İNSAN İSKELETİ İÇİN KULLANILAN İMPLANT VE PROTEZLERE GELEN YÜKLERİN HESAPLANMASI İÇİN BİR YÖNTEMİN GELİŞTİRİLMESİ

İSMET EMİRCAN TUNÇ

T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN İSKELETİ İÇİN KULLANILAN İMPLANT VE PROTEZLERE GELEN YÜKLERİN HESAPLANMASI İÇİN BİR YÖNTEMİN GELİŞTİRİLMESİ

İSMET EMİRCAN TUNÇ
0000-0001-6212-4381

Dr. Öğr. Üyesi Gürsel ŞEFKAT
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE TEORİSİ VE DİNAMİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA – 2022
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

İNSAN İSKELETİ İÇİN KULLANILAN İMPLANT VE PROTEZLERE GELEN YÜKLERİN HESAPLANMASI İÇİN BİR YÖNTEMİN GELİŞTİRİLMESİ

İsmet Emircan TUNÇ

Bursa Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Teorisi ve Dinamiği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Gürsel ŞEFKAT

Bu çalışmadaki amaç; bireye uygulanacak diz dezartikülasyon protezine gelen kuvvetlerin belirlenmesine yönelik kişinin yaşam koşullarına uyan ve sürdürülebilir bir protezin imalatına olanak sağlayacak alternatif bir hesaplama yöntemini geliştirmektir. Kişinin hayatını daha konforlu devam ettirebilmesi ve yükün daha uygun koşullarla taşınabilmesi adına kişiselleştirilmiş protezin elde edilmesinin sağlanacağı düşünülmüştür. Bu düşünce ile vücuda takılacak protezde, proteze gelen yüklerin, momentlerin hesaplanması ve analizi için kısıtlı bir yöntem geliştirilmiştir. Bu tasarım ve analiz sonuçlarını karşılaştırmalı olarak doğrulamak için MATLAB, Solidworks ve ANSYS Workbench programları kullanılmıştır. MATLAB programında, -60/-15 derecelik hareket sınırıyla belirlenen kişi ve protez ağırlığı parametrelerine bağlı olarak kinematik denklemlerin çözümü elde edilmiştir. Solidworks programında protezli bacağın modeli kurularak -60/0 derecelik hareket sınırı dâhilinde doğrusal ve açısal konum-hız-ivme analizleri elde edilmiştir. ANSYS Workbench programı üzerinden modellenen, protezli bacağın malzeme özellikleri genel probleme dâhil edilerek maksimum kuvvet pozisyonunda statik analiz sonuçları elde edilmiştir.

Belirtilen üç programın kullanılmasıyla elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, sonuçlar arasında benzerlik gösterdiği anlaşılmıştır. Bu tip protezlerde kinematiğin yanında anatomik özellikler de dikkate alınarak analiz yapılması dolayısıyla mühendis-doktor iş birliği gerekliliği ortaya çıkmıştır.

Anahtar Kelimeler: Bir Bacakta Diz Dezartikülasyon Protezi, Protez Modelleme, Protez Mekaniği, Protez Çözümleme MATLAB, Protez Animasyon Solidworks, ANSYS Workbench Statik Analizi

2022, vii + 59 sayfa.

ABSTRACT

MSc Thesis

DEVELOPMENT OF A METHOD FOR CALCULATING LOADS ON IMPLANTS AND PROSTHESES USED FOR THE HUMAN SKELETON

İsmet Emircan TUNÇ

Bursa Uludağ University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Theory and Dynamics

Supervisor: Dr. Gürsel ŞEFKAT

The purpose of this study; The aim is to develop an alternative calculation method that will allow the manufacture of a sustainable prosthesis that fits the living conditions of the person in order to determine the forces coming to the knee disarticulation prosthesis to be applied to the individual. It has been thought that a personalized prosthesis will be obtained in order for the person to continue his life more comfortably and to carry the load under more suitable conditions. With this thought, a limited method has been developed for the calculation and analysis of the loads and moments on the prosthesis to be worn on the body. MATLAB, Solidworks and ANSYS Workbench programs were used to validate these design and analysis results comparatively. In the MATLAB program, the solution of the kinematic equations was obtained depending on the person and prosthesis weight parameters determined by the range of motion of -60/-15 degrees. Linear and angular position-velocity-acceleration analyzes were obtained within the range of motion of -60/0 degrees by establishing the model of the prosthetic leg in Solidworks program. The material properties of the prosthetic leg, modeled on the ANSYS Workbench program, were included in the general problem and static analysis results were obtained at the maximum force position.

Comparison of results when comparing results using the three specified programs is understood to show. In this type of prostheses, the need for engineer-doctor collaboration has emerged due to the analysis of anatomical features as well as kinematics.

Key words: Knee Disarticulation Prosthesis in a Leg, Prosthesis Modeling, Prosthetic Mechanics, Prosthetic Analysis MATLAB, Prosthetic Animation Solidworks, ANSYS Workbench Static Analysis

2022, vii + 59 pages.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmamın yürütülmesi sırasında desteğini esirgemeyen danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Gürsel ŞEFKAT ’e, yoğun çalışmalarım sırasında takıldığım noktada günün her saatinde ulaşabildiğim arkadaşım ve meslektaşım Fatih GÜRSOY ‘a, tez yazımının düzenleme aşamasında anneme ve hayata bakış açımda bana hep destek veren aileme ve bu çalışmamda küçük veya büyük emeği geçen herkese teşekkür ederim.

İsmet Emircan TUNÇ
…/…/…….

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET i
ABSTRACT ii
TEŞEKKÜR iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ v
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... vi-vii
ÇİZELGELER DİZİNİ vii
1. GİRİŞ…… 1-2
2. KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI 3
2.1. Anatomik Düzlemler ve Anatomi'de Hareket Terimleri 3-4
2.2. Femur (Uyluk) Kemiği 4-5
2.3. Femur – Tibia Kemikleri Arası Bağlar 6
2.4. Tibia (Kaval) ve Fibula (Kamış) Kemiği 7
2.5. Yürüyüş Döngüsü (Gait Cycle) 7-8
2.6. Yürüyüş Sırasında Eklem Hareketinin Analizi 8-9
2.6.1. Eklem açıları nasıl tanımlanır? 9
2.7. Ayak Bileği Ekleminin Hareketi 10
2.8. Diz Ekleminin Hareketi 10-11
2.8.1. Diz eklemi açısal hızı 111-12
2.8.2. Diz eklemi açısal ivmesi 12
2.9. Çalışmada Kullanılan Programlar 122
2.9.1. MATLAB 12-13
2.9.2. Solidworks 13-14
2.9.3. ANSYS Workbench 14
2.10. Anybody Modeling System 17
3. MATERYAL ve YÖNTEM 18
4. BULGULAR ve AÇIKLAMA 37-40
4.1. Analiz Değerlendirmeleri 41-45
4.2. Programlar Arası Sonuçların Gösterilmesi 46-47
5. SONUÇ…….. 48-52
5.1. Gelecek Çalışmalara Öneriler 52-53
KAYNAKLAR 54-56
EKLER 57-58
ÖZGEÇMİŞ 59

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler	**Açıklama**
α	Femur kemiğinden (kalça) gelen açı
β	Diz kapağı açısı
γ	Ayak açısı
ϵ	Dizin açısal ivmesi
W_x	Dizin X yönündeki açısal hızı
W_y	Dizin Y yönündeki açısal hızı

Kısaltmalar	**Açıklama**
kg	kilogram
3B	3 boyut
m	Metre
cm	Santimetre
mm	Milimetre
sn	Saniye
deg	Derece
N	Newton
M	Moment
rad	Radyan
m/sn	metre/saniye
m/sn^2	metre/saniye kare

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1. Yaygın düzlemlerin vücut üzerinde durumu....3
Şekil 2. Femur (Uyluk) kemiği iç yapısı....4
Şekil 3. Femur (Uyluk) kemiğinin vücuttaki gösterimi....5
Şekil 4. Kalça kısmından itibaren bacak anatomisi....5
Şekil 5. Femur - Tibia kemiği bağları....6
Şekil 6. Tibia - Fibula kemikleri....7
Şekil 7. Yürüyüş Döngüsü tanımı....8
Şekil 8. Eklem açısı tanımları....9
Şekil 9. Yürüyüş döngüsü boyunca ayak bileği hareketi....10
Şekil 10. Yürüyüş döngüsü boyunca diz eklemi hareketi....11
Şekil 11. Yürüme sırasında diz açısal hızı....11
Şekil 12. Yürüme sırasında diz açısal ivmesi....12
Şekil 13. MATLAB çalışma ortamı....12
Şekil 14. Solidworks programı....13
Şekil 15. 3B katı model örneği....14
Şekil 16. ANSYS Workbench programı.....14
Şekil 17. Mesh yapısı....15
Şekil 18. Anybody Modeling System programı....17
Şekil 19. Diz eklemindeki yüklerin hesaplanması için 3B model....19
Şekil 20. Hareketi tanımlanmış bacak modellemesi....21
Şekil 21. MATLAB programında yazılan .m dosyası....22-25
Şekil 22. (1) nolu denklemden beta(β) açısına bağlı açısal ivmenin değişimi....26
Şekil 23. Beta(β) açısına bağlı protezin x yönündeki boyunun dinamik değişimi....27
Şekil 24. Beta(β) açısına bağlı protezin y yönündeki boyunun dinamik değişimi....28
Şekil 25. (2) nolu denklemden beta(β) açısına bağlı x yönündeki moment değişimi....29
Şekil 26. (3) nolu denklemden beta(β) açısına bağlı y yönündeki moment değişimi....30
Şekil 27. (4) nolu denklemden x yönündeki açısal hızın dinamik değişimi....31
Şekil 28. (4) nolu denklemden x yönündeki açısal hızın ayak açısı ile değişimi....32
Şekil 29. (5) nolu denklemden y yönündeki açısal hızın dinamik değişimi....33
Şekil 30. (5) nolu denklemden y yönündeki açısal hızın ayak açısı ile değişimi....34
Şekil 31. Hareketi sınırlandırılmış ve 0,5° artışlı olan protez....36
Şekil 32. Protezin doğrusal yer değiştirmesi....37
Şekil 33. Protezin doğrusal hızı....38
Şekil 34. Protezin doğrusal ivmesi....38
Şekil 35. Protezin açısal yer değiştirmesi....39
Şekil 36. Protezin açısal hızı....39
Şekil 37. Protezin açısal ivmesi....40
Şekil 38. Modelin ANSYS üzerindeki durumu ve konumu....41
Şekil 39. MATLAB, Solidworks ve ANSYS Workbench'de tanımlı eksenler....42
Şekil 40. Modele X yönünde (zemine doğru) etkiyen 500 N....43
Şekil 41. Modele X yönünde (zeminde) tepki kuvvetlerini gösteren sabit mesnet....43
Şekil 42. Modele X yönünde (zemine) tanımlanmış yer çekimi etkisi....43
Şekil 43. Modelin Von – Mises gerilmeleri.....44
Şekil 44. Modelde protez için total deformasyon....44
Şekil 45. Modelde tanımlı yapay ayağın x yönündeki deformasyon değişimi....44

Şekil 46. Modelde için tanımlanmış yapay ayağın Von – Mises gerilmeleri 46
Şekil 47. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin açısal ivmesinin değişimi..... 50
Şekil 48. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin x yönündeki moment değişimi..... 51
Şekil 49. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin y yönündeki moment değişimi..... 52

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 1. Çarpıklık Değer Aralıkları 15
Çizelge 2. Malzeme Bilgileri 31
Çizelge 3. Modelde tanımlanmış Çarpıklık ve Eleman Kalitesi değerleri..... 31
Çizelge 4. MATLAB – Solidworks arasında açısal değerlerin karşılaştırılması. 36
Çizelge 5. Solidworks – ANSYS arasında doğrusal değerlerin karşılaştırılması 36
Çizelge 6. Literatür–MATLAB–Solidworks arasında çözdürülen doğrusal değerlerin karşılaştırılması 37

1. GİRİŞ

Protezler ve/veya implantlar basit anlamda, vücutta çeşitli sebeplerle kaybedilmiş herhangi bir uzvun yapay olarak kullanılmasını sağlayan parçalardır. Günümüze kadar kullanılmış olan bu yapay uzuvların kullanım alanları zamanla oldukça genişlemiştir. Ayak parmağından dişe kadar kullanım ve uygulama alanı oldukça fazladır. Günümüz teknolojisi ve bilgi birikimiyle çeşitli malzeme türleri ile çalışılmış ve güncel kullanım bilgisine erişilmiştir. Geçmişte çoğu implant ve protezler geleneksel kalıp modellerle üretilerek proteze ihtiyaç duyulan kişilere uygulanmaktaydı. Günümüzde ise teknolojinin vermiş olduğu avantajlar sayesinde, geleneksel kalıp modellerinden çıkılmış olup kişiye ve kişide uygulanacak bölgeye göre özelleştirilmiş protezler kullanılmaktadır. Bu çalışmada ele alınan yapay uzuv, hem implant hem de protez olarak aynı bölgede kullanılabilmesi açısından seçilerek incelenmiştir. Bu proteze ait kuvvet ve moment denge denklemleri kullanılarak proteze gelen üç eksendeki yüklerin analizi irdelenmiştir. (Tunc, 2022, s. 10, Jia ve ark., 2004)

Çalışmada kullanılan matematiksel modelin analizi ile denklemlerdeki dinamik değişken ifadelerin etkilerinin incelenmesi, statik ve dinamik davranışlarının karşılaştırılması sonucu bu tip ve/veya buna benzer protezlerin uygulanması durumunda kişiye uygun üretilen sonuçların daha doğru yorumlanması mümkün olabilecektir.

Kişiye özel protez için imalat tekniğinin de geleneksel kalıptan eklemeli imalat gibi yeni teknolojiler ile yaygınlaşabileceği değerlendirilmiştir. Ayrıca standart kalıp modellerinden elde edilen protezlerin hasta konforu, operasyon süresi ve operasyon sonrası vücuda uyum açısından da dezavantajları olduğu bilinmektedir. Bu tip kişiselleştirilmiş yapay uzuv araştırmaları, bu sorunların kısmen de olsa bertaraf edebileceği düşünülmektedir. (Anon, 2016)

Eklem Protez Cerrahisi (Artroplasti), en geniş anlamı ile doğal fonksiyonlarını kaybetmiş bir eklemin, çeşitli cerrahi yollarla kaybedilen fonksiyonlarının geri kazanılmasını sağlamaktır. Artroplasti; kalça, diz ve omur kısımlarında fonksiyon azalması ve/veya kaybı olan hastaların tedavisinde kullanılmaktadır. Günümüze kadar uygun artroplasti bölgesine göre sabit kalıplı protezler ile işlev sürekliliği sağlanmaktaydı. Ancak, hem

farklı bölgelerdeki insan kemik türlerinin çeşitliliği hem de geleneksel protezlerin anatomik uyumluluk olarak yetersiz kaldığı durumlarda kişiye özel tip protezleme işlemleri yapılmaktadır. Sağ veya sol bacaktaki diz protezleri birkaç farklı türde olabilmektedir. Bunlar trans tibial protezler ve diz dezartikülasyon protezleri olmak üzere ikiye ayırılır. Trans tibial protezler genellikle diz altı kısmına uygulanır ve ampütasyona bağlı olarak protez boyunda değişiklik meydana gelir. Çoğunlukla diz kapağının alt kısmı ile ayak bileği arasındaki mesafelerde kullanılır. Diz dezartikülasyon protezi, diz kapağı ve alt bacak kısmının yerine geçen protezdir. Bu protezlerin iki farklı uygulanma biçimi vardır. Biri vücut dışına çıkarılan mil yardımıyla dışarıdan bağlantı ve diğeri ise çorap gibi giyilebilen bir soket bağlantısı yardımıyla kullanılabilir. Protezlerin, genel olarak uygulanacak bölgeye göre farklı Titanyum alaşımları, protez ve ameliyat türüne göre bir kısmı kemikte bir kısmı ise vücut dışında işlev göreceğinden mükemmele yakın şekilde vücuda yerleştirilmesi gerekmektedir. Artık bu işlemlerin belirlenmesi için cerrahlar ile makine mühendisleri ve/veya biyomedikal, biyomekanik mühendisleri bu tip işlemleri ortaklaşa yürütmektedirler. (Quesada P., & Skinner, H. B., 1991)

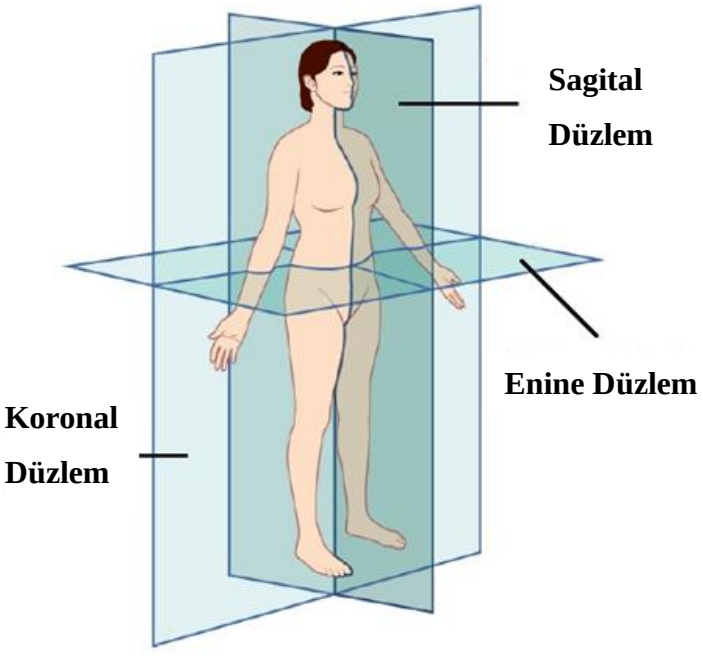
2. KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI

Burada, çalışmanın ileriki bölümlerinde anatomik terimlerin daha kolay anlaşılması adına bazı tanımlar yapılmıştır. Ayrıca, protez mekaniği ve yürüyüş dinamiği konularını kapsayacak biçimde kaynaklar sunulmuştur.

2.1. Anatomik Düzlemler ve Anatomi'de Hareket Terimleri

Anatomik düzlemler, insan vücudunu farklı bölgelere ayırmak ve daha kolay tanımlama yapmak için kullanılırlar. Anatomik düzlemlerin kullanılması bir konumun doğru şekilde tanımlanmasına yardımcı olur. Anatomide kullanılan üç adet düzlem vardır ve Şekil 1'de gösterilmiştir. Bunlar; Sagital (Sagittal), Koronal (Coronal) ve Enine (Transverse) düzlemlerdir.

- **Sagital düzlem** = Vücudu, göğüs hizasında sol ve sağ bölüme ayıran dikey düzlemdir.
- **Koronal düzlem** = Vücudu kol hizasında ön ve arka bölüme ayıran dikey düzlemdir.
- **Enine düzlem** = Vücudu göbek hizasında üst ve alt bölüme ayıran yatay düzlemdir. (Anon, 2022a)



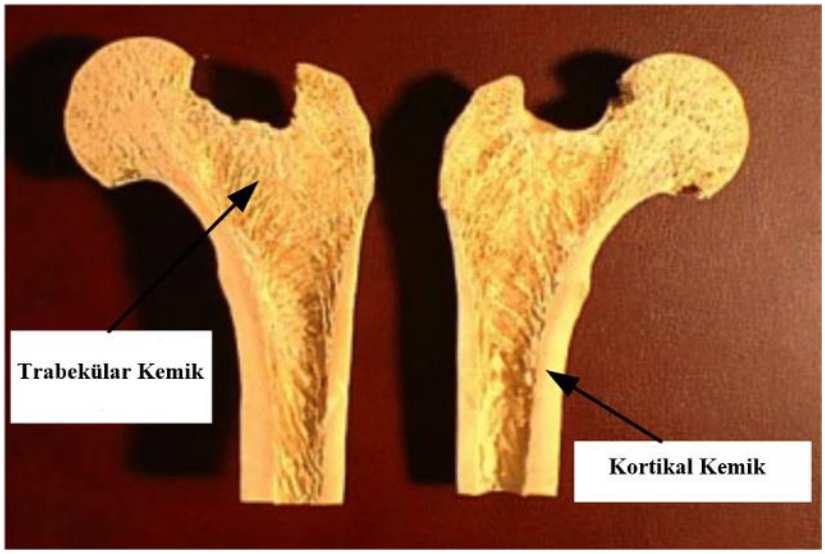
Şekil 1. Yaygın düzlemlerin vücut üzerinde durumu (Jones, 2018)

Anatomik düzlemler üzerinde kullanılan dört adet hareket terimi vardır ve bunlar; Fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon ve addüksiyon olarak bilinirler.

