

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

**DİZ ALTI PROTEZ MODELLEME STATİK VE DİMANMİK
ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Burak DUMAN
(201192091064)**

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Semiha BULUT

**SİVAS
KASIM 2016**

Burak DUMAN'nın hazırladığı ve “**DİZ ALTI PROTEZ MODELLEME STATİK VE DİMANMİK ANALİZİ**” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Yrd.Doç. Dr. Semiha BULUT**
Cumhuriyet Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Yrd.Doç.. Dr. Semiha BULUT**

Yrd.Doç.. Dr. Aydın DEMİR

Yrd.Doç.. Dr. A.Mutalip ŞAHİNASLAN.....
İnönü Üniversitesi

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından **YÜKSEK LİSANS** olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. İdris ZORLUTUNA
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

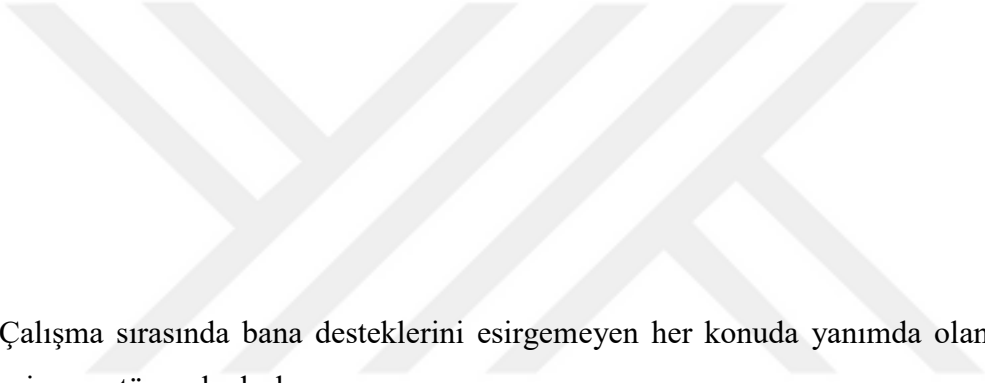
Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 20.08.2015 tarihli ve 7 sayılı kararı ile kabul edilen Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırlanmıştır.





Bütün hakları saklıdır.
Kaynak göstermek koşuluyla alıntı ve gönderme yapılabilir.

© Burak DUMAN, 2016



Çalışma sırasında bana desteklerini esirgemeyen her konuda yanımda olan aileme,
eşime ve tüm arkadaşlarıma ...

ETİK

Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- ✓ Bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- ✓ Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- ✓ Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere, bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu ve atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- ✓ Bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ✓ Tezin herhangi bir bölümünü, Cumhuriyet Üniversitesi veya bir başka üniversitede, bir başka tez çalışması olarak sunmadığımı; beyan ederim.

25/11/2016

Burak DUMAN

KATKI BELİRTME VE TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans Eğitiminin her aşamasında bilgi ve deneyimlerinden sürekli yararlandığım, yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Semiha BULUT'a çok teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında bana destek olan eşime ve aileme teşekkürlerimi sunarım.



ÖZET

DİZ ALTI PROTEZ MODELLEME STATİK VE DİNAMİK ANALİZ

Burak DUMAN

Yüksek Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Semiha BULUT

2016, 95+xvi sayfa

Alt Protez çalışmasında kullanılan malzemeler ve uygulanan yeni tasarım sayesinde protezin dayanımı ve absorbe yeteneği artırılmıştır. Tasarlanan ayak, yay görevini yay elemanı sayesinde üstlenmiş olup, normal insanın alt topuğunun yaptığı esnemeye yakın bir esneme yaparak konforlu sağlamıştır. Mekanik kısmı için ise malzeme olarak tamamen alüminyum seçilmiştir. Salınım hareketleri esnasında mekanik kısmında bulunan supap ve yaylar absorbe yeteneği kazandırmış olup hareketin, ne hızlı nede çok yavaş oluşmasını engelleyerek ideal bir salınım sağlamaktadır. İçerikte bulunan bu çalışmada yapılan analizler 90 kg ağırlığındaki bir insan göz önüne alınarak yapılmıştır. Modelleme için Solidworks, statik analiz için ANSYS ve dinamik analiz için ise MATLAB SimMechanic programlarından yararlanılmıştır.

Anahtar kelimeler: Diz Alt Protez, Alt Protez Statik Analiz, Yürüme Siklosu, Dinamik Analiz,

SUMMARY

UNDER KNEE PROSTHESIS MODELING STATICS AND DYNAMIC ANALYSIS

Burak DUMAN

Post Graduate Thesis

Mechanical Engineer Department

Consultant: Yrd. Doç. Dr. Semiha BULAT

2016, 95+xvi Page

In this thesis a under knee prosthesis was designed and analysed. The strength and flexibility of the under knee prosthesis was increased by using different materials and a new design technique. The prosthesis has a spring element, which makes a flexible and comfortable walk possible similar to human heel. The mechanic parts of the prosthesis were made by aluminium allay materials completely. In this work, the solid model of the prosthesis was made by using solidwork packet program. The stress and load distribution analyses were performed by using ANSYS program. Finally, dynamic analyses of the prosthesis were made by using Matlab and SimMechanic.

Key words: Under Knee Prosthesis, Under Prosthesis Static Analysis, Walking Cyclo, Dynamic Analysis

İÇİNDEKİLER

ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv
SİMGELER DİZİNİ	xvi
1. ORTEZ VE PROTEZ	1
1.1 Tanım	1
1.2 Protez Tarihi	1
1.3 Ampütasyon	3
1.4 Alt Ekstremitte Amputasyon Türleri	3
1.4.1 Parsel Ayak Amputasyonu	4
1.4.2 Syme Amputasyonu	4
1.4.3 Diz Altı Amputasyon.....	4
1.4.4 Diz Dezartikülasyonu	5
1.4.5 Diz Dezartikülasyonu	5
1.4.6 Kalça Dezartikülasyonu ve Transpelvik Amputasyon	5
2. YÜRÜME HAREKETİNİN ANALİZİ	6
2.1 Yürüme	6
2.1.1 Yürüme Siklusu.....	6
2.1.2 Yürüme Fazları.....	7
2.1.3 Yürümede hız ve mesafe ölçümleri	8
2.1.4 Yürüme Hızı ve Dakikadaki Adım Sayısı	8
2.2 İnsan Vücudunun Üç Boyutlu İncelenmesi	9
2.2.1 Yürümede Çalışan Kaslar.....	10
2.2.2 Yürümede Eklem ve Bağlar	10
2.2.3 Vücudun Ağırlık Merkezi - VAM.....	11
2.2.4 Vücudun Destek Ağırlık Merkezi - DAM.....	11
2.2.5 Yer Tepkimesi Kuvveti Vektörü- YTKV	12
3. DENGE	12
3.1 Statik Denge.....	12
3.1.1 Statik Dengenin Sağlanması Kasların ve Bağların Rolü	13
3.2 Dinamik Denge	13
3.2.1 Dinamik Dengenin Sağlanması Kasların Rolü.	13
3.2.2 Vücudun ilerletilmesi	14
3.2.3 Vücudun ayrılık merkezinin hareketi	14
4. YÜRÜMEDE GÜÇ ANALİZİ	14
4.1 Enerji Dönüşümü	14
4.2 Yürümede Enerji Tüketimi Açısından Belirleyici Etkenler	15
4.3 Pelvik Rotasyon	16
4.4 Pelvik Eğim.....	16
4.5 Ayak ve Ayak Bileği Hareketi.....	16
5. DİZ ALTI PROTEZİ	17
5.1 Diz Altı Protezi Oluşturan Bileşenler	17
5.1.1 Soket	18
5.1.2 Süspansiyon Mekanizması	18

5.1.3 Diz Mafsalı	18
5.1.4 Baldır (Pylon) ve Ayak Bileği	19
5.1.5 Ayak Sistemleri	19
5.1.6 Enine Rotasyon Cihazı	20
6. PROTEZ AYAĞIN SOLİDWORKS İLE TASARLANMASI	21
6.1 Modelleme	21
6.2 Solidworks Programının Kullanımı	22
6.2.1 Part (Parça)	23
6.2.2 Solidworks Düzlemler ve Skeç	24
6.2.3 Solidworks Programında Katı Modelleme	24
6.3 Solidworks ile Montaj	30
6.3.1 Bileşen ekleme	31
6.3.2 Montaj İlişkisi	33
7. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ	35
7.1 Sonlu Elemanlar;	35
8. ANSYS STATİK ANALİZ	38
8.1 ANSYS Workbench	38
8.1.1 ANSYS Workbench Çalışması	38
8.2 ANSYS Protez Ayak Sonuçları	47
8.3 ANSYS Protez Diz Sonuçları	61
8.4 Sonuçların Yorumlanması	76
9. DİNAMİK ANALİZ	77
9.1 Dinamik Analiz	77
9.2 Diz Altı Protez Analitik Denklemi	78
10. MATLAB SIMULINK	81
10. 1 Matlab Simulink	81
10.2 Simulink Özelliklerin Belirlenmesi	84
10.3 Eklem – Uzun Modelin Oluşturulması	84
10.4 Hareket Analizi	85
10.5 Benzetim İşlemi	97
10.6 SONUÇ	97
11. KAYNAKLAR	98
12. ÖZGEÇMİŞ	

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1	Amputasyon Bölgelerinin Yüzde Dağılımı..... 3
Şekil 1.2	Alt Ekstremitte Amputasyon..... 3
Şekil 1.3	Diz Altı Amputasyon Bölgeleri..... 4
Şekil 1.4	Diz Üstü Amputasyon Bölgeleri..... 5
Şekil 2.1	Yürüme Siklosu 6
Şekil 2.2	Yürüme Fazları..... 7
Şekil 2.3	Yürüme Siklusunu Tanımları..... 7
Şekil 2.4	Yürümeye Hız Mesafe Ölçümü..... 8
Şekil 2.5	İnsan Vücudunun Üç Boyutlu Düzlemsel Görünümü..... 9
Şekil 2.6	İnsan Vücudunun Eklem Bölgeleri..... 10
Şekil 2.7	İnsan Vücudunun Ağırlık Merkezi..... 11
Şekil 2.8	İnsan Vücudunun Ağırlık Merkezi Değişimi..... 11
Şekil 2.9	Yer Değiştirme Kuvveti Vektörü..... 11
Şekil 3.1	Statik Denge Durumu..... 12
Şekil 3.2	Vücut Ağırlık Merkezinin Hareketleri..... 13
Şekil 4.1	Pelvik Rotasyon Açısı..... 15
Şekil 4.2	Pelvik Eğim Açısı..... 15
Şekil 4.3	Yürüme Esnasında Ayak Bileğinin İzlediği Yörünge..... 16
Şekil 4.4	Yürüme Esnasında Ayak Bileği Diz ve Kalça Eklemine İzlediği Yörünge..... 16
Şekil 5.1	Soket..... 17
Şekil 5.2	Silikon Emme Süspansiyonu..... 17
Şekil 5.3	Protez Bacak..... 18
Şekil 5.4	Protez Silikon Ayak..... 18
Şekil 5.5	Kompozit Protez Ayak..... 19
Şekil 5.6	Pnömatik Sistemli Ayak Protezi..... 19
Şekil 5.7	Rotasyon Cihazı..... 19
Şekil 6.1	Solidworks Ekran Görüntüsü..... 21
Şekil 6.2	Solidworks Dosya Menüsü..... 21
Şekil 6.3	Solidworks Parça Seçim Ekranı..... 22
Şekil 6.4	Çizgi Komutu Kullanımı..... 23
Şekil 6.5	Katı Oluşturma..... 24
Şekil 6.6	Kesme İşlemi..... 24
Şekil 6.7	Radius İşlemi..... 25
Şekil 6.8	Diz Protez Yuva..... 25
Şekil 6.9	Diz Protez Küre..... 26
Şekil 6.10	Diz Protez Uzatma Borusu..... 26
Şekil 6.11	Diz Protez Sıkıştırma Ayar Vidası..... 27
Şekil 6.12	Diz Protez Vida..... 27
Şekil 6.13	Diz Protez Yay..... 28
Şekil 6.14	Diz Protez Süpape..... 28
Şekil 6.15	Diz Ana Gövde..... 29
Şekil 6.16	Montaj Çalışma Sayfası Buton..... 29
Şekil 6.17	Bileşen Ekleme..... 30

Şekil 6.18	Diz Protez Montaj.....	30
Şekil 6.19	Bileşen Ekleme.....	31
Şekil 6.20	Bileşeni Ekranı Sürüklemeye.....	31
Şekil 6.21	Montaj İlişkisi.....	32
Şekil 6.22	Diz Protez Montaj.....	32
Şekil 6.23	Diz Protez Montaj Onaylama.....	33
Şekil 6.24	Diz Protez Montaj.....	33
Şekil 7.1	Tek Boyutlu Elemanlar.....	36
Şekil 7.2	Üç Boyutlu Elemanlar.....	36
Şekil 8.1	Workbench Çalışma Sayfası.....	37
Şekil 8.2	Workbench Statik Analiz.....	38
Şekil 8.3	Workbench Model İmport.....	38
Şekil 8.4	Workbench Çalışma Sayfası.....	39
Şekil 8.5	Workbench Malzeme Seçimi.....	39
Şekil 8.6	Workbench Malzeme Seçim Ekranı.....	40
Şekil 8.7	Workbench Malzeme Seçim Ekranı.....	40
Şekil 8.8	Workbench Model Koşul Uygulama.....	41
Şekil 8.9	Workbench Model Mesh.....	41
Şekil 8.10	Workbench Mesh.....	42
Şekil 8.11	Workbench Model	42
Şekil 8.12	Workbench Çözümleme.....	43
Şekil 8.13	Workbench Sonuç Ekranı.....	43
Şekil 8.14	Workbench Rapor Ekranı.....	44
Şekil 8.15	ANSYS Workbench Ayak Statik Analiz.....	45
Şekil 8.16	ANSYS Workbench Ayak Statik Analiz Model.....	48
Şekil 8.17	ANSYS Workbench Ayak Model Mesh.....	50
Şekil 8.18	ANSYS Workbench Ayak Model Kuvvet.....	52
Şekil 8.19	ANSYS Workbench Ayak Model Koşul.....	53
Şekil 8.20	ANSYS Workbench Ayak Model Kuvvet Grafik.....	53
Şekil 8.21	ANSYS Workbench Ayak Model Toplam Deformasyon.....	55
Şekil 8.22	ANSYS Workbench Ayak Model Stress Gerilme.....	56
Şekil 8.23	ANSYS Workbench Diz Statik Analiz.....	58
Şekil 8.24	ANSYS Workbench Diz Statik Analiz Model.....	61
Şekil 8.25	ANSYS Workbench Diz Model Mesh.....	65
Şekil 8.26	ANSYS Workbench Diz Model Kuvvet.....	67
Şekil 8.27	ANSYS Workbench Diz Model Koşul.....	68
Şekil 8.28	ANSYS Workbench Diz Model Kuvvet Grafik.....	68
Şekil 8.29	ANSYS Workbench Diz Model Toplam Deformasyon.....	70
Şekil 8.30	ANSYS Workbench Diz Model Stress Gerilme.....	70
Şekil 9.1	Açılar ve Uzunluklar (Konum).....	74
Şekil 10.1	Matlab Arayüz Ekranı.....	79
Şekil 10.2	Matlab Araç Çubuğu.....	79
Şekil 10.3	Matlab SimMechanic.....	80
Şekil 10.4	Uzuv Modeli ve Eklem Açılımları.....	82
Şekil 10.5	Eklem – Uzuv Modelinin SimMechanics Yapısı.....	83
Şekil 10.6	Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0,00 sn deki Konumu.....	85
Şekil 10.7	Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0,25 sn deki Konumu.....	85
Şekil 10.8	Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0,50 sn deki Konumu.....	86

Şekil 10.9 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0,75 sn deki Konumu.....	86
Şekil 10.10 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,00 sn deki Konumu.....	87
Şekil 10.11 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,25 sn deki Konumu.....	87
Şekil 10.12 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,50 sn deki Konumu.....	88
Şekil 10.13 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,75 sn deki Konumu.....	88
Şekil 10.14 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 2,00 sn deki Konumu.....	89
Şekil 10.15 Uyluk Grafik.....	90
Şekil 10.16 Bacak Grafik.....	91
Şekil 10.17 Ayak Grafik.....	92



ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Yürüme Hızı.....	9
Çizelge 8.1 Protez Ayak Analiz Brimler.....	45
Çizelge 8.2 Protez Ayak Özellikleri	46
Çizelge 8.3 Protez Ayak Konum ve Kütle Özellikleri	47
Çizelge 8.4 Protez Ayak Koordinat Sistemi.....	48
Çizelge 8.5 Protez Ayak Mesh Özellikleri.....	49
Çizelge 8.6 Protez Ayak Analiz Ortam ve Özellikleri.....	50
Çizelge 8.7 Bilgisayar Kontrol ve Çözümleme Çizelge.....	51
Çizelge 8.8 Protez Ayak Uygulanan Kuvvet ve Yönleri.....	52
Çizelge 8.9 Protez Ayak Çözüm Kabulleri.....	54
Çizelge 8.10 Protez Ayak Çözüm Kabul Özellikleri.....	54
Çizelge 8.11 Protez Ayak Deformasyon Sonuç Tablosu.....	54
Çizelge 8.12 Protez Ayak Gerilme Analiz Sonuç Tablosu.....	57
Çizelge 8.13 Protez Ayak Basınç Taşıma Gücü.....	57
Çizelge 8.14 Protez Ayak Akma Dayanımı.....	57
Çizelge 8.15 Protez Ayak Çekme Dayanımı.....	57
Çizelge 8.16 Protez Ayak Deney Sıcaklığı.....	57
Çizelge 8.17 Protez Ayak Noktasal Gerilmeler.....	57
Çizelge 8.18 Protez Ayak Katsayı ve Değerleri.....	57
Çizelge 8.19 Protez Ayak Özellikleri.....	57
Çizelge 8.20 Protez Diz Analiz Brimler.....	58
Çizelge 8.21 Protez Diz Özellikleri	59
Çizelge 8.22 Protez Diz Konum ve Kütle Özellikleri	60
Çizelge 8.23 Protez Diz Koordinat Sistemi.....	62
Çizelge 8.24 Protez Diz Analiz Özellikleri.....	62
Çizelge 8.25 Protez Diz Analiz Ortam ve Özellikleri.....	62
Çizelge 8.26 Protez Diz Bilgisayar Kontrol ve Çözümleme Çizelge.....	63
Çizelge 8.27 Protez Diz Mesh ve Özellikleri.....	64
Çizelge 8.28 Protez Diz Çözüm Kabulleri.....	65
Çizelge 8.29 Protez Diz Çözüm Kabul Özellikleri.....	66
Çizelge 8.30 Protez Diz Uygulanan Kuvvetler ve Yönleri.....	67
Çizelge 8.31 Protez Diz Deformasyon Sonuç Tablosu.....	69
Çizelge 8.32 Protez Diz Basınç Taşıma Gücü.....	71
Çizelge 8.33 Protez Diz Akma Dayanımı.....	71
Çizelge 8.34 Protez Diz Çekme Dayanımı.....	71
Çizelge 8.35 Protez Diz Deney Sıcaklığı.....	71
Çizelge 8.36 Protez Diz Noktasal Gerilmeler.....	71
Çizelge 8.37 Protez Diz Gerilme Analiz Sonuçları.....	72
Çizelge 8.38 Protez Diz Özellikleri.....	72
Çizelge 10.1 Uzun ve Özellikleri.....	81
Çizelge 10.2 Bloklar ve Özellikleri.....	84

SİMGELER DİZİNİ

P	Konum, m
\dot{P}	Hız, m/s
L	Uzunluk, m
θ	Acı, ⁰
δ	Yer Değişirme, m
r	Pozisyon Vektörü
t	Zaman, sn
F	Kuvvet, N



1. ORTEZ VE PROTEZ

1.1 Tanım

Protez; vücutta her hangi bir nedenle eksik olan vücut uzuvlarının taklit edecek şekilde tasarlanmış, estetik ve işlevsel olarak yerine geçmesi için dizayn edilmiş aygıtların genel genel adıdır.

Ortez; işlevini kısmen veya tamamen kaybetmiş uzuvların performansını artırmak ve daha fazla kullanışlı hale getirmek amacıyla kullanılan bir gereçtir.

Ampütasyon: Vücudun her hangi bir organının, özellikle kol ve bacakların doğuştan ya da kaza sonucunda tamamen ya da kısmen eksik olması neticesinde yapılan cerrahi işlemdir.

1.2 Protez Tarihi

Protezin tarihçesi, insanoğlunun uzuvlarını kaybetmesi, kendi bütünlüğünü ve işlevini koruması amacıyla yaptığı araştırmalarla başlamıştır. İlk protezin çalışma prensipleri ve kullanımı gelişerek günümüze kadar ulaşarak hem görsel hem de işlevsel açıdan çok önemli mesafe kat etmiştir. Üç büyük batı medeniyette Mısır, Yunan ve Roma'da, protez adı altında ilk gerçek rehabilitasyon gereçleri yapılmıştır. Karanlık çağlarda savaş sonrası uzuv kaybı nedeni ile şekil bozukluklarını gizlemek amacıyla protez üretildi. İlaç, cerrahi ve protez bilimindeki gelişmeler, ampütasyon cerrahisi ve protezlerin işlevini büyük ölçüde geliştirdi. İkinci dünya savaşında, gelişen teknoloji ile önemli adımlar atılarak, protez teknolojisi hızlanmış ve günümüz protez teknolojilerinin temeli oluşturmuştur. [4]

Yapılan kazılardan ilk ortezlerin kırık ekstremitelere uygulandığı ortaya çıkmıştır. İlk ortezleme ile ilgili bilgi Hipokrat tarafından verilmiştir. M.Ö. 201-131'de ağaç ve metal kullanılarak üretilen ilk ortezlerin çalışma prensibi, günümüz ortezlerine çok yakın gibi gözükse de, teknolojiden uzak, ağır ve estetik olmayan bir görünüme sahipti.

12. yüzyılda Bologna'da ortezin tıp için öneminin anlaşılması ve 16. yüzyılda ünlü cerrah Ambrose Pare'nin ortezlerle ilgili detaylı kitabı bu alandaki gelişimi

hızlandırmıştır. 19. Yüzyılda ortez yapan kişilerin sayısı artması ile, Avrupa'da her ortopedi ünitesinde ortez yapımcısına yer verilmeye başlanmıştır.

İlk amputasyon Pers askeri olan Hegesistratus'un kendi ayağına yaptığı ağaç protezdir. Buna ait yazılı kaynağa, Heradot tarafından M.Ö 484 yılına ait kayıtlarda rastlanmaktadır. Protezin gelişiminde savaşların çok büyük önemi vardır. Her çıkan yeni protez bir öncekinden daha iyi soket oluşmasına öncülük etmiştir. Soketler daha iyi protez oluşmasına ve protez teknolojisinin gelişmesine neden olmuştur. [4]

1960'lı yıllarda ise, mekanik, hidrolik, pnömatik ve elektromekanik diz eklemleri geliştirilmiştir. Bunların arasında en eski geçmişe sahip olan mekanik diz eklemidir. 1946 yılında Mauch tarafından geliştirilmiş olan, hidrolik diz eklemleri yaygın olarak kullanıma girememiştir.

Ülkemizde mekanik ortopediye ilişkin bilgiler, Profesör Alpsoy'un 1951'de yayınlanan protez – ortez alanındaki kitabı ve Profesör Ege'nin bu alandaki yazılarından elde edilmektedir. Protez alanında ilk adımlar 2. Sultan Hamit devrine dayanmaktadır. [1]

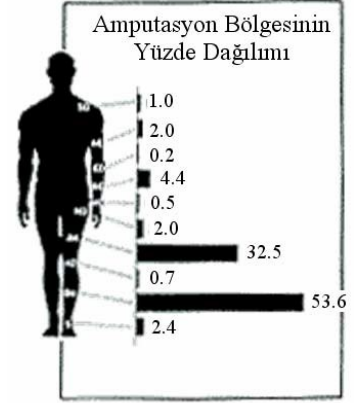
1.Dünya savaşı sırasında kaybedilen uzuvlar protezin ülkemizde gelişmesinde önemli katkı sağlamıştır. Paris'te eğitim alan Kifidis, 1928 yılında Beyoğlu'nda özel protez atölyesi açmıştır. 1948 yılında Ankara Tıp Fakültesi Ortopedi ve Çocuk Cerrahisi Kliniğine gelen teknik okul mezunu Fuat Çelik, burada çağdaş bir protez atölyesinin kurulmasına öncülük etmiştir. 1955 yılında İstanbul Tıp Fakültesi ve 1958'de Ankara Tıp Fakültesi protez – ortez atölyelerinde Nobe, Ziebel gibi Alman teknisyenler çalışmışlardır.

1965 yılında ise, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulunda protez atölyesi açılmıştır. Önce Dr. Necdet Güçlü ve ardından Dr. Hidayet Erdem bu atölyede önemli çalışmalarda bulunmuşlardır. 1993 yılında, Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulunda çağdaş nitelikte protez – ortez laboratuvarı kurulmuştur. Başlangıçta protez – ortez öğrencilerinin yetişmesine önemli katkı sağlayan laboratuvar, kısa zamanda hastalara hizmet verilmeye başlanılmıştır.

1.3 Ampütasyon

İnsan vücudunda, doğuştan olan fiziksel eksikliklerden kaynaklanan veya kaza sonucu gibi çeşitli nedenlerden dolayı sonradan herhangi bir uzuv kaybına ampütasyon denir. Ampütasyona neden olan faktörler

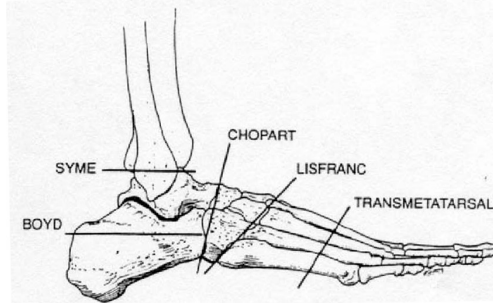
- Kazalar %3
- Hastalıklar %74
- Doğuştan %3



Şekil 1.1 Ampütasyon bölgelerinin yüzde dağılımı.

1.4 Alt Ekstremitte Ampütasyon Türleri

Ampütasyon türü, ameliyat ve kesim işleminin olduğu bölgeye göre adlandırılır. Protez seçimindeki ana faktör ampütasyon türüdür. Günümüzde kullanılan sınıflandırma sistemi 1994 yılında Amerika'da geliştirilmiştir.



Şekil 1.2 Alt Ekstremitte Ampütasyon.

Alt ekstremitte türleri genel olarak;

- Parsiyel Ayak Ampütasyonu
- Syme Ampütasyonu
- Transtibial Ampütasyon
- Diz Dezartikülasyonu
- Transfemoral Ampütasyon
- Kalça Dezartikülasyonu ve Transpelvik Ampütasyon (*Hemipelvektomi*) şeklinde listelenebilir.

1.4.1 Parsel Ayak Amputasyonu

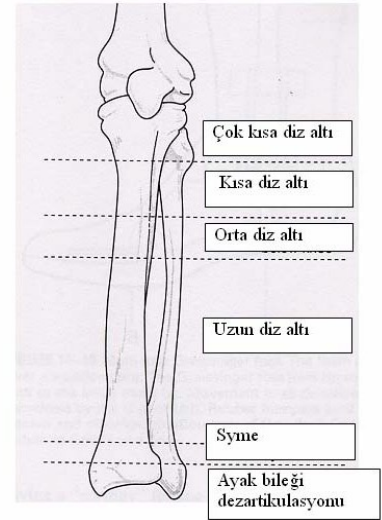
Ayağın ön kısmını içeren parsiyel ampütasyonlarda (Şekil 1-2) genellikle parmak dolgusu yada ayakkabı modifikasyonu yeterli olmaktadır. Parmak ampütasyonu olanlarda, ayakkabı içine yün, kauçuk yada köpük dolgu yapılarak fonksiyon korunabilir. Daha ileri ampütasyonlarda çelik yaylı bir yastık ve rocker taban gerekli olmaktadır. Transtarsal ampütasyonlar cerrahide çok tercih edilmese de, ayak bileği hareketleri yeterli, kaslar denge halinde, normal cilt ve topuk yastığı mevcutsa fonksiyonel sonuçları iyi olabilmektedir. [4]

1.4.2 Syme Amputasyonu

Transmetatarsal ampütasyon ile tedavi edilmeyen durumlarda kullanılan bir ayak bileği ampütasyonudur. Genellikle uçta kalan güdük kısmı, tam ağırlık taşımaya izin verir. Protez olmaksızın ayakta durulabilir ve güdük üzerinde evin içinde dolaşma mümkün olabilir. Ayak bileği hareketinin yokluğuna uyum sağlamak için topuk yumuşak olmalıdır. Ekstremiteler arasında uzunluk farkı olduğundan kullanılacak topuk ince olmalıdır.

1.4.3 Diz Altı Amputasyon

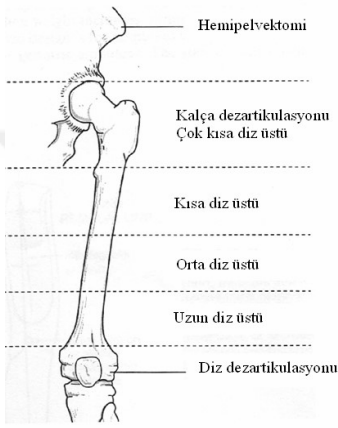
Genellikle kemiğin 1/3 üst orta birleşiminden yapılır Fibula tibiadan hafifçe daha kısa kesilerek silindirik bir güdük oluşturulur. Transtibial ampütasyonlarda dizin tamamına yakın kullanımı ile oldukça efektif bir yürüme sağlanır. Syme ampütasyonlardan farklı olarak, güdük vücut ağırlığını taşımaz.



Şekil 1.3 Diz Altı Amputasyon Bölgeleri.

1.4.4 Diz Dezartikülasyonu

Syme prosedürü gibi güdükte ağırlık taşıma için kapasite sağlar. Genellikle travma ve enfeksiyonda kullanılır. Geçmişte, diz dezartikülasyonu olan vakalarda diz ünitesinin proteze uyumu diz merkezlerinin eşit olması nedeniyle bir problem iken, günümüzde dört barlı polisentrik diz ünitelerinin kullanılmaya başlamasıyla bu sorun büyük ölçüde çözülmüştür.



Şekil 1.4 Diz Üstü Amputasyon Bölgeleri.

1.4.5 Diz Dezartikülasyonu

Bir transfemoral prozete uyum için en önemli faktör güdük hacmidir. Tek akslı dizler, stabilitenin sağlanması için güvenlidir. Ayrıca el ile kilitlenen diz üniteleri yaşlı amputelerde maksimum stabilite sağlar.

1.4.6 Kalça Dezartikülasyonu ve Transpelvik Amputasyon

Kalça dezartikülasyonunda kaslar üzerinde ağırlık taşınırken, transpelvik amputasyonda yumuşak dokular ve alt kaslar üzerinde ağırlık taşınmaktadır. Kalça eklem mekanizması her iki düzey için de aynıdır. Transfemoral amputelerde kullanılan diz üniteleri ve ayaklar, bu iki düzey için de kullanılabilir. Yukarıda açıklanan amputasyon türlerinin yüzdelere göre dağılımı aşağıdaki gibidir.

- %3 Syme Amputasyon
- %59 Transtibial Amputasyon
- %35 Transfemoral Amputasyon
- %1 Diz Dezartikülasyonu
- %2 Kalça Dezartikülasyonu

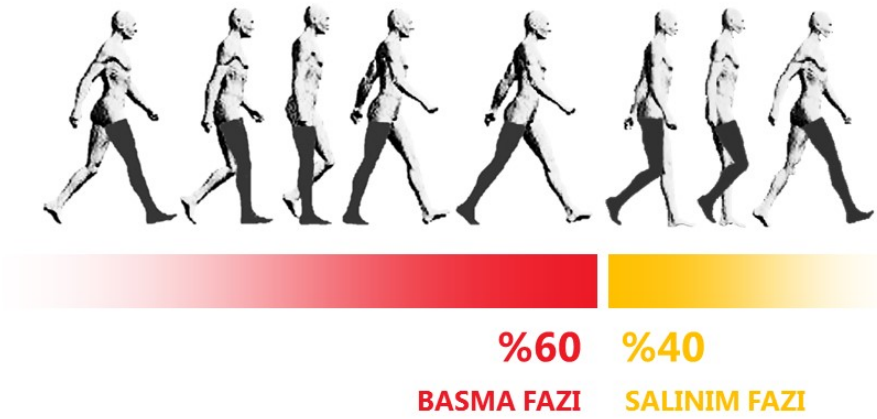
2. YÜRÜME HAREKETİNİN ANALİZİ

2.1 Yürüme

Yürüme, bir yerden bir yere gidebilmek amacıyla gövdenin ileri iletilmesidir. İki ayak üzerinde dik yürüme, memeliler içinde yalnızca insana özgü bir beceridir, Yürüme, yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareket zinciridir. Uzun süre yorulmadan yürüyebilmek için kas- iskelet ve sinir sistemlerinin sağlıklı olması gerekir. Beyin, omurilik, sinirler, kaslar, kemik ve eklemler birlikte çalışmalı, eklem hareketleri kasılmanın zamanı ve gücü yeterli olmalıdır. [16]

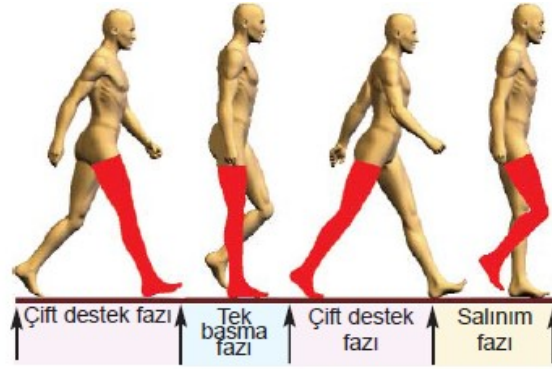
2.1.1 Yürüme Siklusu

Yürürken gövdeyi ileriye doğru hareket ettirebilmek için bacaklarda bir dizi hareketler oluşur ve bu hareketler sürekli tekrarlanır. Belirli bir düzende tekrarlanan bu hareketler zincirine yürüme siklusu adı verilir. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1 Yürüme Siklusu.

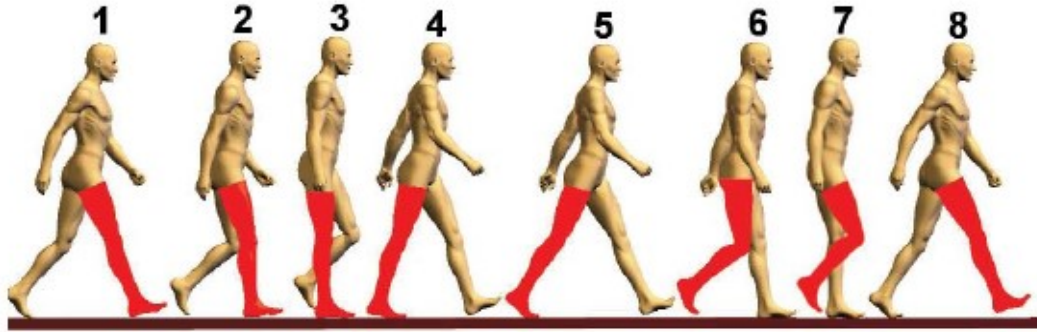
İnsan yürürken önce bir bacağına öne atar, onun üzerine bastıktan sonra diğerini yerden kaldırır ve ilerletir. Yürüme siklusunda bacağın havada olduğu süre salınım, yerde olduğu süre ise basma fazı olarak tanımlanır. Bir alt ekstreminin yere değdiği an basma fazının başlangıcıdır. Bu ekstremitte yerden ayrıldığında basma fazı biter, salınım fazı başlar. Aynı ekstremitte tekrar yere değdiğinde ise yürüme siklusu tamamlanmış olur.



Şekil 2.2 Yürüme Fazları.

Sağlıklı bir insanda, rahat yürüme hızında yürüme siklusu süresi bir saniyenin biraz üstünde olup %62'si basma, %38'i salınım fazından oluşur. [4] Her iki ayağın yerde olduğu döneme çift destek fazı denir. Bu dönemde gövde ağırlığı bir ekstremiteden diğerine aktarılır. Tek ayağın yerde olduğu döneme ise tek basma fazı denir. Basma fazındaki bacak gövde ağırlığını yüklenir ve ayak eklemleri üzerinden öne doğru aktarır. Bu esnada havadaki bacak ilerler ve yere basmaya hazırlanır. (Şekil 2.2)

2.1.2 Yürüme Fazları



Şekil 2.3 Yürüme Siklusu Tanımları.

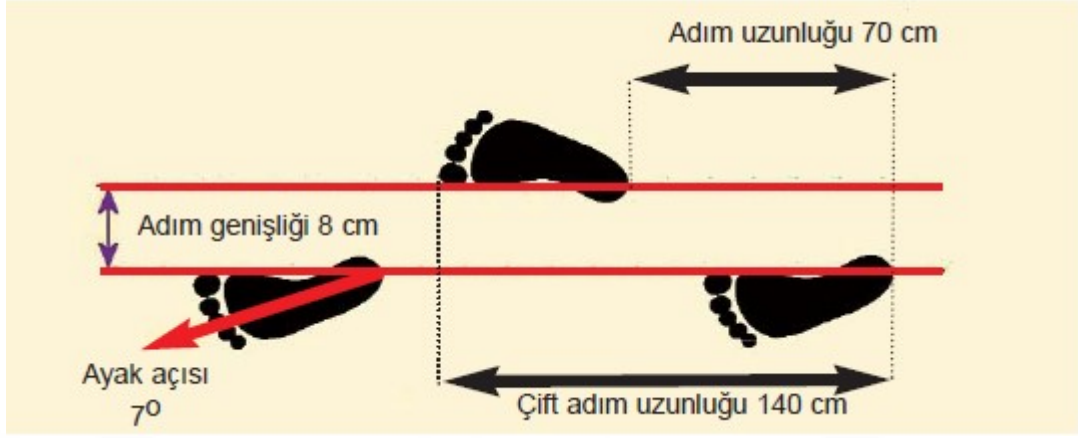
Basma Fazları:

- 1- İlk Değme
- 2- Yüklenme
- 3- Basma Ortası
- 4- Basma Sonu
- 5- Salınım Öncesi

Salınım Fazları:

- 6- Erken Salınım
- 7- Salınım Ortası
- 8- Salınım Sonrası

2.1.3 Yürümede hız ve mesafe ölçümleri



Şekil 2.4 Yürümede Hız Mesafe Ölçümü.

