T.C.
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

Transfemoral Protez Üzerinde Yürüyen Bir Amputenin Nöromüsküler Modeli

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Noor SALEH

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY

İSTANBUL

Temmuz 2022

T.C.
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
Fen Bilimleri Enstitüsü
KABUL ONAY

Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 25.07.2022

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Sevil ÖZER

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet BEYATLI

Sağlık Bilimleri Üniversitesi _____

ETİK BEYAN

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

25.07.2022

Noor SALEH

Teşekkür

Bu tez çalışmam boyunca yardımlarını ve desteklerini benden esirgemeyen tüm hocalarıma ve özellikle tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY'a en içten duygularımla teşekkürlerimi sunarım. Çalışmam boyunca bilgi ve değerli fikirlerini paylaşan Dr. Öğr. Üyesi Sevil ÖZER ve Dr. Öğr. Üyesi Diyadin CAN'a teşekkür ederim.

Ayrıca her türlü maddi ve manevi desteklerini ve yardımlarını benden esirgemeyen eşime ve ailemin her bir ferdine tek tek teşekkürü borç bilirim.

İçindekiler

KABUL ONAY ..... **i**
ETİK BEYAN ..... **ii**
Teşekkür ..... **iii**
Sembol ve Kısaltma Listesi ..... **vi**
Şekil ve Grafik Listesi ..... **vii**
Tablo Listesi ..... **ix**
ÖZET ..... **x**
ABSTRACT ..... **xi**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **6**
2.1 Yaygın sorun 6
2.1.1 Soket bağlantısı 6
2.1.2 Diz eklemi dinamiği 7
2.1.3 Yer (hareket) tepki kuvvetleri ve basınç merkezi 7
2.2 Teknik altyapı 7
2.2.1 Sonlu eleman analizi 8
2.2.2 Sonlu eleman analiz teorisi 8
2.2.3 Sonlu eleman analiz adımı 11
2.3 Literatür taraması 12
2.3.1 Ampütasyon epidemiyolojisi 12
2.3.2 Protez kullanımı 13
2.3.3 Protezli hareketlilik 14
2.3.4 Protez bileşenleri (aksamları) 15
3. MODELİN OLUŞTURULMASI **19**
3.1 Genel bilgi 19
3.1.1 İnsan yürüyüşünün modellenmesi 19
3.1.2 Nöromüsküler sistemin avantajları ve sınırları 20
3.2 Önerilen sistem 20
3.2.1 Modele genel bakış 21
3.2.2 Kas-İskelet modeli 23
3.2.3 Protez modeli 23
3.2.4 Nörolojik kontrol modeli 24
3.2.5 Kontrol momenti jiroskobu kullanarak düşmeyi önleme 25
3.2.6 Optimizasyon 26
3.3 Deney düzeneği 27
3.3.1 Vücut mekaniği katmanı 27
3.3.2 Kası harekete geçirme katmanı 29
3.3.3 Sinirsel (nöral) kontrol katmanı 30
3.3.4 Yüksek kontrol katmanı: 32
3.3.5 Görselleştirme katmanı: 34

3.3.6 Optimizasyon katmanı: 35
3.3.7 Türetilmiş bilgi katmanı: 37
3.3.8 Diğer katman (düşme algılama): 38
3.4 Modelin çalıştırılması 40
3.5 Modelin optimizasyonu 40
4. BULGULAR 42
4.1 Veri işleme 42
4.2 Model geçerleme 42
4.3 Yürüme simülasyonu 43
4.4 Kontrol moment jiroskobu ile düşmeyi önleme 46
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 50
5.1 Sonuçlar 50
5.2 Öneriler 51
KAYNAKLAR 53
EKler 62
ÖZGEÇMİŞ 71

Sembol ve Kısaltma Listesi

CMA-ES	**:**	Kovaryans Matrisi Uyarlama Evrim Stratejisi
CMG	**:**	Kontrol Moment Jiroskop
HAM	**:**	Hamstringler
FEA	**:**	Sonlu Eleman Analizi
GLU	**:**	Gluteus
GRF	**:**	Yer Tepki Kuvvetleri
KM	**:**	Kütle Merkezi
KTÜ	**:**	Kas-Tendon Ünitesi
MKJ	**:**	Momenti Kontrol Jiroskopu
SD	**:**	Serbestlik Derecesi
SOL	**:**	Soleus
TA	**:**	Tibialis Anterior
TF	**:**	Trans-Femoral

Şekil ve Grafik Listesi

Şekil 1.1: Ampütasyon düzeyleri (14). 3
Şekil 2.1: Alanın birçok küçük ve basit elemanlara ayrıştırılması (19). 9
Şekil 2.2: Farklı 1D, 2D ve 3D ana elemanları (19). 10
Şekil 2.3: Dörtgen soket (A) ve iskiyatik tutuşlu soket (B) (50). 16
Şekil 3.1: Sol: Alt bacak kas grupları. (58) Sağ: Nöromüsküler modelde kullanılan soyut bacak. Gastroknemius (GAS), soleus (SOL) ve tibialis anterior (TA), aşağıda derinlemesine incelenen Hill tipi kaslar olarak modellenmişlerdir. 20
Şekil 3.2: Ampüte modeli üç bölümden oluşmaktadır: iskelet ve protez modeli, kas modeli ve nörolojik kontrol modeli. Düşmeyi önleme çalışması için eklenen kontrol momenti jiroskopu (CMG) da modelde gösterilmektedir. 22
Şekil 3.3: Otto Bock tarafından üretilen 3R60 diz protezi (63) 24
Şekil 3.4: Birim yön vektörleri ve lokal koordinat çerçeveli kontrol moment jiroskop (CMG) modeli (gs, gt, gg). 26
Şekil 3.5: Vücut mekaniği katmanı. 28
Şekil 3.6: Kasları harekete geçirme katmanı. 29
Şekil 3.7: Sinirsel (nöral) kontrol katmanı. 31
Şekil 3.8: Yüksek kontrol katmanı. 33
Şekil 3.9: Görselleştirme Katmanı. 34
Şekil 3.10: Optimizasyon katmanı. 36
Şekil 3.11: Türetilmiş bilgi katmanı. 37
Şekil 3.12: Düşme algılama katmanı. 39
Şekil 4.1: Fukuchi (FH) (71) verileriyle kıyaslandığında (a) sağlıklı bir model (MH) için ve (b) 0,9 m/s hız ile düz zeminde yürüyen ampüte modelin sağlam (I) ve protez (P) bacağı için bir adım esnasındaki ortalama eklem açıları ve standart sapmaları. 44
Şekil 4.2: Fukuchi (FH) (71) verileriyle kıyaslandığında (a) sağlıklı bir model (MH) için; (b) sağlam (I) ve protez (P) bacak için; (c) sağlam (ICI) ve inaktif CMG'li protez (PCI) bacak için; (d) 1,2 m/s hız ile düz zeminde yürüyen aktif CMG'li ampüte modelinin sağlam (ICA) ve protez (PCA) bacağı için bir adım esnasındaki ortalama eklem açıları ve standart sapmaları. 44
Şekil 4.3: 1,2 m/s hızla CMG ile yürüyen ampüte bir modelin (a) bir adım sırasındaki kontrol momenti jiroskopunun ortalama verileri ve (b) başarılı bir düşme önleme için kontrolörün

cevabı. Engel ile çarpışma anı (collision) t = 7,2 s civarındadır. Düşme önleme tepkisinin aktif olduğu süre (active) t = 7,4 s ve t = 7,9 s arası- düşme önleme grafiklerinde gösterilmiştir...47

Ek 1: Çalışmanın ana dosyalar klasörü. 62
Ek 2: Matlab 2019b programının ana arayüzü. 63
Ek 3: Çalışmanın ana bileşenleri ve çalışmada kullanılan kütüphaneler. 64
Ek 4: Ottobock 3R60 modelinin ana hidrolik bileşenleri. 65
Ek 5: Ottobock 3R60 modelinin ana tasarımı ve kullanılan kütüphaneler. 66
Ek 6: Yürüyüş fazı tespiti için kullanılan temel bileşenli model. 67
Ek 7: Çarpışma tespiti için kullanılan temel bileşenli model. 68
Ek 8: Diğer modellerin sensörlerini içeren model. 69
Ek 9: Çalışmada kullanılan tüm katmanları içeren arayüz. 70

Tablo Listesi

Tablo 4.1: Duruş süresi, salınım süresi, çift ayak duruş süresi, adım süresi ve adım uzunluğunun ortalama ve standart sapmaları. 45
Tablo 4.2: Duruş sırasında maksimum ayak bileği gücünün ortalama ve standart sapmaları, ortalama ön-arka frenleme ve yer itme tepkisi ve her iki bacak için ortalama dikey yer tepkisi. 46

ÖZET

Transfemoral Protez Üzerinde Yürüyen Bir Amputenin Nöromüsküler Modeli

Noor SALEH
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY
Temmuz 2022, 83 sayfa

Ampüte bireyler mekanik olarak pasif protezlerinin kontrol ve güç eksikliğinden dolayı çeşitli yürüme sorunları ile karşı karşıyadırlar. Bu sorunların arasında hayati önem taşıyanlar ise denge ile ilgili olanlardır; zira düşmeler ve düşme korkusu, daha çok güç sarfı gerektiren aktivitelerden kaçınmaya neden olabilmektedir. Transfemoral yapay bir uzuv, diz üstünden eksik olan bir bacağın yerini almaktadır. Transfemoral bir ampüte, fazladan enerji harcama ve daha karmaşık bir protez cihazını kullanma zorluğu ile birlikte hareket etme, denge kurma ve stabilite gibi transfemoral protez sorunlarının üstesinden gelmelidir. Sonuç olarak, transfemoral ampüte bireylerin normal hareketlerini geri kazanabilmeleri çok zor olmaktadır. Bir transfemoral protez, bir yuva, diz, gövde, ayak ve süspansiyon mekanizmasından oluşmaktadır. Bu çalışmada, sağlıklı bir bireyin mevcut 3B nöromüsküler modeli, 3R60'lı bir transfemoral ampüte bireyi betimleyecek şekilde uyarlanmıştır. Bu model, 0,9 m/s ve 1,2 m/s yürüme hızlarında Matlab 2019b Simulink programı ile simüle edilmiştir. Sağlıklı model ile ampüte model arasındaki farklar literatür sonuçlarıyla karşılaştırılarak modelin performansı değerlendirilmiştir. Simüle edilen ampüte yürüyüşü, özellikle 1,2 m/s hızda literatür ile uyumlu bulunmuştur. Modelin koronal düzlemdeki salınımı 0,9 m/s'dir; bu da dengeyi korumanın zor olduğunu göstermektedir. Düşmeyi önleme konusunda protez bacakta bir jiroskop kontrol momenti ile bir örnek çalışma da yapılmıştır. Jiroskop kontrol momenti, düşmeyi önlemek için dizin esnemesini (bükülmesini) ve uzamasını artırmaktadır. 1,2 m/s hızda dönme hareketi (whirligig) için atılan adım, ekstra kontrol süresi sayesinde daha dengeli olmuştur.

Anahtar Kelimeler: *Kontrol momenti jiroskopu, düşmeyi önleme, yürüyüş simülasyonu, nöromüsküler model, transfemoral ampüte birey*

ABSTRACT

Neuromuscular Model of an Amputee Walking on a Transfemoral Prosthesis

Noor SALEH
Istanbul Yeni Yuzyil University, Science and Engineering Institute
Master Thesis, Biomedical Engineering Department
Supervisor: Assist. Prof. Dr. Şakir ALTINSOY
July 2022, 83 pages

Amputees face several gait deficits due to their mechanically passive prostheses' lack of control and power. Of crucial importance among these deficits are those related to balance, as falls and a fear of falling can cause an avoidance of activity that leads to further debilitation. A transfemoral an artificial limb replaces a missing leg above the knee. A transfemoral amputee should handle the transfemoral prosthesis Ambulation, balance, and stability with increasing energy consumption, a more complex prosthesis device, and difficulty in settling up. As a result, transfemoral amputees can get normal movement back very difficultly. A transfemoral prosthesis consists of a socket, knee, shank, foot, and mechanism for the suspension. The current 3D neuromuscular model of a healthy person in this study is adjusted to depict a transfemoral amputee with a 3R60. The model is simulated by Matlab 2019b Simulink program with a walking speed of 0.9 m/s and 1.2 m/s. The model's performance is assessed by comparing the distinctions between the healthy model and the amputee to the literature results. The amputee gait simulated is in keeping with the literature, particularly at speeds of 1.2 m/s. The oscillations of the model in the coronal plane are 0.9 m/s, indicating that balance is difficult to maintain. A case study was also conducted with a gyroscope control moment in the prosthetic shank on fall prevention. The gyroscope control moment enhances flexing the knee and extending it to prevent a drop. The step was more balanced with the extra control time whirligig at 1.2 m/s.

Keywords: *Control moment gyroscope, fall prevention, gait simulation, neuromuscular model, transfemoral amputee*

1. GİRİŞ

Transfemoral ampütasyon bacağın diz ile kalça eklemi arasındaki bir seviyeden kesilmesi ile gerçekleştirilen ampütasyondur. Transfemoral ampüte bireyler ayakta hareket etme, denge sağlama ve aşırı enerji tüketme, oturmadan başlayıp ayağa kalkmaya kadar birçok zorluklarla baş etmek zorundadırlar. Bununla birlikte transfemoral ampüte bireyleri zor şartlar altında normal hareketlerini yapabilmeleri gerekmektedirler. Bir protez uzmanı, mümkün olan en iyi sonucu elde etmek için, protezin bileşenlerini ve bu bileşenlerin transfemoral ampüte bireylerde nasıl çalıştıklarını iyi kavramalıdır. Amerikan Ampütasyon Birliği *(The American Amputation Coalition)*, yalnızca Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 185,000 yeni alt uzuv bölgesi *(lower extremity)* ampütasyon vakası olduğu ve toplam nüfus içerisinde 2 milyon ABD vatandaşının ampüte vakası olduğu tahmininde bulunmaktadır. Bu hızla ile ABD'deki ampüte nüfusunun 2050 yılına kadar iki katına yükseleceği ve 2050 yılında bu rakamın 3,6 milyona ulaşacağı öngörülmektedir [1].

1968-1992 yılları arasında Japonya'nın Hyogo Eyaletindeki 20 şehirde fiziksel engelli ampüte bireyler üzerinde yapılan bir çalışmaya göre, genel nüfus içerisinde ampüte vaka sayısının yılda 6,2/100,000 olduğu ve ampütasyon nedenlerinin %70'inin ise travma olduğu belirlenmiştir. Bu 25 yıl boyunca, toplam ampütasyon sayısında bir değişiklik olmamasına rağmen, damar tıkanma ve diyabet hastalıklarına bağlı ampütasyon yüzdesi artış göstermiştir. Başka bir araştırmaya göre; beş yıl süre ile fiziksel engelli bireylerin, alt uzuv bölgesi ampütasyonlarının %58,2'sinin periferik dolaşım bozukluğundan kaynaklandığı belirlenmiştir [2, 3].

Alt uzuv bölgesi ampüte protezi kullanan bireylerin periferik dolaşım bozukluğunun 1960'lı yıllardan önceki vakaların yaklaşık %3'ünde ampütasyona neden olurken 1990'lı yıllarda bu oranın %37'ye yükseldiği görülmüştür [2 - 5]. Araştırmalarda sadece periferik vasküler bozukluklara bağlı ampütasyonlar incelenmiştir. Ampütasyon vakalarını ele alan geniş çaplı ve toplum temelli bir çalışma yoktur. Ampütasyon vakalarını ve nedenlerini tam olarak kavramak için, ortalama nüfusu temsil eden bir genişlikte toplum temelli bir araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır [6, 7]. Dünyadaki savaşlar sonrası geride kalan mayınlar ve savaşların sonuçları sakatlıklara yol açmaktadır [4, 5]. Bu itibarla, ampütasyon ve diğer benzeri sakatlıklar, protez cihaz ve hizmetlerinin yüksek düzeylere ulaşmasına neden olmaktadır. Day'ın [5] çalışmasına göre, Vietnam'da 1996 yılındaki ampüte sayısı yaklaşık 200,000'dir ve bu sayı yılda %3-4 oranında artmaktadır.

Çiftçilik birçok ülke halkı arasında yaygın bir meslektir ve ekonomi için çok önemli olarak kabul edilmektedir [8]. Ampüte bir birey için, tarım gibi bir sektörde protezsiz olarak mesleği devam ettirmek çoğu durumda mümkün değildir [9, 10]. Özellikle istihdam açısından aileye bir yük getireceği varsayılan bir ortamda ampüte bir bireyin sosyal kabul görmesi kolay değildir. Çiftçilik sektöründe çalışan bireyler ailelerinin olumsuz ekonomik şartlarından dolayı sakatlanma sonrası da aynı sektörde çalışmaya devam etmektedirler. Bu nedenle, çok sayıda ampüte birey yaralanmalar sonrası hastaneye kaldırıldıktan hemen sonra önceki işlerine geri dönmektedirler. Özellikle kentsel alanlarda bulunan engelliler, normal bireylere göre üç kat daha fazla işsizlik sorunu yaşamaktadırlar [11].

Diyabet hastaları için ampütasyon riski her zaman küresel çapta bir sorun olmuştur. Özellikle, Uluslararası Diyabet Federasyonu, diyabet hastalığının 2011 yılındaki 366 milyon olan mevcut küresel yaygınlığının 2030 yılına kadar 552 milyona yükseleceği tahmininde bulunmaktadır [12]. 2030 yılına kadar, ABD'deki 25,8 milyon yetişkin ve çocuğun veya nüfusun %8,3'ünün 2030 yılındaki diyabetli hasta yükünü ikiye katlaması beklenmektedir [12]. Yıllık vakaların %85'ine karşılık gelen ayak ülseri, gelişmiş ülkelerde yaklaşık %2 oranında gözlenmektedir. Ayak ülseri ve diyabet ile bağlantılı olan sorunlardan muzdarip olan hastaların yaklaşık yarısı ise bakıma erişim zorluğu yaşanan fakir ve gelişmekte olan ülkelerde görülmektedir. Bununla birlikte hem ABD'de hem de ABD dışında meydana gelen ampütasyon sorunlarının büyük çoğunluğu önlenebilir niteliktedir.

Dünya Sağlık Örgütü (WHO)' nun tahmini verilerine göre dünya nüfusunun %10 kadarı engellidir. Gelişmekte olan ülkelerde bu oranın daha fazla olduğu bilinmektedir. Ülkemizde mevcut kayıt sistemi içerisinde engelli nüfusa yönelik bir kayıt sistemi "Başbakanlık Özürlüler İdaresi" tarafından 2002 yılında başlatılmıştır. Türkiye İstatistik Kurumu raporlarına göre ülkemizde yaklaşık 8,6 milyon (toplam nüfusun %12'si) engelli kişi bulunmaktadır. Engelli bireylerin %1.25'i fiziksel engellidir.2 Türkiye'de protez-ortez hizmetleri üniversitelerin ve devlet hastanelerinin ilgili bölümleri ile özel protez ortez yapım ve uygulama merkezleri tarafından sağlanmaktadır. Protez-ortez kullanıcıları kendilerine özel tasarlanan protez ve ortezlerini ya geçici engellerine göre belli bir süre veya kalıcı engellerine göre bakım ve onarımını yaptırarak veya belirlenen sürelerde değiştirerek kullanmaktadırlar [13].

Diz üstü ampüte bireyler sorunsuz ve verimli bir şekilde yürüyebilmek için ihtiyaç duydukları güçlü baldır kaslarından yoksundur. Bacak fonksiyonundaki bu temel eksiklik, bireyin rutin yürüme işlevi sırasında çeşitli sorunlara/hastalıklara yol açmaktadır. Bu türden ampüte bireyler

belirli bir hızda yürümek için daha fazla enerjiye ihtiyaç duymakta, ampüte olmayan kişilere nazaran daha düşük hızda yürümekte ve vücutlarında kireçlenme ve diğer problemlerin ortaya çıkma riski artmaktadır.

Protez, insan anatomisinin eksik bir parçasını taklit eden bir cihazdır. Bir insanın (eksik uzvunun) yeniden yaratılması mümkün olmayacağından dolayı bacağın yeniden işlevsellik kazanması için gerekli özelliklere sahip bir protezin bir tasarımcı tarafından üretilmesi gerekmektedir.



Şekil 1.1: Ampütasyon düzeyleri [14].

İdeal bir protez rahat ve kolay giyilebilmeli, kolayca takılıp çıkarılabilmeli, hafif, dayanıklı ve görsel açıdan da estetik olmalıdır. Ayrıca, bir protezin mekanik olarak fonksiyonlarını iyi bir şekilde icra etmesi ve yalnızca makul süre içerisinde bakıma ihtiyaç duymalıdır. Son olarak, bir protezin kullanımı büyük oranda bireysel motivasyona da bağlıdır; zira, hasta protezi kullanmak istemiyor ise yukarıdaki özelliklerin hiçbirinin önemi kalmaz. Şekil 1.1'de ampütasyon düzeyleri gösterilmiştir.

Transtibial düzey, İngiltere sınırları içerisindeki tüm protez hizmetlerinin neredeyse yarısı ile en yaygın olanıdır [15]. Bir hasta için en uygun ampütasyon derecesi birçok faktöre bağlıdır. Bu bağlamda (hastanın ampütasyon derecesi belirlenirken) iyileşme potansiyeli, rehabilitasyon

potansiyeli, protez yapısı, hastanın istekliliği ve etkilenen uzuv üzerindeki cansız dokunun muhteviyatı gibi birçok faktörün genel bir değerlendirmesi dikkate alınmaktadır. Ayrıca diz ve kalça fonksiyonu ve eklem protezi de dikkate alınmalıdır. Nihai ampütasyon seviyesinin seçimi ise hastanın yarasının iyileşmesi ile hastanın işlevlerinin ameliyat sonrası maksimize edilmesi arasında bir uzlaşma olarak görülmektedir [16]. Son olarak, hastaların hayat kalitesindeki artışın sonuçları protezin başarısı olarak kabul edilmelidir. Ayakta tedavisi edilmeyen (yatan) bir hasta, transfer için kullanılan bir protezle (bir pozisyondan veya alandan diğerine hareket) yaşam kalitesinin arttığını ifade edebilir.

Yapay bir uzva, diz üstü bölgesinden itibaren eksik bir bacağın yerini alan transfemoral bir protez iyi bir örnek olarak alınabilir. Transfemoral ampüte bireyler zorunlu durumlarda sağlam bireylerin hareketlerini yapabilirler. Bununla birlikte, bir transfemoral ampüte, yürümek için iki tam bacağı olan bir kişiden genellikle yaklaşık %80 daha fazla enerji kullanmak zorundadırlar. Bunun nedeni, diz bölgesi hareketinin kompleks olmasındandır. Bu bağlamda, (yeni protezlerde) hidrolikler mekanizmalar, mekanik bağlantılar, (küçük) motorlar, bilgisayar mikroişlemcileri ve bu teknolojilerin muhtelif ve yaratıcı kombinasyonları ampüte bireylere daha fazla kontrol sağlamak için yeni ve daha karmaşık tasarımlarda kullanılmaktadırlar.

Bu tezin temel amacı, transfemoral protezin kalitesini saptamak; özellikle soket, diz eklemi ve ayakların işlevlerinin değerlendirilmesi için sonlu eleman (FE) kullanılarak uygun bir yöntem belirlemek ve yapılan literatür analiz ve yayınlanan sınırlarını incelemektir. Bu bağlamda, transfemoral protez soketini revize etme için genel değerlendirme yönteminin yenilenmesi/iyileştirilmesi adımları şunları içermektedir:

- Üç boyutlu modelleyicinin (3D) geliştirilmesi ve uzvun geri kalanının sonlu elementler modeli: deri, yağ, kas ve kemik.
- Transfemoral hastaların yürüme işlevi sırasında GRF ve ayak protezinin altındaki basınç analizi.
- Sonuçların karşılaştırmalı analizleri için deneyler yapılması.

Yukarıda belirtilen amaçlar doğrultusunda bu çalışma, protez uzmanlarının FE yaklaşımı kullanılarak ampüte/protez ticaretinin artırılmasına, biyolojik açıdan gerçekçi ve düşük-maliyetli ekipmanlar geliştirmesine yardımcı olacaktır. Ayrıca, bu çalışmanın sonuçları, protez parçaları ve yapay bacak tasarımcılarının malzeme tasarımlarına ve malzeme seçimlerine katkı da sunacaktır.

Bu çalışmada, sağlıklı bir bireyin halihazırdaki bir 3D nöromüsküler modeli 3R60'lı bir transfemoral ampüte bireyi temsil edecek şekilde uyumlaştırılmıştır. Modele, ortalama 0,9 m/s ve 1,2 m/s hızlarda bir yürüme simülasyonu MATLAB programı araçlığıyla uygulanmıştır. Modelin performansı, sağlıklı ve ampüte modeller arasındaki yürüyüş farklılıkları literatürdeki bulgularla karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Ayrıca, protez bacağa gömülü bir kontrol momenti jiroskopu kullanılarak düşmeyi önleme üzerine bir vaka çalışması yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, konuyla ilgili literatür ışığı altında detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu çalışma sonucu elde edilen veriler protez üretici ve tasarlayıcıları için destekleyici ve maliyet azaltma açısından faydalı olacaktır. Aynı zamanda üretim süresini de azaltacağı beklenmektedir.

Tezin akışında, ikinci bölümünde, yaygın sorunlar, teknik altyapı (sonlu eleman analizi) ve literatürde bu alanda yapılan önceki çalışmalara değinilmiştir. Üçüncü bölümünde transfemoral protez ile yürüyen bir ampüte bireyin nöromüsküler (sinir-kas) modellenmesi için kullanılan yöntemler ve detayları ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır. Tezin dördüncü bölümünü olan bulgular kısmında elde edilen veriler detaylı bir şekilde incelenmiştir. Beşinci bölümde ise; tartışma ve sonuçlara yer verilmiştir. Ayrıca, gelecekteki çalışmalar için önerilerden bahsedilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Bu bölüm, sonlu eleman analizine ve çoklu-uzuv simülasyonuna genel bir bakış sunmakta ve literatürdeki ilgili çalışmaları incelemektedir. Bu bölüm tüm tezde yer alan yaygın sorunları, temel kavramları ve teorileri sunmaktadır.

2.1 Yaygın sorun

2.1.1 Soket bağlantısı

Bir ampüte bireyin yaşam kalitesi, ampütasyon sonrasında protez uzvunu kullanma yeteneği ile büyük oranda paralellik göstermektedir. Geleneksel olarak, protez bir uzuv vücuda bir soket ile bağlanır. Ancak birçok hasta, geleneksel bir protez ile ağrı ve denge sorunu yaşaması, basınç oluşması, kötü koku ve cilt tahrişi meydana gelmesi nedenleri ile ciddi rahatsızlıklardan mustariptirler. Ayrıca bu tür protez kullanan hastalar, otururken de rahatsızlık duymakta ve dengesiz yürüme biçiminden dolayı sırtlarında ağrı oluşmaktadır. Protezlerin en büyük sıkıntısı ise yumuşak, değişken bir gövdenin katı ve çok sert bir protez soketi ile bağlanmasıdır. Bu soket, yürüme faaliyeti esnasında dengeyi sağlamak için sıkıca sabitlenmeli, ancak otururken rahat ve konforlu olmalıdır [17].

