6- İkinci konfigürastonda karşı yüke destek olacak kiriş.
- 7- Titanyum alaşımının son pozisyonunda z-ekseninde kitlenmesini sağlayan stoper.
- 8- PEEK kafese geçecek kapak hizalaması için fatura.
- 9- PEEK kafesin endplate'ye tutunmasını sağlayan yapı.
- 10- Çentiklerin x-ekseninde esnemesini sağlayan kanallar.

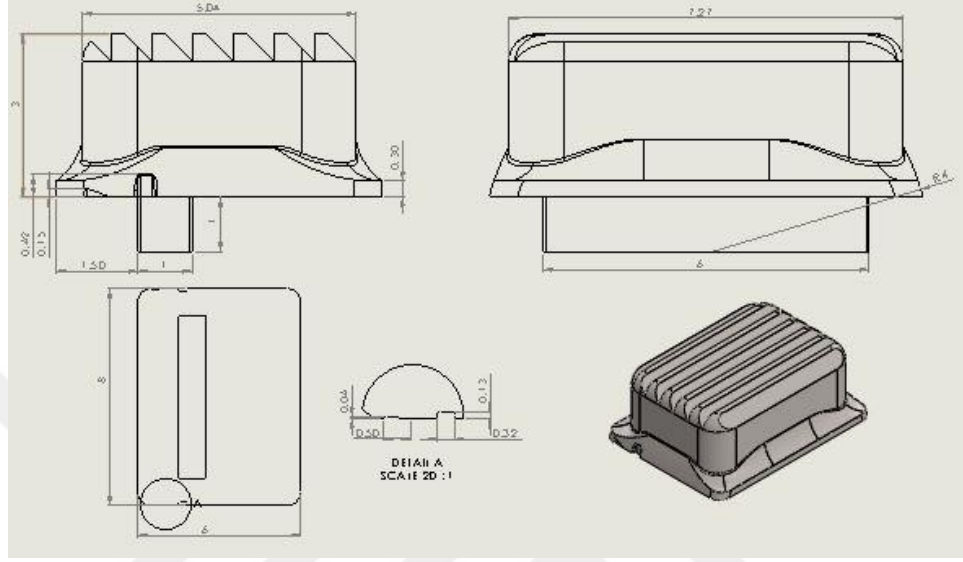


Şekil 9.78 : Optimum PEEK kapak tasarım ve ölçüleri.

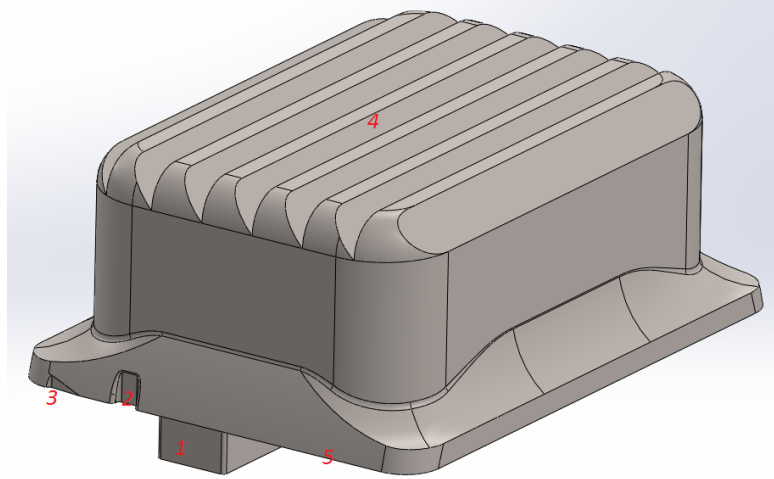


Şekil 9.79 : Optimum PEEK kapak parça tanımlamaları.

- 1- Titanyum alaşımını yükseltecek kamın giriş-çıkış kanalı.
- 2- Kapak ile gövdeyi birbirine tutturacak vida başı için yuva.
- 3- Kapağın gövdeye oturmasını sağlayacak yatak.
- 4- Titanyum alaşımının çentikleri aştıktan sonra durmasını sağlayan stoper.
- 5- Kam milinin pozisyonu için guide.

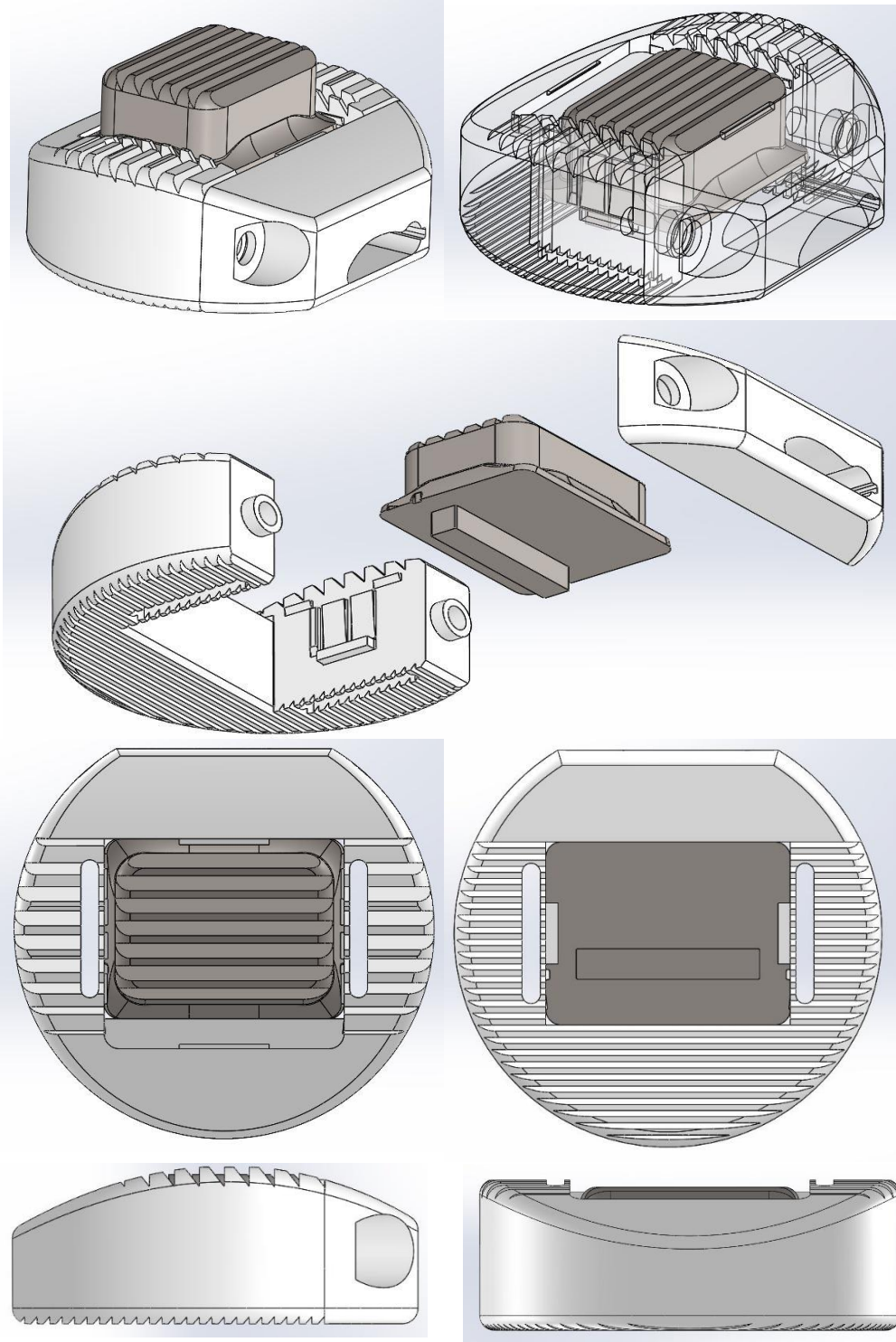


şekil 9.80 : Optimum titanyum alaşımı kubbe tasarım ve ölçüleri.