Yürüme sırasında iki ayak arasında öne doğru mesafe adım uzunluğu, aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafe ise çift adım uzunluğu olarak tanımlanır. Yürüme bozukluklarında bazen adım uzunlukları birbirinden farklı olur. Adım genişliği iki ayak çizgisi arasındaki yana mesafedir. Topuk ortasından veya ayak bileği eklemi ortasından ölçülür. Ayak açısı gidilen yön ile ayağın ortasından geçen çizgi arasındaki açıdır. (Şekil 2.4)

2.1.4 Yürüme Hızı ve Dakikadaki Adım Sayısı

Yürüme hızı, çift adım uzunluğunun dakikadaki adım sayısı ile çarpılıp ikiye bölünmesi ile bulunur. Çift adım uzunluğunun ikiye bölünmesinin nedeni, bazı durumlarda sağ ve sol adım uzunluklarının aynı olmamasıdır. Yürüme hızının birimi m/s, cm/dk dır. Rahat yürüme hızı kişinin gündelik hayatta yürüdüğü hızıdır.

Hız = Çift Adım uzunluğu x dakikadaki adım sayısı/2 formülü ile hesaplanabilir. Yürüme siklusunun süresi yürüme hızına bağlıdır. Günlük hayatta rahat yürüme hızı 80m/dk dır. Dolayısıyla bir yürüme siklusu süresi ise 1 saniyeden biraz fazla 2 saniyeye yakındır. Hız arttıkça çift destek fazı kısalır ve kaybolması ile koşma hareketi başlamış olur.

Çizelge 2.1 Yürüme Hızı

Rahat Yürüme Ortalama Değer	Erkekler	Kadınlar
Adım Uzunluğu (cm)	79	66
Çift Adım Uzunluğu (cm)	158	132
Dakikadaki Adım Sayısı (Adım/dk)	60-132	60-132
Hız (m/sn)	1,54	1,31
Adım Genişliği	8,1	7,1
Ayak Açısı	7	6

Normal yürüme sürecinin inceleyebilmek için aşağıdaki anatomi, fizik ve biyomekanik konularının gözden geçirilmesi yararlı olacaktır.

2.2 İnsan Vücudunun Üç Boyutlu İncelenmesi



Şekil: 2.5 İnsan Vücudunun Üç boyutlu Düzlemsel Görünümü.

Sajital Düzlem; Gövdeyi sağ ve sol olarak ikiye bölen düzlemdir. Bir insana yandan baktığımızda sajital düzlemi görülür.

Koronal veya Frontal Düzlem; Gövdeyi ön ve arka olarak ikiye bölen düzlemdir. Bir insana önden baktığımızda frontal düzlemi görülür.

Transvers Düzlem; Gövdeyi alt ve üst olarak ikiye bölen düzlemdir. Bir insana tepeden baktığımızda transvers düzlemi görülür.

2.2.1 Yürümede Çalışan Kaslar

Yürümede insan vücudundaki toplam 306 kastan alt ekstremitelerdeki 35'er kas görev alır. Bu kaslar yaptıkları iş bakımından hızlandıran frenleyen şoku absorbe eden ve stabilize edenler olmak üzere dörde ayrılırlar

Kaslar ayrıca ekleme yaptırdıkları iş açısından da sınıflandırılırlar;

- **Sinerjik Kaslar;** Eklemi aynı yönde hareket ettiren kaslar
- **Antagonist Kaslar;** Eklemi karşıt yönde hareket ettiren kaslardır.
- **Monoartiküler Kaslar;** Tek eklemi hareket ettiren kaslardır.
- **Biartiküller Kaslar;** Çift eklemi hareket ettiren kaslardır.

2.2.2 Yürümede Eklem ve Bağlar

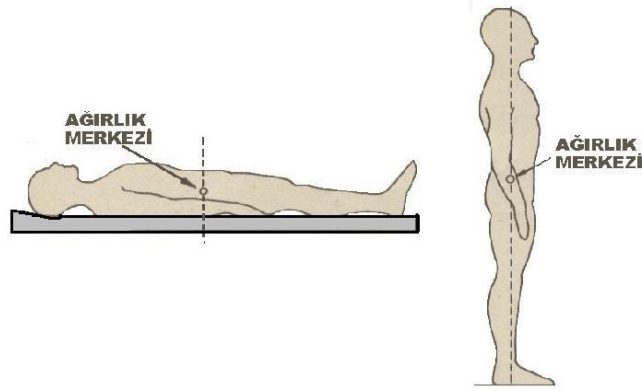
Yürümede kullanılan en önemli eklemler kalça, diz ve ayak bileğidir. Tüm bağların eklem stabilizasyonuna katkısı olmakla birlikte özellikle kalça eklemünde önde iliofemoral bağ, diz eklemünde arka oblik bağ ve eklem kapsülü (**Şekil 2.6**) pasif stabilite sağlar. Bu sayede ayakta dik dururken kas kasılmasına gerek kalmadan eklem stabilitesi sağlanabilir.



Şekil: 2.6 İnsan Vücudunun Eklem Bölgeleri.

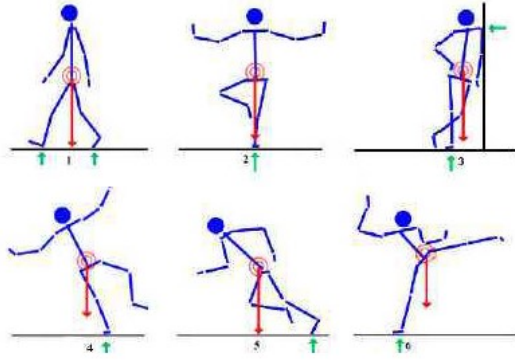
2.2.3 Vücudun Ağırlık Merkezi - VAM

Ayakta anatomik pozisyonda duran bir insanın, vücudun ağırlık merkezinin bileşkesinin önünde olduğu varsayılır. (**Şekil 2.7**) Vücudun en ufak bir hareketi ile bu noktanın yeri değişir. Yerçekimi, insan vücudunu etkileyerek VAM'nden yere doğru inen ağırlık, kuvvet vektörünü oluşturur.



Şekil: 2.7 İnsan Vücudunun Ağırlık Merkezi.

2.2.4 Vücudun Destek Ağırlık Merkezi - DAM

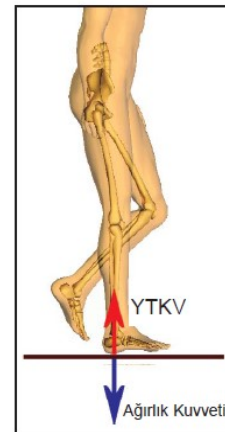


Şekil: 2.8 İnsan Vücudunun Ağırlık Merkezi Değişimi.

Ayağın yere basan alanın orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli olarak yer değiştirir. Ağırlık, kuvvet vektörü DAM'nden geçtiğinde denge sağlanır. (Şekil 2.8)

2.2.5 Yer Tepkimesi Kuvveti Vektörü- YTKV

Newton'un üçüncü kanuna göre, ayakta duran insanın yerde uyguladığı ağırlık kuvvet vektörüne, yerden, büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir. Buna yer tepkimesi kuvveti vektörü denir. (Şekil 2.9) Yürürken YTKV kuvveti, vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir.



Şekil: 2.9 Yer Değiştirme Kuvveti Vektörü.

3. DENGE

3.1 Statik Denge

İnsanın ayakta dik durabilmesi için vücut ağırlık merkezinden yere doğru inen vektörün, destek alanı merkezinden geçmesidir. Ayakta dik dururken, vücutta gözle fark edilmeyen salınımlar olur. Gerek sağıtal, gerekse frontal düzlemlerde, gövde ağırlığı yavaş ancak sürekli olarak dengeyi değerlendirirken, saniyede 4-6 kez bir bacadan diğerine aktarılır. Dengenin değerlendirilmesi aşamasında, Vücut Ağırlık Merkezi'nin öne arkaya 8 mm her iki yana ise 5 mm hareket ettiği saptanır.

3.1.1 Statik Dengenin Sağlanması Kasların ve Bağların Rolü

Ayakta dik duran insan vücudunda, kalça ve diz eklemlerinin pasif stabilitesi sayesinde bu eklemlerde dengeyi korumak için kas aktivitesi gerekmezken, ayak bileği ekleminde soleus kası aktivitesi şarttır. Ayakta dik dururken dengeyi sağlanmasında en önemli kas soleustur. Kişinin ayakta dik durma becerisi yürüme için ön koşul olarak kabul edilir. [16]



Şekil: 3.1 Statik Denge Durumu.

3.2 Dinamik Denge

Yürüme, denge ile dengesizlik dönemlerinin birbirini izlediği ritmik bir hareket zinciridir. Yürürken gövde ağırlığı, arkadaki bacadan öndekine aktarılır. Aynı zamanda destek alanı merkezi, topuktan tabana ve ön ayağa doğru değişir. YTKV basan ayağın merkezinden geçtiği anda denge sağlanır, öne doğru ilerlerken bu vektör DAM dışına düştüğünde denge yitirilir. Dolayısıyla yürüme siklusunu boyunca dört kez denge sağlanır, çift destek fazı, basma fazı ortası, ikinci çift destek fazı ve salınım fazı ortası. Bunlar dışındaki tüm dönemlerde Yer Tepki Kuvveti Vektörü ile Denge Ağırlık Merkezi dengesizlik hali vardır. [12]

3.2.1 Dinamik Dengenin Sağlanması Kasların Rolü.

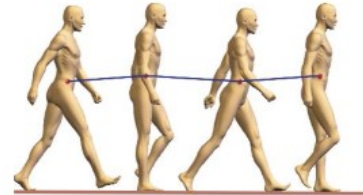
Basma fazı başlangıcında ayak gövdenin önündedir. Bu nedenle YTKV kalçanın önüne dizin ise arkasına düşer. Her iki eklemdede fleksiyon momenti yaratır. Bu fleksiyonunu önlemek için, her iki eklemin ekstansör kasları kasılırlar. Basma fazı ortasında YTKV her iki eklemin de merkezinden geçtiğinden pasif ekstansiyon oluşur. Ancak basma fazı sonunda YTKV ayak bileği ekleminin önüne geçtiğinde ön düşmeyi engelleyen plantar, fleksör kasların kasılması gerekir. Basma fazı boyunca kaslar, Yer Tepki Kuvveti nedeniyle oluşan kalça ve dizdeki fleksiyon ayak bileğindeki dorsifleksiyon momentini yenmek için çalışırlar.

3.2.2 Vücudun ilerletilmesi

Yürümede öne ilerlemeyi sağlayan etkenler, kas kuvveti ve gövde ataletidir. Basma fazının ortasında vücut dengede olmakla birlikte gövde kendi ataletiyle öne doğru ilerlemeye devam eder ve denge bozularak vücut öne doğru düşer. Havadaki ayağın yere basıp çift destek fazı oluşmasıyla denge tekrar sağlanır. Ancak, vücut öne doğru ilerlemesine devam edince denge tekrar bozularak öne doğru düşme başlar. Bu sırada topuk, ayak bileği ve önyak eklemlerinde oluşan, sallanan iskemle hareketine benzer bir dizi hareketle ilerleme sağlanır. Bu şekilde gövde ağırlığının öne düşmesi sallanan iskemle hareketi ile öne yönlendirilmesi ve tekrar dengenin sağlanması işlemlerinin ritmik olarak tekrarlanmasıyla vücut ilerler. Basma fazı boyunca topuk ayak bileği ve önyak seri biçimde gövdenin ilerlemesini sağlar. [15]

3.2.3 Vücudun ayrılık merkezinin hareketi

Hareket eden bir cismin ağırlık merkezi, hareket yönünde ilerler. İnsan vücudunun ağırlık merkezini iki yana ve yukarı-aşağı en az yer değiştiren helezoni bir eğride tutmaya çalışır. (Şekil 3.2)



Şekil: 3.2 Vücut Ağırlık Merkezinin Hareketleri.

4. YÜRÜMEDE GÜÇ ANALİZİ

4.1 Enerji Dönüşümü

Yürüme esnasında vücut ağırlık merkezi yukarı aşağı hareket eder. Bu hareketin genişliği yaklaşık 5 cm kadardır. Aynı zamanda gövde hızı da yürüyüş esnasında artıp azalır. Ayaklardan biri savrulma fazında olduğundan gövde hızı en düşük değerdedir. Ayaklardan birinin yere ilk temas ettiği anda ise vücut hızı maksimumdur. Ayrıca vücut ağırlık merkezi yatay olarak, destek olan ayak yönüne doğru olmak üzere yaklaşık 3 cm hareket eder.

Yürüme sırasında, durma fazında enerji depolama gerçekleşir. Bu emilen enerji, ağırlığın diğer ayağa aktarılması sırasında harcanır.

Yürüme, bacağın farklı bölgelerinde önemli miktarda enerji üretimini gerektirir. Güç emilimi ve üretimi gerçekleşen 3 ana bölgede; kalça, diz ve ayak bileğidir. Amputeler, ayak parmakları ve bilekleri olmadığı için bu bölgede enerji kaybederler. Bu bölgede üretilen enerjinin telafi edilebilmesi için başka bir bölgede daha fazla enerji üretimi gereklidir.

Dizdeki enerji emilimi ve üretimi, diğer bölgelere göre çok daha azdır. Bu yüzden ampute ile normal bir kişi arasında diz bölgesi açısından çok büyük bir fark yoktur. Amputelerin en büyük dezavantajı bacak boyunca güç akışının düzgün olmamasıdır.

Ampute ile normal bir kişi için yürüme bakımından en büyük fark kalçada ortaya çıkar. Kalça, bu bölgede bulunan kasların yapısı ve vücut ağırlık merkezine yakınlığı dolayısı ile en önemli enerji üretim bölgesidir. Yürüme hareketinin gerçekleşmesi için kalçada diz ve ayak bileği kaslarından oluşan enerji kaybının telafi edilmesi gerekir. Enerji kaybı telafi edilmez ise protez verimliliğinin düşmesi ile amputenin yürüyüşündeki asimetriklik artar. [15]

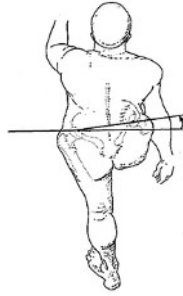
4.2 Yürümede Enerji Tüketimi Açısından Belirleyici Etkenler

Yürüme en genel biçimde, vücudun ağırlık merkezinin en az enerji gerektirecek biçimde yer değiştirmesi olarak tanımlanmıştır. Yürüme için enerji harcama konusunda 6 temel etken belirlenmiştir. Pelvik rotasyon, pelvik eğim diz bükülmesi, ayak, ayak bileği hareketi, diz hareketi ve yanal pelvik yer değiştirme faktörleri yürümedeki enerji tüketimini ve verimliliği etkilerler.

Yürüme sırasında durma fazında enerji depolama gerçekleşir. Bu emilen enerji, ağırlığın diğer ayağa aktarılması sırasında harcanır. [12]

4.3 Pelvik Rotasyon

Öndeki ayağın momentumundan ve kas yapısından dolayı ayak yere temas etmeden önce pelvis (Şekil 4.1)'de görüldüğü gibi 4°'lik bir hareket yapar. Yürümenin devamında pelvis ilk önce nötr pozisyona gelir, daha sonra da ters yöne 4°'lik dönme gerçekleşir. Buradan da anlaşılacağı üzere toplam 8°'lik bir dönme söz konusudur.

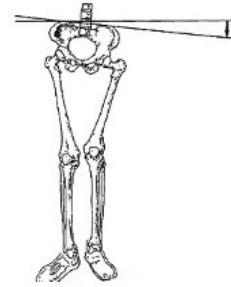


Şekil: 4.1 Pelvik Rotasyon Açısı.

Pelvik rotasyon sayesinde vücut ağırlık merkezinin aşırı olarak aşağı doğru yer değiştirmesi önlenir. Böyle enerji verimliliği artar.

4.4 Pelvik Eğim

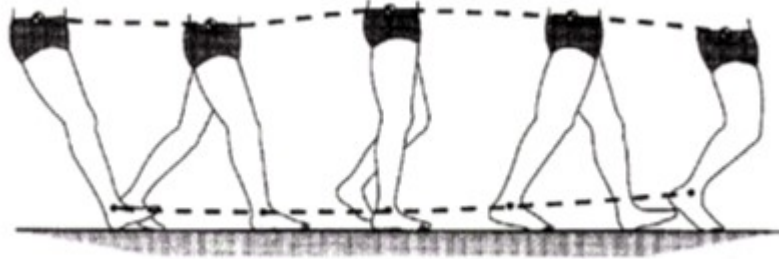
Midstance aşamasında vücut, bir bacak üzerinde iken ağırlık merkezi en üst konumdadır. Burada pelvik 5°'lik eğim hareketi (Şekil 4.2) sayesinde ağırlık merkezi 0,5 cm aşağı iner. Böylece ağırlık merkezinin dikey hareketi azaltılarak enerji verimliliği artırılır.



Şekil: 4.2 Pelvik Eğim Açısı.

4.5 Ayak ve Ayak Bileği Hareketi

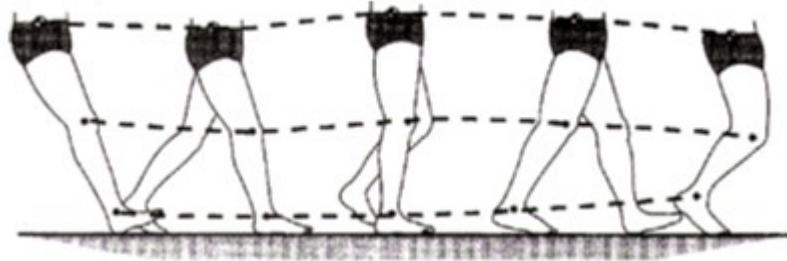
Ayağın yere ilk temasında ayak bileği, topuk kaldıraç kolu sayesinde yükseltilir. Daha sonra ayağın düz hale gelmesi ile ayak bileği alçalır. Hareketin devamında topuğun yerden kalkması ile ayak bileği tekrar yükselir. (Şekil 4.3) Bu hareket sayesinde vücut ağırlık merkezinde herhangi bir alçalma sağlanmamasına rağmen izlediği yol daha yumuşak bir eğim izler [4]



Şekil: 4.3 Yürüme Esnasında Ayak Bileğinin İzlediği Yörünge.

4.6 Diz Hareketi

Diz hareketi esas olarak ayak bileği ve ayak hareketi ile ilişkilidir. Ayağın yere ilk temasında diz gerili durumdadır. Ayak bileği sıkıştığında diz bükülür. Hareketin devamında ayak yere düz olarak bastığında diz tekrar gerilmeye başlar. Topuğun yerden kalkması ile ayak bileği yerden yükselir ve diz gergin duruma gelir. Daha sonra savrulma öncesi tekrar bükülür. (Şekil 4.4)



Şekil: 4.4 Yürüme Esnasında Ayak Bileği Diz ve Kalça Eklemine İzlediği Yörünge.

5. DİZ ALTI PROTEZİ

5.1 Diz Altı Protezi Oluşturan Bileşenler

Diz altı protezi oluşturan bileşenler;

5.1.1 Soket

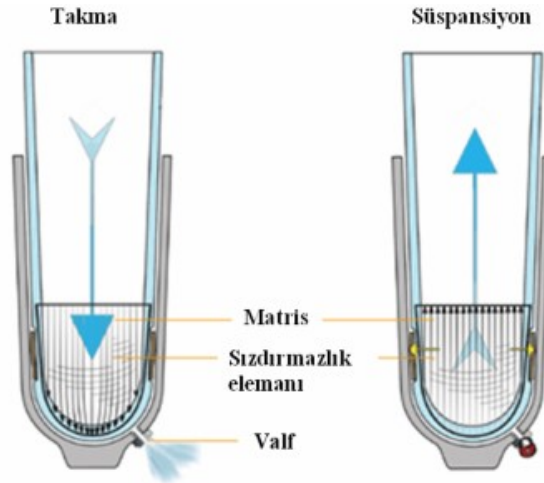


Şekil: 5.1 Soket.

Soket, amputenin güdüğü ile protez arasındaki bağlantıyı oluşturur. Soket yalnızca güdüğün korumasını sağlamaz; yürüme sırasında oluşan kuvvetlerin de iletimini sağlar. Soketlerin yumuşak sert ve rijit dış çerçeveli türleri bulunmaktadır. (Şekil 5.1)

5.1.2 Süspansiyon Mekanizması

Protezin güdüğe tutturulması için kemerler, kayışlar veya emme sistemleri veya bunların kombinasyonları kullanılır. Bu sistemler genel olarak süspansiyon sistemleri olarak adlandırılır. (Şekil 5.2)



Şekil: 5.2 Silikon Emme Süspansiyonu.

5.1.3 Diz Mafsalı

Diz mafsalı aşağıdaki 3 temel fonksiyonu yerine getirmelidir.

- Durma fazında destekleme yapmak
- Savrulma fazında hassas kontrol sağlamak
- Oturma ve çömelme sırasında hareket kolaylığı sağlamak

Diz mafsalı tek menteşeli, dolayısı ile tek eksenli olabileceği gibi birkaç rotasyon merkezine sahip polisentrik tipte de olabilir.

Son yıllarda yapılan çalışmalar sonucunda, mikroişlemci kontrollü diz mafsalları üretilmeye başlanmıştır. Kuvvet sensörleri sayesinde, hastanın yürümesinin doğal görünümlü olması sağlanmıştır. Ayrıca yokuş ve merdiven gibi bir ampute için zor olarak adlandırılacak koşullarda yüksek adaptasyon sağlanır. [11]



Şekil: 5.3 Portez Bacak.

5.1.4 Baldır (Pylon) ve Ayak Bileği

Pylon; basit olarak soketi ayak sistemine bağlayan tüpe verilen isimdir. Pylonlar soket ile ayak arasındaki yük iletimini sağlayan ve baldır kısmında bulunan adaptördür. Bir alıcı adaptör ile 30 mm çapındaki alüminyum borunun birleştirilmesi ile üretilir.

5.1.5 Ayak Sistemleri

Protez ayağın temel olarak 5 fonksiyonu yerine getirmesi beklenir.



Şekil: 5.4 Silikon Ayak.

- Stabil bir ağırlık taşıma yüzeyi oluşturmak
- Oluşan şokları absorbe etmek
- Olmayan kas fonksiyonlarını gerçekleştirmek
- Mafsal fonksiyonu gerçekleştirmek
- Estetik görünüş sağlamak

Son yıllarda yeni yapay ayak tasarımlarında büyük bir artış gözlenmektedir. Bunların tamamına yakını esnek bir topuk ile durma fazının başında enerji absorbe edip bu enerjiyi ayak parmaklarının yerden kesilmesi ile geri vererek, savrulma fazının başlatılmasına yardımcı olurlar. Bu tip ayak sistemleri Dinamik Davranışlı Ayaklar olarak adlandırılır. [14]



Şekil: 5.5 Kompozit Ayak.



Şekil: 5.6 Pnömatik Sistemli Ayak Protezi.

Günümüzde ayrıca ayak ile baldır arasında ek bir bağlantı olması zorunluluğunu ortadan kaldıran ayak bileği-ayak sistemleri de bulunmaktadır. Bu tür ayak sistemlerinin yapımında genellikle, durma fazındaki kuvvetlere iyi cevap verebilen kompozit malzemeler kullanılmaktadır. Bu düşük ağırlıklı sistemler, geleneksel sistemlere göre birçok üstün özelliğe sahiptir.

5.1.6 Enine Rotasyon Cihazı

Enine rotasyon cihazları baldıra yerleştirilerek baldır eksenini etrafında dönme hareketine izin verirler. (Şekil 5.7)



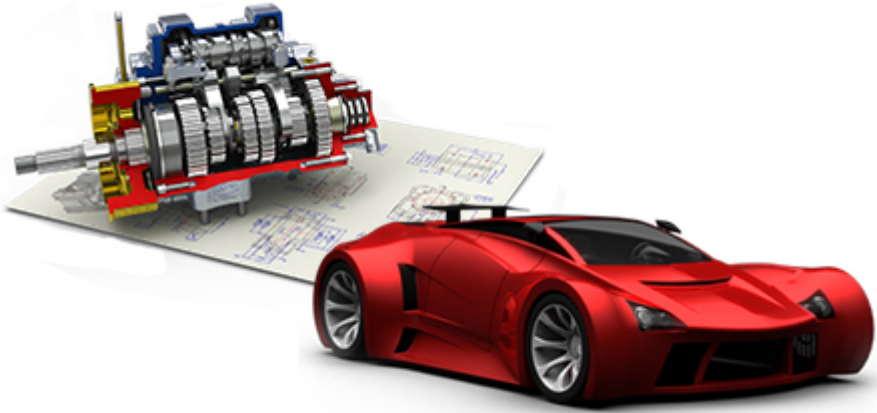
Şekil: 5.7 Rotasyon Cihazı.

6. PROTEZ AYAGIN SOLIDWORKS İLE TASARLANMASI

6.1 Modelleme

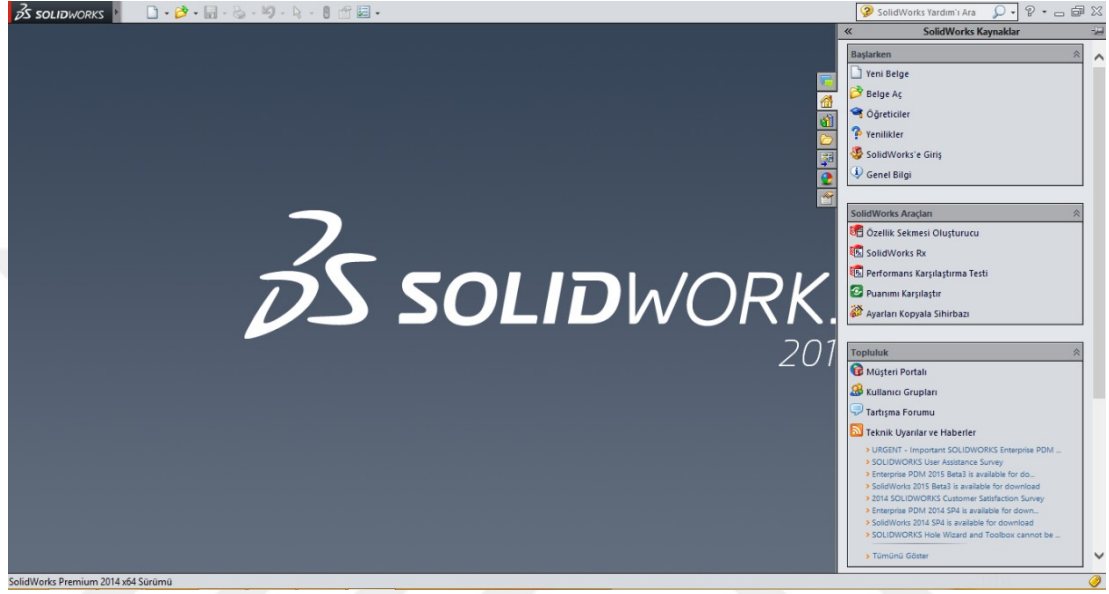
Modelleme, gerçeğe benzer görüntüler yapmaktır. Farklı modelleme yöntemleri ve programları vardır. Günümüzde sanal ortamda en yaygın olarak kullanılan modelleme yöntemleri, doğal ve çokgen modellemedir. İnsanlar, bilimsel yöntemin henüz tanımlanmadığı ilk çağlardan bu yana, karşılaştıkları problemlerle başa çıkma, evreni anlama ve doğaya hakim olma, daha rahat ve güvenli yaşama isteği doğrultusunda; ya sistemin kendisi üzerinde veya soyut/somut bir modeli üzerinde deneyler yapma ihtiyacı hissetmişlerdir. Modeller bizim mekanizmasını bilmediğimiz olayları anlamamıza, kurguladığımız hipotezleri test etmemize yardımcı olurlar. Bu nedenle bilim alanında model kullanımı kaçınılmazdır. Ancak, bu çalışmalardan elde edilen verilerin çok büyük bir titizlikle değerlendirilmesi gerekir. Model seçiminde, bulguların genelleştirilebilme ve insana uyarlanabilme özelliği de mutlaka göz önüne alınmalıdır. [23]

Bu projede solidworks kullanarak modelleme yapılacaktır.



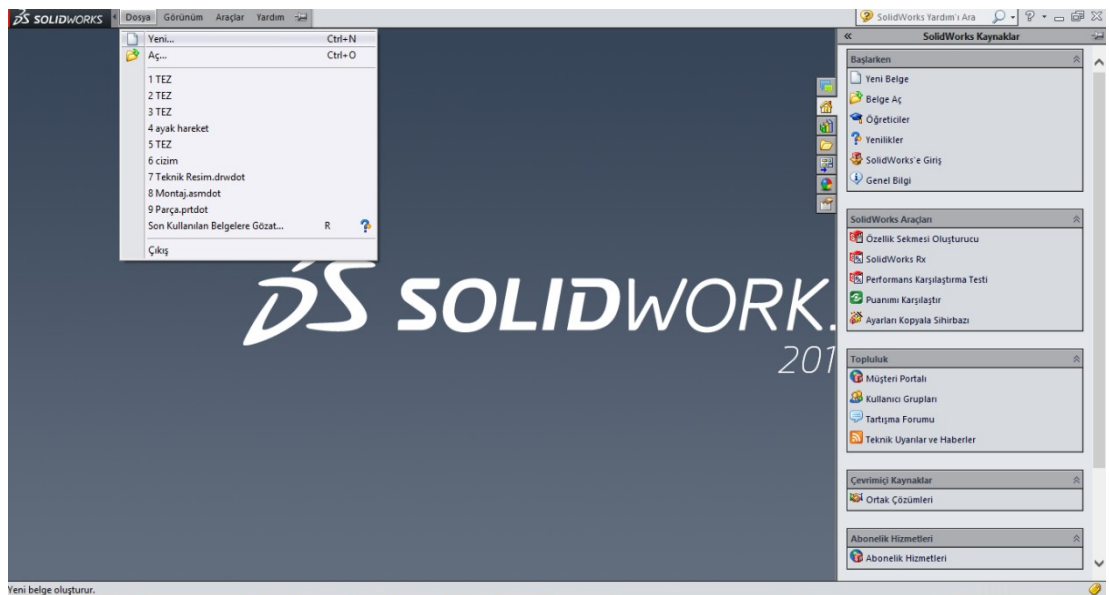
6.2 Solidworks Programının Kullanımı

Programın bilgisayara kurulması ile masa üstünde ve başlat menüsünde kısa yol oluşacaktır. Masa üstündeki Solidworks ikonuna çift tıklanarak yada başlat menüsünden Solidworks ikonuna tıklatılarak program çalıştırılır ve böylelikle aşağıda gösterilen solidworks ara yüzü açılır. (Şekil 6.1)



Şekil: 6.1 Solidworks Ekran Görüntüsü.

Pencerenin sol üst köşesinde görünen Solidworks yazısının yanında standart Windows araçları görülmektedir. Dosya menüsüne gelerek yeni seçeneğine tıklanır. (Şekil 6.2)



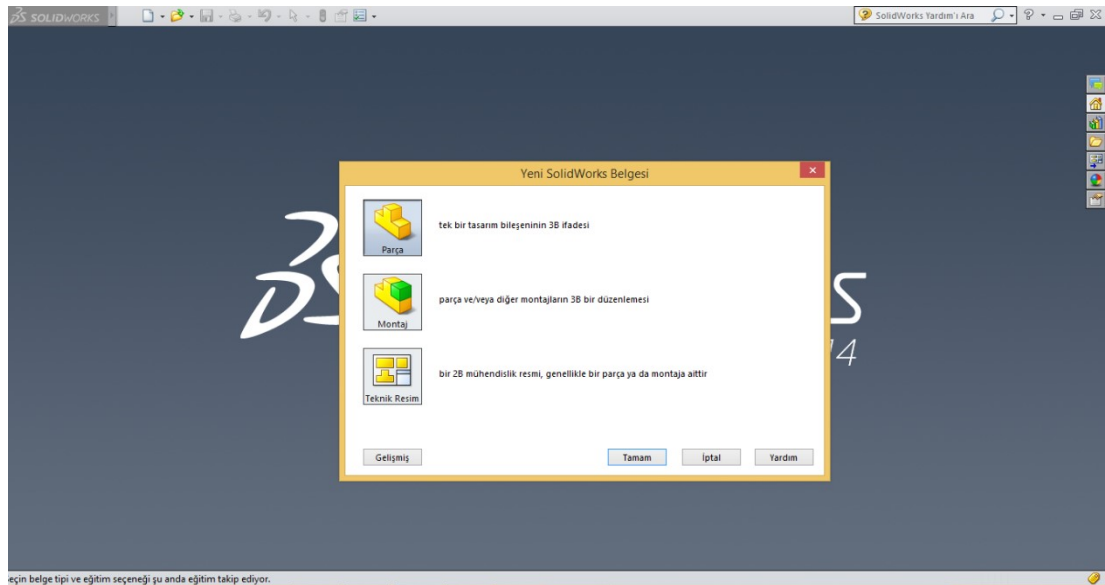
Şekil: 6.2 Solidworks Dosya Menüsü.

6.2.1 Part (Parça)

Tek parça mekanik, model tasarımı için kullanılır. Skeç modelleme, katı modelleme, tel kafes modelleme ve yüzey modelleme imkânı sunar. Katı modelleme çalışma sayfasında birçok tasarım ekipmanı kullanılabilir. Yukarıda sayılan modelleme tekniklerinin dışında, fonksiyonel modelleme imkanı da sunarak kullanıcının maksimum verime ulaşmasını sağlar. Parça modelleme, çalışma ortamında tasarımcının kullanacağı modelleme ekipmanlarının başlıcaları şunlardır. [9]

- Skeç Modelleme
- Katı Modelleme
- 3D Tel kafes Modelleme
- Yüzey Modelleme
- Sac Ürün Modelleme
- Plastik Enjeksiyon Kalıp Tasarımı
- Kaynak Tasarımı
- Montaj Elemanları Tasarımı
- Tasarım Tablosu

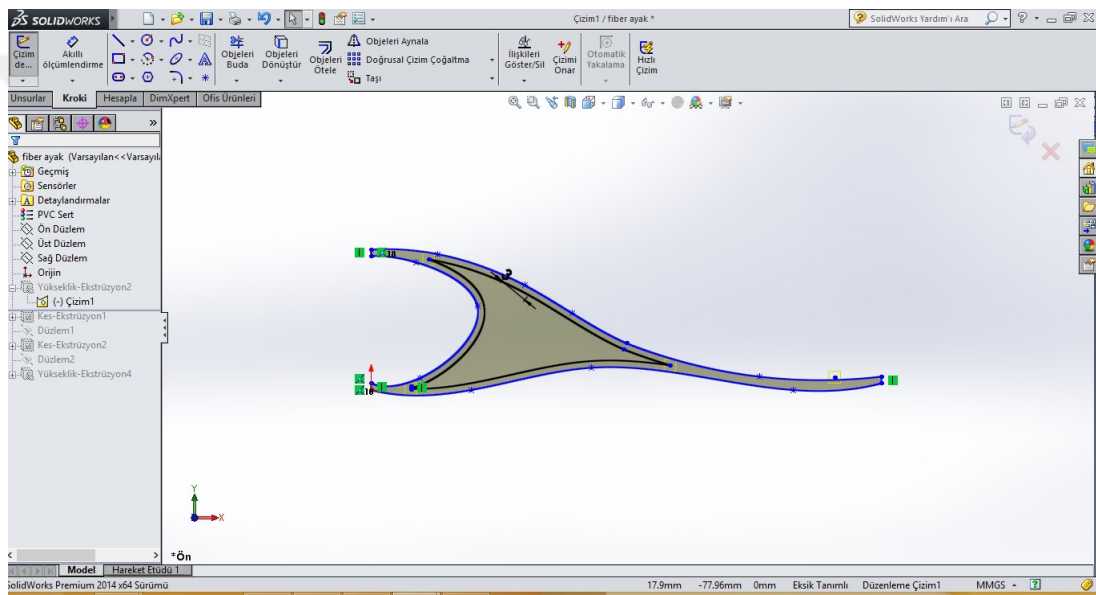
Parça oluştur seçeneğine tıklanır. (Şekil 6.3)



Şekil: 6.3 Solidworks Parça Seçim Ekranı.

6.2.2 Solidworks Düzlemler ve Skeç

Solidworks yazılımı tam parametrikdir. Yapılan her türlü işlem kaydedilir ve tasarımın her aşamasında müdahale edilerek istenen değişiklikler yapılabilir. Açılan sayfada düzlem seçilir ve skeç komutları kullanılarak model bilgisayar ortamına aktarılır. (Şekil 6.4) Tasarlanan bu model ile amaçlanan insan topuğunun ezilme sonucu absorbe ettiği yüklere yakın bir kapasitede yük absorbe edebilmesidir; modele verilmiş olan kavis buna uygundur.