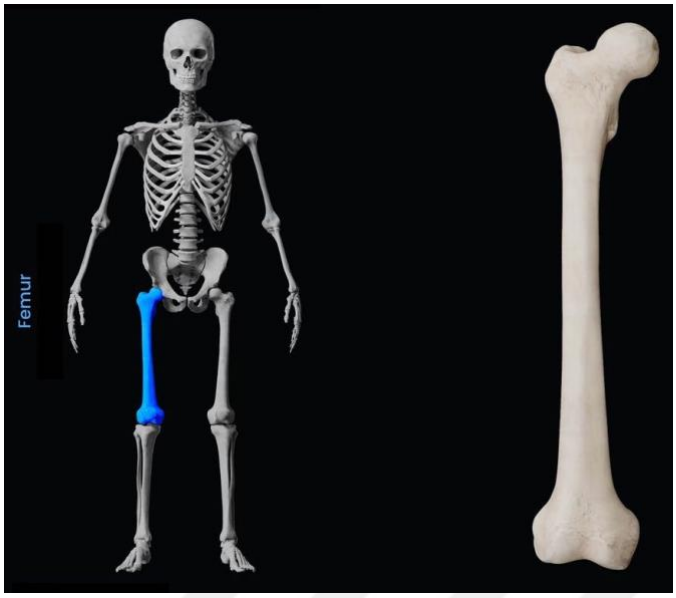
- **Fleksiyon =** Bir eklemi oluşturan iki parçanın bükülmesidir. Hareket sonucunda, söz konusu iki parça birbirine yaklaşır. (Enine düzlemde)
- **Ekstansiyon =** Bir eklemi oluşturan iki parçanın esnemesidir. Hareket sonucunda, söz konusu iki parça birbirinden uzaklaşır. (Enine düzlemde)
- **Abdüksiyon** = Bir ekleme bağlı parçanın, vücuttan uzaklaşmasıdır. Hareket sonucunda, söz konusu parça gövdeden uzaklaşmış olur. (Sagital düzlemde)
- **Addüksiyon** = Bir ekleme bağlı parçanın, vücuda yaklaşmasıdır. Hareket sonucunda, söz konusu parça gövdeye yaklaşmış olur. (Sagital düzlemde) (Anon, 2022b)

2.2. Femur (Uyluk) Kemiği

Şekil 2'de uyluk kemiğinin üst kısmına ve Şekil 3'te de tamamına ait görseller sunulmuştur. Uyluk kemiği; memelilerde bulunan en uzun, vücut üzerindeki bilimsel çalışmalarda en çok tercih edilen, vücuttaki en güçlü, yapısal olarak bölgesine göre homojen ve/veya heterojen yapıya sahip kompozit yapılı bir kemiktir. Vücudun bacak kısmının başlangıcıdır. Uyluk kemiği yapısı itibarı ile kalçadan tibiaya doğru önce geniş bir yapı ile başlar, aşağıya indikçe daralır ve tibiaya doğru tekrar genişler. (AnyBody Technology, 2020; Singh, 2017)

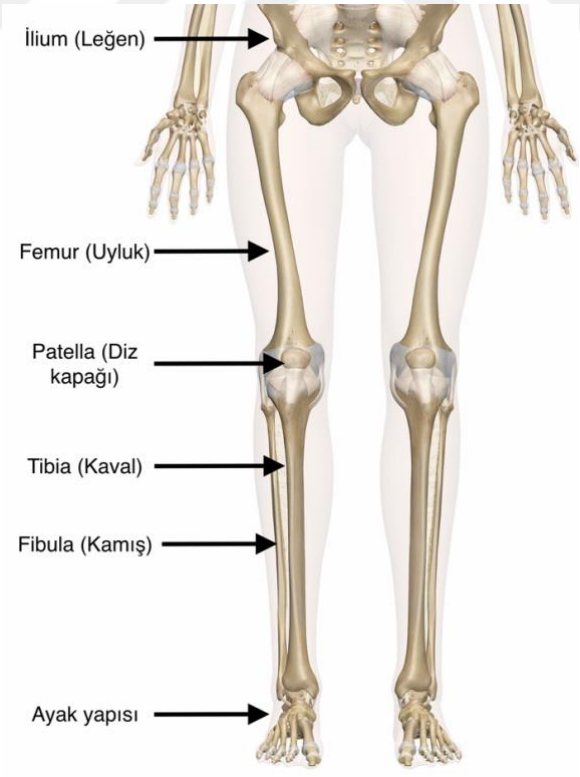


Şekil 2. Femur (Uyluk) kemiği iç yapısı (Lei ve ark., 2014)



Şekil 3. Femur (Uyluk) kemiğinin vücuttaki gösterimi (Anon, 2022c)

Bacak kısmı sırasıyla yukarıdan aşağıya, İlium (leğen) kemiği, Femur (uyluk) kemiği, Patella (diz kapağı), Tibia (kaval) kemiği, Fibula (kamış) kemiği ve ayak yapısından oluşmaktadır ve Şekil 4 ile gösterilmektedir. (Lei ve ark., 2014)



Şekil 4. Kalça kısmından itibaren bacak anatomisi (Taylor, 2022)

2.3. Femur – Tibia Kemikleri Arası Bağlar

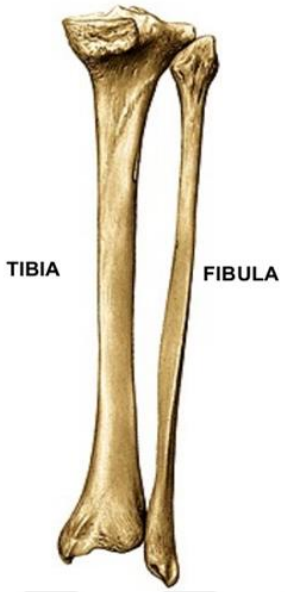


Şekil 5. Femur – Tibia kemiği bağları (Anon, 2016)

Şekil 5'te femur kemiğinin bittiği ve tibia kemiğinin başladığı yerde, kemikler arasında bağ yapıları ve kıkırdaksı bir yapı olan (patella) ve bu yapının bağları bulunmaktadır. Burada kalçadan gelen hareket, femur kemiği üzerinden bu bağlar yardımıyla tibia ve fibula kemiğine ve oradan da ayağa ulaştırılır. (Anon, 2016)

Bu bağlarda ve/veya kıkırdaksı yapıda bir veya daha fazlasında sorun oluşması, günlük yaşamdaki yürüme ve zıplama gibi hareketleri oldukça zorlaştıracaktır ve bunu yaşayan kişiye acı ve ağrı hissi verecektir. Kopan bağların dikilmesi, kısa kalan bağların gerdirilmesi ve kıkırdaksı yapının bağlarının birleştirilmesi gibi basit cerrahi operasyonların yapılabileceği gibi kemik üzerinden bağların bağlanması ve dikilmesi gibi uzun ameliyatlar da uygulanabilmektedir. Bunlara rağmen herhangi olumlu bir sonuç alınamaması durumunda hasta öncelikle, fizik tedaviye ve kısa süreli egzersizlere yönlendirilir. Fizik tedavi ve egzersizlerin olumlu etki vermeleri beklenir. Bunlardan çözüm alınamadığı durumlarda, hastanın durumuna göre bazen bölgesel bazen de tüm kemik implantı/protezi gibi operasyonlar hasta – doktor ilişkisi ile kararlaştırılır. Vücuttaki bölgesine bağlı olarak yapılan protez ameliyatı sonrası, hastanın iyileşmesi için birkaç haftalık hastanede yatış ve fizik tedavi süresi, ardından ise gündelik hayatına devam edebilmesi takip etmektedir.

2.4. Tibia (Kaval) ve Fibula (Kamış) Kemiği

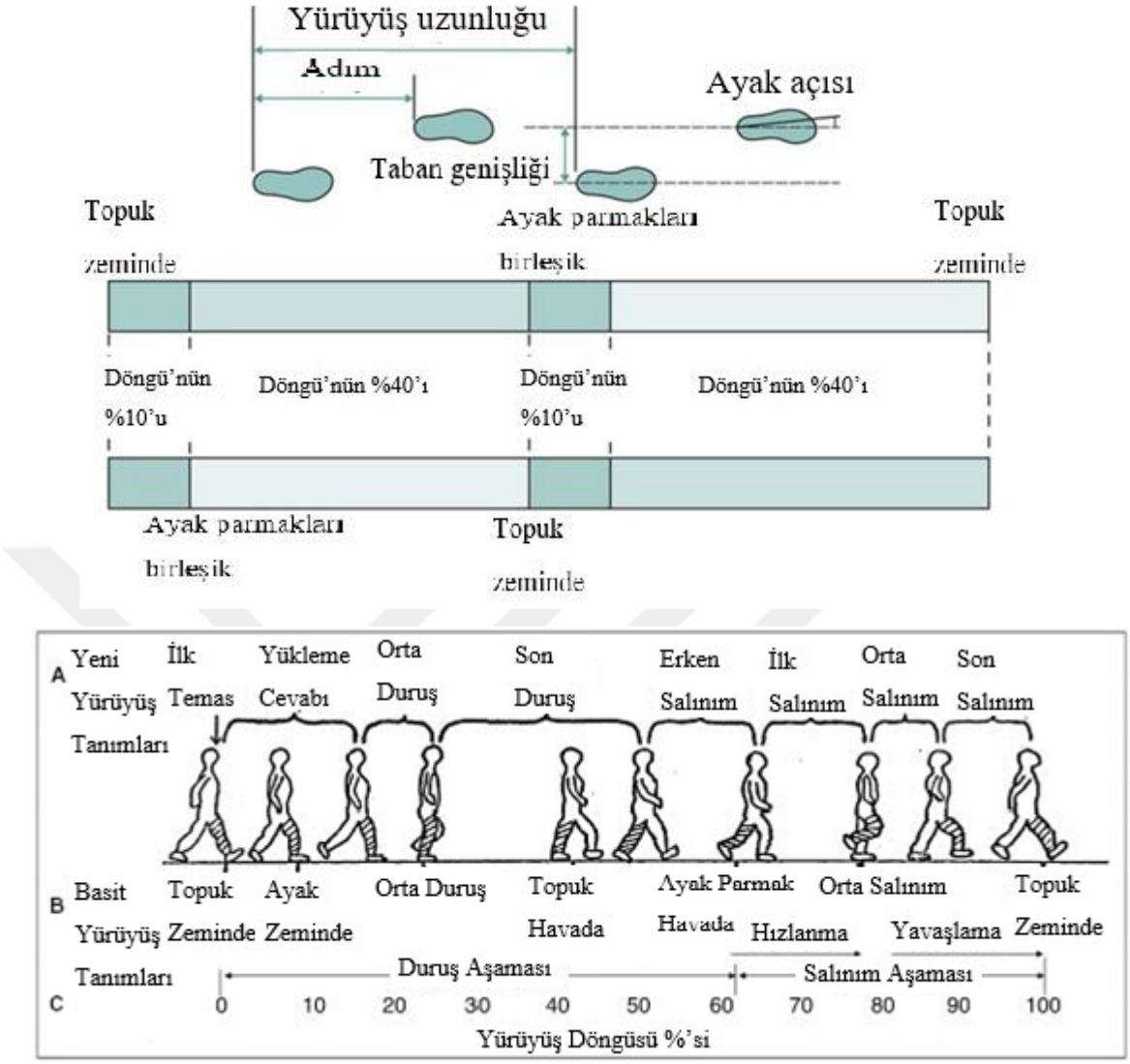


Şekil 6. Tibia – Fibula kemikleri (Öncen, 2016)

Şekil 6'daki tibia ve fibula kemikleri, patella(diz kapağı) dan, femur-tibia bağlarından ve femur kemiğinden gelen hareketleri ve yükleri ayağa iletmekle görevlidir. Aynı zamanda ayağın, vücudu dengede tutmasına yardımcı olur ve gündelik yaşamdaki yürüme, koşma gibi faaliyetleri yerine getirmek için çalışır. Femur kadar önemli kemiklerdir.

2.5. Yürüyüş Döngüsü (Gait Cycle)

Yürüyüş döngüsü, vücuttaki çeşitli eklemlerin birbirleri arasında koordineli çalışmasıyla sağlanır. En basit haliyle yürüyüş, kol ve bacak hareketleri ile ilişkilidir. Yürüyüş döngüsünde, ayağın yere temas ettiği ve temasta olmadığı durumlar arasında bir fark vardır. Bunlar sırasıyla "duruş aşaması" ve "salınım aşaması" olarak bilinir ve Şekil 7'de gösterilmiştir. (Anon, 2017)



Şekil 7. Yürüyüş Döngüsü tanımı (Anon, 2017)

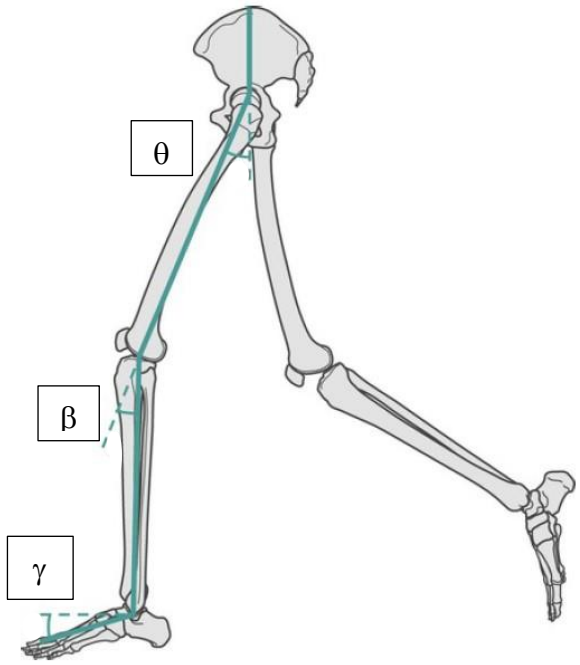
- Duruş aşaması; topuk vuruşu, ayak zeminde, orta duruş, topuk havada ve ayak parmağı havada.
- Salınım aşaması; erken salınım, ilk salınım, orta salınım ve son salınım.

2.6. Yürüyüş Sırasında Eklem Hareketinin Analizi

Yürüyüş döngüsünü tanımlayan iki temel unsur vardır. Bunlar; kol eklem – uzuv işbirliği ve bacak eklem – uzuv işbirliği olarak tanımlanmaktadır. Kol ve bacak eklem hareketleri birbirlerine benzerlik gösterdiği gibi bu çalışmada daha çok bacak hareketlerine dikkat edilmiştir. Bacak eklemlerinin hareket modellerinin doğru çalışması, vücudun düzgün

yürümesini sağlar ve harcanan enerji açısından yürüme, koşma gibi günlük aktiviteleri de zevkli kılar. Bacak eklemleri; kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinden meydana gelir. Bu eklemlerin hareketleri arasındaki ilişki önemlidir. Bu eklemlerde doğuştan, genetik rahatsızlıklar, hastalık ve/veya kaza gibi sebeplerden ötürü sorunların oluşması, eklemlerin ve kemiklerin çalışmalarını olumsuz etkileyecektir. Bunlara çözüm olarak, bölgesel implant/protez ve/veya ampüte tip protezler uygulanmaktadır.

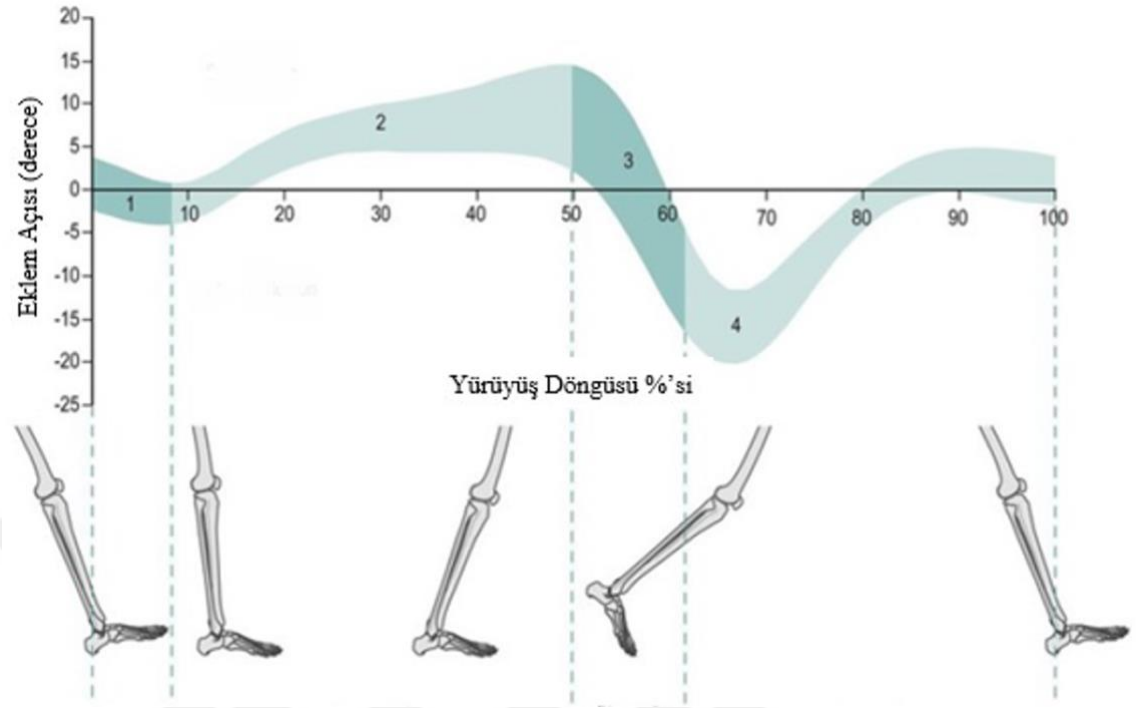
2.6.1. Eklem açıları nasıl tanımlanır?



Şekil 8. Eklem açısı tanımları (Anon, 2017)

Şekil 8'de kalça, diz ve ayak bileği eklem açıları sırasıyla (θ, β, γ) gösterilmektedir. Ayak bileği eklem açısı olan gama (γ), ayak tarafından tibiaya doksan derece dik olarak tanımlanır. Diz eklemi açısı olan beta (β), femur ve koronal düzlem ile sıfır derece paralel olarak kabul edilir ve ayağın ileri geri salınım hareketine göre açısal değişiklik gösterir. Kalça eklemi açısı olan teta (θ), koronal düzlem ile sıfır derece paralel kabul edilir ve ayağın ileri geri salınım hareketine göre açısal değişiklik gösterir.

2.7. Ayak Bileği Ekleminin Hareketi

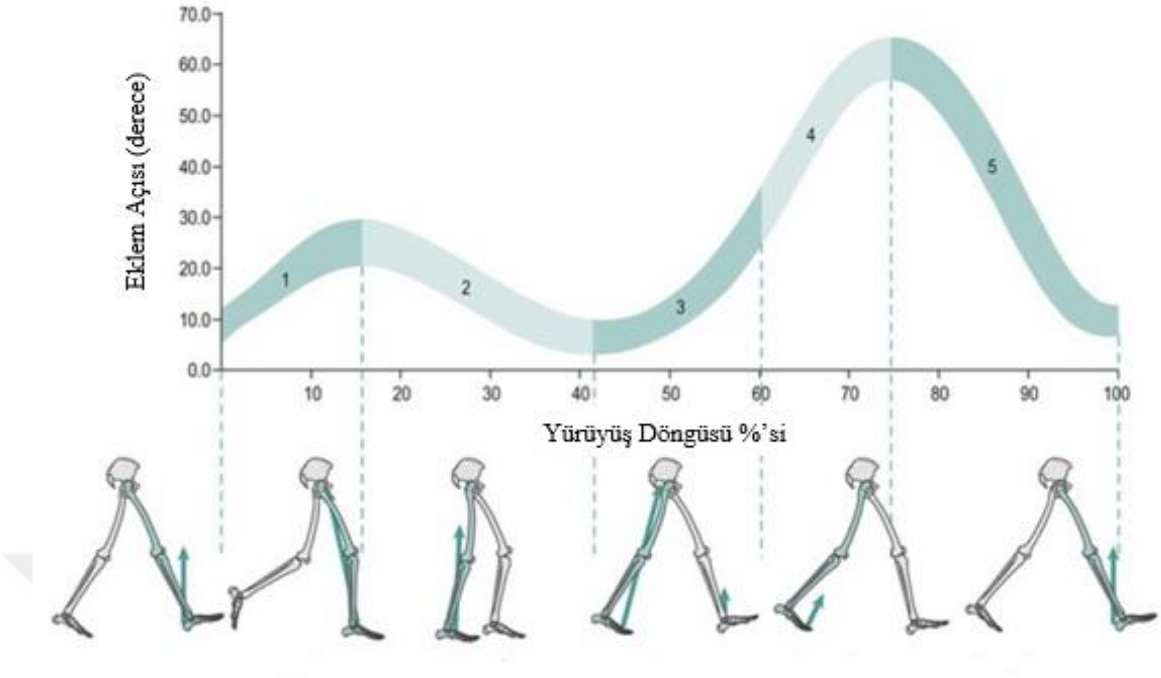


Şekil 9. Yürüyüş döngüsü boyunca ayak bileği hareketi (Anon, 2017)

Ayak bileği ekleminin hareketi, yürüyüş döngüsü üzerinde topuğun zeminde olduğu ilk andan bir sonraki ana kadar büyük önem taşır. Yürürken oluşan hareket açıklığı yirmi-kırk derece arasında değişmekle birlikte, ortalama otuz derecedir. Otuz derecelik değişimin yürüyüş döngüsü boyunca sagital, koronal ve enine düzlemlerde ayak bileği hareketinin nasıl değiştiğini anlayabilmek oldukça önemlidir ve gözlenmesi gerekir. Yürüyüş sırasında ayak bileğinin dört hareket fazı vardır ve her bir fazdaki açısal değişim Şekil 9'da gösterilmektedir. (Joseph ve ark., 2016)

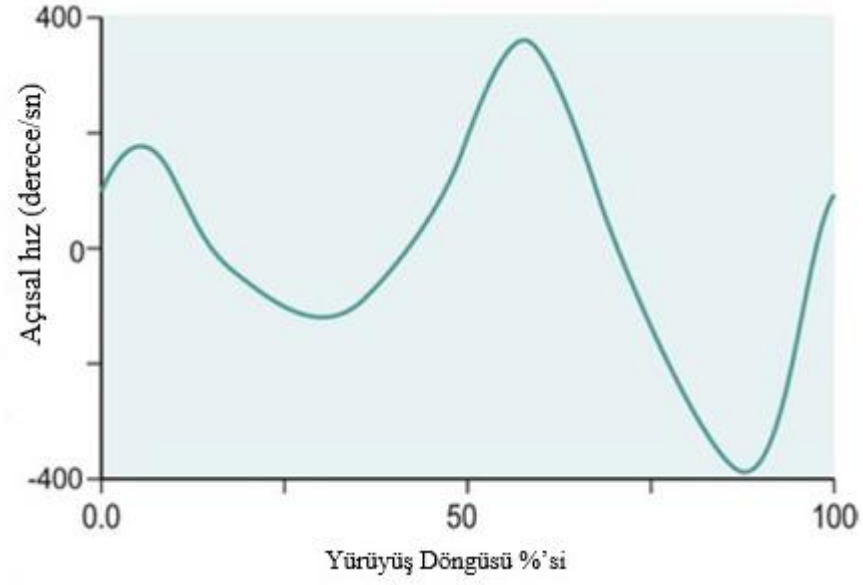
2.8. Diz Ekleminin Hareketi

Yürüyüş sırasında diz eklemi sagital, enine ve koronal düzlemlerde hareket eder. Yürüyüş döngüsünde topuğun zeminde olduğu ilk andan bir sonrakine kadar olan hareketi tibia, fibula ve ayak yapısı ile birlikte sağlar. Diz ekleminin hareketi açısaldır ve sıfır-yetmiş derece arasında değişir. Yürüyüş sırasında diz ekleminin beş hareket fazı vardır ve her bir fazdaki açısal değişim Şekil 10'da gösterilmektedir. (Morrey, B. & Berry, D., 2011)



Şekil 10. Yürüyüş döngüsü boyunca diz eklemi hareketi (Anon, 2017)

2.8.1. Diz eklemi açısal hızı

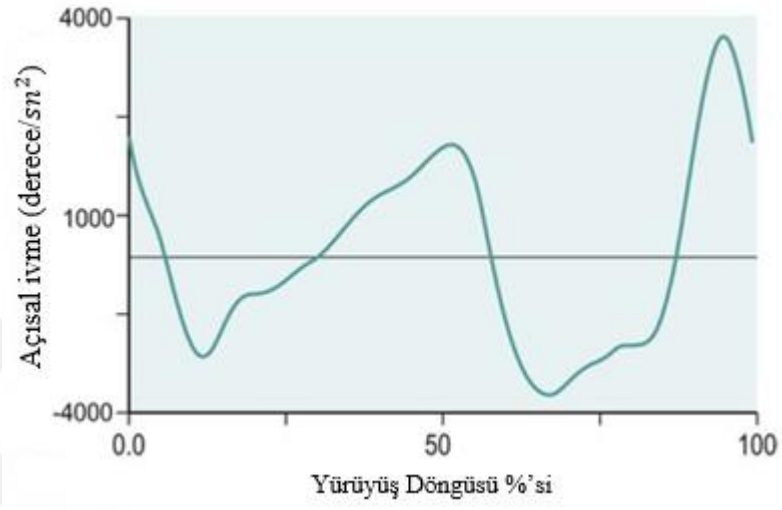


Şekil 11. Yürüme sırasında diz açısal hızı (Anon, 2017)

Normal yürüme sırasında diz, salınım hareketine bağlı olarak açısal hızda değişiklik gösterir. Literatürdeki çeşitli çalışmalarda da ortalama değişim açılarının yakın olduğu görülmüştür. Diz ekleminin açısal değişimini incelemek için çeşitli yöntemler mevcuttur.