şekil 9.81 : Optimum titanyum alaşımı kubbe parça tanımlamaları.

- 1- Titanyum alaşımını y-ekseninde ilerletmek için duvar.
- 2- Titanyum alaşımı z-ekseninde yükselirken yere göre paralelliğini sağlayacak guide.
- 3- Titanyum alaşımının y-eksenindeki hareketinden sonra kitlenmesini sağlayan entik.
- 4- Titanyum alaşımının endplate'ye tutunmasını sağlayan yapı.
- 5- entiklerle bire bir örtüşme sağlayacak yüzey.



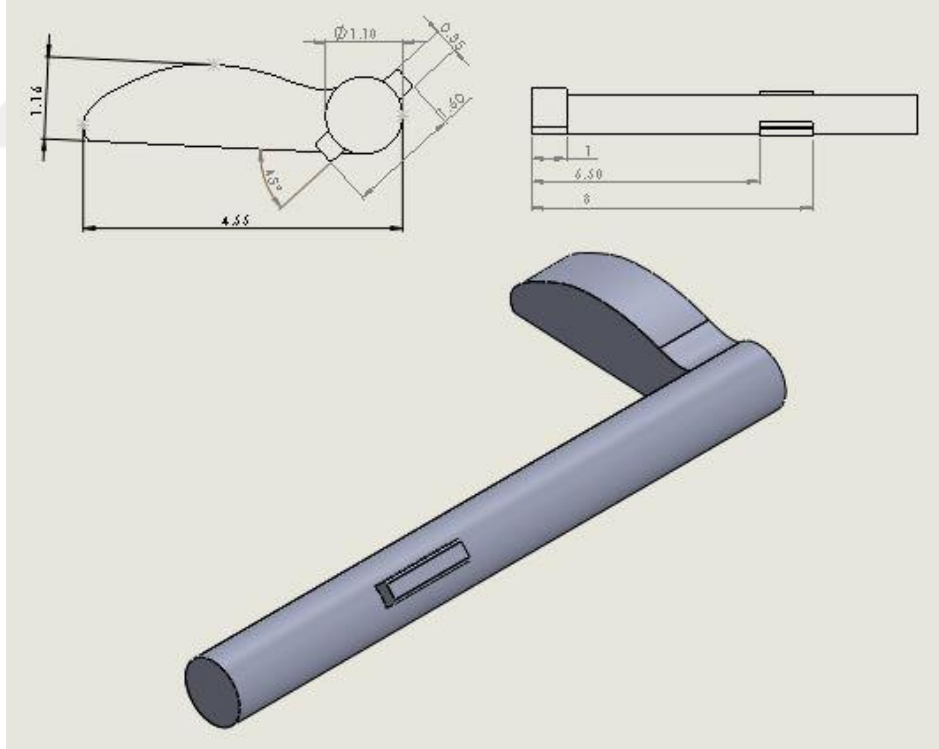
Şekil 9.82 : Optimum PEEK cage tasarım görselleri.



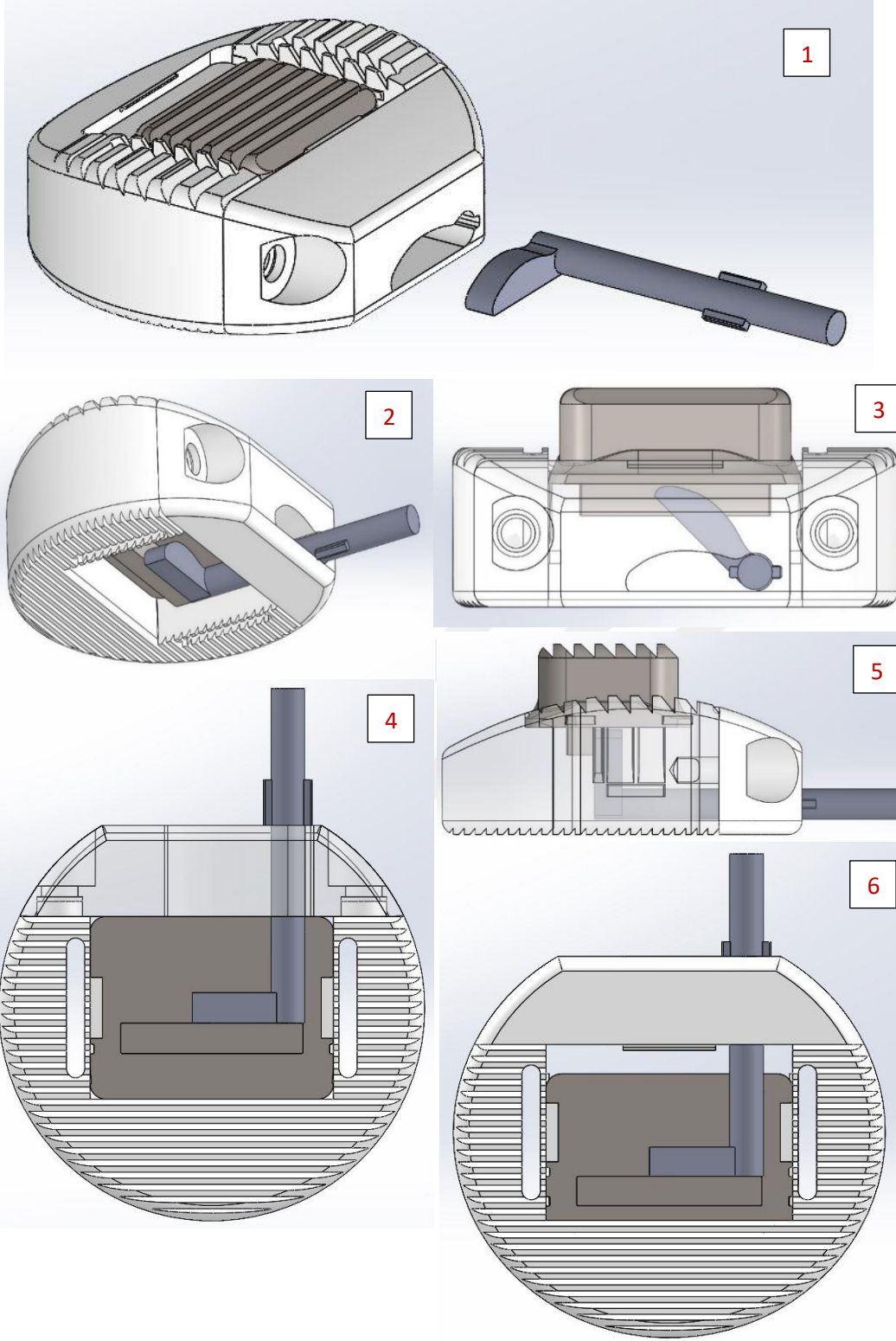
## 9.20 PEEK Kafesin İmplantasyonu Sırasında Kullanılacak Parçaların Tasarım ve Analizi

### 9.20.1 Kam mili el aleti tasarımı

Bu parçanın amacı; PEEK kafes omurların arasına yerleştirildikten sonra, PEEK kapaktan içeri girip y-ekseni etrafında 45° derece dönerek titanyum alaşımı kubbenin z-ekseninde 2 mm yükselmesini sağlamaktır. Tasarlanacak olan kam için dikkat edilecek husus, kamın dönmeye başladığında titanyum alaşımı kubbenin alt yüzeyinin orta noktasına temas etmesi ve yükselme devam ederken orta noktaya temas etmeyi sürdürmesidir. Bu sayede titanyum alaşımı kubbe dengeli bir şekilde yükselmesini sürdürebilecektir. Bir diğer önemli husus ise kamın titanyum alaşımı kubbeyi yükseltmesi sırasında meydana gelecek yüke dayanabilecek tasarımda olmasıdır. Kamın malzemesinin insan vücudu ile de uyumlu olan paslanmaz çelik kullanılması planlanmaktadır.