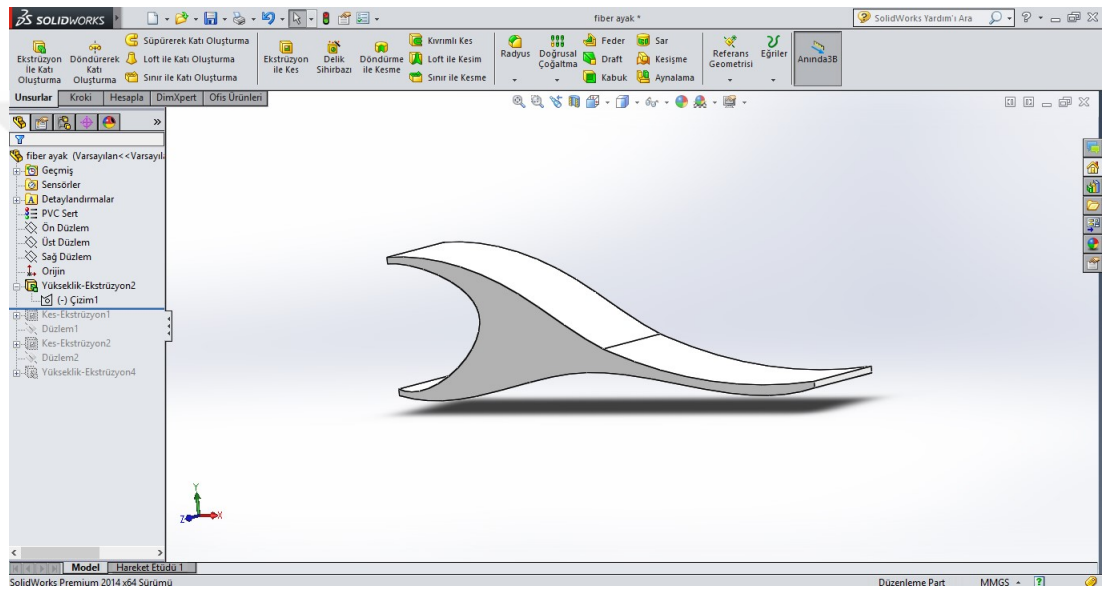
Şekil: 6.4 Çizgi Komutu Kullanımı.

6.2.3 Solidworks Programında Katı Modelleme

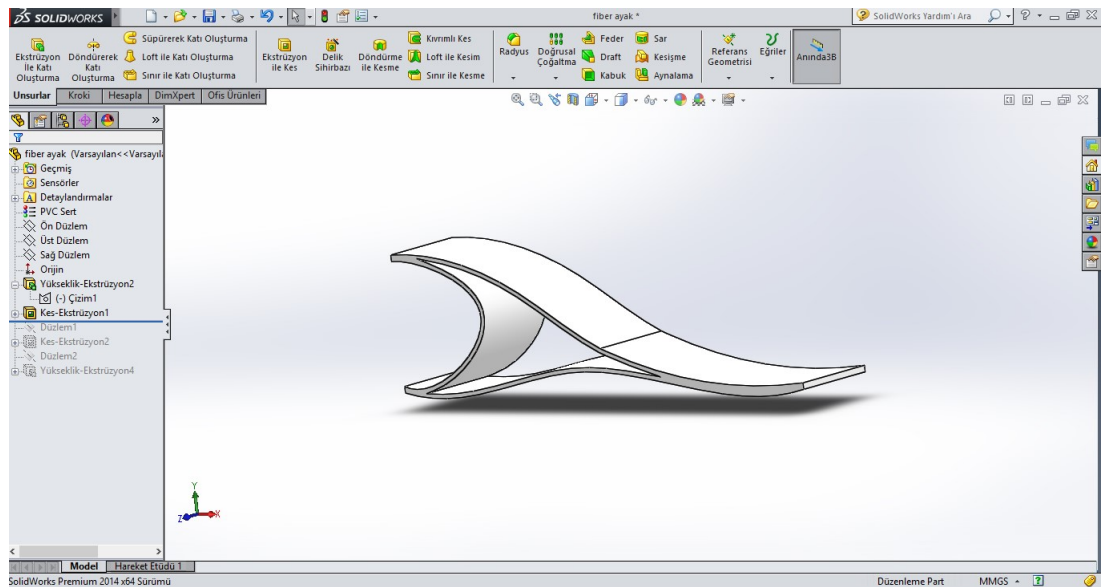
Katı modelleme: iki boyutlu çizgilerden üç boyutlu nesnelere oluşturma işlemidir. Bir katı modeli oluşturmak için çizim ortamında çizilen skeçler kullanılır. Ayrıca 3D çizimler de kullanılarak katı modeller oluşturulabilir. Solidworks parça modelleme çalışma sayfası açıldığında, command manager araç çubuğunda bulunan unsurlar ile; araç kutusu elemanları katı modelleme için gerekli olan bütün işlemler yapılabilir.

Mühendislik temeli işlemler, çoğunlukla katı modeller üzerinde yapılmaktadır. Dünyamızda bütün mekanik parçalar hacimseldir. Bu yüzden CAD ortamının temel yapısı da katı modeller üzerine olmalıdır. Tel kafes ve yüzey modeller çoğunlukla katı modellerin oluşturulması için kullanılır.

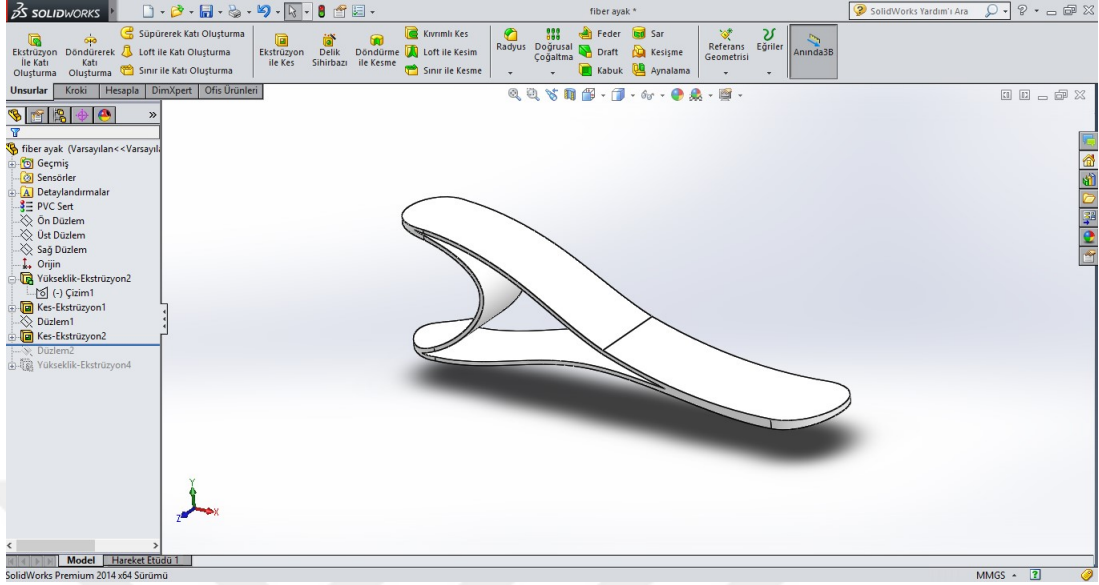
Katı oluşturma işleminde; ayak uzunluğu x ekseninde 240 mm, z ekseninde 120 mm, y ekseninde 45 mm verilen yükseklik, ön 22,5 ve arka ayak kısmı için 17,5 mm Radius komutları işlemlerinden sonra model ortaya çıkmaktadır. (Şekil 6.5)



Şekil: 6.5 Katı Oluşturma.



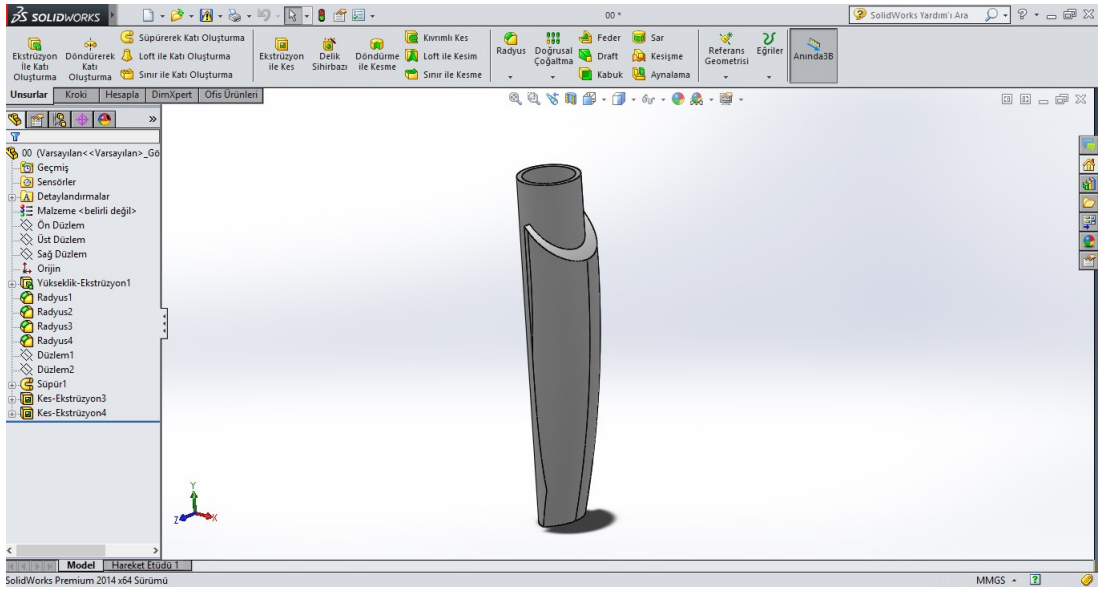
Şekil: 6.6 Kesme İşlemi.



Şekil: 6.7 Radius İşlemi.

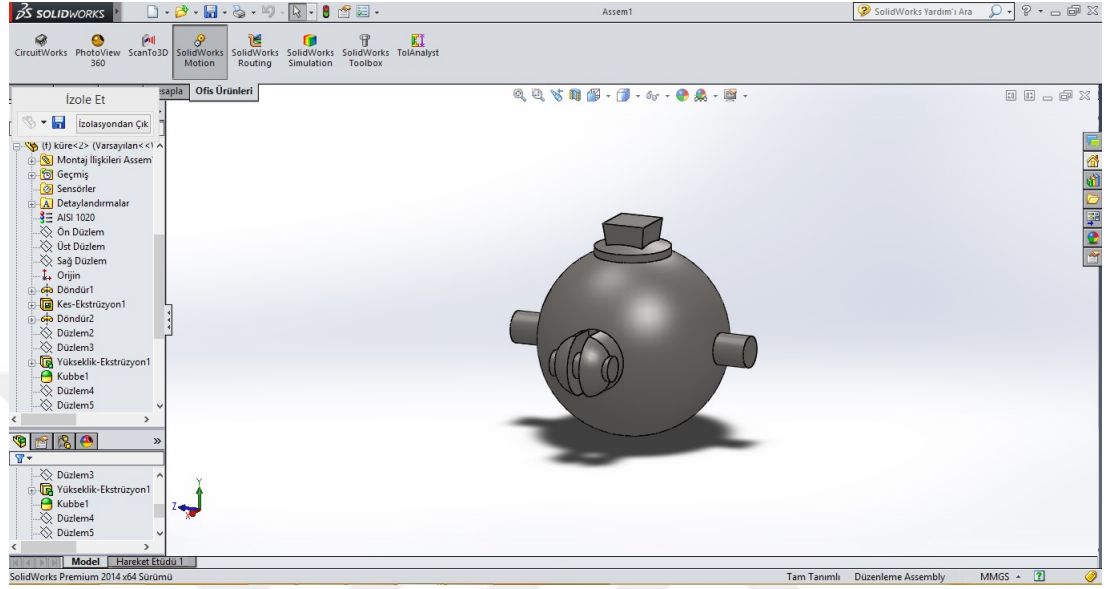
Solidworks ile analiz işlemleri yapılmayacağından herhangi bir materyal atama yapılmasına gerek yoktur.

Diz kısmının tasarımı için gerekli ekipmanlar modellenip model ile birleştirilmesi gerekmektedir.

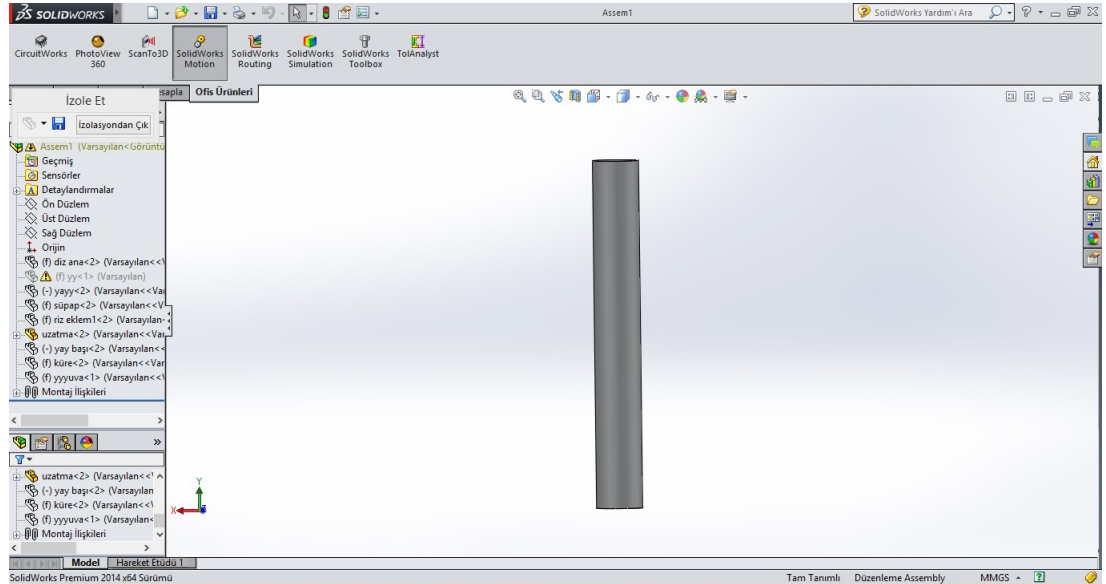


Şekil: 6.8 Diz Protez Yuva.

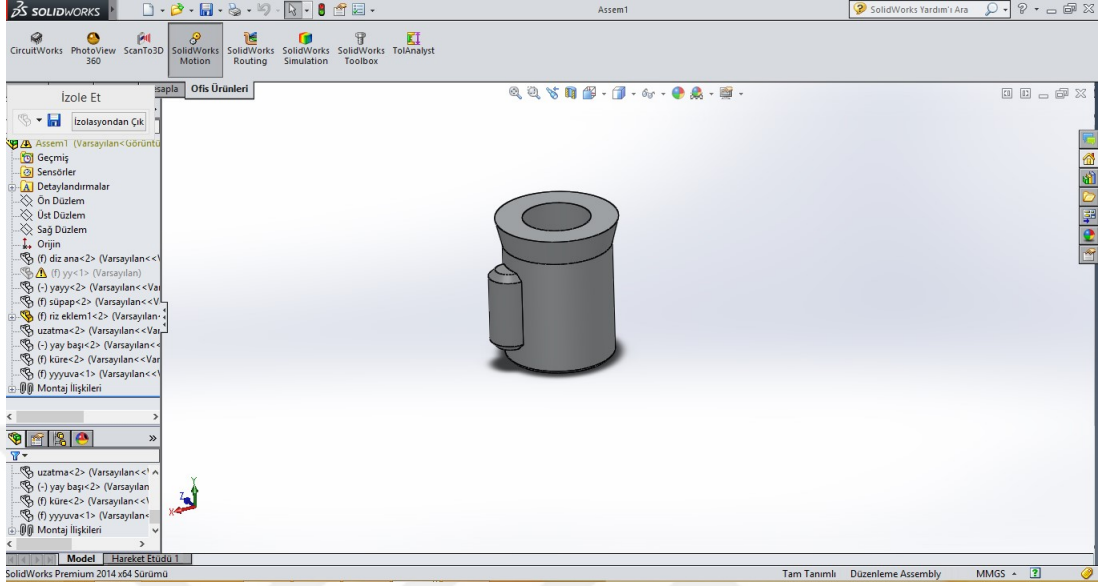
Diz protez küre için solidworks'ta döndür komutu kullanılır. Oluşturulan model üzerine pim ve vida yuvaları modellenerek birleştirilir.



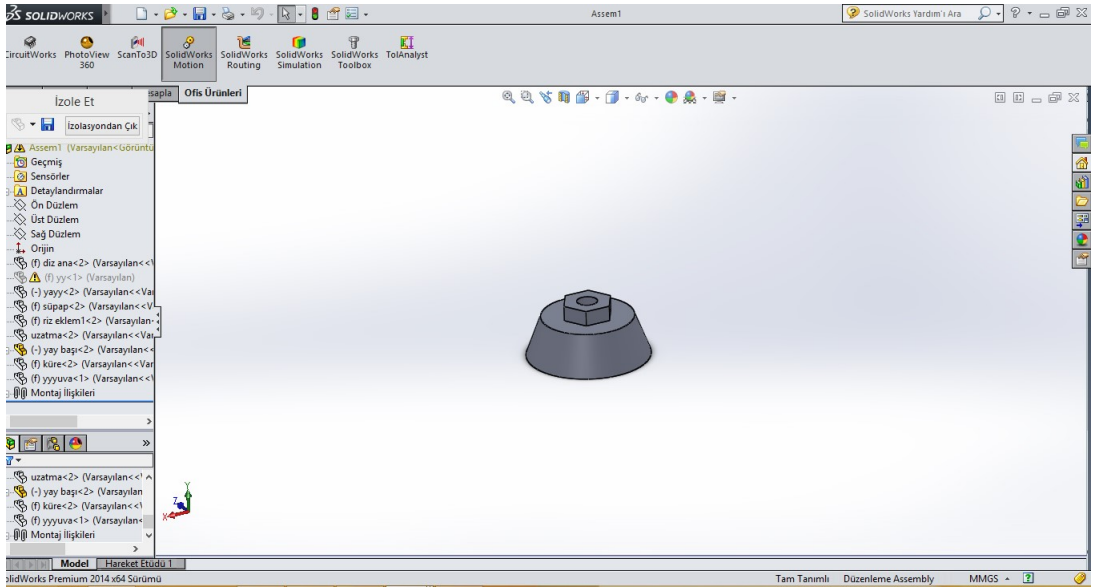
Şekil: 6.9 Diz Protez Küre.



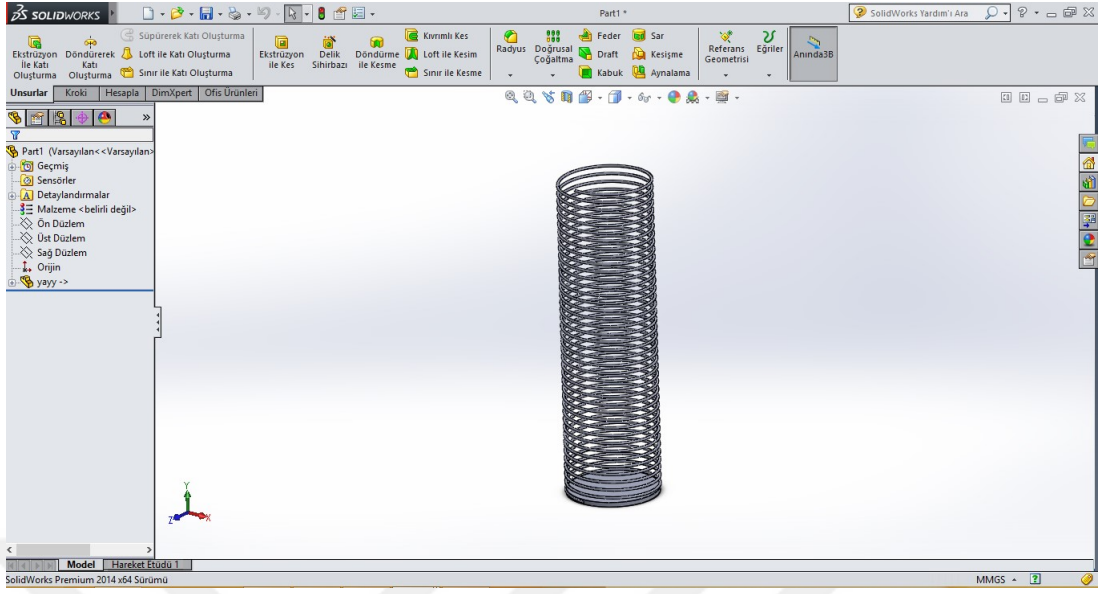
Şekil: 6.10 Diz Protez Uzatma Borusu.



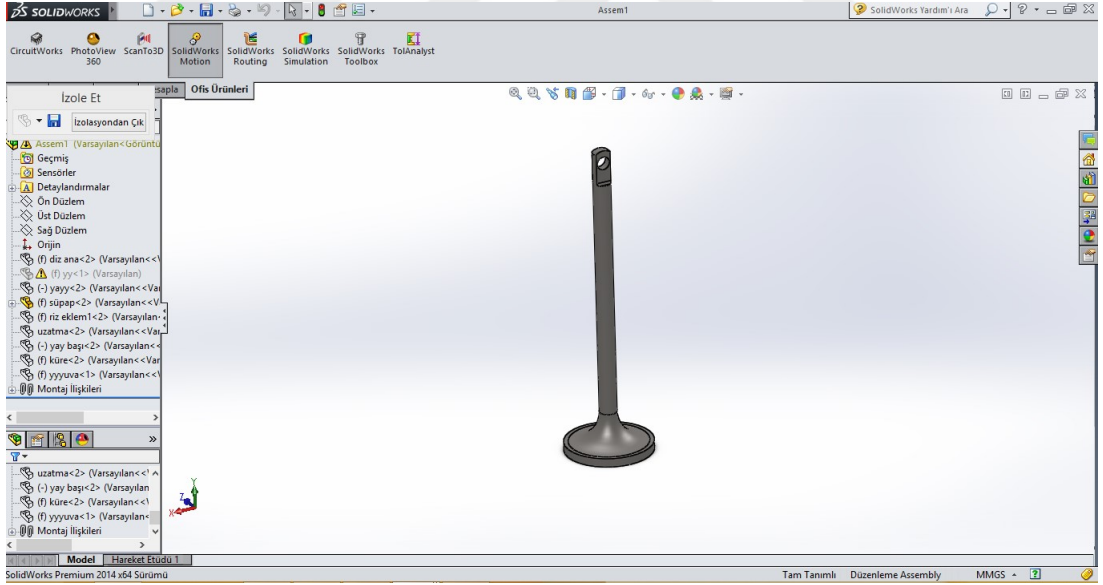
Şekil: 6.11 Diz Protez Sıkıştırma Ayar Vidası.



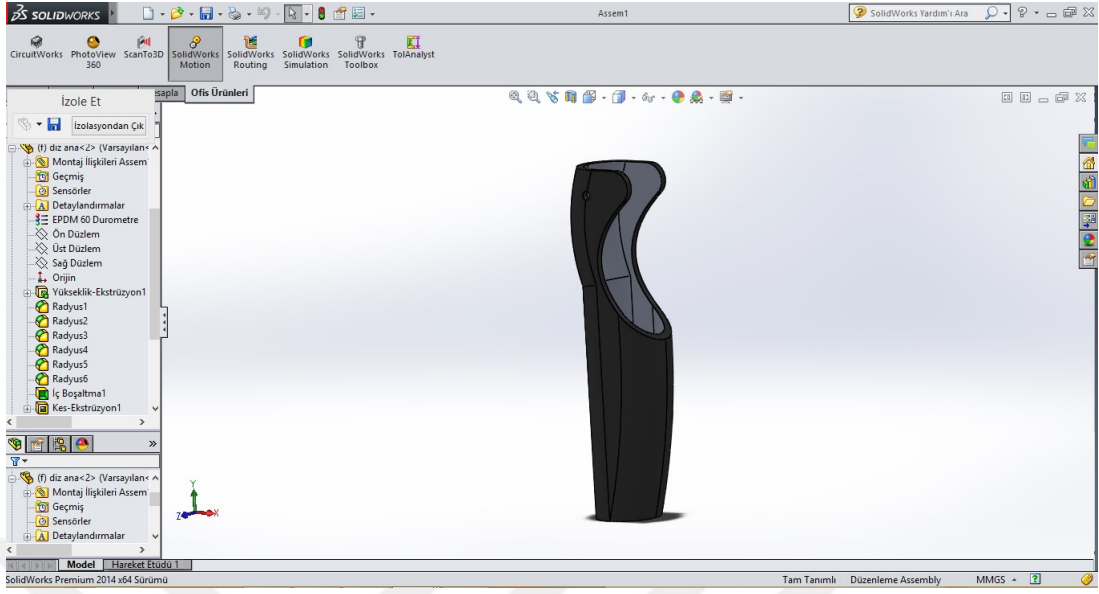
Şekil: 6.12 Diz Protez Süpap Vidası.



Şekil: 6.13 Diz Protez Yay.



Şekil: 6.14 Diz Protez Süpap.

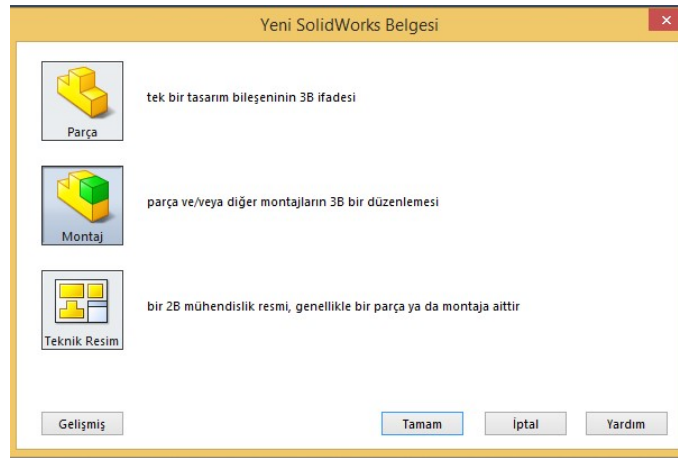


Şekil: 6.15 Diz Proetaz Ana Gövde.

6.3 Solidworks ile Montaj

Bilindiği üzere Solidworks, yazılı mekanik tasarıma yönelik araçlar ile donatılmıştır. Mekanik tasarım denince akla ilk olarak montaj modelleme gelmektedir. Parça, çalışma ortamında tasarlanan parçalar ile montaj çalışma sayfasında birbirlerine montaj edilirler.

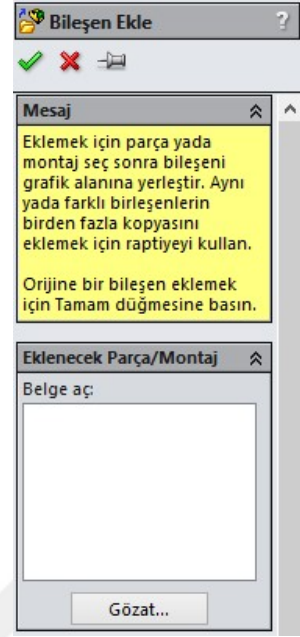
Çizmiş olunan parçaların birleştirme işlemi ise, Solidworks yazılımında montaj modelleme için Assembly çalışma sayfası kullanılır. Dosya > Yeni seçildiğinde aşağıdaki verilen çalışma sayfası görülecektir. Montaj sekmesi tıklanılır. (Şekil 6.16)



Şekil: 6.16 Montaj Çalışma Sayfası Butonu.

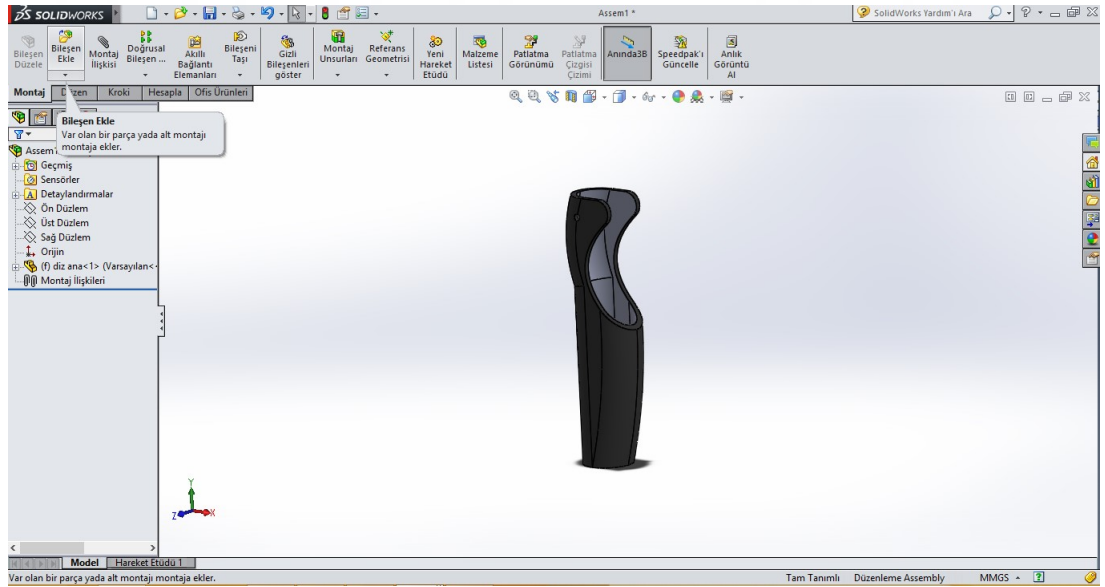
6.3.1 Bileşen ekleme

Parça, tasarım çalışma sayfasında çizilen parçaları montaj modelleme ortamına eklemek için kullanılır. Bu şekilde montaj modelleme çalışma sayfasına ilk parça eklenebilir. (Şekil 6.17) Montaj çalışma sayfasına eklenen ilk parça sabit parçadır.



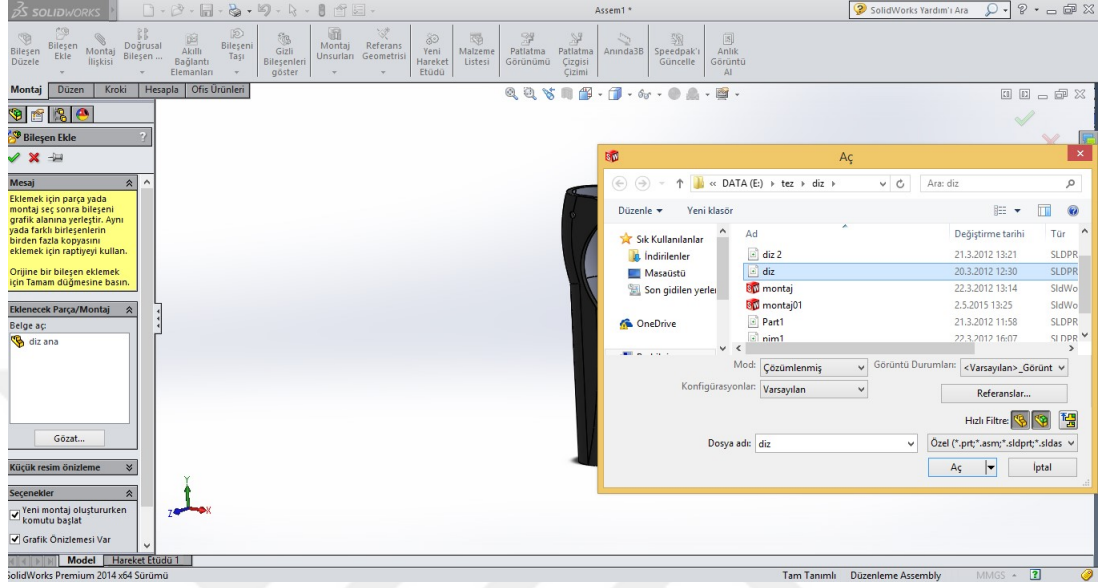
Şekil: 6.17 Bileşen Ekleme.

Bu projede ana gövdeyi sabit olarak kabul edip, diğer parça dosyaları ana gövde üzerine yerleştirilecektir.



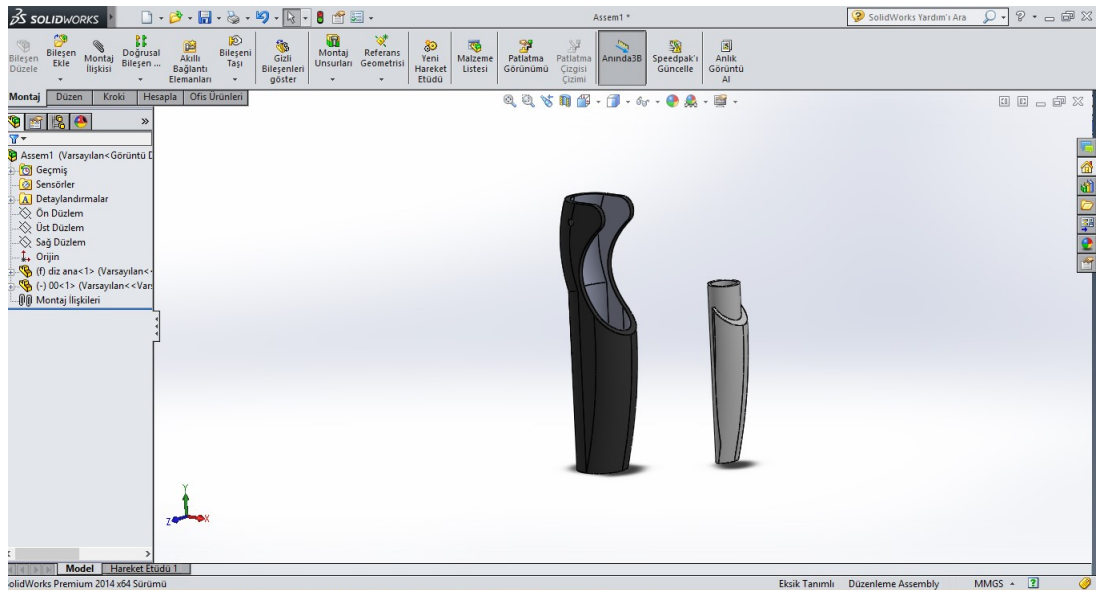
Şekil: 6.18 Diz Protez Montaj.

Diğer parça dosyaları da yine aynı şekilde bileşen ekle komutundan yararlanılarak çalışma sayfasına çağırılır. (Şekil 6.19)



Şekil: 6.19 Bileşen Ekleme.

Çağırılan bu part dosyası, sürükleyip bırak metodu ya da onay kutucuğu ile onaylanıp çizime yerleştirilir. (Şekil 6.20) Solidworks, parça dosyalarını istenilen yere, istenilen açı ile hareket ettirme olanağı verir.

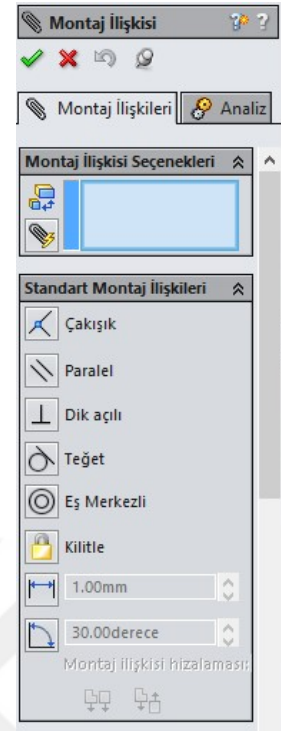


Şekil: 6.20 Bileşeni Ekranı Sürükleyip Bırakma.

6.3.2 Montaj İlişkisi

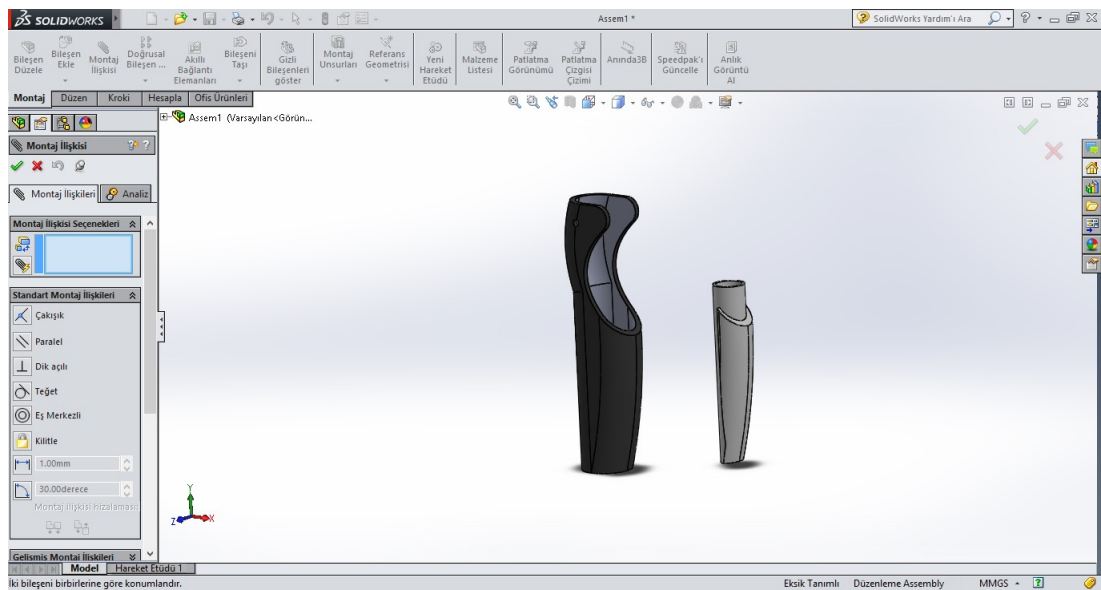
Montaj bileşenleri arasında kısıtlama ilişkilerini atamak için kullanılır. Montaj ilişkileri ile hem sistem montaj edilir hem de dinamik simülasyon için kinematik ilişkiler kurulmuş olur. Solidworks yazılımı montaj ilişkilendirmeleri konusunda oldukça gelişmiş bir araca sahiptir. Standart montaj bileştirmeleri dışında ileri düzeyde özel amaçlı bileştirme araçları da vardır.

(Şekil 6.21)'de görüldüğü gibi (çakışık, paralel, dik açılı, teğet, eş merkezli, kilitle) gibi akıllı montaj uygulayabildiğimiz gibi uzaklık yada açı değeri girerek te montaj oluşturmamıza olanak sağlıyor.