Bu yöntemler ve yapıldıysa çeşitli ihmaller, açısal değişimi haliyle etkileyecektir. Şekil 11'deki salınım aşamasında diz eklemi, bükülüp açılmasıyla saniyede yaklaşık ±dört yüz derecelik bir açısal hız ile değişebilmektedir. (Garrett ve ark., 1999)

2.8.2. Diz eklemi açısal ivmesi

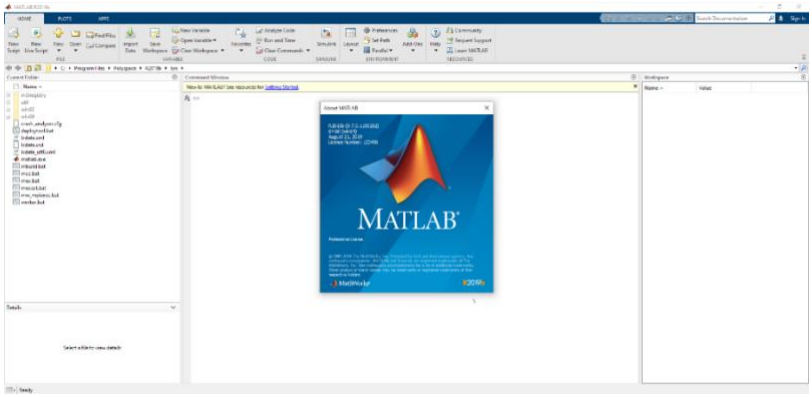


Şekil 12. Yürüme sırasında diz açısal ivmesi (Anon, 2017)

Normal yürüme sırasında diz, duruş ve salınım aşamasında sabit bir hızlanma ve yavaşlama modeli gösterir. Bu, salınımın hareketine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Şekil 12'deki grafikte ivme değerlerinde hızlı ve ani bir değişiklik olmaması, hareketin hem düzgün hem de sağlıklı yapıldığını göstermektedir. (Garrett ve ark., 1999)

2.9. Çalışmada Kullanılan Programlar

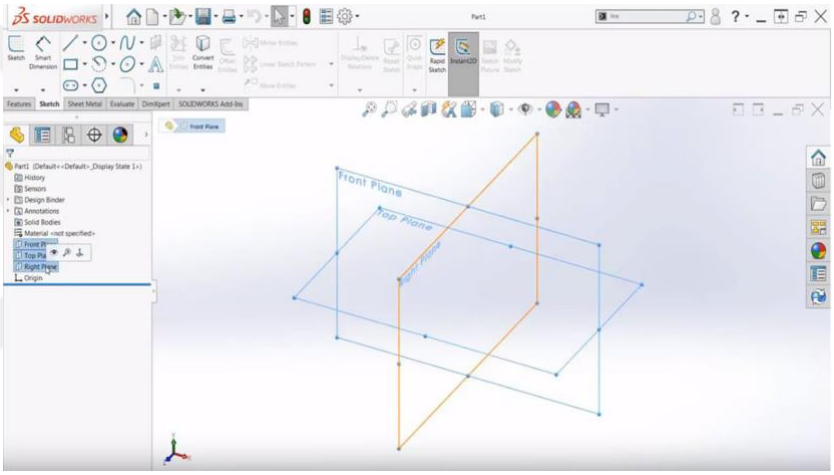
2.9.1. MATLAB



Şekil 13. MATLAB çalışma ortamı

Şekil 13'te gösterilen MATLAB programı, C programlama dilinde yazılmıştır ve program içindeki bazı komutlar, C programlama diline benzerdir ve kullanımı oldukça kolaydır. Bu programın alternatifleri oldukları gibi Python, C++ gibi diğer programlama dillerinde de matematiksel denklemler çözülebilir ancak bunların tamamlanması için fazladan matematiksel kütüphanelerin indirilip, kod ortamına aktarılması gerekir. Elle çözülmesi uzun zaman alan matematiksel ve diferansiyel denklemlerin çözümlerinin daha kısa sürede ve daha iyi sonuç vermesi adına böyle bir paket program kullanılmaktadır. Bu çalışmada bu sebeple MATLAB programı kullanılmıştır.

2.9.2. Solidworks



Şekil 14. Solidworks programı

Günümüzde özellikle mühendislik tasarımlarında oldukça yaygın kullanılan katı model çizim programıdır ve Şekil 14'te gösterilmiştir. Solidworks programında, diğer katı model çizim programlara aktarılabilmesi adına, dosya formatının değiştirilebileceği gibi, bedelsiz çizim programları mevcuttur. Bu çalışmada, Solidworks programının kullanılması uygun görülmüştür.



Şekil 15. 3B katı model örneği (An, 2013)

Günümüz teknolojisiyle beraber katı model üretimi hem çeşitli programlar sayesinde yapılabilmekte hem de bu programların yaygınlaşmasıyla birlikte hemen hemen herkes istediği zamanda ve istediği cihazda tasarımını gerçekleştirebilecektir. Şekil 15'teki gibi 3B katı modelleme, yapılacak olan çalışmanın görsel olarak daha kolay anlaşılabilmesini sağladığı gibi, yapılması planlanan yeni parçaların ve tasarımların ne kadar uyumlu olabileceğini de gösterebilmektedir.

2.9.3 ANSYS Workbench



Şekil 16. ANSYS Workbench programı

Teknolojinin gelişmesiyle analiz programlarının ortaya çıkışı sayesinde yapılacak olan analizlerin doğru sonuçlarına daha ekonomik maliyetle ulaşılabilirliği artmıştır. ANSYS programının türevleri mevcuttur. Program içerisinde, doğru uzantılı dosyanın arayüze aktarılıp analiz ortamının oluşturulması gerekmektedir ve Şekil 16 ile gösterilmiştir.

ANSYS Workbench statik analizi en yaygın kullanılan alt paketlerinden biri olup, özellikle bu çalışmada kullanımı tercih edilmiştir. Yapılacak analizin sınır şartlarına ve mühendislik dalına göre değişim göstermekle birlikte statik, dinamik, titreşim ve akışkan gaz yapısı analizi gibi farklı analiz çözüm türleri mevcuttur. Bu çalışmaya yardımcı olması amacıyla statik analiz paketi kullanılmıştır. (Tunc, 2022)

Mesh yapısı bir analizin olmazsa olmaz unsurlardan biridir ve Şekil 17'de örnek olarak verilmiştir. Parça üzerine belirli sayıda nokta atılması ve bu noktaların üçgen veya kare gibi prizmatik şekillere benzetilerek oluşturulması sağlanır. Şeklin yapısı itibari ile bölgesel olarak mesh yapısında sıklığını artırma, sayısıyla oynama gibi detay işlemler yapılabilmektedir. Bu işlemler, çözülmesi istenilen analizin daha doğru sonuçlar vermesini sağlar ve bunu yaparken de istenilen sonuca kısa sürede ulaşılmasına yardımcı olur. (Anon, 2015a; Anon, 2015b)



Şekil 17. Mesh yapısı

Çarpıklık (skewness) ve eleman kalitesi (element quality) mesh yapısı ile ilgili bir özelliktir ve değerlerin ne ifade ettiği Çizelge 1 ile verilmiştir. Prizmatik yapının mükemmelden aşırı bozuk kaliteye gidişatını ifade eder.

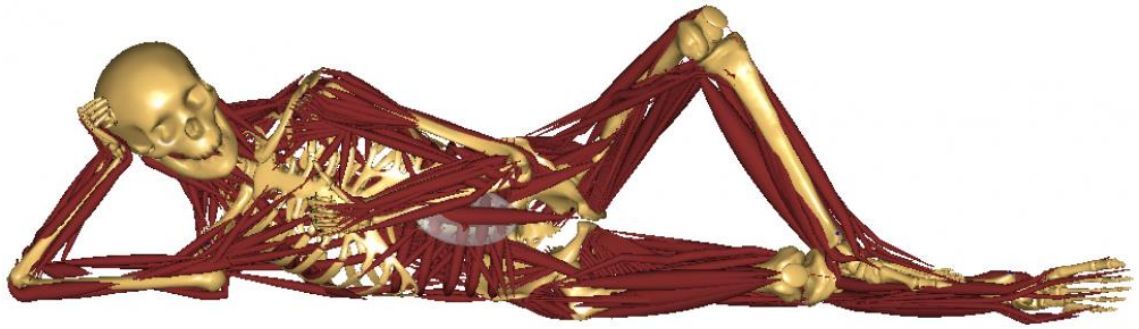
Çizelge 1. Çarpıklık Değer Aralıkları (Anon, 2015a; Anon, 2015b)

Çarpıklık Değeri	Hücre Kalitesi
1	Aşırı Bozuk
0,9-<1	Çok Kötü
0,75-0,9	Kötü
0,5-0,75	Kabul Edilebilir
0,25-0,5	İyi
>0-0,25	Güzel
0	Mükemmel

Çarpıklık değerinin genelde sıfır-sıfır virgül beş arasında olması, yapılacak olan analizin en az hata payıyla çözüleceğini, iyi ve doğru sonuçlar vereceğini ifade eder. Sıfır virgül beş-sıfır virgül yetmiş beş arasındaki çarpıklık değerlerinin de kabul edilebilir değerde olduğunu ancak mesh ayarlarının detaylandırılması ile daha iyi çarpıklık sonucu elde edilebileceğini ifade eder. Çarpıklık değerinin azaltılmasıyla, eleman sayısında artış söz konusu olmaktadır. Eleman sayısının artmasıyla, çözüm için gerekli olan doğru sonuçlara daha fazla yaklaşılır ancak bunun gerçekleşmesi için işlem süresi artacaktır. (Anon, 2015a; Anon, 2015b; Gürbüz 2016)

Bu düşünceyle ters mantıktan hareketle eleman kalitesinin bire yakın olması, elde edilecek sonuçlar açısından avantajlıdır. Eleman kalitesinin genelde sıfır virgül beş-bir arasında olması, tanımlanan mesh yapısının güzel olduğunu ve yapılacak olan analizlerin sonuçlarının tahmin edilen değerlerde olacağını gösterir. Eleman kalitesinin artmasıyla analiz kalitesi artacaktır. (Anon, 2015a; Anon, 2015b; Gürbüz 2016)

2.10. Anybody Modeling System



Şekil 18. Anybody Modeling System programı (Rasmussen, 2013)

Bu program son yıllarda özellikle de insan anatomisinde yaygınca kullanılan "Anybody Technology" isimli bir firmanın geliştirdiği modelleme ve analiz programı Şekil 18'deki gibidir. Programda insan vücudunun çevresi ile uyumlu çalışmasını simülasyon yardımıyla göstermektedir. Bunu kas-iskelet iş birliğini inceleyerek yapmaktadır. Böyle bir programın kullanılması protezin vücuda yerleştirilip, kemik protez uyumu sağlandıktan sonraki süreçte ne gibi olumlu ve olumsuz sonuçların oluşabileceği hakkında daha detaylı ön bilgi verebilmektedir. Ancak bu çalışmada kullanılmamıştır. Çünkü, ticari ve yüksek maliyetli oluşu ve teknolojik donanım ihtiyacından ötürü bu program tercih edilmemiştir.

Ayrıca, bu çalışmada özellikle kemiklerdeki bağ ve kas yapılarının ihmal edilerek çözümlenmesi, kısa sürede doğru sonuç ile çözüm elde edilebilmesi için yapıldığı da dikkate alınmalıdır. (Rasmussen, 2013)

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Literatür araştırması sırasında, özellikle çoğu sağlık problemi açısından trans-tibial protezlere, basit kalça protezlerine ve diz dezartikülasyon protezlerine gelen yükler incelenmiştir. Bu çalışmada; literatürde temel baz alınan ve kullanılan kinematik denklemlerden yararlanılmasına karar kılınmıştır.

Bunun sebepleri olarak; formülleri incelenen ve kullanılan çalışmanın yakın geçmişte yapılmış olması, denklemin irdelenmesinin ve hesaplanabilirliğinin kolay olması söylenebilir. Denklemlerin çözümünde ve daha sonrasında deneme yanılma yöntemiyle elde edilen değerlere bağlı olarak, bu çalışmadaki protez tipinin uygulanacak kişilerdeki öngörülen yaş aralığı yirmi-seksen, öngörülen boy aralığı yüz altmış-yüz doksan cm ve öngörülen ağırlık aralığı ise seksen-yüz yirmi kg olup, sağ/sol taraflı diz dezartikülasyon protezli bir insan içindir.

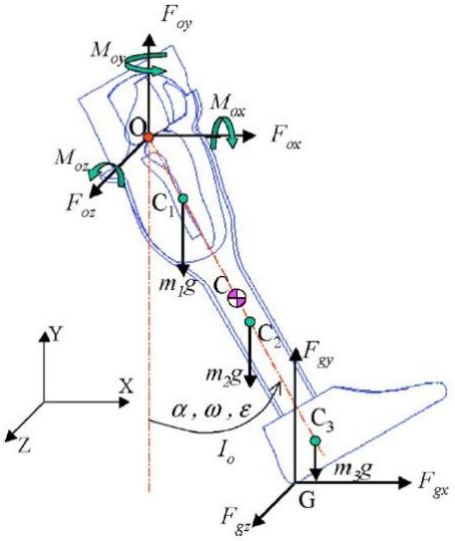
Yaş aralığının yirmi ile seksen arasında olmasının sebebi, ortalama yirmi yaşına kadar vücut gelişimi devam etmektedir. Örneğin on altı yaşındaki bir bireyin vücut ve kemik ölçüleri ile, yine aynı kişinin on yedi yaşındaki vücut ölçüleri arasında farklılık olacaktır. Bu yüzden yirmi yaşından önce genelde tercih edilmez. Bu duruma rağmen protezin uygulanması halinde, vücuttaki kemik gelişimine bağlı olarak sağ ve sol bacakta boy farklılıkları olabilir ve bunu dengelemek adına ya güncel ölçülerde yeni protezler kullanılabilir ya da ayak tabanlığı kullanılarak boy farkının önüne geçilmesi sağlanabilir. Seksen ve üzeri yaş gruplarında vücutta yaşlılık hastalıkları denilen çeşitli hastalıklar artmaktadır. Bunun üstüne protez tedavisi genelde önerilmez. Örneğin 80 yaşındaki bir bireyin kemik dayanımı ile yine aynı bireyin 81 yaşındaki haline göre farklılık göstermektedir. Yaş ilerledikçe kemiğin yüklere karşı dayanımı da azalmaktadır. Kemikte de yaşlanma görülür. (Tunc, 2022; Jia ve ark., 2004)

Dezartikülasyon protezlerinde, femur kemiğinin içi boşaltılır. Boşaltılan kısma kemik çimentosu ile birlikte İntramedüler çivi ve mil monte edilir. Bu milin bir kısmı, bacaktan dışarı verilir. Vücut dışında olan kısım ile protezin birleşmesi sağlanır. 160 cm altında ve 190 cm üstündeki bireylerde sağ ve sol ayak arasında boy farkı oluşacaktır. Ölçümün mezura gibi basit bir yöntemle ya da 3D tarama yöntemiyle yapılmasından kaynaklı

ölçüm farklılıkları oluşabilir. Bu da yürüme işlemini zorlaştıracağı gibi femur kemiğine ve kalça bölgesine ağrı vermesi kaçınılmazdır.

Seksen kg altındaki bireylerde bulunan kemiklerin, protezi taşımada zorlanması beklenen bir durumdur. Vücudun taşıyabildiği doğal ağırlık alt limitine inildiğinde, kemiklere gelen yükler azalacaktır ve vücut bu şartlara alışacaktır. Protezlerin gelmesi sonucunda, kemiklere gelen yük miktarı artacağından, kemiklerde kırılmalar yaşanabilir. Vücut doğal olarak dışarıdan bir müdahale ile sürekli ve fazladan bir yüke maruz kalmaktadır. Bu fazladan ve sürekli yük durumuna kemiklerin alışması zaman alacaktır ve bu süreç ağrılı geçecektir. Aynı durumun zıttı, yüz yirmi kg ve üzeri bireyler için geçerlidir. Burada, vücudun taşıyabildiği doğal bir ağırlık üst limiti vardır. Bunun üstüne çıkılmasıyla, kemiklerin taşıması gereken yük artacaktır. Buna ek olarak bir protezin dahil olması, kemik kırıklarına kadar gidebilmektedir. Bu çalışmadaki dezartikülasyon protezi, genellikle seksen kg altı ve yüz yirmi kg üzeri kişilere önerilmez.

Çalışmaya katkı sağlaması adına Solidworks programında yapılan yürüme animasyon denemelerinde altı m boyunca protez yürütülmüştür. Ayrıca, ANSYS Workbench programı kullanılarak da proteze gelen yüklemelerin hesaplanması sağlanmıştır. Şekil 19'da gösterilen 3B serbest cisim diyagramına dayanarak hem dönme hem de öteleme dinamik denklemleri aşağıdaki gibi düzenlenebilir. (Jia ve ark., 2004)



Şekil 19. Diz eklemindeki yüklerin hesaplanması için 3B model (Jia ve ark., 2004)

$$+\circlearrowleft \sum M_z = \mathrm{M_{oz}} - \mathrm{m_1 g l_1} * \sin\theta - \mathrm{m_2 g l_2 sin\beta} - \mathrm{m_3 g l_3 sin\gamma} + \mathrm{F_{gx} y_g} + \mathrm{F_{gy} x_g} - \mathrm{I_o \alpha} \quad (1)$$

$$+\circlearrowleft \sum M_x = M_{ox} + F_{gy} * z_g - F_{gz} * y_g \quad (2)$$

$$+\circlearrowleft \sum M_y = M_{oy} - F_{gz} * x_g + F_{gx} * z_g \quad (3)$$

$$+\rightarrow \sum F_x = F_{ox} + F_{gx} - (m_1 + m_2 + m_3) * (r * \alpha * \cos\beta - r * {\omega_x}^2 * sin\gamma) \quad (4)$$

$$+\uparrow \sum \mathrm{F_y} = \mathrm{F_{oy}} + \mathrm{F_{gy}} - (\mathrm{m_1} + \mathrm{m_2} + \mathrm{m_3}) * \mathrm{g} - (\mathrm{m_1} + \mathrm{m_2} + \mathrm{m_3}) * \left(\mathrm{r} * \alpha * \sin\beta + \mathrm{r} * {\omega_y}^2 * \cos\gamma\right) \quad (5)$$

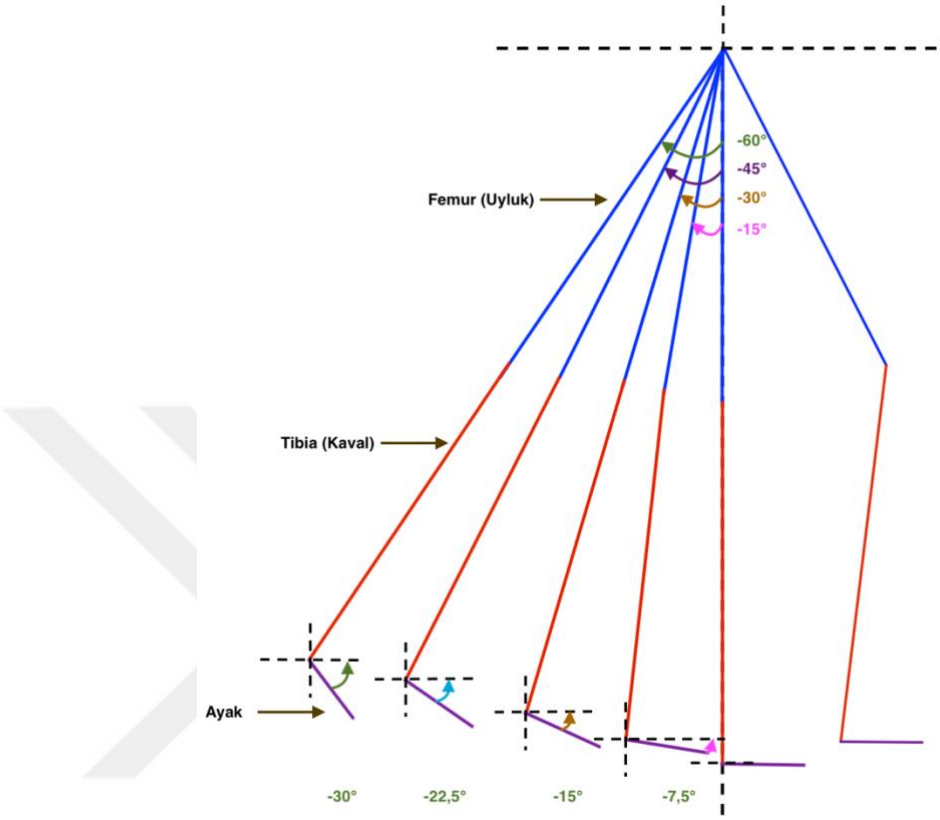
$$+\swarrow \sum F_x = F_{oz} + F_{gz} \quad (6)$$

$$\mathrm{r} = \frac{\sum m_i * l_i}{\sum m_i} \quad (7)$$

$$I_o = m_1 * r^2 + m_2 * r^2 + m_3 * r^2 \quad (8)$$

Protez modellemesi için çalışmadaki yazarın vücut ölçüleri kullanılarak (ağırlık; seksen kg, boy; yüz seksen cm) m_1, m_2 ve m_3 değerleri, Solidworks üzerinde malzeme ataması yapıldıktan sonra elde edilmiştir. Aynı şekilde l_1, l_2 ve l_3 değerleri Solidworks üzerindeki montaj işlemlerinden sonra elde edilmiştir. MATLAB programı üzerinden de r ve I_o değerleri hesaplatılmıştır. $m_1 \cong 1{,}94$ kg, $m_2 \cong 0{,}91$ kg, $m_3 \cong 0{,}971$ kg, $l_1 = 0{,}29$ m, $l_2 = 0{,}335$ m, $l_3 \cong 0{,}25$ m, r $\cong 0{,}2905$ m ve $I_o \cong 0{,}3217$ kgm^2 olarak belirlenmiştir. Bu bilgilere ek olarak MATLAB programında diz ve ayak bileği açıları tanımlamaları matris formunda elde edilmiştir. Açı değerleri transpoz işlemine tabi tutularak dışarıya aktarılan bir excel dosyası yardımıyla Solidworks programına hareket girdisi olarak verilmiştir. Diz açısı sınırları uyluk kemiğine ve ayak bileği sınırları ise protezin tamamına uygulanmıştır. Yapılan transpoz işlemi aşağıdaki gibi kod dosyasında mevcuttur. Çalışmada belirlenen sıfır virgül beş derece artışlı eksi altmış dereceden başlayıp eksi on beş derecede sona eren açı tanımlaması, yürüyüş döngüsüne göre erken son duruş ve son salınım aşamaları arasında kalan dinamik hareketlenmeyi ifade eder. Eksi altmış dereceden protez salınıma başlar ve eksi on beş derecede hareket sınırlaması gereği tamamlanmış olur. Buradaki harekette vücudun arkasında kalan bacağın vücudun önüne doğru gitmesini sağlayan salınım hareketini tanımlar.