Şekil 9.83 : Kam tasarımı ve ölçüleri.

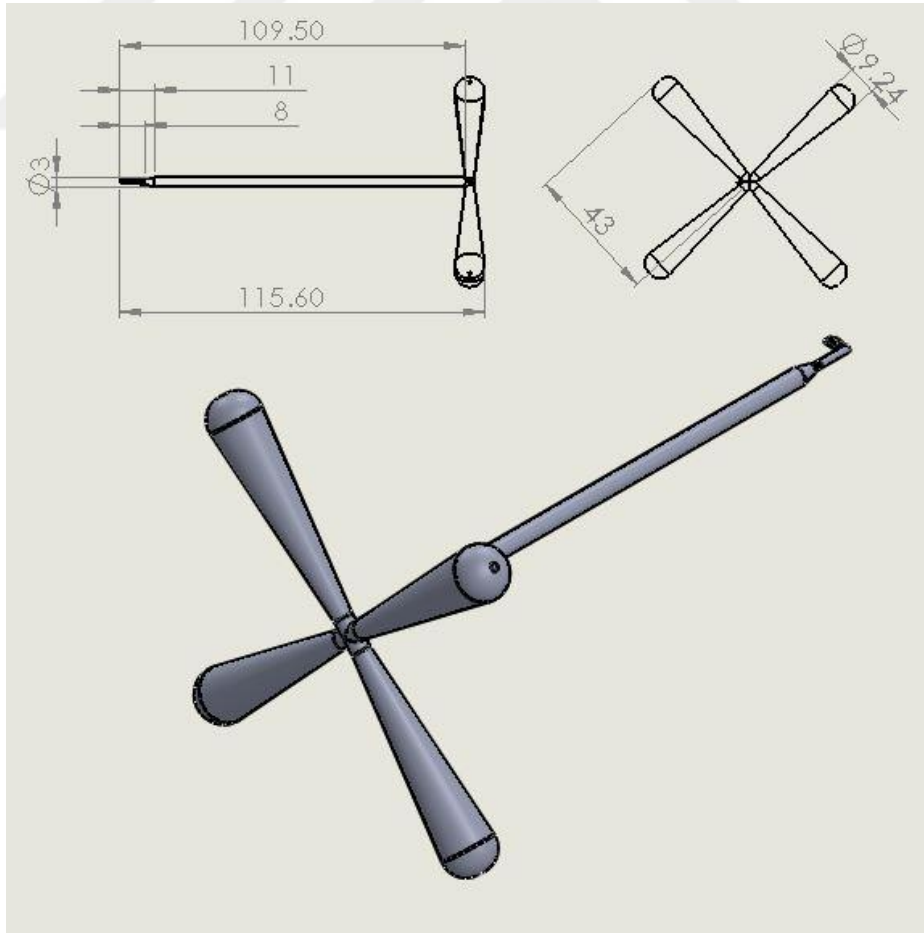


Şekil 9.84 : Kam tasarımı çalışma kinematığı ve tanımlama görselleri.

Kam çalışma kinematiği adımları görseller kullanılarak gösterilmiştir. (Şekil 9.85)

Bu metodolojide;

- 1- Kam, PEEK kapaktan geçen pozisyonda ilerletilir.
- 2- Kam milinin üzerindeki kamalar kapağa dayandığı anda kamda titanyum alaşımı kubbenin alt çıkıntısına dayanır ve yolunu tamamlamış olur.
- 3- Kam mil merkezinden döndürülerek titanyum alaşımı kubbenin yükselmesi sağlanır ve çentikleri aştığı anda stoperlere dayanarak durur.
- 4- Titanyum alaşımı kubbenin geldiği pozisyonun alttan görünüşü gösterilmiştir. Kubbenin pozisyonu sadece z-ekseninde değişmiştir.
- 5- Bu konumda kam milinin üzerindeki kamalar kama yuvalarına girecek konuma gelmiştir ve y-ekseninde 1 mm lik ilerleme sağlanarak titanyum alaşımı kubbenin son pozisyonunu alması sağlanmıştır.
- 6- Titanyum alaşımı kubbenin son pozisyonunun alttan görünümü.



Şekil 9.85 : Kam mili el aleti tasarım ve ölçüleri.

### 9.20.2 Kam mili el aleti analizi

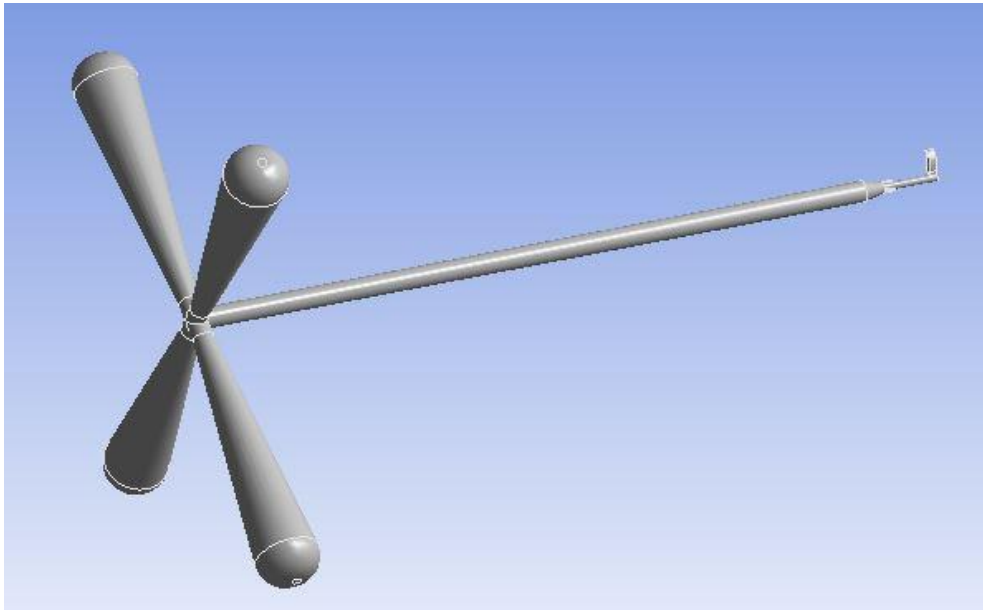
Daha önce yapılan analiz çalışmalarında titanyum alaşımı kubbenin z-ekseninde yükselmesi için gereken minimum kuvvetin 4.21 N olduğu saptanmıştı. İmplantasyon sırasında hastanın omurları üzerinde yük olmamasına karşın titanyum alaşımı kubbenin omurları açarken ekstra yüklerle maruz kalacağı ön görülmektedir. Bundan dolayı analizde bu değer 20 N alınacaktır. Kam mili el aleti için kullanılacak malzeme paslanmaz çeliktir ve mekanik özellikleri çizelgedeki gibidir. (Çizelge 9.2)

Çizelge 9.2 : Paslanmaz çelik malzeme özellikleri [84].