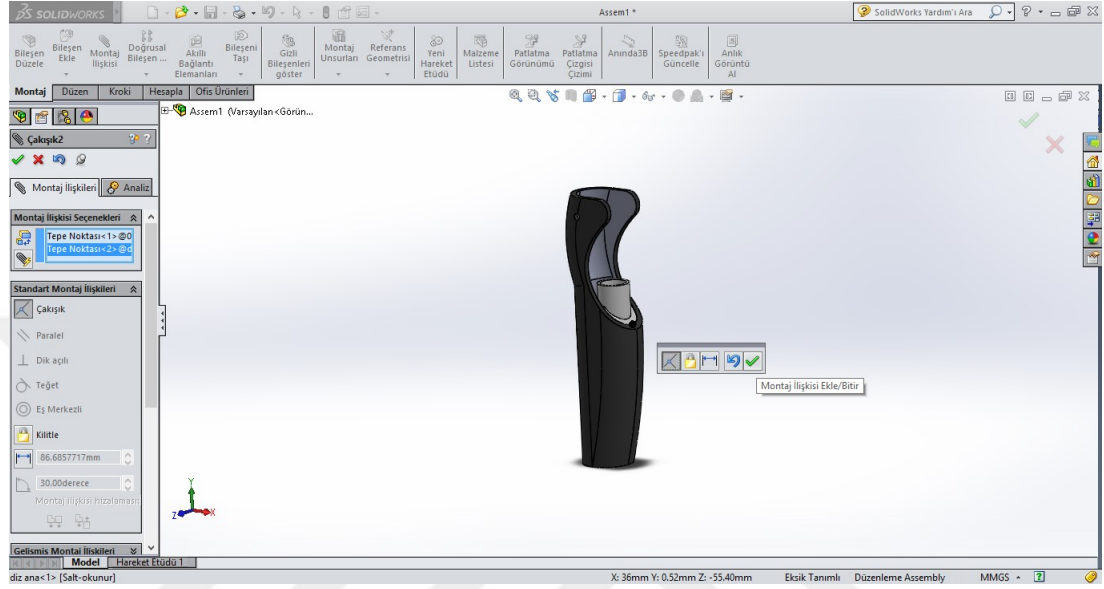
Şekil: 6.21 Montaj İlişkisi.

Şimdi ise uygun bir montaj ilişkisi tanımlayarak yuvayı ana gövdenin bağlanması gerekmektedir. Bunun için her iki parçadan da referans noktası seçip programa parçaların çakışık olduğu belirtilir. (Şekil 6.22)



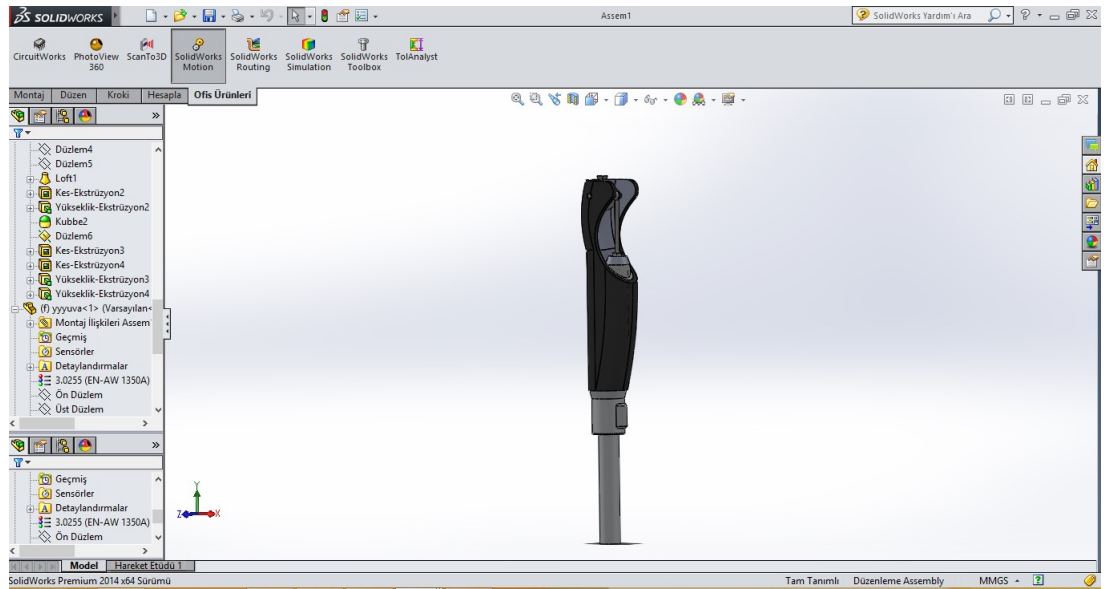
Şekil: 6.22 Diz Protez Montaj.

Montaj işlemini uygun ise montaja onay verip diğer parçalar içinde tek tek çalışma sayfasına aktarıp, montaj bileşen ekle seçeneğinden montaj işleminin tamamlanması gerekmektedir. (Şekil 6.23)



Şekil: 6.23 Diz Protez Montaj Onaylama.

Diğer parçalar içinde aynı işlemler uygulanır ve uygun montaj işlemi tamamlanır. (Şekil 6.24) Modeli hazırlanan bu tasarımın kullanılabilirliği sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilecektir.



Şekil: 6.24 Diz Protez Montaj.

7. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

7.1 Sonlu Elemanlar;

Sonlu elemanlar metodu, günümüzde karmaşık mühendislik problemlerinin hassas olarak çözülmesinde etkin olarak kullanılan bir sayısal metottur. İlk defa 1956 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi için geliştirilmiş olan bu metodun daha sonraki on yıl içerisinde uygulamalı bilimler ve mühendislik problemlerinin çözümünde de başarı ile kullanılabilmesi anlaşılmıştır. Daha sonraki yıllarda ise sonlu elemanlar metodu ve çözüm teknikleri hızlı gelişmeler kaydetmiş ve günümüzde bir çok pratik problemin çözümü için kullanılan en iyi metotlardan birisi olmuştur. Metodun değişik mühendislik alanları için bu kadar popüler olmasının ana nedenlerinden birisi genel bilgisayar programının yalnız giriş verilerini geliştirerek herhangi bir özel problemin çözümü için kullanılabilmesidir.

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

Sonlu elemanlar metodunda çözüm bölgesi, çok sayıda basit, küçük, birbirine bağlı sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. Bu metodu, karmaşık bir geometrik şekilleri analiz etmek için rahatlıkla kullanmak mümkündür.

Sonlu elemanlar metodunda katı, sıvı veya gaz gibi gerçek cisimler veya kontinyum birbirine bağlanmış cisimler sonlu eleman adı verilen alt bölümler ile tarif edilmektedir. Bu elemanlar birbirlerine düğüm noktası adı verilen özel noktalardan bağlanmışlardır. Düğüm noktaları genellikle elemanların birbirine bağlandıkları yerler olan eleman sınırlarında bulunmaktadır. Deplasman, gerilme, sıcaklık, basınç, hız vs. gibi değişkenlerin gerçekte nasıl değiştiği bilinemediğinden bunların basit fonksiyonlar ile yaklaşık olarak ifade edilebildikleri varsayılmaktadır. Bu yaklaşık

fonksiyonlar, değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri cinsinden ifade edilmektedir. Sistem için denge denklemleri vb. gibi yeni denklemler yazıldığı zaman; bilinmeyenleri, değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri olan ve ortak çözümleri gereken yeni denklemler ortaya çıkmaktadır. Genellikle matris denklemleri şeklinde olan bu denklemlerin çözülmesi ile de değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri elde edilmektedir. Yaklaşık fonksiyonların, değişkenlerin düğüm noktalarındaki değerleri cinsinden ifade edilmiş olmaları nedeni ile de bu fonksiyonların eleman içerisindeki ve sonuç olarak ta bütün kontinyum içerisindeki değerleri bulunmakta ve istenilen sonuçlar elde edilmiş olmaktadır. [18]

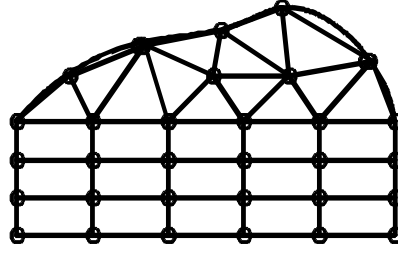
Genel bir problemin sonlu elemanlar metodu ile çözümü, daima belirli basamaklardan oluşan bir yöntem ile elde edilmektedir. Bu yöntem bir statik yapı probleminin çözümü için aşağıdaki basamaklardan oluşmaktadır.

a) Yapının veya Çözüm Bölgesinin Elemanlara Ayrılması

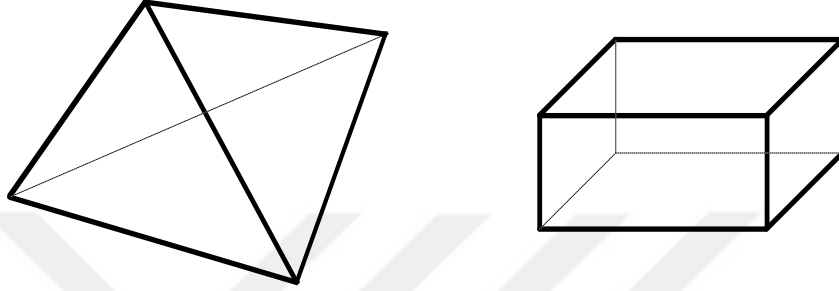
Sonlu elemanlar metodunda ilk basamak yapıyı veya çözüm bölgesini alt bölümlere yani sonlu elemanlara ayırmaktır. Bu ayırmda uygun sonlu elemanlar kullanılmalı, elemanların cinsi, sayısı ve düzeni tespit edilmelidir. Basit geometri veya az sayıda eleman için manuel olarak yapılabilecek bu modelleme işleminin karmaşık geometri veya çok sayıda eleman için bu şekilde yapılabilmesi imkânsız hale gelmekte ve bu iş için çeşitli programlar kullanılmaktadır.

b) Her Elemanın Özelliklerinin Formüle Edilmesi

Karmaşık bir yapının herhangi bir yük altındaki deplasmanının kesin olarak tahmin edilmesi imkansız olduğundan, bir eleman için bilinmeyen çözümü yaklaşık olarak ifade edilebilecek uygun bir deplasman modeli seçilmelidir. Bu model hesaplamalar açısından basit olmalı, ancak bazı yakınsama gereklerini de yerine getirmelidir. Çoğunlukla bu model bir polinom şeklinde olmaktadır. Denge denklemleri veya rasyonel prensipler ve yaklaşık deplasman modeli kullanılarak, eleman katılık matrisleri ve yük vektörleri bulunulabilir.



Şekil: 7.1 Tek Boyutlu Elemanlar.



Şekil: 7.2 Üç Boyutlu Elemanlar.

c) Yapının veya Çözüm Bölgesinin Sonlu Elemanlar Modelinin Elde Edilebilmesi için Elemanların Birleştirilmesi

Yapının çok sayıda elemandan oluşmuş olması nedeni ile her bir eleman için bulunmuş olan katılık matrisleri, yük vektörleri ve denge denklemleri, uygun bir şekilde birleştirilmesi ile genel denge denklemleri elde edilmelidir.

d) Bilinen Yüklerin Uygulanması

Kuvvet Moment vb.

e) Yapının Nasıl Desteklendiğinin Belirtilmesi

Genel denge denklemleri problemin sınır şartları uygulanarak düzeltilmeli ve daha sonra düğüm noktalarının deplasmanları çözümlenmelidir.

f) Eleman Gerilme ve Birim Uzunluklarının Hesaplanması

Düğüm noktalarının deplasmanları ile katı hal mekaniği ve yapısal mekaniğin gerekli denklemleri kullanılarak, eleman birim uzunlukları ve gerilmeleri hesaplanmalıdır.

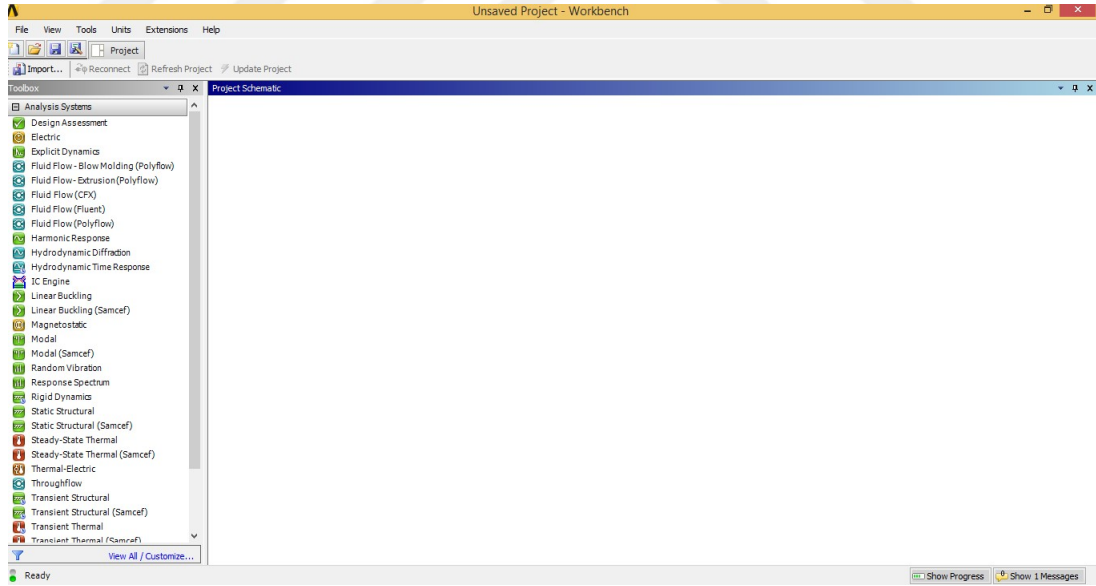
8. ANSYS STATİK ANALİZ

8.1 ANSYS Workbench

ANSYS Workbench, parametrik CAD sistemlerini bir otomasyon ve performans ile simülasyon teknolojilerini entegre eden bir platformdur. ANSYS Workbench'in gücü, yılların bilgi birikimi ile arkasında duran ANSYS çözücü algoritmalarından gelir. ANSYS Workbench'in amacı sanal ortamda ürünün iyileştirmesini sağlamaktır. [3]

8.1.1 ANSYS Workbench Çalışması

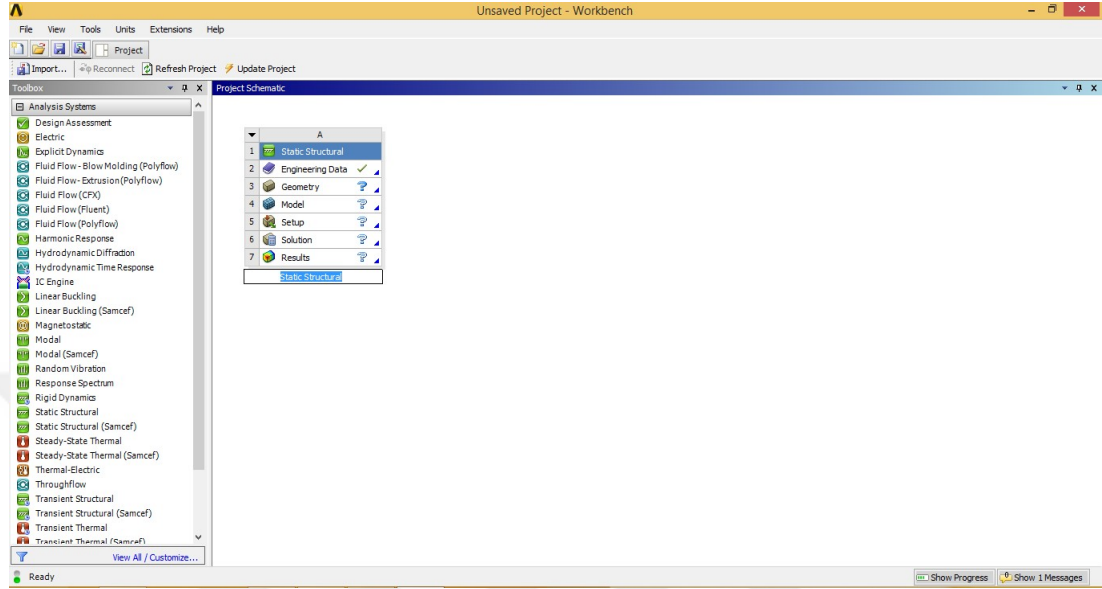
Programın bilgisayara kurulması ile masa üstünde ve başlat menüsünde kısa yol oluşacaktır. Masa üstündeki ANSYS Workbench ikonuna çift tıklanarak ya da başlat menüsünden ANSYS Workbench ikonuna tıklanarak program çalıştırılır ve böylelikle aşağıda gösterilen ANSYS Workbench ara yüzü açılır. (Şekil 8.1)



Şekil: 8.1 Workbench Çalışma Sayfası.

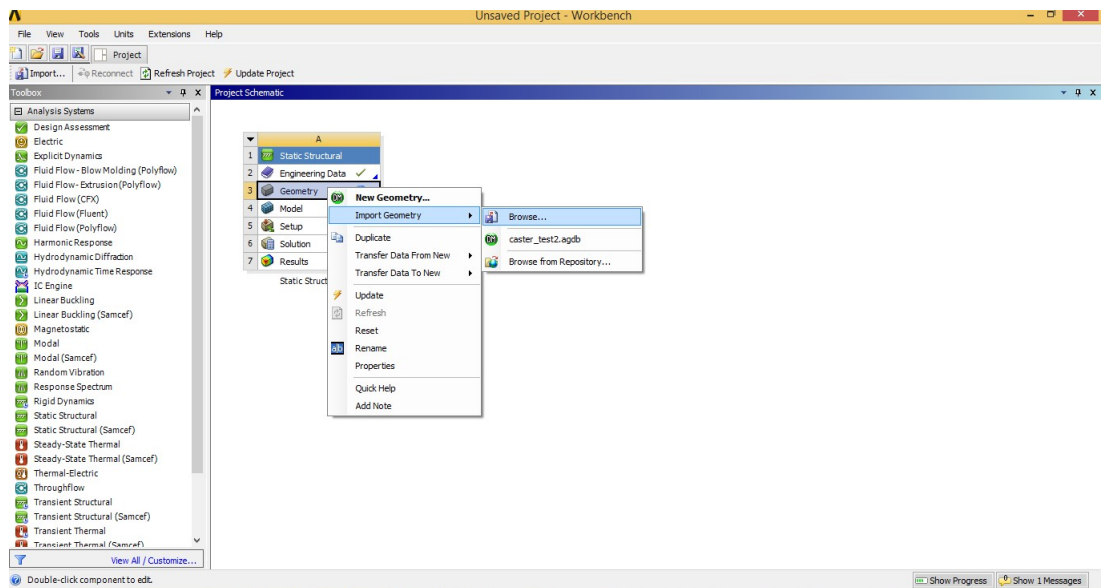
ANSYS Workbench ile yeni model oluşturabildiğimiz gibi, başka program ile oluşturduğumuz modellerde ANSYS programına import edebilir. Sol bölümde bulunan seçenekler bize bir çok alanda analiz yapmamıza olanak tanır. Biz bu aşamada statik analiz yapmak için Static Structural seçiyoruz. Sürükle bırak yöntemi

ile sağda bulunan boş sayfaya bırakılır. Bu şekilde ANSYS bize lineer yada nonlinear analiz yapılması için yardımcı modül oluşturur. (Şekil 8.2)



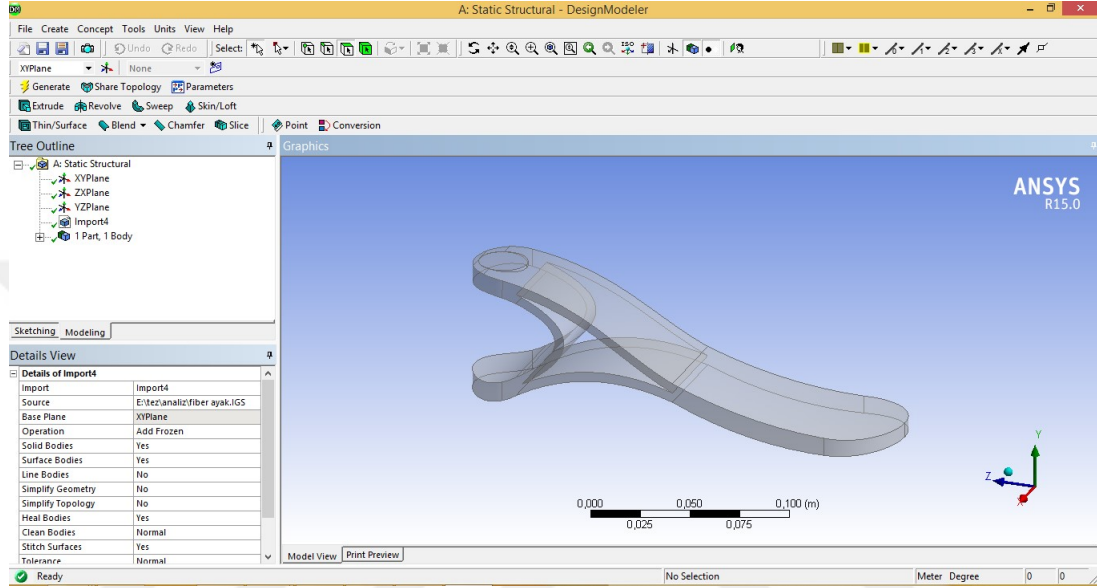
Şekil: 8.2 Workbench Statik Analiz.

Solidworks'ta tamamlanan protez ayak dosyasını ANSYS'ye aktarmak için, Geometry sekmesine sağ tuş bölümünden import seçeneğine tıklayarak model dosyası seçilir. (Şekil 8.3)



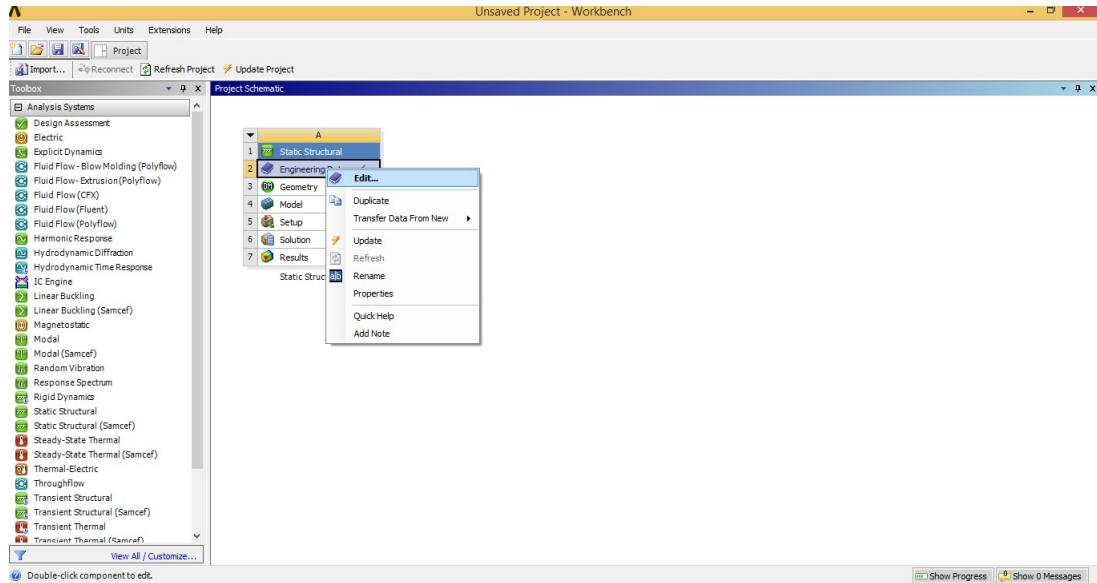
Şekil: 8.3 Workbench Model İport.

Burada dikkat edilmesi gereken en önemli hususlardan bir tanesi, Solidworks ve ANSYS'te kullanılan ölçü birimlerinin aynı olmasıdır. Geometrimizi ANSYS programına aktardığımızda aşağıdaki uygulama sayfası açılacaktır (Şekil 8.4) bu uygulama üzerinden istenilen geometrik değişiklikler yapılabildiği gibi genarete seçeneğinden güncelleme işlemide yapılabilir.



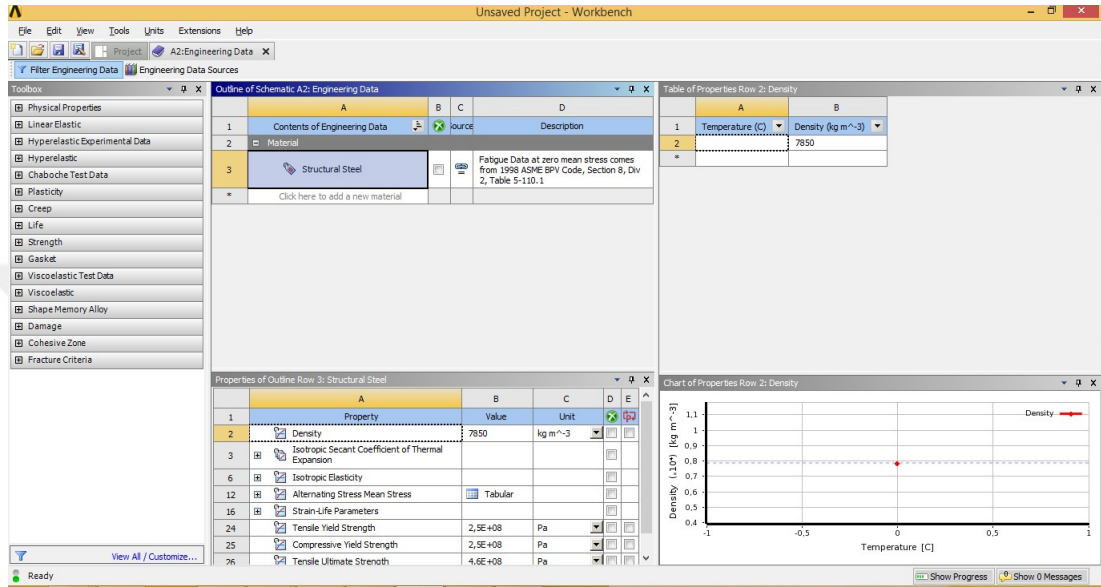
Şekil: 8.4 Workbench Model Çalışma Sayfası.

Modülde tamamlanan her bir görevin tamamlanmasından sonra yan tarafında onay işareti gerçekleşecektir. Şimdi ise import ettidilen part dosyasını analiz için gerekli olan materyal eklemelidir, bunun için Engineering Data sekmesinden yardım alınır. (Şekil 8.5)



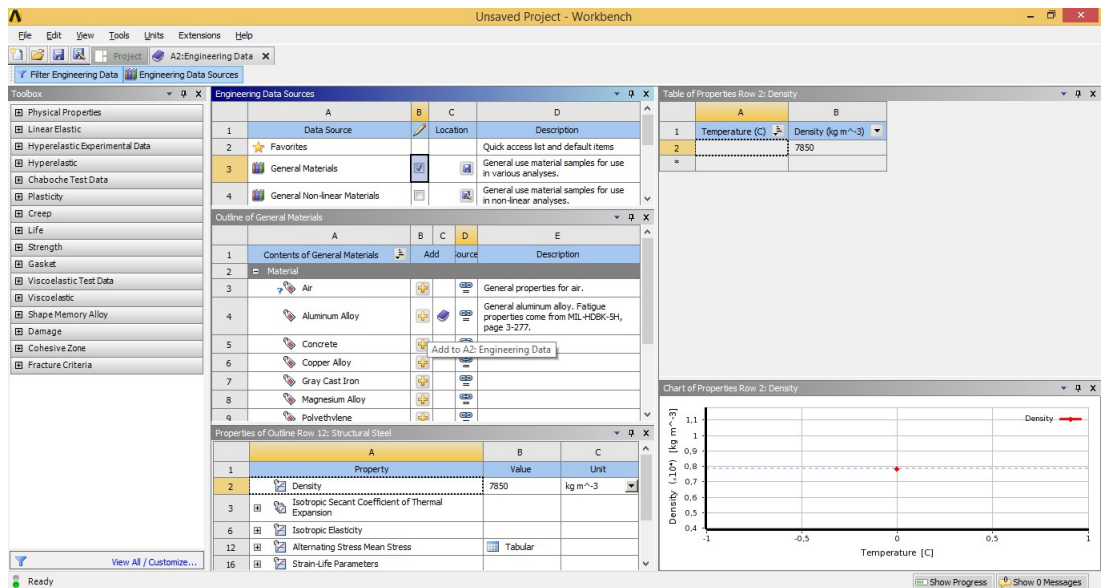
Şekil: 8.5 Workbench Malzeme Seçimi.

Engineering Data sayfasında herhangi bir materyal seçilmezse ANSYS malzemeyi otomatik Steel olarak kabul edip hesaplamaları ona göre hesaplayacaktır. Bu sayfada özel materyaller ekleyebilir yada var olan materyaller dosyalarından herhangi birini modele uygulanır. (Şekil 8.6)



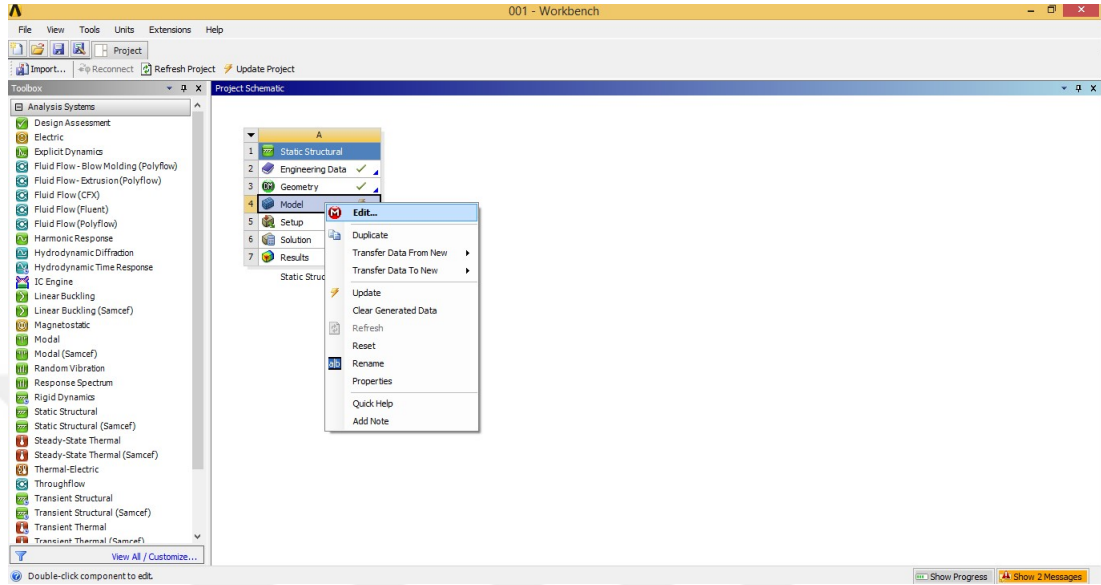
Şekil: 8.6 Workbench Malzeme Seçim Ekranı.

Engineering Data Source sekmesinden ise daha fazla materyal seçebilmemize olanak sağlar. Burada alüminyum materyali seçilmiştir. (Şekil 8.7)



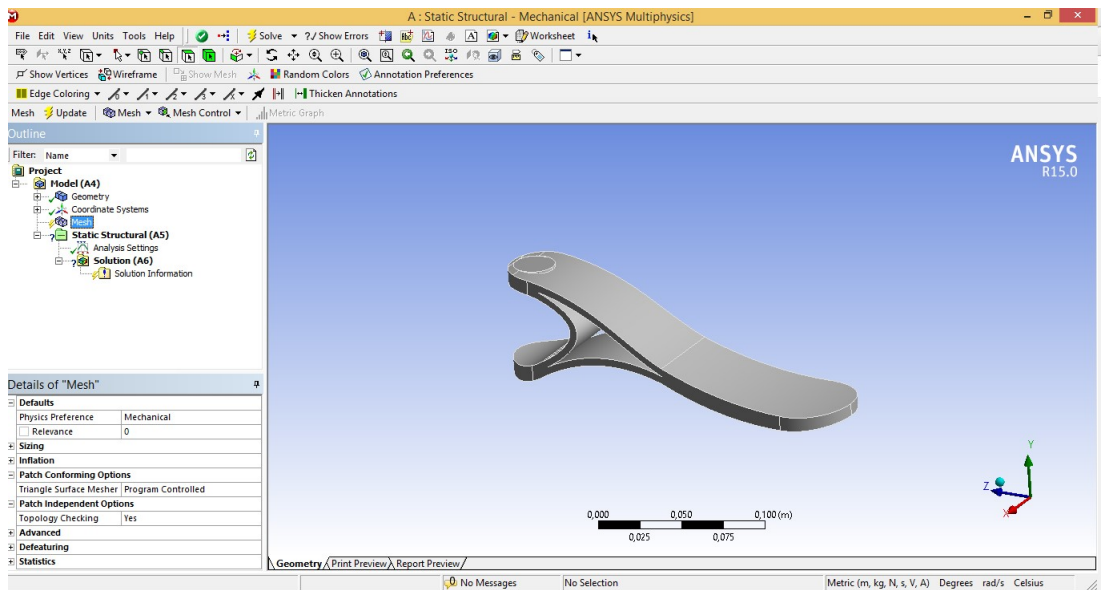
Şekil: 8.7 Workbench Malzeme Seçim Ekranı.

Malzeme seçimini tamamladıktan sonra modele uygun mesh, sınır koşulları ve kontak ayarlanmasına olanak sağlayan Model sekmesini düzenlemek gerekir. Model sekmesine, sağ tuşa basılarak Edit sekmesine tıklanılarak aktifleştirilir. (Şekil 8.8)



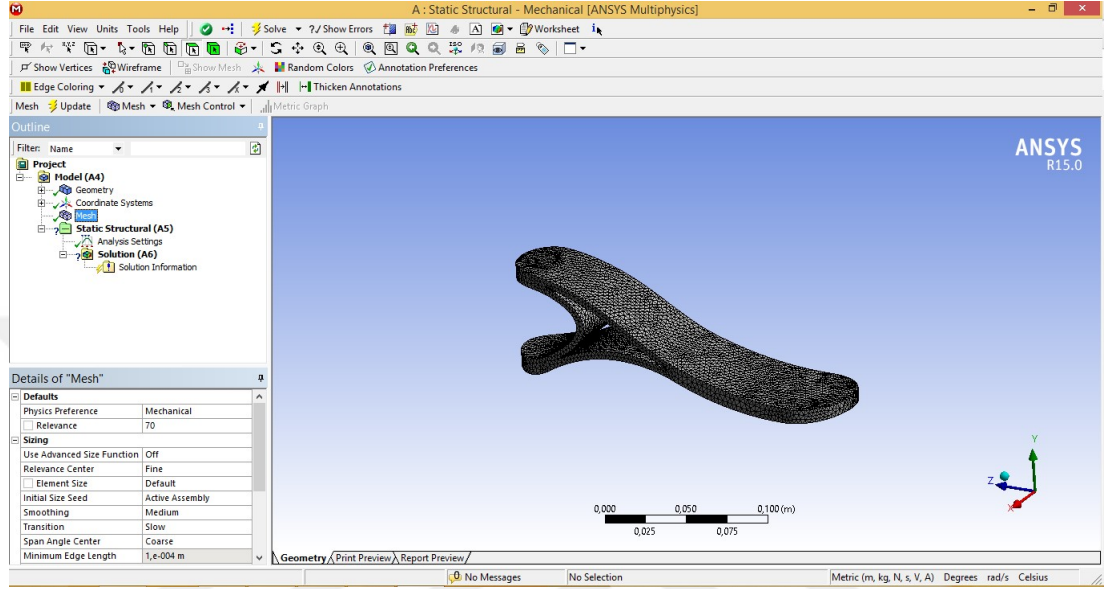
Şekil: 8.8 Workbench Model Koşul Uygulama.

Burada sol tarafta bulunan model ağacında yer alan mesh uygulaması seçilir. Geometriye göre uygun mesh seçilmesi önemlidir. Eğer geometrinin yapısı karışık ve kompleks ise mesh sıklığı artırılabilir. Mesh ebatlı yumuşaklığı ve buna benzer özellikler bu seçenekte seçilir. Ayarlar tamamlandıktan sonra Update butonundan modelin güncellenmesi gerekir. (Şekil 8.9)



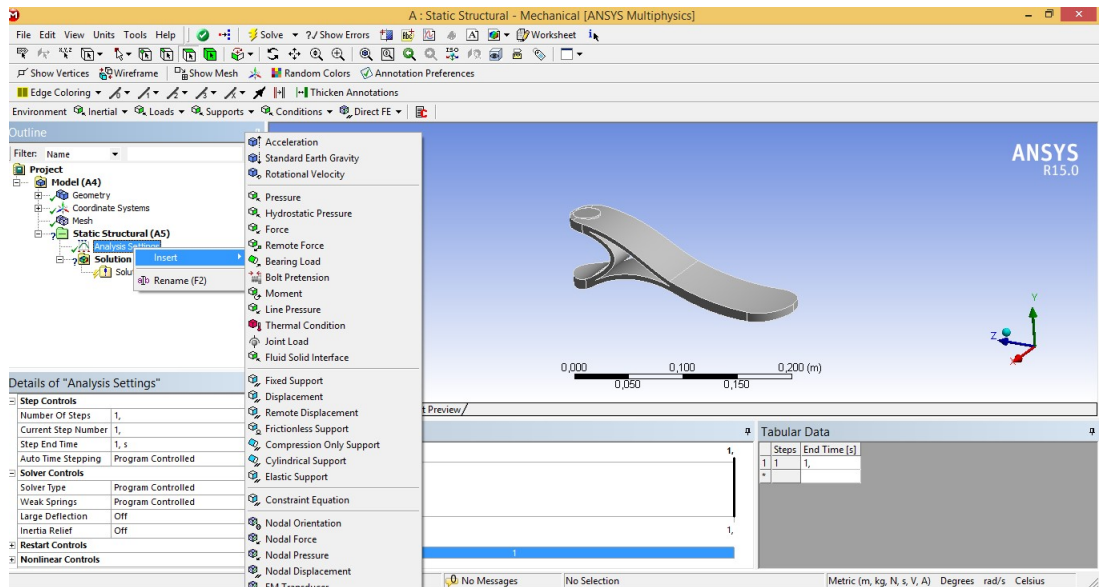
Şekil: 8.9 Workbench Model Mesh.