Sıfır virgül beş derece sabit artışlı, eksi altmış dereceden eksi on beş dereceye hareket salınımının incelendiği bacak modellemesi aşağıdaki gibi Şekil 20'de gösterilmiştir.



Şekil 20. Hareketi tanımlanmış bacak modellemesi

Protezin açısal hızlarının bulunabilmesi için dört ve beş numaralı denklemlerde sırasıyla ω_x ve ω_y ifadeleri yalnız bırakılırsa dokuz ve on numaralı denklemler aşağıdaki gibi elde edilmiş olur.

$$\omega_x = \sqrt{(\alpha * (\cos(\beta)/\sin(\gamma)) - ((F_{ox} + F_{gx})/((m_1 + m_2 + m_3) * r * \sin(\gamma)))} \quad (9)$$

$$\omega_y = \sqrt{(F_{oy} + F_{gy})/[(m_1 + m_2 + m_3) * r * \cos(\gamma)] - (g/r * \cos(\gamma)) - (\alpha * \frac{\sin(\beta)}{\cos(\gamma)})} \quad (10)$$

Gerek denklemlerin proteze göre uygulanma biçimi olsun gerek de seçilen ve kabul edilen girdilere göre, çözümlenmesi gereken x ve y yönlerde açısal hız değerleri (ω_x, ω_y) bulunmaktadır. Bu değerlerin hesaplatıldığı dört ve beş numaralı denklemlerde hem sabit

hem de değişken olan değerler mevcuttur. Girdi olarak kullanılan değerler ve açıların değişken durumu göz önüne alındığında, bu çalışma için bilinmeyen değerler arasında ω_x ve ω_y açısal hızları bulunmaktadır. Yeniden yorumlanabilecek dört ve beş numaralı denklemler ile çözüme tersten gidebilmek adına, açısal hızların değişken olarak girdi verilmesi sayesinde hem kalçada oluşacak F_{ox} ve F_{oy} kuvvetleri hem de dizde oluşacak F_{gx} ve F_{gy} kuvvetleri hesaplatılabilir.

Birden on numaraya kadar olan denklemler ve atanması gereken tüm tanımlamalar MATLAB ortamında hazırlanan bir .m dosyasında düzenlenip kod ortamında yazılırsa, aşağıdaki gibi .m dosyası Şekil 21'de ve sonuçları Şekil 22-30'daki gibi elde edilir.

```
clear all;clc;
%% Solidworks'den elde edilen ve ANSYS'e aktarılan veriler;
m1 = 1.937 ; m2 = 0.90489 ; m3 = 0.97043; %kg
l1 = 0.29; l2 = 0.335; l3 = 0.25; %m
%% Bilinenler ve kabul edilenler;
r = (m1*l1 + m2*l2 + m3*l3)/(m1 + m2 + m3); %m
I_1 = m1*r^2; I_2 = m2*r^2; I_3 = m3*r^2; % kg*m^2
Io = I_1 + I_2 + I_3; % kg*m^2
g = 9.81; % m/s^2
beta = -60:0.5:-15; % diz hareket derece siniri
beta_r = deg2rad(beta);
xg = l1*cosd(beta); % m
yg = l1*sind(beta); % m
zg = 0.01; % m
Moz = 30; % Nm (Fgz = 30N, l_bacak = 1 m, Moz=Fgz*l_bacak)
Fgz = 30; % N
%% Fg degerleri ve Gama açısı;
% Gama (ayak acisi) basit cozumleme icin;
gama = beta * 0.5; gama_r = deg2rad(gama);
Fg = 500; % N 1000/2 (Catal olayi)
Fgx = Fg * cosd(gama); % N hesaplandi.
```

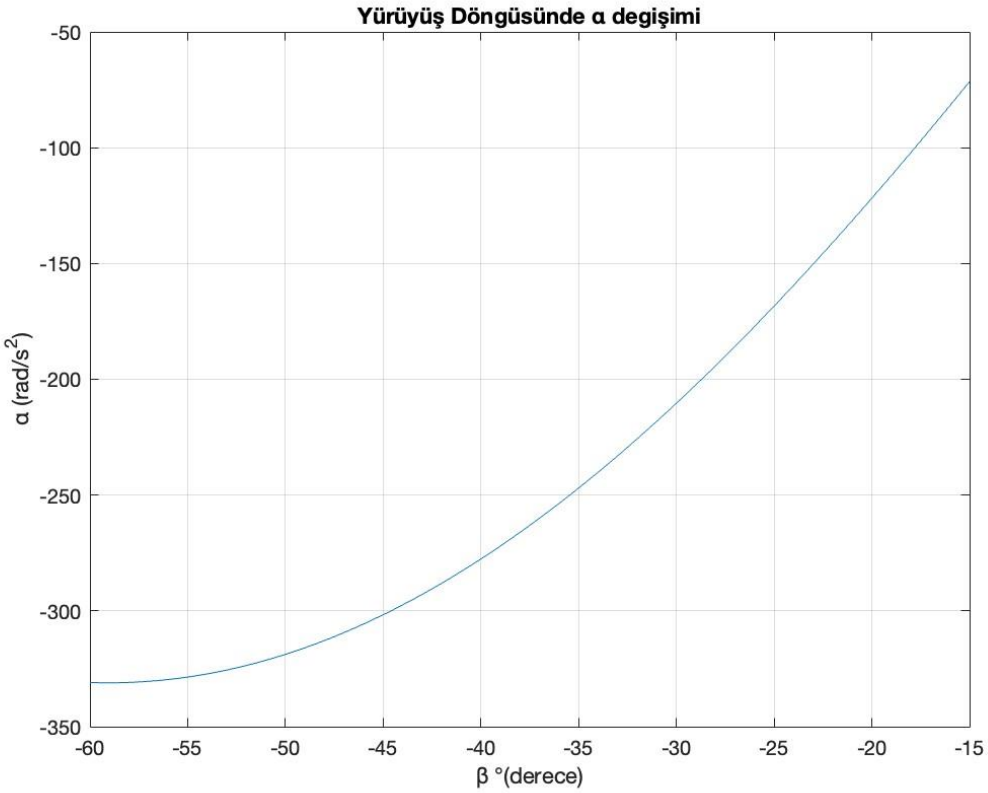
```
Fgy = Fg * sind(gama); % N hesaplandi.
%% Fo degerleri ve Teta acisi = 0 icin (Kalçadan gelenler);
teta = -60:0.5:-15; % derece
teta_r = deg2rad(teta);
Fk = 500; % N
Fox = Fk * cosd(teta);
Foy = Fk * sind(teta);
%% Beta, Teta ve Gama açılarının ilişkileri;
% teta = -60:0.5:-15; kalca derecesi
% beta = -60:0.5:-15; diz   derecesi
% gama = beta * 0.5;  ayak  derecesi
%% (1) numarali denklemin cozumu
%Moz-m1*g*l1*sind(alfa)-m2*g*l2*sind(beta)-m3*g*l3*sind(gama)+Fgx*yg%+
%Fgy*xg=Io*alfa
alfa = (1/Io)*(Moz - m1*g*l1*sin(teta_r) - m2*g*l2*sin(beta_r) - m3*g*l3*sin(gama_r)
+ Fgx.*yg + Fgy.*xg); % rad/s^2
f1 = figure;
plot(beta,alfa)
xlabel('β °(derece)'); ylabel('α (rad/s^2)')
title('Yürüyüş Döngüsünde α degişimi'); grid
% Figure 1; Yuruyus dongusunde sag adimin baslangici, ve sonrasinda sag ayagin
donguyu tamamlamak için one dogru adimini atmasi.
%%
f2 = figure;
plot(beta,xg)
xlabel('β °(derece)'); ylabel('x_g (m)')
title('Protezin Yürüyüş Döngüsündeki Boy değişimi (x)'); grid
f3 = figure;
plot(beta,yg)
xlabel('β °(derece)'); ylabel('y_g (m)')
title('Protezin Yürüyüş Döngüsündeki Boy değişimi (y)'); grid
```

```
% Figure 2; Yuruyus dongusu sirasinda, bacagin salinim sirasindaki uzunlugunun degisimi.
% Burada; x boyca uzarken y ise kısalmaya gider. Bacak öne doğru salınım
% halindedir.
%% (2) numarali denklemin cozumu
% Mox + Fgy*zg + Fgz*yg = 0
Mox = (-Fgy.*zg + Fgz.*yg); % Nm
f4 = figure;
plot(beta,Mox)
xlabel('β °(derece)'); ylabel('M_o_x (Nm)')
title('Protezin Yürüyüş Döngüsündeki Moment oluşumu (x)'); grid

% Figure 3; Yuruyus Dongusunde, arkadan öne doğru salınan bacak önce sola
% (içe) dönmeye zorlar. Ardından salınım hareketyile sağa (dışa) dönmeye
% zorlar. (Sağ bacak)
%% (3) numarali denklemin cozumu
% Moy + Fgz*xg + Fgx*zg = 0
Moy = (Fgz*xg - Fgx*zg); % Nm
f5 = figure;
plot(beta,Moy)
xlabel('β °(derece)'); ylabel('M_o_y (Nm)')
title('Protezin Yürüyüş Döngüsündeki Moment oluşumu (y)'); grid
% Figure 4; Yuruyus Dongusunde, arkadan öne doğru salınan bacak önce sola
% (içe) dönmeye zorlar.
%% (4) numarali denklemin cozumu
% Fox + Fgx = (m1 + m2 + m3)*(r*alfa*cosd(beta)-r*(w^2)*sind(gama));
w_x = sqrt((alfa.*(cos(beta_r)/sin(gama_r)) - ((Fox + Fgx)/((m1 + m2 + m3)*r.*sin(gama_r))))); % rad/s
f6 = figure;
plot(alfa,w_x)
xlabel('α (rad/s^2)'); ylabel('w_x (rad/s)')
title('Protezin x yönündeki açsıal hızının ivmesine göre degişimi'); grid
```

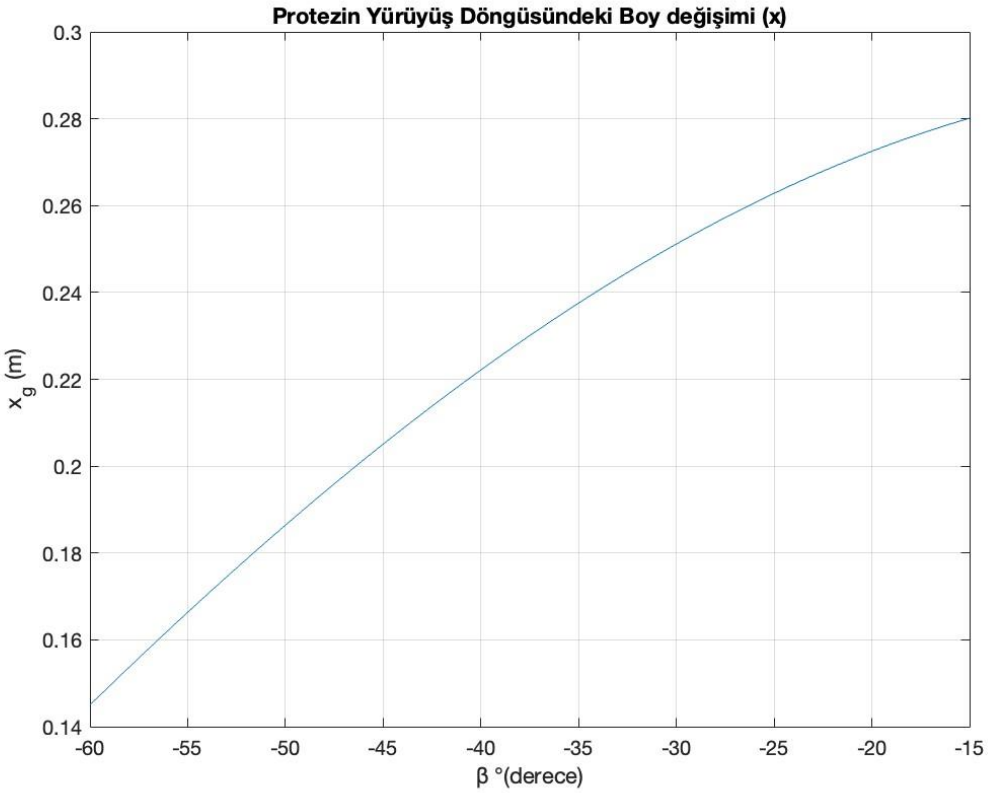
```
f7 = figure;
plot(gama,w_x)
xlabel('γ °(derece)'); ylabel('w_x (rad/s)')
title('Protezin x yönündeki açsıal hızının γ ile degişimi'); grid
%% (5) numarali denklemin cozumu
% Foy+Fgy-(m1+m2+m3)*g=(m1+m2+m3)*(r*alfa*sind(beta))+r*(w^2)*cosd(gama);
w_y = ((Foy+Fgy)/((m1+m2+m3)*r.*cos(gama_r))-(g./(r.*cos(gama_r)))-
alfa.*(sin(beta_r)/cos(gama_r))); % rad/s
f8 = figure;
plot(alfa,w_y)
xlabel('α (rad/s^2)'); ylabel('w_y (rad/s)')
title('Protezin y yönündeki açsıal hızının ivmesine göre degişimi'); grid
f9 = figure;
plot(gama,w_y)
xlabel('γ °(derece)'); ylabel('w_y (rad/s)')
title('Protezin y yönündeki açsıal hızının γ ile degişimi'); grid
%% (6) numarali denklemin cozumu
% Foz + Fgz = 0; Foz = 30; %N; Fgz = 30; %N
% Denklemde iki deger birbirine esit olduğundan basit degerler verilmistir.
%% Solidworks programina aktarılan çalışma sınırları
K=transpose(beta); % Diz acisinin tanimi (-60:0.5:-15)
L=transpose(gama); % Ayak acisinin tanimi(beta*0.5)
```

Şekil 21. MATLAB programında yazılan .m dosyası



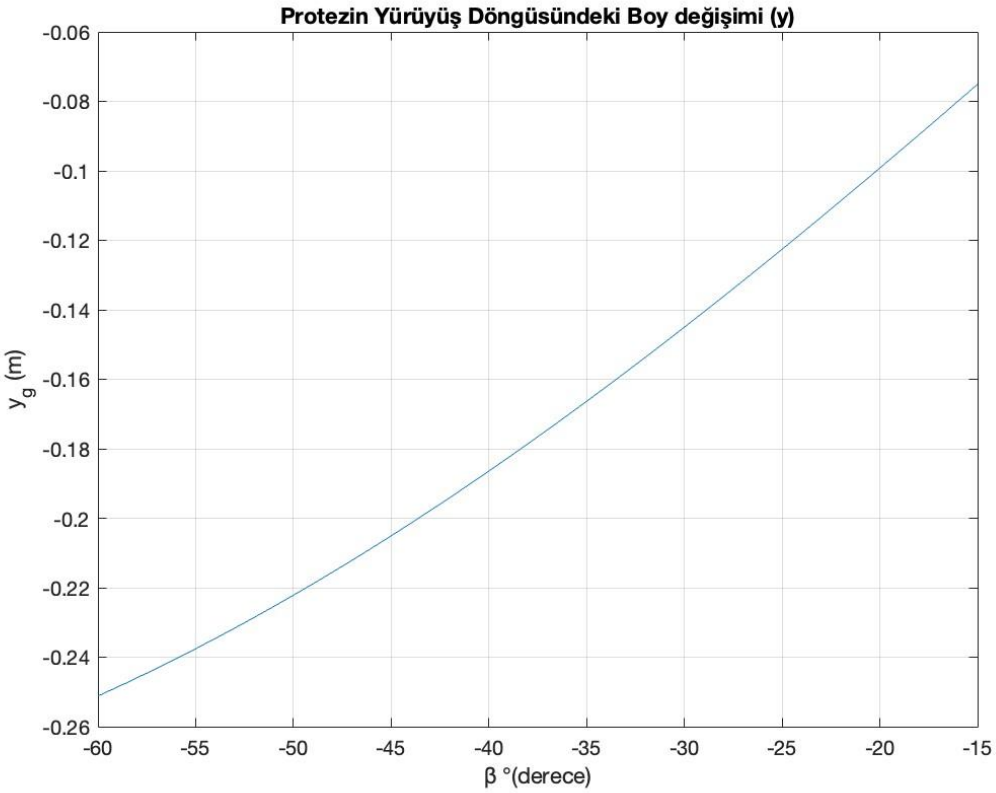
Şekil 22. (1) numaralı denklemden beta(β) açısına bağlı olarak açısal ivmenin değişimi

Şekil 22'de gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsü boyunca açısal ivmesinin diz açısı (β) ile değişimi görülmektedir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder.



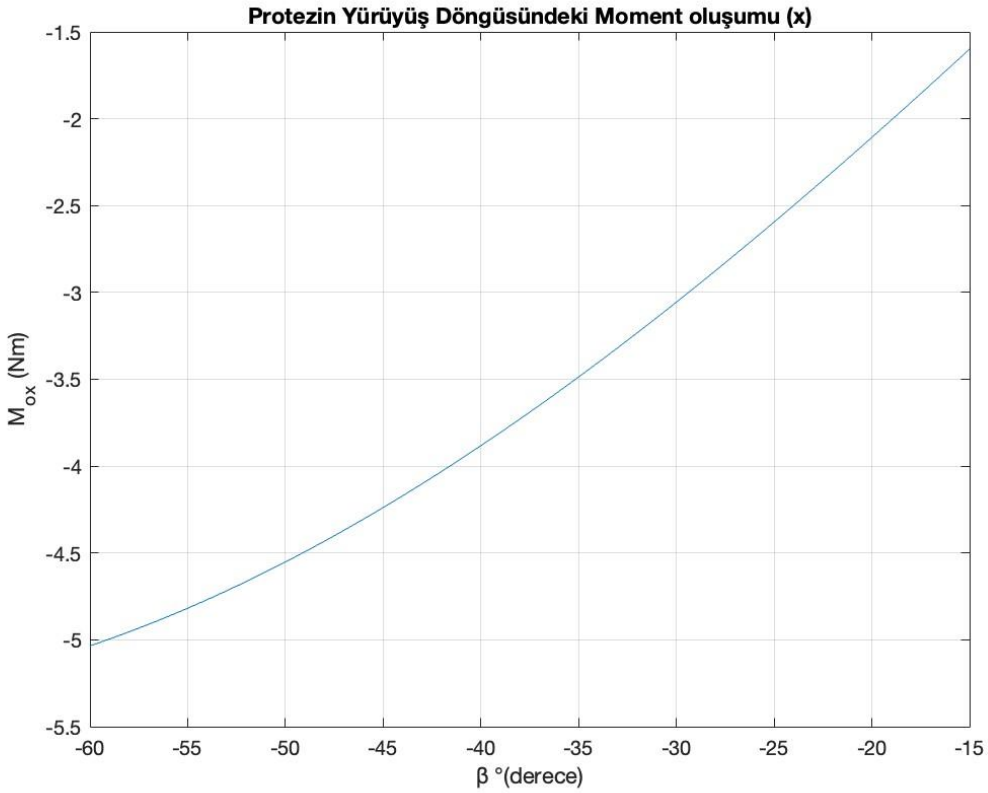
Şekil 23. Beta(β) açısına bağlı olarak protezin x yönündeki boyunun dinamik değişimi

Şekil 23'te gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki boyca değişimi görülmektedir. Boydaki değişim x yönündedir ve bu yön sagital düzleme paralel şekilde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Buna ek olarak bacağın salınım hareketinde ileriye doğru yönlenme bulunmaktadır. Bu yönlenmeden ötürü x yönündeki boy değişiminin pozitif yönde olduğu görülmektedir.



Şekil 24. Beta(β) açısına bağlı olarak protezin y yönündeki boyunun dinamik değişimi

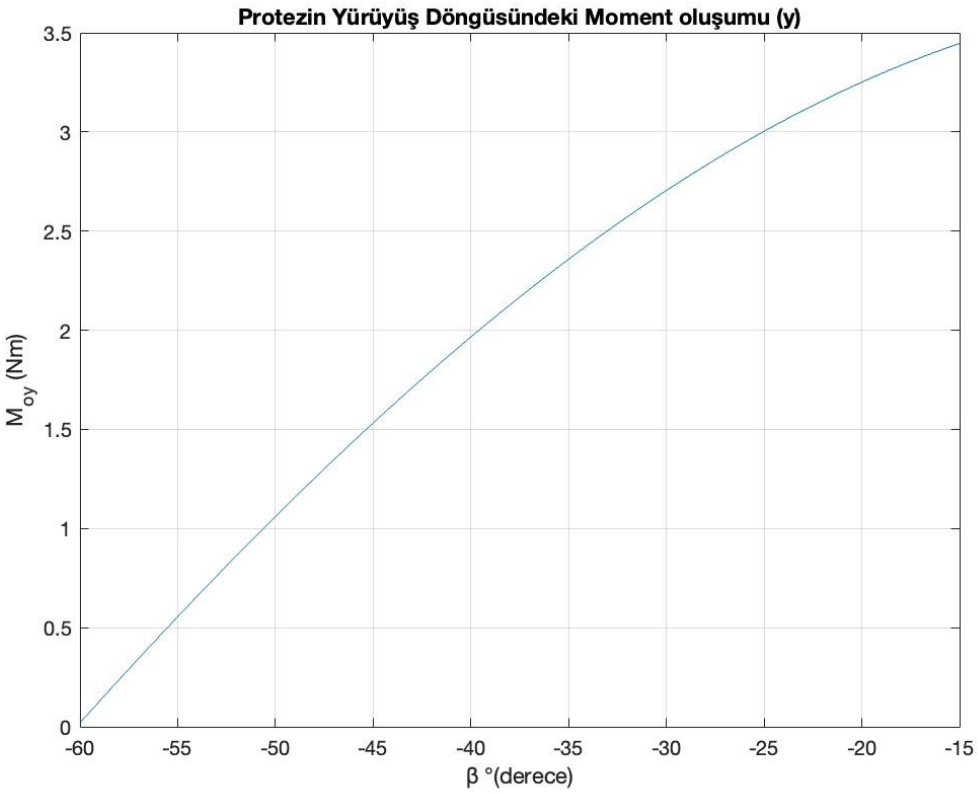
Şekil 24'te gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki boyca değişimi görülmektedir. Boydaki değişim y yönündedir ve bu yön sagital düzleme paralel şekilde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Buna ek olarak bacağın salınım hareketinde ileriye doğru yönlenme bulunmaktadır. Bu yönlenmeden ötürü y yönündeki boy değişiminin pozitif yönde olduğu görülmektedir. Belirli bir açıdan harekete başlayan protezde hali hazırda negatif yöndeki boyunda değişim meydana gelmektedir. Hareket boyunca boydaki değişim pozitif yöne doğru olmaktadır. Negatif ile başlayan değerin pozitif değerlere doğru artış göstermesi bu sebepten dolayıdır.