	Elastisite Modülü (Gpa)	Poisson Oranı	Bükülme Mukavemeti (Mpa)	Yoğunluk (kg/m <sup>3</sup> )
<b>Paslanmaz Çelik</b>	197	0.283	862-938	4600

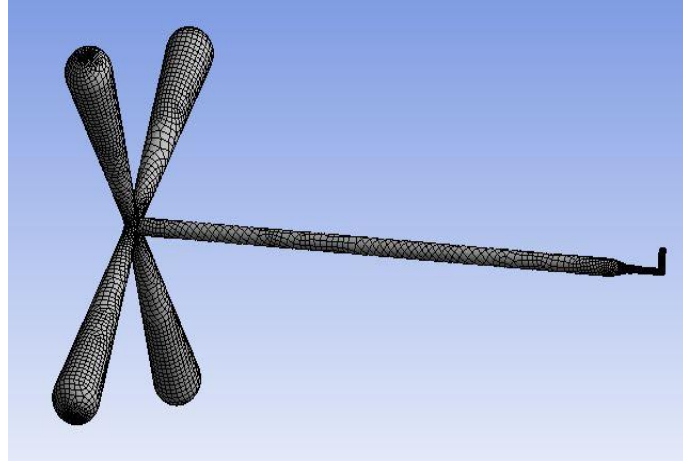
Bu analizde malzeme bükülmeye (flexural) maruz kalacağı için, oluşan gerilmeler bükülme mukavemetine ile karşılaştırılacaktır.

Daha önceki analizler için oluşturulan akış şeması bu analiz içinde kullanılacaktır.

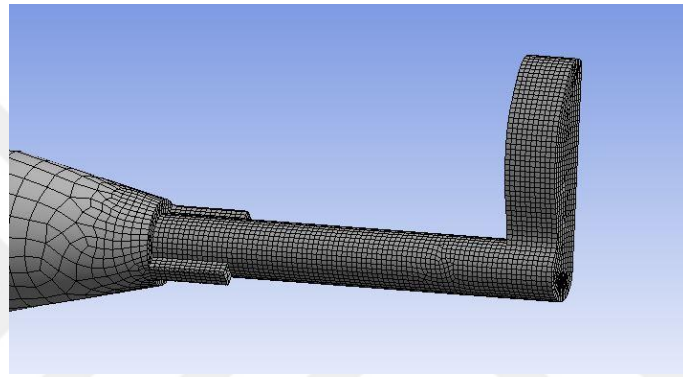


Şekil 9.86 : Analiz ön hazırlık görseli.

CAD data analiz ortamına alınıp malzeme tanımlanması yapılmıştır. (Şekil 9.87)



(a)



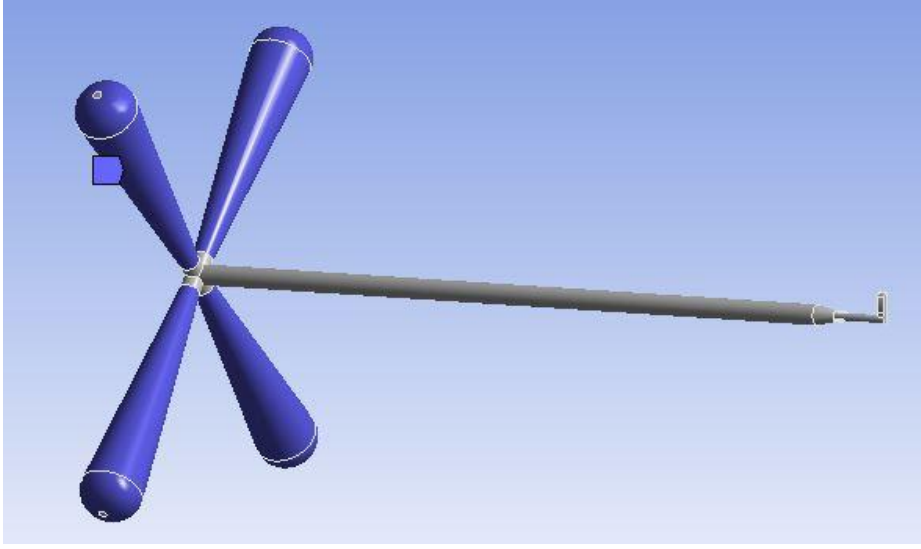
(b)

Şekil 9.87 : (a) Genel ağ örgüsü görseli, (b) kam mili ağ örgüsü görseli

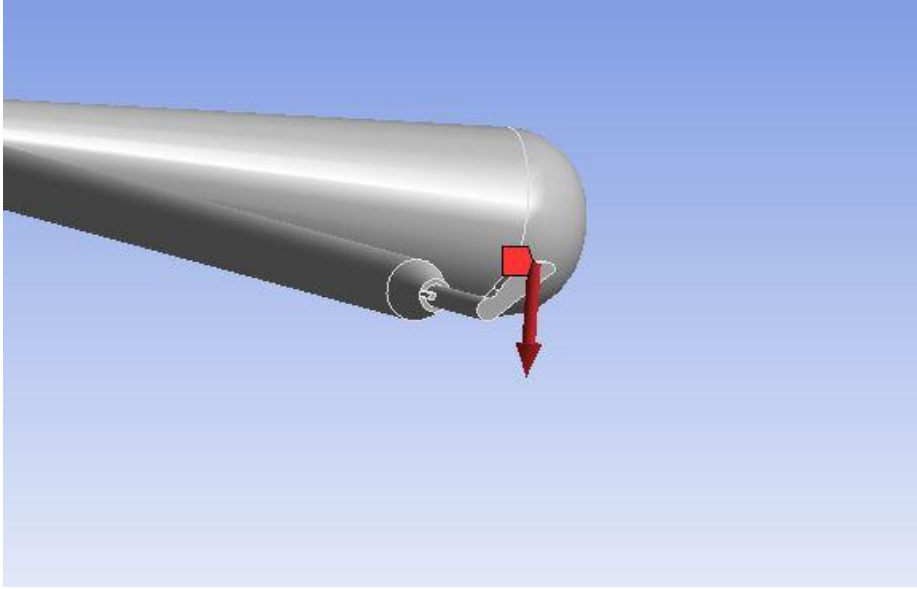
<input type="checkbox"/> Nodes	219295
<input type="checkbox"/> Elements	63739

Şekil 9.88 : Eleman ve düğüm noktası sayısı.

Analiz için ağ örgüsü metodu olarak Hex Dominant seçilmiş ve gerilmenin yüksek olacağı ön görülen bölgelerde eleman yoğunlu artırılmış ve eleman boyutu düşürülmüştür. En küçük eleman boyutu 0.1 mm dir. (Şekil 9.88)

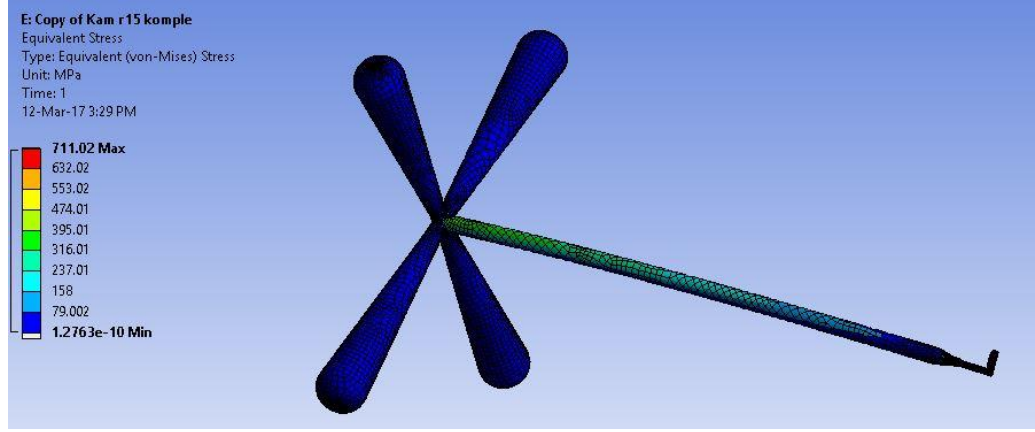


Şekil 9.89 : Sabitleme görseli.