Unutulmaması gereken en önemli husus ise bu konuda yapılan en büyük yanlışlığın mesh aralığının sık tutulmasıdır. Mesh sıklığı daha reel sonuçlara götürmez, işlemimizi yavaşlatır. Eğer uygun sınır koşulları ve doğru parametreler girilirse sonuç gerçeğe yaklaşacaktır. (Şekil 8.10)



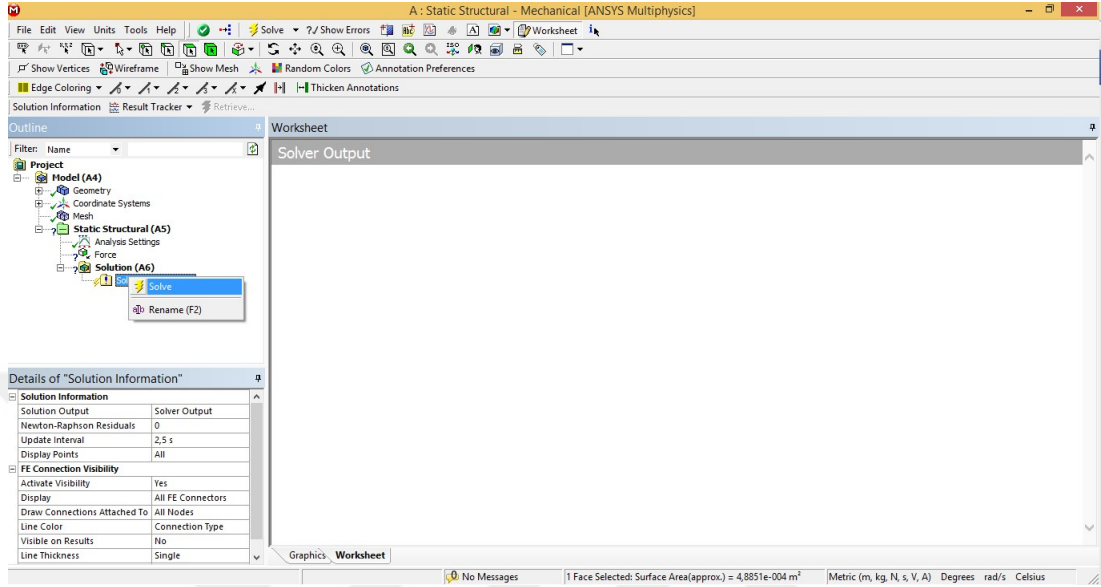
Şekil: 8.10 Workbench Mesh.

Mesh işlemimizi tamamladıktan sonra ise Analiz ayarlarının yapılması gerekir. Burada ise uygulanan yük, basınç, kuvvet, noktasal kuvvet, yerçekimi ve bağlantı modele aktarılır. (Şekil 8.11)



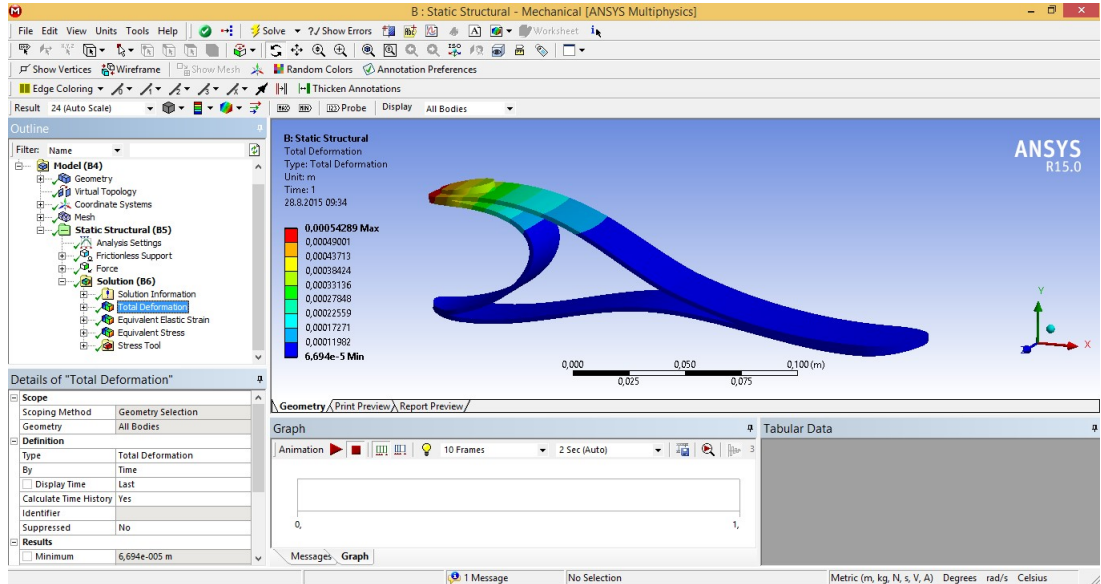
Şekil: 8.11 Workbench Model.

En son işlemi ise çözümlene aşamasıdır. Şartları ve verileri eksiksiz olarak girdikten sonra, Solution butonuna sağ tuş solve seçilerek analizin tamamlanması beklenir. (Şekil 8.12)



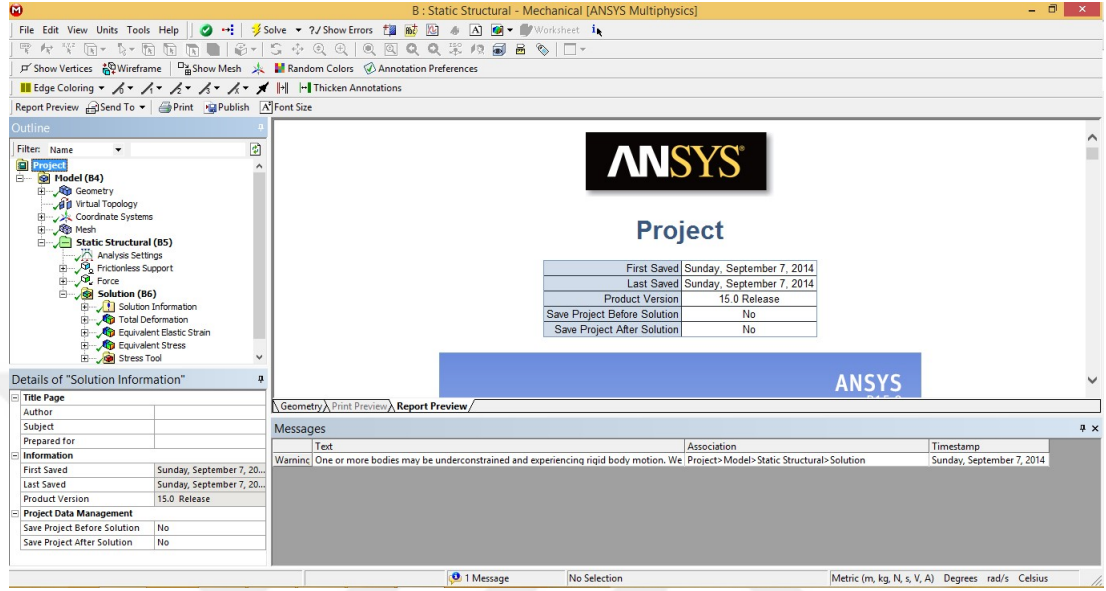
Şekil: 8.12 Workbench Çözümleme.

İstenilen sonuçların ekranda görünmesi için, solution information seçeneğine sağ tuş ile (Stres analizi, Kayma gerilmesi vb.) değerleri görülebilir. (Şekil 8.13)



Şekil: 8.13 Workbench Sonuç Ekranı.

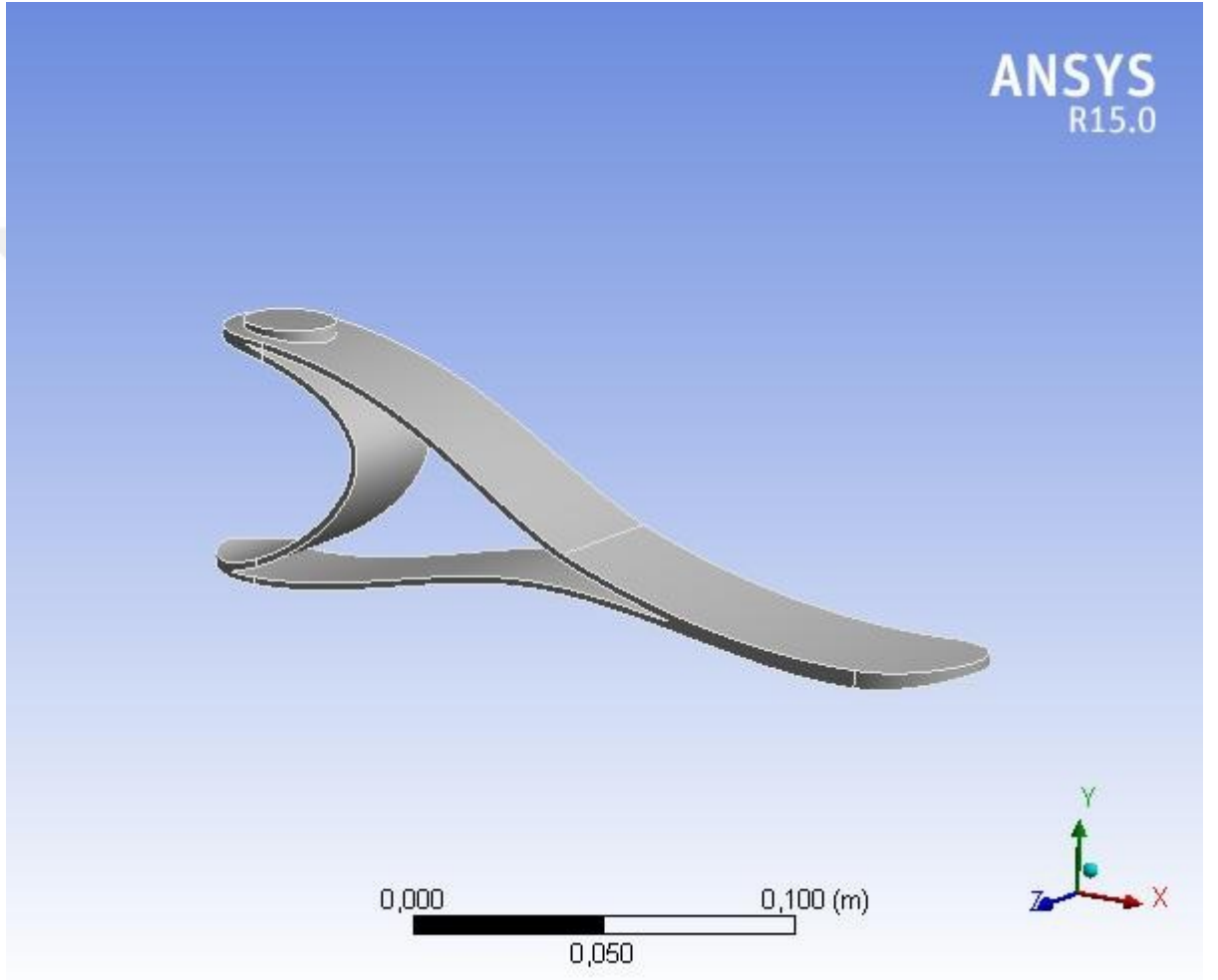
Rapor oluşturmak için ise Report Preview sekmesi tıklanır ve dosya şeklinde kaydetmesine olanak tanır. Animasyon şeklinde model hareketlerini görebilir ve rahat bir şekilde yorumlamasına olanak sağlar. (Şekil 8.14)



Şekil: 8.14 Workbench Rapor Ekranı.



8.2 ANSYS Protez Ayak Sonuçları



Şekil: 8.15 ANSYS Workbench Ayak Statik Analiz.

Çizelge 8.1 Protez Ayak Analiz Birimler

Unit System	Metric (m, kg, N, s, V, A) Degrees rad/s Celsius
Angle	Degrees
Rotational Velocity	rad/s
Temperature	Celsius

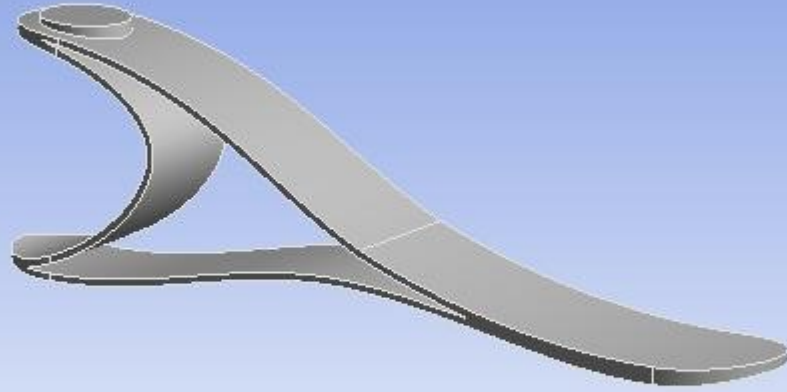
Çizelge 8.2 Protez Ayak Özellikleri

Object Name	<i>Geometry</i>
State	Fully Defined
Definition	
Source	E:\tez\analiz\Yeni klasör\ayak_files\dp0\Geom\DM\Geom.agdb
Type	SolidWorks
Length Unit	Meters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Body Color
Bounding Box	
Length X	0,23 m
Length Y	6,7455e-002 m
Length Z	4,4972e-002 m
Properties	
Volume	4,7136e-005 m ³
Mass	0,37001 kg
Scale Factor Value	1,
Statistics	
Bodies	1
Active Bodies	1
Nodes	43865
Elements	23320
Mesh Metric	None
Basic Geometry Options	
Solid Bodies	Yes
Surface Bodies	Yes
Line Bodies	No
Parameters	Yes
Parameter Key	DS
Attributes	No
Named Selections	No
Material Properties	No
Advanced Geometry Options	
Use Associativity	Yes
Coordinate Systems	No
Reader Mode Saves Updated File	No
Use Instances	Yes
Smart CAD Update	No
Compare Parts On Update	No
Attach File Via Temp File	Yes
Temporary Directory	C:\Users\bdburak\AppData\Roaming\Ansys\v150

Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None
Decompose Disjoint Geometry	Yes
Enclosure and Symmetry Processing	Yes

Çizelge 8.3 Protez Ayak Konum ve Kütle Özellikleri

Object Name	<i>fiber ayak</i>
State	Meshed
Graphics Properties	
Visible	Yes
Transparency	1
Definition	
Suppressed	No
Stiffness Behavior	Flexible
Coordinate System	Default Coordinate System
Reference Temperature	By Environment
Material	
Assignment	Structural Steel
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Bounding Box	
Length X	0,23 m
Length Y	6,7455e-002 m
Length Z	4,4972e-002 m
Properties	
Volume	4,7136e-005 m ³
Mass	0,37001 kg
Centroid X	0,10416 m
Centroid Y	1,9021e-002 m
Centroid Z	2,25e-002 m
Moment of Inertia Ip1	1,5012e-004 kg·m ²
Moment of Inertia Ip2	1,8139e-003 kg·m ²
Moment of Inertia Ip3	1,8719e-003 kg·m ²
Statistics	
Nodes	43865
Elements	23320
Mesh Metric	None



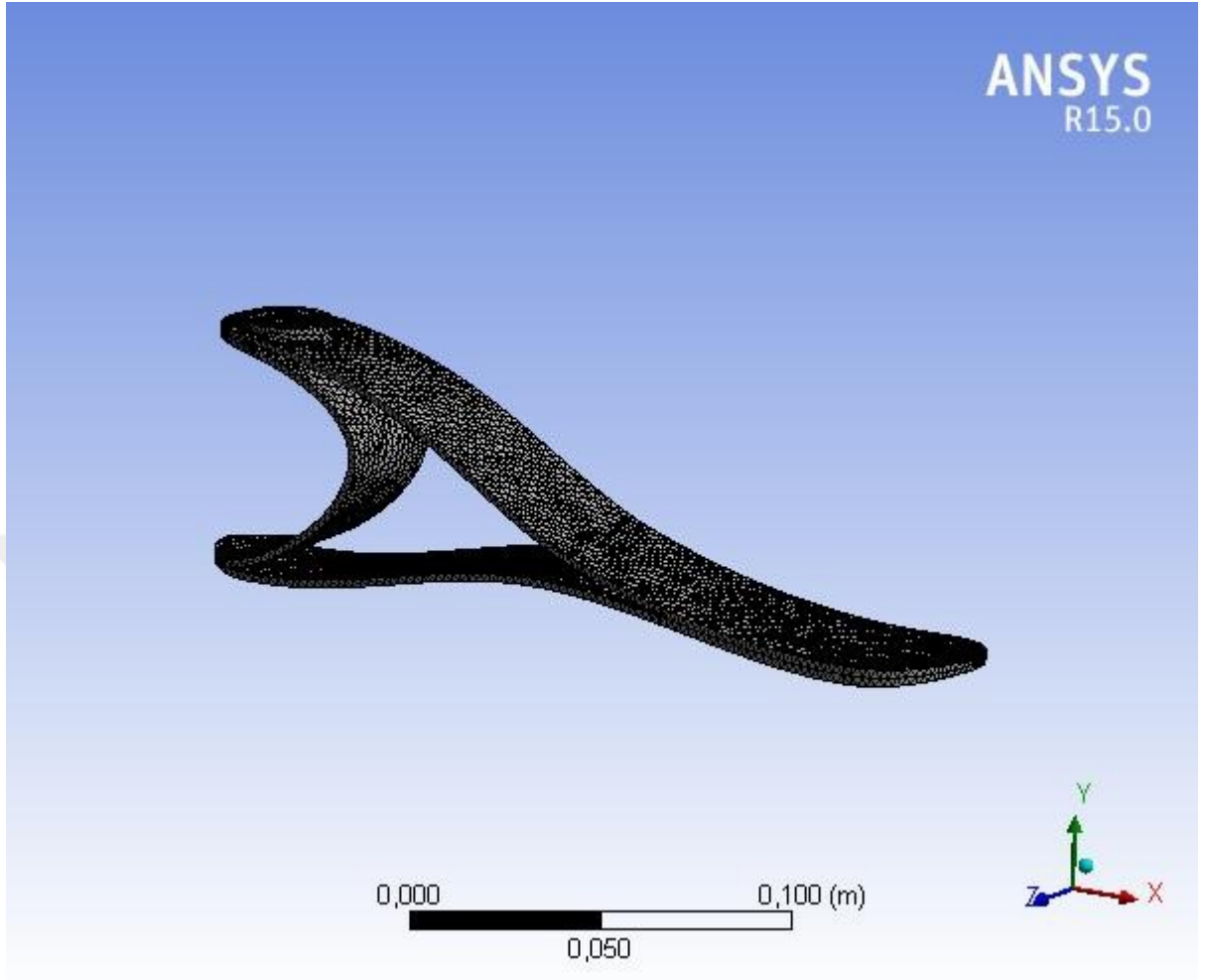
Şekil: 8.16 ANSYS Workbench Ayak Statik Analiz Model.

Çizelge 8.4 Protez Ayak Koordinat Sistemi

Object Name	Global Coordinate System
State	Fully Defined
Definition	
Type	Cartesian
Coordinate System ID	0,
Origin	
Origin X	0, m
Origin Y	0, m
Origin Z	0, m
Directional Vectors	
X Axis Data	[1, 0, 0,]
Y Axis Data	[0, 1, 0,]
Z Axis Data	[0, 0, 1,]

Çizelge 8.5 Protez Ayak Mesh Özellikleri

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	100
Sizing	
Use Advanced Size Function	Off
Relevance Center	Fine
Element Size	Default
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Span Angle Center	Coarse
Minimum Edge Length	1,838e-003 m
Inflation	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0,272
Maximum Layers	5
Growth Rate	1,2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Patch Conforming Options	
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Patch Independent Options	
Topology Checking	Yes
Advanced	
Number of CPUs for Parallel Part Meshing	Program Controlled
Shape Checking	Standard Mechanical
Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Extra Retries For Assembly	Yes
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Defeaturing	
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch on Refresh	No
Automatic Mesh Based Defeaturing	On
Defeaturing Tolerance	Default
Statistics	
Nodes	43865
Elements	23320



Şekil: 8.17 ANSYS Workbench Ayak Model Mesh.

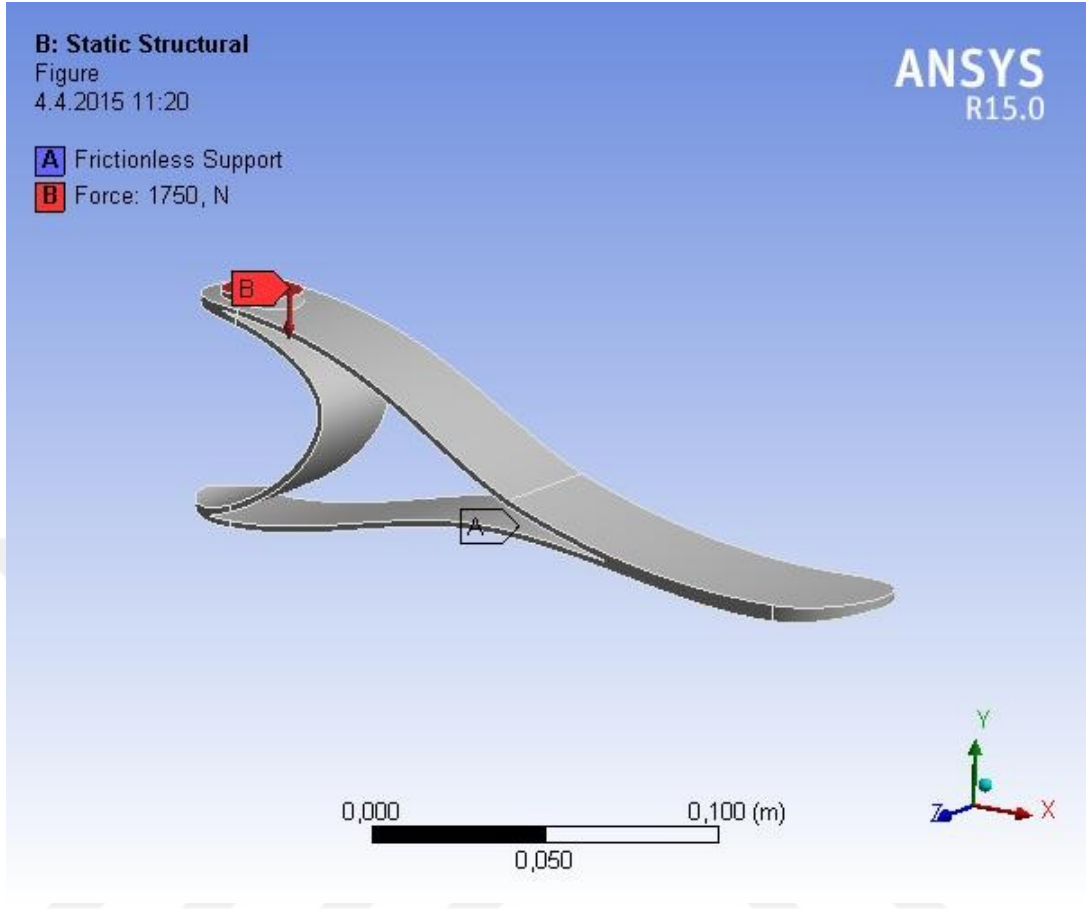
ANSYS'e aktarılan model yukarıda verilen komutlar ile sonlu sayıda elemanlara bölünmüş, yani mesh'leme işlemi gerçekleştirilmiştir. Modelde 43865 mesh noktası ve 23320 mesh elemanı bulunmaktadır.

Çizelge 8.6 Protez Ayak Analiz Ortam ve Özellikleri

Object Name	<i>Static Structural (B5)</i>
State	Solved
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
Solver Target	Mechanical APDL
Options	
Environment Temperature	22, °C
Generate Input Only	No

Çizelge 8.7 Bilgisayar Kontrol ve Çözümleme Çizelgesi

Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
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	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
Restart Controls	
Generate Restart Points	Program Controlled
Retain Files After Full Solve	No
Nonlinear Controls	
Newton-Raphson Option	Program Controlled
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
Stabilization	Off
Output Controls	
Stress	Yes
Strain	Yes
Nodal Forces	No
Contact Miscellaneous	No
General Miscellaneous	No
Store Results At	All Time Points
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	E:\tez\analiz\Yeni klasör\ayak_files\dp0\SYS\MECH\
Future Analysis	None
Scratch Solver Files Directory	
Save MAPDL db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	No
Solver Units	Active System
Solver Unit System	mks

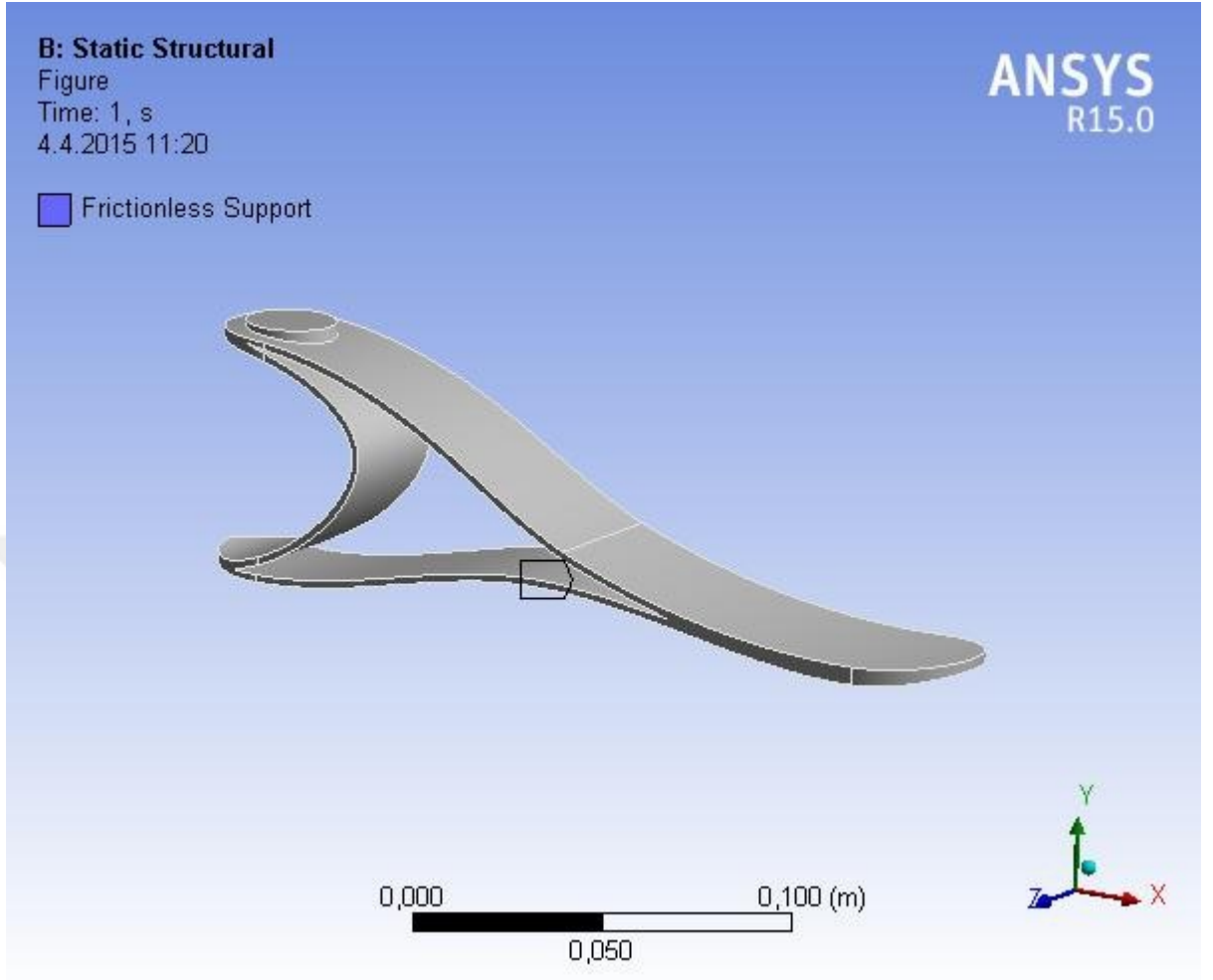


Şekil: 8.18 ANSYS Workbench Ayak Model Kuvvet.

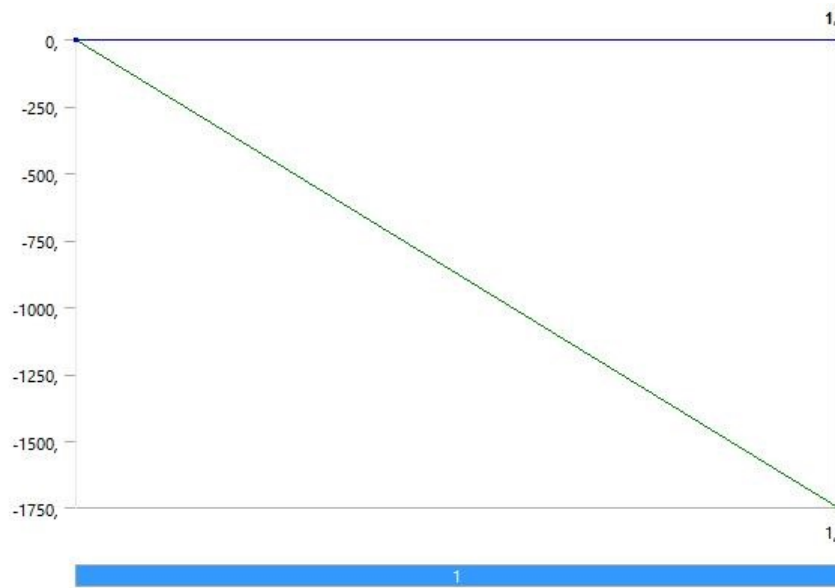
B noktasından 1750 N'luk bir kuvvet uygulandı, 90 kg olan bir insanın malzemenin emniyeti için yaklaşık 2 katı kadar dayanım göstermesi istemekteyiz ve A noktası ise sabit yada sürtümlü ortam yerine sürtünmesiz seçildi. Bu bize maksimum yer değiştirmeyi verecektir.

Çizelge 8.8 Protez Ayak Uygulanan Kuvvet ve Yönleri

Object Name	<i>Frictionless Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	1 Face	
Definition		
Type	Frictionless Support	Force
Define By		Components
Coordinate System		Global Coordinate System
X Component		0, N (ramped)
Y Component		-1750, N (ramped)
Z Component		0, N (ramped)



Şekil: 8.19 ANSYS Workbench Ayak Model Koşullar.



Şekil: 8.20 ANSYS Workbench Ayak Model Kuvvet Grafik.

Çizelge 8.9 Protez Ayak Çözüm Kabulleri

Object Name	<i>Solution (B6)</i>
State	Solved
Adaptive Mesh Refinement	
Max Refinement Loops	1,
Refinement Depth	2,
Information	
Status	Done

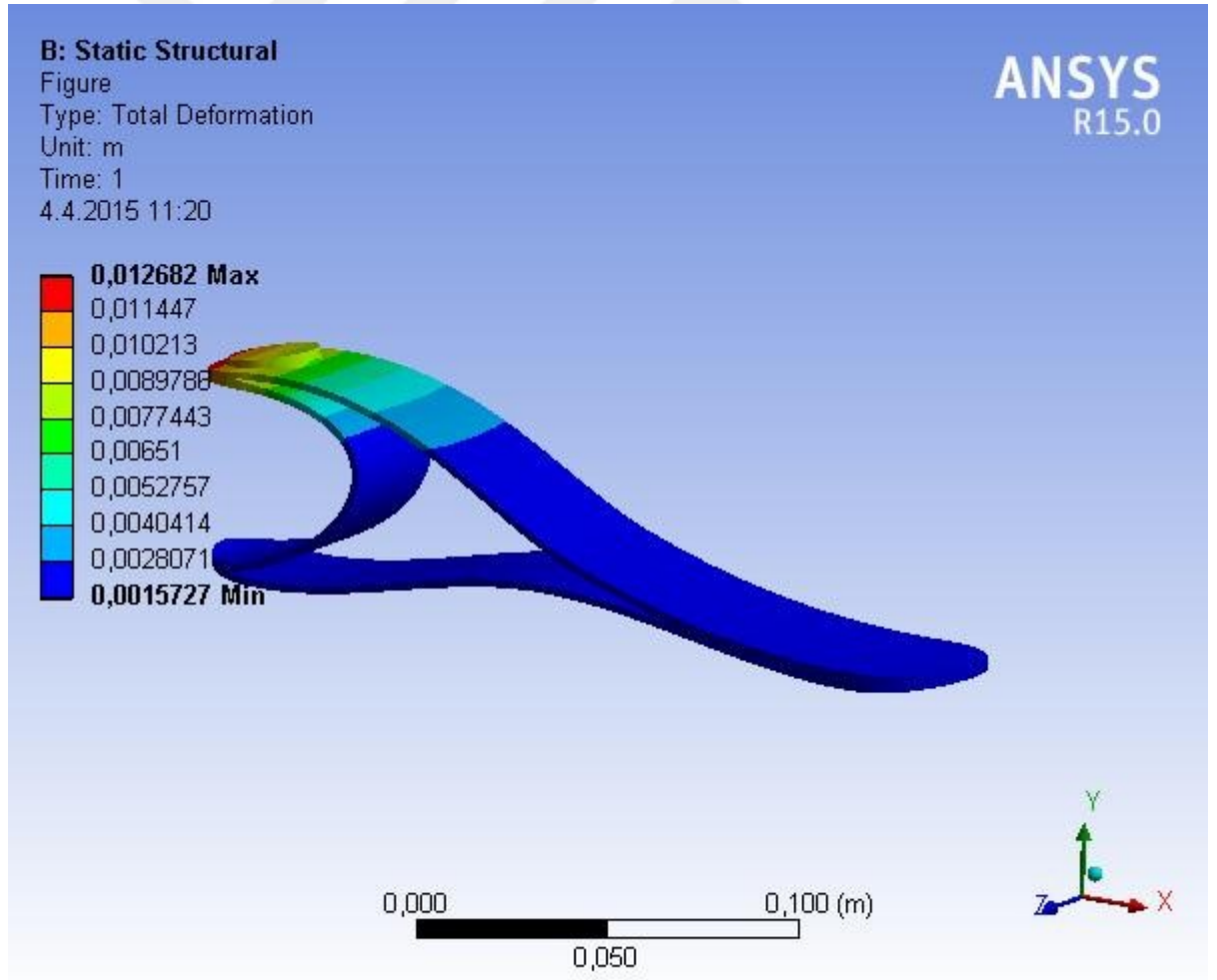
Çizelge 8.10 Protez Ayak Çözüm Kabul Özellikleri

Object Name	<i>Solution Information</i>
State	Solved
Solution Information	
Solution Output	Solver Output
Newton-Raphson Residuals	0
Update Interval	2,5 s
Display Points	All
FE Connection Visibility	
Activate Visibility	Yes
Display	All FE Connectors
Draw Connections Attached To	All Nodes
Line Color	Connection Type
Visible on Results	No
Line Thickness	Single
Display Type	Lines

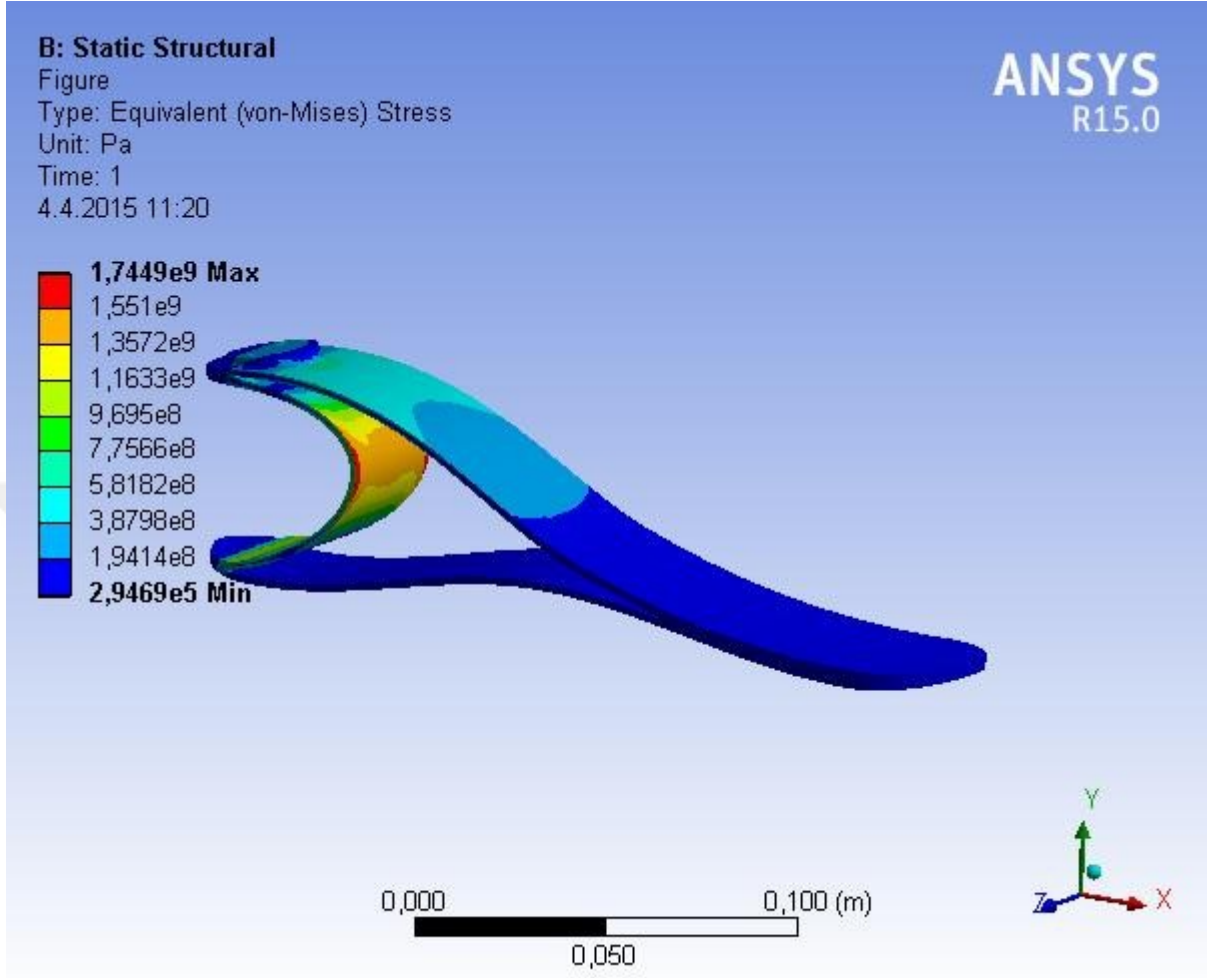
Çizelge 8.11 Protez Ayak Deformasyon Sonuç Tablosu

Object Name	<i>Total Deformation</i>	<i>Equivalent Stress</i>
State	Solved	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	All Bodies	
Definition		
Type	Total Deformation	Equivalent (von-Mises) Stress
By	Time	
Display Time	Last	
Calculate Time History	Yes	
Identifier		
Suppressed	No	
Results		
Minimum	1,5727e-003 m	2,9469e+005 Pa

Maximum	1,2682e-002 m	1,7449e+009 Pa
Minimum Value Over Time		
Minimum	1,5727e-003 m	2,9469e+005 Pa
Maximum	1,5727e-003 m	2,9469e+005 Pa
Maximum Value Over Time		
Minimum	1,2682e-002 m	1,7449e+009 Pa
Maximum	1,2682e-002 m	1,7449e+009 Pa
Information		
Time	1, s	
Load Step	1	
Substep	1	
Iteration Number	1	
Integration Point Results		
Display Option	Averaged	
Average Across Bodies	No	



Şekil: 8.21 ANSYS Workbench Ayak Model Toplam Deformasyon.