Bir soket sorunlu olduğunda ve bir boşluk oluşması durumunda, uzvun geri kalan kısmının gereğinden fazla hareket etmesine yol açmakta ve bu durum ise hastada genellikle yaralara, kabarmalara, su toplamalara ve sürekli ağrılara neden olmaktadır. Deneyimli protez pratisyenlerinin iyi bilmesi gereken bir husus olarak; sabit basıncı tolere etmek adına, ağırlık ve basıncın uzvun bölgelerine eşit oranda dağıtılması gerekmektedir. Ayrıca, fitness uygulamalarının ağrıyı büyük oranda hafifletmeye yardımcı olabileceği de söylenebilir. Protezlerin çok dar olmaları bazen ağrı veya rahatsızlık vermelerine neden olmaktadır. Soket ise çok kısıtlayıcı bir etken olduğundan, kan dolaşımını engelleyerek şişmeye veya sürtünmeye neden olabilir. Bu durum ise cilt aşınmaları ile sonuçlanabilir. Protezlerin vücuda iyi bir şekilde oturtulmasına ilişkin sorunlar vücut ağırlığında meydana gelen dalgalanmalar ile de ilişkili olabilir. Kilo almak veya vermek hastanın protezinin vücuduna doğru bir şekilde yerleşmesi üzerinde etkili bir faktördür.

Birçok proje ve araştırmacı kendini iyi ve kaliteli soket tasarımı ve üretimi yapma hususuna adamıştır. Her bir hasta için rahat bir soket tasarımı yapmak, ampütasyon prosedüründen ve

soket tipinden, rehabilitasyon alıştırmalarına ve hastanın tıbbi koşullarına kadar tüm adımların koordinasyonunu gerektirmektedir.

2.1.2 Diz eklemi dinamiği

Protez diz tasarımcıları, mükemmel bir kullanım süreci için gerekli olan ideal diz formatını üretmek için kaynaklar ve amortisörler gibi çeşitli bileşenleri kullanarak optimizasyon çalışmaları yapmışlardır [18].

Diz eklemi pasif, değişken sönümlemeli ve güçlendirilmiş olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılabilir. Pasif diz protezleri işlev görmek için herhangi bir güç kaynağına ihtiyaç duymazlar ve genellikle değişken sönümlemeli protezlere nazaran çevresel rahatsızlıklara daha az uyumludurlar. Değişken sönümlemeli diz protezleri ise yalnızca sönümleme seviyelerini modüle etmek için bir güç kaynağına ihtiyaç duyarken, güçlendirilmiş diz protezleri ise güç kaynağı kısıtlaması yaşanmayan pozitif diz faaliyetlerini gerçekleştirebilen protezlerdir.

Ancak, iyi bir diz eklemi protezi ve protez tasarımındaki başarı, hastaların bireysel özelliklerine, finansal yeterliliklerine ve kullanım amaçlarına doğrudan bağlıdır. Diz ekleminin işlevi ve eklem üzerine binen yük protez tasarımında önemli parametreleridir ve bu parametre diz ekleminin kalitesini artırmaktadır. Günümüzde yürütülen birçok çalışmada ileri teknoloji kullanarak diz eklemi kalitesini artırmaya yönelik çalışmalar yürütülmekte ve bu konuya ilişkin çözüm yolları araştırılmaktadır.

2.1.3 Yer (hareket) tepki kuvvetleri ve basınç merkezi

Özellikle ampüte transfemoral ve uyluk kemiği hastalarında, eklem yükünün ve protez kalitesinin değerlendirilmesi için biyomekanik analizde kullanılan ana parametreler yer tepki kuvveti ve ayak basıncıdır. Geleneksel olarak kullanılan dinamik yöntemde veya deneysel yöntemde ayak protezinin tepki kuvvetleri ve ayak basınç verileri elde edilmektedir. Ancak bu yöntemler, transfemoral hastalar için protez uzmanı ve tasarımcıların en iyi protez seçimini sınırlamaktadır.

2.2 Teknik altyapı

2.2.1 Sonlu eleman analizi

Sonlu Eleman Analizi *(FEA)*, inşaat mühendisliği ve havacılık mühendisliği için karmaşık esneklik (elastisite) ve yapısal analiz problemlerini çözmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu çalışma da sonlu eleman analizi ile gerçekleştirilmiştir. Buradan anlaşılacağı gibi, FEA uzun süredir birçok alanda kullanılmaktadır. Sürekli bir etki alanının bir dizi alt etki alanına ayrışması/bölünmesi temel bir özelliktir. Böyle bir özellik, yerelde elde edilen bilgilerin daha kapsamlı bir şekilde kullanılması ve birçok ayrıntının kavranması hususlarında büyük avantaj sağlamaktadır.

Sonlu eleman yöntemi matematiksel olarak kısmi diferansiyel denklemlerin tahmini (yaklaşık) çözümlerini ve entegre denklemlerin çözümlerini bulmak için kullanılmaktadır. Dolayısı ile bu yöntem için sayısal bir simülasyon genellikle çözümsel bir yaklaşımıdır.

Yumuşak dokunun davranışını ifade eden yerleşik aksam (bileşen) denklemini çözümlemek için yumuşak bir dokunun mekanik tepkisini modelleme işleminde sonlu eleman yöntemi kullanılmaktadır. Yerel-bazlı bilgilerin yoğun/kapsamlı kullanımı, FEA tekniği aracılığı ile yumuşak dokudaki değişimleri ve değişim şeklini etkili bir şekilde tanımlanmasını sağlamaktadır. Öte yandan, sonlu eleman tabanlı modelleme, bilgisayar hesaplama gücünü artıran ve birçok uygulamada etkili ve kesin sonuç üreten bir tekniktir.

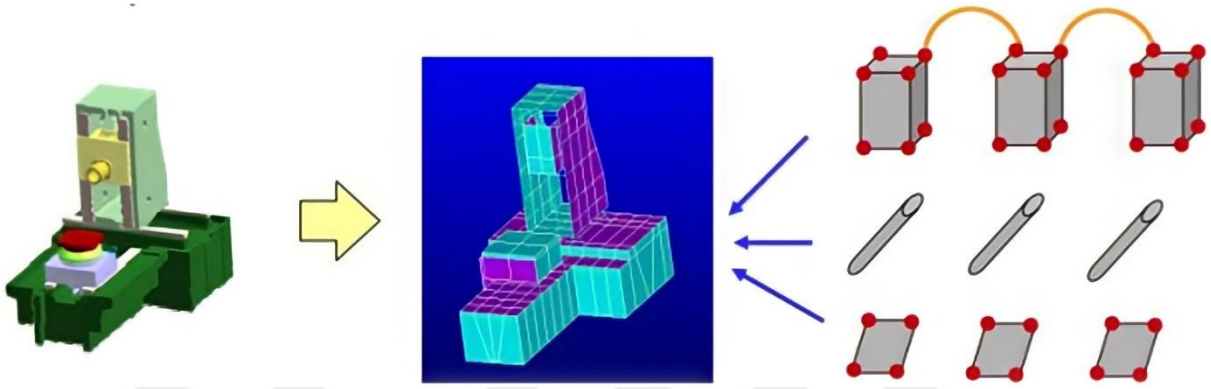
Düğüm ve eleman sayısının hesaplama süresini büyük ölçüde etkilediğini unutulmamalıdır. Düğüm sayısındaki farklılığa bağlı olarak, her eleman için simetrik ve bandajlı- rijitlik matrisi elde edilmektedir ve bu bant genişliği doğrudan doğruya bilgisayarın ihtiyaç duyduğu bilgi işlem niceliğine bağlıdır. Optimal olmayan durumlarda ise bilgisayar FEM programları dahili düğümleri yeniden numaralandırmakta ve bu bant genişliğini en aza indiren dahili numaralar elde etmektedir.

2.2.2 Sonlu eleman analiz teorisi

Sonlu Eleman Metodu (FEM) ile yapısal analiz çeşitli ve ayırt edici adımlara ayrılabilir. Bu adımlar, büyük ölçüde matris işlem adımlarına benzemektedir. Burada ise yöntemin teorik bir yaklaşımı ve çeşitli adımları sunulmaktadır.

- ***Ayrıştırma***

Ayrıştırma (kısımlara ayırma) adımı bir problemi birkaç küçük ve düğüm-ilintili öğelere bölmektedir. Bağlantıya bir matris oluşturmak için tüm elemanlar ve düğümler numaralandırılmalıdır. Şekil 2.1'de ki örnekte, sağ taraftaki şekil kiriş elemanlarına isteğe bağlı bir geçiş çerçevesi ve dört kenarlı elemanlara düz bir gerilme problemi içermektedir.



Şekil 2.1: Alanın birçok küçük ve basit elemanlara ayrıştırılması [19].

- ***Eleman Analizi***

Eleman analizi, elemanlardaki yer değiştirmelerin (kaydırma) beyanı ve dengenin idamesi olmak üzere iki temel bileşeni bulunmaktadır. Ayrıca, uyumluluğu muhafaza etmek için stres bağlantısı da gerekmektedir.

Nihai çıktı eleman sertlik ilişkisi, yani, $S = kv$. Kiriş elemanları için bu ilişki, kuvvetler ve momentler arasındaki kesin ilişkiler ve karşılık gelen yer değiştirmeler kullanılarak elde edildi. Dolayısıyla bu sonuçlar, kiriş elemanlarının ana diferansiyel denklemi ve sınır koşulu tarafından elde edildiği şeklinde yorumlanabilir.

Örneğin düz bir hattın stres bağlantısı için kesin bir çözüm kullanılamaz. Düğüm yer değiştirmelerinin işlev biçimleri skalası bahsedilirken, elemanlar arasındaki hareketler ifade edilmektedir. Bu nedenle, bir eleman içindeki herhangi bir noktadaki yer değiştirmenin işlev biçimlerinin ifadesi olduğu varsayılarak, düğüm pozisyonunun yer değiştirmesi ile belirlenmektedir.

Elemanın temsil ettiği yapının parçası kenar gerilimler tarafından idame ettirilmektedir. Sonlu eleman analizinde düğüm noktası kuvveti ile çalışmak kolaydır. Kenar gerilimi hususunda, elemanın iş veya enerji (güç) ile entegre olmuş bir denge hususu dikkate alınarak, talep edilen

eşdeğer düğüm noktası kuvvetleri değiştirilebilir. Bu tekniğe genellikle kenar kuvvetlerini düğüm kuvvetlerine ‘yoğunlaştırmak – toplamak’ denmektedir.

Bu gereksinim, düğüm noktası yer değiştirmeleri ve kuvvetler arasında (2.1)’de verilen denklem gibi bir ilişki ile sonuçlanır:

$$S = kv + S' \tag{2.1}$$

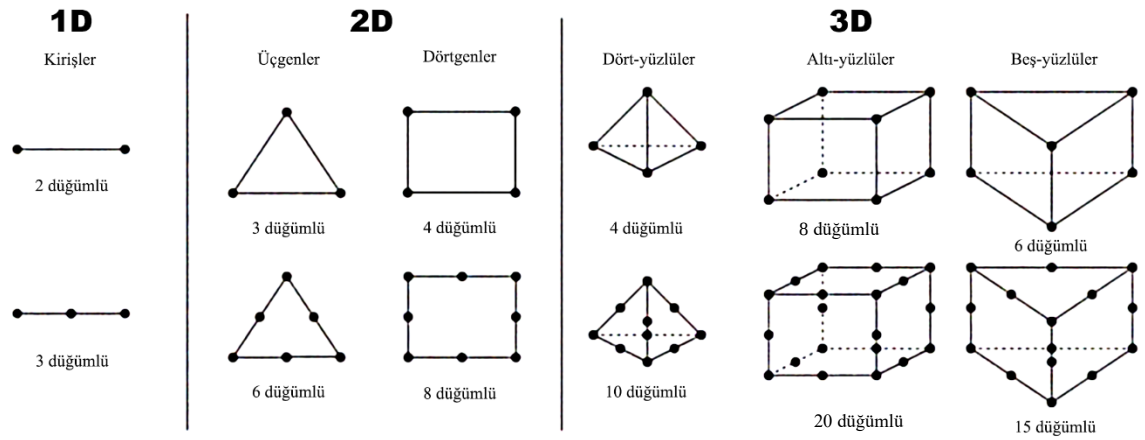
Bu formülde:

- S : Genelleştirilmiş düğüm noktası kuvvetleri.
- k : Eleman rijitlik matrisi.
- v : Düğüm noktası yer değiştirmeleri.
- S' : Dışsal yükler için düğüm noktası kuvvetleri

terimlerine karşılık gelmektedir [19].

- ***Sistem Analizi***

Yük/düğüm noktası yer değiştirmeleri, yapının tüm düğüm noktaları için istenen denge ile ilişkilidir. Rijitlik matrisi, rijitlik eleman matrislerinden doğrudan elde edilen verilerin eklenmesiyle belirlenir. Şekil 2.2’de farklı 1D, 2D ve 3D ana elemanları verilmiştir. Benzer şekilde, R yük vektörü de halihazırdaki düğüm kuvvetlerinden türetilmektedir [19].



Şekil 2.2: Farklı 1D, 2D ve 3D ana elemanları [19].

- ***Kenar Koşulları***

Düğüm yer değiştirmeleri ayarlanarak kenar koşulları halihazırdaki değerlere veya yay dikliklerine *(steepness)* eklenir.

- ***Gerilme Hesaplaması***

Gerilme, Hooke yasası çerçevesinde 'gerinim' den elde edilir. Bu gerinimler, elemanın yer değiştirme fonksiyonlarından yararlanarak, Hooke yasasının kombinasyonlarından türetilirler. Genel olarak (2.2)'de verilen denklem şekilinde ifade edilebilirler:

$$\sigma(x, y, z) = D.B(x, y, z). \quad (2.2)$$

Bu formülde:

- v = ar (küresel yer değiştirmeler).
- D: Matris biçimine ilişkin Hooke yasası.
- B: u(x, y, z)'nin türevleri (yer değiştirme fonksiyonları)

terimlerine karşılık gelmektedir. Post-işlemciler olarak adlandırılan 'çıktı yorumlama programları', kullanıcının çıktıyı tasnif etmesine ve grafik biçiminde görüntülemesine yardımcı olmaktadır [19].

2.2.3 Sonlu eleman analiz adımı

- ***Ön İşlem***

Adından da anlaşılacağı üzere, analiz işleminden önce bir ön işlem yapılmaktadır. Ön işlem, düğüm koordinatları, bağlantı, kenar koşulları ve yükleme ve malzeme bilgilerine ilişkin verilerin hazırlanmasını içermektedir.

Eğer tüm veriler manuel olarak işlenecekse, veri hazırlama adımı önemli ölçüde güç gerektirir. Kullanıcı genellikle bir metin dosyası yazabilir ve model küçük olduğunda bunu işlemciye aktarabilir, ancak şablon karmaşıklaştığında ve sayılar giderek çoğaldığında, verilerin manuel olarak girilmesi zaman alabilir ve ayrıca hata yapma olasılığını artırabilir [20]. Bu nedenle, mesh ve plot limitlerinin (sınırlarının) çizilmesine yardımcı olan bir bilgisayar ön işlemcisine ihtiyaç vardır.

Yükler, kenar koşulları, mesh ve eleman özellikleri ve malzemeleri değiştirilebilir niteliktedir. Hata olasılığını en aza indirmek için her şey yapılır.

- ***İşleme***

İşleme aşaması; rijitlik, rijitlik değişimi ve düğüm değişkenlerinin değerlendirilmesine neden olan denklemlerin çözümünü içermektedir. Kullanıcı, bu tipik 'kara kutu' operasyonundaki işlemler hakkında çok az şeyi gözlemleyecektir.

2.3 Literatür taraması

Hipokrat zamanından bugüne kadar majör alt bölge uzuv ampütasyonu hayat kurtarmak adına uygulanan cerrahi bir prosedür olmuştur. O dönemden bu yana sağlık hizmetleri, hayat kurtarma aşamasından hayat kalitesini ve ampütasyonu takiben hastanın hareket kabiliyetini geri kazanmasını sağlamaya doğru ilerlemiştir [21]. Mevcut çalışma ise hareket kabiliyetinin restorasyonu üzerinde çalışmakta ve diz üstü ampütasyonu operasyonunu takiben protez kullanımı ve hareketliliği tanımlamayı amaçlamaktadır. Sonuç olarak, bu derleme bölümü alt bölge uzuv ampütasyonu ve ampütasyon sonrası rehabilitasyon epidemiyolojisine genel bir bakış sunmaktadır. Ayrıca, mevcut çalışmanın bulgularına temel oluşturması için diz üstü protezlerde kullanılan aksamların (bileşenlerin) ve bu aksamların kullanım ve işleyişlerini de incelemektedir.

2.3.1 Ampütasyon epidemiyolojisi

2.3.1.1 Ampütasyon vakaları ve yaygınlığı

Dünya Sağlık Örgütü, her yıl 1 milyondan fazla insanın uzuvlarının ampüte edildiğini tahmin etmektedir [22]. Küresel Alt Uzuv Ampütasyon Çalışma Grubuna göre, (yılda) 100,000 kişide 43,9 kişi istatistiği ile ABD'nin Navajo halkı dünya çapında en yüksek alt bölge uzuv ampütasyonu oranına sahiptir. Buna karşın, yılda 100,000 kişide 2,8 ampütasyon istatistiği ile de İspanya'nın Madrid kenti nüfusu en düşük vaka oranına sahiptir [23]. Ancak, Küresel Alt Uzuv Ampütasyon Çalışma Grubu, çalışmalarına yalnızca Japonya, Tayvan, İspanya, İtalya, Kuzey Amerika ve İngiltere'yi dahil etmiştir. Dillon ve ark., [24] ise Avustralya'da 100,000 kişide alt bölge uzuv ampütasyon oranını 32,4 olarak belirlemiş ve vaka oranlarının ülkeler bazında değişiklik gösterdiğini bildirmiştir. Ayrıca, Amerika Birleşik Devletleri'nde yakın bir dönemde yapılan büyük ölçekli bir çalışmada, ampütasyon oranının 2050 yılına kadar iki katına çıkacağı öngörülmüştür [25].

Majör alt bölge uzuv ampütasyonları üzerine yürütülen çalışmaların çoğu, diz altı ampütasyon sayısına nazaran daha az sayıda diz üstü ampütasyon sayısı bildirmiştir. Bu durum, özellikle ABD'de [26], İngiltere'de [27], Türkiye'de [28] ve Afrika'da (Afrika ülkelerinde) [29] yapılan çalışmalarda da gözlenmiştir.

2.3.1.2 Ampütasyon nedenleri

Bazı çalışmalar vasküler hastalık ile diyabet arasında bir ayrıma giderken, diğer çalışmalar diyabeti vasküler hastalığa neden olan bir faktör olarak değerlendirmektedir. Bununla birlikte, bölgesel anemi, ampütasyonun birincil nedenidir ve vasküler sorunlar ve diyabet ise bölgesel anemiye eşlik eden hastalıklardır. Ayrıca, ampütasyon geçiren kişilerin çoğunda diyabet, kardiyovasküler hastalık, obezite, hipertansiyon ve böbrek hastalığı gibi ek hastalıklar da vardır [25, 27].

Gelişmiş ülkelerde vasküler hastalıklar ampütasyonun önde gelen nedenidir [25, 27]. Örneğin, Avustralya'da bir eğitim hastanesinde yapılan bir çalışmada, alt bölge uzuv ampütasyonlarının %58'inin diyabet hastalığı nedeniyle oluştuğu tespit edilmiştir [30]. İngiltere'de yapılan bir çalışmada ise alt bölge uzuvları ampüte olan 34,109 kişiden 16,693'ünün diyabet hastası olduğu kaydedilmiş ve ampütasyonun % 48,9 oranında diyabet kaynaklı olduğu vurgulanmıştır [31]. Yine geniş bir ölçekte Kanada'da alt bölge uzuv ampütasyonu olan 396 kişiyle yapılan bir çalışmada ise ampütasyonda vasküler hastalığın en önde gelen neden (%47,5) olduğu ve bunu *diyabetes mellitus* (%30,8) ve travmanın izlediği belirtilmiştir [32].

2.3.1.3 Yaş ve cinsiyet

Batı Avrupa ülkelerinde yapılan araştırmalardan elde edilen verilere göre; erkeklerin ampüte olma oranı kadınlara göre daha yüksektir [28, 30]. Batı Avrupa ülkelerinde yapılan araştırmalarda alt bölge uzuv ampütasyon vakalarının genel olarak yaşla birlikte artış gösterdiği ve çalışmalara katılanların ortalama yaşının 60'ın üzerinde olduğunu görülmektedir [21, 33]. Örneğin, İngiltere'de yapılan bir Cochrane çalışması, alt bölge uzuv ampütasyonu olan çoğu kişinin 60 yaşının üzerinde olduğunu bulmuştur [27].

2.3.2 Protez kullanımı

Protez kullanım sıklığı gündelik bazda saat veya haftalık bazda gün olarak ifade edilmektedir [34]. Gelişmiş ülkelerde yürütülen birçok çalışma, diz üstü ampütasyonu olan kişiler arasında günlük protez kullanımını hesaplanmıştır. Çoğu ampütasyonun vasküler kaynaklı sorunlardan kaynaklandığını belirten çalışmalarda, günlük protez kullanımı sırası ile %85 [35], %77 [36], %75 [37] ve %75 [32] olarak rapor edilmiştir. Yukarıda belirtilen bu çalışmalara dahil edilen katılımcılar, protez kullanım rehabilitasyon eğitimlerini tamamlayıp taburcu edilen ve (protezlerini) 3 ay ile 5 yıl süresince kullanmış olan hastalardan seçilmişlerdir. Ampütasyonun

vasküler nedenli olmadığı bir çalışmada ise günlük protez kullanımı %87 gibi diğer çalışmalardan biraz daha yüksek bir oranda hesaplanmıştır [38].

Protezin aşınma sıklığı, protezin saat bazında haftalık hareketli kullanım miktarı ile önemli ölçüde ilişkisi olduğu bulunmuştur. Buna ek olarak, uzun süreli yürüme mesafeleri [32, 35] ve yürürken koltuk değneklerine daha az bağımlılığın olduğu [32, 35] durumlardaki kabiliyetler de sunulmuştur.

2.3.3 Protezli hareketlilik

Sağlıklı bir vücudun yürüyüşü ile karşılaştırıldığında, protezli bir yürüyüş daha yüksek bir enerjiye ihtiyaç duymaktadır [39]. Örneğin, İsveç'te yapılan bir araştırma, damarsal olmayan diz üstü ampütasyonlu kişilerin yürüme performansını sağlıklı yaşıtları ile karşılaştırmış ve normal yürüyüşe nazaran protezli yürüyüşün %77 daha fazla enerji gerektirdiğini saptamıştır. Böylece, diz üstü protezli bireyler dışarıda daha yavaş ve daha kısa mesafe yürümüşlerdir. Ayrıca, sağlıklı yaşıtlarının %82'si haftada birden fazla sayıda 500 metre yürüyüş yaparken, protezli bireylerin sadece %32'si bunu yapabilmiştir [40]. Asono ve ark., ve Andrysek [21], [41] alt bölge uzuv ampütasyonundan sonra bireylerin yaşam kalitesi protez hareketliliği ile artmıştır; (diğer bir deyişle), hareketlilik ne kadar bağımsız olursa, yaşam kalitesi o kadar yükselmektedir.

2.3.3.1 Protezli hareketliliği etkileyen faktörler

Ampütasyonun düzeyi, ampütasyon nedeni ve ampütasyon yaşı yanında [42, 43], denge, hastalık öncesi hareketlilik, kardiyovasküler yatkınlık, bacak kuvveti ve eklem hareketliliği gibi fiziksel özellikler de protez ile hareket etmede önemli etkilere sahiptir [44]. Ayrıca, kullanılan protez aksamları (elemanları) ve protezin bedene uyumu da protez ile hareket etmeyi etkileten bir husustur.

Ampütasyon düzeyi: Tipik diz eklemi kaybı ve ampütasyon düzeyi artışına bağlı artan enerji ihtiyacı nedeniyle, diz üstü (DÜ) protezlerinin hareket kabiliyeti, diz altı (DA) protezlerin hareketlerinden daha karmaşıktır [26, 45, 46]. Vlasolli ve ark., [39], vasküler nedenli olmayan DÜ ve DA ampütasyonlu bireylerde protez ile yürüme performansını incelemiştir. Çalışmaya katılanların tamamı SACH-ayak ve dört-kenarlı soketlerle yürümüşlerdir. Çalışmada elde edilen bulgular; Karmarkar ve ark., [47] diz üstü protezler ile hareketliliğinin diz altı protezler ile hareketliliğe nazaran daha fazla enerjiye ihtiyaç duyduğu ve yürüme hızını da yavaşlattığı verisi ile örtüşmüştür. Ayrıca, diz üstü protezleri kullanan kişiler, rampada yürüme, arabalara

ve otobüslere binme ve inme, alışveriş yapma, spor ve boş zaman etkinliklerine katılma gibi faaliyetleri yaparken hareket etmede daha fazla zorlandıklarını bildirmişlerdir [47].

Ampütasyon nedeni: Wezenberg ve ark., [48], vasküler kaynaklı ve vasküler olmayan diz üstü ampütasyonlu kişilerde aerobik yükleri karşılaştıran bir çapraz çalışma yürütmüştür. Buna göre, vasküler kaynaklı ampütasyon geçiren kişilerin daha düşük aerobik kapasiteye sahip olduğu ve daha yavaş yürüdükleri saptanmıştır.

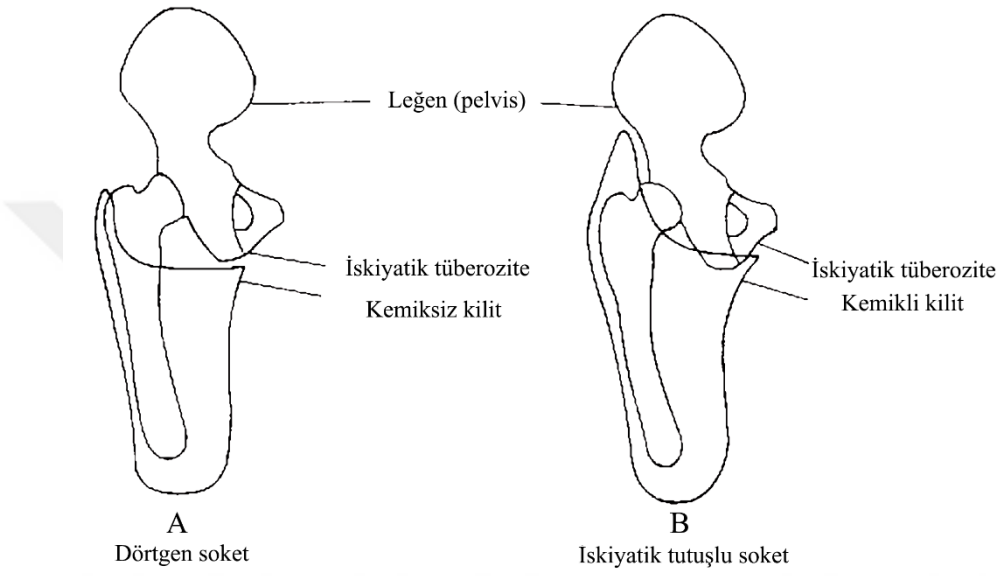
Yaş: Normal yaşlanma, kişinin hareketliliğini yavaşlatmakta, hızlarını düşürmekte, daha kısa mesafeleri yürümekte ve daha fazla yardımcı ekipmana ihtiyaç duymasının yanı sıra kaslarının zayıflamasına ve denge kaybına neden olmaktadır. Yaşın ayrıca protez ile hareket etme konusunda da olumsuz bir etkisi vardır [35, 42, 45]. Örneğin, Davies ve Datta [45] , (n = 281) tarafından yürütülen bir çalışmanın sonucuna göre, 50 yaşın altındaki (ampüte) bireylerin neredeyse tamamı hareketliliğini devam ettirirken, 50 yaşın üzerindeki bireylerin sadece %25'i hareketliliklerini devam ettirmeyi başarmıştır. Hagberg ve Branemark'ın [40] bulguları da yaşın potansiyel etkisini ortaya koymaktadır. Vasküler kaynaklı olmayan ampütasyonlu orta yaş bireylerin (ortalama yaş 48) daha az koltuk değneğine ihtiyaç duydukları belirlenmiş; bu bireylerin %9'u koltuk değneğine ihtiyaç duyarken sadece %7'si iki koltuk değneği kullanmıştır. Vllasolli ve ark., [39] tarafından yapılan bir çalışmada, yaşları daha genç olan guruplar ile protezli yürüme hızı ve yürüme için ihtiyaç duyulan enerji miktarı arasında olumlu bir ilişki tespit edilmiştir. Bakkes [49] ise hem 60 yaş üstü hem 60 yaş altı olmak üzere her iki grubun en az %80 bireyinin protezlerle yürüyebildiklerini göstermiştir. Bu çalışmaya dahil olmuş tüm katılımcılar diğer araştırmalardan farklı olarak protez kullanımına ilişkin rehabilitasyon eğitimi görmüşlerdir. Ancak bu araştırmadaki bulgular, protez ile yürüme kabiliyetini etkileyen faktörün yaş değil, daha çok fiziksel ve tıbbi koşullar olduğunu göstermektedir [49].

