

**MANYETOREOLOJİK (MR) SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ  
ÜSTÜ PROTEZLERİN SALINIM FAZININ  
MODELLENMESİ**

**MODELING THE SWING PHASE OF ABOVE KNEE  
PROSTHESES WITH MAGNETORHEOLOGIC (MR)  
DAMPER**

**GÖKSEL SÖZERİ**

**PROF. DR ATİLA YILMAZ**

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı için Öngördüğü

YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

2020

## ÖZET

### MANYETOREOLOJİK (MR) SÖNÜMLENDİRİCİLİ DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİN SALINIM FAZININ MODELLENMESİ

Göksel SÖZERİ

Yüksek Lisans, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Atila YILMAZ

Ocak 2020, 89 sayfa

Diz üstü bacak protezleri, bacak diz üstünden amputasyonu bulunan bireyler için geliştirilmiş cihazlardır. Yarı etkin MR sönümlendiricili diz üstü bacak protezleri, soket, diz, baldır ve ayak olmak üzere dört bölümden oluşur. Bu protezler donanımlarında bulunan sönümlendiriciyi denetleyerek, protezin, bireye uyumlu hareket etmesini sağlarlar.

Tez çalışmasında Manyetoreolojik (MR) sönümlendiricili diz üstü bacak protezi kullanan bireyin yürüyüşünün modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında MR sönümlendirici ve yürüyüş modeli ayrı ayrı geliştirilip birleştirilerek protezli yürüyüş modeli oluşturulmuştur. MR sönümlendiriciye farklı akım değerleri uygulanarak, her akım değerinde ROEHRIG firmasına ait kuvvetölçer cihazı kullanılarak sönümlendiricinin kuvvet, yer değiştirme ve hız bilgileri zamana bağlı olarak ölçülmüştür. Histerezis içeren bir karakteristiğe sahip olan MR sönümlendiriciyi modellemek için Bingham, Dahl, LuGre ve Bouc-wen parametrik modelleri incelenmiştir. MR sönümlendiriciden toplanan veriler kullanılarak, örüntü arama en iyileme yöntemi ile dört sönümlendirici modeli için ve ölçüm yapılan her farklı akım

değeri üzerinden en iyi parametre setleri belirlenmiştir. Belirlenen modellerin parametrelerinin akıma göre değişimi incelenerek, model parametreleri akımın bir işlevi olarak tanımlanmıştır. Bu düzenleme ile akımı bir değişken olarak sunmayan sönümlendirici modellerinin parametreleri akıma bağlı yazılarak, modellerin akım bağımlılığı ortaya konmuştur. Böylece sönümlendiriciye uygulanan akım, yer değiştirme ve hız bilgileri ile sönümlendiricinin uygulayacağı kuvvetin daha doğru hesaplanması mümkün hale gelmiştir. Bu model parametrelerini en iyi kestirme çalışmalarının sonunda Bingham, LuGre, Dahl ve Bouc-wen modellerinin gerçek verilerle karşılaştırıldığında bulunan hata oranları sırası ile %17.0, %6.1, %5.8, %8.0 olarak belirlenmiştir.

Yürüyüş modelinde gövde - baş, uyluk, baldırlar ve ayaklar birer katı parça olarak temsil edilmiştir. Parçaların dinamik denklemleri Lagrange formülasyonu kullanılarak hesaplanmıştır. MR sönümlendiricinin bir ucunun protezin baldır bölümüne, diğer ucunun ise diz bölümüne bağlandığı varsayılarak, MR sönümlendiricinin diz eklemine uyguladığı moment, yürüyüş modeli denklemlerine eklenerek, salınım fazında protezli yürüyüş modeli elde edilmiştir. MR sönümlendirici modeli olarak, incelenen modeller arasından Bingham model tercih edilmiştir. Geliştirilen model, ölçülen yürüyüş hareketi verileri ve en iyilenen sönümlendirici parametreleri kullanılarak çalıştırılmıştır. Model MR sönümlendiriciye uygulanan farklı akımlar ve farklı baldır ağılıkları karşısında beklendik tepkiler vermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** MR sönümlendirici, Diz st protezi, Yürüyüş modeli