Şekil: 8.22 ANSYS Workbench Ayak Model Stress Gerilmesi.

Protez ayak analiz sonucu maksimum gerilme; gelen enerjiyi absorbe etmek için, özel olarak modellenen yay şekline benzer kısmın merkez bölgesinde oluşmuştur. Maksimum gerilme değeri $1,7449e+008$ Pa bulunmuştur, (Şekil 8.22) seçilen malzememizin akma gerilimi (Yield Strength) $2,5e+008$ Pa, yani malzeme üzerinde $2,5e+008$ Pa ($2,5e+008$ Pa / $1,7449e+008$ Pa = 1,43) Seçilen malzeme ve yapılan modellemeye göre protez ayağın, yapılan yüklemeye göre 1,43 katı kadar daha fazla yüke dayanabileceğini göstermektedir. Oluşan maksimum yer değişim ise üst bölge arka kısımda birleşim noktasında olmakta ve 12 mm.dir. (Şekil 8.21) Bu ise basma fazından sonra tepki kuvveti oluşturarak bir sonraki adımda kolay atılmasını sağlayacaktır.

Çizelge 8.12 Protez Ayak Gerilme Analizi Sonuç Tablosu

Density	7850, kg m ⁻³
Coefficient of Thermal Expansion	1,2e-005 C ⁻¹
Specific Heat	434, J kg ⁻¹ C ⁻¹
Thermal Conductivity	60,5 W m ⁻¹ C ⁻¹

Çizelge 8.13 Protez Ayak Basınç Taşıma Gücü

Compressive Yield Strength Pa
2,5e+008

Çizelge 8.14 Protez Ayak Akma Dayanımı

Tensile Yield Strength Pa
2,5e+008

Çizelge 8.15 Protez Ayak Çekme Dayanımı

Tensile Ultimate Strength Pa
4,6e+008

Çizelge 8.16 Protez Ayak Deney Sıcaklığı

Reference Temperature C
22,

Çizelge 8.17 Protez Ayak Noktasal Gerilmeler

Alternating Stress Pa	Cycles	Mean Stress Pa
3,999e+009	10,	0,
2,827e+009	20,	0,
1,896e+009	50,	0,
1,413e+009	100,	0,
1,069e+009	200,	0,
4,41e+008	2000,	0,
2,62e+008	10000	0,
2,14e+008	20000	0,
1,38e+008	1,e+005	0,
1,14e+008	2,e+005	0,
8,62e+007	1,e+006	0,

Çizelge 8.18 Protez Ayak Katsayı ve Değerleri

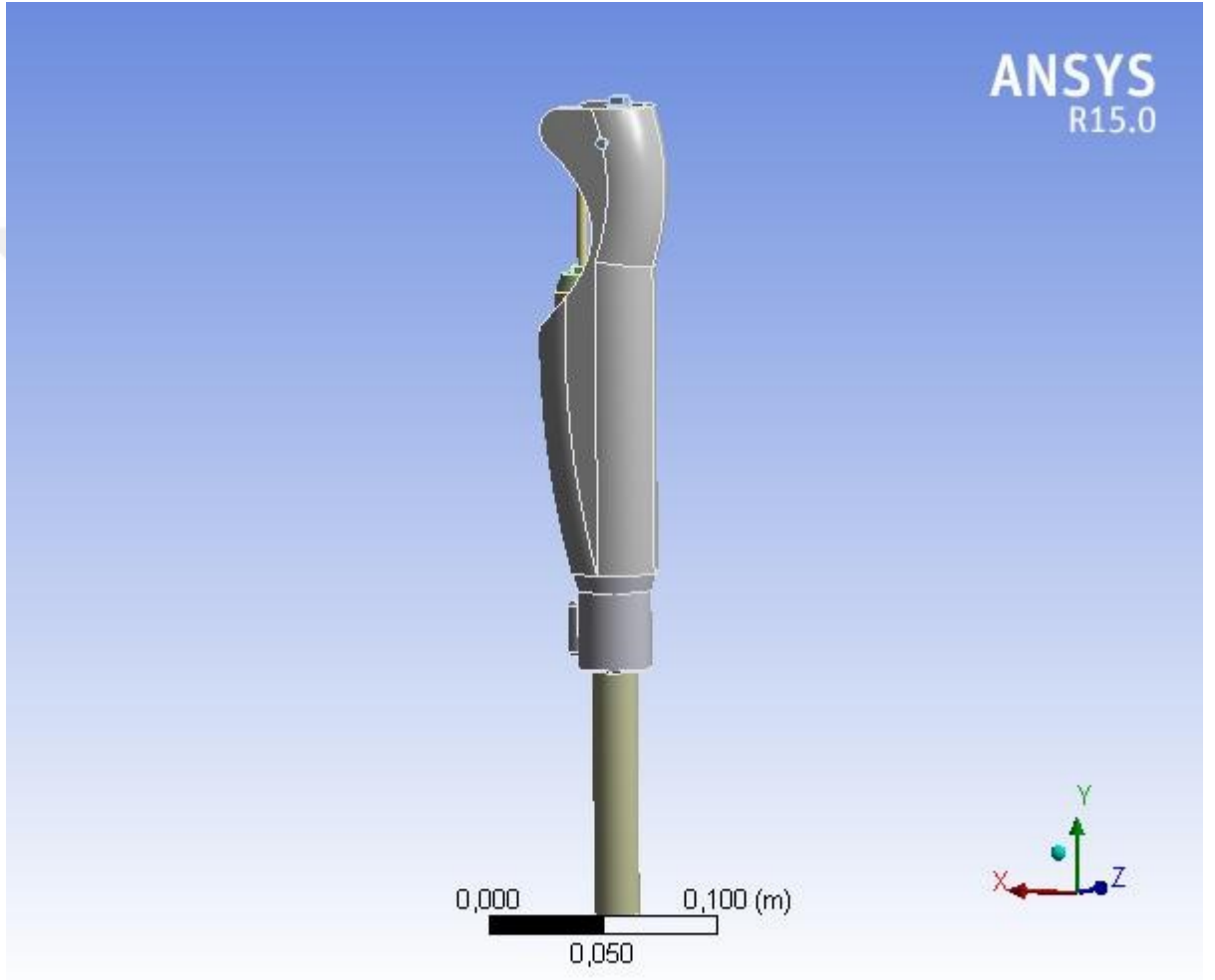
Strength Coefficient Pa	Strength Exponent	Ductility Coefficient	Ductility Exponent	Cyclic Strength Coefficient Pa	Cyclic Strain Hardening Exponent
9,2e+008	-0,106	0,213	-0,47	1,e+009	0,2

Çizelge 8.19 Protez Ayak Özellikler

Temperature C	Young's Modulus Pa	Poisson's Ratio	Bulk Modulus Pa	Shear Modulus Pa
	2,e+011	0,3	1,6667e+011	7,6923e+010



8.3 ANSYS Protez Diz Sonuçları



Şekil: 8.23 ANSYS Workbench Diz Statik Analiz.

Çizelge 8.20 Protez Diz Analiz Birimleri

Unit System	Metric (m, kg, N, s, V, A) Degrees rad/s Celsius
Angle	Degrees
Rotational Velocity	rad/s
Temperature	Celsius

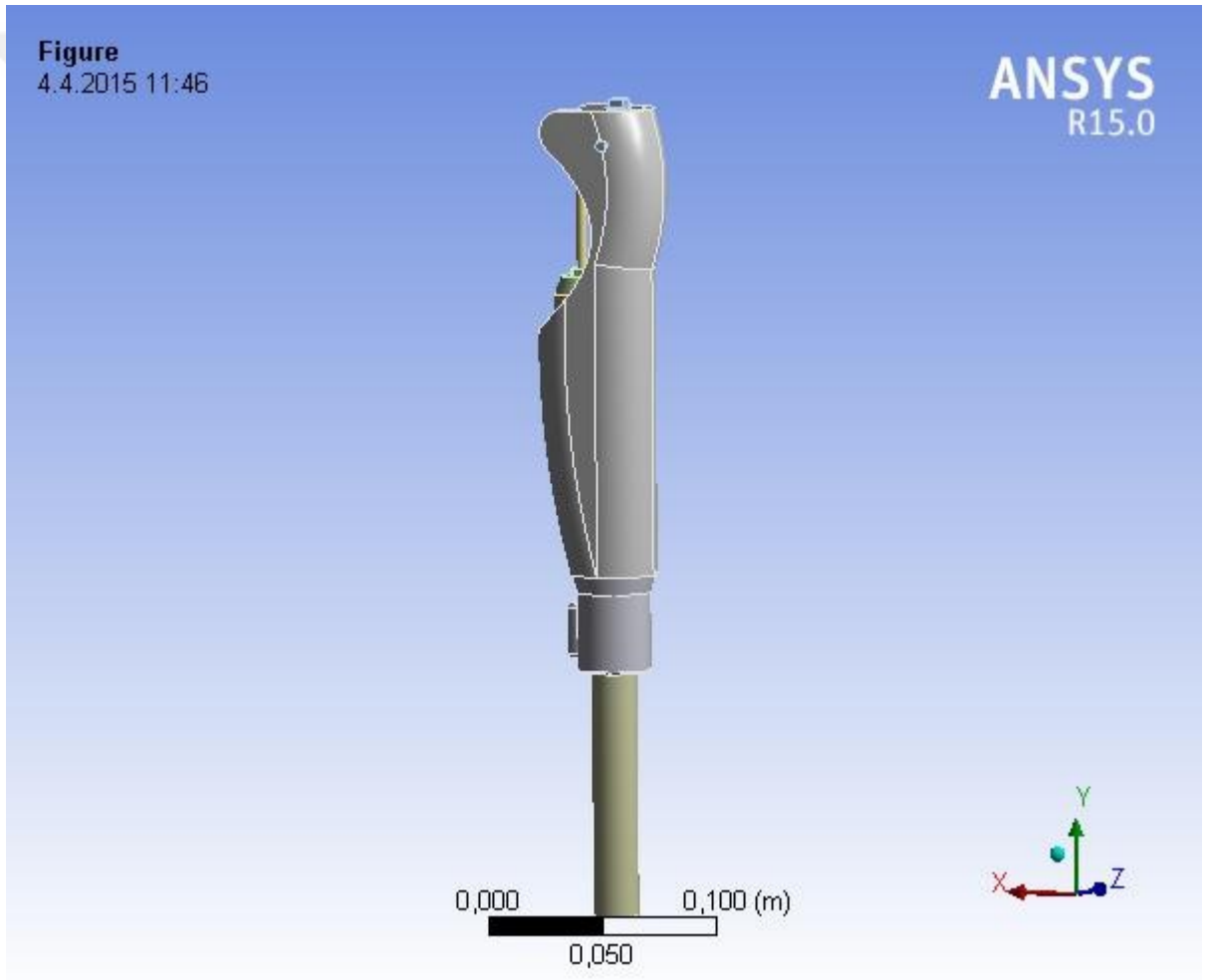
Çizelge 8.21 Protez Diz Özellikleri

Object Name	<i>Geometry</i>
Definition	
Source	E:\tez\analiz\diz\01_files\dp0\Geom\DM\Geom.agdb
Type	SolidWorks
Length Unit	Meters
Element Control	Program Controlled
Display Style	Body Color
Bounding Box	
Length X	5,85e-002 m
Length Y	0,35908 m
Length Z	4,e-002 m
Properties	
Volume	2,1257e-004 m ³
Mass	0,58882 kg
Scale Factor Value	1,
Statistics	
Bodies	8
Active Bodies	8
Nodes	118910
Elements	61775
Basic Geometry Options	
Solid Bodies	Yes
Surface Bodies	Yes
Line Bodies	No
Parameters	Yes
Parameter Key	DS
Attributes	No
Named Selections	No
Material Properties	No
Advanced Geometry Options	
Use Associativity	Yes
Coordinate Systems	No
Reader Mode Saves Updated File	No
Use Instances	Yes
Smart CAD Update	No
Compare Parts On Update	No
Attach File Via Temp File	Yes
Temporary Directory	C:\Users\bdburak\AppData\Roaming\Ansys\v150
Analysis Type	3-D
Mixed Import Resolution	None

Çizelge 8.22 Protez Diz Konum ve Kütle Özellikleri

bject Name	<i>diz ana-2</i>	<i>küre-2</i>	<i>yay başı-2</i>	<i>yyyuva-1</i>	<i>yayy-2</i>	<i>süpap-2</i>	<i>riz eklem1-2</i>	<i>uzatma-2</i>
State	Meshed							
Graphics Properties								
Visible	Yes							
Transparency	1							
Definition								
Suppressed	No							
Stiffness Behavior	Flexible							
Coordinate System	Default Coordinate System							
Reference Temperature	By Environment							
Material								
Assignment	Aluminum Alloy							
Nonlinear Effects	Yes							
Thermal Strain Effects	Yes							
Bounding Box								
Length X	5,85e-002 m	3,703e-002 m	2,4e-002 m	3,0096e-002 m	2,0499e-002 m	2,e-002 m	3,9916e-002 m	2,e-002 m
Length Y	0,205 m	3,4e-002 m	1,1e-002 m	0,12 m	7,0748e-002 m	7,1952e-002 m	4,3e-002 m	0,15 m
Length Z	3,8e-002 m	4,e-002 m	2,4e-002 m	3,e-002 m	2,0499e-002 m	2,e-002 m	3,6e-002 m	2,e-002 m
Properties								
Volume	8,7447e-005 m ³	1,4959e-005 m ³	2,8462e-006 m ³	3,4644e-005 m ³	8,0601e-007 m ³	1,688e-006 m ³	2,3254e-005 m ³	4,6928e-005 m ³
Mass	0,24223 kg	4,1437e-002 kg	7,8838e-003 kg	9,5963e-002 kg	2,2326e-003 kg	4,6759e-003 kg	6,4413e-002 kg	0,12999 kg
Centroid X	-	-	-	-	-	-	-	-
	5,2736e-002 m	5,6987e-002 m	3,9218e-002 m	3,9887e-002 m	3,9205e-002 m	3,9218e-002 m	5,2608e-002 m	5,3698e-002 m
Centroid Y	3,2506e-002 m	0,12852 m	6,5069e-002 m	-	7,9976e-003 m	7,7624e-002 m	-8,283e-002 m	-
				6,8268e-003 m				0,13654 m
Centroid Z	8,8046e-003 m	8,7915e-003 m	8,7916e-003 m	8,7935e-003 m	8,7815e-003 m	8,7913e-003 m	8,7912e-003 m	8,7915e-003 m
Moment of	8,6884e-	3,8791e-	2,7525e-	1,1826e-	1,2829e-	2,1707e-	1,664e-	2,4224e-

Inertia Ip1	004 kg·m ²	006 kg·m ²	007 kg·m ²	004 kg·m ²	006 kg·m ²	006 kg·m ²	005 kg·m ²	004 kg·m ²
Moment of Inertia Ip2	9,6381e-005 kg·m ²	3,9878e-006 kg·m ²	4,4375e-007 kg·m ²	9,9742e-006 kg·m ²	1,7689e-007 kg·m ²	1,0281e-007 kg·m ²	1,5486e-005 kg·m ²	6,3746e-006 kg·m ²
Moment of Inertia Ip3	8,788e-004 kg·m ²	4,0073e-006 kg·m ²	2,7526e-007 kg·m ²	1,1572e-004 kg·m ²	1,2827e-006 kg·m ²	2,1706e-006 kg·m ²	1,2178e-005 kg·m ²	2,4224e-004 kg·m ²
Statistics								
Nodes	24738	18987	2130	11661	37830	5175	7288	11101
Elements	13084	13307	1313	6683	13153	3031	4289	6915



Şekil: 8.24 ANSYS Workbench Diz Statik Analiz Model.

Çizelge 8.23 Protez Diz Koordinat Sistemi

Object Name	<i>Global Coordinate System</i>
State	Fully Defined
Definition	
Type	Cartesian
Coordinate System ID	0,
Origin	
Origin X	0, m
Origin Y	0, m
Origin Z	0, m
Directional Vectors	
X Axis Data	[1, 0, 0,]
Y Axis Data	[0, 1, 0,]
Z Axis Data	[0, 0, 1,]

Çizelge 8.24 Protez Diz Analiz Özellikleri

Object Name	<i>Connections</i>
State	Fully Defined
Auto Detection	
Generate Automatic Connection On Refresh	Yes
Transparency	
Enabled	Yes

Çizelge 8.25 Protez Diz Analiz Ortam ve Özellikleri

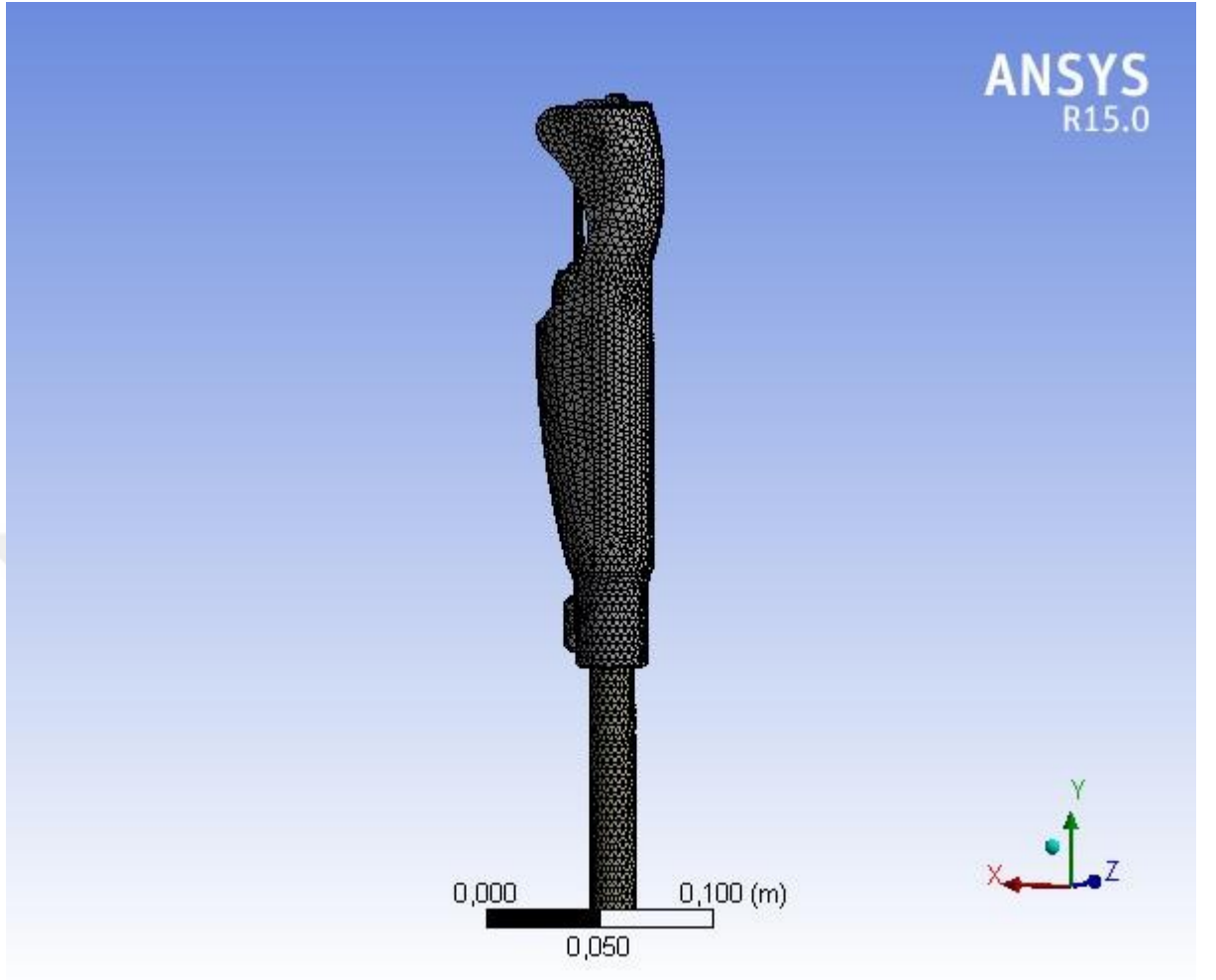
Object Name	<i>Contacts</i>
State	Fully Defined
Definition	
Connection Type	Contact
Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	All Bodies
Auto Detection	
Tolerance Type	Slider
Tolerance Slider	0,
Tolerance Value	9,1501e-004 m
Use Range	No
Face/Face	Yes
Face/Edge	No
Edge/Edge	No
Priority	Include All
Group By	Bodies
Search Across	Bodies

Çizelge 8.26 Protez Diz Bilgisayar Kontrol ve Çözümleme Çizelgesi

Object Name	Contact Region	Contact Region 2	Contact Region 3	Contact Region 4	Contact Region 5	Contact Region 6	Contact Region 7	Contact Region 8	Contact Region 9	Contact Region 10
State	Fully Defined									
Scope										
Scoping Method	Geometry Selection									
Contact	6 Faces		2 Faces	1 Face	3 Faces	1 Face		2 Faces	1 Face	
Target	3 Faces	2 Faces		1 Face	5 Faces	1 Face	2 Faces	3 Faces	1 Face	
Contact Bodies	diz ana-2				küre-2	yay başı-2		yyyuva-1		riz eklem1-2
Target Bodies	küre-2	yyyuva-1	yayy-2	riz eklem1-2	süpap-2	yyyuva-1	süpap-2	yayy-2	süpap-2	uzatma-2
Definition										
Type	Bonded									
Scope Mode	Automatic									
Behavior	Program Controlled									
Trim Contact	Program Controlled									
Trim Tolerance	9,1501e-004 m									
Suppressed	No									
Advanced										
Formulation	Program Controlled									
Detection Method	Program Controlled									
Penetration Tolerance	Program Controlled									
Elastic Slip Tolerance	Program Controlled									
Normal Stiffness	Program Controlled									
Update Stiffness	Program Controlled									
Pinball Region	Program Controlled									
Geometric Modification										
Contact Geometry Correction	None									

Çizelge 8.27 Protez Diz Mesh ve Özellikleri

Object Name	<i>Mesh</i>
State	Solved
Defaults	
Physics Preference	Mechanical
Relevance	100
Sizing	
Use Advanced Size Function	Off
Relevance Center	Fine
Element Size	Default
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Span Angle Center	Coarse
Minimum Edge Length	5,e-004 m
Inflation	
Use Automatic Inflation	None
Inflation Option	Smooth Transition
Transition Ratio	0,272
Maximum Layers	5
Growth Rate	1,2
Inflation Algorithm	Pre
View Advanced Options	No
Patch Conforming Options	
Triangle Surface Mesher	Program Controlled
Patch Independent Options	
Topology Checking	Yes
Advanced	
Number of CPUs for Parallel Part Meshing	Program Controlled
Shape Checking	Standard Mechanical
Element Midside Nodes	Program Controlled
Straight Sided Elements	No
Extra Retries For Assembly	Yes
Rigid Body Behavior	Dimensionally Reduced
Defeaturing	
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch on Refresh	No
Automatic Mesh Based Defeaturing	On
Defeaturing Tolerance	Default
Statistics	
Nodes	118910
Elements	61775



Şekil: 8.25 ANSYS Workbench Diz Model Mesh.

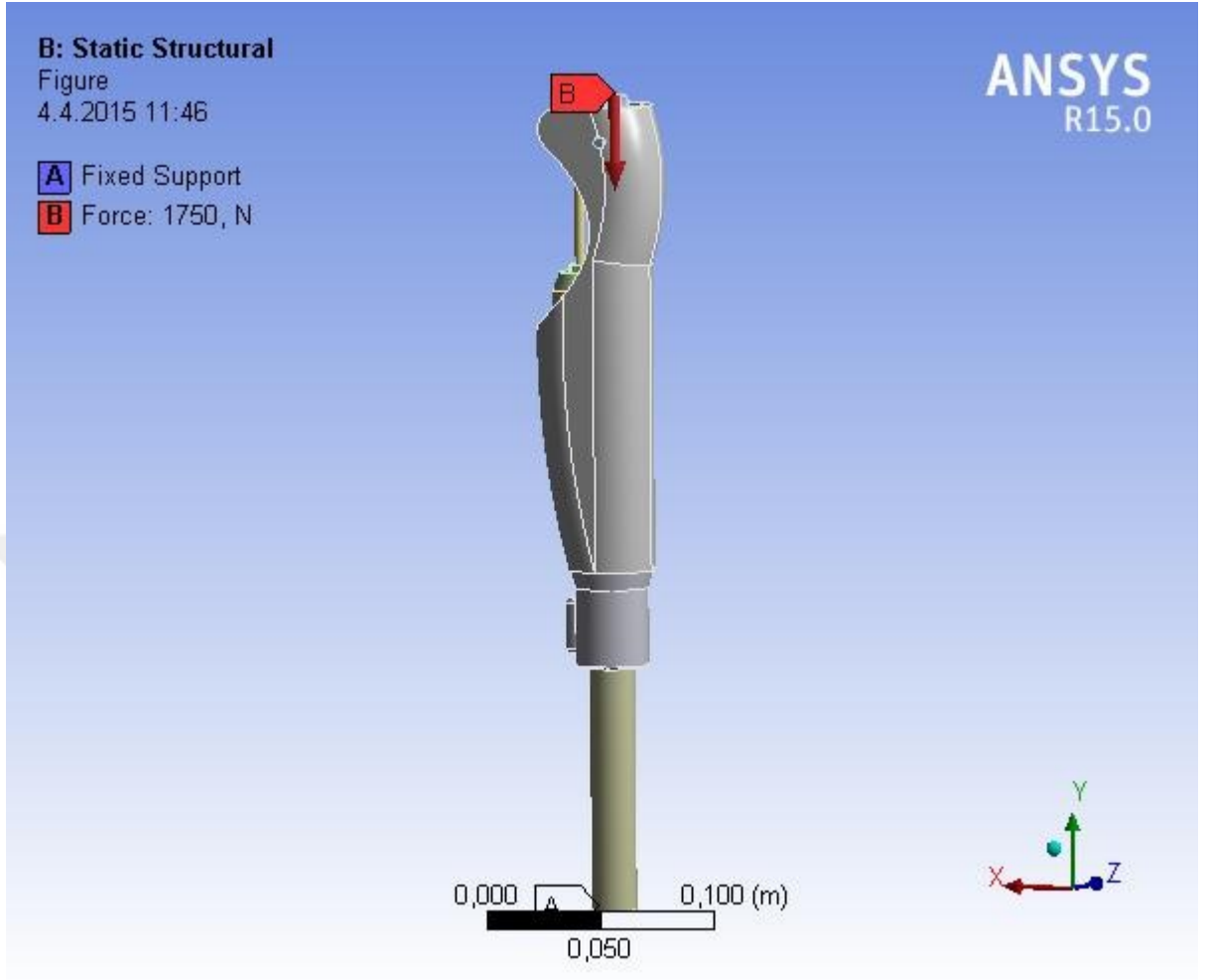
ANSYS'e aktarılan model, yukarıda verilen komutlar ile sonlu sayıda elemanlara bölünmüş, yani mesh'leme işlemi gerçekleştirilmiştir. Modelin 118910 mesh noktası ve 61775 mesh elemanı bulunmaktadır.

Çizelge 8.28 Protez Diz Çözüm Kabulleri

Object Name	<i>Static Structural (B5)</i>
State	Solved
Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Static Structural
Solver Target	Mechanical APDL
Options	
Environment Temperature	22, °C
Generate Input Only	No

Çizelge 8.29 Protez Diz Çözüm Kabul ve Özellikleri

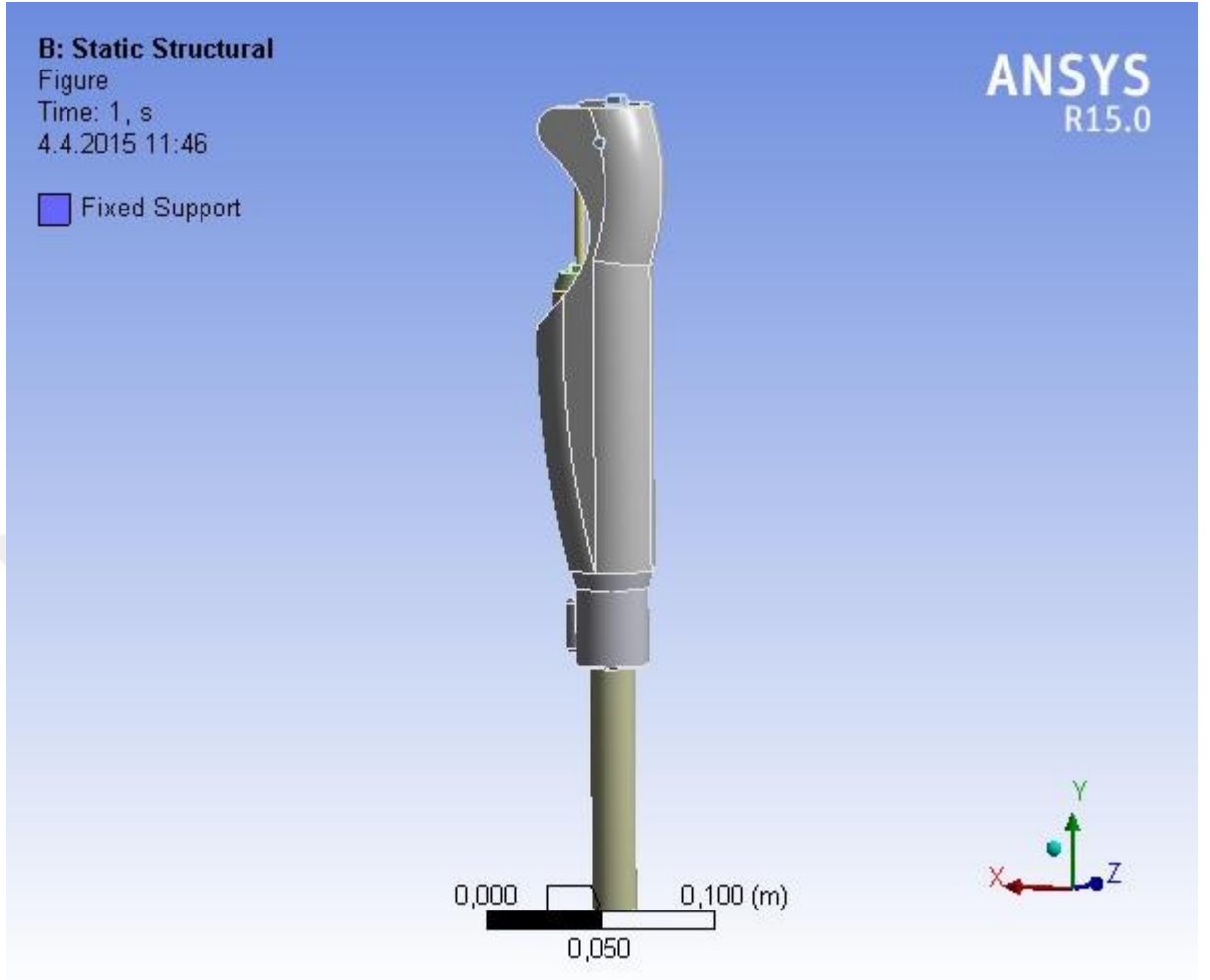
Object Name	<i>Analysis Settings</i>
State	Fully Defined
Step Controls	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Controlled
Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
Restart Controls	
Generate Restart Points	Program Controlled
Retain Files After Full Solve	No
Nonlinear Controls	
Newton-Raphson Option	Program Controlled
Force Convergence	Program Controlled
Moment Convergence	Program Controlled
Displacement Convergence	Program Controlled
Rotation Convergence	Program Controlled
Line Search	Program Controlled
Stabilization	Off
Output Controls	
Stress	Yes
Strain	Yes
Nodal Forces	No
Contact Miscellaneous	No
General Miscellaneous	No
Store Results At	All Time Points
Analysis Data Management	
Solver Files Directory	E:\tez\analiz\diz\01_files\dp0\SYS\MECH\
Future Analysis	None
Scratch Solver Files Directory	
Save MAPDL db	No
Delete Unneeded Files	Yes
Nonlinear Solution	No
Solver Units	Active System
Solver Unit System	mks



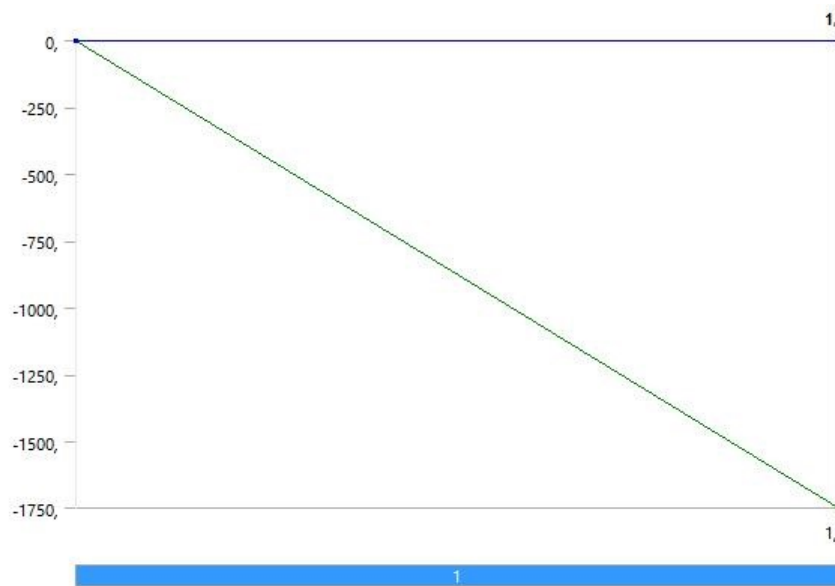
Şekil: 8.26 ANSYS Workbench Diz Model Kuvvet.

Çizelge 8.30 Protez Diz Uygulanan Kuvvetler ve Yönleri

Object Name	<i>Fixed Support</i>	<i>Force</i>
State	Fully Defined	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	1 Face	
Definition		
Type	Fixed Support	Force
Suppressed	No	
Define By		Components
Coordinate System		Global Coordinate System
X Component		0, N (ramped)
Y Component		-1750, N (ramped)
Z Component		0, N (ramped)



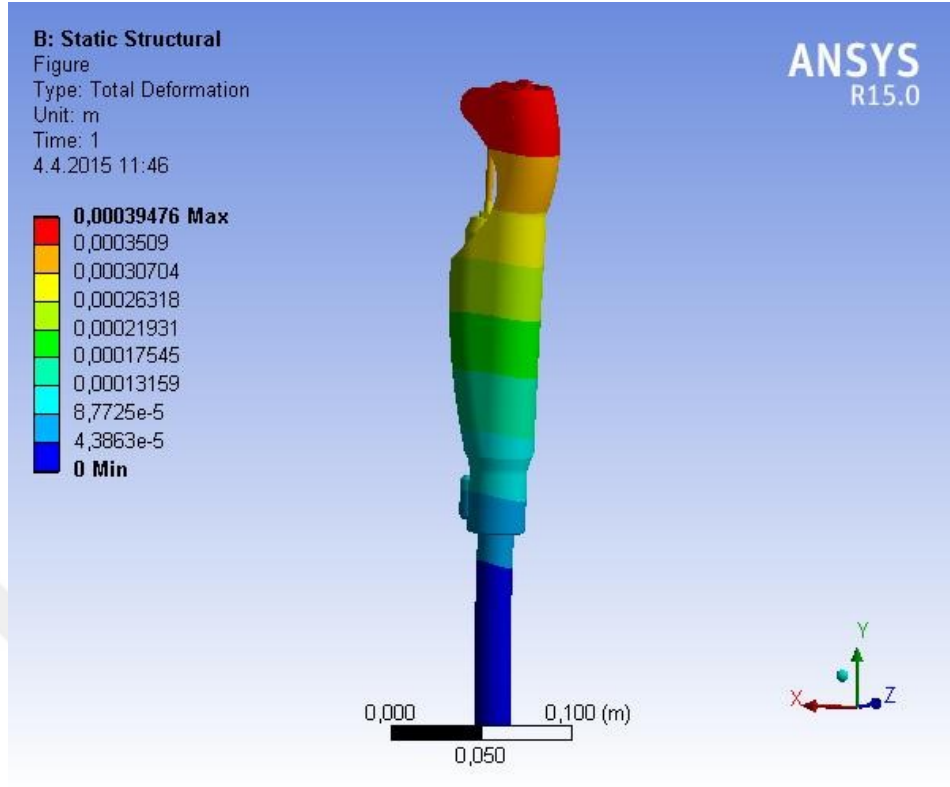
Şekil: 8.27 ANSYS Workbench Diz Model.