2.3.4 Protez bileşenleri (aksamları)

Bu bölüm protezlerin bileşenlerine ilişkin geniş ve genel bir özet sunmaktadır.

2.3.4.1 Soket tasarımı ve süspansiyon

Soketler, bir proteze özgü en özel elemanlar olarak canlı uzuv ile protez arasında bir arayüz görevi görmektedirler. Protez uzmanları için soket üretimi uzmanlık becerisi gerektiren bir alandır. Soket mekanizmasının kalitesi protezin genel işlevini etkilemektedir [21, 41]. Soket, propriyoseptif ters tepki, ağırlık aktarımı ve reaksiyon kuvvetlerinin iletimini sağlar [35, 41]. Şekil 2.3 A ve B'de sırasıyla; dörtgen soket ve iskiyatik tutuşlu soket gösterilmiştir. Bu diz üstü soket tasarımları en yaygın iki soket tipidir [50].



Şekil 2.3: Dörtgen soket (A) ve iskiyatik tutuşlu soket (B) [50].

Soket, dört kısma bölünmüştür; iskiyum arka kısımda yer almakta ve iskiyum bir 'ağırlık-aktarım yuvası oluşturmaktadır. Orta kısım yumuşak doku içermekte ve yan kısım, femur'un yan yer değiştirmesini kontrol etmektedir [50].

İskiyum ve iskiyal ramus, iskiyatik tutuşlu tasarım ile soket içinde tutulur. Bu ise ağırlık-aktarım dengesini artırarak femur'un normal hizada kalmasını sağlar. İskiyatik yuva eğridir ve iskiyum soket içinde üç boyutlu olarak desteklenir, dörtgen tasarımda olduğu gibi duruş aşamasında, soketin yanal olarak hareket etmesini önler; böylece daha iyi şekilde mediyolateral denge sağlanır ve femur'un dışa doğru çekimine karşı bir zıt kuvvet uygulanır [50]. Uyumluluğu ve dengesi iyileştirilmiş bir protez, gezinti (yürüyüş) esnasında daha az ve küçük dengeleme ihtiyacına, daha düşük enerji tüketimine ihtiyaç duyar ve yürüme kabiliyetinde ise artış sağlar. Gailey ve ark., [51] protez hareketliliği açısından her iki soket tasarımını karşılaştırmış ve iskiyatik tutuşlu soket tasarımını kullanan 10 kişiye nazaran, dörtgen soket

tasarımı kullanan 10 kişinin ortalama bir yürüme hızında (67m/dakika) daha fazla enerji tükettiğini bulmuştur.

2.3.4.2 Süspansiyon sistemi

Süspansiyon sistemi, protezi canlı uzuv kısmın üzerinde ve yerinde tutan mekanizmadır. Yıllar içinde, vücut şekillendirme (çorap ve kemer şekilli soketler), basınç ayrıştırma (emme) ve en son olarak Osseo-entegrasyon (kemik ve protez arasındaki doğrudan yapısal bağlantı) dahil olmak üzere çeşitli süspansiyon sistemleri geliştirilmiştir.

Soketin nihai konforunu ve uyumunu sağlamak için Silezya pelvik *(Silesian pelvic)* kemerini canlı uzuv kısmın çorabı ile beraber kullanmak basit ve kolaydır. Bu uygulama, yapay bacaktaki hacim farklılaşmasına kısmi bir esneklik payı sağlayacaktır. Bu süspansiyon yönteminin iki dezavantajı vardır; pistonlama ve dengesizlik. Bu tip süspansiyon sistemi tipik olarak vasküler yetmezliği olan yaşlı hastalarda ve kısa bir uzvu kalmış olan hastalarda kullanılmaktadır [50]. Emme süspansiyonlu bir valf, soketin içinde emmeyi sızdırmaz hale getirmekte ve böylece canlı beden uzvu ve soket yakın temas halinde kalmaktadır. Emme, canlı uzuv kısmının kontrolünü ve dengesini iyileştirmektedir. Bu da hareketliliğin ve konforun artmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte, bu protez tasarımının uygulanması zordur ve hacim değişiklikleri barındırmamaktadır [50]. Çorapların değiştirilmesi gerekmez. Osseo-entegrasyon öncelikle kısa yapay bacak kullanmada zorluk yaşayan, yumuşak doku yara izi olan, tekrarlanan cilt enfeksiyonu veya geleneksel soketleri kullanırken hacim değişikliklerine neden olan bir soket gibi geleneksel prizlerle ilgili sorunları olan hastalar tarafından kullanılmaktadır [50].

2.3.4.3 Protez dizler

Çoğu diz protezleri yürüyüş sırasında insan dizinin sağladığı dinamik kontrol kabiliyetinden yoksundur. Protez dizin amacı, diz hareketi sırasında dizin ‘bükülmesini’ ve ağırlık aktarımı sırasında dizin yayılmasını önlemektir [39]. Normal insan dizi ilk duruş aşamasında 20 dereceye kadar esner ve bir amortisör görevi görür; orta duruş boyunca kademeli olarak uzar ve terminal duruşta ise tekrar esnemeye başlar. Protez dizdeki sürtünme, yürürken diz eklemini kontrol eder. Sürtünme sayesinde diz esnekliği ve uzamasının hızı ve aralığı kontrol edilir. Protez dizlerde aşağıdaki sürtünme sistemleri kullanılmaktadır:

1. Mekanik (sabit sürtünme sağlar).
2. Hidrolik veya havalı (sürtünmeyi değiştirebilir).

3. Mikroişlemci / bilgisayarlı dizler (sürtünmeyi değiştirir).

Çok merkezli diz eklemi gibi sofistike bir tasarım, hidrolik veya havalı orta seviye bir protez dizi kontrol eder [22]. Çok merkezli dizler, dizin rotasyon merkezinin değişeceği ve anatomik diz hareketini daha doğru yansıtacak şekilde tasarlanmışlardır. Ayrıca, çok merkezli dizler dizin dönme hareketi sırasında protezi kısaltarak basılan yer ile kişinin yüksekliğini daha iyi sağlar. Yine bu tür diz protezleri değişken-sürtünmeli dönme fazı kontrolü sayesinde muhtelif yürüme hızlarında daha az enerji harcarlar.

Gelişmiş diz protezi bileşenleri, sinyalleri yakalayan ve protez dizi otomatik olarak kontrol etmek için kullanıcı tarafından hareketleri algılayan 'akıllı parçalara' sahiptirler [22]. Mikroişlemci diz protezi, yürürken dizin konumunu algılamakta ve gereken ayarlamaları yapmaktadır. Hafner ve ark., [52], 21 kişi ile yürüttüğü bir çalışmada, mekanik diz eklemlerini mikroişlemci diz eklemleriyle karşılaştırmıştır. Buna göre, mikroişlemci içeren diz protezi kullanıcıları arasında daha yüksek memnuniyet, daha kısa merdiven ve yokuş iniş süreleri, daha az tökezleme ve düşme ve daha gelişmiş çoklu-görev kullanıcı kabiliyeti saptamışlardır. Kaufman ve ark., [53] ise mikroişlemci içeren diz protezlerinin duruş fazında minör diz uzaması ile daha iyi bir yürüyüş kabiliyeti sağlandığını ve yürüme sırasında dengeyi artırdığını bulmuşlardır. Ancak, az aktif olan kullanıcıların bir mikroişlemci diz protezinin avantajlarından tam olarak yararlanmalarının mümkün olamayacağı unutulmamalıdır. Sonuç olarak, her bireyin aktivite düzeyine ve özel ihtiyaçlarına göre en iyi diz protezi reçete edilmelidir.

Epidemiyolojik verilere göre ampütasyonlar öncelikle vasküler yetmezlik nedeniyle yapılmaktadır. Ayrıca, ampütasyon geçiren insanlar genellikle 40'lı veya 50'li yaşlardadırlar. Sonuç olarak, protez öncesi ve protez rehabilitasyonu, protez işlevi için kritik öneme sahiptir. Diz üstü protezlerinin günlük kullanım oranlarına ilişkin rakamlar değişiklik göstermektedir; ancak çoğu çalışma %75 ila %85 aralığını belirtmektedir. Bununla birlikte, belirtilen bu yüzde oranları yüksek bir rakam olarak görünse de protez kullanımı çoğu bireyin hareketliğini ciddi oranda sınırlamakta ve sadece birkaç diz üstü protez kullanıcısı toplumda özgürce hareket edebilmektedir.

3. MODELİN OLUŞTURULMASI

Yeni bir diz protezini [54 - 57] değerlendirmek için birçok çalışma ileri dinamik (FD) simülasyonu kullanmıştır. Bu çalışmaların çoğu, simülasyondan elde edilen sonuçları sağlıklı insanların verileriyle karşılaştırmakta; zira (protez kullanıcıları tarafından) sağlıklı insanların yürüme hareketlerinin taklit edilmek isteneceği mantığı yürütülmektedir. Bununla birlikte, kullanılan yöntemlerde birkaç eksiklik de bulunmaktadır. Bazı çalışmalar modelin bağlantılarını (eklemlerini) hareket ettirmek için optimal bir tork (dönme momenti) üreteci kullanır. Bu çalışmanın birincil amacı ise mevcut 3D nöromüsküler (sinir-kas) modeli, yaygın bir protezi kullanılan bir transfemoral ampüte TF bireyini temsil edecek şekilde uyumlaştırmaktır. Daha sonra, gerçek bir ampüte birey ile benzerliğini değerlendirmek için yürüyüş simülasyonu MATLAB 2019b yazılımı ile yapılmaktadır. Modelde kullanılmak üzere seçilen protez ise Otto Bock3R60 diz protezidir. Çoğu rehabilitasyon merkezlerindeki anket sonuçlarına göre, bu protez en çok satılan diz protezlerinden biri olmuştur. Bu çalışmada modelin performansı, sağlıklı ve ampüte modeller arasındaki yürüyüş farklılıkları literatürdeki bulgularla karşılaştırarak değerlendirme yapmaktadır. Ayrıca bu çalışmada, protez bacağa gömülü bir kontrol momenti jiroskopu kullanılarak düşmeyi önleme üzerine bir vaka çalışması yapılmaktadır.

3.1 Genel bilgi

3.1.1 İnsan yürüyüşünün modellenmesi

İnsan yürüyüşü, birçok bilimsel çalışmada sayısız metot kullanımı modellenmiş oldukça karmaşık bir süreçtir. Bu modellemelerin bir ucunda vücut hareketini sürekli değiştirerek yürüyen insanlar gibi tamamen mekanik bir sistem olarak ele alan modeller varken, diğer yanda, çoğu zaman metabolik aktivite için gereken enerjiyi fazla tahmin etme pahasına da olsa, mümkün olduğunca çok fazla kası ve bunlarla ilişkili yansımaları modellemeye çalışan büyük ölçekli dinamik optimizasyon modellemeleri bulunmaktadır. Bu çalışmada kullanılan sistem ise; Dr. Jared Markowitz'in biyomekatronik grubunda geliştirilmiştir. Bu sistem yukarıda bahsedilen bu iki uç modellemenin arasında bir yerdedir. İnsan bacağının temel kas grupları birkaç serbest kas – tendon morfoloji parametresi ile modellenmiştir. Bu modellemede, insan vücudu kendi seçtiği bir hızla yürüyerek metabolik enerji maliyetini en aza indirecek şekilde geliştirdiği varsayımından hareket edilmektedir. Bu morfolojik parametreler daha sonra sabitlenir, elde edilen model nörolojik refleks yanıtı ile ilişkili daha fazla parametreyi optimize

etmek için kullanılır [20]. Bu refleks yanıt modeli, giriş açılarına dayalı olarak protez alt uzuv bölgelerinin çıkış torklarını kontrol edebilir. Bu bağlamda sistem, ileri dinamik, refleks temelli nöromüsküler bir modeli temsil etmektedir.

3.1.2 Nöromüsküler sistemin avantajları ve sınırları

Ampüte olmayanlarda, yürüyüş ve hareket etme kontrolünün genel olarak hem ileri bir sinirsel sistemi (bilinçli hareket etme arzusundan kaynaklanan) hem de refleksif (bilinçsiz) bir geri bildirim bileşeni tarafından belirlendiğine inanılmaktadır. Şekil 3.1'de Sol panelde alt bacak kas grupları [58] ve sağ panelde ise nöromüsküler modelde kullanılan soyut bacak modellemesi gösterilmektedir. Birçok çalışmada mevcut alt bölge uzuv protezi kontrol sistemlerinin sadece refleks temelli kontrolörlerin ampute insan yürüyüşünde niteliksel olarak benzer yürüyüşler ürettiği gösterilmiştir. Çünkü kullanıcı niyetini modellemek için etkili kontrol sinyallerini belirlemek zordur.



Şekil 3.1: Sol: Alt bacak kas grupları. [58] Sağ: Nöromüsküler modelde kullanılan soyut bacak. Gastroknemius (GAS), soleus (SOL) ve tibialis anterior (TA), aşağıda derinlemesine incelenen Hill tipi kaslar olarak modellenmişlerdir.

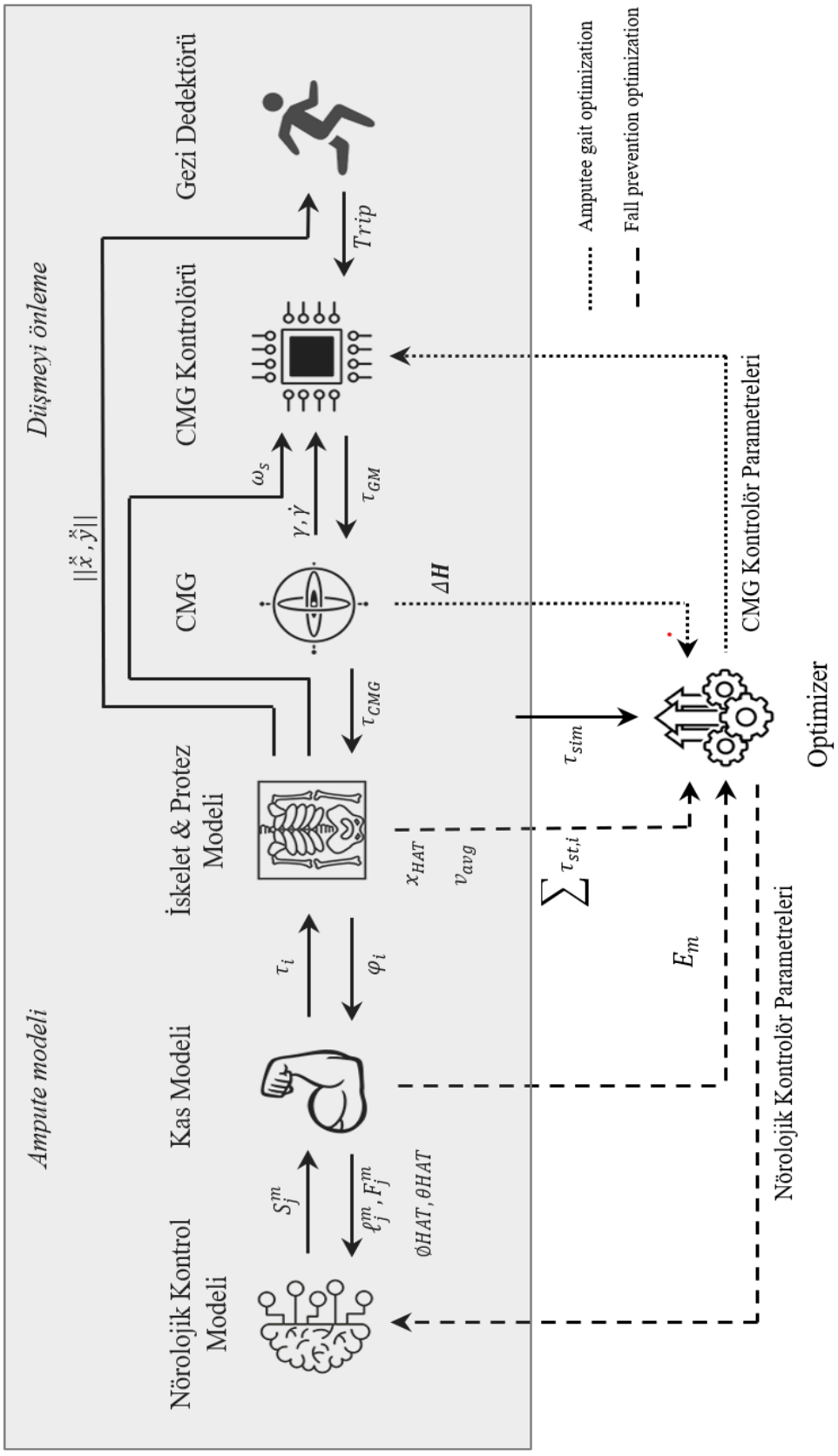
3.2 Önerilen sistem

Bu çalışmanın ana hedefleri, kapsamlı olarak test edilerek, yeni bir diz protezinin geliştirilmesidir. Protez geliştirme sürecinde, ileri dinamik simülasyon çalışmaları önemli olabilir. Bu simülasyonlar, prototiplere ve testlere olan ihtiyacı azaltabilir. Sağlıklı yürüyüş ve 3R60 gibi sinematik standart protez modellerinin 3D simülasyonları şu anda kullanılmaktadır. Ancak henüz birleştirilmiş değillerdir. Böyle bir model, yeni protezler için de bir temel teşkil

edebilir. Ayrıca bu birleşim, araştırmacılara da çeşitli senaryoları analiz ederek yeni protez tasarımı üretme işleminde simülasyon fırsatları sunacaktır. Bu çalışma, sağlıklı bir insanın mevcut 3D nöromüsküler modelini bir 3R60 transfemoral ampüte olacak şekilde uyarlamaktadır.

3.2.1 Modele genel bakış

3D TF ampüte modeli Simulink [59] kullanılarak geliştirilmiştir. Düşük ve yüksek seviyeli bir kontrolör kullanılarak denetlenen ve düşme önleme araştırması için modele deneme amaçlı bir kontrol moment jiroskop (CMG) eklenmiştir. Modelin nasıl oluşturulduğuna dair bir genel bir özet Şekil 3.2'de sunulmuştur. Ampüte modeli dört ana unsurdan oluşmaktadır: iskelet, protez, kaslar ve nörolojik kontrolör (denetleyici). Diz ise uzvun fiziksel bileşenlerini (aksamlarını) temsil eden üç kısım olarak modellenmiştir: üst kısım, gövde ve alt kısım. Her bir kısım üzerinde bulunan geometrik lokasyonlar, kısımların birbiriyle olan ilişkisini tanımlamaktadır. Düşmeyi önleme üç ana unsurdan oluşmaktadır: CMG, CMG denetleyici ve yürüme detektörü. Modelin her bir unsuru aşağıdaki alt bölümlerde ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır.



Şekil 3.2: Ampüte modeli üç bölümden oluşmaktadır: iskelet ve protez modeli, kas modeli ve nörolojik kontrol modeli. Düşmeyi önleme çalışması için eklenen kontrol momenti jiroskopu (CMG) da modelde gösterilmektedir.

F_j^m Kas kuvvetlerinden hesaplanan eklem torkları (τ_i), iskeletin nasıl hareket ettiğini belirlemektedir. Eklem açıları φ_i ve kas uyarıları S_j^m ise kas kuvvetlerini hesaplamak için kullanılmaktadır. Nörolojik denetleyici (kontrolör), gövde eğimi $\emptyset HA$T, gövde dönme açısı ve açısal hız θHAT, kas uzunlukları ℓ_j^m ve kuvvetler F_j^m bazında gerekli uyarıları hesaplayarak, kas uyarılmalarını kontrol etmektedir. Yürüyüş optimizasyonları sırasında sadece nörolojik denetleyici kazanımları optimize edilmektedir. Yürünen mesafe *XHAT*, ortalama hız (V_{avg}), durdurma torklarının toplamı $\sum \tau_{st,i}$, metabolik enerji E_m ve simülasyon süresi t_{sim} maliyet fonksiyonunda kullanılmaktadır. Düşmeleri önlemek için bir CMG eklenmektedir. Denetleyici (kontrolör), normal bir yürüyüşte sarsımı en aza indirmek için normal yürüyüş esnasında bedenin açısal hızını ω_s iptal etmektedir. Yürüyüş (yol) kontrolörü, ön-arka ve orta-yan lokal bacak ivmelerinin $\left\|\ddot{\hat{x}}, \ddot{\hat{y}}\right\|$ büyüklüğünü baz alır. Bir yürüyüş yapıldığında, gimbal (dengeleme halkası) motor torku τGM uygulanmakta; bu ise gimbal motorunun dönmesine ve CMG'nin bir jiroskopik momente sahip olmasını sağlayarak düşme hareketini önlemektedir. CMG kontrolörü τCMG kazançları, değiştirilen açısal momentumu ΔH en aza indirmek için düşme önleme optimizasyonu sırasında en uygun hale getirilir (Şekil 3.2).

3.2.2 Kas-İskelet modeli

Song ve Geyer'in [60] kas-iskelet modeli başlama noktası olarak kullanılmaktadır. Bu modelde sağ taraf ampüte edilir; bunu yaparken de ampüte edilen taraftaki ayak ve gövde kısmı protez ayak ve gövde ile değiştirilir. Ampüte uyluk, 11 cm'lik bir TF ampütasyonuna uyacak şekilde kısaltılır. 1.8 m uzunluğundaki model, protez bacak dahil yaklaşık 77 kg ağırlığında bir insana karşılık gelmektedir. Eklem, anatomik eklem sınırlarının ihlal edilmesini önlemek için yumuşak eklem sınırlarını tam kavrayacak (iç içe geçecek) şekilde yerleştirilir. Eklemlerden (mafsal) birinin ortak sınırı ihlal etmesi durumunda, ortak sınır ihlalini daha fazla ilerletmesini önlemek (minimize etmek) için eklem üzerinde istek durdurma işlemi uygulanır. Bu işlem için Song ve Geyer [61], 5°'lik yumuşak bir diz eklemi sınırı kullanmaktadır. Ancak normal yürüyüş esnasında bu sınır her yürüyüş döngüsünde aşılmaktadır. Bu nedenle model, yumuşak diz eklemi limiti sayesinde sağlanan ekstra tork kuvvetine ihtiyaç duymaktadır. Dolayısıyla modelin bu ekstra tork gücüne olan ihtiyacını azaltmak için yumuşak diz eklemi limiti 1°'ye ayarlanmıştır.

3.2.3 Protez modeli

Protez bacak, 3R60 protez diz, protez gövde, ayak bileği ve ayaktan oluşur. Protez bacak gövdesi, sağlam bir bacakla benzer bir kütle merkezi (KM) konumuna sahip olan bir çubuktur. Protez ayak, protez ayak bileği aracılığıyla protez gövdesine bağlanmaktadır. Bu ayak bileği, rijit bir ayak bileğine benzemekte ve yüksek sertlik seviyesine sahip basit bir döner eklem yapısındadır. Protez bacak gövdesi ve ayağın tam kütlesi ve durumu. Şekil 3.3 (a) ve Şekil 3.3 (b)'de Otto Bock tarafından geliştirilmiş 3R60 diz protezi verilmiştir. Bu diz protezi, beş eksen ve iki hidrolik elemandan oluşmaktadır. Eksenler ve hidrolik elemanlar, bağlantıları çok merkezli ve iki serbestlik derecesine (SD) sahip olacak şekilde birbirine bağlanmıştır. Bu iki serbestlik derecesi, sabit duruş ve salınım fazları için farklı davranışlar ortaya koyar. Bir hidrolik eleman sadece duruş fazı esnekliği sırasında kullanılmaktadır. Diğer hidrolik eleman ise esas olarak salınım fazı esnekliği sırasında kullanılmaktadır. Dolayısıyla, her eleman farklı rijitlik ve süspansiyon özelliklerine sahiptir. Vandaele yaptığı çalışmada, 3R60 diz protezinin çok gövdeli bir modelini oluşturmuştur [62]. Bu model Simulink'te bir 3R60 diz modeli geliştirmek için kullanılmıştır.



(a) Ön kısım. (b) Arka kısım.

Şekil 3.3: Otto Bock tarafından üretilen 3R60 diz protezi [63]

3.2.4 Nörolojik kontrol modeli

Song ve Geyer'in [64] nörolojik kontrol modeli, kasları kontrol etmek için kullanılmaktadır. Bu kontrol modeli, spesifik yürüme işlevlerine sahip 10 farklı refleks modülünden oluşmaktadır. Bu tür işlevselliklere örnek olarak, bir bacak ile yere basabilme ve ayakta dururken dizin aşırı genişlemesinin önlenmesi işlevleri verilebilir. Yin ve ark. [65]'un çalışmalarına göre; kas refleks modelinde ayağın yerleştirilmesi için bir hedef bacak açısı (TLA) ilkesi kullanılmaktadır. Yine ayağın yerleştirmede algoritma için gereken bacak boşluğunu hesaplamak için sağlam bacağın RF kas uzunluğunu kullanılmaktadır. Bununla

birlikte, bu kas artık ampüte bir bacakta çift eklemli değildir ve bacak açıklığına ilişkin bir bilgi sağlayamaz. Bunun yerine, bacak uzunluğu, ayak bileğinin kalçaya olan göreceli konumu dikkate alınarak hesaplanır. Bu uygulama Thatte ve Geyer [66] tarafından yapılanın benzeridir. Ampüte modeli simetrik olmadığı için yürüme hareketi önemli ölçüde dairesel biçimde olacaktır. Bu harekete karşı koymak için yanal ve entegre yanal değişen konumlar TLA hesaplayıcıya bildirilmektedir. Bu işlem ise yanal sıfır konumuna yönelecek şekilde modelin yanal kontrolü üzerine etki eder. Kas refleksi modeli, sağlam ve protezli bacaklarda bulunan kaslar için benzerdir. Ancak ilerleme, denge ve diğer kontrol parametreleri farklı değerlere sahiptir. Bu ise bacakların farklı olduğu gerçeğini ifade eder. Kontrol parametrelerinin değerleri optimizasyon yoluyla elde edilmektedir.