## **ABSTRACT**

### **MODELING THE SWING PHASE OF ABOVE KNEE PROSTHESES WITH MAGNETORHEOLOGIC (MR) DAMPER**

**Göksel SÖZERİ**

**Master of Science, Department of Electrical And Electronics Engineering**

**Supervisor: Prof. Dr. Atila YILMAZ**

**January 2020, 89 pages**

Above-knee leg prostheses are devices developed for individuals who have above knee amputations of their legs. Above knee prosthesis with semi-active MR damper consists of four parts: socket, knee, calf and foot. These prostheses control the MR damper and enable the prosthesis to move synchronously with the individual.

In the thesis, gait modeling and control of the gait of the subject using above knee prosthesis with a MR damper was performed. Within the scope of the study, MR damper and gait model were developed separately and combined to create a prosthetic gait model. In order to evaluate the application of different current values to the MR damper, the force, displacement and velocity of the damper under various current conditions were recorded using the force meter test device of ROEHRIG Company. Bingham, Dahl, LuGre and Bouc-wen parametric models were used to understand the MR damper behavior with a hysteresis-containing characteristic. Utilizing the set of data collected from the MR damper used for the prosthesis, the best parameter sets for each model under different current conditions were determined by pattern search optimization method. Moreover, the model parameters were composed as a function of the current for further analysis of the variation of the parameters according to the current levels. This is particularly important for calculation of damper forces according

to current, displacement and velocity information. Based on the comparative study carried out in this part, the modelling error rates observed for Bingham, LuGre, Dahl and Bouc-wen models were 17.0%, 6.1%, 5.8%, 8.0%, respectively.

In the second part of the study, the gait model including the trunk - head, hip, calves and feet represented as solid segments is extensively examined. The dynamic equations of the segments were calculated using the Lagrange formulation. Assuming that the MR damper is connected between the calf and the knee section, the moment applied by the MR damper to the knee joint is added to the gait model equations. The developed model was operated using measured gait motion data and optimized MR damper parameters under Bingham model assumptions. This model was used to determine the current patterns required to be applied to the MR damper during the swing phase of the gait.

Through the simulations it is possible to run different control scenarios of the gait with a MR damper based prosthesis. The model gave expected reactions to different currents and different calf weights.

**Keywords:** MR damper, Above-knee prosthesis, Gait model with prosthesis

## TEŞEKKÜR

Hem yüksek lisans hem de lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle daima destek olan, tez danışmanım Atila YILMAZ hocama teşekkür ederim. Hocama, hata yapmaktan korkmamayı öğrettiği için ayrıca teşekkür ederim ve hayatım boyunca bu öğretime uymaya çalışacağımı belirtirim.

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimiyle destek olan ve yol gösteren Tuna ORHANLI'ya teşekkür ederim.

Gösterdikleri dostane ve yardımsever tavırlarından dolayı biyomedikal laboratuvarında çalışan bütün öğrenci arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Ne zaman moralim bozulsa yanımda olan aileme ve bütün dostlarıma teşekkür ederim.



# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xiii
1. GİRİŞ .....	15
2. DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİ VE MR SÖNÜMLENDİRİCİLER.....	20
2.1. Diz Üstü Protezleri.....	20
2.1.1. Diz Üstü Protez Bölümleri ve Çeşitleri .....	20
2.1.2. MR Sönümlendiriciler .....	22
2.2. Görüntü Tabanlı Hareket Ölçümü .....	24
3. MR SÖNÜMLENDİRİCİ MODELLERİ.....	28
3.1. Bingham Modeli .....	29
3.2. Dahl Modeli .....	30
3.3. LuGre Model.....	31
3.4. Bouc-wen Modeli .....	33
4. MR SÖNÜMLENDİRİCİ MODELLEME SONUÇLARI.....	34
4.1. MR Sönümlendirici Veri Setinin Oluşturulması .....	34
4.2. MR Sönümlendiricinin Modellenmesi.....	34
4.2.1. Parametrelerin Histerezise Etkisinin İncelenmesi .....	34
4.2.2 Parametrelerin Değer Aralıkları.....	41
4.3. Model Parametrelerinin Bulunması .....	43
4.4. Modellerin Akım Değişkeni Eklenecek Geliştirilmesi .....	45
4.5. MR Sönümlendirici Modellerinde En İyi Sonuçları .....	47



4.5.1 Bingham Model.....	47
4.5.2 Dahl Model.....	50
4.5.3 LuGre Model .....	53
4.5.4 Bouc-Wen Model .....	56
4.5.5 Modellerin Karşılaştırılması.....	60
5. PROTEZLİ YÜRÜYÜŞ MODELLEME.....	62
5.1.Yürüyüş Modelleme .....	62
5.1.1. Yürüyüş Aşamaları.....	62
5.1.2. Katı Cisim Yürüyüş Modeli .....	62
5.2. Yürüyüş Hareketinin Ölçümü .....	64
5.3. MR Sönümlendiricili Yürüyüş Modeli .....	66
5.3.1 Yürüyüş Modeli.....	66
5.3.2 Yürüyüş Modeline MR Sönümlendiricinin Eklenmesi .....	67
5.4. Protezli Yürüyüş Modeli Çözümlemesi .....	73
5.4.1. Baldır Ağırlığının Yürüyüşe Etkisi .....	73
5.4.2. Akım Değişiminin Yürüyüşe Etkisi .....	73
6. SONUÇLAR .....	79
6. KAYNAKLAR.....	81
EKLER .....	82
EK 1 – Parçaların Kuvvet ve Moment Denklemleri .....	82
EK 2 - Tezden Türetilmiş Bildiriler .....	84
EK 3 - Tez Çalışması Orjinallik Raporu .....	85
ÖZGEÇMİŞ .....	89

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Diz üstü bacak protezinin bölümleri.....	21
Şekil 2.2. Diz üstü bacak protezi çeşitleri.....	23
Şekil 2.3. Manyetik alanın MR sıvısına etkisi.....	24
Şekil 2.4. MR sönümlendirici.....	24
Şekil 2.5. MR sönümlendiricinin proteze yerleştirilmesi [9].....	25
Şekil 2.6. Temsili görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği.....	26
Şekil 2.7. Temsili görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği.....	27
Şekil 3.1. Bingham mekanik modeli.....	30
Şekil 3.2. Bingham modeli genel histerezis grafiği.....	30
Şekil 3.3. Dahl mekanik modeli.....	31
Şekil 4.1. Kuvvet ölçer cihazı.....	35
Şekil 4.2. MR sönümlendirici yer değiştirmesi.....	35
Şekil 4.3. MR sönümlendirici hızı.....	35
Şekil 4.4. MR sönümlendirici kuvveti.....	36
Şekil 4.5. MR sönümlendirici histerezisi.....	36
Şekil 4.6. $f_0$ parametresinin histerezise etkisi.....	37
Şekil 4.7. $c_0$ parametresinin histerezise etkisi.....	38
Şekil 4.8. $k_0$ parametresinin histerezise etkisi.....	38
Şekil 4.9. $F_c$ parametresinin histerezise etkisi.....	38
Şekil 4.10. $\sigma_D$ parametresinin histerezise etkisi.....	40
Şekil 4.11. $\sigma_D$ parametresinin histerezis değişkenine etkisi.....	40
Şekil 4.12. $\sigma_L$ parametresinin histerezise etkisi.....	40
Model parametrelerinin değer aralıklarının doğru belirlenmesi, parametrelerin en.....	41
Şekil 4.13. Bingham model $f_0$ parametresi sonucu.....	48
Şekil 4.14. Bingham model $c_0$ parametresi sonucu.....	48
Şekil 4.15. Bingham model $F_c$ parametresi sonucu.....	48
Şekil 4.16. Bingham model kuvvetin zaman bağlı değişimi sonucu.....	49
Şekil 4.17. Bingham model histerezis sonucu.....	49
Şekil 4.18. Bingham model hatası.....	49
Şekil 4.19. Dahl model $f_0$ parametresi sonucu.....	50