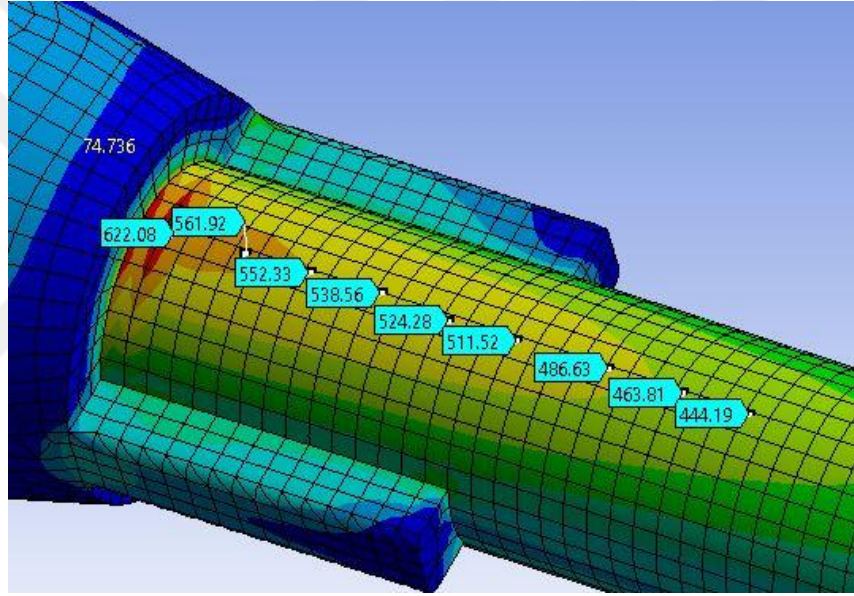


Şekil 9.90 : Kuvvet uygulama görseli.

Kamın ucuna gelecek kuvvet için en kötü senaryo düşünülmüş ve kamın yere göre doğrusallığı  $45^\circ$  iken 20 N yük uygulanmıştır. Kam milini döndürmede kullanılacak olan kollarda da cisim sabitlenmiştir. (Şekil 9.89, Şekil 9.90)



(a)



(b)

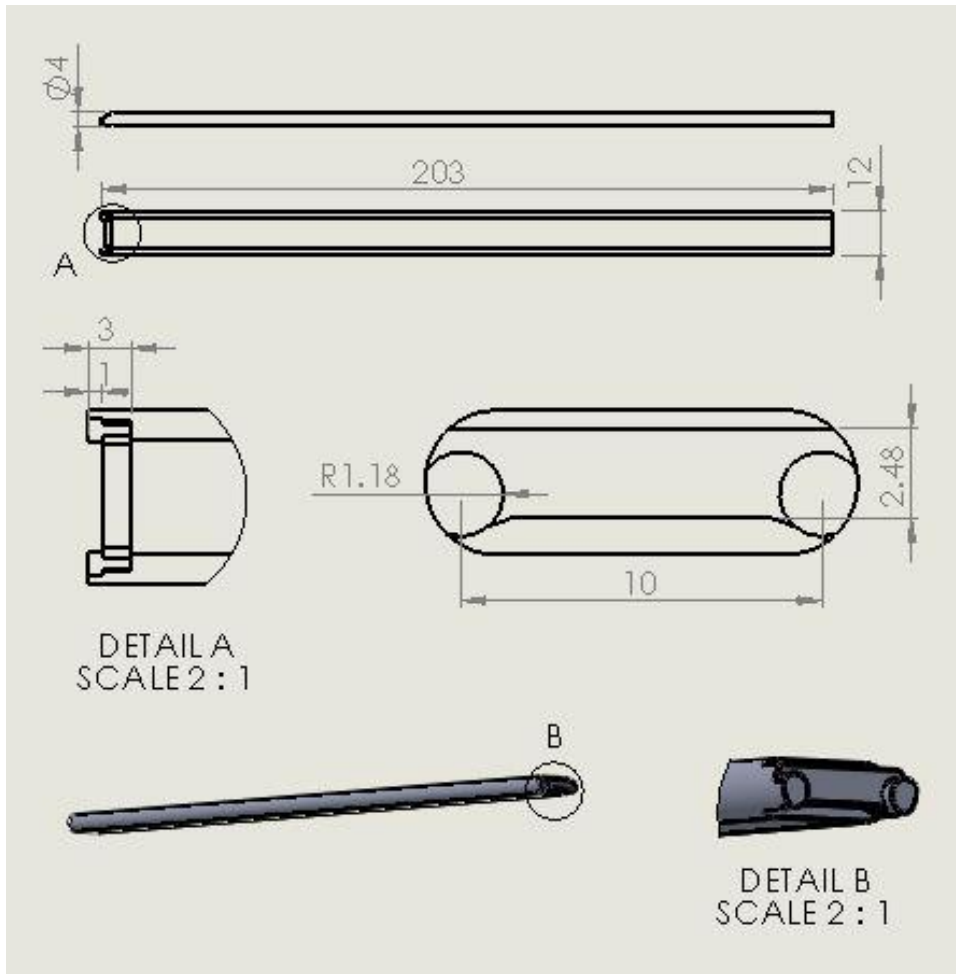
Şekil 9.91 : (a) Analiz sonucu oluşan gerilme yoğunluğu, (b) düğüm noktalarında oluşan gerilme değerleri.

Analiz neticesinde maksimum gerilmenin 711.02 Mpa olduğu saptanmıştır. Bu değer paslanmaz çeliğin bükülme mukavemet değerinden düşük olduğu için bu yükleme koşullarında bu tasarımın güvenli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. (Çizelge 9.91)



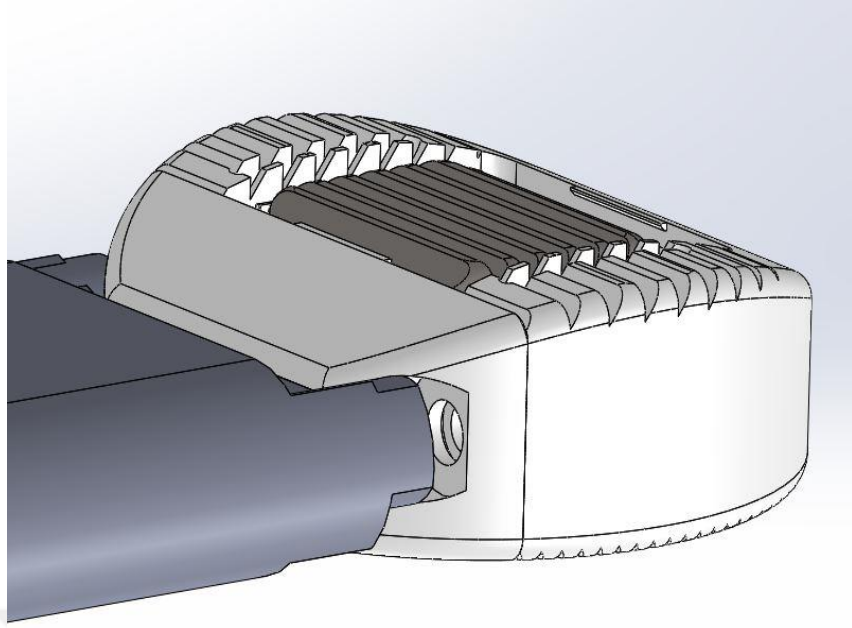
## 9.21 Çakma el aleti tasarımı

Endplate ölçüleri belirlenirken, yerleştirilecek olan PEEK kafesten mikron mertebelerinde de olsa küçük seçilir. Bu sayede PEEK kafes iki omur arasına sıkı geçmiş olur ve yerinden çıkma ihtimali düşürülür. Fakat bu işlemi gerçekleştirirken darbe kuvvetine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu da yardımcı bir el aletiyle sağlanır.