3.2.5 Kontrol momenti jiroskobu kullanarak düşmeyi önleme

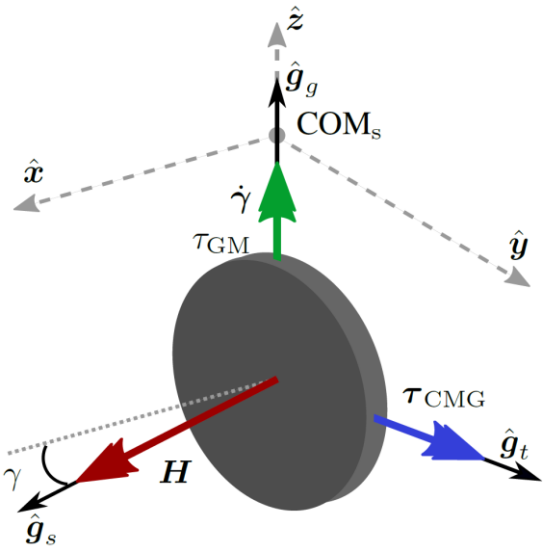
CMG kullanılarak yapılan bir yürüyüşte düşmeyi önlemeye yönelik bir çalışma yapmak için; 1,2 m/s yürüme hızında sağlam bacağın geç salınımı sırasında takılıp düşmesini sağlayacak bir engel yerleştirilmiştir. Düşürme stratejisi, çoğunlukla, geç salınım hareketi sonrasında düşmeyi önlemek için kullanılmaktadır. Düşürme stratejisi, takılı kalan ayağın hızlı bir şekilde yere basmasının sağlanmasından ibarettir. Sonra kontralateral bacak uzvu bir düzeltme adımı atmaktadır. Hareket algılaması için sağlam uzvun KM'ine bir ivmeölçer yerleştirilmiştir. Hızlanma 1000 Hz'de örneklenmiş ve daha sonra Lawson ve ark., yaptığı çalışmaya benzer şekilde 3 Hz ve 80 Hz kesme frekansına sahip yüksek ve alçak geçiş filtreleri ile filtrelenmiştir [67]. Sağlam bacak koordinat çerçevesinin $\hat{x}$ ve $\hat{y}$ yönündeki ivmenin büyüklüğü, basit bir algılama algoritmasına yerleştirilmiştir. Bu algoritma, değerin belirli bir eşiğin üzerine çıkıp çıkmadığını belirlemekte; eğer bu gerçekleşirse algoritma verileri bir hareket olarak sınıflandırmaktadır.

Ayrıca, protez bacak KM'inin açısal hızını ölçmek için bir sensör de eklenmiştir. Bu sensör 1000 Hz'de ayarlanmıştır. Modele eklenen CMG, protez bacağa gömülüdür. Şekil 3.4, CMG'nin lokal koordinat çerçevelerini ve protez bacağa bağlantı noktasını göstermektedir. Gimbal (dengeleme halkası) eksen açısı γ sıfıra eşitse, lokal CMG koordinat çerçevesinin eksenleri, lokal bacak koordinat çerçevesinin eksenlerine paraleldir. CMG'nin açısal momentumu H olduğu ise Gimbal ekseninin γ̇ veya bacağın açısal hızı ω_s, CMG tarafından üretilen bir jiroskopik tork τ_{CMG} ile sonuçlanır. Bu jiroskopik ve gimbal motor torku, bacağın τ_s üzerinde uygulanan bir reaksiyon torkuyla sonuçlanır. Bu tork ön, arka τ_{AP}, orta yan τ_{ML} ve boylam τ_L bileşenlerine bölünebilir:

$$\tau_s(t) = -\tau_{CMG}(t) = -\dot{H}(t)$$

$$= -\left(\dot{\gamma}\,(t) - \omega_s(t)\right) \times H(t) - \tau_{GM}(t)\big)$$

$$= \tau_{ML}(t)\hat{x} + \tau_{AP}(t)\hat{y} + \tau_L(t)\hat{z} \qquad (3.1)$$



Şekil 3.4: Birim yön vektörleri ve lokal koordinat çerçeveli kontrol moment jiroskop (CMG) modeli ($\hat{g}_s, \hat{g}_t, \hat{g}_g$).

CMG, bacak KM'lerin kütle merkezinin altına yerleştirilmiştir. Bacak, birim yön vektörleri $(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$ olan bir lokal koordinat çerçevesine sahiptir. Eşitlik $\gamma = 0$ olduğunda, $\hat{g}_s$ değeri $\hat{x}$ ile çakışık hale gelmektedir. CMG volanı, $\hat{g}_s$ ekseni etrafında Ω hızıyla döner. Gimbal (dengeleme halkası) motor, $\hat{g}_g$ eksenini harekete geçirir ve γ açısı ve $\dot{\gamma} = \dot{\gamma}\hat{g}_g$ açısal hızı ile sonuçlanır. CMG'nin açısal momentumu H = H$\hat{g}_g$'dir. Açısal momentumun büyüklüğü H = *Iss*Ω'dir. Burada *Iss*, CMG'nin $\hat{g}_s$ ekseni etrafındaki eylemsizlik momenti durumudur. Bacak, $\omega_s = \omega_{\hat{x}}, \omega_{\hat{y}}, \omega_{\hat{z}}$ açısal hızına sahiptir. Gimbal (dengeleme halkası) motorun ve bacağın hareketi, bacak üzerinde bir reaksiyon torku $\tau_s = -\tau_{\mathrm{CMG}}$ üreten jiroskopik moment τ_{CMG} ile sonuçlanır (Şekil 3.4).

3.2.6 Optimizasyon

Kas refleksi modeli, ilerleme, denge ve diğer parametrelerden oluşmaktadır. Bu parametreler sağlam ve protez bacak için farklıdır ve optimizasyon ile elde edilirler. Ayrıca başlangıç eklem açıları, modelin başlangıç hızı, kas uyarı düzeyleri de optimize edilmiştir. Ampüte yürüyüşünü uyumlaştırırken toplamda 163 parametre optimize edilmiştir. Bununla birlikte, CMG düşme önleyici kontrolör kazanımları, farklı bir uyumlaştırma sürecinde optimize edilmektedir. Bu

durumda, kas refleksi parametreleri sabit tutulur ve optimizasyon değişkeni olarak sadece düşmeyi önleyici 7 kontrolör kazancı kullanılır. Optimizasyon sırasında model simüle edilmekte ve simülasyondan elde edilen veriler kullanılarak maliyet fonksiyonu değerlendirilmektedir. Düşmeyi önleme optimizasyonu hariç, diğer simülasyon verileri 30 Hz'de örneklenmektedir. Diğer veriler ise 1000 Hz'de örneklenmiştir. Her iki optimizasyon için de kullanılan optimizasyon algoritması, [61] ve [66]'da yapılana benzer şekilde referans [67]'ten elde edilen kovaryans (ortak değişinti) matrisi uyarlama evrim stratejisi (CMAES) algoritmasıdır [67].

3.3 Deney düzeneği

Bu araştırmadaki simülasyon işlemi için MATLAB 2019b yazılımı ve nöromüsküler kütüphane kullanılmıştır. Depo, aşağıdakilerin 3D nöromüsküler modelini içerir:

- Sağlıklı bir insan.
- Otto Bock 3R60 diz protezi giyen femoral bir ampüte.
- Protez gövdesine gömülü CMG'li Otto Bock 3R60 diz protezi giyen femoral bir ampüte kullanılmıştır.

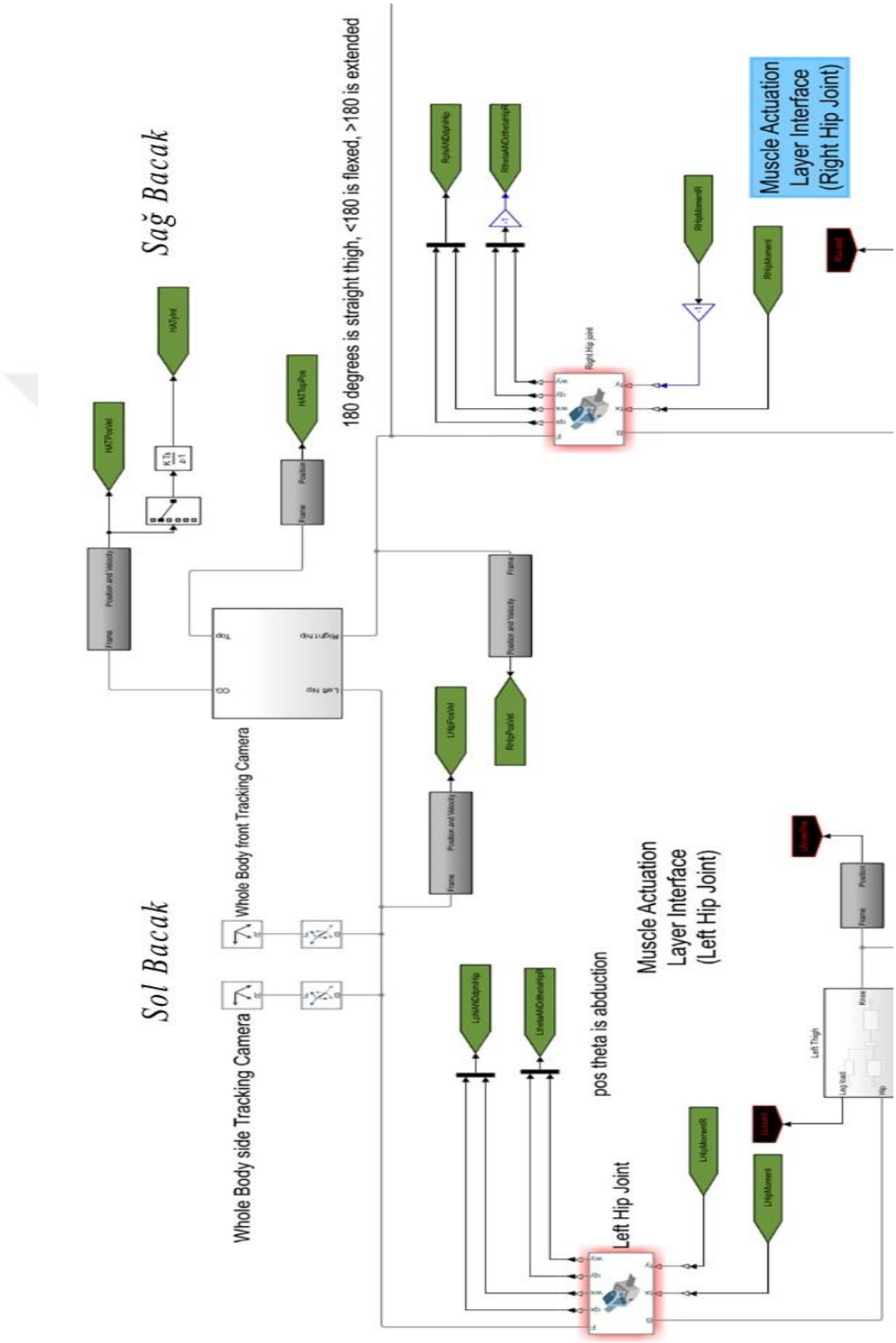
Sağlıklı bir kişinin yürüyüşü, tam bir yürüyüş boyunca Simulink aracılığı ile 3D olarak simüle edilmiştir. Diz, dizin fiziksel aksamlarını temsil eden 3 gövde olarak modellenmiştir: Üst kısım, gövde ve alt kısım. Her bir gövde üzerindeki geometrik lokasyonlar, birbiriyle ilişkili gövdeleri tanımlamaktadır. Burada ise 3D protez 3R60'ın Simulink parçalarını oluşturmak için bir yöntem sunulmaktadır.

3D Nöromüsküler Model, insan hareketinin 3D nöromekanik bir modelidir ve aşağıdaki bileşenleri içerir:

3.3.1 Vücut mekaniği katmanı

Bu model, sekiz iç serbestlik derecesi (SD) ve 22 kas-tendon ünitesi tarafından harekete geçirilen ve 22 kas-tendon ünitesi (MTU) ile birbirine bağlanan 7 segmenti olan 1.8 m boyunda ve 77 kg ağırlığında bir insanı betimlemektedir. Şekil 3.5'de vücut mekaniği katmanı verilmiştir. Tüm üst gövdeyi ifade eden beden ve insan verilerinden uyarlanmış geometrik ve durağanlık özelliklerine sahip olan uyluklar, incikler ve ayaklar da bu

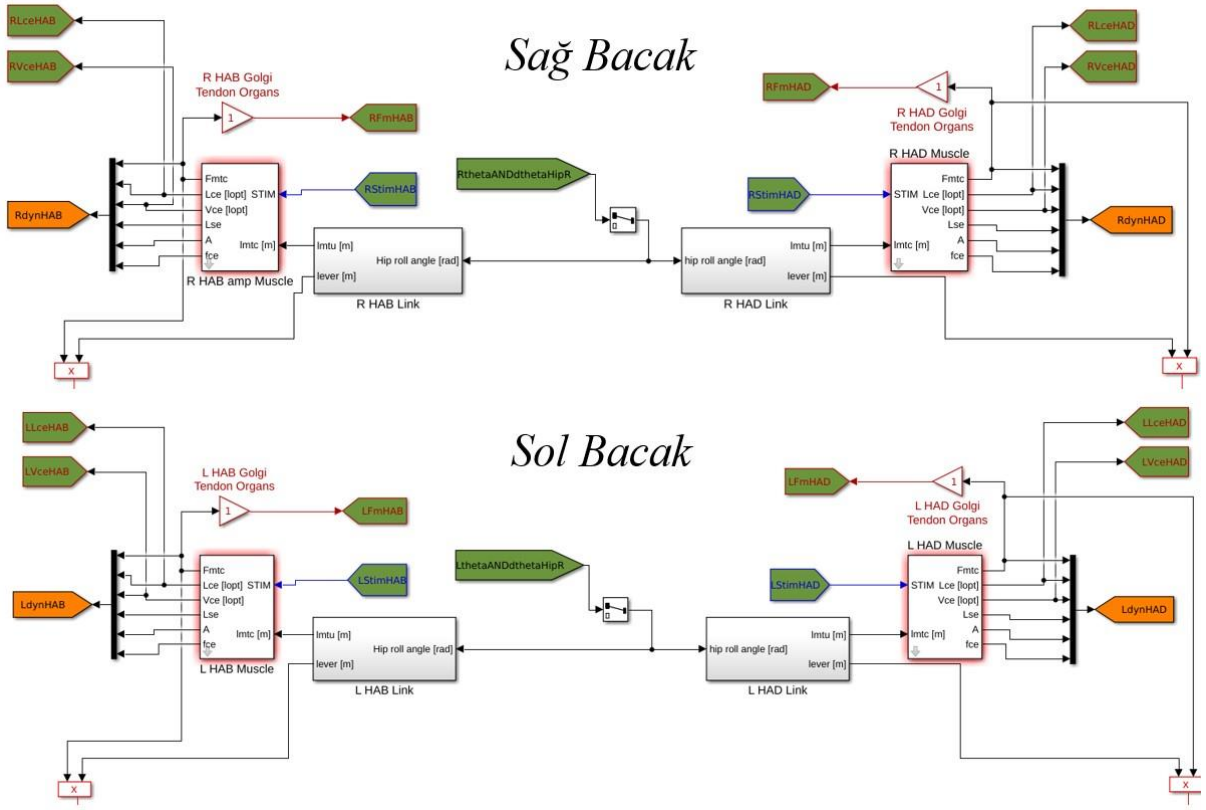
segmentler arasında yer almaktadır. Döner eklemler, kalçalarda iki serbestlik derecesi (eğim ve salınım) ve dizler ve ayak bileklerindeki bir serbestlik derecesi ile segmentleri birbirine bağlamaktadır.



Şekil 3.5: Vücut mekaniği katmanı.

3.3.2 Kası harekete geçirme katmanı

Eklemler, her bir bacağı kontrol eden 11 Hill-tipi MTU tarafından çalıştırılmaktadır. Üç sagital düzlem eğim eklemi ise topaklı kalça fleksörleri (HFL), gluteal (GLU), Hamstring kasları (HAM), rektus femoris (RF), vast (VAS), biceps femoris (BFSH), gastroknemius (GAS), soleus (SOL) ve tibialis anterior (TA)'u modelleyen 9 ayrı MTU tarafından kontrol edilmektedir. Kalça salınım eklemleri, kalçayı dışarı iten kasları (HAB-*hip abductors*) ve (HAD-*hip addcutors*) modelleyen diğer iki MTU tarafından harekete geçirilmektedir. Şekil 3.6'da kasları harekete geçirme katmanı verilmiştir.

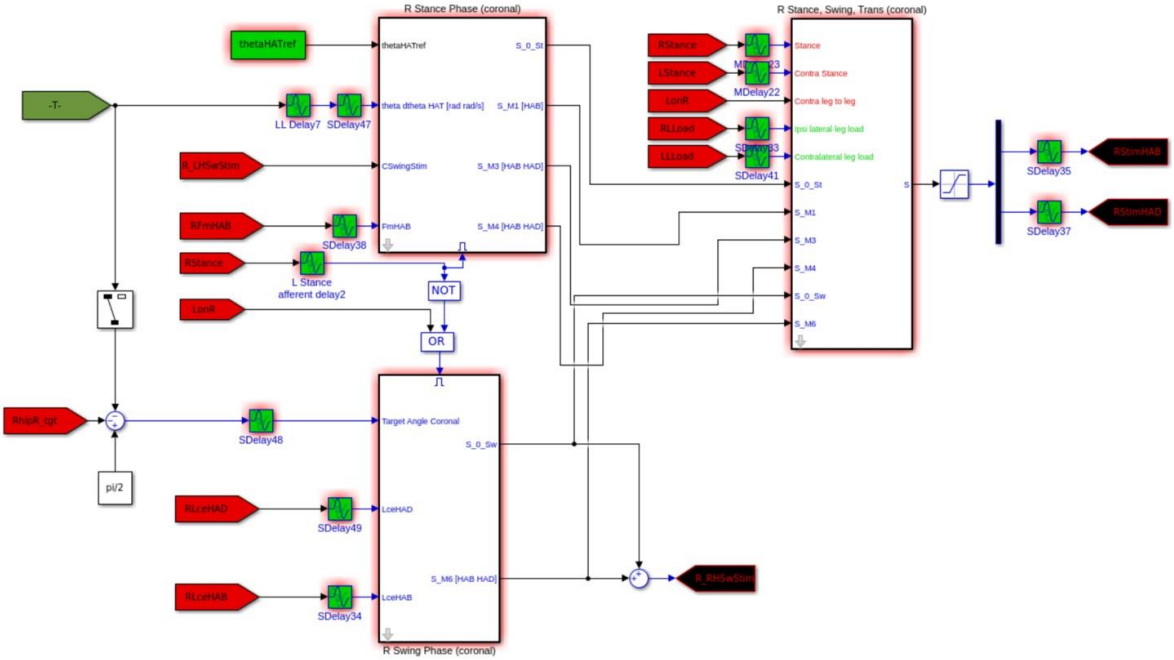


Şekil 3.6: Kasları harekete geçirme katmanı.

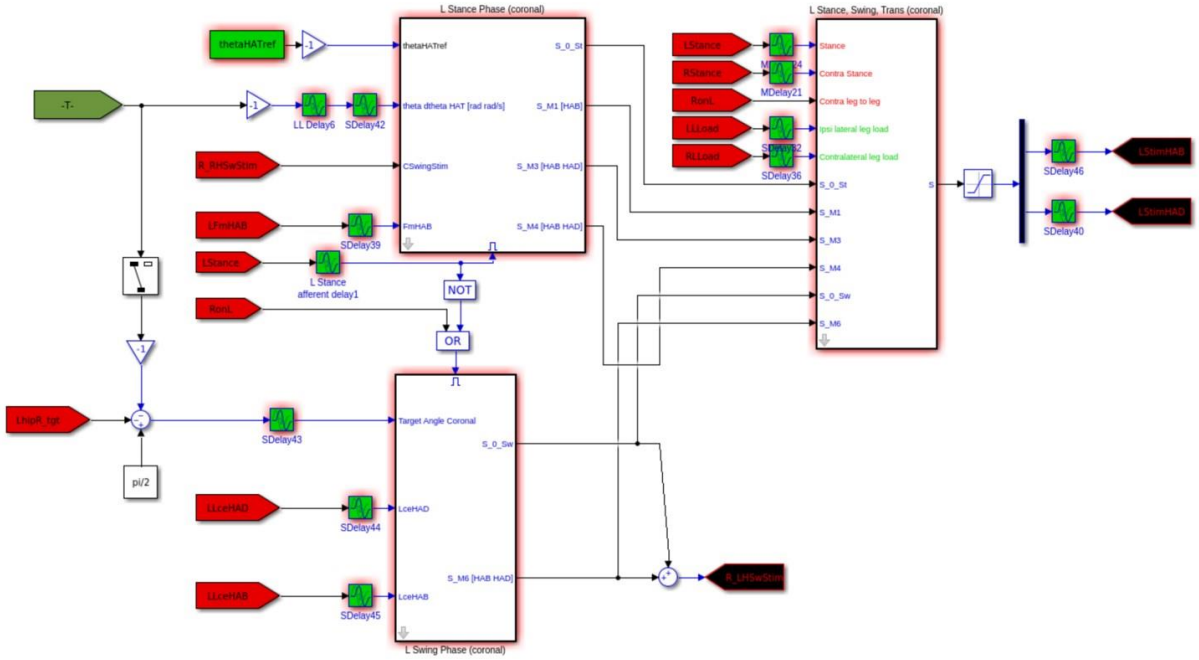
3.3.3 Sinirsel (nöral) kontrol katmanı

M1'den M10'a kadar, işlevsel rollerine (M1-M5) veya salınımlarına (M5-M10) göre, her bir bacak kasını on refleks modülü kontrol etmektedir. Şekil 3.7'de sinirsel (nöral) kontrol katmanı verilmiştir. Buna ek olarak, supraspinal katman, geçiş çift destek fazı sırasında duruş kontrolünden salınım kontrolüne geçmek için bir bacak seçerse, duruş kontrol modüllerinden bazıları kısıtlanabilir (M1 ve M2). Bazı salınım kontrol modülleri ise kontralateral bacak yüklemesiyle orantılı olarak uyarılabilir (M6 ve M7). Çoğu kas için, ortaya çıkan net uyarı (stimülasyon) aynı anda aktif olabilen birçok kontrol modülü tarafından üretilir.

Sağ Bacak



Sol Bacak

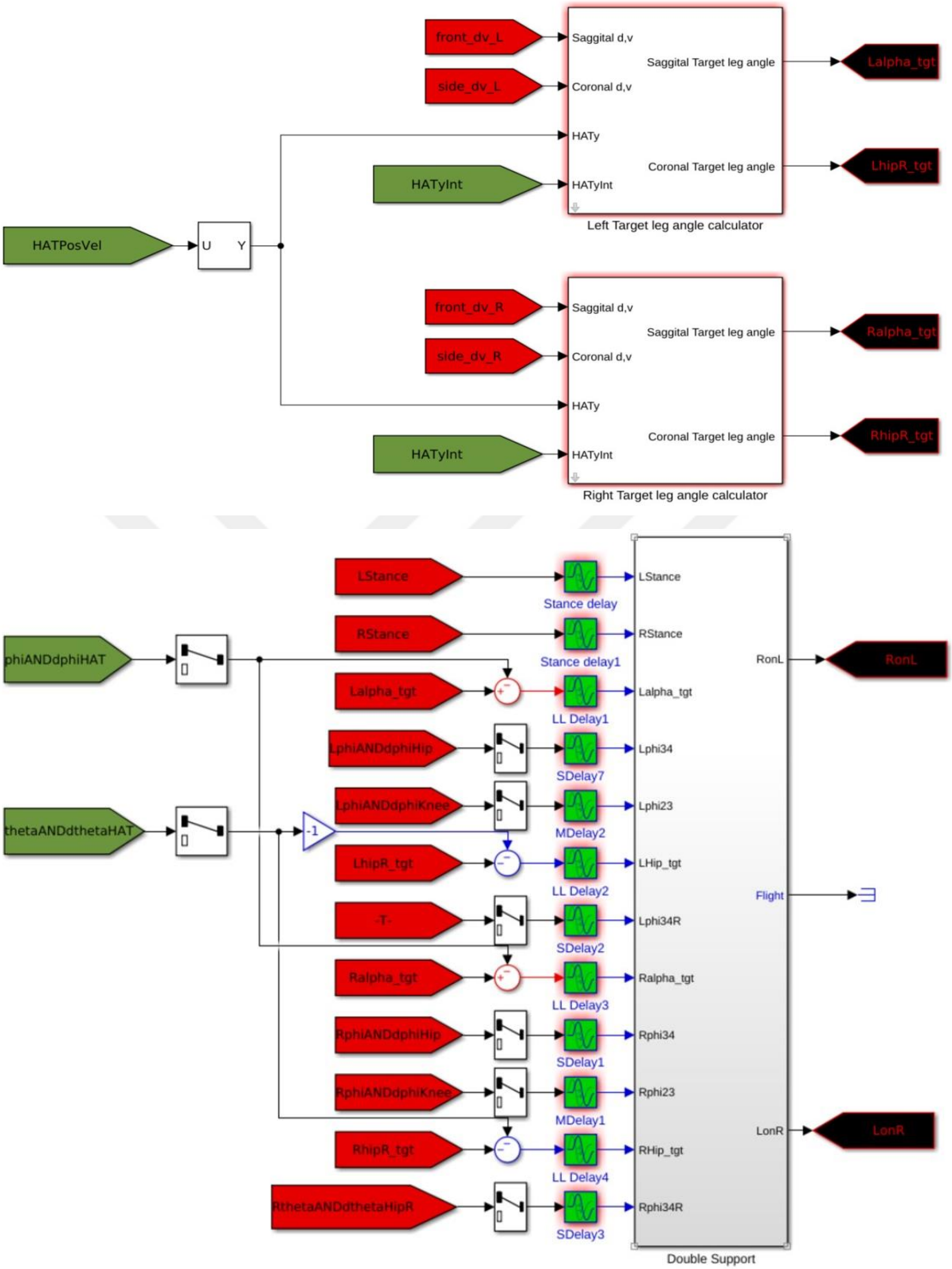


Şekil 3.7: Sinirsel (nöral) kontrol katmanı.

3.3.4 Yüksek kontrol katmanı:

Yüksek Kontrol Katmanı, salınım esnasında istenen ayak yerleşimini ayarlamaktadır. Bu katman, çift destekte salınım kontrolüne geçecek bacağı seçmekte ve istenen ayak yerleşimi için omurilik tabakasına yerden yükseklik için gereken minimum bacak uzunluğunu ve sagital ve ön düzlemlerde hedef bacak açılarını sağlamaktadır. Şekil 3.8' de yüksek kontrol katmanı gösterilmiştir. Üç boyutlu yürüme ve koşmada dinamik dengenin sağlanması için istenen ayak yerleşimlerini hesaplamada çeşitli yaklaşımlar önerilmektedir.