Şekil 25. (2) numaralı denklemden beta(β) açısına bağlı olarak x yönündeki moment değişimi

Şekil 25'te gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki moment değişimi görülmektedir. Momentteki değişim x yönündedir ve bu yön enine düzleme paralel olan zemin üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle sagital düzleme doğru dönmeye zorlama yani negatif yönde momente zorlama ile başlar. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle sagital düzlemden uzaklaşarak dönmeye zorlama yani pozitif yönde momente zorlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Buna ek olarak bacağın salınım hareketinde ileriye doğru yönlenme bulunmaktadır. Bu yönlenmeden ötürü x yönündeki moment değişiminin pozitif yönde olduğu görülmektedir. Belirli bir açıdan harekete başlayan protezde hali hazırda negatif yöndeki momentinde değişim meydana gelmektedir. Hareket boyunca momentteki değişim pozitif yöne doğru olmaktadır.

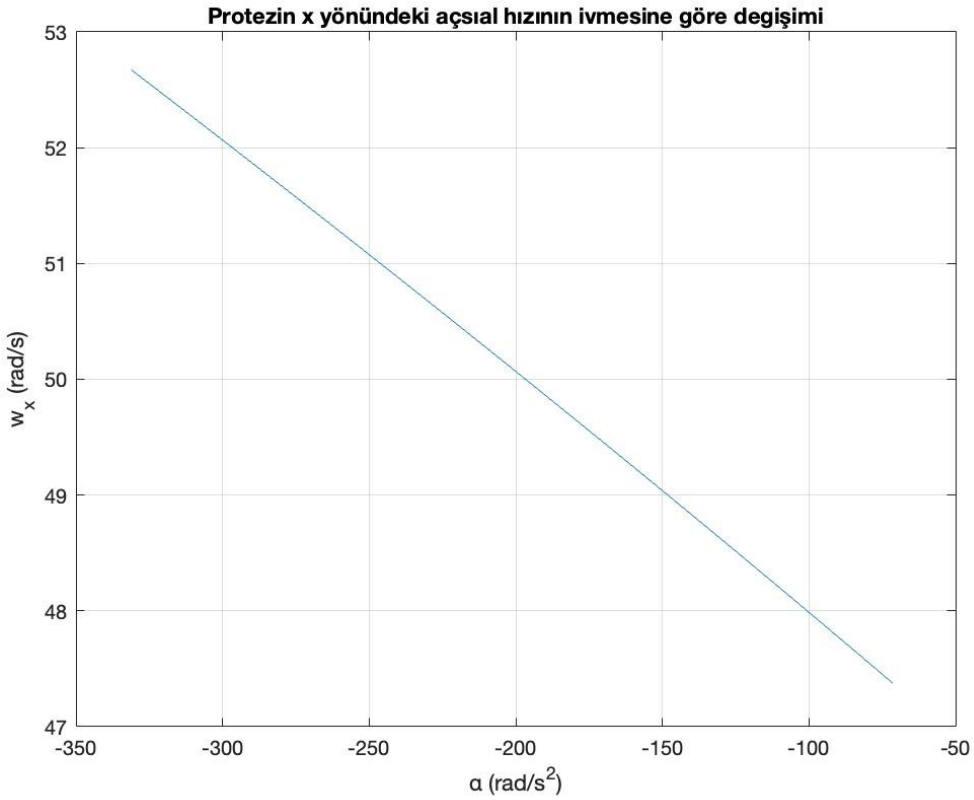
Negatif ile başlayan değerin pozitif değerlere doğru artış göstermesi bu sebepten dolayıdır.



Şekil 26. (3) numaralı denklemden beta(β) açısına bağlı olarak y yönündeki moment değişimi

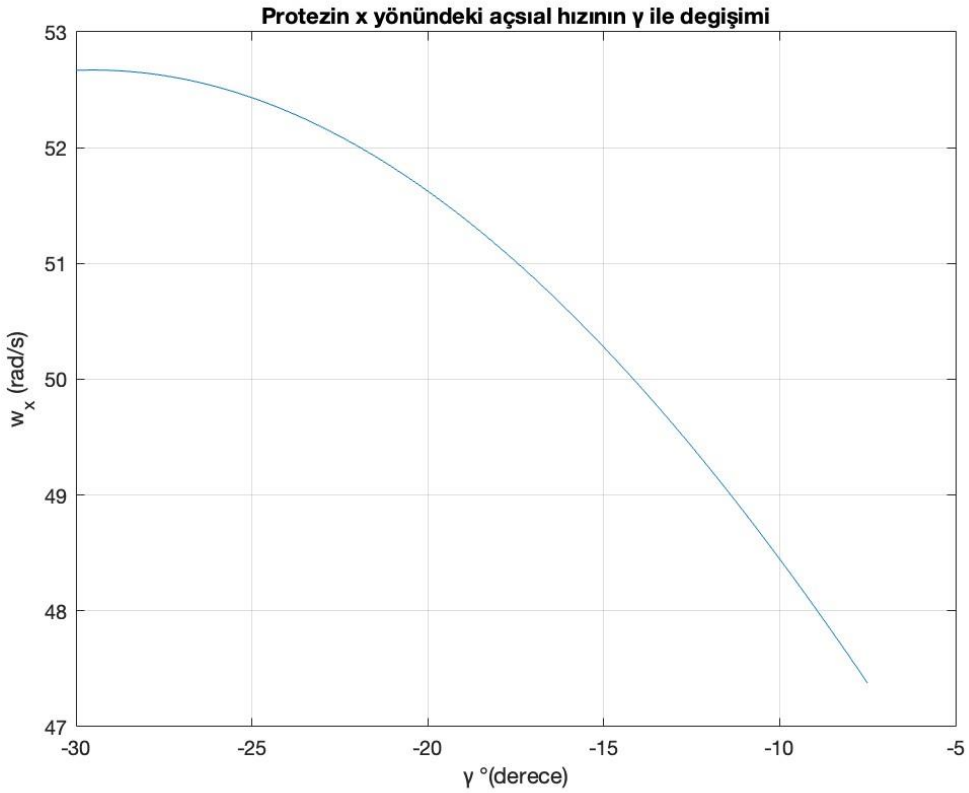
Şekil 26'da gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki moment değişimi görülmektedir. Momentteki değişim y yönündedir ve bu yön sagital düzleme paralel olan bacak üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle sagital düzleme doğru dönmeye zorlama yani negatif yönde momente zorlama ile başlar. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle sagital düzlemden uzaklaşarak dönmeye zorlama yani pozitif yönde momente zorlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Buna ek olarak bacağın salınım hareketinde ileriye doğru yönlenme bulunmaktadır. Bu yönlenmeden ötürü y yönündeki moment değişiminin pozitif yönde olduğu görülmektedir. Belirli bir açıdan harekete

başlayan protezde hali hazırda negatif yöndeki momentinde değişim meydana gelmektedir. Hareket boyunca momentteki değişim pozitif yöne doğru olmaktadır. Negatif ile başlayan değerin pozitif değerlere doğru artış göstermesi bu sebepten dolayıdır.



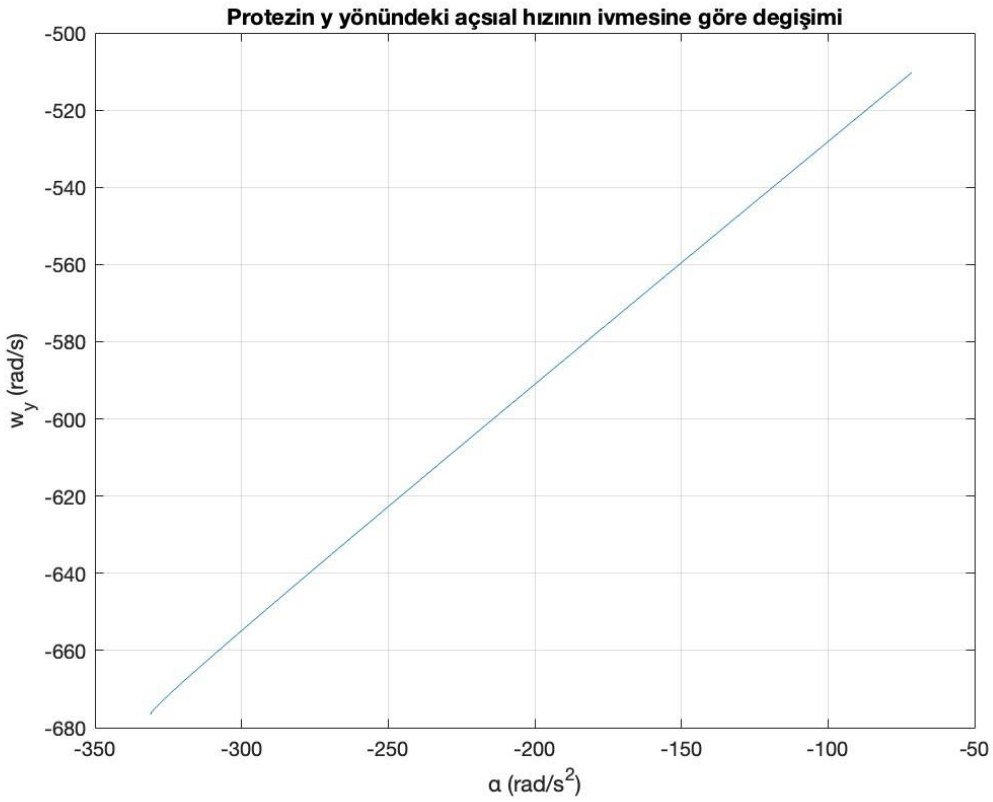
Şekil 27. (4) numaralı denklemden x yönündeki açısal hızın dinamik değişimi

Şekil 27'de gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki açısal hızın değişimi görülmektedir. Açısal hızdaki değişim x yönündedir ve bu yön koronal düzlem üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle belirli bir noktaya kadar açısal olarak hızlanma gerçekleşir. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle açısal olarak hızlanma artık yavaşlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder.



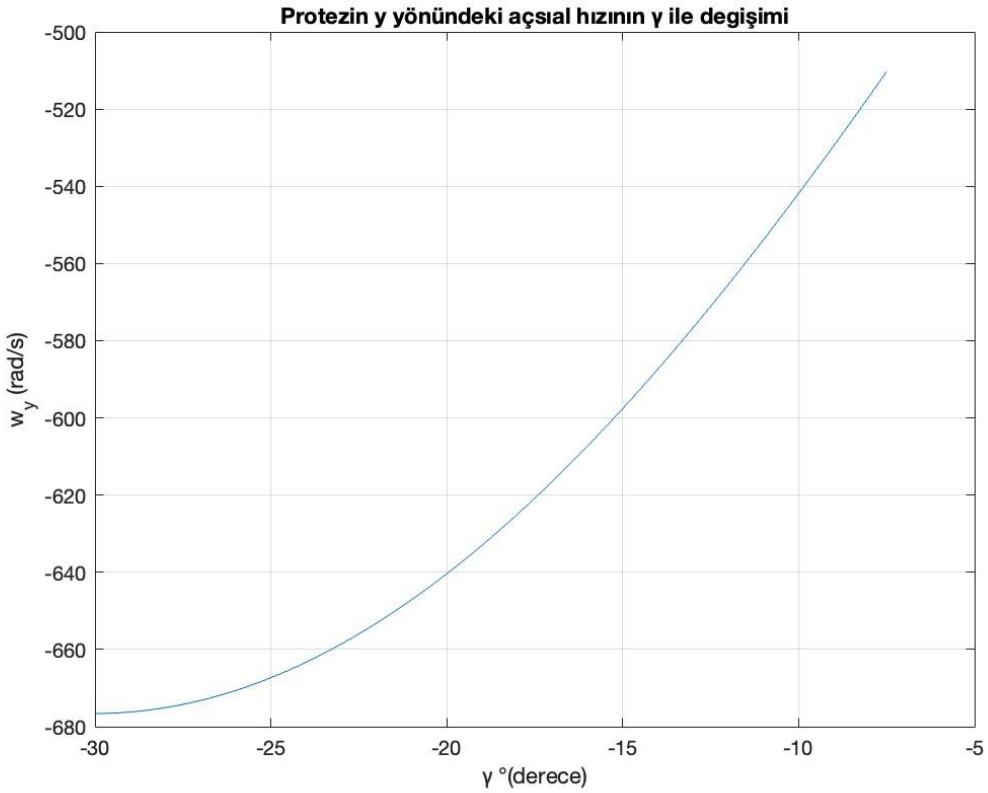
Şekil 28. (4) numaralı denklemden x yönündeki açısal hızın ayak açısı ile değişimi

Şekil 28'de gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki açısal hızın değişimi görülmektedir. Açısal hızdaki değişim x yönündedir ve bu yön koronal düzlem üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle belirli bir noktaya kadar açısal olarak hızlanma gerçekleşir. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle açısal olarak hızlanma artık yavaşlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Ayak açısındaki değişime göre de açısal hızda değişiklik meydana gelmektedir. Ayak açısının sıfır kabul edildiği durum ile farklı açılarda yürüyüş döngüsü incelenirse açısal hızdaki dinamik değişimde farklılıklar ortaya çıkacaktır. Bu farklılıkların ölçümleri için yürüyüş döngüsünün gerçekleştirildiği zeminde, yürüyüş döngüsünü gerçekleştiren kişide ve yürüyüş döngüsünü kayıt altına alan cihazlarda sensörlerin bulunması durumunda hassas ölçümler yapılarak gerçekleştirilebilir.



Şekil 29. (5) numaralı denklemden y yönündeki açısal hızın dinamik değişimi

Şekil 29'da gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki açısal hızın değişimi görülmektedir. Açısal hızdaki değişim y yönündedir ve bu yön koronal düzlem üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle belirli bir noktaya kadar açısal olarak hızlanma gerçekleşir. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle açısal olarak hızlanma artık yavaşlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder.



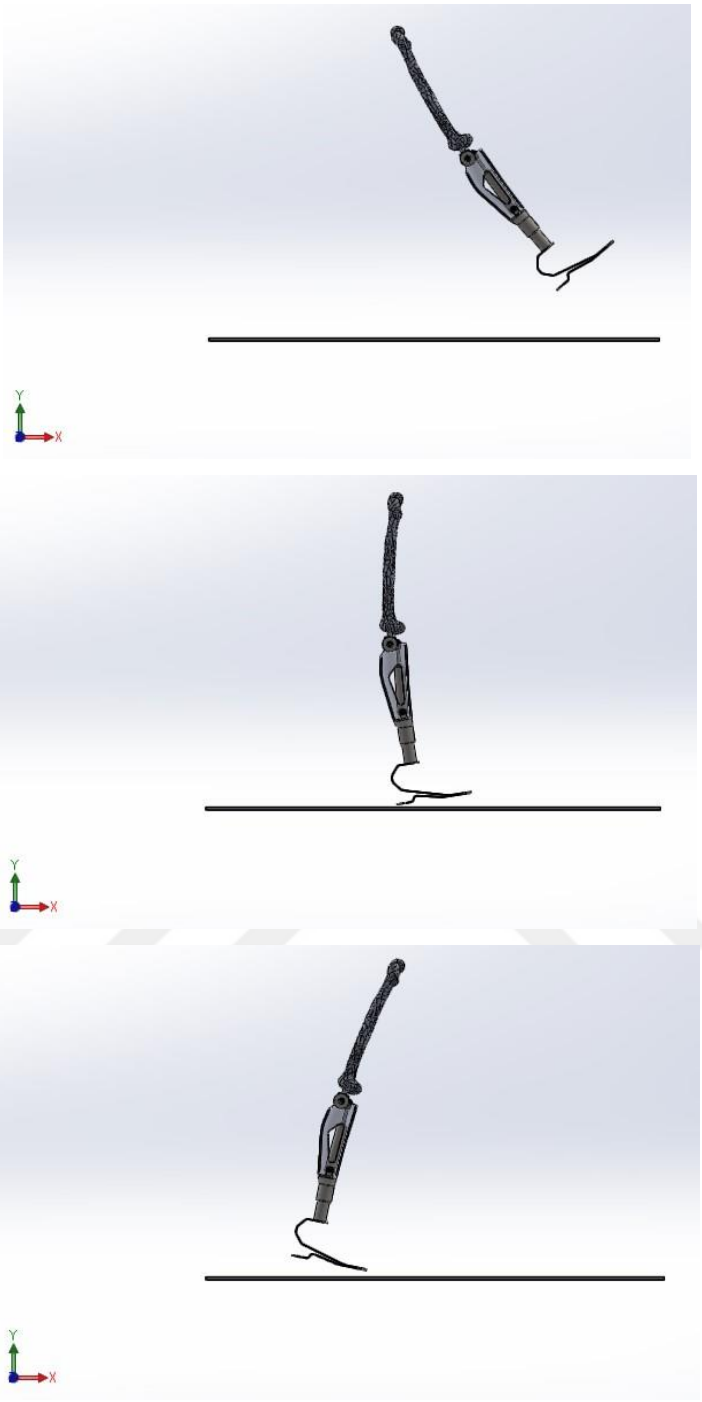
Şekil 30. (5) numaralı denklemden y yönündeki açısal hızın ayak açısı ile değişimi

Şekil 30'da gösterilen grafikte protezin yürüyüş döngüsündeki açısal hızın değişimi görülmektedir. Açısal hızdaki değişim y yönündedir ve bu yön koronal düzlem üzerinde gerçekleşir. Yürüyüş döngüsünde protezli sağ bacak, vücuda göre ayak parmakları zeminde ve topuk havada kalacak şekilde salınıma başlar. Protezli bacağın arkadan öne doğru yaptığı salınımda, arkada salınıma başladığı durum itibariyle belirli bir noktaya kadar açısal olarak hızlanma gerçekleşir. Salınımın devamında ve bitimine yakın durum itibariyle açısal olarak hızlanma artık yavaşlama ile son bulur. Program üzerindeki tanımlama boyunca hareketin salınımı devam eder. Ayak açısındaki değişime göre de açısal hızda değişiklik meydana gelmektedir. Ayak açısının sıfır kabul edildiği durum ile farklı açılarda yürüyüş döngüsü incelenirse açısal hızdaki dinamik değişimde farklılıklar ortaya çıkacaktır. Bu farklılıkların ölçümleri için yürüyüş döngüsünün gerçekleştirildiği zeminde, yürüyüş döngüsünü gerçekleştiren kişide ve yürüyüş döngüsünü kayıt altına alan cihazlarda sensörlerin bulunması durumunda hassas ölçümler yapılarak gerçekleştirilebilir.

Seksen kg ve yüz seksen cm vücut ölçülerine göre tasarlanmış ve yaklaşık dört kg ağırlığındaki bu protez, aşırı kilolu insanların günlük hayattaki fonksiyonlarını yerine getirmekte zorlanmasına sebep olacaktır. Bunun neticesinde kişinin ağırlığına uygun şekilde bir protez seçiminin yapılması gerekmektedir. Aynı şekilde, düşük kilolu insanlar için daha hafif bir protez seçimi yapılması daha uygun olacaktır.

Sonuçları bu değerler ile karşılaştırmak ve çalışmanın anlaşılabilirliğine yardımcı olması amacıyla Solidworks ortamında yapılan montaj çalışması ile birlikte, etkileri de dâhil edilen 'Hareket Analizi' yapılmıştır. Bu analiz yapılırken, hareket on iki saniye boyunca sürdürülmüş ve ayağın kat etmiş olduğu mesafe hesaba katılarak altı m boyunca yürüme işlemini yapabildiği görülmektedir. Yürüyüş döngüsü sınırları içerisinde atılan bir adım yaklaşık olarak bir m'ye kadar çıkabilmektedir ve bu mesafe kişiden kişiye farklılık göstermektedir. Kişisel yapılan ölçümler sonucunda yarım adımın sıfır virgül beş m uzunluğa çok yakın olduğu tespit edilmiş ve mesafe hesabı yapılırken hesaplamanın kolay yapılması adına yarım adım ≅ sıfır virgül beş m olduğu kabul edilmiştir. Hareket analizinde işlem kolaylığı açısından dizdeki sıfır virgül beş derece artışlı -altmış-sıfır dereceli açısal tanımlama, femur kemiği ve diz dezartikülasyon protezi üzerine tanımlanmıştır. Burada yapılan hareket analizindeki animasyonda, serbest hareketli (bükülebilir) diz tanımı yerine hareketi sınırlandırılmış (bükülemez) diz tanımı yapılmıştır. Ayrıca, yer çekimi etkisi de analize dâhil ettirilmiştir ve Şekil 31'de gösterilen modelin altında kalan plaka adım atılan zemini temsil etmektedir ve yapılan analiz ile ilgili herhangi bir ilişkisi yoktur.