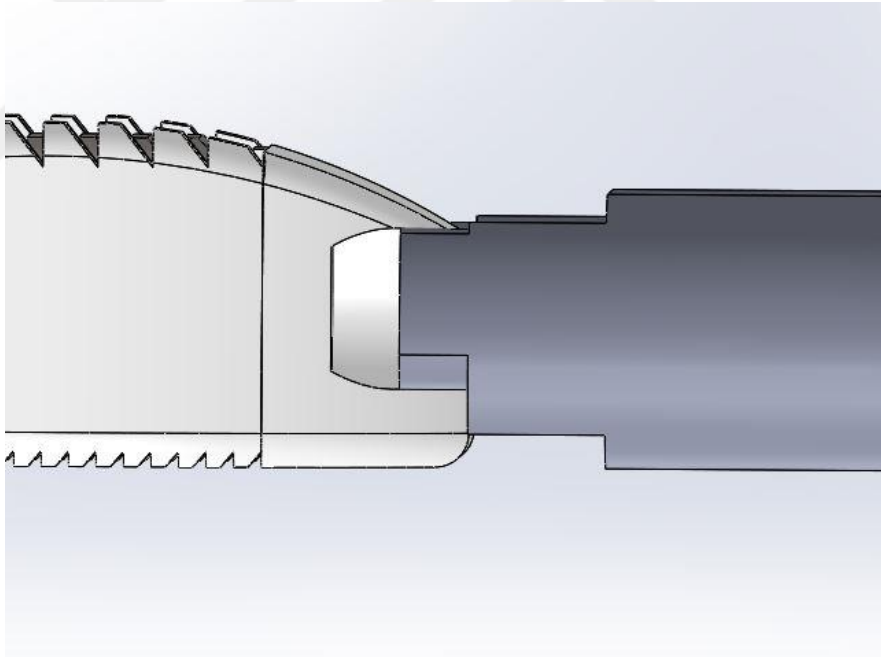


Şekil 9.92 : Çakma el aleti tasarım ve ölçüleri.





Şekil 9.93 : Çakma el aleti tasarım ve kullanımı perspektif görseli.



Şekil 9.94 : Çakma el aleti tasarım ve kullanımı görünüşü.

PEEK kafes kapağının vida başı yuvası referans olarak kullanılarak PEEK kafesin tutulması sağlanır. (Şekil 9.94) Çakma el aletinin ön yüzeyi PEEK kapak yüzeyi ile tam örtüştüğü için yüksek temas alanı sağlanır. Bu sayede darbe PEEK kapağa iletir. (Şekil 9.94)



## 10. SONUÇLAR VE İLERİDE YAPILABİLECEK ÇALIŞMALAR

Bu yüksek lisans tezi kapsamında, PEEK (Poly ether ether ketone) malzemedeki gövde ve kapak, titanyum alaşımından (Ti4Al6V) kubbe geliştirilmiştir. Bu uygulamada titanyum alaşımı kubbe, gövde ile kapak arasına yerleştirilerek implantasyona hazır hale getirilir. Omurlar arasına yerleştirilen PEEK kafes genişleyerek omurlar arasındaki açıklığın optimum seviyesine gelmesini sağlar. Bu kinematik sırasında meydana gelen yükler hesaplanarak tasarımda optimum ölçülere ulaşılmış böylelikle uygulama ve sonrasında kullanım güvenliği sağlanmıştır. Geliştirilen ürünün implantasyonunda kullanılacak yardımcı el aletleri de benzer bir yöntemle geliştirilmiş ve güvenli kullanımı doğrulanmıştır.

Bu tez kapsamında yapılan çalışmalara ek olarak;

- Titanyum alaşımı kubbenin end-plate' ye tutunmasını artırmak için farklı tasarımlar geliştirilebilir.
- PEEK kafes gövde için farklı çaplarda uygulamalar geliştirilebilir.
- Ürünün yerinden çıkarılması gerektiği durumlar için tasarımda değişiklikler yapılabilir.
- Omurganın servikal bölgesinde sınırlı kalınmayıp diğer bölgeler içinde ürünler geliştirilebilir.
- İmal edilebilirlik açısından malzeme işlevini kaybetmeyecek biçimde basitleştirilebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] **Augustus A. White III, Manahar M. Punjabi.** Clinical Biomechanics of the Spine, JB Lippincott Company, 2nd edition, Philadelphia, Pennsylvania, 1990
- [2] **Susan J. Hall, Basic Biomechanics, McGraw-Hill.** 6th edition, New Yorke, 2012
- [3] **Çaylı S, Korfalı E, Zileli M.** Omurilik ve Omurga Anatomisi, Temel Nöroşirüji. Ankara Türk Nöroşirüji Derneği Yayınları, 2010
- [4] **Arıncı K, Elhan A.** Anatomi, Ankara: Güneş Kitabevi, 1997
- [5] **Netter FH.**  
The Netter Collection of Medical Illustrations Nervous System, New Yorke: Elsevier Saunders, 2007
- [6] **Snell RS (Çeviri: M. Yıldırım).** Klinik Anatomi, İstanbul: Nobel Kitabevleri, 1997
- [7] **Çobanoğlu S, Hamamcioğlu M.K, Kılınçer C, Hiçdönmez T, Şimşek O, Özsüer H.** Beyin-Omurilik-Sinir Cerrahisi Dersleri. İstanbul: Nobel Kitabevleri, 2002
- [8] **Beadle O.** The intervertebral discs: Observation on their normal and morbid anatomy in relation to certain spinal deformities. M.R.C. Spec Rep Ser (Lond) 1931; 161: 1-79
- [9] **Hashizume H.** Three dimensional architecture and development of lumbar intervertebral disc. Okayama Acte Med 1980; 34: 301-14
- [10] **Taylor TKF, Glosch P, Bushell GR.** The contribution of the intervertebral disc to the scoliotic deformity. *Clin Orthop* 1981; 156: 79-90
- [11] **Rabischong P, Louis, Vegraud J, Massacre C.** The intervertebral disc. *Anat Clin* 1978; 1: 55-64
- [12] **Keyes DC, Compere FL.** The normal pathophysiology of the nucleus pulposus of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 1932; 14: 897-938