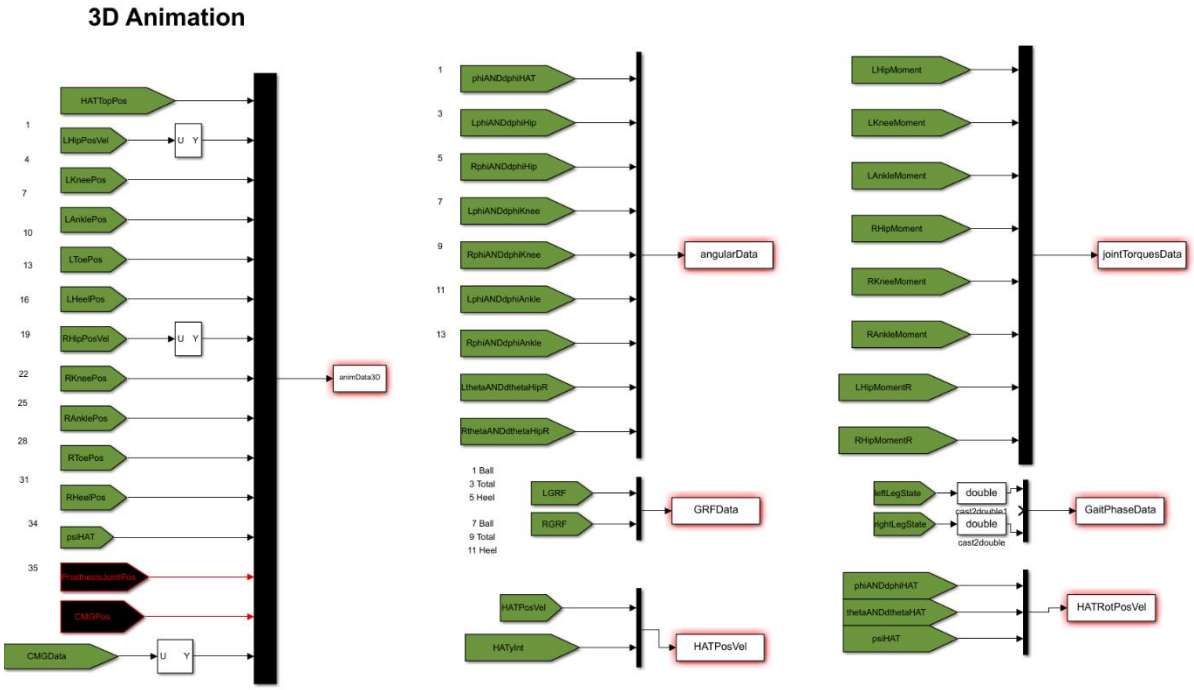
Eğer bacaklar çift destekli ise, Yüksek Kontrol Katmanı, bacak açılarının hedefe olan mesafesini dikkate alarak, salınım durumuna geçecek olan bacağı seçer. Ayrıca, diğer bacak gövde hareketini dengelemek için daha iyi konumlandırıldığından, açı mesafesi daha belirleyici olan bir sonraki salınıma geçecek ayak seçilir. Böylece, yürüyüş döngüsü boyunca bozan etkenlere karşı Yüksek Kontrol Katmanının tepki vermesine müsaade edilerek salınım yapacak ayak seçimi ve hedef açı vektörü sürekli olarak güncellenir.



Şekil 3.8: Yüksek kontrol katmanı.

3.3.5 Görselleştirme katmanı:

Bu katmanda tüm parametrelerin bir örneği alınmaktadır. Bu katman, parametrelerden elde edilen verilere dayalı olarak gelecekteki adımların görselleştirilmesi ve oluşturulması için ana veri havuzu konumundadır. Bu katmanın temel görevlerinden birisi, geçmiş hatalardan kaçınmak için geleceğe yönelik hayali senaryolar kurmak. Şekil 3.9'de görselleştirme katmanı verilmiştir.



Şekil 3.9: Görselleştirme Katmanı.

3.3.6 Optimizasyon katmanı:

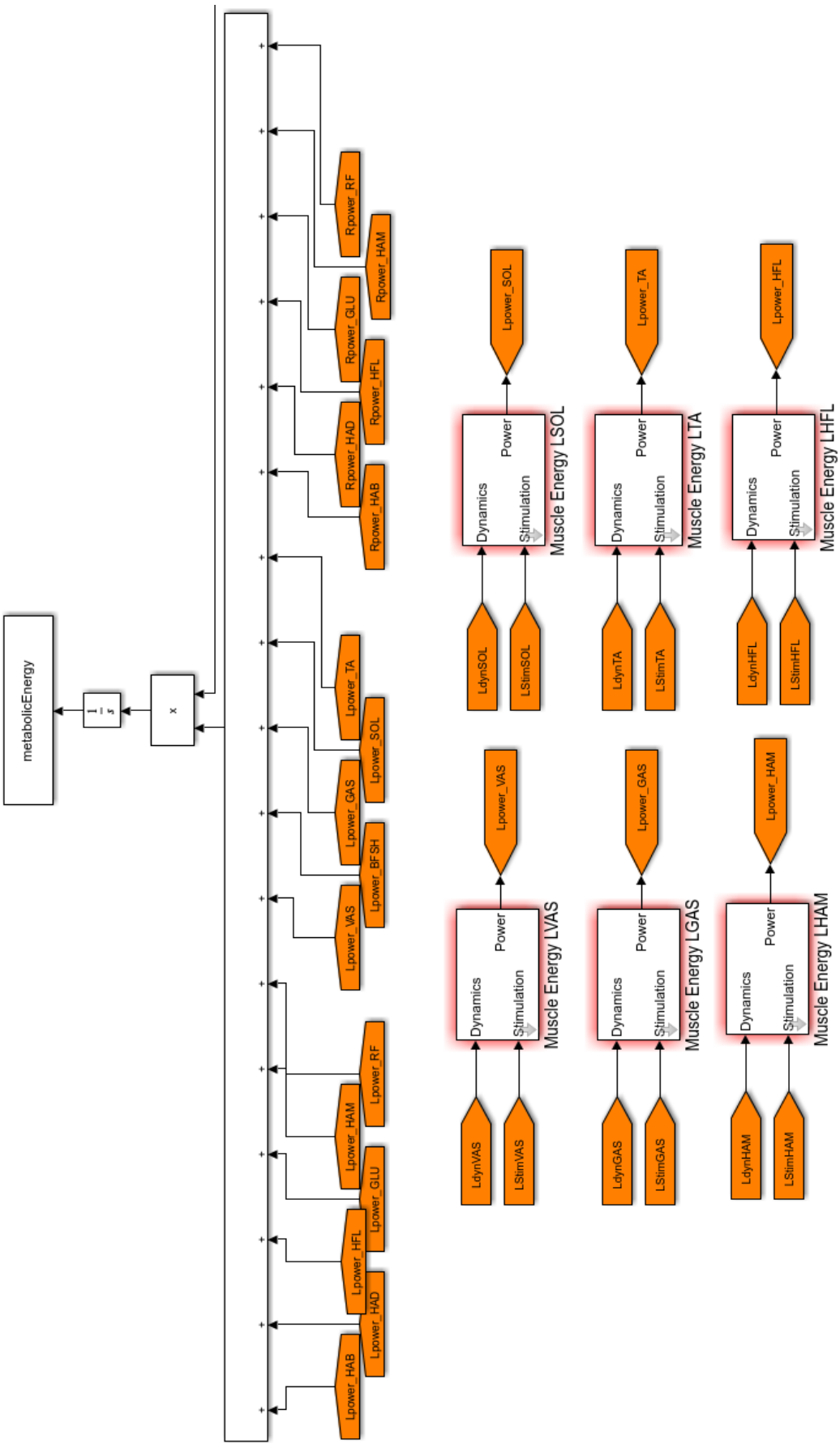
Bu katmanda; spesifik bir yürüyüş deseninde, o yürüyüşü gerçekleştirirken ne kadar enerji gerektiğini belirlemek için bir kas maliyet modeli kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu model, kasın, gerçekçi olmayan kas uzatma işlemi sırasında yapılan eksantrik çalışmadan kaynaklanan negatif bir metabolizma hızına sahip olmasına müsaade eder. Şekil 3.10'da optimizasyon katmanı verilmiştir.

Kas maliyeti $\dot{E}$, sırası ile belirtilen parametrelerin kombinasyonu olarak modellenmiştir; çalışma hızı $\dot{W_{CE}}$, etkinleştirmeden kaynaklanan ısı oranları $\dot{H_A}$, kasılmanın idame ettirilmesi $\dot{H_M}$, ve kas kısalması ve uzaması $\dot{H_{SL}}$. metabolik enerji E_m, maliyet fonksiyonunda kullanılmakta denklem (3.2) ve enerji harcamasının entegre edilmesiyle hesaplanmaktadır:

$$E_m = \int \dot{E}\, dt = \int (\, \dot{H}_A + \dot{H}_M + \dot{H}_{SL} + \dot{W}_{CE})\, dt \tag{3.2}$$

Ağırlıktan bağımsız kas maliyeti ise maliyet modeli öğelerinin kas ağırlığına bölünmesiyle hesaplanmaktadır denklem (3.3):

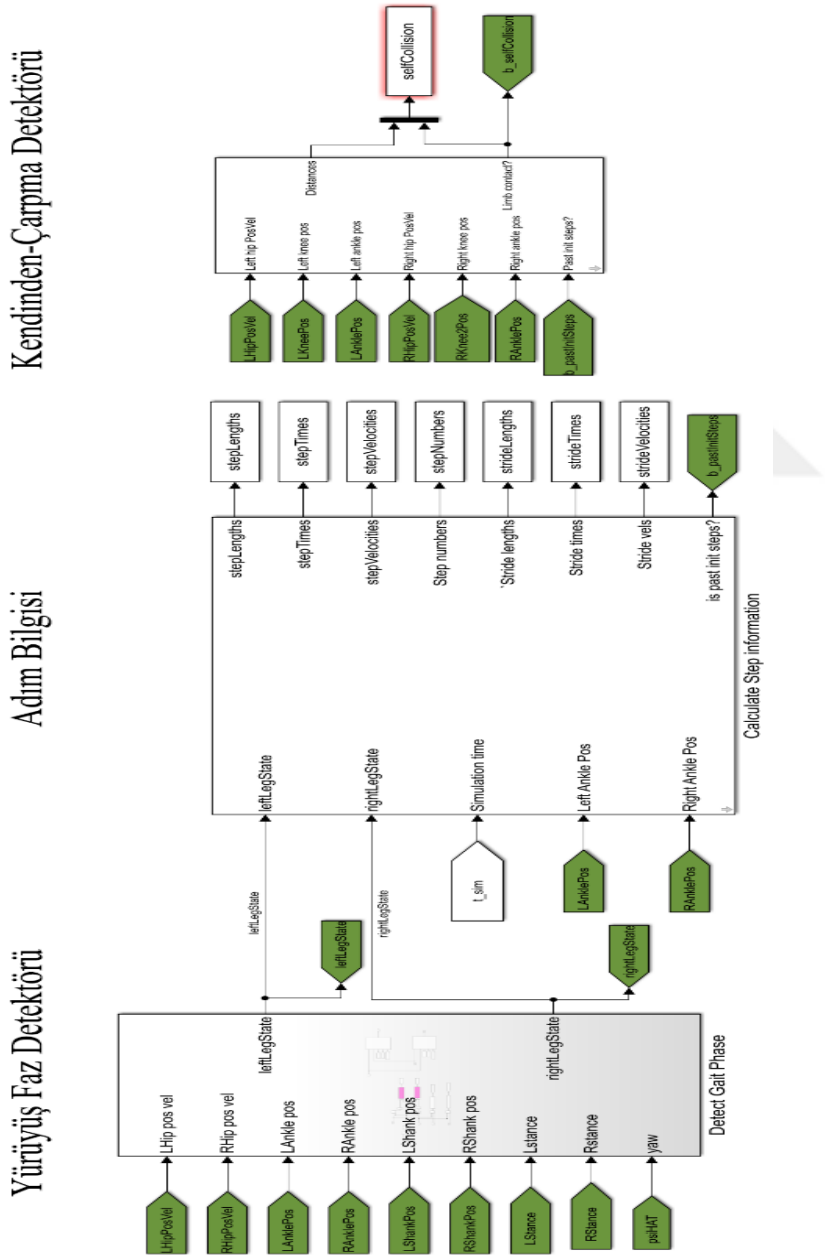
$$\frac{\dot{E}}{m} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_{SL} + \dot{h}_{CE} \tag{3.3}$$



Şekil 3.10: Optimizasyon katmanı.

3.3.7 Türetilmiş bilgi katmanı:

Bu katman, diğer katmanlardan türetilmiştir. Yine bu katman, yürüme fazının hesaplandığı ve ayağın pozisyonunun artık yükseklik ve yön olarak bilindiği bir yürüyüş fazı algılayıcısı (detektör) içermektedir. Bu katman ayrıca adımların sayısını ve adımlarla ilgili diğer bilgileri hesaplamak için bir adım bilgisi hesaplayıcısı içerir. Son olarak, bu katman çarpışma verilerini toplamak ve merkezi kontrol ünitesine göndermek için kendinden bir çarpışma detektörü içermektedir. Şekil 3.11'de türetilmiş bilgi katmanı gösterilmiştir.



Şekil 3.11: Türetilmiş bilgi katmanı.

3.3.8 Diğer katman (düşme algılama):

Bu katmanda, yürüyüş esnasında meydana gelen segment çarpmaları ile ilgili bazı duruşlar tanımlanmaktadır. Yürüyüş esnasında her iki bacağın segmentleri arasında çarpışma olup olmadığını belirlemek için önce aksamlar arasındaki en kısa mesafe hesaplanmaktadır. Mesafeyi hesaplamak için iki eğrinin çizgileri kullanılır. Şekil 3.11'de düşme algılama katmanı verilmiştir.

Örneğin, $x_{1,1}$ segment 1'in bir uç konumu ve $x_{1,2}$ ise segment 1'in diğer ucunun konumu olsun. Bu durumda, $x_{2,1}$ segment 2'nin bir uç konumu ve $x_{2,2}$ ise segment 2'nin diğer uç konumu olsun. Her segment' in yön vektörleri denklem (3.4) ve (3.5)'teki şekilde gösterilir:

$$\vec{e}_1 = \vec{x}_{1,2} - \vec{x}_{1,1} \tag{3.4}$$

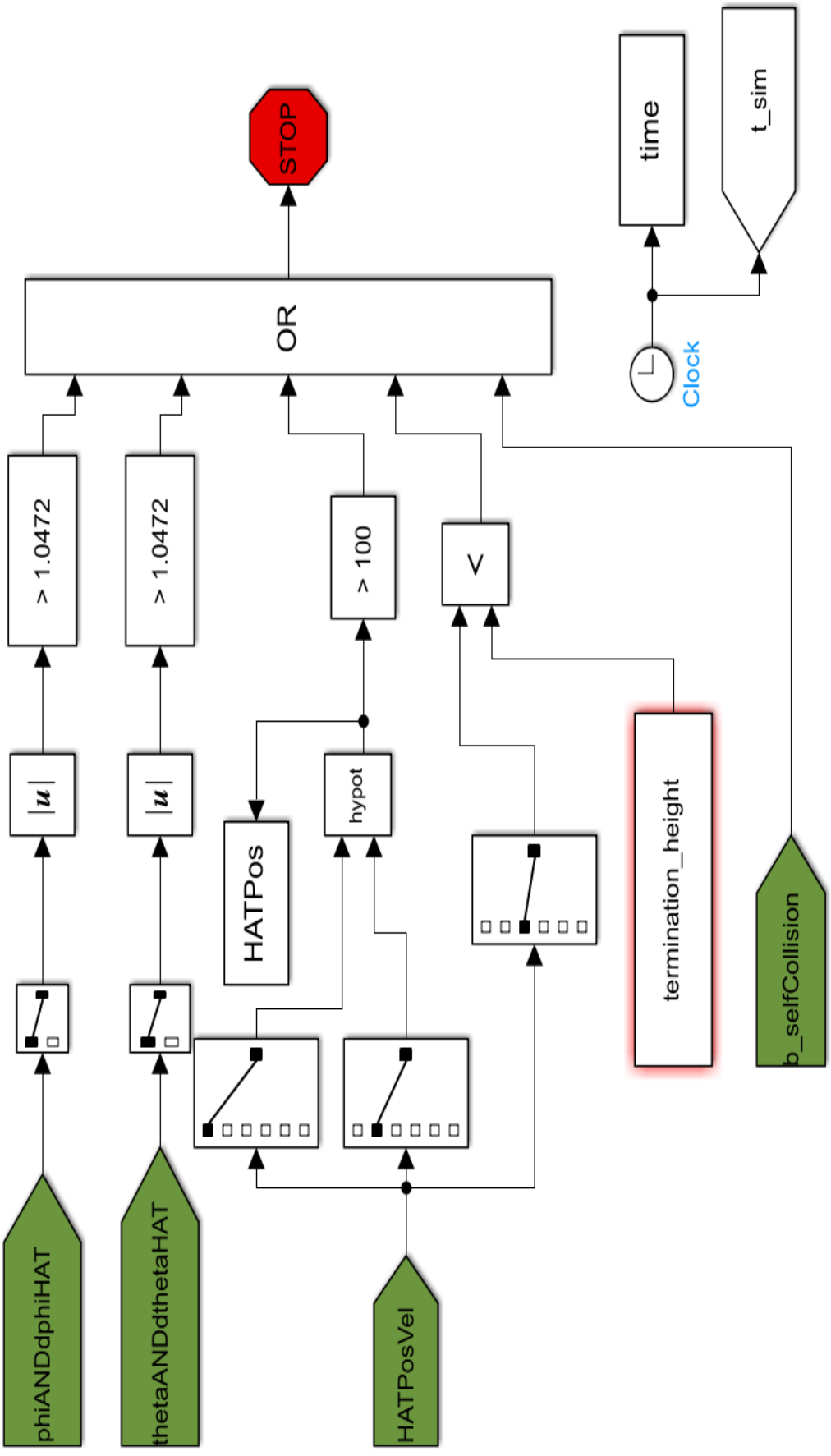
$$\vec{e}_2 = \vec{x}_{2,2} - \vec{x}_{2,1} \tag{3.5}$$

Çift yön vektörü arasındaki vektör çarpım $\vec{n}$ olarak denklem (3.6)'da verildiği şekilde tanımlanır:

$$\vec{n} = \vec{e}_1 \times \vec{e}_2 \tag{3.6}$$

ki bu da hem $\vec{e}_1$ hem, $\vec{e}_2$'ye dikeydir. O zaman, segment 1'in en yakın noktası olan segment 2 denklem (3.7)'de gösterildiği şekilde ifade edilir.

$$\vec{t}_1 = \frac{(\vec{x}_{2,2} - \vec{x}_{2,1}) \cdot (\vec{e}_2 \times \vec{n})}{\vec{e}_1 \cdot (\vec{e}_2 \times \vec{n})} \tag{3.7}$$



Şekil 3.12: Düşme algılama katmanı.

3.4 Modelin çalıştırılması

Demo.m script (betik) aracılığıyla sonuçlar grafik olarak çizilebilir ve ayrıca hareketli animasyonlar elde edilebilir. Sonuçlar, simülasyon yoluyla veya veri havuzunda bulunan verilerin yüklenmesi ile de elde edilebilir. Simülasyon (45-90) dakika arasında değişen bir süre içinde gerçekleşmektedir. Özellikle yürüme tökezlemesi simülasyonu olmak üzere, model sayısal olarak da hassastır. Bu ise bilgisayarınızda modeli simüle ederken, başka -belki de başarısız- bir sonucun elde edilme ihtimali olduğunu gösterir.

Modeli çalıştırmak için aşağıdaki adımlar uygulanmalıdır:

- Önce, setup_paths.m kodunu çalıştırın.
- Ardından, modelin çalıştırılacağı klasöre gidin.
- Model dosyasını açın.
- 'Sonuçlar' klasöründeki optimize edilmiş *gains* veya *carpet* dosyasının birini çalıştıran.
- Simulink'te *'rapid accelerator'* modunu ('normal' mod da rahatlıkla kullanılabilir, ancak animPost() ile birlikte *'rapid-accelerator'* mod daha iyi görsel sunmaktadır) çalıştırın.
- evaluateCost.m dosyasını çalıştırın.
- 'Normal' simülasyon modu ayarlanmış ise simülasyon görselleşecektir. 'Rapid-Accelerator' mod seçilmiş ise animPost () ile simülasyon oynatılabilir.
- function plotData () işlevi ile simülasyon verileri uygulanabilir.

3.5 Modelin optimizasyonu

Modeli optimize etmek için aşağıdaki adımlar uygulanmalıdır:

- Önce setup paths.m kodunu çalıştırın.
- Ardından, optimize etmek istediğiniz modelin dosyasına gidin.
- 'optimize.m' dosyasını çalıştırın.
- İstenilen ilk sonuçlar seçeneklerini seçin.
- SetInnerOptSettings' deki ayarların tercihinize uygun olup olmadığını kontrol edin.
- Plot Progress Optimization'da optimizasyon sırasında hangi verilerin çizilmesini istediğinizi seçin.

- Optimizasyonu çalıştırın.

Sağlam bir diz-ayak protezi geliştirirken, bu protezin insan benzeri dinamikleri göstermesi gerekmektedir. Bunu gerçekleştiren en basit yöntem, belirli bir torkun belirlendiği bir yol izlenmesi ve kontrolörün yürüyüşü mümkün olduğunca yakından takip etmek için komut vermesidir. Bununla birlikte, bu tür bir kontrol şeması, istenen güzergahı gerçek zamanlı olarak güncelleyen bir metodoloji ile sınırlıdır; yani kendini harici bozan etkenlere adapte edemeyecektir. Protez sektöründe değişim-dönüşüm çok önemli yer tutmaktadır. Protezlerin değişen arazi yapısına göre uyumlaştırılması ve kullanıcının davranış değişikliği durumlarına cevap verebilmesi gerekmektedir. Bu tez, biyolojik olarak tutarlı ve düzeltilmiş zihinsel değişikliklerin, Hill-tipinin güç-geribildirim-refleksini duruş aşamasında kullanarak, davranış ile yapıldığı hipotezini kurmaktadır. Bu hipotezi doğrulamak için; bir nöromüsküler modelden oluşan ve artı kuvvet geri tepkisi tek ve etkili bir taban bükme kasından meydana gelen güçlü bir ayak bileği protezi kontrolörü ve orantılı bir türev empedans kontrolünden oluşan etkili bir Rhino alıştırma protezi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Veri işleme

Son yürüyüş değerlendirmesi için, 30 saniye boyunca düz zeminde modellerin yürüme simülasyonu yapılmıştır. Ardından, simülasyon verileri işlenmiş ve karşılaştırılmıştır. Değerlendirme için modelden elde edilen veriler 1000 Hz'de örneklenmiştir. İşlem sonrasında, veriler adımlara karşılık gelecek şekilde bölümlere ayrılırmıştır. Sonrasında veriler, her bölümün %0-100 arasında %0,5'lik artışlarla veri noktalarına sahip olacak şekilde, doğrusal *(interpolasyon)* olarak ara değerler eklenmiştir. Daha sonra verilerin ortalaması alınarak bacak başına standart sapma hesaplanmıştır. İlk dört adım değerlendirmede dikkate alınmamıştır.

4.2 Model geçerleme

Ampüte modelinin performansı, modelin gerçek bir ampüte bireyi temsil edip/etmediğini görmek için ölçümlenmiştir. Ampüte ve sağlıklı modelin simüle edilmiş yürüyüşü çeşitli parametreler açısından karşılaştırılmıştır. Sağlıklı ve ampüte modelin simülasyonlarını karşılaştırmak için (tek ayak) duruş süresi t_{St}, salınım süresi t_{Sw}, çift (ayak) duruş süresi t_{DS}, adım süresi t_S, adım uzunluğu ℓ_S, duruş sırasındaki maksimum ayak bileği gücü $P_{a,max}$, ortalama ön-arka durdurma ve yer itme tepkisi p_{Xb}, p_{yp} ve ortalama dikey yer tepkisi p_z parametreleri karşılaştırılmıştır. Bu veriler kullanılarak-literatürdeki sağlıklı ve TF ampüte bireyler ile karşılaştırılmıştır [68]. Yine bu tür çalışmalar, mevcut ampüte simülasyonu ve sağlıklı yürüyüş farklılıkları ile literatürde bulunan (ampüte ve sağlıklı birey) veri farklılıklarıyla karşılaştırabilir. Adım uzunluğu ve süresi, Kowal ve Rutkowska çalışmalarında açıklandıkları yöntem ile belirlenmektedir [69]. Çift ayak duruş süresi için IP sonucu, modelin sağlam bacaktan protez bacağa geçtiği çift ayak duruş süresi anlamına gelmektedir. Ortalama, standart sapma ve mutlak simetri indeksinin (ASI) ortalaması ve standart sapması her bir parametre için verilmiştir. Ortalama değeri, parametrenin tüm adımlar üzerinden ortalaması olacak şekilde hesaplanmaktadır. Sağlıklı modelin ASI değeri ise sol (L) ve sağ (R) bacak yürüme parametre değeri arasındaki fark olarak tanımlanmaktadır (Denklem 4.1):

$$ASI = \frac{L-R}{0.5(L+R)} \times 100\% \tag{4.1}$$

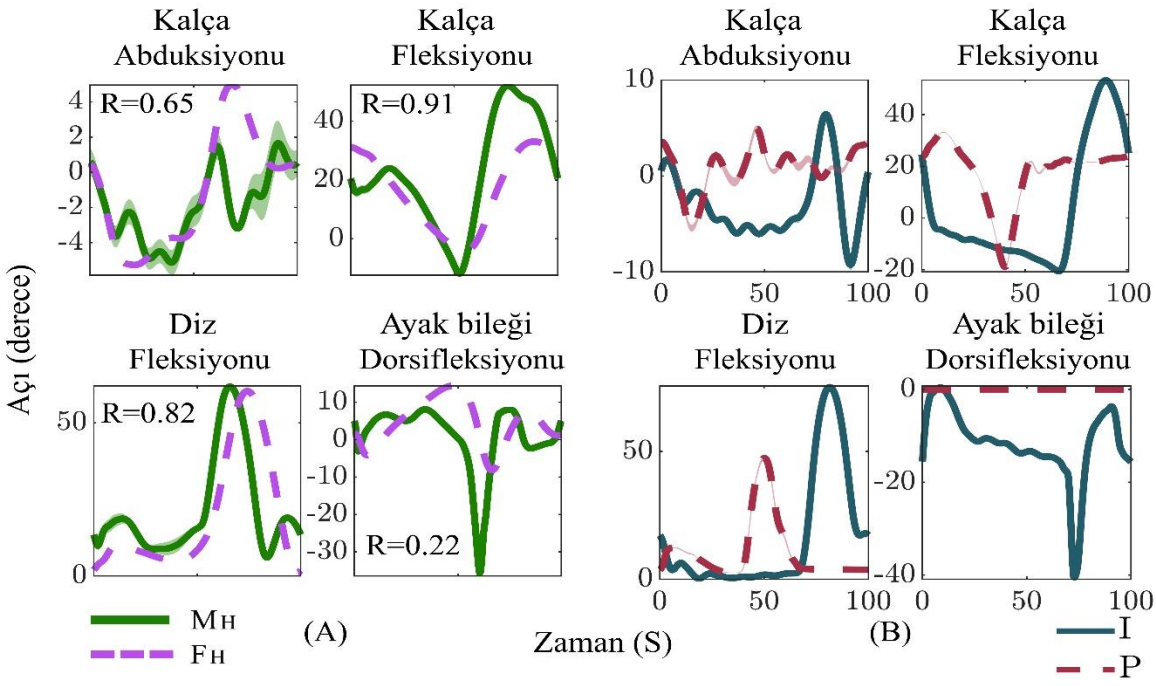
L ve R değişkenleri, güvenli bir adım için hesaplanan bir parametre değerine karşılık gelmektedir. Pozitif ASI değerleri, sol taraftaki parametre değerinin sağ taraftan daha büyük olduğu anlamına gelir. Ortalama ASI değeri, her adım için ASI değerlerinin ortalaması alınarak

hesaplanmaktadır. Formülde ampüte modelin sol bacağı sağlam, sağ bacağı ise protez bacaktır. Ayrıca, modelin gömülü ve inaktif bir CMG ile birlikte yapılan yürüme simülasyonlarının parametreleri de karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma, aktif bir CMG'nin normal yürüyüşü ne kadar bozabileceğini göstermektedir.