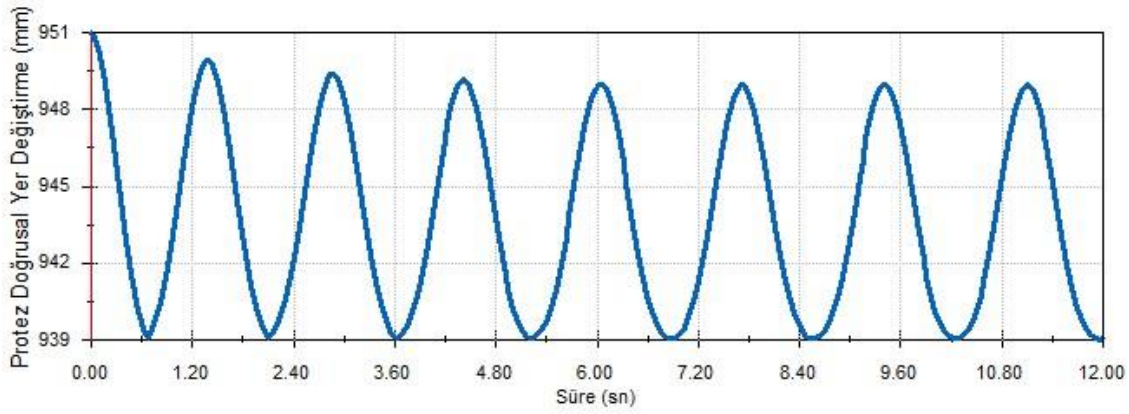
Bu bilgilere ek olarak Şekil 31'de gösterilen montaj dosyasındaki protez parçaları, daha önceden modellemesi yapılmış bir tasarıma aittir. Bu çalışmada kullanılan uyluk kemiğine uyacak şekilde protez üzerinde değişiklikler yapılmıştır. Proteze kemik içine girecek şekilde bir mil uzantısı, protezin montaj yerlerine uyacak şekilde tasarlanmış bağlantı ek parçaları ve uyluk kemiği üzerinde moment tanımlamasına yardımcı olması adına sekiz milimetre çapında bir silindirik ek yapılmıştır. Ekran görüntülerinde bu silindirik ek gözükmemektedir. (Diogo, 2012)



Şekil 31. Hareketi sınırlandırılmış ve artış değeri sabit 0,5° olan protez

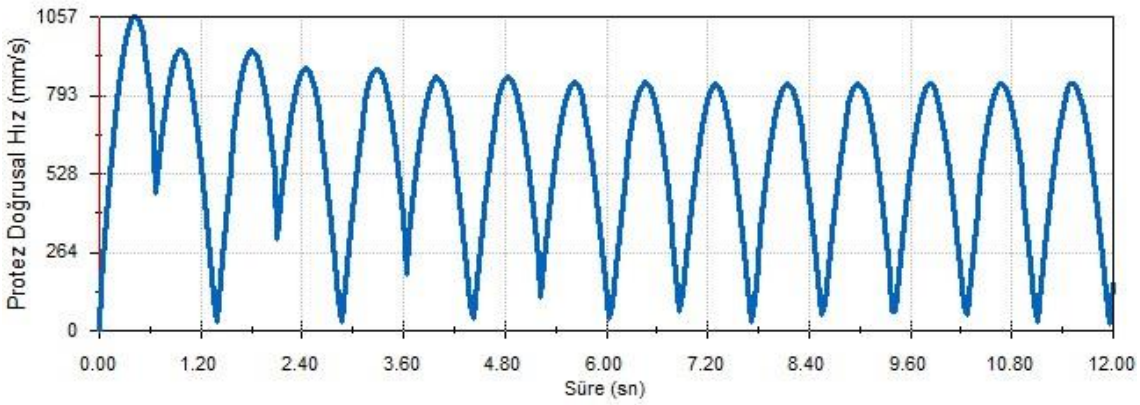
4. BULGULAR ve AÇIKLAMA

Birden beşe kadar numaralı denklemlerde çözümlenmesi gereken açısal hız (ω) ve açısal ivme (α) değerleri MATLAB programı üzerinde hesaplatılmıştır. Bu değerlere ek olarak, Solidworks programı sonuçlarında hesaplanması gerek olmayan ancak irdelenmesinin hem bu çalışmaya hem de ileriye yönelik yapılacak olan çalışmalara yardımcı olması açısından açısal ve doğrusal yer değiştirme, hız ve ivme değerleri bulunmaya çalışılmıştır. Bunların hesaplanması sağlanırken, gerçek hayattaki bacak yürüme hareketine benzetilerek çalışılmış ve yapılmıştır. Sonuçların on iki saniye olması tamamen keyfîdir ve bu süre boyunca protez saniyede sıfır virgül beş adım yapmıştır ve her adım aralığı yaklaşık sıfır virgül beş m olduğundan toplamda yaklaşık altı m yürütülerek grafikler sunulmuştur. (Silver-Thorn, M. B., & Childress, D. S., 1997)



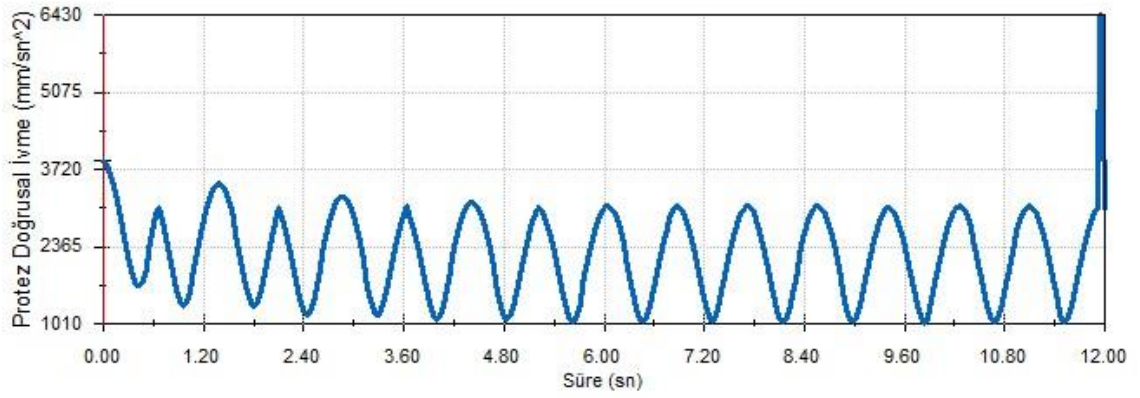
Şekil 32. Protezin doğrusal yer değiştirmesi

Şekil 32'deki grafiğe bakıldığında günlük yaşamda bu protezin kullanılmasıyla kaybedilen bacağın işlevinin neredeyse tamamı geri kazandırılabilir. Grafikten de anlaşılacağı üzere, yaklaşık üç buçuk saniye içinde protez, vücuttan gelen ilk hareketin etkisine alışmış ve artık sorunsuz bir şekilde yürüme işlevini yerine getirmeye başlamıştır denilebilir.



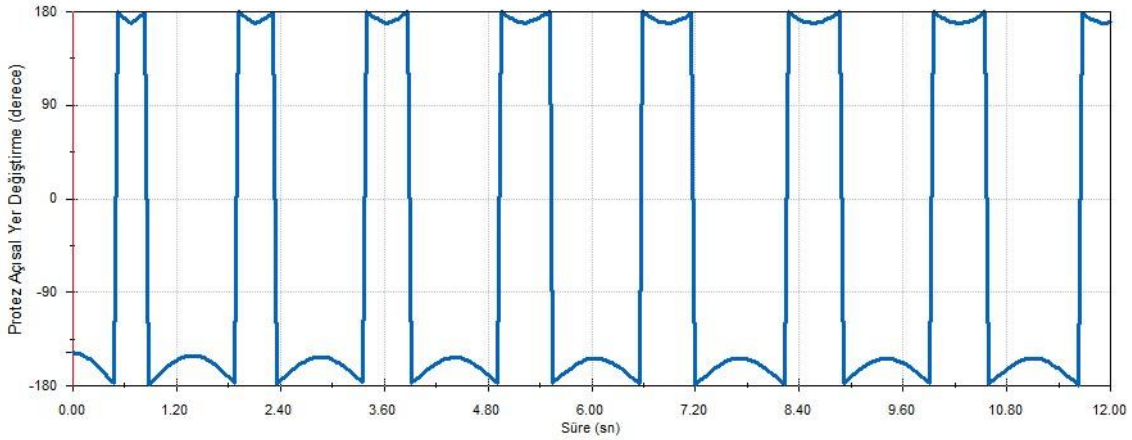
Şekil 33. Protezin doğrusal hızı

Şekil 33'teki doğrusal hız sonucuna bakıldığında, protezin yaklaşık bir m/sn ile hareket ettirilebildiği görülmektedir. Yani, vücuda takıldıktan ve protezin vücuda uyumundan sonra günlük yaşamda protezi sanki kişinin kendi biyolojik bacağıymış gibi hareket ettirebileceği görülmektedir. Protezin, vücuttan aldığı ilk hareketten yaklaşık iki buçuk saniye sonra vücudun normal yürüme işlevine ayak uydurduğu anlaşılabilir.



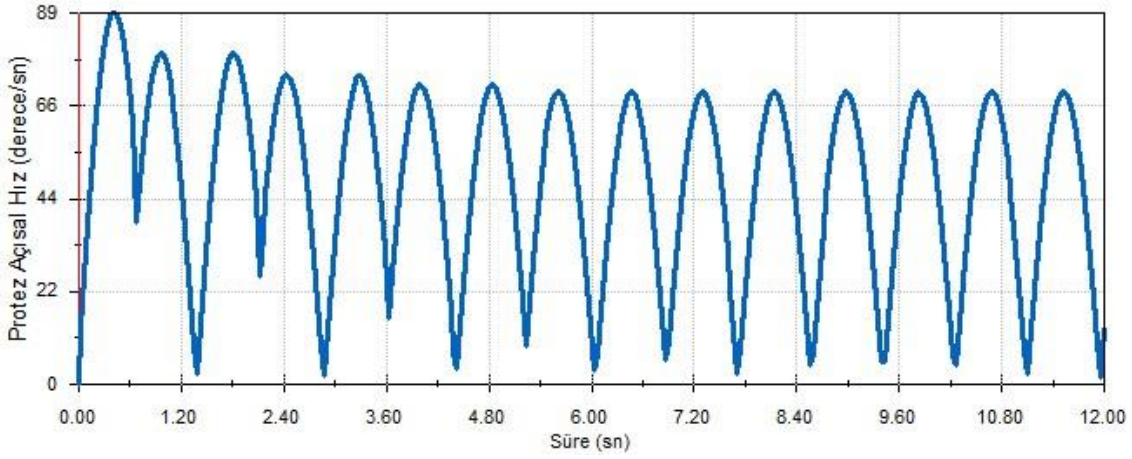
Şekil 34. Protezin doğrusal ivmesi

Şekil 34'teki doğrusal ivme sonucuna bakıldığında, sonuç itibariyle yaklaşık üç buçuk-dört m/sn^2'lik bir ivme ile protez hareket ettirilmektedir. İlk harekette, bacağın öne atılmasıyla başlayan yürüme döngüsünde, değerin biraz artması ve daha sonrasında ise yaklaşık iki buçuk sn içinde vücudun yürüme işlevine ayak uydurduğu görülebilmektedir. Grafiğin sonlarına doğru çıkış yapan ve altı buçuk m/sn^2'lik ivme değerinin de üstüne yani sonsuza giden bir değer aralığı vardır. Önceden kısaca bahsedildiği gibi bu değere, yapılan ihmaller etki etmektedir. (Tunc, 2022)



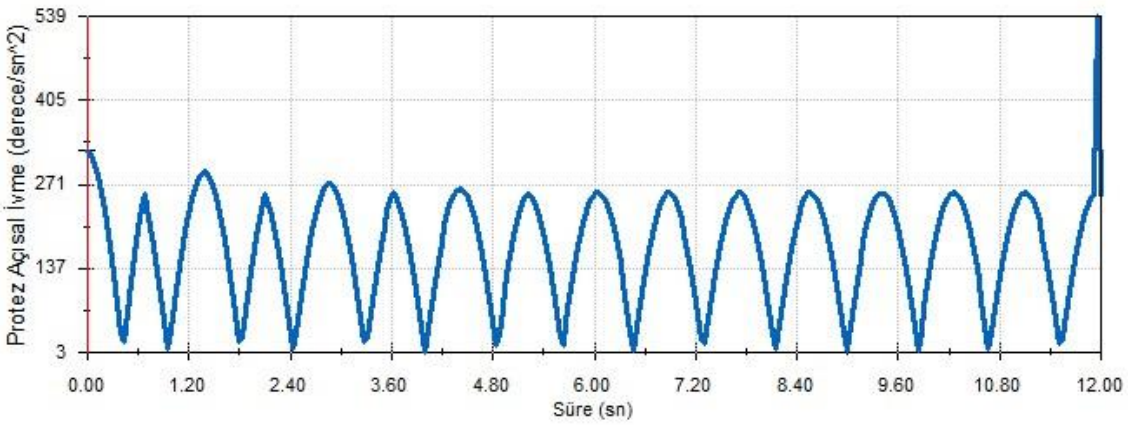
Şekil 35. Protezin açısal yer değiştirmesi

Şekil 35'te protezin açısal yer değiştirme değerleri görülmektedir. Bu sonuç grafiğinde görüleceği üzere protez, bir saniyeden kısa bir sürede yüz seksen derecelik ileri-geri adım hareketini (bir yürüyüş döngüsü) rahatlıkla tamamlayabilecek olduğunu ifade etmektedir. Bu grafik, daha çok ileriye yönelik çalışmalara yardımcı olması adına buraya eklenmiş ve yorumlanmıştır.



Şekil 36. Protezin açısal hızı

Şekil 36'da protezin açısal hız sonucu irdelendiğinde, protezin hızının sıfırdan doksan derece/sn' ye bir saniyeden daha az sürede çıkabildiği görülmektedir. Bu, protezin gerçek bacak gibi zahmetsiz ve kolayca hareket ettirilebileceğini ifade etmektedir. Ayrıca protezin, vücuttan gelen ilk hareketinden sonra yaklaşık üç sn içinde vücuda uyum sağladığı anlaşılmaktadır.

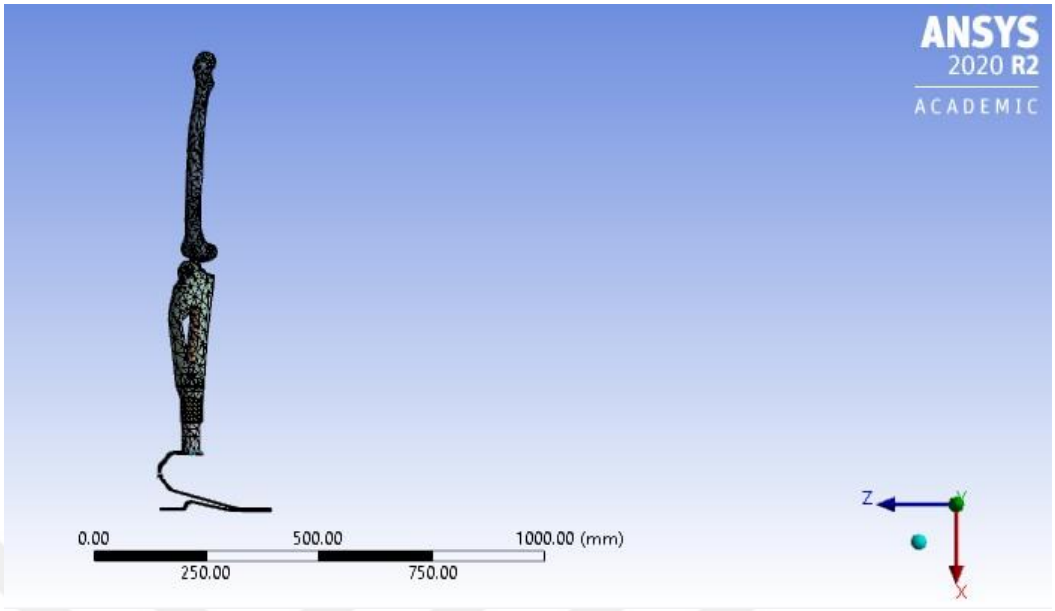


Şekil 37. Protezin açısal ivmesi

Şekil 37'de protezin açısal ivme sonucuna bakıldığında, değerlerin küçük çıkması ve vücuttan alınan ilk harekete iki buçuk sn içinde uyum sağlaması, protezin açısal ilerlemesinin rahat yapılacağını göstermektedir. Ayrıca, keskin dönüşlerin olması, bu protez ile koşma ve atlama gibi günlük aktivitelerin de rahatlıkla yapılabileceğini ifade etmektedir.

Şekil 34 ve 37'de işlenen animasyonlu modelin on iki saniyelik hareketinin sonlarına doğru 'iğne ucu' gibi bir etki vardır. Bunun sebebi, montajdaki parçaların herhangi bir anda iç içe girmesinden kaynaklanmasıdır. Hareket hâlindeyken parçalar arasında istenmeyen bir ayrılma söz konusudur. Bu ve buna benzer durumlarda, incelenen sonuçların tamamına bakıldığında önemsiz sayılmaktadır. Çünkü çözümün kolaylaştırılması için yapılan kabuller ve ihmaller, farklı dosya uzantılarının dönüşümleri, yaklaştırma metodu ile montaj yapılması, parça yüzeyinde çok fazla yüzey olması sebebiyle montaj işleminin zorlaşması, teorik/pratik karşılaştırmalı model oluşturulmaları vb. durumlarda sonuca kısa ve doğru şekilde ulaşılmasında bu tip olumsuzlukların oluşması kaçınılmazdır. Bunların azaltılması için iyi bir alternatif paket program olan "Anybody Modeling System" ile sorunların daha kısa sürede farkına varılması ve giderilmesi mümkün olacaktır. Bu noktadan sonra, çalışmaya biraz daha yardımcı olması adına ANSYS Workbench programında, MATLAB ve gerçek hayattaki sınır şartlarının harmanlanarak işlendiği statik analizin incelenmesi takip etmektedir. (Reynolds, D. P. & Lord. M., 1992; Tunc, 2022)

4.1. Analiz Değerlendirmeleri



Şekil 38. Modelin ANSYS üzerindeki durumu ve konumu

Şekil 38'de ANSYS Workbench programına aktarılan ve analize hazır hale getirilen montaj parçası görülmektedir.

Çizelge 2. Malzeme Bilgileri (Tunc, 2022)

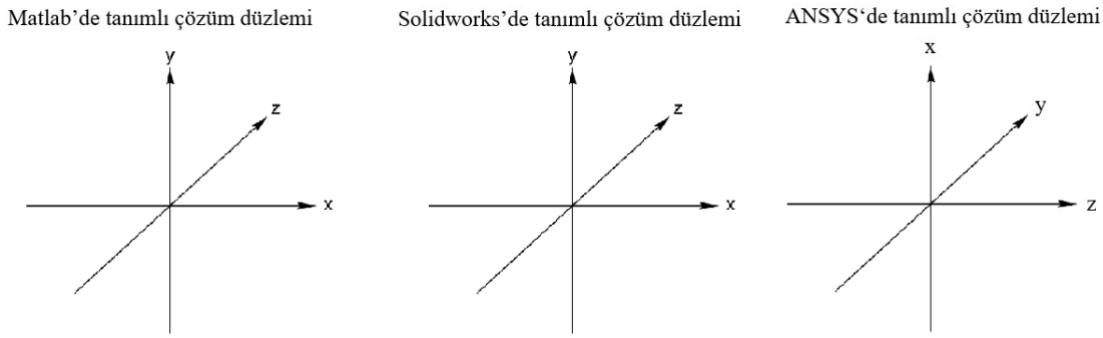
	Yoğunluk(kg/m^3)	**Elastisite Modülü (MPa)**	**Poisson Oranı**
Kortikal Kemik	185	17200	0,3
Ti-6Al-4V	4620	96000	0,36

Çizelge 2'de ANSYS Workbench programında montaj dosyasına işlenen malzeme atamaları ve kullanılan bu malzemelerin özellikleri yer almaktadır. Kortikal kemik malzemesi, femur kemiğine tanımlanmış olup Titanyum alaşımı ise protezin tamamına tanımlanmıştır. Analiz için gerekli olan kontak tanımlamaları, mesh ataması ve ayarlamaları sonradan yapılmıştır.

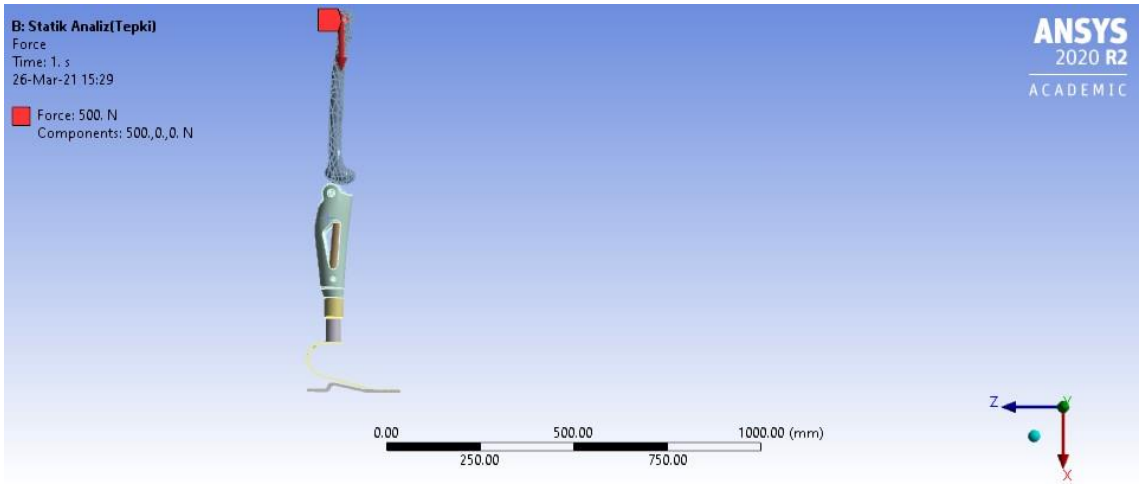
Çizelge 3. Modelde tanımlanmış Çarpıklık ve Eleman Kalitesi değerleri

	Maksimum	**Minimum**	**Standart Sapma**	**Ortalama**
Çarpıklık	1	0,0068438	0,24022	0,59544
Eleman Kalitesi	1	0,025853	0,24041	0,54852

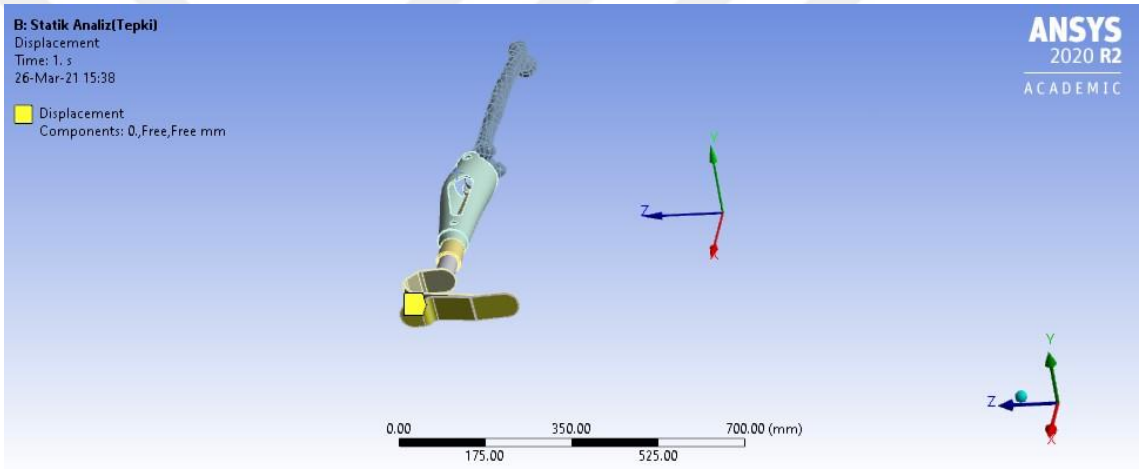
Çizelge 3 ile elde edilen mesh özellikleri, mesh ataması ve ayarlamaları sonrasında herhangi bir değişiklik yapılmadan, Workbench' in içinde elde edilmiştir. Modelleme üzerinde genel anatomik bütünlüğe bakılacak olursa, patella (diz kapağı) ve patella bağları, medial ve lateral menisküs, medial ve lateral collateral ligamentler gibi bağ yapıları olmadığından dizin bükme hareketini görmesini sağlayacak yapay bir sisteme ihtiyaç vardır. Bunun için, tek yönlü bir mafsala belirli bir sınır içerisinde hareket tanımı verilebilir. Kontak tanımlamaları yapılırken açısal hareket yapacak olan parçalar arasındaki sınır şartları, yukarıda belirtilen durumlar göz önüne alınarak yapılmıştır. Solidworks' de montajlamadan ve parçalardan kaynaklanan sorunlardan ötürü hareketi sınırlandırılmış (düz) diz protezi modellenmiştir. Şekil 39'da, Matlab, Solidworks ve ANSYS' in referans düzlemleri görülmektedir. Düzlem farklılıkları dikkate alınarak çözüm yapılmıştır. Solidworks ve ANSYS'in referans düzlemleri farklıdır. Model üzerinde statik analizde tanımlanmış kuvvet, sabit mesnet ve yer çekimi etkisi gibi tanımlar ANSYS programındaki koordinat düzlemine göre yapılmıştır ve Şekil 40-46 arasında gösterilmiştir. Çözümlere kısa sürede ulaşılabilmesi açısından çözüm süresi 1 sn olarak ayarlanmıştır.