- [13] **Crock HV, Goldwasser M.** Anatomic studies of the circulation in the region of the vertebral end plate in adult greyhounds. *Spine* 1984; 9: 702-6
- [14] **Buckwalter JA, Maynard JA, Cooper RR.** Sheathing of collagen fibrils in human IVD. *J Anat* 1978; 125: 615-18
- [15] **Pavlova MN, Pogozhwa TI.** Structural and functional characteristics of the IVD of infants in the first year of life. *Arkh Anat Histiol Embriol* 1980; 79: 91-8
- [16] **Kazarian L.** Injuries to the human spinal column: Biomechanics and injury classification. *Exerc Sport Sci Rev* 1981; 9:297-352
- [17] **Armstrong J.** Lumbar Disc Lesions. Edinburgh: ES Livingstone 1958
- [18] **Nachenson A, Elfstrom G.** Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand J Rehab Med* 1970; 1(Suppl): 1-40
- [19] **Walmsley R.** The development and growth of the intervertebral disc. *Edin Med J* 1953; 60: 341-63
- [20] **Smith R.** The intervertebral disc. *Br J Surg* 1951; 18: 358-75
- [21] **Hansen H.** A pathologico-anatomical study on disc degeneration in dog. *Acta Orthop Scand* 1952; 1 (Suppl) : 1-117
- [22] **De Palma AF, Rothman RH.** The Intervertebral Disc. Philadelphia: WB Saunders, 1970 26-30
- [23] **Van den Hooff A.** Histological age changes in the annulus fibrosus of the human intervertebral disc. *Gerontologia* 1964; 9: 136-49
- [24] **Yang KH King IA.** Mechanism of facet load transmission as a hypothesis of low-back pain. *Spine* 1984; 9: 557-65
- [25] **Yamada H.** Strength of Biological Materials. Huntington, N.Y., R.E. Krieger, 1973; 297.
- [26] **Lin H, Liu Y, Adams K.** Mechanical response of the lumbar intervertebral joint under physiological (complex) loading. *Am J Bone Joint Surg* 1978; 60: 41-55.
- [27] **Inoue H.** Three dimensional observations os collagen framework of intervertebralvdisc in rats, dogs and humans. *Arch Histol Jpn* 1973; 36: 39-56

- [28] **Takeda T.** Three dimensional observation of collagen framework of human lumbar disc. *J Jpn Orthop Assoc* 1975; 49: 47-75
- [29] **Inman VT, Saunders JB.** Anatomicophysiological aspects of injuries to the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 1947; 29: 461
- [30] **Hendry N.** The hydration of the nucleus pulposus and its relation to intervertebral disc dearangement. *Br J Bone Joint Surg* 1958; 40: 132-44
- [31] **Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, Wells RV, Kaus H.** The effect of torsion of the lumbar intervertebral joints: The role of torsion in the production of disc degeneration. *Am J Bone Joint Surg* 1970; 52: 468-97
- [32] **Hirsch CS.** The reaction of IVD to compressive forces. *Am J Bone Joint Surg* 1955; 37: 1188-92
- [33] **Rayhinstein VH, Ovseychik JG.** Functinal state of the intervertebral lumbar disc in rapid dynamic vertical loads. *Ortop Travmatol Protez* 1984; 8: 26-9
- [34] **Adams MA, Hutton WC.** The effect of posture on the fluid content of the lumbar IVD. *Spine* 1983; 8(6): 665-71
- [35] **Adams M, Hutton WC.** The effect of posture on the lumbar spine. *Br J Bone Joint Surg* 1985; 67: 625-29
- [36] **Kraemer J, Kolditz D, Gowin R.** Water and electrolyte content of human IVD under variable load. *Spine* 1985; 10: 69-71
- [37] **Kazarian L.** Creep charasteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 1975; 6: 3-18
- [38] **Leventhal MR.** Fractures, Dislocation and Fracture-Dislocation of Spine. In: Canale TS(Ed.) *Campbell's Operative Orthopaedics*. 10th ed. Philadelphia: Mosby Co. 2003.p.1569-71, 1597-1604
- [39] **Naderi S.** Omurga Biyomekaniği – Servikal Omurlar, Kranyoservikal Bileşke. Zileli M, Özer AF (Editörler). *Omurilik ve Omurga Cerrahisinde*. Cilt 1,2. Baskı. İzmir; 2002. S. 161-9
- [40] [http://en.wikipedia.org/wiki/Sagittal\\_plane](http://en.wikipedia.org/wiki/Sagittal_plane) Erişim tarihi: 10.11.2016, 17:30
- [41] **Arıncı,** Elhan Colomna vertebralis 1995
- [42] **O'laoire SA, Thomas DGT:** Spinal cord compression due to prolapse of

cervical intervertebral disc (herniation of nucleus pulposus) Treatment in 26 cases by discectomy without bone graft. *J Neurosurg* 59:847-853, 1983

- [43] **Jackson, BL, et all.** Chiropratic biophysics lateral cervical fim analysis reliability. *J Manipulative Physiol Ther*, 1993. 16(6) P:384-91
- [44] **Robertson JT:** Anterior removal of cervical disc without fusion. *Clin Neurosurg* 20:259-261, 1973
- [45] **Hayashi N, Lee H, Weinstein JN:** The source of pain in the spine. In Bridwell KH, De Wald RL ed The Texbook of Spinal Surgery, second edition, Vol:2, Philadelphia, Lipincott Raven Publishers: 1503-151,1997.
- [46] **Denis J. Diangelo, PH.D., Kevin T. Foley, M.D., Brian R. Morrow, B.SC., John S. Schwab, M.SC., Jung Song, PH.D., John W. German, M.D., and Eve Blair, B.SC.** In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant Department of Biomedical Engineering, University of Tennessee Health Science Center; and Image Guided Surgical Research Center, Memphis, Tennessee
- [47] **Murat Şirikçi.** Servikal Dejeneratif Disk Hastalığı Vakalarında Uyguladığımız Servikal Disk Artroplastisinin Klinik ve Radyolojik Orta Dönem Sonuçları, İstanbul, 2011
- [48] **Kadri Burak Ethemöğlu.** Servikal Disk Henrilerinde Anterior Servikal Diskektomi ve Anterior Servikal Diskektomi ile Enstrümantasyon Uygulanan Hastaların Uzun Dönem Sonuçlarının Röntgenografik Olarak Karşılaştırılması, İstanbul, 2009
- [49] **Herkowitz HN, Kurz LT, Overholt DP:** Surgical management of cervical disc disease. In: Rothman RH; Simeone FA (ed): The spine Philedelphia, WB Saunders Company. Third edition, pp: 597-6088,1992
- [50] **Bringham CD, Tsahakis PJ:** Anterior cervical foraminotomy and fusion. Surgical technique and results. *Spine* Apr 1; 20(7): 766-770, 1995
- [51] **Dickerman R. D. , Reynolds A. S. , Morgan B.** PEEK cage filled with bone morphogenic protein and demineralized bone matrix in anterior cervical discectomy and fusion, 2008, 32(5), p. 717.
- [52] **Medtronic.** PEEK Prevail Cervical Interbody Device, 2011, Philadelphia
- [53] **Young B.** FDA clears SpineNet's Cervical Cage, 2012