Şekil 4.20. Dahl model $c_0$ parametresi sonucu.....	50
Şekil 4.21. Dahl model $k_0$ parametresi sonucu.....	51
Şekil 4.22. Dahl model $F_c$ parametresi sonucu.....	51
Şekil 4.23. Dahl model $\sigma_D$ parametresi sonucu.....	51
Şekil 4.24. Dahl model kuvvetin zaman bağılı değişimi sonucu.....	52
Şekil 4.25. Dahl model histerezis sonucu.....	52
Şekil 4.26. Dahl model hatası.....	52
Şekil 4.27. LuGre model $f_0$ parametresi sonucu.....	53
Şekil 4.28. LuGre model $c_0$ parametresi sonucu.....	54
Şekil 4.29. LuGre model $k_0$ parametresi sonucu.....	54
Şekil 4.30. LuGre model $\beta_L$ parametresi sonucu.....	54
Şekil 4.31. LuGre model $\gamma_L$ parametresi sonucu.....	55
Şekil 4.32. LuGre model $\sigma_L$ parametresi sonucu.....	55
Şekil 4.33. LuGre model kuvvetin zaman bağılı değişimi sonucu.....	55
Şekil 4.34. LuGre model histerezis sonucu.....	56
Şekil 4.35. LuGre model hatası.....	56
Şekil 4.36. Bouc-wen model $f_0$ parametresi sonucu.....	57
Şekil 4.37. Bouc-wen model $c_0$ parametresi sonucu.....	57
Şekil 4.38. Bouc-wen model $k_0$ parametresi sonucu.....	57
Şekil 4.39. Bouc-wen model $F_c$ parametresi sonucu.....	58
Şekil 4.40. Bouc-wen model $\beta_B$ parametresi sonucu.....	58
Şekil 4.41. Bouc-wen model $\gamma_B$ parametresi sonucu.....	58
Şekil 4.42. Bouc-wen model $n$ parametresi sonucu.....	59
Şekil 4.43. Bouc-wen model kuvvetin zaman bağılı değişimi sonucu.....	59
Şekil 4.44. Bouc-wen model histerezis sonucu.....	59
Şekil 4.45. Bouc-wen model hatası.....	60
Şekil 5.1. Yürüyüş hareketinin aşamaları.....	63
Şekil 5.2. Yedi parçalı yürüyüş modeli.....	63
Şekil 5.3. Yürüyüş hareketi ölçümü.....	65
Şekil 5.4. Yedi parçalı yürüyüş modeli.....	66
Şekil 5.5. Protez tasarımı.( $x_0$ : Yer değiştirme referans noktası.).....	70
a) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazı başlangıcı.....	73

b) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi. ....	73
c) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.....	74
ç) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.....	74
d) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazı başlangıcı. ....	74
e) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.....	74
f) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi. ....	74
g) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi. ....	74
ğ) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazı başlangıcı. ....	75
h) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi. ....	75
ı) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi. ....	75
i) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi. ....	75
Şekil 5.6. Farklı baldır ağırlıkları için protezli yürüyüş modeli sonuçları (Salınım fazının parça görünümü).....	75
Şekil 5.7. Düşük akım uygulanan protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 0$ Amper, $\theta_{eşik} = 0.61$ Radyan).....	76
Şekil 5.8. Tespit edilen akımın uygulandığı protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 2.3$ Amper, $\theta_{eşik} = 0.61$ Radyan).....	77
Şekil 5.9. Yüksek akım uygulanan protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 5$ Amper, $\theta_{eşik} = 0.61$ Radyan).....	78