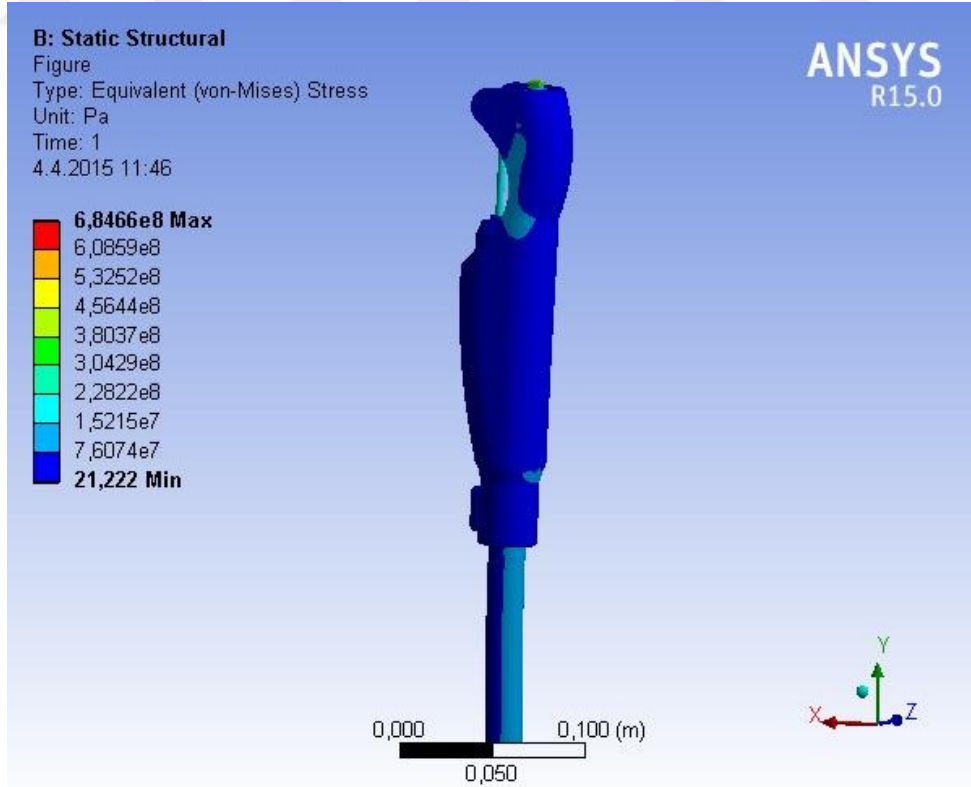
Şekil: 8.28 ANSYS Workbench Diz Model Kuvvet Grafik.

Çizelge 8.31 Protez Diz Deformasyon Sonuç Tablosu

Object Name	<i>Total Deformation</i>	<i>Equivalent Stress</i>
State	Solved	
Scope		
Scoping Method	Geometry Selection	
Geometry	All Bodies	
Definition		
Type	Total Deformation	Equivalent (von-Mises) Stress
By	Time	
Display Time	Last	
Calculate Time History	Yes	
Identifier		
Suppressed	No	
Results		
Minimum	0, m	21,222 Pa
Maximum	3,9476e-004 m	6,8466e+007 Pa
Minimum Occurs On	uzatma-2	yayy-2
Maximum Occurs On	küre-2	süpap-2
Minimum Value Over Time		
Minimum	0, m	21,222 Pa
Maximum	0, m	21,222 Pa
Maximum Value Over Time		
Minimum	3,9476e-004 m	6,8466e+007 Pa
Maximum	3,9476e-004 m	6,8466e+007 Pa
Information		
Time	1, s	
Load Step	1	
Substep	1	
Iteration Number	1	
Integration Point Results		
Display Option	Averaged	
Average Across Bodies	No	



Şekil: 8.29 ANSYS Workbech Diz Model Toplam Deformasyon.



Şekil: 8.30 ANSYS Workbech Diz Model Stress Gerilme.

En fazla deformasyon, protezin üst bacak ile birleştiği bölgede oluşmaktadır. Bu bölgede bulunan küre, parçamızın pim kısmının kesmelere karşı dayanımını artırmak için, üretimde ısıl işlemlerde sertlik değerinin iyileştirerek kesme, gerilme değeri arttırılabilir ve bacak (güdük bölgesi) için tasarlanacak olan soketin, süspansiyon mekanizmasına sahip olacak şekilde tasarlanmalı ve gelen yükün şiddetini azaltabilme özelliğine sahip olmalıdır. Protez bacağın gerilme değeri $6,8466e+007$ Pa bulunmuştur, (Şekil 8.30) malzememiz akma gerilimi (Yield Strength) $2,5e+008$ Pa ($2,8e+0008$ Pa / $6,8466e+007$ Pa = 4,086) işlemin sonucunda diz protez modelimiz uyguladığımız yükün yaklaşık 4 katına kadar dayanmaktadır.

Çizelge 8.32 Protez Diz Basınç Taşıma Gücü

Compressive Yield Strength Pa
2,8e+008

Çizelge 8.33 Protez Diz Akma Dayanım

Tensile Yield Strength Pa
2,8e+008

Çizelge 8.34 Protez Diz Çekme Dayanım Gücü

Tensile Ultimate Strength Pa
3,1e+008

Çizelge 8.35 Protez Diz Deney Sıcaklığı

Reference Temperature C
22,

Çizelge 8.36 Protez Diz Noktasal Gerilme

Thermal Conductivity W m ⁻¹ C ⁻¹	Temperature C
114,	-100,
144,	0,
165,	100,
175,	200,

Çizelge 8.37 Protez Diz Gerilme Analiz ve Sonuçları

Alternating Stress Pa	Cycles	R-Ratio
2,758e+008	1700,	-1,
2,413e+008	5000,	-1,
2,068e+008	34000	-1,
1,724e+008	1,4e+005	-1,
1,379e+008	8,e+005	-1,
1,172e+008	2,4e+006	-1,
8,963e+007	5,5e+007	-1,
8,274e+007	1,e+008	-1,
1,706e+008	50000	-0,5
1,396e+008	3,5e+005	-0,5
1,086e+008	3,7e+006	-0,5
8,791e+007	1,4e+007	-0,5
7,757e+007	5,e+007	-0,5
7,239e+007	1,e+008	-0,5
1,448e+008	50000	0,
1,207e+008	1,9e+005	0,
1,034e+008	1,3e+006	0,
9,308e+007	4,4e+006	0,
8,618e+007	1,2e+007	0,
7,239e+007	1,e+008	0,
7,412e+007	3,e+005	0,5
7,067e+007	1,5e+006	0,5
6,636e+007	1,2e+007	0,5
6,205e+007	1,e+008	0,5

Çizelge 8.38 Protez Diz Özellikleri

Temperature C	Young's Modulus Pa	Poisson's Ratio	Bulk Modulus Pa	Shear Modulus Pa
	7,1e+010	0,33	6,9608e+010	2,6692e+010

8.4 Sonuçların Yorumlanması

Analiz sonucu dendiğinde ilk akla gelen maksimum gerilim değeridir. (Von Mises Stres). Bunun yanında analiz sonuçlarının yorumlanması için birçok sonuç çıktısı görülebilmektedir. Hesaplama tamamlandıktan sonra, gerilim dağılımı ve yer değiştirme sonuçları yorumlamak gerekir.

Analiz model üzerindeki renk skalasındaki değerler ile model üzerindeki değerler eşleştirilerek, model üzerinde nerede ne kadar gerilim olduğu öğrenilebilir. Sıklıkla düşülen bir yanılgıya açıklık getirelim. Çoğu kullanıcı, model üzerindeki kırmızı renkli gölgeleri modelin kırıldığı yerler olarak algılar. Bu yaklaşım tamamen yanlıştır. Model üzerindeki kırmızı renkli bölgelerin anlamı, renk skalasında gizlidir. Birde, kırılmak terimini kullanmak yerine, kalıcı deformasyon veya plastik deformasyon kelimelerinin kullanılması daha mantıklı olacaktır. Analiz sonucu bulunan değerler ile malzemenin fiziksel değerleri karşılaştırılarak sonuç hakkında yorum yapılır.

Protez ayak analiz sonucu maksimum gerilme değeri 1,7449e+008 Pa bulunmuştur, malzememiz akma gerilimi (Yield Strength) 2,5e+008 Pa, yani malzeme üzerinde 2,5e+008 Pa 'dan fazla gerilimin olduğu yerlerde kalıcı deformasyon gerçekleşmiştir, yük kaldırıldığında bu bölgede tekrar eski halini almayacaktır. Malzeme akma gerilim değerinin, analiz sonucu bulunan gerilim değerine bölünmesi emniyet katsayısını verecektir.

$$\text{ProtezAyak E.K.S} = 2,5e+008 \text{ Pa} / 1,7449e+008 \text{ Pa} = 1,43 \quad [8.1]$$

$$\text{Protez Diz E.K.S} = 2,8e+008 \text{ Pa} / 6,8466e+007 \text{ Pa} = 4,086 \quad [8.2]$$

Bu tasarım, bu çevresel şartlar altında bu yüklere Protez Ayak 1,43 kat dayanıklı, Protez Diz ise 4 kat daha dayanıklıdır. Eğer [8.1] ve [8.2] işlem sonucunda değerlerimiz 1'den küçük çıksaydı uygulanan koşullarda malzememizde kalıcı deformasyonlar meydana gelecek ve tasarımımız için farklı malzeme seçimine gidilecekti.

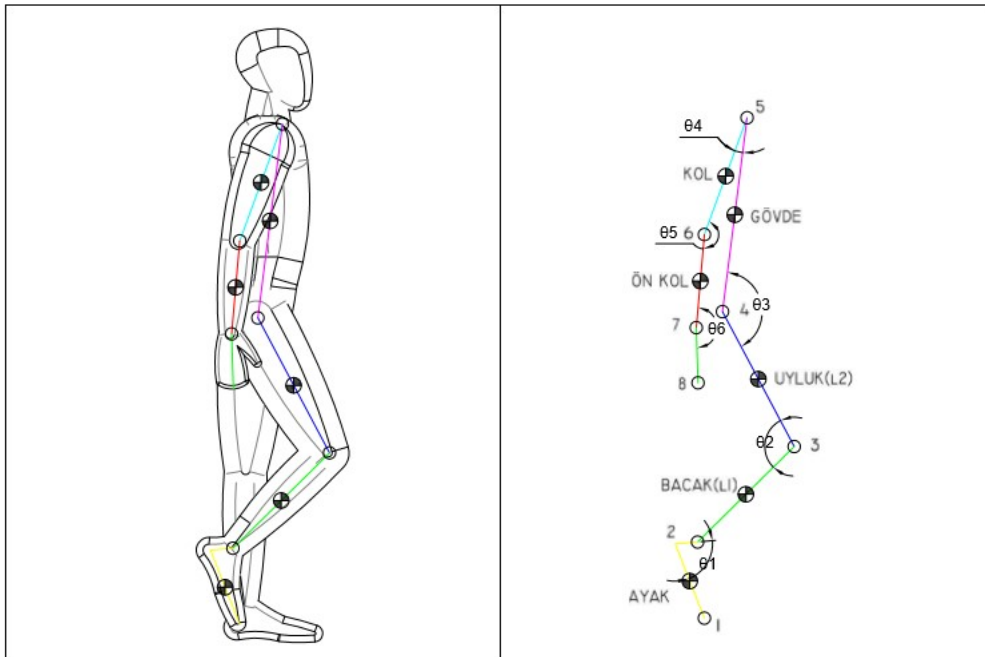
9. DİNAMİK ANALİZ

9.1 Dinamik Analiz

Makinalar, bir güç kaynağından aldıkları gücü, öngörölmüş bir düzen uyarınca kuvvet ve hareket şeklinde iletip bir direncin üstesinden gelerek, belirli bir iş yapacak biçimde şekillendirilip bir araya getirilmiş cisimler topluluğudur. [5]

Makine dinamiğinin konusunu, makinelerde kuvvet, eylemsizlik, hareket ilişkileri oluşturur. Herhangi bir makinenin hareketini, makinenin yapısındaki mekanizmanın hareketinden başka bir şey olmadığından, mekanizma kinematiği konusundaki bilgiler makine dinamiğinde temel öneme sahiptir. [6]

Burada makine uzuvlarının birer rijid cisim olduğu kabul edilecektir. Böylece, hareket toplulukların hareketlerinin incelenmesine dönüşür ki bu zorlu bir problemdir. Bu problemin değişik cephelerinin ele alınmasında, dinamik biliminin birbirinden farklı yöntemi vardır. Burada Analitik yöntemle denklem çözümüne gidilecektir.



Şekil: 9.1 Açılar ve Uzunluklar (Konum).

9.2 Diz Altı Protez Analitik Denklemi

Konum Bileşenleri;

(Şekil 9.1)'de gösterilen sistemde birinci uzvun uç noktasının pozisyon vektörünün durgun koordinat takımına göre bileşenleri;

$$P_{1x} = L_1 \cos(\theta_1) + \delta(L_1, t) \cos(\theta_1) \quad [9.1]$$

$$P_{1y} = L_1 \sin(\theta_1) - \delta(L_1, t) \sin(\theta_1) \quad [9.2]$$

İkinci uzvun uç noktasının pozisyon vektörünün durgun koordinat takımına göre bileşenleri;

$$P_{2x} = L_1 \cos(\theta_1) + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + \delta(L_1, t) \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad [9.2]$$

$$P_{2y} = L_1 \sin(\theta_1) + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - \delta(L_1, t) \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad [9.4]$$

Hız Bileşenleri ;

Bu denklemlerin türevleri alındığında birinci (L1) uzvun uç noktasının durgun koordinat takımına göre hız bileşenleri;

$$\dot{P}_{1x} = -L_1 \sin(\theta_1) \dot{\theta}_1 - \delta(L_1, t) \sin(\theta_1) \dot{\theta}_1 + \dot{\delta}(L_1, t) \cos(\theta_1) \quad [9.5]$$

$$\dot{P}_{1y} = L_1 \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1 - \delta(L_1, t) \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1 - \dot{\delta}(L_1, t) \sin(\theta_1) \quad [9.6]$$

İkinci (L2) uzvun uç noktasının durgun koordinat takımına göre hız bileşenleri;

$$\dot{P}_{2x} = -L_1 \sin(\theta_1) \dot{\theta}_1 - L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \delta(L_2, t) \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \dot{\delta}(L_2, t) \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad [9.7]$$

$$\dot{P}_{2y} = L_1 \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \delta(L_2, t) \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - \dot{\delta}(L_2, t) \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad [9.8]$$

Dinamik Analiz;

Dinamik analiz için hızların karelerini alırsak;

$$\begin{aligned} \dot{P}_{1x}^2 = & L_1^2 \sin^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + \delta^2(L_1,t) \sin^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + \dot{\delta}^2(L_1,t) \cos^2(\theta_1) + 2(L_1 * \\ & \delta(L_1,t) \sin^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2) - 2 * (L_1 \dot{\delta}(L_1,t) \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1) - 2(\delta(L_1,t) \dot{\delta}(L_1,t) \\ & \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1) \end{aligned} \quad [9.9]$$

$$\begin{aligned} \dot{P}_{1y}^2 = & L_1^2 \cos^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + \delta^2(L_1,t) \cos^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + \dot{\delta}^2(L_1,t) \sin^2(\theta_1) - 2(L_1 * \\ & \delta(L_1,t) \cos^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2) - 2(L_1 \dot{\delta}(L_1,t) \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1) + 2(\delta(L_1,t) \dot{\delta}(L_1,t) \\ & \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) \dot{\theta}_1) \end{aligned} \quad [9.10]$$

$\dot{P}_1^2 = \dot{P}_{1x}^2 + \dot{P}_{1y}^2$ bileşenlerin toplamına eşittir.

$$\begin{aligned} \dot{P}_1^2 = & L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \delta^2(L_1,t) \dot{\theta}_1^2 + \dot{\delta}^2(L_1,t) + 2 L_1 \delta(L_1,t) \dot{\theta}_1^2 ((\sin^2(\theta_1) - \cos^2 \\ & (\theta_1)) - 4 L_1 \dot{\delta}(L_1,t) \dot{\theta}_1 (\sin(\theta_1) \cos(\theta_1))) \end{aligned} \quad [9.11]$$

İkinci denklem için;

$$\begin{aligned} \dot{P}_{2x}^2 = & L_1^2 \sin^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \sin^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \delta^2(L_1,t) \sin^2(\theta_1 + \theta_2) \\ & (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \dot{\delta}^2(L_1,t) \cos^2(\theta_1 + \theta_2) + 2 L_1 L_2 \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + 2 L_1 \delta(L_1,t) \\ & \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - 2 \dot{\delta}(L_1,t) \sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 + 2 L_2 \delta(L_1,t) \\ & \sin^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - 2 \dot{\delta}(L_1,t) \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - 2 \delta(L_1,t) \dot{\delta}(L_1,t) \\ & \sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{aligned} \quad [9.12]$$

$$\begin{aligned}
\dot{P}_{2y}^2 = & L_1^2 \cos^2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \cos^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - \delta^2(L_1, t) \cos^2(\theta_1 + \\
& \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - \delta^2(L_1, t) \sin^2(\theta_1 + \theta_2) + 2 L_1 L_2 \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - 2 L_1 \\
& \delta(L_1, t) \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - 2 \dot{\delta}(L_1, t) \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \dot{\theta}_1 - 2 L_2 \delta(L_1 \\
& , t) \cos^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - 2 \dot{\delta}(L_1, t) \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - 2 \delta(L_1, t) \\
& \dot{\delta}(L_1, t) \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)
\end{aligned} \tag{9.13}$$

$\dot{P}_2^2 = \dot{P}_{2x}^2 + \dot{P}_{2y}^2$ bileşenlerin toplamına eşittir.

$$\begin{aligned}
\dot{P}_2^2 = & L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \delta^2(L_1, t) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \dot{\delta}^2(L_1, t) + 2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\
& (\sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) + \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2)) + 2 L_1 \delta(L_1, t) \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\sin(\theta_1) \sin(\theta_1 \\
& + \theta_2) - \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2)) - 2 L_1 \dot{\delta}(L_1, t) \dot{\theta}_1 (\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \\
& \theta_2)) + 2 L_2 \delta(L_2, t) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - 4 L_2 \dot{\delta}(L_2, t) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\sin(\theta_1 + \theta_2) \cos(\theta_1 + \theta_2))
\end{aligned} \tag{9.14}$$

Denklem [9.11] den L1 uzvunun belirlenen kütle uzunluk ve istenilen açıdaki zamana bağlı dinamik analizini, denklem [9.14] de ise L2 uzvunun zamana bağlı dinamik analizini bazı kabuller yaparak çözmek mümkün (L1, L2 uzvunun bir çubuk yada dikdörtgen vb.) ancak tasarlanan protez şekil itibari ile karmaşık olduğundan dinamik analizi analitik yöntem ile yapmak zor ve karmaşıktır. Bu projede matlab kullanarak dinamik analiz incelenmiştir.

10. MATLAB SIMULINK

10. 1 Matlab Simulink

Simulink, sistem modellerinin kurulması, benzetimi ve çözümünde kullanılan bir MATLAB eklentisidir. Simulink blok diyagramları sayesinde bir sistem kurulabilir, kurulan sistemler bir laboratuvar ortamında gibi incelenebilir. Simulink sanal bir laboratuvar seti gibi çalışarak kurulan sistemlere ait analiz tasarım ve geliştirme işlemlerinin yapılabilmesine imkân tanır. [10]

Dinamik sistemleri modellemek, sistem elemanlarının blok diyagramlar halinde verildiği Simulink kütüphanesinden yapılacak sürükle bırak işlemlerinin uygulandığı bir grafiksel kullanıcı ara yüzü ile olur. Bu arabirim ile modeller, kağıda çiziyormuşçasına bir kolaylıkla tasarlanabilir.

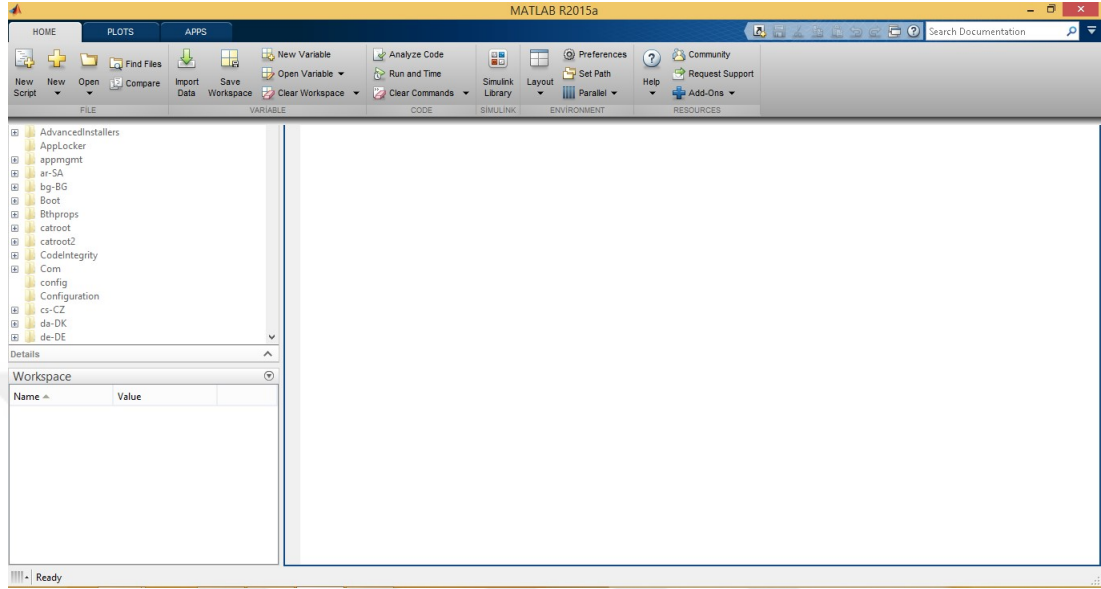
Simulink birçok matematiksel ifadeden başlayarak elektrik, elektronik, sinyal işleme, kontrol sistemleri gibi özel alanlara kadar yayılmış birçok blok kütüphanesine sahiptir. Ayrıca kullanıcılar kendi bloklarını geliştirebilme imkanına da sahiptir.

Modellerin ayrıntılarını değiştirmek, bir çift tıklama işlemiyle yapılabilmektedir. Her türlü oluşum ve değişimin yapılabildiği modeller üzerinde çalışılabilir ve hemen analizsel veriler elde edilebilir. Simulink barındırdığı araç kutuları ile en kısa sürede çözümler sunabilmektedir.

Simulink sadece ideal lineer sistemlerin değil, gerçekçi lineer olmayan sistemlerin de sürekli zamanlı örnekleme zamanlı veya her iki ortak zamanlı olarak simülasyonunda kullanılabilir.

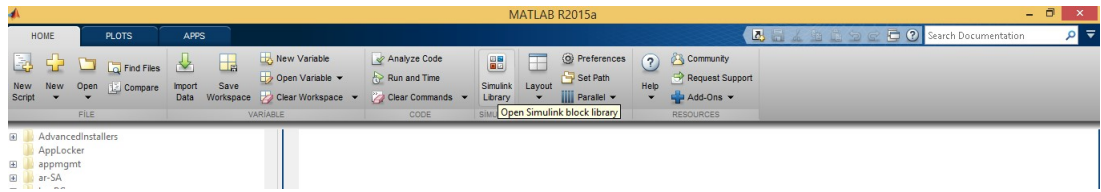
Simulink ile dinamik sistemler, şekildeki gibi sistem girdilerinin, sistem çıktılarının ve gerekli işlemlerin tayiniyle kolayca modellenir. Bundan dolayıdır ki Simulink, MATLAB kadar programlama ve bilgisayar tecrübesi gerektirmeksizin blokların kullanımıyla çözüm üretir.

Matlab programını çalıştırılm. Matlab başlatıldığında MATLAB komut penceresini açar, Kullanıcı, bu penceredeki komut ifadesini girebilir.



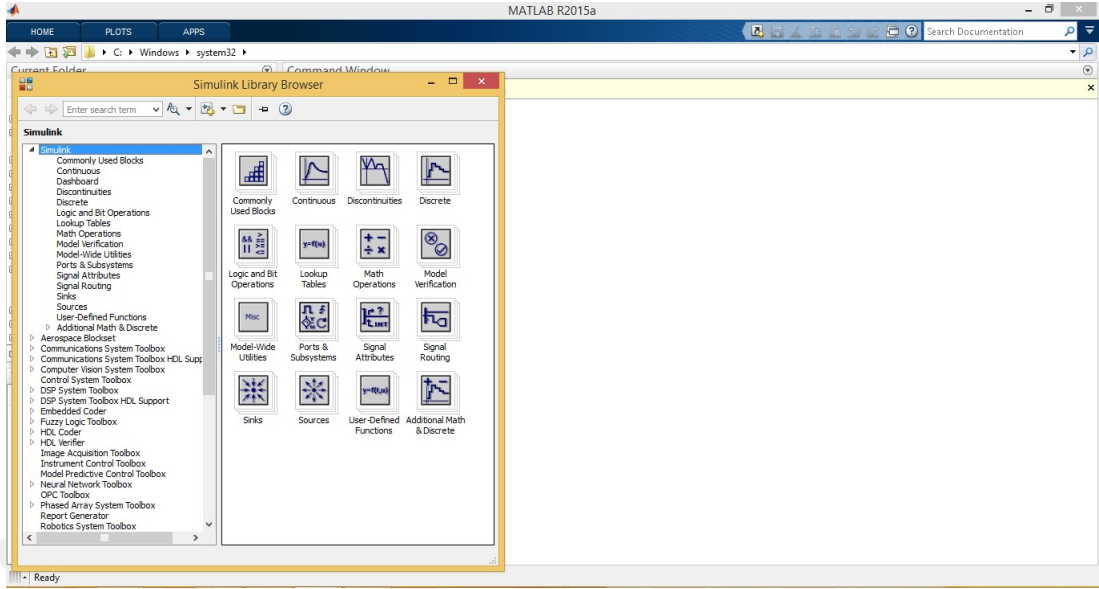
Şekil 10.1 Matlab Arayüz Ekranı.

MATLAB' te dinamik modelleme yapabilmek için SIMULINK bölümünden yararlanılır, SIMULINK çalıştırmak için üst pencerede yer alan SIMULINK butonuna tıklayarak programı çalıştırılır. (Şekil 10.1)



Şekil 10.2 Matlab Araç Çubuğu.

Simulink hali hazırda blok kütüphaneleri sunmaktadır. (Şekil 10.2) Bu bloklar sayesinde her türlü alana ait gerçek sistemler modellenir. Bu bloklar Simulink çalışma penceresine atılır ve Simulink çalışma penceresinde bulunan bu bloklar arasında bağlantılar kurularak sistemler meydana gelir.



Şekil 10.3 Matlab SimMechanic.

Simulink blokları, dinamik sistemlere ait en küçük temel yapılarıdır. Bu yapılar bir kaynak veya bir çıkış olabileceği gibi bir ara işlem elemanı da olabilir. (Şekil 10.3)

Simulink blokları birleştirilerek blok diyagramları oluşturulur. Blok diyagramları dinamik sistemlerin alt sistemleridir. Alt sistemler çalışma sayfasında kapalı bir kutu halinde Simulink özellikleri kullanılarak görüntülenebilir. İçlerinde birçok bloğu içerdiklerinden, fazla sayıda giriş ve çıkış bağlantıları bulunur. Bu alt sistemler istenirse bir yazı veya resimle de ifade edilebilir. Bu alt sistemler arası bağlantılar kurularak dinamik sistemler oluşturulur.

10.2 Simulink Özelliklerin Belirlenmesi

SimMechanics yazılımında oluşturulacak modele ait antropometrik parametrelerin belirlenmesi için hareketleri gerçekleştirilecek olan deneğin (26-27 yaşlarında, harekete mani olacak herhangi bir sağlık sorunu olmayan sağ ayağını kaybetmiş kütlesi 90 kg ve boyu 1.76 m olan erkek birey) uzuv kütlesi, uzuv boyu, uzuv kütle merkezi ve uzuv atalet momenti özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. [24]

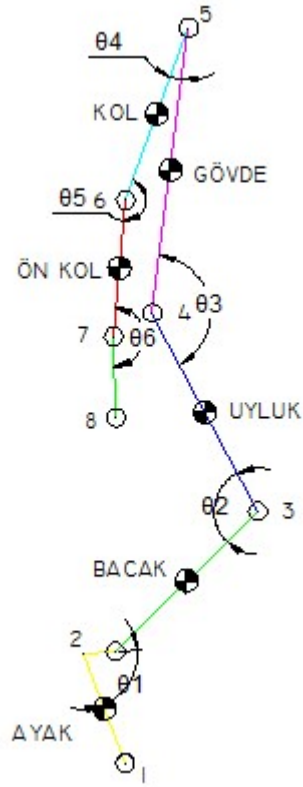
10.3 Eklem – Uzun Modelin Oluşturulması

İnsan vücudunun biyomekanik olarak incelenmesinde eklem – uzun modelleri sıklıkla kullanılmaktadır. İnsan vücudunun mekanik yapısına açıklık getiren bu modellerin kullanılmasıyla kas sistemi, eklemler, kemikler, kıkırdak doku ve sinir dokusu gibi oluşumların karmaşıklığı ortadan kalkmaktadır. Bu çalışmada insan vücudu ayak, bacak ve uyluk olmak üzere toplam 3 katı uzundan oluşan ve açık zincir mekanik yapıya sahip bir eklem – uzun modeli ile temsil edilmiştir. Yürüme esnasında vücut uzuvları simetrik olarak hareket etmektedir. SimMechanics yazılımı kullanılarak yapılan incelemelerde insan vücudu mümkün olduğunca sadeleştirilmiş şekilde modellenmektedir. Uzun sayısının artması, serbestlik derecesini artırarak modeli karmaşık hale getirmekte ve sonucun hassasiyetini etkilemektedir.

Yürüme hareketinin dinamik analizini gerçekleştirmek amacıyla oluşturulan eklem-uzun modeli SimMechanics yazılımı ile MATLAB ortamına aktarılmıştır. SimMechanics referans eksen takımına göre, XY düzlemi 2 boyutlu olarak oluşturulan modelde uzuvlar katı cisimler olarak kabul edilmiştir.

Çizelge 10.1 Uzun ve Özellikleri

Uzun	Uzun Boyu (cm)	Kütle (Kg)	Atalet momenti (g*cm ²)			Kütle Merkezi Yerçekimi (cm)
			I _{xx}	I _{yy}	I _{zz}	
Ayak	24,33	0,993	7*10 ³	30*10 ³	33*10 ³	12,16
Bacak	37,53	3,185	329*10 ³	29*10 ³	391*10 ³	16,25
Uyluk	45,82	6,85	1157*10 ³	224*10 ³	1137*10 ³	19,84

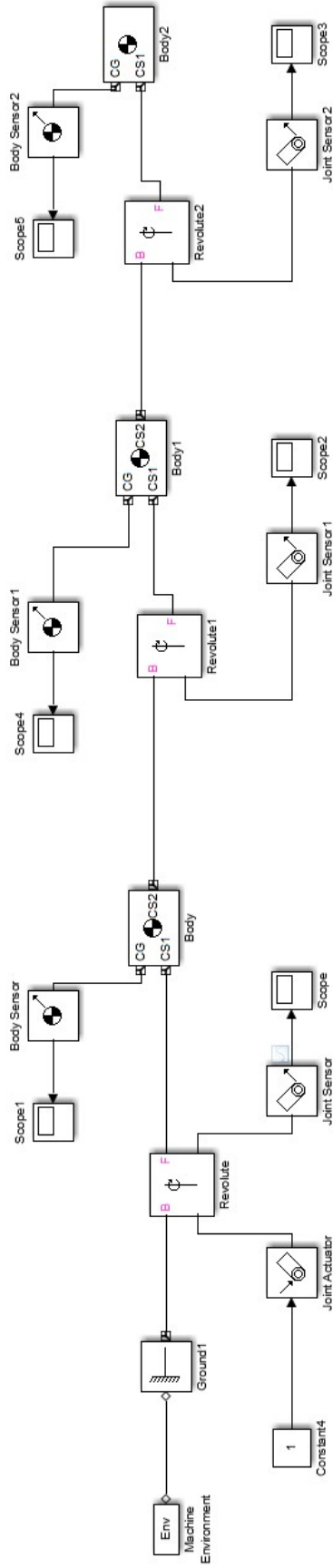


- 1 – Parmak Ucu Noktası
- 2 – Ayak Bileği
- 3 – Diz Eklemi
- 4 – Kalça Eklemi
- 5 – Omuz Eklemi
- 6 – Dirsek Eklemi
- 7 – El Bileği
- 8 – El Parmak Ucu Noktası
- Θ_1 – Ayak Bileği Açısı
- Θ_2 – Diz Açısı
- Θ_3 – Kalça Açısı
- Θ_4 – Omuz Açısı
- Θ_5 – Dirsek Açısı
- Θ_6 – El Bileği Açısı

Şekil 10-4 Uzun Modeli ve Eklem Açıları.

10.4 Hareket Analizi









SimMechanics yazılımında oluşturulan modelin çözümü, ters dinamik yöntem kullanılarak gerçekleştirileceğinden uzuvları birbirine bağlayan eklemlere ait hareketlerin tam olarak bilinmesi gerekmektedir. Eklemleri harekete geçirmek için gerekli olan açısal yer değiştirme, açısal hız ve açısal ivme değerlerinin tespit edilebilmesi için kütle uzunluk açı zaman özelliklerinin SimMechanics modeline doğru bir şekilde aktarılması gerekir. [24]



Şekil 10-5 Eklem – Uzun Modelinin SimMechanics Yapısı.

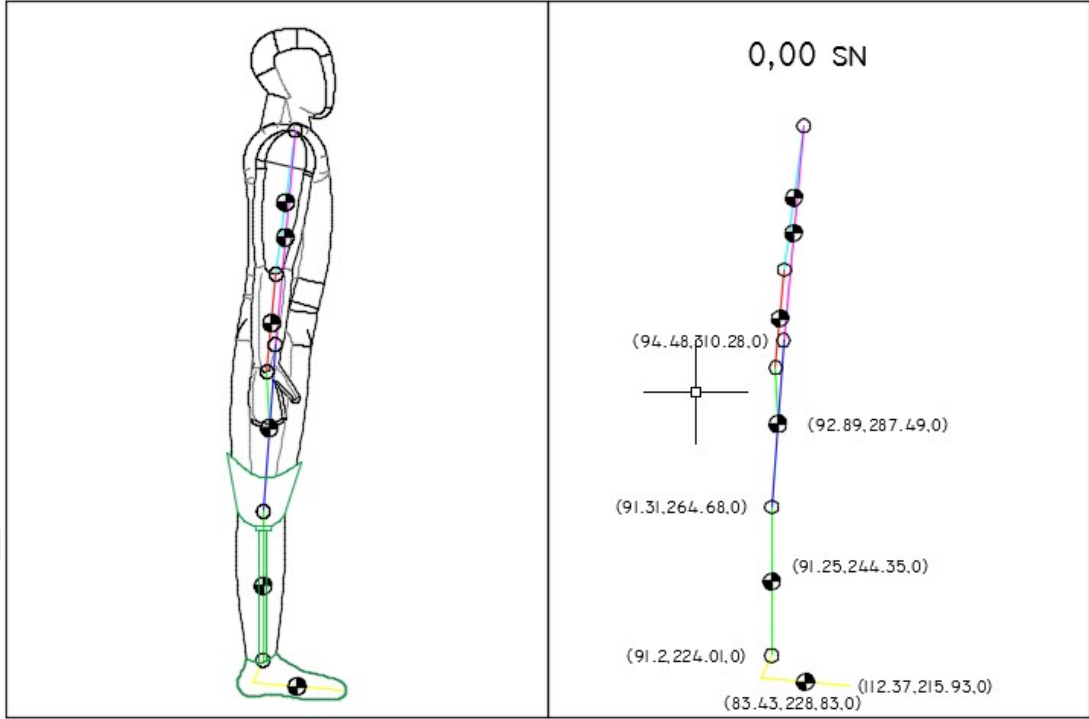
Modeli Simulink' e aktarmak için yararlandığımız blok diyagram aşağıda gösterilmiştir. (Çizelge 10.2)

Çizelge 10.2 Bloklar ve Özellikleri

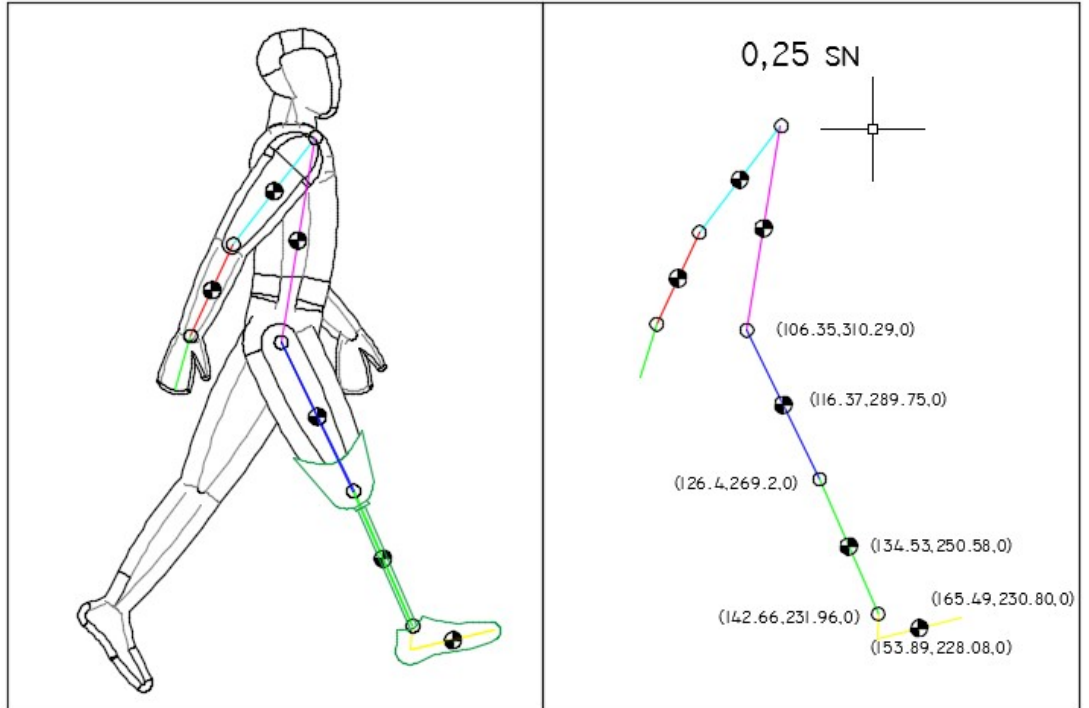
	Scope bloğu zamana göre giriş sinyallerini görüntüler.
	Body bloğu seçilen özelliklere sahip sert bir body (vücut) temsil eder.
	Machine Environment bloğu model veya makinenin çevre koşullarını değiştirmemize olanak sağlar.
	Ground bloğu hareketsiz bir Zemin noktasını temsil eder.
	Constant bloğu sabit yada karmaşık değer oluşturur.
	Body Sensor bloğu body bloğu ile tanımlanan modelin hareketini algılar.
	Joint Actuator İki body arasındaki serbestlik derecesini ifade eder.
	Joint Sensor konum, hız, ivme, tepki ve tork kuvvetlerini ölçer.