- [54] **Guardian Spine.** GS Medical Products, 2013 [Online]. Available:  
<http://www.guardianspine.co.uk/pages/bakery/anyplus-cervical-peek-cage-84.php> Erişim Tarihi: 21.02.2017, 11.21
- [55] **Innesis.** PEEK Cervical Cage, 2012 [Online]. Available:  
[http://www.bkmeditech.com/upload/catalogue\\_file/32f5e32ad465c315c183020164d0f6ed.pdf](http://www.bkmeditech.com/upload/catalogue_file/32f5e32ad465c315c183020164d0f6ed.pdf) Erişim Tarihi: 21.02.2017, 13.47
- [56] **Mikron Makina.** MSFX Mikron Cage System, 2013 [Online]. Available:  
<http://www.mikronmakina.com/wp-content/uploads/mikron.pdf>  
Erişim Tarihi: 21.02.2017, 15.39
- [57] **Medical Expo.** Medical Device Exhibition, 2017, [Online]. Available:  
<http://www.medicalexpo.com/prod/rd-medical/product-108012-713044.html> Erişim Tarihi: 22.02.2017, 10.21
- [58] **Meditech.** Expandable Cervical Device, 2016, [Online]. Available:  
<http://www.meditechimplant.com/expandable-cervical-device-s114.html> Erişim Tarihi: 22.02.2017, 12.56
- [59] **Artofiks.** Servikal PEEK Kafes, 2014, [Online]. Available:  
[http://www.artofiks.com/index.pth?route=product/product&product\\_id=660](http://www.artofiks.com/index.pth?route=product/product&product_id=660) Erişim Tarihi: 22.02.2017, 16.56
- [60] **Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J.** Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clinical Biomechanics* 22(1):59-66,2006.
- [61] **Maurer P, Holweg S, Schubert J.** Finite-element-analysis of different screw-diameters in sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 27(6):365-372, 1999.
- [62] **Baran NM.** Finite Element Analysis on Microcomputers, McGraw Hill, Ins., 27-60, 1988
- [63] **Ulm C, Solar P, Blahaut R.** Reduction of The Compact and Cancellous Bone Substances of The Edentulous Mandible Caused By Resorbition, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 74, 131-136, 1992
- [64] **Kavsaoglu AE.** Sonlu elemanlar stress analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1968.
- [65] **Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U.** Bone loading pattern



around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio maxillofac Surg* 29(2): 100-105, 2001.

- [66] **Bathe KJ, Wilson LE, Peterson EF.** SAP IV-A Structural Analysis Program for Static and Dinamic Response of Lineer Systems. College of Engineering, University of California: 6-54, 1973
- [67] **Sonugelen M, Artunç C.** Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi, 2002
- [68] **Rho JY, Ashman RB, Turner CH.** Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 26(2): 111-119, 1993
- [69] **Balathoğlu A.** Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, 2000.
- [70] **İnan M.** Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı. 6.Baskı, Yayın No:25,12-342, 1988
- [71] **Tosun T.** Serbest sonlanan alt çenelerde pit-easy, bio-oss implantları üzerinde yapılan implant-implant destekli ve implant diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul,1997.
- [72] **Bueche F.** Principles of Physics, 3rd Ed. McGrow-Hill, USA, 1977.
- [73] **James AM, Lord MP.** Macmillan's Chemical and Phsical Data, Macmillan, London, UK, 1992.
- [74] **Gaye Kaplan.** Esnek Mekanizmaların Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, 2013
- [75] **Liu GR, Quek SS.** Finite Element Method a Practical Course, Elsevier Science Ltd. ISBN 0 7506 5866 5, 1-71 s. 2003
- [76] **ANSYS-Mechanical-Nonlineer** 13.0 1st-edition, 2010, Aralık, Ansys, Inc. Lectures, Chapter 00-09
- [77] **MatWeb.** Material Property Data, Overview of materials for Polyetheretherketone, Unreinforced, 2017, [Online]. Available:

<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=2164cacaabcde4391a596640d553b2ebe> Erişim Tarihi: 04.03.2017, 14:57

- [78] **MatWeb.** Material Property Data, Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), STA, 2017, [Online]. Available: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=b350a789eda946c6b86a3e4d3c577b39> Erişim Tarihi: 04.03.2017, 14:58
- [79] **Miguel Sampaioa , Mihaela Buciumeanub , Bruno Henriquesa , Filipe S. Silvaa , Ju´ lio C.M. Souzaa,c,n , Jose´ R. Gomesa.** Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4V structures, *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials* 54 (2016) 123–130
- [80] **CAE Associates.** How To Make Sure Your Contact Elements Hit The Target, 2017, [Online]. Available: <https://caeai.com/blog/how-make-sure-your-contact-elements-hit-target> Erişim Tarihi: 04.03.2017, 17:58
- [81] **International Organization for Standardization.** ISO 18192-1. Implants for surgery – Wear of total intervertebral spinal disc prostheses – Part 1: Loading and displacement parameters for wear testing and corresponding environmental conditions for test, 2008 (ISO, Geneva, Switzerland)
- [82] **CAE Associates.** CFD Meshing with ANSYS Workbench, 2013, [Online]. Available: [https://caeai.com/sites/default/files/CFD\\_Meshing\\_CAE\\_A.pdf](https://caeai.com/sites/default/files/CFD_Meshing_CAE_A.pdf) Erişim Tarihi: 05.03.2017, 16:41
- [83] **Ana Maria Diez-Pascual, Gerardo Martinez, Maria Teresa Martinez and Marian Angeles Gomez.** Novel nanocomposites reinforced with hydroxylated poly(ether ether ketone) – grafted carbon nanotubes, 2010, 8247-8256
- [84] **MatWeb.** Material Property Data, Overview of materials for Stainless Steel, 2017, [Online]. Available: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=71396e57ff5940b791ece120e4d563e0&ckck=1> Erişim Tarihi: 12.03.2017, 15:46
- [85] **Stephen J. Ferguson, Judith M. A. Visser and Anne Polikeit.** The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications : experimental and finite-element analysis, 2006, 15(2) : 149-156
- [86] **Jan-Helge Klingler, Marie T. Krüger, Ronen Sircar, Evangelos Kogias,**

**Christoph Scholz, Florian Volz, Christian Scheiwe, and Ulrich Hubbe.** PEEK Cages versus PMMA Spacers in Anterior Cervical Discectomy: Comparison of Fusion, Subsidence, Sagittal Alignment, and Clinical Outcome with a Minimum 1-Year Follow-Up, 2014

- [87] **BBRAUN.** Anterior Cervical Interbody Fusion System, Aesculap Cespace Titanium/PEEK, 2011, [Online]. Available: [http://www.bbraun.no/documents/Products/CeSpace\\_Titanium\\_PEK\\_11.11.pdf](http://www.bbraun.no/documents/Products/CeSpace_Titanium_PEK_11.11.pdf) Erişim Tarihi: 18.03.2017, 14.44
- [88] **Stryker.** AVS Anchor-C Cervical Cage System Surgical Technique, 2011, [Online]. Available: [http://www.stryker.com/en-us/gsdamretirement/index.htmstellent/groups/public/documents/web\\_content/147567.pdf](http://www.stryker.com/en-us/gsdamretirement/index.htmstellent/groups/public/documents/web_content/147567.pdf) Erişim Tarihi: 18.03.2017, 14.45
- [89] **Ana María Díez-Pascual, Gerardo Martínez, María Teresa Martínezb and Marián Angeles Gómeza.** Novel nanocomposites reinforced with hydroxylated poly(ether ether ketone)-grafted carbon nanotubes, 2010, 20, 8247-8256



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Sercan Keskintaş  
**Uyruğu** : T.C.  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Amasya, 04.10.1986  
**E-posta** : [s.secankeskinatas@gmail.com](mailto:s.secankeskinatas@gmail.com)

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2012, ESOĞÜ, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2017, TOBB ETÜ, Makine Mühendisliği

### MESLEKİ DENEYİM:

Yıl	Yer	Görev
2011-2012	Eskişehir Jans Sanayi	Tasarım ve İmalat Mühendisi
2012-2014	PCS Motor Test Sistemleri	Mekanik Tasarım Takım Lideri
2014-	Ulusoy Elektrik	Ar-Ge Takım Lideri
2015	TOBB ETÜ	Araştırma Burslu

### TEZDEN ÜRETİLEN YAYINLAR:

- **Keskintaş, S., Demir, T.** Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Optimum Genişleyebilir Servikal PEEK Cage Tasarımı, 2. Uluslararası Mühendislik Mimarlık ve Tasarım Kongresi, KOCAELİ, 2017