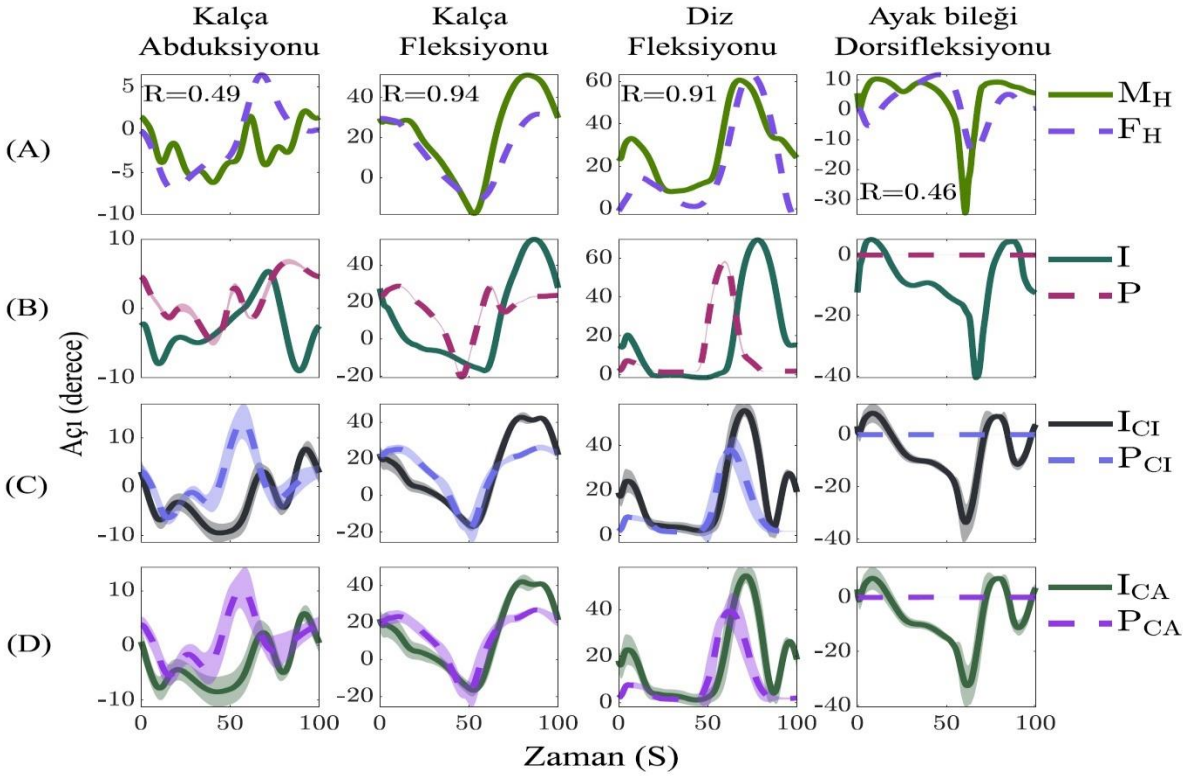
Sağlıklı modelin simülasyonu Song ve Geyer'in [61] modeline benzemektedir. Sadece yumuşak eklem sınırı ve kas maliyeti modeli değiştirilmekte ve kas-refleks parametreleri yeniden optimize edilmiştir. Simüle edilen sağlıklı birey yürüyüşü, Fukuchiet ve ark., [70] simüle edilmiş ve deneysel yürüyüş verileri arasındaki korelasyonu hesaplayarak karşılaştırılmıştır. Bu korelasyon, Song ve Geyer [61]'deki gibi eklem açıları, eklem torkları ve yer tepki kuvvetleri (GRF) için hesaplanmıştır.

4.3 Yürüme simülasyonu

Şekil 4.1 (a) ve 4.2 (a), Fukuchi'nin [71] 0,9 m/s ve 1,2 m/s hızla yürüyen sağlıklı birey verilerinden elde edilen ortalama eklem açılarını ve aynı hızda yürüyen sağlıklı bir bireyin simülasyon modeli gösterilmektedir. Şekillerde (MH) sağlıklı bir model ve (FH) Fukuchi modelinden alınan verileri göstermektedir. Simülasyon verilerinin standart sapmaları da ayrıca şekillerde de belirtilmiştir. Rakamlar, Fukuchi ve simülasyondan elde edilen verilerin korelasyon değerlerini göstermektedir. Şekil 4.1 (b) ve Şekil 4.2 (b)'de; 0,9 m/s ve 1,2 m/s hızla yürüyen bir ampüte simülasyonundan elde edilen eklem açılarının ortalama ve standart sapmaları gösterilmektedir. Şekillerde (I) sağlam ve (P) ise protez bacağının verilerini göstermektedir. Şekil 4.2 (c) ve Şekil 4.2 (d) ise; aktif olmayan ve aktif bir CMG simülasyonu ile 1,2 m/s hızla yürüyen bir ampüte bireyden elde edilen eklem açılarının ortalama ve standart sapmaları gösterilmektedir.



Şekil 4.1: Fukuchi (F_{H}) [71] verileriyle kıyaslandığında (a) sağlıklı bir model (M_H) için ve (b) 0,9 m/s hız ile düz zeminde yürüyen ampüte modelin sağlam (I) ve protez (P) bacağı için bir adım esnasındaki ortalama eklem açıları ve standart sapmaları.



Şekil 4.2: Fukuchi (F_{H}) [71] verileriyle kıyaslandığında (a) sağlıklı bir model (M_H) için; (b) sağlam (I) ve protez (P) bacak için; (c) sağlam (I_{CI}) ve inaktif CMG'li protez (P_{CI}) bacak için; (d) 1,2 m/s hız ile düz zeminde yürüyen aktif CMG'li ampüte modelinin sağlam (I_{CA}) ve protez (P_{CA}) bacağı için bir adım esnasındaki ortalama eklem açıları ve standart sapmaları.

Tablo 4.1'de, (tek ayak) duruş süresi t_{St}, salınım süresi t_{Sw}, çift (ayak) duruş süresi t_{DS}, adım süresi t_S, ve adım uzunluğu ℓ_S parametrelerinin ortalama ve standart sapmaları verilmiştir. Bu veriler sağlıklı ve ampüte model simülasyonlarından elde edilmiştir. Ayrıca, bu parametreler için mutlak simetri indeksinin (ASI) ortalama ve standart sapması da verilmiştir. Ampüte modeli için, sağlam bacak (I) ve kontrol momenti jiroskopu (CMG) olmayan protez bacak (P), sağlam (I_{CI}) ve inaktif CMG'li protez (P_{CI}) bacak ve sağlam (I_{CA}) ve aktif CMG'li protez (P_{CA}) bacak için sonuçlar verilmiştir. Sağlıklı model (M_H) için verilen değerlerde ikisinin de ortalaması alınmıştır.

Tablo 4.1: Duruş süresi, salınım süresi, çift ayak duruş süresi, adım süresi ve adım uzunluğunun ortalama ve standart sapmaları.

		0,9 m/s		1,2 m/s	
		Ortalama	ASI	Ortalama	ASI
t_{St} (s)	M_H	0.69 (0.01)	0.23 (1.47)	0.61 (0.00)	-0.12 (0.72)
	I	0.92 (0.01)	48.60 (0.65)	0.67 (0.01)	26.26 (0.65)
	P	0.59 (0.00)		0.49 (0.00)	
	I_{CI}			0.65 (0.08)	7.86 (9.69)
	P_{CI}			0.64 (0.02)	
	I_{CA}			0.68 (0.09)	13.72 (11.31)
	P_{CA}			0.63 (0.02)	
t_{Sw} (s)	M_H	0.48 (0.00)	- 0.03 (1.37)	0.49 (0.00)	0.13 (0.71)
	I	0.35 (0.00)	- 64.28 (1.19)	0.37 (0.00)	-36.61 (0.86)
	P	0.72 (0.01)		0.52 (0.01)	
	I_{CI}			0.47 (0.01)	-12.62 (13.23)
	P_{CI}				
	I_{CA}			0.53 (0.06) 0.43 (0.01)	-15.58 (11.84)
	P_{CA}			0.55 (0.07)	
t_{DS} (s)	M_H	0.09 (0.00)	- 0.31 (1.85)	0.08 (0.00)	0.05 (1.82)
	I	0.08 (0.00)	- 17.56 (1.49)	0.07 (0.00)	26.37 (3.71)
	P	0.09 (0.00)		0.05 (0.00)	
	I_{CI}	P_{CI}		0.10 (0.01)	22.60 (13.13)
	P_{CI}	I_{CA}		0.08 (0.01)	
	I_{CA}	P_{CI}		0.09 (0.02)	31.78 (15.14)
	P_{CA}	I_{CA}		0.06 (0.01)	
t_S (s)	M_H	0.63 (0.01)	- 0.17 (1.11)	0.53 (0.00)	0.16 (0.42)
	I	0.48 (0.00)	- 57.03 (1.29)	0.48 (0.00)	-27.85 (0.89)
	P	0.79 (0.01)		0.59 (0.01)	
	I_{CI}			0.53 (0.01)	-8.35 (10.27)
	P_{CI}			0.59 (0.07)	
	I_{CA}			0.57 (0.02)	-11.46 (11.78)
	P_{CA}			0.58 (0.08)	
ℓ_S(s)	M_H	0.52 (0.01)	0.49 (2.94)	0.65 (0.01)	-0.36 (1.75)
	I	0.44 (0.00)	- 51.28 (1.21)	0.58 (0.01)	-21.94 (1.69)
	P	0.71 (0.00)		0.73 (0.00)	
	I_{CI}			0.67 (0.12)	-7.64 (5.81)
	P_{CI}			0.73 (0.03)	
	I_{CA}			0.66 (0.13)	-2.47 (13.63)
	P_{CA}			0.65 (0.04)	

Benzer şekilde, (tek ayak) duruş sırasındaki maksimum ayak bileği gücünün ortalama ve standart sapması $P_{a,max}$, ortalama ön-arka frenleme ve yer itme tepkileri p_{Xb}, p_{yp} ve sağlıklı ve ampüte model simülasyonlarından elde edilen ortalama dikey yer tepkisi p_z Tablo 4.2'de sunulmuştur. Bu parametrelerin mutlak simetri indeksinin (ASI) ortalama ve standart sapmaları da tabloda verilmiştir. Ampüte modeli için, sağlam bacak (I) ve kontrol momenti jiroskopu (CMG) olmayan protez bacak (P), sağlam (I_{CI}) ve inaktif CMG'li protez (P_{CI}) bacak ve sağlam (I_{CA}) ve aktif CMG'li protez (P_{CA}) bacak için sonuçlar verilmiştir. Sağlıklı model (M_H) için verilen değerlerde ikisinin de ortalaması alınmıştır.

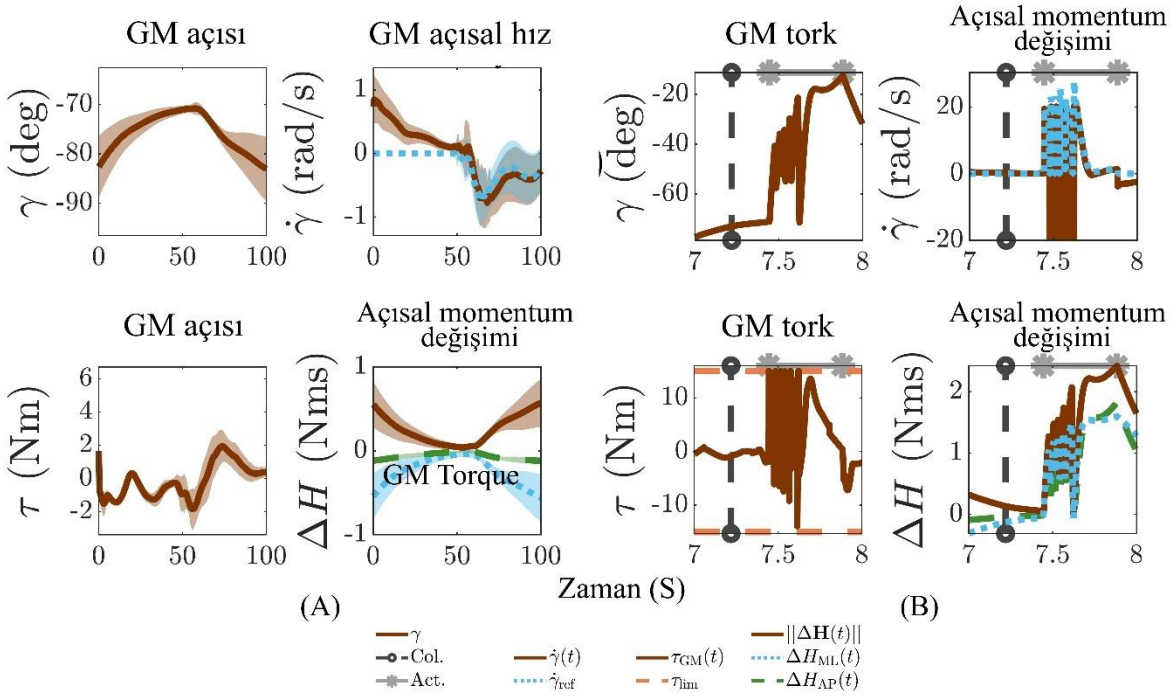
Tablo 4.2: Duruş sırasında maksimum ayak bileği gücünün ortalama ve standart sapmaları, ortalama ön-arka frenleme ve yer itme tepkisi ve her iki bacak için ortalama dikey yer tepkisi.

		0,9 m/s		1,2 m/s	
		Ortalama	ASI	Ortalama	ASI
$P_{a,max}$ (W/kg)	M_H	1.21 (0.08)	-1.23 (7.93)	1.02 (0.02)	0.31 (1.44)
	I	2.07 (0.07)	-	2.87 (0.06)	-
	I_{CI}			2.91 (0.51)	-
	I_{CA}			2.65 (0.60)	-
p_{Xb} (Ns/kg)	M_H	-0.31 (0.02)	2.19 (10.39)	-0.33 (0.02)	-1.04 (6.79)
	I	-0.35 (0.01)	13.31 (1.89)	-0.51 (0.01)	101.87 (4.92)
	P	-0.31 (0.01)		-0.19 (0.01)	
	I_{CI}			-0.34 (0.06)	31.79 (21.63)
	P_{CI}			-0.24 (0.05)	
	I_{CA}			-0.31 (0.06)	54.88 (36.24)
	P_{CA}			-0.23 (0.06)	
p_{Xp} (Ns/kg)	M_H	0.23 (0.01)	- 1.89 (7.16)	0.27 (0.01)	0.42 (4.58)
	I	0.69 (0.01)	151.82 (1.06)	0.42 (0.01)	73.14 (3.76)
	P	0.08 (0.00)		0.19 (0.01)	
	I_{CI}			0.45 (0.03)	72.71 (13.14)
	P_{CI}			0.23 (0.02)	
	I_{CA}			0.44 (0.05)	71.74 (11.81)
	P_{CA}			0.17 (0.03)	
p_z (Ns/kg)	M_H	5.92 (0.05)	0.15 (1.04)	5.48 (0.04)	- 0.12 (1.03)
	I	8.14 (0.07)	51.63 (0.84)	6.25 (0.05)	37.39 (0.95)
	P	1.76 (0.03)		4.32 (0.04)	
	I_{CI}			5.89 (0.69)	15.46 (9.32)
	P_{CI}			5.01 (0.10)	
	I_{CA}			6.23 (0.77)	19.37 (12.09)
	P_{CA}			5.02 (0.12)	

4.4 Kontrol moment jiroskobu ile düşmeyi önleme

Şekil 4.3'te CMG açısı, açısal hız, tork ve açısal momentum değişim verileri gösterilmektedir. Modelin henüz yürümeye başladığı anlardaki bir adım üzerinden verilerin ortalaması alınmaktadır. Bu veriler, Şekil 4.3 (a)'da sunulmuştur. Şekil 4.3 (b)'de ise bir yürüyüş sonrası başarılı bir düşmenin önlemesi için CMG düşmeyi önleme kontrolörünün tepkisi

gösterilmektedir. Engelle çarpışma anı t = 7,2 s civarındadır. Düşme önleme kontrolörünün aktif olduğu süre ise t = 7,4 s ile t = 7,9 s arasındadır. Her ikisi zaman da şekillerde belirtilmiştir.



Şekil 4.3: 1,2 m/s hızla CMG ile yürüyen ampüte bir modelin (a) bir adım sırasındaki kontrol momenti jiroskopunun ortalama verileri ve (b) başarılı bir düşme önleme için kontrolörün cevabı. Engel ile çarpışma anı (collision) t = 7,2 s civarındadır. Düşme önleme tepkisinin aktif olduğu süre (active) t = 7,4 s ve t = 7,9 s arası-düşme önleme grafiklerinde gösterilmiştir.

Bu çalışma, Otto Bock 3R60 diz protezi giyen bir TF ampüte bireyini temsil edecek şekilde, mevcut bir 3D nöromüsküler modeline bir ayarlama (tesviye) önermektedir. 0,9 m/s ve 1,2 m/s hızda simüle edilmiş ampüte yürüyüşü, birçok yönden bir TF ampüte bireyin yürüyüşünü andırmaktadır. Ampüte yürüyüşü asimetrik özellikler de göstermektedir. Ayrıca TF ampüte bireyler arasında umumiyetle tespit edilen kontralateral şişkinlik *(vaulting)* de görülebilmektedir. Şişkinlik özelliği, tek ayak duruş sırasında maksimum ayak bileği gücü ile de gözlemlenebilir [72]. Bu değer, sağlıklı bireylerin ayak bileğinden ziyade, TF ampüte bir bireyin sağlam ayak bileği için daha önemlidir. Simüle edilmiş yürüyüş, her iki hız için de bu özelliği göstermektedir. Beklendiği üzere, 1,2 m/s hız ile simüle edilmiş ampüte yürüyüşünün diğer yürüme parametreleri, literatürdekilere [58, 73] benzer şekilde pozitif veya negatif asimetri göstermiştir.

Ayrıca, simülasyonun ortalama tepki asimetrileri farklı hızlarda birbirlerinden farklılık göstermiştir; fakat bu tepkiler benzer olmalıdırlar [58, 73]. Song ve Geyer [61] tarafından saptandığı gibi, 1,2 m/s hızdaki sağlıklı bir yürüyüş, birbirine benzer eklem açısı ve GRF

korelasyon faktörüne sahiptir. Bununla birlikte, ortak tork korelasyonu daha kötüdür. 0,9 m/s hızdaki sağlıklı bir yürüyüş için ise kalça dışa çekim (abdüksiyon) açısı korelasyonu haricindeki diğer tüm korelasyon faktörleri daha kötüdür. Ortak tork korelasyonundaki fark dikkat çekicidir; zira eklem açısı korelasyonu oldukça benzerdir. Bunun nedeni, yumuşak eklem sınırındaki değişiklikler olabilir. Bu değişiklikler, farklı bağlantı torklarına yol açarken, farklı bağlantı açılarına ise neden olmamıştır.

Genel olarak, 0,9 m/s hızda yürüyen hem ampüte hem de sağlıklı modelin yürüme simülasyonu sonuçları literatürdeki çalışmalardan oldukça fazla sapma göstermektedir. Kontrol modelindeki basitleştirmeler buna neden olmuş olabilir. Özellikle koronal düzlemde, modelin daha düşük hızlarda, denge sağlama konusunda güçlük çektiği görülmektedir. Yürüme boyunca, salınımlı abdüksiyon torku bu hipotezi desteklemektedir. Yanal (lateral) nörolojik kontrol, sadece hedef bacak açısı prensibine bağlıdır. Bu ise çok kaba, yeterince ayrıntılı olmayan ve salınımlara neden olan bir algoritma olabilir.

Simüle edilmiş yürüyüş sırasında 3R60 protez dizin karşı tepkisi, referans [74] 'de sunulan deneysel bulgulara benzer özellikler göstermektedir. Ancak, (simülasyonda kullanılan) her iki hız için maksimum salınım fazı fleksiyonu ve 0,9 m/s hız için maksimum duruş fazı fleksiyonu daha düşüktür. Yine de bu sonuçlar, yürüyüş sırasında 3R60 protezinin tipik özelliklerini göstermektedir. Dolayısıyla 3R60 modeli, 3R60 kullanan bir TF ampüte bireyin yürüyüşünü simüle etmek için yeterince doğru kabul edilebilir.

Ampüte modelinin sayısal bir hassasiyeti olduğu tespit edilmiştir. Yanal kontrolde yaşanan zorluğun nedenlerinden birisi bu olabilir. Bu ise küçük sayısal sapmaların büyüyerek farklı sonuçlar meydana getirmesine neden olabilir. Temel olarak bu sorun, farklı bilgisayarlarda engebeli arazide yürüyüş simülasyonları karşılaştırılırken veya model değiştirildiğinde ortaya çıkmıştır. Bu sorunun üstesinden gelmek için ise yürüyüş parametreleri yeniden optimize edilebilir ve böylece tekrar uygulanabilir bir yürüyüş sağlanabilir. Düz arazi simülasyonunda, daha uyumlu sonuçlar üretmektedir. Yürüyüş, her iki bilgisayarda da başarılı ve benzer sonuçlar vermiştir. Değişken yerine, çözücü adım süresini sabitlemek, engebeli arazide daha tekrarlanabilir bir simülasyon sonucuna ulaştırabilir. Ancak, bu değiştirilen ayar nedeniyle simülasyon süresi büyük olasılıkla artacaktır.

Eklem diz protezi kullanımlı bir TF ampüte modeline sahip olmanın faydaları, (sonuçlarının) vaka çalışma ile hemen uygulamaya aktarılabilmesidir. Ampüte yürüyüşünün, 1,2 m/s hızdaki aktif olmayan veya aktif CMG'li yürüme parametreleri ve eklem açıları kısmen farklıdır.

Jiroskopik torkun tamamen ortadan kaldırılması uygulanabilir değildir; bu nedenle bu kısmi fark, yürüyen kontrolör için yeterince iyi bir performanstır. CMG'nin (proteze) ekleniyor olması, yürüyüş parametreleri açısından literatüre göre çok az bir sapmaya neden olmaktadır. Sağlam bacağın frenleme darbesi, ani tepkiden daha küçüktür ve protez bacak için ani tepki ise frenleme darbesinden daha küçüktür. Ancak, 1,2 m/s hızdaki CMG'siz ampüte yürüyüşünde durum bu değildir. Bir başka ilginç gözlem ise şudur: hem inaktif hem de aktif CMG'li ampüte yürüyüşü, CMG olmaksızın yapılan yürüyüşten daha simetrik olmuştur. İnaktif CMG'li yürüyüş için, tüm yürüyüş parametreleri, CMG'siz ampüte yürüyüşüne göre sıfıra yakın bir ASI değerine sahiptir. Aktif CMG'li simülasyon için yürüyüş parametreleri de benzer bir eğilim göstermektedir. Bunun istisnası, CMG'siz ampüte yürüyüşünden daha asimetrik olan çift (ayak) duruş süresidir.

Asimetrideki azalmanın açıklamalarından birisi, CMG'li protez bacağın atalet özelliklerinin sağlam bacağın özelliklerini çok yakından andırmasıdır. Bunu göstermenin bir yolu, bacak-ayak kombinasyonunun doğal frekansıdır. Sağlıklı bacak-ayak kombinasyonunun doğal frekansı 5,22 rad/s iken, protez bacak-ayak kombinasyonu 4,74 rad/s ve CMG kombinasyonu ile protez bacak-ayak kombinasyonu 5,27 rad/s olarak bulunmuştur. Bazı araştırmalar, atalet yükünü artırmanın daha normal bir yürüyüş modeliyle sonuçlanacağını öne sürmüşlerdir [75 – 77]. Moylan ve ark., [78] yaptıkları çalışmada atalet yükünü artırmanın yürüyüş üzerinde neredeyse hiçbir etkisini bulamadığını; fakat Smith ve Martin [79] yaptıkları çalışmada ise; bazı olumsuz etkiler bulduklarını rapor etmişlerdir. Bu çelişkili sonuçlar, henüz tek tip bir sonucun olmadığını; ancak bu konunun araştırma için önemli bir konu olmaya devam ettiğini göstermektedir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre; Otto-Bock 3R60 diz protezi takan bir TF ampüte bireyin 3D nöromüsküler modelinin simüle edilmiş yürüyüşüne ilişkin sonuçlar literatür ile tam bir uyum içerisindedir. Bu durum, özellikle modelin 1,2 m/s hızdaki yürüyüşü için geçerlidir. 0,9 m/s gibi daha düşük hızdaki yürüyüş modellemesinde hem ampüte model hem de sağlıklı model daha fazla sapma göstermiştir. İnsanların kas yapısını ve nörolojik kontrolünü modellemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Düşmeyi önlemeyle ilgili örnek çalışma için, protez bacağa bir kontrol momenti jiroskopu yerleştirilmiştir. Elde edilen simülasyon sonuçları, bacak (içine) yerleştirilmiş bir kontrol momenti jiroskopu ile 1,2 m/s hızda yürümenin, simetriyi iyileştirildiğini göstermektedir. Ayrıca, kontrol momenti jiroskopu kullanımı bir yürüyüş sonrasındaki düşmeyi başarılı bir şekilde önlemiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 Sonuçlar

Bu çalışmada transfemoral protezin işlevini ölçmek için FEA yöntem kullanılarak modelleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Kalan uzuv ile protez arasındaki arayüz basıncını hesaplayan bir sonlu eleman yöntemi ve simülasyon işlemleri yapılmıştır. Başarılı simülasyon sonuçları, analitik sonlu elemanın soket formunu değerlendirmek için yeterince güvenilir olduğunu göstermiştir. Bu durum ise, kalan uzvun davranışını izlemek için, protez uzmanının ve tasarımcının simülasyon sonuçlarını sokete yerleştirildiğinde kullanmasını sağlamaktadır. Soketin kalitesini ölçmek için, soket ve kalan uzuv arasında oluşan yüzey basıncı kullanılabilir. Yaptığımız çalışmada kullanmış olduğumuz MAC 3D sistemi transfemoral hastayı etraflıca ele aldı ve MATLAB yazılımı ise analiz etti. Alt uzuv bölgesi hareketini gözlemlemek ve incelemek için protezler kullanıldı. Kalça eklemi ve diz eklemi açısal rotasyon ile ortaya çıkarıldı ve protez kullanan hastaların yürüyüşünü değerlendirmek için protez uzmanları ve terapistler için faydalı veriler elde edildi. Bu sonuçlar, elverişli rehabilitasyon yönteminin seçilmesi için uygun öneriler olarak değerlendirilebilir.

Yürüme analizi yapılarak diz eklemlerinin fonksiyonları gözlenmiş ve özellikleri ortaya konmuştur. Diz eklemini tasarlamak ve hesaplamalarını yapmak için yürüyüş döngüsü sırasında diz ekleminin açısı ve diz eklemindeki yük ortaya çıkmaktadır. Nihai olarak, ayak protezi ve bu protez ile ilgili parametreler ele alınmış ve değerlendirilmiştir. Ayaklar, transfemoral protezin önemli bir aksamıdır. Ayakların, hastanın davranışı üzerinde önemli bir etki oluşturan yere basma ve kuvvetler üzerine kısmi etkisi vardır. Basınç merkezi ve sıfır moment noktası hesaplamaları ayak protezi çalışmalarından yapılmıştır. Ayak (protezlerinin) işleyişi, onun malzeme özelliklerinin ve yapısının bir sonucudur. Bireysel durumlar için neyin daha uygun ve rahat olduğunu bulmak için, ayak protezi ve diz ekleminin hem malzemesi hem de yapısı sonlu eleman analizi ile kolayca değiştirilebilir.