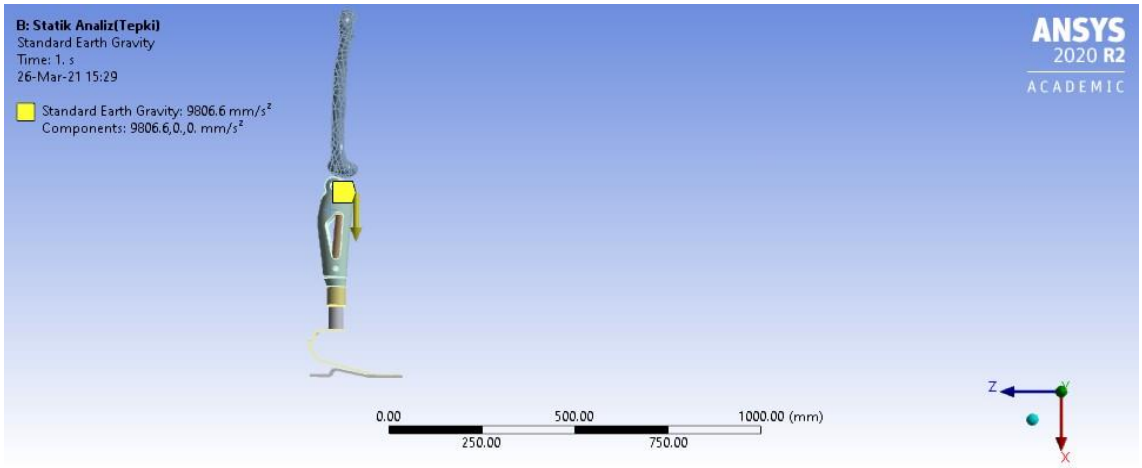
Şekil 39. MATLAB, Solidworks ve ANSYS Workbench'de tanımlı eksenler (Anon, 2018a)



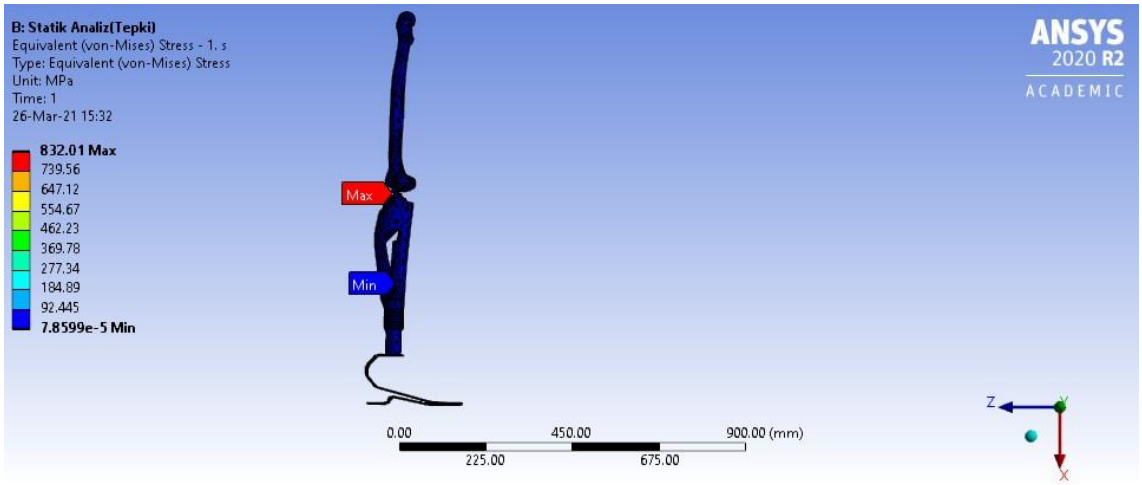
Şekil 40. Modele X yönünde (zemine doğru) etkiyen 500 N



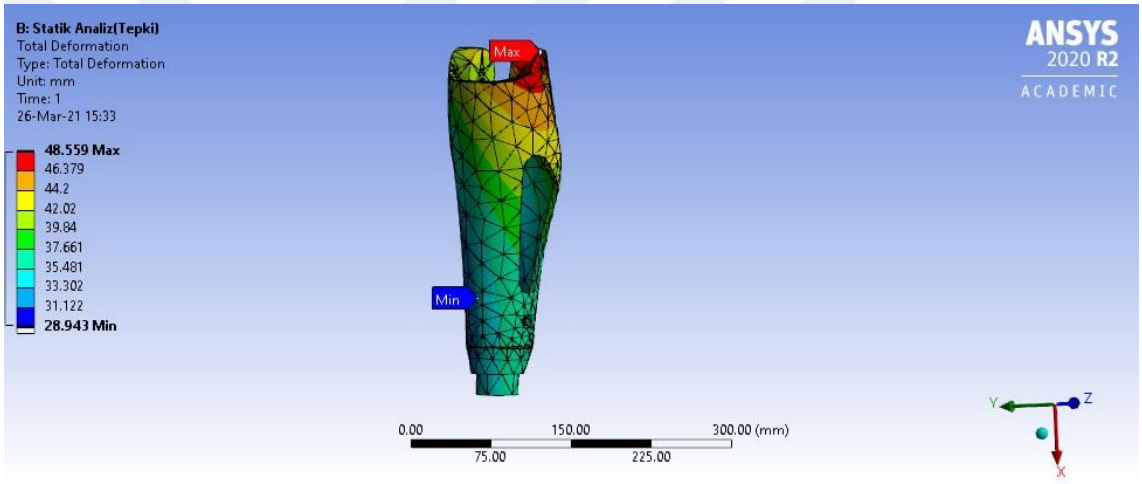
Şekil 41. Modele X yönünde (zeminde) tepki kuvvetlerini gösteren sabit mesnet



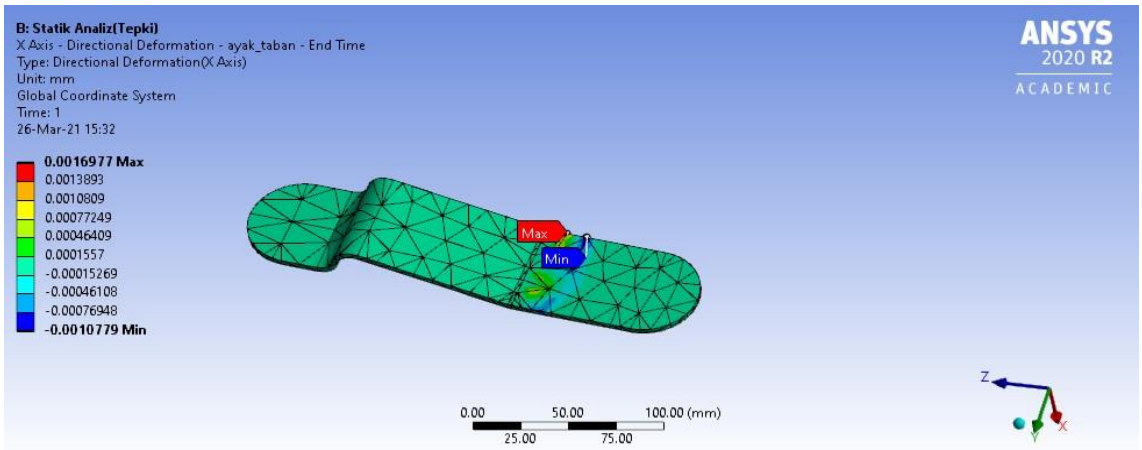
Şekil 42. Modele X yönünde (zemine) tanımlanmış yer çekimi etkisi



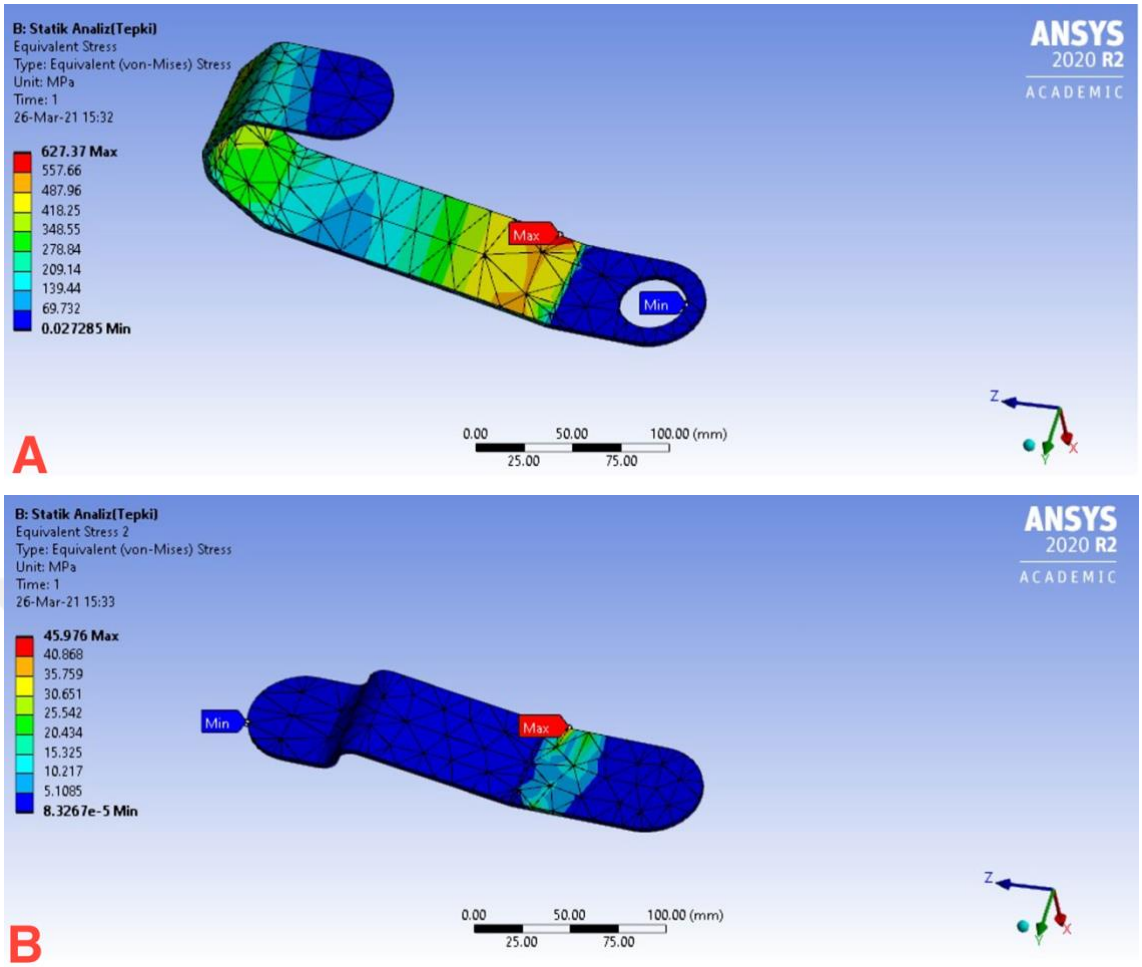
Şekil 43. Modelin Von – Mises gerilmeleri



Şekil 44. Modelde protez için total deformasyon



Şekil 45. Modelde tanımlı yapay ayağın x yönündeki deformasyon değişimi



Şekil 46. Model için tanımlanmış yapay ayağın Von – Mises gerilmeleri. **A)** Ayak yapısının üst kısmı. **B)** Ayak yapısının taban kısmı.

ANSYS programında yapılan analizin sonuçları Şekil 40-46 arasında verilmiştir. Şekil 43'te iğne ucu etkisinden kaynaklı olarak diz kapağının olduğu kısımda sekiz yüz MPa'lık uç değer çıkmaktadır. Genel olarak değer aralığı dört yüz-altı yüz MPa olarak dikkate alınmalıdır. Şekil 44'te gösterilen protez sağ bacak için yapılmış olup her adım atımında dışa dönmeye zorlanmaktadır ve kırmızı bölge ile renklendirilmiştir. Kırk–kırk beş mm aralığı bu durumu tanımlamaktadır. Şekil 45'teki değerlerin çok düşük olması, bu protezin başarılı bir şekilde vücudu taşıdığı anlaşılmaktadır. Şekil 46a'da görüldüğü üzere gerilmeler iki yüz – altı yüz MPa arasında değişmektedir. (Fukaya ve ark., 2018; Rony ve ark., 2020)

4.2. Programlar Arası Sonuçların Gösterilmesi

Buraya kadar yapılan çalışmalarda, denklemlerde bulunması gereken değerler MATLAB ve Solidworks programlarında hesaplatılmıştır. İncelenen sonuçlar arasında açısal ve doğrusal yer değiştirme, hız ve ivmelenme görülmektedir. Farklı programlardaki sonuçlar incelendiğinde görülüyor ki, bu sonuçlar birebir aynı olmasa da birbirlerine yakın bir sonuç aralığı ifade etmektedir. Programlar arası sonuçların gösterildiği Çizelge 4 ve 5 ile de irdelenmiştir. (Sanders, J. E. & Dally, C. H., 1993; Jia ve ark., 2004; Verim ve ark., 2010)

Çizelge 4. MATLAB – Solidworks arasında açısal değerlerin gösterilmesi

	Yer Değiştirme	**Hız**	**İvme**
MATLAB	Hesaplatılmadı.	(47 - 52) rad/sn (ω_x) [(-676) – (-510)] rad/sn (ω_y)	[(-330) – (-71)] rad/sn^2 (tüm sistem)
Solidworks	(-180 – -150) derece (protezin fleksiyon hareketinde) (160 – 180) derece (protezin ekstansiyon hareketinde)	0 – 66 derece/sn (protezin düzenli çalışması, sistemin oturması)	0 – 300 derece/sn^2 (tüm sistem)

Çizelge 5. Solidworks – ANSYS arasında doğrusal değerlerin gösterilmesi

	Yer Değiştirme	**Hız**	**İvme**
Solidworks	939 – 951 mm (ortalama 12 mm)	0 – 800 mm/sn (protezin düzenli çalışması, sistemin oturması)	1000 – 3700 mm/sn^2 (tüm sistem)
ANSYS	26 – 44 mm (ortalama 18 mm)	0 – 663 mm/sn	Hesaplatılmadı.

Çizelge 4 ve 5'te görüldüğü üzere değerler, genel olarak bir anlam bütünlüğü taşımaktadır. Literatürdeki sonuçlar ile bu çalışmadaki sonuçlar arasında farklılık oluşmaktadır. Bu farklara; programlardan kaynaklı parça – sistem koordinat eşitsizliği, yaklaştırma çözüm şartları, program içi koordinat ve çözüm sınırsızlığı sebep olmaktadır.

Çizelge 6. Literatür – MATLAB – Solidworks' te açısal değerlerin gösterilmesi

	Protez Açısal Hızı	**Protez Açısal İvmesi**
Literatür	-400 – 400 deg/sn	-4000 – 4000 deg/sn^2
MATLAB	(47 - 52) rad/sn (ω_x) [(-676) – (-510)] rad/sn (ω_y)	[(-330) – (-71)] rad/sn^2
Solidworks	0 – 90 deg/sn	0-338 deg/sn^2

Çizelge 6, bu çalışmada kullanılan kinematik denklemin çözümünde önemli olan değerlerin çözümlenmiş sonuç aralıklarını göstermekte olup literatürdeki alt ve üst sınırların içinde kalıp kalmadığını ifade etmektedir. Literatüre göre dizdeki açısal hız ve ivme değerlerinin bulunması için kullanılan yöntemler değişiklik göstermekle birlikte, çalışmada elde edilen sonuçlar ile teorik olarak kabul edilen değerler Çizelge 6'daki gibi birbirlerine çok yakın olmaktadır. Bu da çalışmanın doğruluğuna ışık tutmaktadır.

Değerler, ilk başta alt ve üst sınıra göre çok küçük kalıyor olabilir. Ancak, programlardaki matematiksel çözümleme için kullanılan iterasyon sınırları ve yaklaşım yöntemi gibi unsurlar etki etmektedir ve bunlar programlara bağlıdır, yani kullanıcının müdahale imkânı yoktur. Bununla birlikte, bu sonuçlar yürüyüş döngüsünün tamamına katılarak düşünüldüğünde gerçeğe yakın sonuç vermesi beklenmektedir. Elbette bu çalışmada çözüm için kullanılan ağırlık ve uzunluk gibi değerler, yapılan ihmaller ve kabuller, denklemin çözümünü kolaylaştırmak adına yapılmıştır ve doğal olarak gerçekte elde edilmesi gereken dinamik çözümden uzaklaştırmaktadır. (Zachariah, S. G., & Sanders, J. E., 2000; Zhang, M., & Roberts, C., 2000; Wang, Z. & Li, H., 2005; Anon, 2018b)

5. SONUÇ

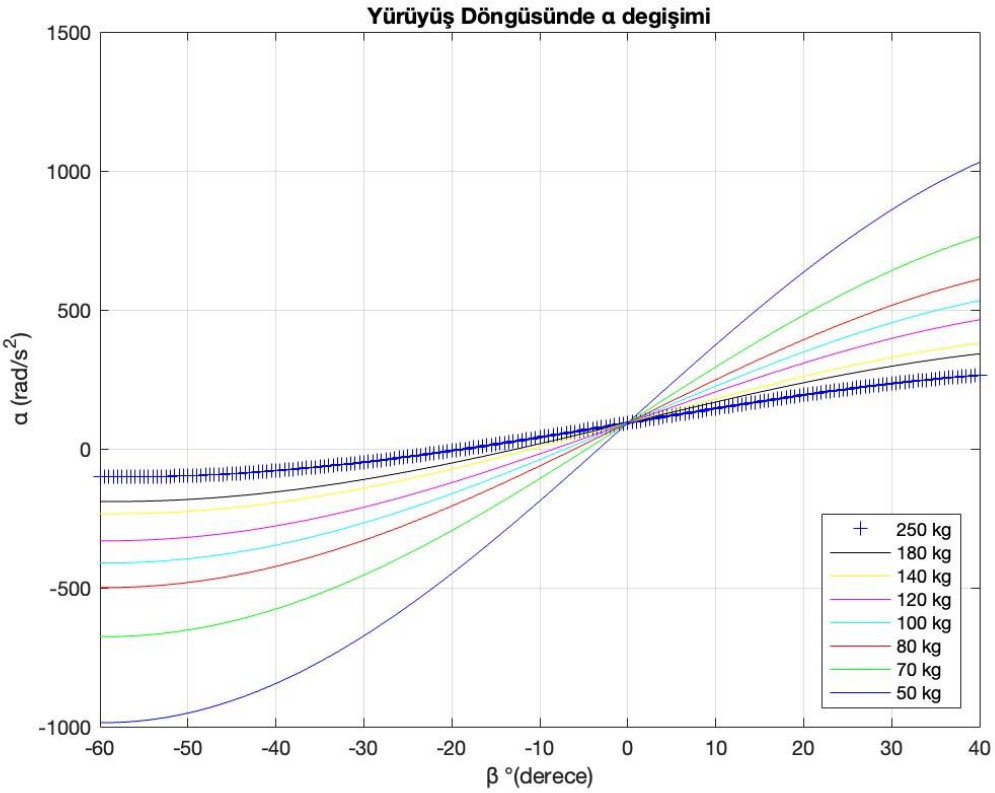
Çalışmada söz konusu olan diz dezartikülasyon protezi ve bu proteze gelen yüklerin hesaplanması için bir yöntem geliştirilmeye çalışılmıştır. Farklı bilgisayar programlarında (MATLAB, Solidworks ve ANSYS Workbench) birbirini destekleyen benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bunlara; model bazlı çözümleme, denklem bazlı çözümleme, farklı diferansiyel denklem çözme yöntemleri ve kullanılan bilgisayar özelliklerinin kapasitesi de çözüm süresine etki etmektedir. Elde edilen sonuçlar itibariyle, literatürdeki sonuçlarla kıyaslandığında genel olarak çözüm bütünlüğü sağlanmıştır. Bu tip ampütasyon sonucu yapay uzuv görevi görecek protez ve/veya protez takımında, vücuttaki konumuna, tek veya çoklu parçalı olmasına bağlı olarak çözüm ve iş görme bütünlüğü değişiklik gösterecektir. Tabi ki doğal olarak çözüm için kullanılması gereken matematiksel modelleme ve bu modellemenin çözümü için kullanılacak yaklaşımlar değişiklik gösterecektir. Bu çalışmadaki sonuçlar doğrultusunda mühendis-doktor iş birliği ve ortaklaşa yönlendirme ile bir protezin ampütasyon sonrası vücuda uygunluğu ve vücudun proteze mekanik reaksiyon gösterebilme ihtimali göz önünde bulundurularak takip edilebilir. (Zhang ve ark., 1995; AnyBody Technology, 2020; Tunc, 2022)