Diz altı protezin modellemesini MATLAB SİMULINK'e tanıtılabilmemiz için her bir uzuvun koordinat eksen takımındaki konumunu tam olarak bilmemiz gerekmektedir. Yürümenin tamamlanabilmesi için, yaklaşık 2 sn ihtiyaç vardır. Aşağıda durur vaziyetten adım bitimine kadar olan hareket adımları mevcuttur.

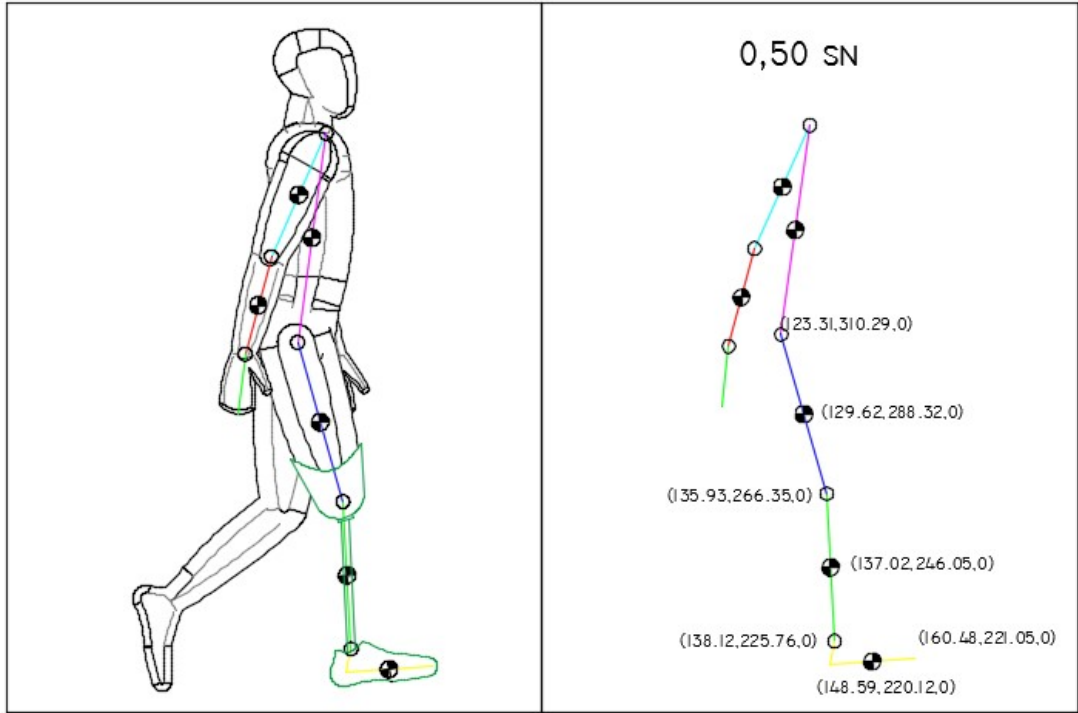
Dinamik analizini, yüksek kapasiteye sahip laboratuvarlarda mikro işlemci ve sensörler yardımı ile insanın her türlü hareketini gerçeğe yakın değerlerine ulaşmak mümkündür. Burada sadece sayısal metotlardan yararlanarak bazı kabuller doğrultusunda programdan çözüm elde edilecektir.



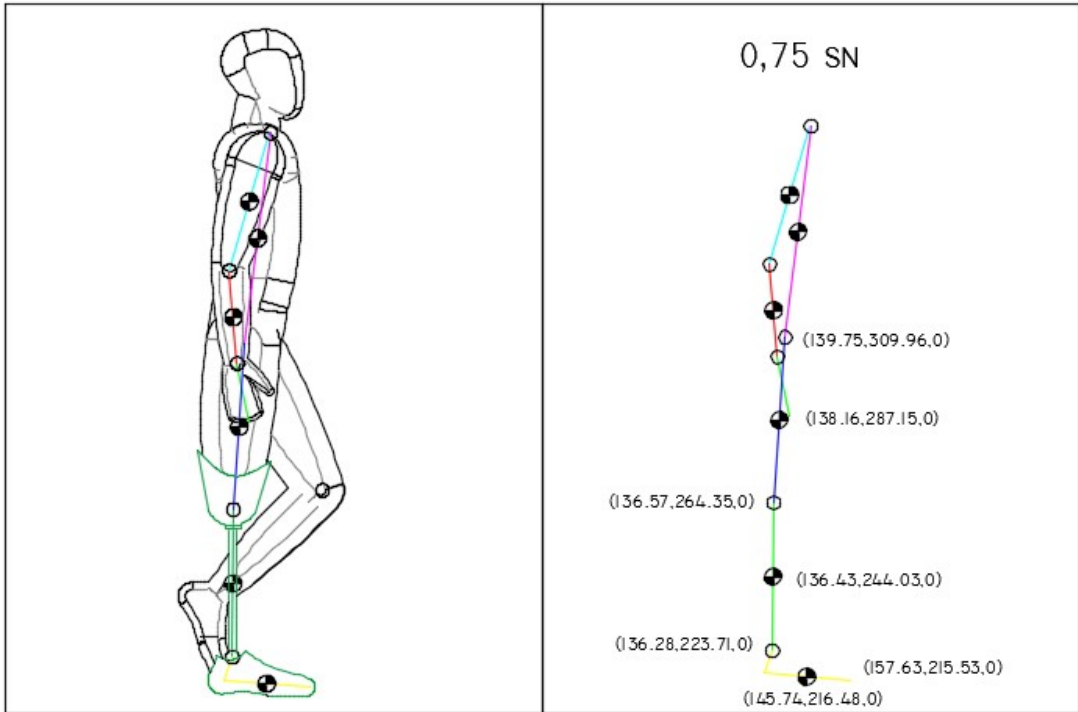
Şekil 10-6 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0 sn deki Konumları.



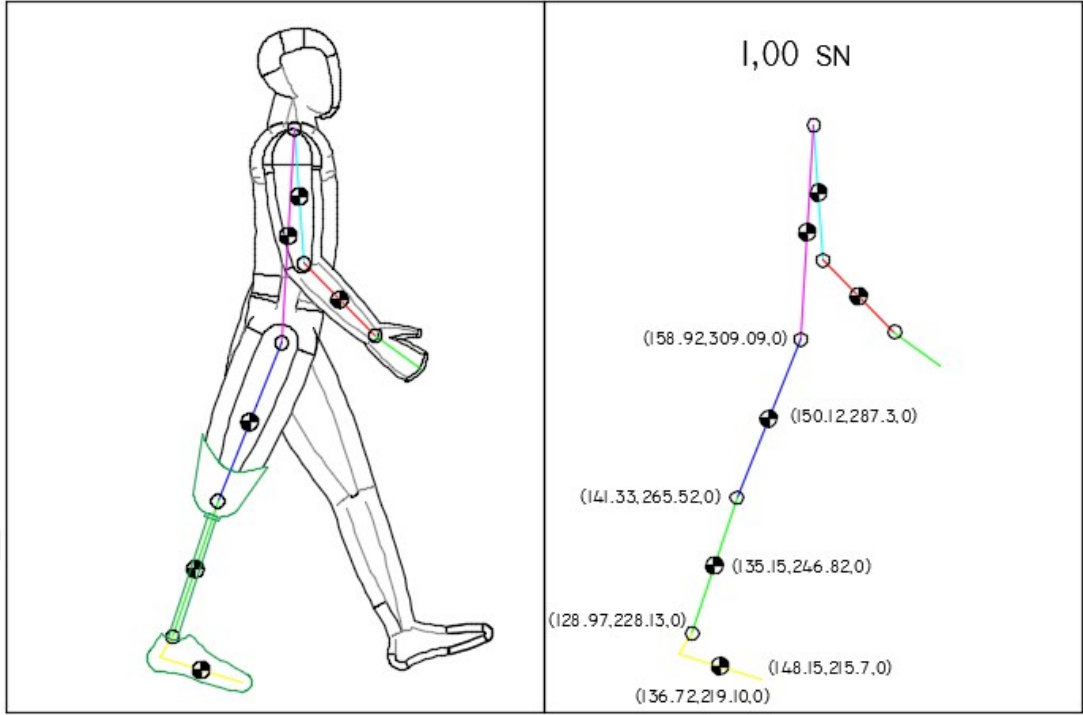
Şekil 10-7 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 0,25 sn deki Konumları.



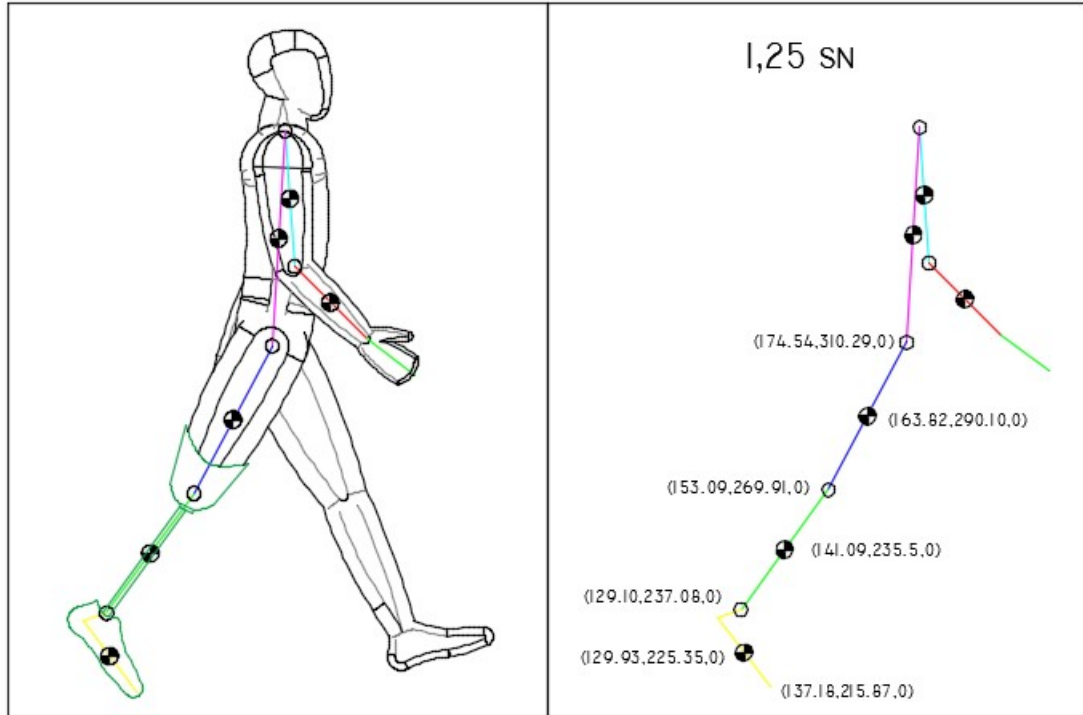
Şekil 10-8 Uzun Modeli ve Eklem Açılarının 0,50 sn deki Konumları.



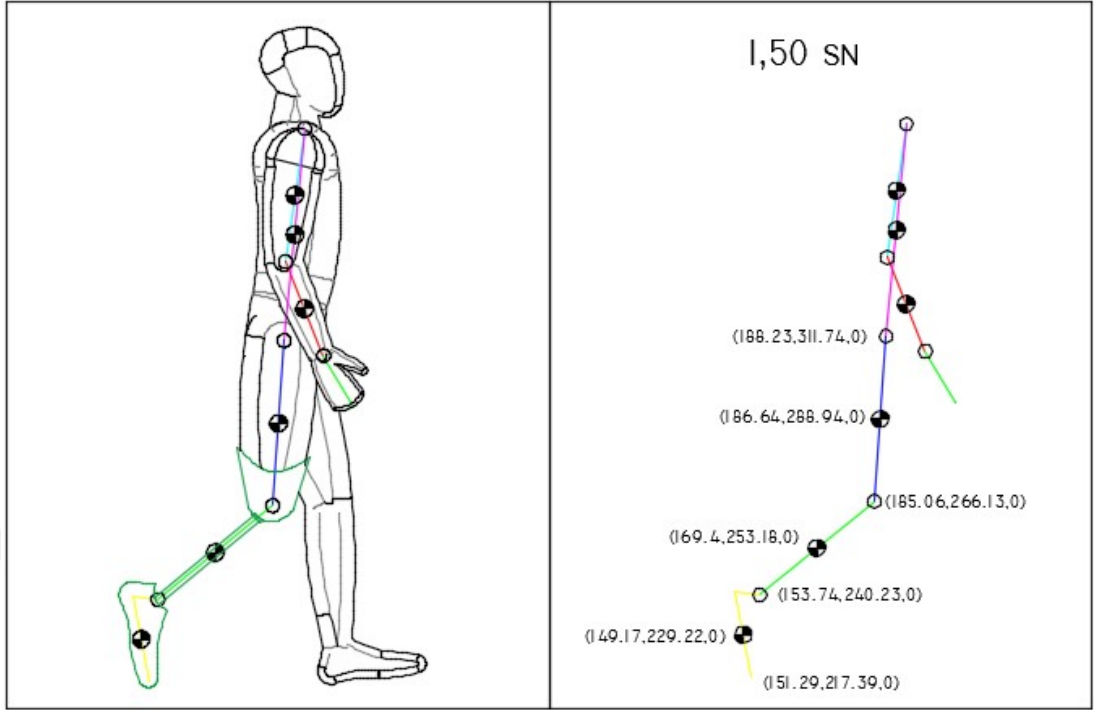
Şekil 10-9 Uzun Modeli ve Eklem Açılarının 0,75 sn deki Konumları.



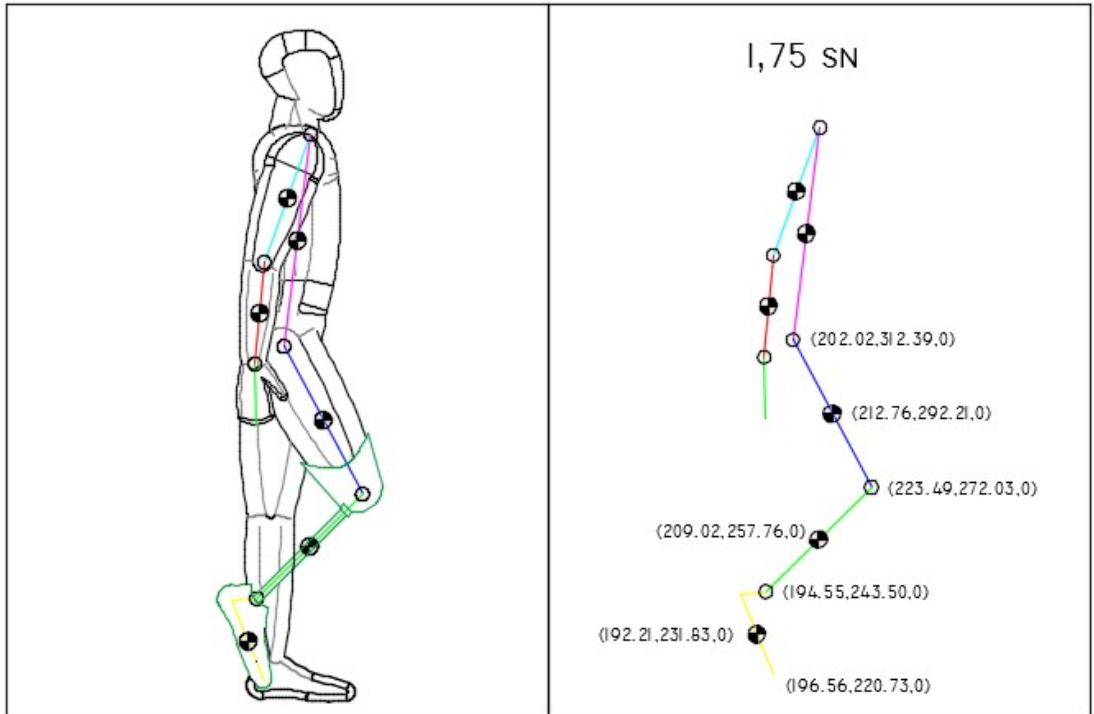
Şekil 10-10 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1 sn deki Konumları.



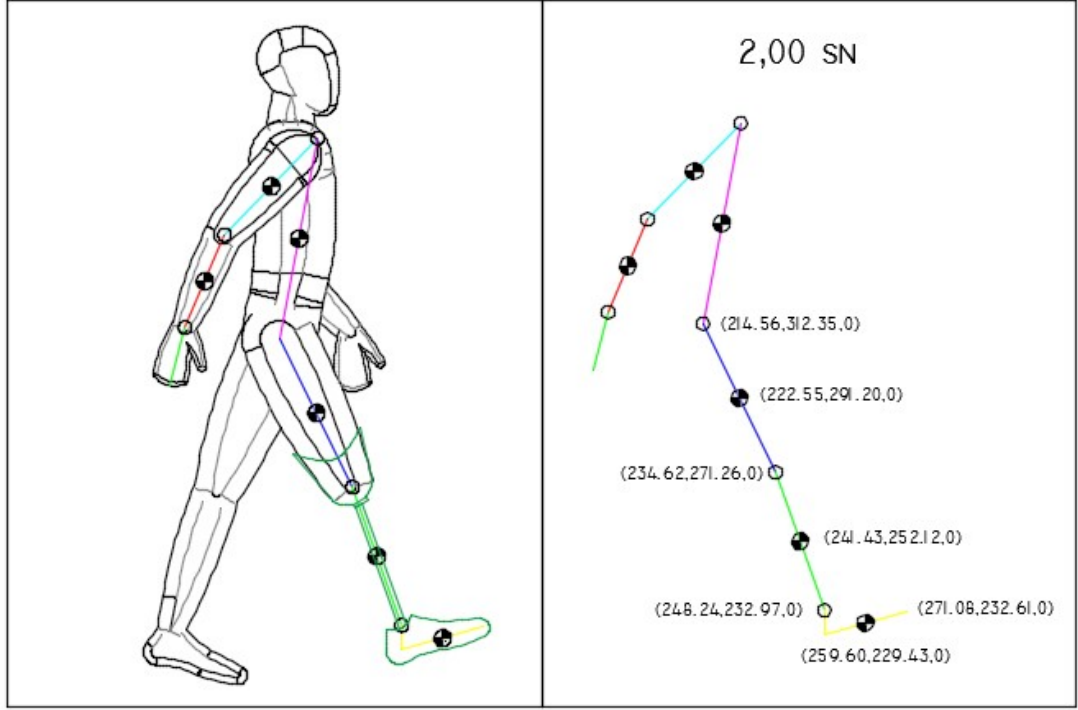
Şekil 10-11 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,25 sn deki Konumları.



Şekil 10-12 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,50 sn deki Konumları.

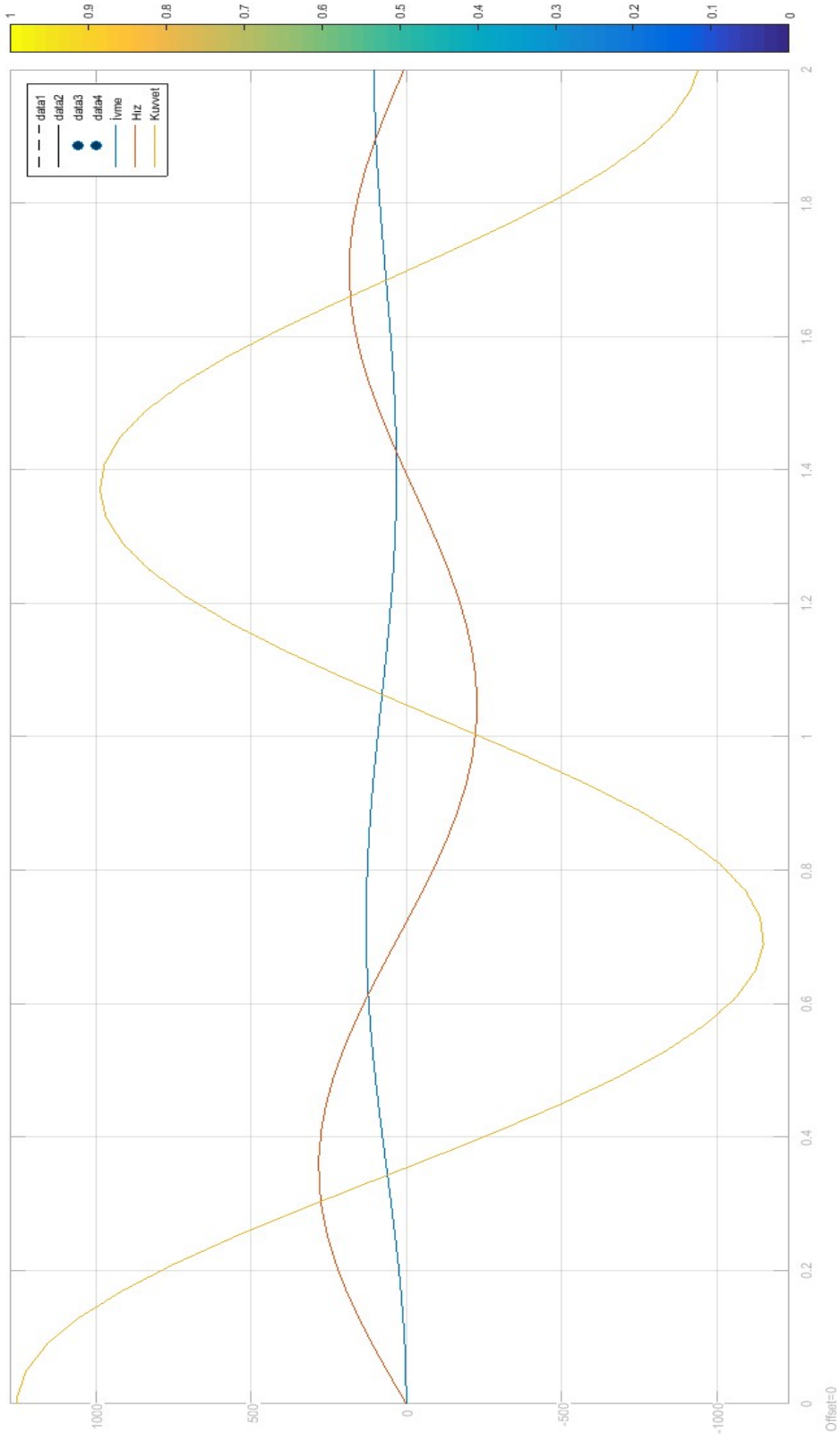


Şekil 10-13 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 1,75 sn deki Konumları.

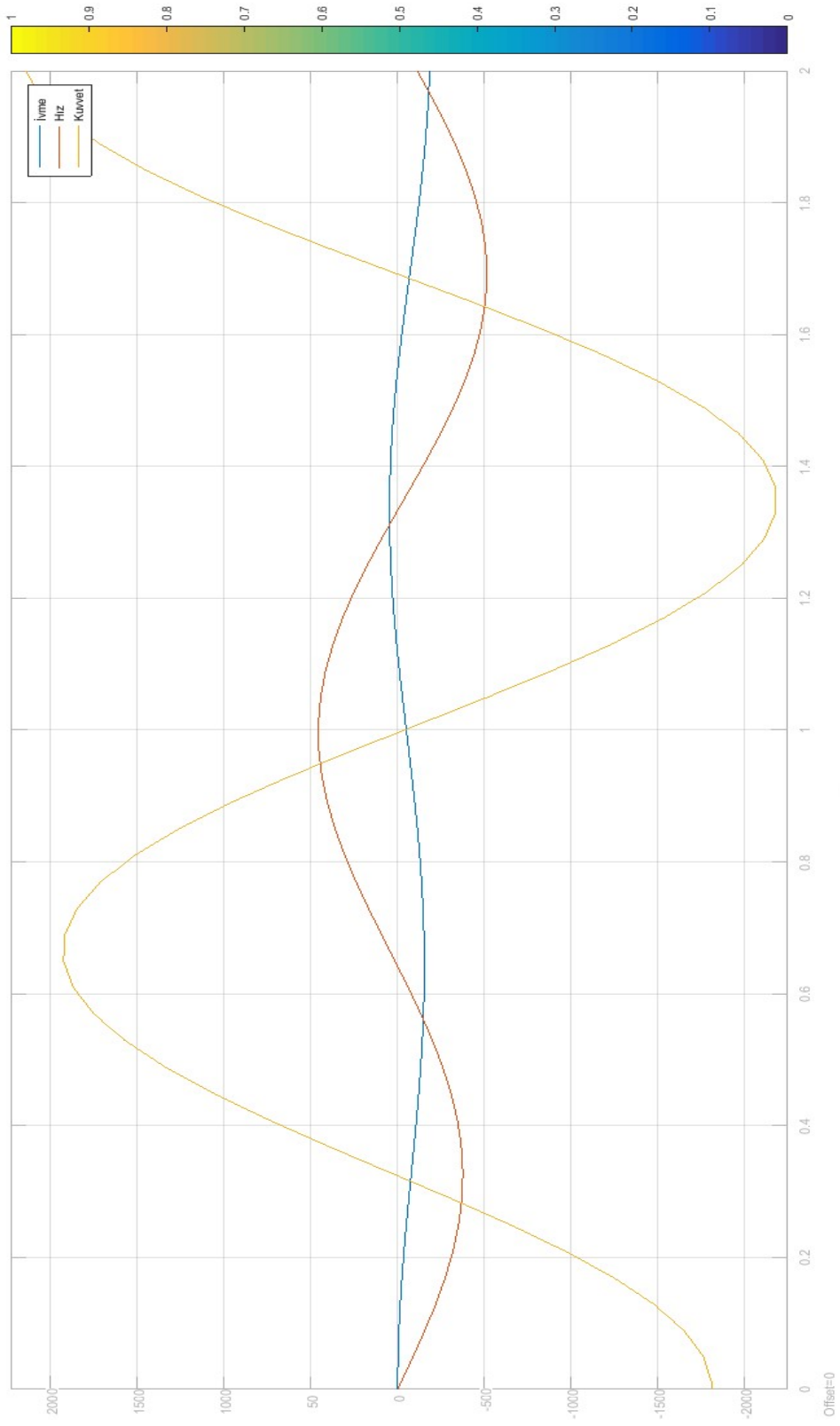


Şekil 10-14 Uzuv Modeli ve Eklem Açılarının 2 sn deki Konumları.

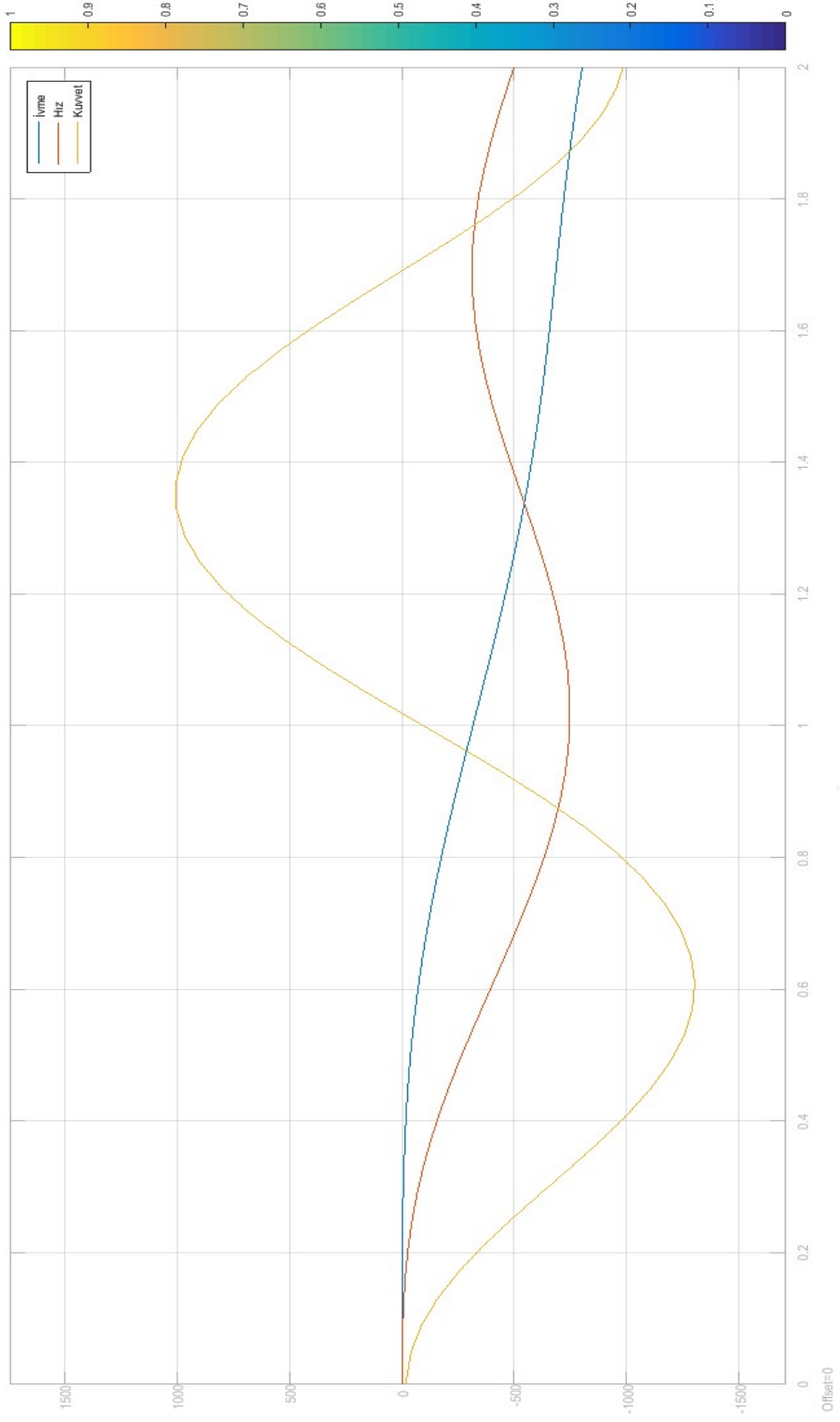
SimMechanics modelindeki eklemleri harekete geçirmek için gerekli açısal yer değiştirme açısal hız ve açısal ivme değerleri, işaretleyicilerin koordinat değerlerinden faydalanılarak MATLAB ortamından hesaplanmıştır.



Şekil 10-15 Konum , Hız, İvmenin Zamana Göre (Uyluk Grafik).



Şekil 10-16 Konum , Hız, İvmenin Zamana (Bacak Grafik).



Şekil 10-1 Konum , Hız, İvmenin Zamana (Ayak Grafik).

10.5 Benzetim İşlemi

SimMechanics yazılımında oluşturulan model ile yürüme hareketinin benzetimi, (Şekil 10.5) yazılımın sunduğu simülasyon özelliği sayesinde gerçekleştirilmiştir. SimMechanics ters dinamik yöntemle yapılacak benzetimler için ‘inverse dynamics’ ve ‘kinematics’ seçeneklerini sunmaktadır. Açık zincir yapıların çözümünde ‘inverse dynamics’ yöntemi kullanılmaktadır. Çözücü tipi olarak ‘ayrık sistem’ seçeneği tercih edilmiş ve zamanın sabit aralıklarına göre çözüm yapılmıştır.

Çözme işlemi başladığında ‘MATLAB çalışma alanından ‘ okunan eklem açıları ile model, yürüme hareketini gerçekleştirmektedir. Çözüm işlemi sonucunda hesaplanan yer tepki kuvvetleri ve eklem momentleri ‘çalışma alanına’ kaydedilmektedir. Böylelikle deneğin gerçekleştirdiği yürüme hareketinin benzetimi SimMechanics ortamında uygulanmıştır.

10.6 SONUÇ

Bu çalışma ile protez ayak benzetimi SimMechanics ortamında dinamik yöntem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Hareket esnasında oluşan yer tepki kuvvetleri karşılaştırılmış ve doğrudan ölçülemeyen ancak bir takım yaklaşımlarla hesaplanabilen eklem momentleri tespit edilmiştir.

Uyluk bölgesinde oluşan maksimum kuvvet 0. saniyede harekete ilk başlama anında oluşmakta ve değeri 1500 N’dur ve maksimum tepki kuvveti ise 0,6. saniyede bir ayağın basmaya diğer ayağın ise salınımına geçtiği anda oluşmakta ve değeri -1100 N dur. (Şekil 10.15)

Bacak bölgesinde oluşan maksimum kuvvet 0,68 saniyede bir ayağın basmaya diğer ayağın ise salınımına geçtiği anda oluşmakta, 1190 N ve maksimum tepki kuvveti ise 1,37 Saniyede iki ayağında yarım bası fazında oluşmakta ve -1670 N dur. (Şekil 10.16)

Ayak bölgesinde oluşan maksimum kuvvet 1,37 saniyede iki ayağında yarım basma halindeki durumdur, oluşan kuvvet 1000 N ve maksimum tepki kuvveti ise 0,6. saniyededir, bir ayağın salınım,. diğer ayağın basma fazında olduğu durumdur ve değeri 1300 N dur. (Şekil 10.17)

11. KAYNAKLAR

- [1] **Çimen A.** (1992) Anotomi 3. Baskı Uludağ Üniversitesi Basımevi, *Uludağ Üniversitesi Güçlendirme Vakfı Yayınları*
- [2] **Rihs D. Polizzi I.** (2001) Prosthetic Foot Design *Victorian Universtiy of Technology*
- [3] **Gard, S.A.** (2003) Owerview of Lower Limb Prosthetics Solutions, *Norhwestern University*
- [4] **Peker Ö.** (2001) Alt Ekstremitte Amputasyonları ve Rehabilitasyonu *Dokuz Eylül Üniversitesi*
- [5] **Beer F.P.** (2003) Mühendisler için Dinamik *Birsen Yayınevi*
- [6] **Janssen, W.G.M. Bussmann, H.B.J.** (2002) “Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review”, *Physical Therapy*
- [7] **Nuzık, S. Lamb, R. Vansant, A. Hirt, S.** (1986) “Sit-to-Stand Movement Pattern: A Kinematic Study”, *Physical Therapy*.
- [8] **Schlicht, J. Camaione, D.N. Owen, S. V.** (2001) “Effect of Intense Strength Training on Standing Balance, Walking Speed, and Sit-to-Stand Performance in Older Adults”, *Journal of Gerontology: Medical Sciences*.
- [9] **Jamshıdı, N. Rıstamı, M. Najarian, S. Saadatnia, M.Firooz S.** (2009) “Modelling of human walking to optimise the function of ankle-foot orthosis in Guillan-Barre patients with drop foot”, *Singapore Med J*,
- [10] **Hang, S. Zhaoh, M.** (2011) “Kinematics simulation of sit to stand based on SimMechanics”, *International Conference on Future Computer Science and Education, China*.
- [11] **Lee, K.** (2006) “CAD systems for human –centered design”, *Computer-Aided Design & Applications*,
- [12] **Gourgoulis, V. Aggeloussis, N. Kalivas, V. Antoniou, P.** [13] **Mavromatis, G.** (2004) “Snatch lift kinematics and bar energetics in male adolescent and adult weightlifters”, *J. Sports Med. Phys. Fitness*.
- [14] **Akçalı, İ. D.** (2012) Mekanizma Tekniği, *Birsen Yayınevi*
- [15] **Artobolevsky,** (1977) Mechanism s in Modern Engineering Desing *Mir Publishers*,

- [16] **Chakraborty, J. Dhande, S. G.** (1977) Kinematics and Geometry of Planar and Spatial Cam Mechanism, *Wiley Eastern Ltd.*
- [17] **Cleghorn, W. L** (2005) Mechanics of Machines *Oxford University Press*
- [18] **Graig, J. J.** (1986) Introduction To Robotics Mechanics and Control, *Addison Wesley*
- [19] **Daughy, S.** (1988) Mechanics of Machines, *John Qiley and Sons,*
- [20] **Dokumacı, E.** (2012) Makine Dinamiği *Nobel,*
- [21] **Eksergian R.** (1930) Dynam ic Analysis of Machine, *Journal of The Franklin Institute,*
- [22] **Söylemez, E.** (2000) Mekanizma Tekniği, *Birsen Yayınevi,*
- [23] **Turhan Prof. Ö.** (2012) Makine Teorisi Mekanizmalar ve Makine Dinamiği, *Nobel*
- [24] **Turgut M,** (2011)Solidworks *Seçkin Yayıncılık*
- [25] **Uzunoğlu M.** (2003)Her Yönü İle MATLAB *Beta Basım A.Ş*

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel bilgiler

Adı Soyadı Burak DUMAN
Doğum Yeri ve Tarihi Sivas, 26.07.1988
Medeni Hali Evli
Yabancı Dil İngilizce
İletişim Adresi ATLAS AGRO/ SİVAS
E-posta Adresi bdburakduman@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise Halil Rifat Paşa Lisesi, 2002-2005
Ön Lisans Sütçü İmam Üniversitesi (Otomotiv) 2006-2008
Lisans İnönü Üniversitesi (Makine Mühendisliği), 2008-2011
Yüksek Lisans Instituto Politecnico De Bragança (Mechanical Engineering), 2012-2013
Yüksek Lisans Cumhuriyet Üniversitesi (Makine Mühendisliği Makine Teorisi) 2011-2016

İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi Öğrenci Asistan, 2011-2012
Korkmaz Panel Makine Mühendisi 2013-2014
Anadolu Kontrol Müh. Makine Mühendisi 2014-2016
Atlas Agro Genel Müdür 2016-