Otto-Bock 3R60 diz protezi kullanan bir TF ampüte bireyin 3D nöromüsküler modelinin simülasyon yürüyüşü literatürle büyük oranda uyumlu bulunmuştur. Bu uyum, özellikle modelin 1,2 m/s hızdaki simülasyon yürüyüşü için geçerlidir. 0,9 m/s gibi daha düşük bir hızda yürüyüş için ise hem ampüte model hem de sağlıklı model daha fazla sapma göstermiştir. İnsanların kas yapısını ve nörolojik kontrolünü modellemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Düşmeyi önlemeyle ilgili örnek çalışma için, protez bacağa bir kontrol

momenti jiroskopu yerleştirilmiştir. Elde edilen simülasyon sonuçları, bacak (içine) yerleştirilmiş bir kontrol momenti jiroskopu ile 1,2 m/s hızda yürümenin simetriyi iyileştirildiğini göstermektedir. Ayrıca, kontrol momenti jiroskopu kullanımı bir yürüyüş sonrasındaki düşmeyi başarılı bir şekilde önlemiştir. Ancak bu simülasyon sayısal olarak çok hassastır, dolayısıyla kesin bir sonuca varmak mümkün değildir. Simülasyon ile düşmeyi önleme konusunda daha detaylı araştırma yapmak için, insan düşme önleme stratejilerine daha çok benzerlik gösteren bir düşme önleme kontrol modeli geliştirilmelidir.

5.2 Öneriler

Aşağıdaki belirtilen hususların desteklenmesi ve uygulanabilirliğinin artırılması durumunda, bu çalışmanın sonuçları daha değerli olacaktır. Daha iyi sonuçlar elde edilmesi için, arayüz basıncının değerlendirilmesinde kullanılmak üzere yapılması veya çözülmesi gereken çalışmalar bulunmaktadır. 3R60 protezi ile ampüte simülasyonunun daha da geliştirilmesi için çok sayıda deneye ihtiyaç duyulmaktadır. Bugüne kadar 3R60 protezi ile yürüyen ampüte bireylere ilişkin hiçbir veri mevcut değildir. Dolayısıyla bu veriler, simülasyonu teyit etmede ve bu doğrultuda bir kriter olarak kullanılmasına yardımcı olmaktadır. Ayrıca nörolojik kontrol modeli üzerine özellikle yanal (lateral) kontrol konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır. 1,2 m/s civarındaki bir hız, TF ampüte bireyler için genelde hızlı bir yürüyüş olarak kabul edilmektedir [80 – 82]. Bu nedenle, gelecekteki çalışmalar, yavaş yürüyüşleri daha gerçekçi bir şekilde simüle etme üzerine odaklanılmalıdır. Bu sayede modelin kullanışlılığı artacaktır. Kaslı model üzerine yapılacak alternatif araştırmalar, daha yavaş yürüyüşleri simüle etmede bir çözüm olarak değerlendirilebilirler. Halihazırda, koronal kaslar, kalça başına yalnızca bir abdüktör ve bir addüktör kasından oluşmaktadır. Bu ise kontrol modelini büyük ölçüde basitleştirmektedir. Abdüktör ve addüktör kas modeli, onları bir araya getirmek yerine daha fazla abdüktör veya addüktör kas ekleyerek genişletilebilir. Bu ise koronal düzlemin daha iyi kontrolünü ve böylece salınımların azalmasını sağlanabilir. Ayrıca, modele kollar eklemek ise ilginç bir araştırma konusu olacaktır. Kolların bir yürüyüş sonrasında, açısal momentumu azaltmaya katkı sunduğu ve kol salınımlı bir yürüyüşün sarsıntıya karşı daha yüksek bir dirence sahip olduğu bulunmuştur [83, 84]. Bu ise yürüyüş sırasında dengeyi ve sarsıntılara karşı koyma kabiliyetini arttırmaktadır.

Düşmeyi önleme simülasyonu henüz kullanışlı olacak kadar gerçekçi değildir. Sarsıntıya karşı koymak için ayrı bir kontrolör kullanılmalıdır; öyle ki, bu kontrolör, insanlarda bulunan düşme önleme stratejilerini taklit edebilmelidir. Düşme önleme kontrolörü, çok adımlı bir stratejiyi

hesaba katabilmelidir. Ayrıca, kontrolör tüm yürüyüş boyunca meydana gelecek sarsıntılarla başa çıkabilmelidir. Öncelikle, modellerin bozulma direncini test etmede kullanılabilecek bir karşılaştırma testi yapmak iyi bir fikir olacaktır. Farklı kontrolörlerin karşılaştırılması ise daha fazla fikir verecektir. Donanımdaki küçük farklılıklar başarısız bir yürüyüş simülasyonuyla sonuçlanıyorsa, bu modelin kullanılabilirliğini azaltacaktır. Bununla birlikte, başarılı bir simülasyon için, kontrol kazanımları yeniden optimize edilebilirler. Ancak bu zaman alıcıdır; dolayısı ile istenen bir durum değildir. Simulink'teki entegratör blokları sayısal hassasiyetin nedenlerinden biri gibi görünmektedir. Bu entegratör bloklarının azaltılması hassasiyetin de azalmasına neden olabilir.

KAYNAKLAR

[1] Ziegler-Graham, K., MacKenzie, E., Ephraim, P., Travison, T. and Brookmeyer, R., (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(3), pp.422-429.

[2] Sawamura, S., Amputation and Prosthesis, İshiyaku: Tokyo, (2007) , 1-16.

[3] Nagashima, H., Inoue, H., & Takechi, H. (1993). Incidence and prognosis of dysvascular amputations in Okayama Prefecture (Japan). *Prosthetics and orthotics international*, 17(1), 9-13.

[4] Fisk, J., Soderberg, B., Trebbin, H., Cochrane, H., & Stills, M. (2010). ISPO/LWVF Evaluation team VIETCOT graduates report. *Copenhagen: International Society for Prosthetics and Orthotics*.

[5] Hayashi, Y., Mori, Y., & Kawamura, J. (1999). Epidemiological study on the lower limb amputees. *Jpn Soc Prothet Orthot*, *15*, 163-170.

[6] Economic and Social Research Institute - Cabinet Office Home Page. [erişim tarihi 31.07.2022]. https://www.esri.cao.go.jp/index-e.html.

[7] STUDY in KITAKYUSHU - Kitakyushu international students support service information. [erişim tarihi 31.07.2022]. https://www.city.kitakyushu.lg.jp/page/studyinkitakyushu/en/about/.

[8] Cervantes-Godoy, D., & Dewbre, J., Importance économique de l'agriculture dans la lutte contre la pauvreté, no. 23, (2010).

[9] Devan, H., Tumilty, S., & Smith, C. (2012). Physical activity and lower-back pain in persons with traumatic transfemoral amputation: a national cross-sectional survey. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, *49*(10).

[10] Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G., & Harder, J. A. (1993). Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Journal of pediatric orthopedics*, *13*(2), 169-173.

[11] Fish, D. J., & Nielsen, J. P. (1993). Clinical assessment of human gait. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *5*(2), 39.

[12] Latest Diabetes Figures Paint Grim Global Picture - ScienceDaily. [erişim tarihi 31.07.2022]. https://www.sciencedaily.com/releases/2009/10/091020094058.htm.

[13] Alsancak, S., Altınkaynak, H., & Güner, S. (2013). Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre Türkiye'de hastaya özel yapılarak uygulanan profitez ve ortezlerin sayısal çeşitlilik analizi. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, *99*.

[14] National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities. [erişim tarihi 31.07.2022]. http://www.rehab.go.jp/english/.

[15] LIMBLESS STATISTICS. [erişim tarihi 31.07.2022]. http://www.limbless-statistics.org.

[16] Buczek, F. L., Cooney, K. M., Walker, M. R., Rainbow, M. J., Concha, M. C., & Sanders, J. O. (2006). Performance of an inverted pendulum model directly applied to normal human gait. *Clinical Biomechanics*, *21*(3), 288-296.

[17] Frölke, J. P., & van de Meent, H. (2010). The endo-exo prosthesis for patients with a problematic amputation stump. *Nederlands Tijdschrift Voor Geneeskunde*, *154*, A2010-A2010.

[18] Buis, A. W. P., & Convery, P. (1997). Calibration problems encountered while monitoring stump/socket interface pressures with force sensing resistors: techniques adopted to minimise inaccuracies. *Prosthetics and orthotics international*, *21*(3), 179-182.

[19] Owings, M., & Kozak, L. J. (1998). *Ambulatory and inpatient procedures in the United States, 1996* (No. 139). US Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics.

[20] Rodríguez-Mañas, L., Féart, C., Mann, G., Viña, J., Chatterji, S., Chodzko-Zajko, W., ... & FOD-CC group (Appendix 1). (2013). Searching for an operational definition of frailty: a Delphi method based consensus statement. The frailty operative definition-consensus conference project. *Journals of gerontology series a: biomedical sciences and medical sciences*, *68*(1), 62-67.

[21] Asano, M., Rushton, P., Miller, W. C., & Deathe, B. A. (2008). Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation. *Prosthetics and orthotics international*, *32*(2), 231-243.

[22] World Health Organization. (2017). World Bank.(2011). *World report on disability*, *15*.

[23] G. L. E. A. S. Group, "Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. The Global Lower Extremity Amputation Study Group," *Br. J. Surg2*, vol. 87, no. 3, 2000.

[24] Dillon, M. P., Kohler, F., & Peeva, V. (2014). Incidence of lower limb amputation in Australian hospitals from 2000 to 2010. *Prosthetics and orthotics international*, *38*(2), 122-132.

[25] Pasquina, C. P. F., Carvalho, A. J., & Sheehan, T. P. (2015). Ethics in rehabilitation: Access to prosthetics and quality care following amputation. *AMA journal of ethics*, *17*(6), 535-546.

[26] Stepien, J. M., Cavenett, S., Taylor, L., & Crotty, M. (2007). Activity levels among lower-limb amputees: self-report versus step activity monitor. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *88*(7), 896-900.

[27] Barr, S., & Howe, T. E. (2018). Prosthetic rehabilitation for older dysvascular people following a unilateral transfemoral amputation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (10).

[28] Seker, A., Kara, A., Camur, S., Malkoc, M., Sonmez, M. M., & Mahirogullari, M. (2016). Comparison of mortality rates and functional results after transtibial and transfemoral amputations due to diabetes in elderly patients-a retrospective study. *International Journal of Surgery*, *33*, 78-82.

[29] Dunbar, G. L., Hellenberg, D. A., & Levitt, N. S. (2015). Diabetes mellitus and non-traumatic lower extremity amputations in four public sector hospitals in Cape Town, South Africa, during 2009 and 2010. *South African medical journal*, *105*(12), 1053-1056.

[30] Lazzarini, P. A., O'Rourke, S. R., Russell, A. W., Clark, D., & Kuys, S. S. (2012). What are the key conditions associated with lower limb amputations in a major Australian teaching hospital?. *Journal of foot and ankle research*, *5*(1), 1-9.

[31] Holman, N., Young, R., & Jeffcoate, W. (2012). Variation of the recorded incidence of lower limb amputation in England. *Diabetologia*, *55*, 1919-25.

[32] Gauthier-Gagnon, C., Grisé, M. C., & Potvin, D. (1999). Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *80*(6), 706-713.

[33] Davie-Smith, F., Kennon, B., Wyke, S., & Paul, L. (2015). The demographic and clinical characteristics of those with and without diabetes that undergo a lower extremity amputation in Glasgow, UK. *Physiotherapy*, *101*, e299.

[34] Glemne, M., Ramstrand, N., Crafoord, J., & Nygren, L. (2013). Preoperative characteristics and functional outcomes of lower limb amputees treated at Southern Älvsborg Hospital, Sweden. *Prosthetics and orthotics international*, *37*(4), 298-304.

[35] Puhalski, E. M., Taylor, D. M., & Poulin, T. M. (2008). How are transfemoral amputees using their prosthesis in Northwestern Ontario?. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *20*(2), 53-60.

[36] Tezuka, Y., Chin, T., Takase, I., Azuma, Y., Nakatsuka, A., Fujie, H., ... & Miura, Y. (2015). Investigation of physical functions affecting prosthetic use in unilateral trans-femoral amputees. *Physiotherapy*, *101*, e1503-e1504.

[37] Pienaar, E., & Visagie, S. (2019). Prosthetic use by persons with unilateral transfemoral amputation in a South African setting. *Prosthetics and Orthotics International*, *43*(3), 276-283.

[38] Hafner, B. J., & Askew, R. L. (2015). Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *52*(6), 677–700.

[39] Vllasolli, T. O., Orovcanec, N., Zafirova, B., Krasniqi, B., Murtezani, A., Krasniqi, V., & Rama, B. (2015). Physiological cost index and comfort walking speed in two level lower limb amputees having no vascular disease. *Acta Informatica Medica*, *23*(1), 12.

[40] Hagberg, K., & Brånemark, R. (2001). Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthetics and orthotics international*, *25*(3), 186-194.

[41] Andrysek, J. (2010). Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: A review of literature from 1994–2010. *Prosthetics and orthotics international*, *34*(4), 378-398.

[42] Mundell, B. F., Kremers, H. M., Visscher, S., Hoppe, K. M., & Kaufman, K. R. (2016). Predictors of receiving a prosthesis for adults with above-knee amputations in a well-defined population. *PM&R*, *8*(8), 730-737.

[43] Kidmas, A. T., Nwadiaro, C. H., & Igun, G. O. (2004). Lower limb amputation in Jos, Nigeria. *East African medical journal*, *81*(8), 427-429.

[44] Geertzen, J., van der Linde, H., Rosenbrand, K., Conradi, M., Deckers, J., Koning, J., & Voesten, H. (2015). Dutch evidence-based guidelines for amputation and prosthetics of the lower extremity: Rehabilitation process and prosthetics. Part 2. *Prosthetics and orthotics international*, *39*(5), 361-371.

[45] Eijk, M. S. V., van der Linde, H., Buijck, B. I., Zuidema, S. U., & Koopmans, R. T. (2012). Geriatric rehabilitation of lower limb amputees: a multicenter study. *Disability and rehabilitation*, *34*(2), 145-150.

[46] Norvell, D. C., Turner, A. P., Williams, R. M., Hakimi, K. N., & Czerniecki, J. M. (2011). Defining successful mobility after lower extremity amputation for complications of peripheral vascular disease and diabetes. *Journal of vascular surgery*, *54*(2), 412-419.

[47] Karmarkar, A. M., Collins, D. M., Wichman, T., Franklin, A., Fitzgerald, S. G., Dicianno, B. E., & Cooper, R. A. (2009). Prosthesis and wheelchair use in veterans with lower-limb amputation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, *46*(5).

[48] Wezenberg, D., De Haan, A., Faber, W. X., Slootman, H. J., Van Der Woude, L. H., & Houdijk, H. (2012). Peak oxygen consumption in older adults with a lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *93*(11), 1924–1929.

[49] Bakkes, E. S., Possible predictors of functional prosthetic ambulation in adults with unilateral above-knee amputation in the Western-Cape, Stellenbosch: Stellenbosch University, (1999).

[50] Gholizadeh, H., Osman, N. A. A., Eshraghi, A., & Ali, S. (2014). Transfemoral prosthesis suspension systems: a systematic review of the literature. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, *93*(9), 809-823.

[51] Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, E. B., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., & Nash, M. S. (2002). The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *83*(5), 613-627.

[52] Hafner, B. J., Willingham, L. L., Buell, N. C., Allyn, K. J., & Smith, D. G. (2007). Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical

to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *88*(2), 207-217.

[53] Kaufman, K. R., Levine, J. A., Brey, R. H., Iverson, B. K., McCrady, S. K., Padgett, D. J., & Joyner, M. J. (2007). Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait & posture*, *26*(4), 489-493.

[54] Chin, T., Sawamura, S., Shiba, R., Oyabu, H., Nagakura, Y., Takase, I., & Nakagawa, A. (2003). Effect of an Intelligent Prosthesis (IP) on the walking ability of young transfemoral amputees: comparison of IP users with able-bodied people. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, *82*(6), 447-451.

[55] Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J., & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of rehabilitation research and development*, *45*(1), 15.

[56] Emani, S., Ramasamy, M., & Shaari, K. Z. K. (2019). Discrete phase-CFD simulations of asphaltenes particles deposition from crude oil in shell and tube heat exchangers. *Applied Thermal Engineering*, *149*, 105-118.

[57] Crenshaw, J. R., Kaufman, K. R., & Grabiner, M. D. (2013). Trip recoveries of people with unilateral, transfemoral or knee disarticulation amputations: Initial findings. *Gait & posture*, *38*(3), 534-536.

[58] Schaarschmidt, M., Lipfert, S. W., Meier-Gratz, C., Scholle, H. C., & Seyfarth, A. (2012). Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human movement science*, *31*(4), 907-917.

[59] Geyer, H., & Herr, H. (2010). A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, *18*(3), 263-273.

[60] Schaub, H., Vadali, S. R., & Junkins, J. L. (1998). Feedback control law for variable speed control moment gyros. *The Journal of the astronautical sciences*, *46*(3), 307-328.

[61] Song, S., & Geyer, H. (2015). A neural circuitry that emphasizes spinal feedback generates diverse behaviours of human locomotion. *The Journal of physiology*, *593*(16), 3493-3511.

[62] Jabeen, S., Berry, A., Geijtenbeek, T., Harlaar, J., & Vallery, H. (2019, June). Assisting gait with free moments or joint moments on the swing leg. In *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 1079-1084). IEEE.

[63] 3R60 EBS knee joint | Ottobock US. [erişim tarihi 31.07.2022]. https://www.ottobockus.com/products/3r60.html.

[64] MATLAB. (2019). *9.7.0.1190202 (R2019b)*. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc.

[65] Vandaele, S., Multi-Body model of the knee prosthesis 3R60, INSA, Rouen, (2003).

[66] Thatte, N., & Geyer, H. (2015). Toward balance recovery with leg prostheses using neuromuscular model control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *63*(5), 904-913.

[67] Lawson, B. E., Varol, H. A., Sup, F., & Goldfarb, M. (2010, August). Stumble detection and classification for an intelligent transfemoral prosthesis. In *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* (pp. 511-514). IEEE.

[68] Jaegers, S. M. H. J. (1993). The morphology and functions of the muscles around the hip joint after a unilateral transfemoral amputation. *JOURNAL OF REHABILITATION SCIENCES*, *6*, 57-57.

[69] Kowal, M., & Rutkowska-Kucharska, A. (2014). Muscle torque of the hip joint flexors and extensors in physically active and inactive amputees. *Biomed Hum Kinetics*, *6*(1), 63-8.

[70] Rutkowska-Kucharska, A., Kowal, M., & Winiarski, S. (2018). Relationship between asymmetry of gait and muscle torque in patients after unilateral transfemoral amputation. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2018*.

[71] Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, *6*, e4640.

[72] Drevelle, X., Villa, C., Bonnet, X., Loiret, I., Fodé, P., & Pillet, H. (2014). Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. *Clinical Biomechanics*, *29*(6), 679-683.

[73] Nolan, L., Wit, A., Dudziñski, K., Lees, A., Lake, M., & Wychowañski, M. (2003). Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & posture*, *17*(2), 142-151.

[74] Blumentritt, S., Scherer, H. W., Wellershaus, U., & Michael, J. W. (1997). Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion: a preliminary report. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *9*(1), 18-24.

[75] Beck, J. C., & Czerniecki, J. (1994). A method for optimization of above-knee prosthetic shank-foot inertial characteristics. *Gait & Posture*, *2*(2), 75-84.

[76] Selles, R. W., Bussmann, J. B., Wagenaar, R. C., & Stam, H. J. (1999). Effects of prosthetic mass and mass distribution on kinematics and energetics of prosthetic gait: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *80*(12), 1593-1599.

[77] Telwak, M., Voglewede, P., & Silver-Thorn, M. B. (2014). Determination of Optimal Counter-Mass Location in Active Prostheses for Transfemoral Amputees to Replicate Sound Limb Swing. *Journal of Medical Devices*, *8*(4).

[78] Moylan, B., Paner, R., Pauley, T., Dilkas, S., & Devlin, M. (2015). Impact of increased prosthetic mass on gait symmetry in dysvascular transfemoral amputees: A randomized prospective double-blind crossover trial. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *27*(2), 63-67.

[79] Smith, J. D., & Martin, P. E. (2011). Short and longer term changes in amputee walking patterns due to increased prosthesis inertia. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *23*(3), 114-123.

[80] Jaegers, S. M., Arendzen, J. H., & de Jongh, H. J. (1995). Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *76*(8), 736-743.

[81] Boonstra, A. M., Fidler, V., & Eisma, W. H. (1993). Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. *Prosthetics and Orthotics International*, *17*(2), 78-82.

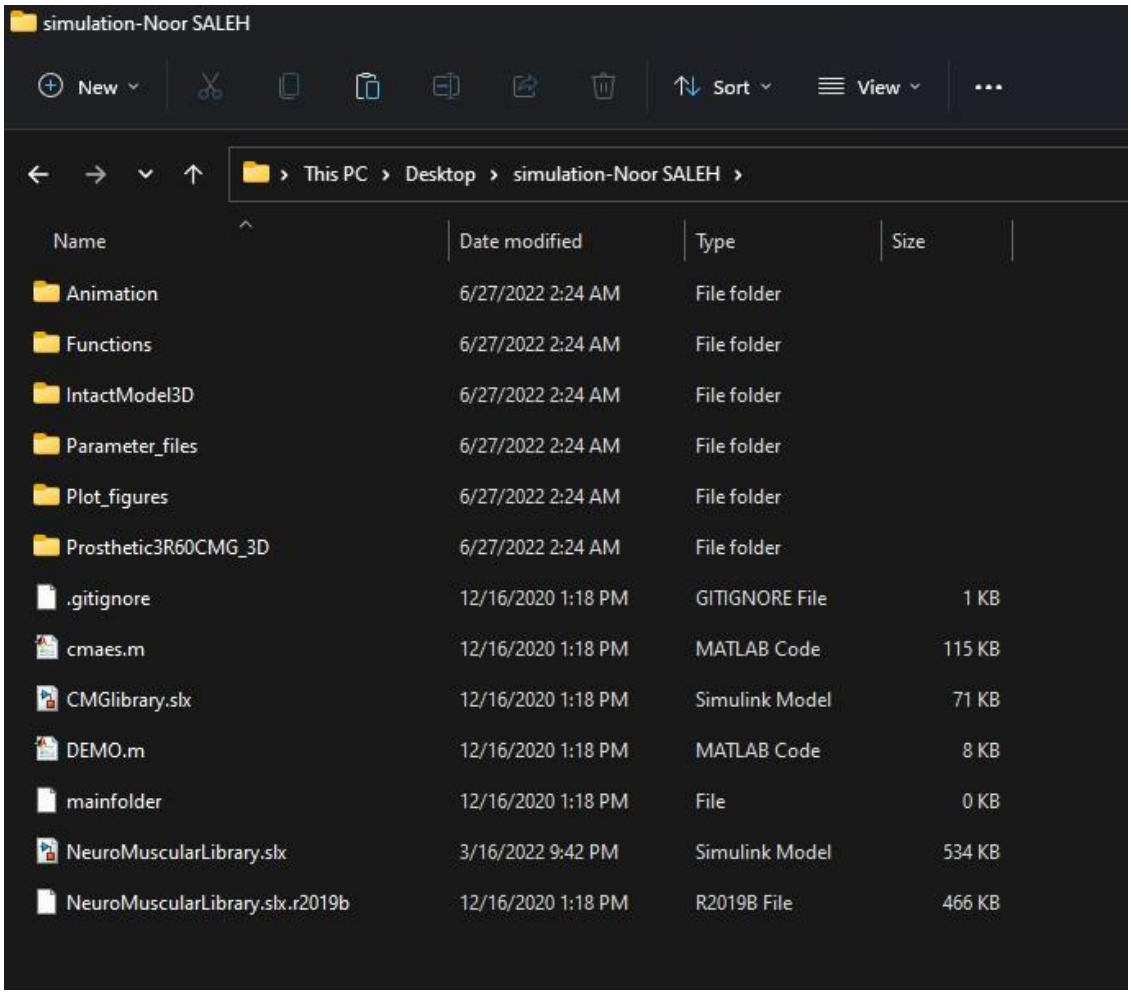
[82] Boonstra, A. M., Schrama, J., Fidler, V., & Eisma, W. H. (1994). The gait of unilateral transfemoral amputees. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, *26*(4), 217.

[83] Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & Van Dieen, J. H. (2010). The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of experimental biology*, *213*(23), 3945-3952.

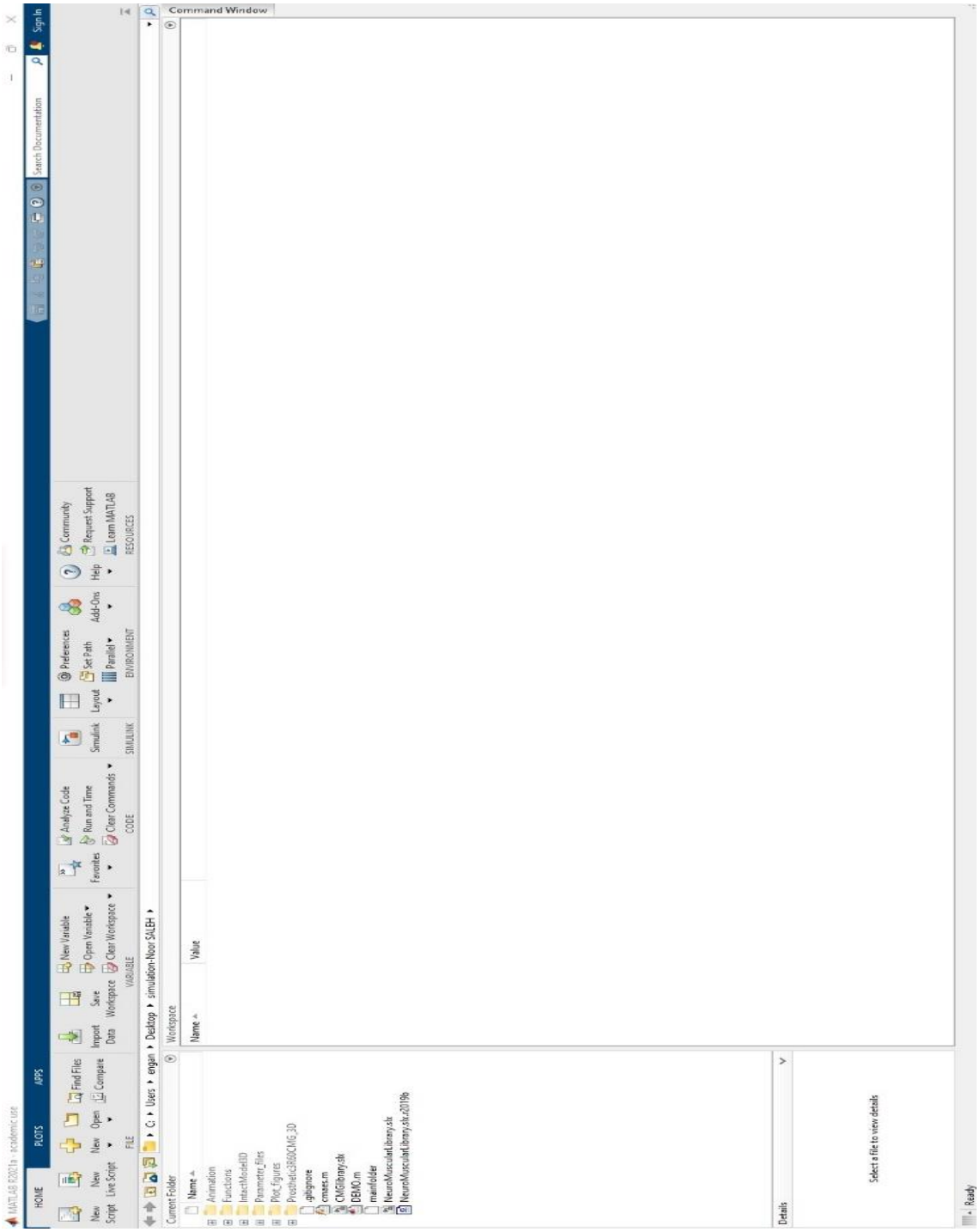
[84] Roos, P. E., McGuigan, M. P., Kerwin, D. G., & Trewartha, G. (2008). The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. *Gait & posture*, *27*(2), 352-356.