Proteze gelen yüklerin hesaplanması için MATLAB, Solidworks ve ANSYS Workbench programları ayrı ayrı kullanılmıştır. Bu programlarda uygulanan formüller, başlangıç ve sınır şartları, kabuller ve ihmallerin hepsi program bazlıdır. Üç programın beraber kullanılmasıyla bir yöntem elde edilmiştir. Üç farklı programın sonuçları ile analizin kısmen doğrulanmasına olanak sağladığı gibi üçünün beraber kullanılması ile farklı analizlerin (doğrusal hareket, açısal hareket ve kuvvetler) yapılmasına da olanak sağlamaktadır. Daha farklı yaklaşımlar ile Çizelge 4-5-6 içinde elde edilen başlangıç ve bitiş aralık değerleri daha yüksek doğruluk oranları ile hesaplanabilir ve yeni yöntemlerin geliştirilmesine yardımcı olabilir. (Zhang ve ark., 1998a; AnyBody Technology, 2021a; AnyBody Technology, 2021b; Tunc, 2022)

Çalışmada kullanılan diz dezartikülasyon protezi üzerine giyilecek herhangi bir ayakkabının proteze gelen kuvvetler ve momentler üzerinde olumlu ve/veya olumsuz etkilerinin bulunması zordur. ANSYS programında Workbench statik analizi alt

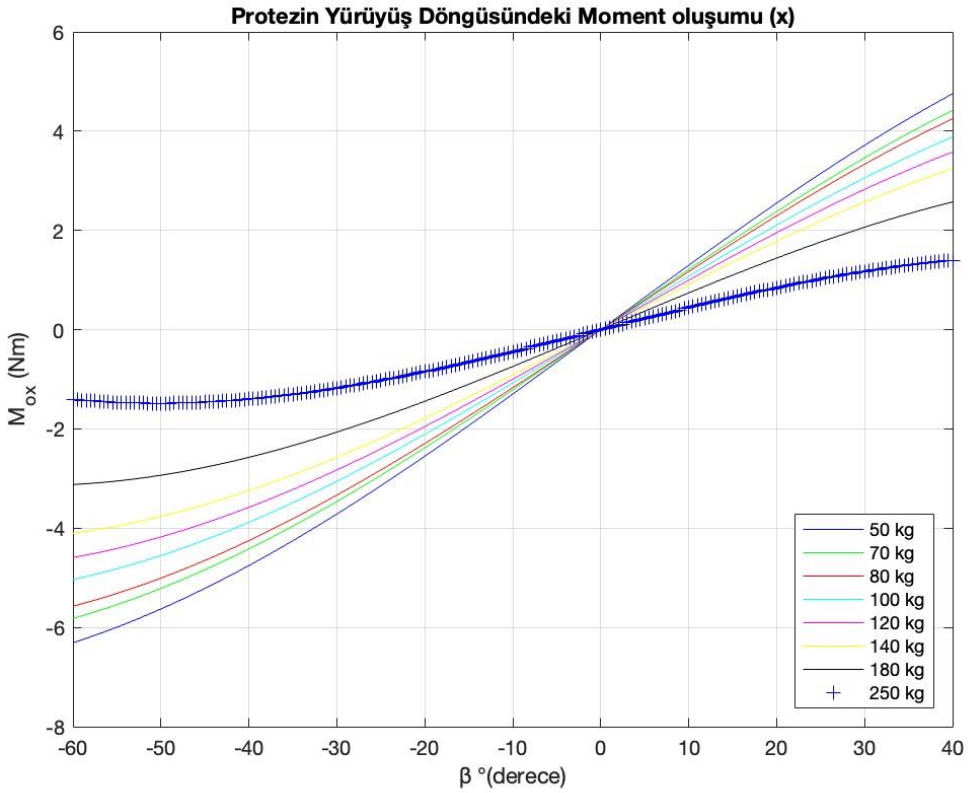
paketinde yapılan uygulamada; herhangi iki ve/veya daha fazla farklı malzemenin birbirleri üzerine olan etkilerinin incelenmesi, basit ve/veya kompleks statik çözümlemeleri yapılabilir. Ancak bu çalışmada uygulanan analiz ortamında, daha çok gerçek hayatta uygulanan yürüyüş döngüsüne mümkün olabilecek en yüksek doğruluk oranıyla sanal ortamdaki simülasyonu sağlanmıştır. Bu simülasyonun gerçeğe daha da yakın sonuç verebilmesi adına, farklı tip ayakkabı modellemeleri ve bu modellemelere göre doğru malzeme atamaları yapılması gerekmektedir. Bu durumda ise, analizi yapılması istenen ayakkabı türünün sayısı kadar ayakkabı montajlı protez modellemelerinin yapılması gerekmektedir. Belirlenen sayı kadar da ayrı ayrı statik analizlerinin yapılması ve sonuçlarının ayakkabı tiplerine göre karşılaştırılmaları yapılabilir. Bu durumda da giyilmesi istenilen ayakkabı türüne göre analiz sonuçları yorumlanabilir ve ayrıca analizleri yapılan ayakkabılar arasında seçilebilecek en uygun olanı belirlenebilir.

Çalışmada kullanılan sıfır virgül beş derece artışa sahip, eksi altmış ile eksi on beş derecelik hareket modellemesine ve sabit girdi olarak tanımlanan beş yüz Newton'luk kuvvete ek olarak aynı artışa sahip, eksi altmış ile artı kırk derecelik hareket modellemesiyle beraber elli ve iki yüz elli kilogramlık farklı vücut ağırlıkları kullanılarak yeni modellemeler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar arasında protezin açısal ivmesi, x ve y yönündeki moment değişimleri hesaplatılmıştır.



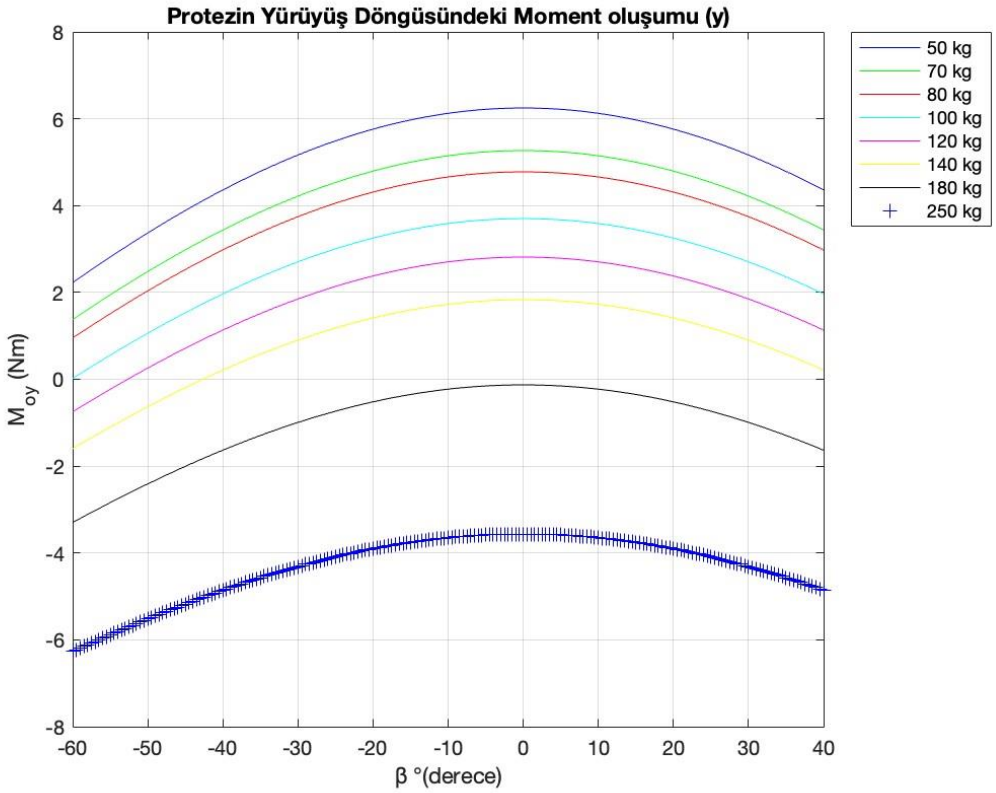
Şekil 47. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin açısal ivmesinin değişimi

Şekil 47'de gösterilen grafikte farklı vücut ağırlıklarına göre protezin açısal ivmesi hesaplatılmıştır. Bu çalışmada kullanılan denklemlerden bir numaralı denklem yorumlanmıştır. Grafikte görüldüğü üzere, yürüyüş hızındaki değişime, elli kilogram ağırlığındaki bir bireyin sadece formüldeki çözümü üzerinden yorumlanarak, bu protezi çok rahat bir şekilde kullanabildiğini göstermektedir. Aynı durumun tersi, iki yüz elli kilogram ağırlığındaki bir birey için de geçerlidir. Bu protezi çok zor bir şekilde kullanabildiğini göstermektedir. Unutulmamalıdır ki, bu hesaplatılma tamamen teoriktir ve formül bazlıdır. Yani, çalışma koşulları, vücut özellikleri ve gereksinimleri minimum düzeyde tutularak yapılmıştır. Gerçek hayatta bu değerlerin farklı olması kaçınılmazdır.



Şekil 48. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin x yönündeki moment değişimi

Şekil 48'de gösterilen protezdeki yürüyüş hızındaki değişim, x yönünde oluşan momentleri göstermektedir. M_{ox} momentinin, düşük vücut ağırlıklarındaki dönme zorlanmaları pozitif yönde olmaktadır ve protezin dönmeye karşı zorlanması azdır denilebilir. Fazla vücut ağırlıklarındaki dönme zorlanmaları ise yine pozitif yöndedir ancak değerler azdır. Değerlerin sıfıra yaklaştığı durum olan vücut ağırlığı ortalamanın üzerindeki kişilerde, protezin dönmeye karşı zorlanması daha fazladır denilebilir. Vücut, protezi hareket ettirmede zorlanacaktır ve protezin buna bağlı olarak dönmesi zorlaşacaktır.



Şekil 49. Farklı vücut ağırlıklarına göre protezin y yönündeki moment değişimi

Şekil 49'da gösterilen protezdeki yürüyüş hızındaki değişim, y yönünde oluşan momentleri göstermektedir. M_{oy} momentinin, düşük vücut ağırlıklarındaki dönme zorlanmaları pozitif yönde olmaktadır ve protezin dönmeye karşı zorlanması azdır denilebilir. Fazla vücut ağırlıklarındaki dönme zorlanmaları ise yine pozitif yöndedir ancak değerler azdır. Değerlerin sıfırın üzerine çıktığı durum olan vücut ağırlığı ortalama seviyede olan kişilerde, protezin dönmeye karşı zorlanması daha azdır denilebilir. protezi hareket ettirmede zorlanmayacaktır, ve protezin buna bağlı olarak dönmesi kolaylaşacaktır.

5.1. Gelecek Çalışmalara Öneriler

Femur kemiğinin iç kısmında, dış kısmına oranla daha yumuşak bir yapı olduğu bilinmektedir. Modelleme yapılırken trabekülar ve kortikal kısım olarak iki ayrı durumda modellenirse analiz sonucunda alınacak değerler daha detaylı çözüm aralığı verecektir. Sonlu elemanlar analizinde analiz sonuçlarının gerçekliği, kullanılan eleman sayısıyla

orantılıdır. Ancak eleman sayısının artması problem boyutlarını artırır, yani çözüm süresi uzamış olur. Bu yüzden optimum eleman sayısı için önceden araştırma yapılabilir. Sonlu elemanlar analizine etki eden durumlardan biri olan malzemelerin mekanik özellikleridir. Yapılan kabuller doğrultusunda malzemenin ve malzemenin atandığı katı modeller homojen, izotropik ve rijit olduğu kabul edilmektedir. Bu da doğru çözümden sapmaya sebep olacaktır. Ancak gerçek hayatta bilinmektedir ki ne rijit malzeme vardır ne de herhangi bir kemikte yüzde yüz rijitlik, homojenlik ve/veya heterojenlik bulunmaktadır. Kemikte her durum farklı noktalarda görülmektedir. (Zhang ve ark., 1998b; AnyBody Technology, 2021c; AnyBody Technology, 2021d; Tunc, 2022)

Bu tarz çalışmalara yol göstermesi adına detaylı sonuçlar için hareket ve konuma duyarlı, sensörlü, kablosuz (wi-fi ve/veya bluetooth entegreli) bir protez sistemi geliştirilip elde edilen veriler kullanılabilir. Buna ilave olarak akıllı cihaz uygulaması ile birlikte hastanın ne kadar sürede ne kadar yol kat edebildiği, atılan adımların yürüyüş döngüsüne göre doğruluğu da tespit edilebilir. (AnyBody Technology, 2022a; AnyBody Technology, 2022b; Tunc, 2022)

Daha kapsamlı bir çalışmanın yapılması halinde, analizi sanal bir ortam olan bilgisayar ortamından ziyade yürüyüş döngüsünün gerçekleştirildiği zeminde, yürüyüş döngüsünü gerçekleştiren kişide ve yürüyüş döngüsünü kayıt altına alan cihazlarda sensörlerin bulunması durumunda hassas ölçümler yapılabilir. Yürüyüş döngüsünden farklı olarak hareketleri çeşitlendirmek mümkündür. Örneğin bir baletin ayak hareketleri, bir serbest dansçının dans hareketleri, hızlı koşu yapabilen bir sporcunun hareketleri, havada topu yakalaması için uçması gereken bir kaleci, topun yere değmesini engelleyen bir voleybolcu, ya da sayı elde etmek isteyen bir basketbolcunun sıçraması bile vücut ve bacak hareketlerinin sensörlü olarak ölçümlerinin yapılması, protezlere gelebilecek yüklerin hesaplanabilmesi ve birden fazla hareket durumu için çözümleme ve yorumlama yapılabilir. Farklı yürüyüş hareketleri ile zemine hızlı, yavaş, sert, yumuşak ve farklı tip ayak hareketlerinin tanımlanması ile daha fazla analiz senaryoları işlenebilir ve elde edilecek sonuçların çeşitliliği artırılabilir.

KAYNAKLAR

An, N. (2013). Human Femur Bone. https://grabcad.com/library/human-femur-bone-1

Anon (2015a). Explanation of Jacobian Ratio in ANSYS Meshing(Illustrated Expression). https://mechanicalland.com/explanation-of-jacobian-ratio-in-ansys-meshing/

Anon (2015b). Looking to Element Quality in ANSYS Meshing(Illustrated Expression). https://mechanicalland.com/looking-to-element-quality-in-ansys-meshingillustrated-expression/

Anon (2016). Ön çapraz bağ yaralanması. https://bezmialemdragoshastanesi.com/tr/Sayfalar/ortopedi/on-capraz-bag-yaralanmasi.aspx

Anon (2017). Biomechanics. https://musculoskeletalkey.com/biomechanics-2/

Anon (2018a). 3 boyutlu Kartezyen gösterimi. https://i.pinimg.com/originals/77/c2/80/77c2808785f7a4cb9745661679ae5e23.png

Anon (2018b). Femur bone structure vector. https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/femur-bone-structure-vector-19944594

Anon (2022a). Anatomide hareket terimleri. *Vikipedi, Özgür Ansiklopedi*. Erişim tarihi 09.40, Mayıs 7, 2022. https://tr.wikipedia.org/wiki/Anatomide_hareket_terimleri

Anon (2022b). Kinematics. In *Wikipedia, The Free Encyclopedia*. Retrieved 09:41, May 7, 2022, from https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Kinematics&oldid=1080472428

Anon (2022c). Femur by Anatomy Next. https://anatomy.app/encyclopedia/femur

AnyBody Technology. (2020, December 7). *[Webcast] - Physical stresses on caregivers when repositioning patients in bed* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=knOfERwrBbI

AnyBody Technology. (2021a, April 8). *[Webcast] – Uncertainties on knee ligament properties estimated from laxity measurements* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=-zoj829VDsk

AnyBody Technology. (2021b, February 19). *[Webcast] – AnyBodyRun: A web application for running biomechanics* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=6zNbbP8XzUk

AnyBody Technology. (2021c, January 18). *[Webcast] – Biomechanical investigation of a passive upper extremity exoskeleton for manual handling* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=HSsvjouKIQQ

AnyBody Technology. (2021d, May 11). *[Webcast] – A model-based methodology to predict the biomechanical consequences of tibial inserts* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=1CVlqJDRNOU

AnyBody Technology. (2022a, January 28). *[Webcast] – Investigation of bracing to unload muscle and knee contact forces for knee patients* [Video]. YouTube https://www.youtube.com/watch?v=AcFMkJ8IvpI

AnyBody Technology. (2022b, May 06). *[Webcast] – The Role of the Anterior Hip Capsule in Daily Hip Performance* [Video.] YouTube https://www.youtube.com/watch?v=xnvg7GxUI_Y

Diogo, S. (2012). Prosthetic Leg. https://grabcad.com/library/prosthetic-leg

Gürbüz, G. [kgokhangurbuz]. (2016, Aralık 04). Birçok 3B model yaratma yöntemi mevcuttur, hangi yöntemi seçeceğiniz modeliniz ile ne yapmak istediğinize göre

değişiklilk gösterebilir. [3B Model Oluşturma Teknikleri]. Autodesk Türkiye. https://forums.autodesk.com/t5/3ds-max-maya-turkce/3b-model-olusturma-teknikleri/td-p/6264360
Jones, O. (2018). Anatomical Planes. https://teachmeanatomy.info/the-basics/anatomical-terminology/planes/
Joseph C. McCarthy, Philip C. Noble & Richard N. Villar, (2016). *Hip Joint Restoration.* https://books.google.com.tr/books?id=x8nDDQAAQBAJ
Lei, Shuangyan & Frank, Matthew & Anderson, Donald & Brown, Thomas, (2014). A Method to Represent Heterogeneous Materials for Rapid Prototyping: The Matryoshka Approach. Rapid Prototyping Journal. 20. 10.1108/RPJ-10-2012-0095
M. Garrett, T. Kerr, & B. Caulfield, (1999). Phase-Dependent Inhibition of H-Reflexes During Walking in Humans Is Independent of Reduction in Knee Angular Velocity. *Journal of Neurophysiology*, 82(2), 747-753. https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.2.747
Morrey, B., & Berry, D. (2011). *Joint Replacement Arthroplasty Basic Science, Hip, Knee and Ankle* (4th ed.) https://books.google.com.tr/books?id=CzSZAQAACAAJ
Öncen, H. (2016). Ossa Crucis (Tibia - fibula). https://aduvetfak.wordpress.com/2016/12/26/ossa-cruris-tibia-fibula/
Quesada, P., & Skinner, H. B. (1991). Analysis of a below-knee patellar tendon-bearing prosthesis: a finite element study. *Journal of rehabilitation research and development*, *28*(3), 1–12. https://doi.org/10.1682/jrrd.1991.07.0001
Rasmussen, J. (2013). Biomechanics for everybody. https://biomechanicsforeverybody.wordpress.com/tag/knee/
Reynolds, D. P., & Lord, M. (1992). Interface load analysis for computer-aided design of below-knee prosthetic sockets. *Medical & biological engineering & computing*, *30*(4), 419–426. https://doi.org/10.1007/BF02446180
Rony I., Idsart Kingma, Vosse de Boode, Gert S. Faber, & Jaap H. van Dieën (2020). Angular velocity, moment, and power analysis of the ankle, knee, and hip joints in the goalkeeper's diving save in football. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2, 2020, ISSN 2624-9367, doi:10.3389/fspor.2020.00013
Sanders, J. E., & Daly, C. H. (1993). Normal and shear stresses on a residual limb in a prosthetic socket during ambulation: comparison of finite element results with experimental measurements. *Journal of rehabilitation research and development*, *30*(2), 191–204. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8035348/
Silver-Thorn, M. B., & Childress, D. S. (1997). Generic, geometric finite element analysis of the transtibial residual limb and prosthetic socket. *Journal of rehabilitation research and development*, *34*(2), 171–186. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9108344/
Singh, A. P., (2017). Femur Anatomy and Attachments. https://boneandspine.com/femur-anatomy-and-attachments/
Takashi Fukaya, Wataru Nakano, Hirotaka Mutsuzaki, & Koichi Mori (2018). Smoothness of the knee joint movemnt during the stance phase in patients with sever knee osteoarthritis. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, 14, 1-5, ISSN 2214-6873, https://doi.org/10.1016/j.asmart.2018.08.002
Taylor, T. (2022). Bones of the Leg and Foot. https://www.innerbody.com/anatomy/skeletal/leg-foot
Tunc, I. E. (2022). CT Görüntülü Femur – Tibia Kemiklerinin Katı Modelinden Diz İmplantı Analizi. *Yüzüncü Yıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 27(1), 140-157. https://doi.org/10.53433/yyufbed.1036092

Verim Ö., Tasgetiren S., & Öksüz M., (2010). Bilgisayar Destekli Organ Mühendisliği Temel Yaklaşımları. *Biyoteknoloji Elektronik Dergisi*, 1, 27-34.
Wang, Zheng & Li, Haiyun (2005). A novel 3D finite element modeling based on medical image for intervertebral disc biomechanical analysis. Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. 3. 3202-5. 10.1109/IEMBS.2005.1617157
Xiaohong Jia, Ming Zhang, & Winson C.C Lee, (2004). Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb-dynamic effects, Journal of Biomechanics, 37 (9), 1371-1377, ISSN 0021-9290, https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.024
Zachariah, S. G., & Sanders, J. E. (2000). Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of biomechanics*, *33* (7), 895–899. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00022-1
Zhang, M., & Roberts, C. (2000). Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Medical engineering & physics*, *22*(9), 607–612. https://doi.org/10.1016/S1350-4533(00)00079-5
Zhang, M., Lord, M., Turner-Smith, A. R., & Roberts, V. C. (1995). Development of a non-linear finite element modelling of the below-knee prosthetic socket interface. *Medical engineering & physics*, *17*(8), 559–566. https://doi.org/10.1016/1350-4533(95)00002-5
Zhang, M., Mak, A. F., & Roberts, V. C. (1998a). Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. *Medical engineering & physics*, *20*(5), 360–373. https://doi.org/10.1016/s1350-4533(98)00027-7
Zhang, M., Turner-Smith, A. R., Tanner, A., & Roberts, V. C. (1998b). Clinical investigation of the pressure and shear stress on the trans-tibial stump with a prosthesis. *Medical engineering & physics*, *20*(3), 188–198. https://doi.org/10.1016/s1350-4533(98)00013-7

EKLER

EK 1 Solidworks Animasyonu ve Hareket Analizleri'nde ve ANSYS Workbench'de kullanılan protezin 3B yazıcıda 1:1 ölçekli üretilmiş maket