EKLER

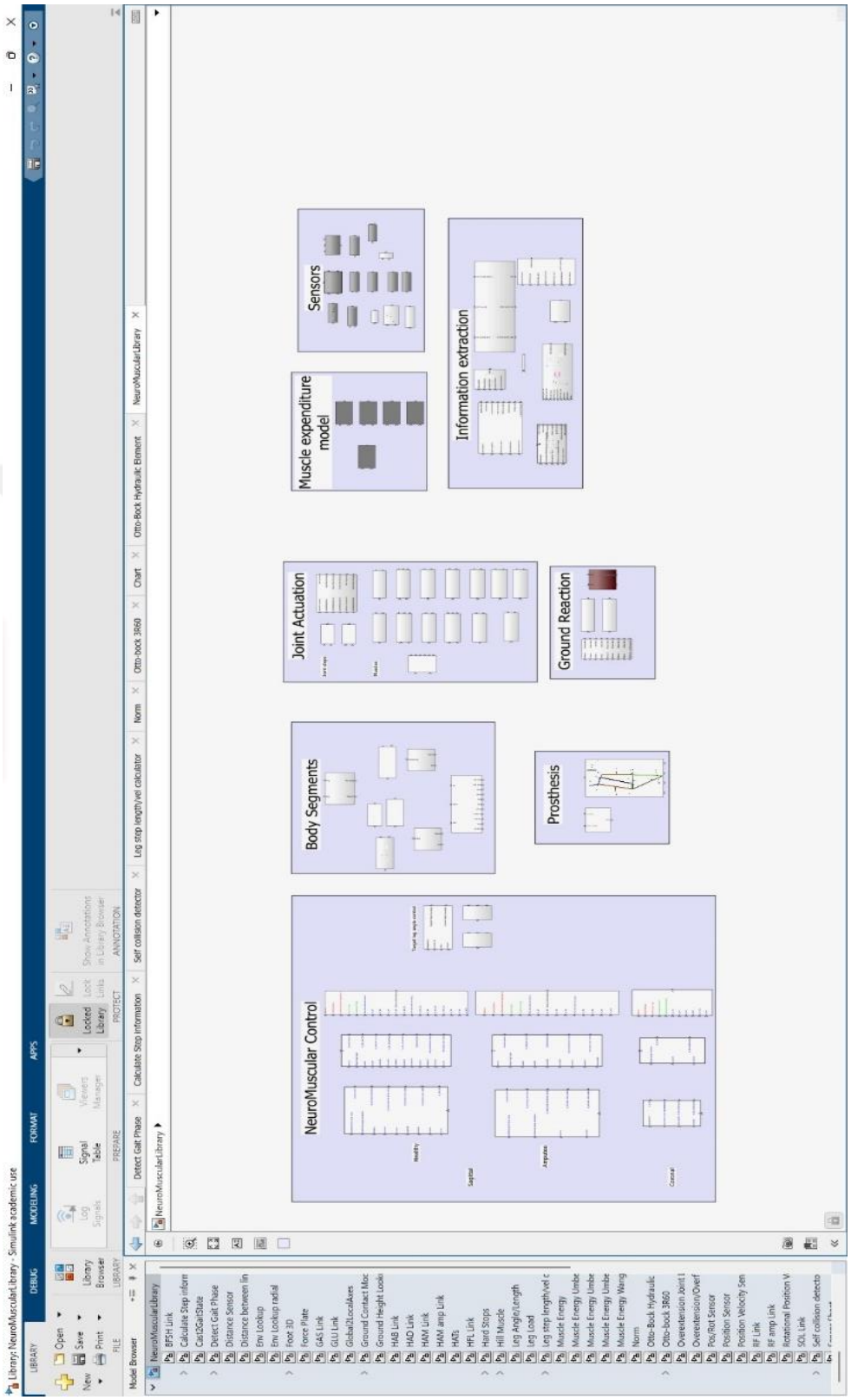
Ek 1: Çalışmanın ana dosyalar klasörü.



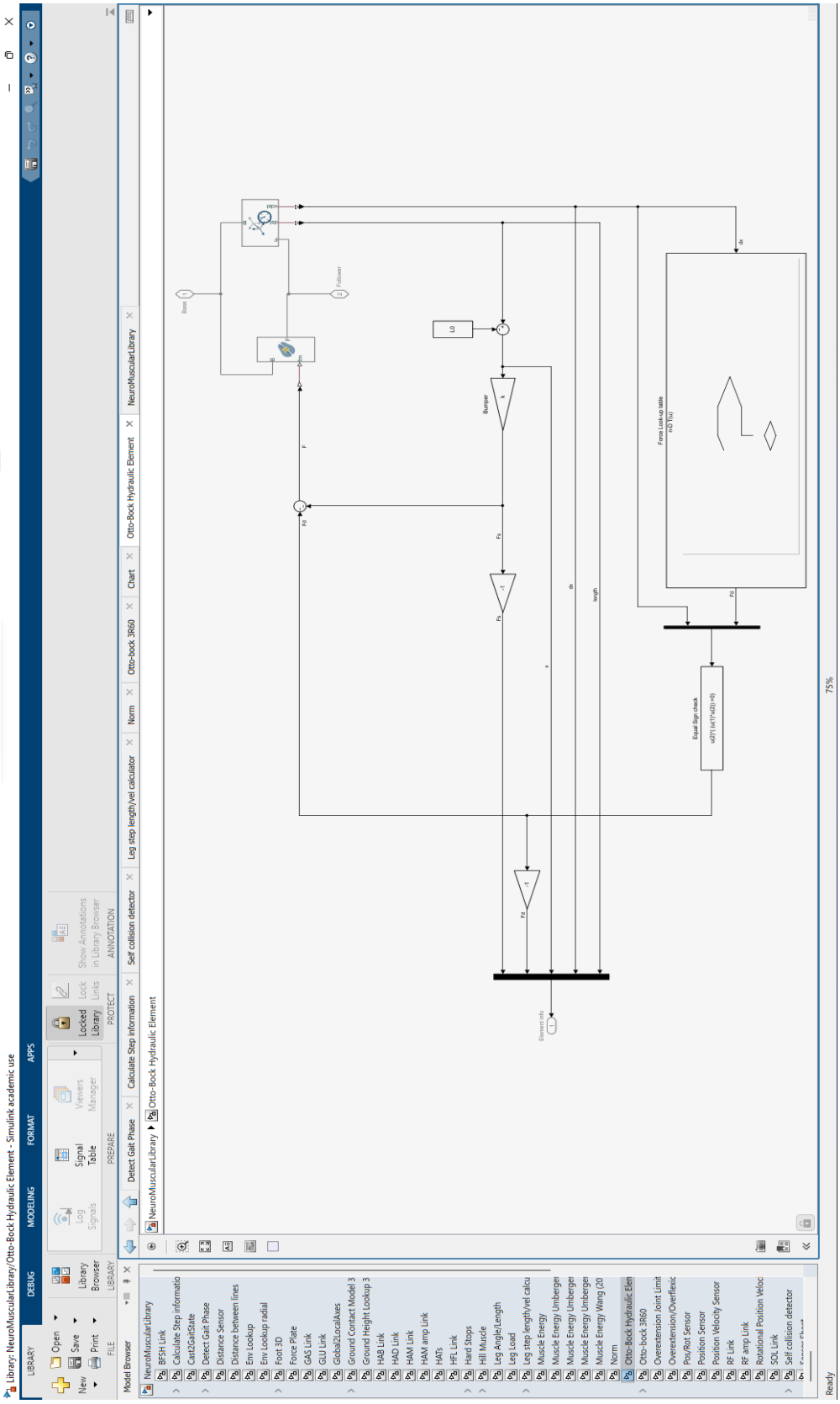
Ek 2: Matlab 2019b programının ana arayüzü.



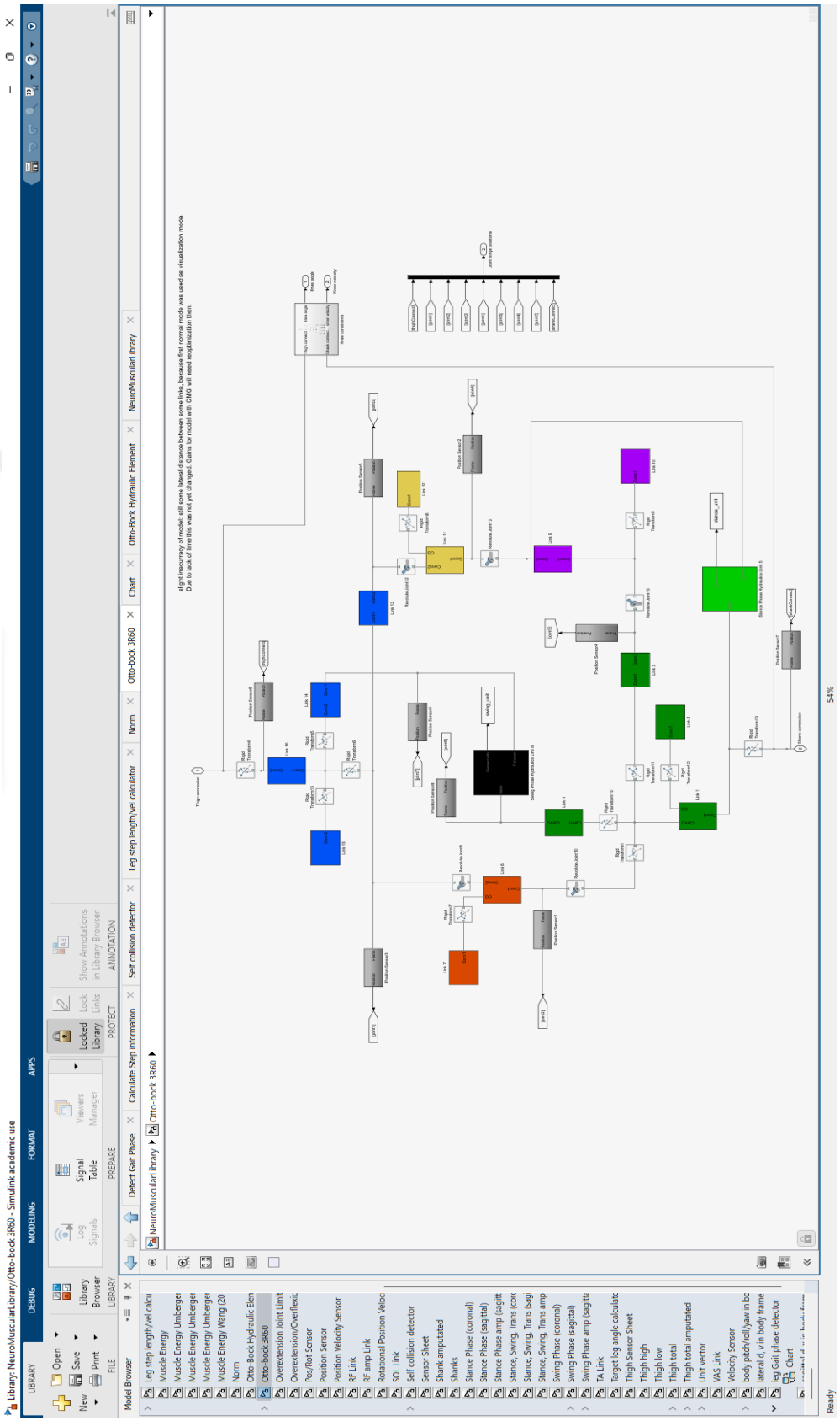
Ek 3: Çalışmanın ana bileşenleri ve çalışmada kullanılan kütüphaneler.



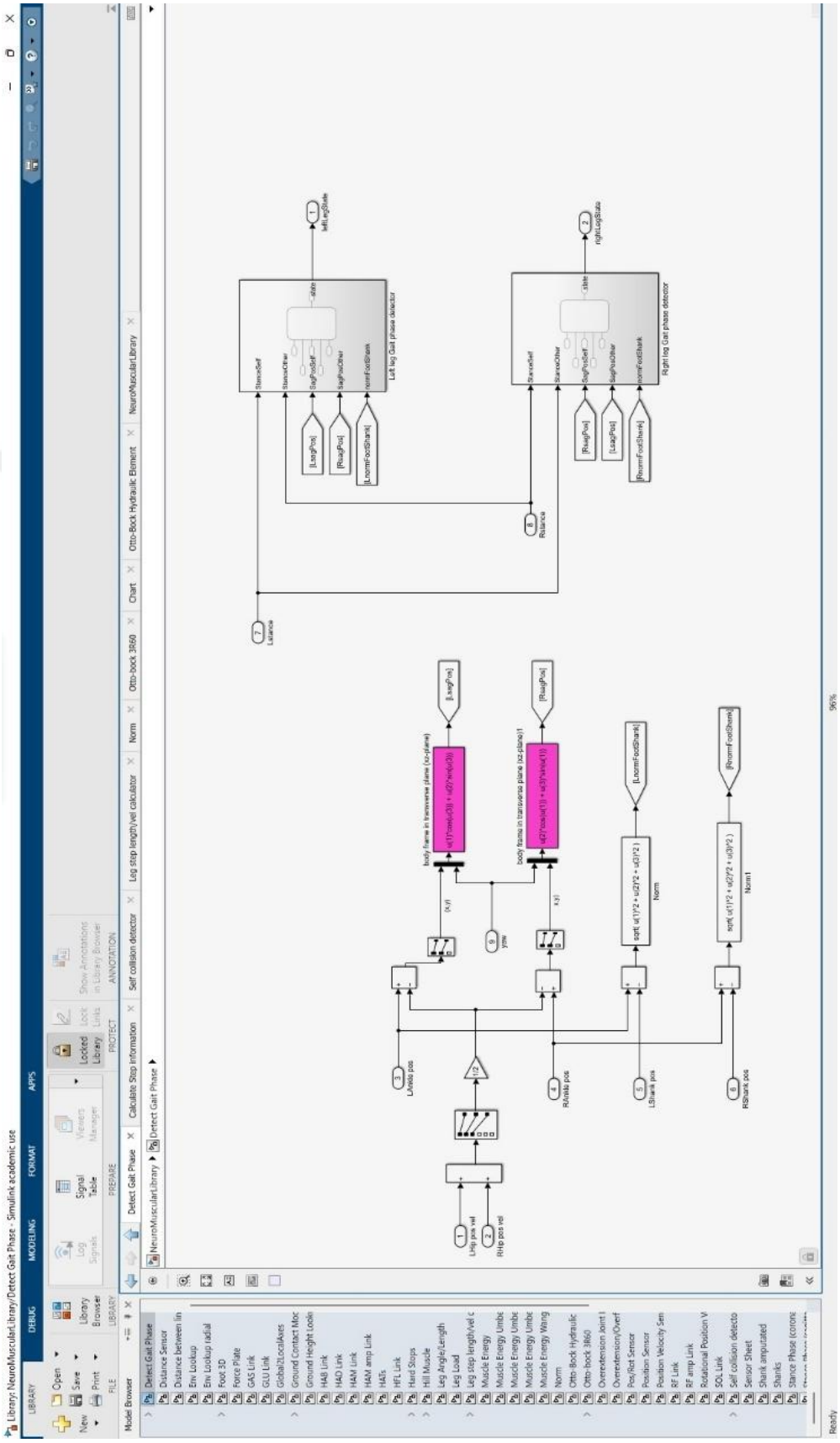
Ek 4: Ottobock 3R60 modelinin ana hidrolik bileşenleri.



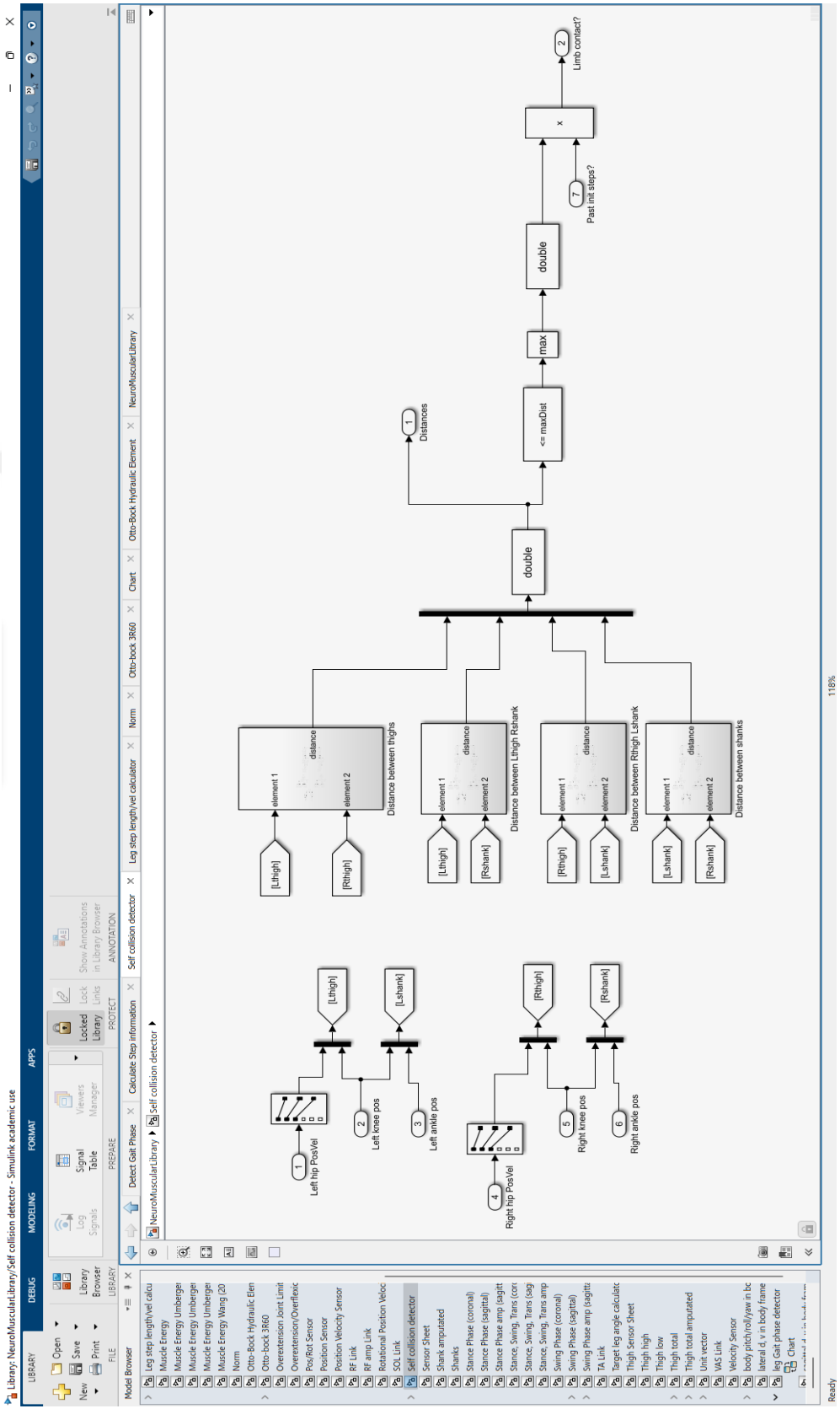
Ek 5: Ottobock 3R60 modelinin ana tasarımı ve kullanılan kütüphaneler.



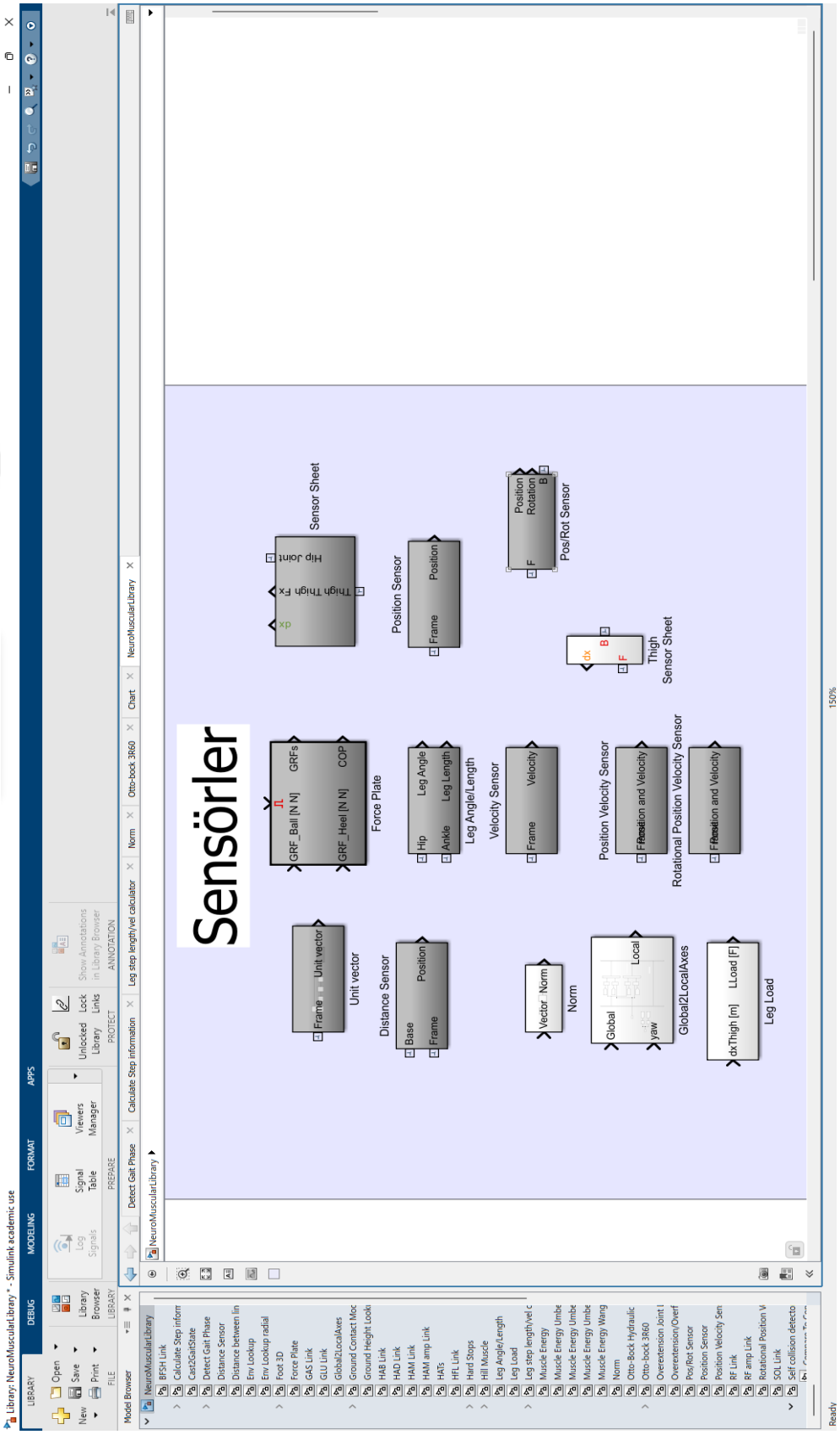
Ek 6: Yürüyüş fazı tespiti için kullanılan temel bileşenli model.



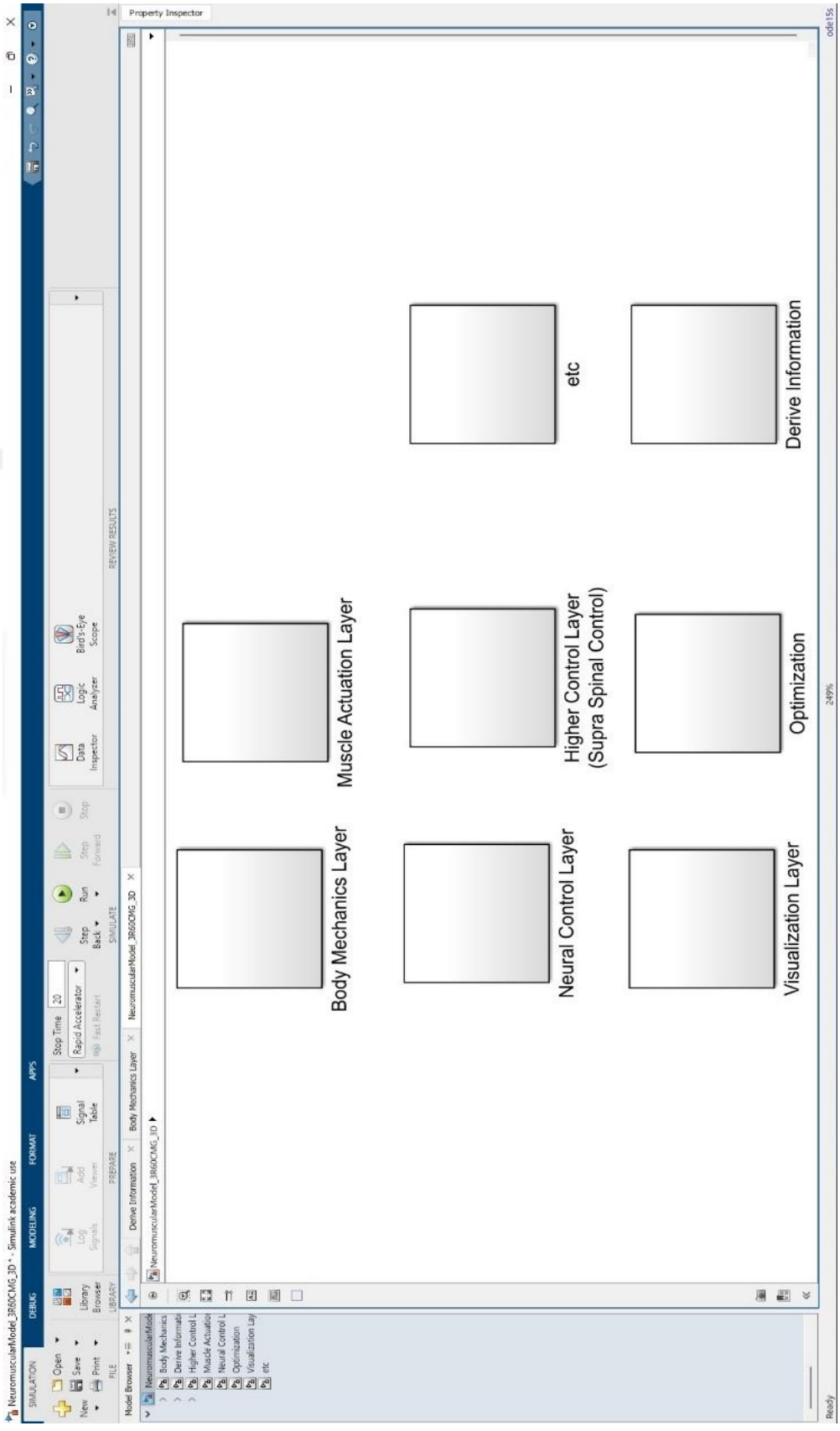
Ek 7: Çarpışma tespiti için kullanılan temel bileşenli model.



Ek 8: Diğer modellerin sensörlerini içeren model.



Ek 9: Çalışmada kullanılan tüm katmanları içeren arayüz.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı	**:**	Noor SALEH
Eğitim Bilgileri		
Lise	**:**	Alhrih Lisesi
Lisans	**:**	University of Diyala/College of Science/Department of Biology Science
Yabancı Dil ve Düzeyi	**:**	Arapça (Çok İyi) İngilizce ve Türkçe (Orta Düzey).