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Kullanıcıların diz protezlerinden beklentileri [3].....	20
Çizelge 2.2. MR sönümlendirici modelleri. ....	28
Çizelge 4.1. MR sönümlendirici model parametrelerinin değer aralıkları.....	44
Çizelge 4.2. Sönümlendirici modellerinin parametrelerinin sonuçları. ....	61
Çizelge 4.3. Sönümlendirici modellerinin hata oranları. ....	61
Çizelge 5.1. Parça uzunlukları ve ağırlıkları. ....	65

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

$F_{mr}$	MR sönümlendirici kuvveti
$M_k$	k parçasının momenti
$\theta_k$	k parçasının yer düzlemi ile yaptığı açı
$l_k$	k parçasının uzunluğu
$z$	Histerezis değişkeni
$x_{ck}$	k parçasının ağırlık merkezinin yatay koordinati
$x_{ck}$	k parçasının ağırlık merkezinin dikey koordinati
$f_0$	MR sönümlendirici başlangıç kuvveti.
$c_0$	Sönümlendirici sabiti
$k_0$	Yay sabiti
$F_c$	Sürtünme kuvveti
$g$	Yer çekimi ivmesi sabiti
$T$	Kinetik enerji
$V$	Potansiyel enerji
$Q$	Sanal iş

### Kısaltmalar

MR	Manyetoreolojik
RMS	Karekök ortalama (Root Mean Square)



# 1. GİRİŞ

Protez kelime olarak takma anlamına gelmektedir. Medikal anlamda ise protez, eksik bir vücut parçasının yerini doldurmak üzere geliştirilen cihazdır. Günümüzde bacak, el, ayak gibi vücut parçalarının gerektiğinde yerini almak için geliştirilmiş pek çok protez bulunmaktadır. 2002 yılında yapılan bir araştırmaya göre, Türkiye’de toplam nüfusun %1.25’inin ortopedik engelli olduğu tespit edilmiştir [1]. Yine aynı araştırmaya göre, en yüksek özürülülük oranının ortopedik engellilerde görüldüğü belirtilmiştir. 2013 yılında yapılan bir araştırmada ise, Türkiye’deki diz üstü protezlerinin toplam protezlere oranının %24.45 olduğu belirtilmiştir [2].

Diz üstü protezleri, diz üstünden uzuv kaybı bulunan bireyler için tasarlanmış protezlerdir. Bu tür uzuv kayıplarında, birey ayakta durma, yürüme ve merdiven çıkma gibi bacağı kullanarak gerçekleştirebileceği pek çok işlemi yerine getiremez. Diz üstü protezleri, engelli bireylerin durma, yürüme merdiven çıkma, koşma, yüzme, futbol oynama gibi faaliyetleri gerçekleştirmesini sağlayabilir. Bu faaliyetleri yapmak için engelli bireylerin birden fazla çeşitte protez kullanması gerekebilir.

Alt ekstremitte amputasyonu bulunan bireylerin kullandıkları protezden beklentileri protezin vücuda tam oturması, protezle birlikte dengenin sağlanabilmesi, protezin konforlu dik duruş sağlaması, protezle yürüyebilme, protezle kaldırımda ve caddede yürüyebilme, protezle merdiven çıkma ve inme olmak üzere altı maddede özetlenebilir. Bu maddeler arasından en önemlileri protezin vücuda tam oturması ve protezle birlikte yürüyebilmedir [3].

Bacak diz üstü protezleri edilgen, yarı etkin ve etkin protezler olmak üzere üç başlıkta incelenir. Edilgen diz üstü protezler herhangi bir elektronik donanım içermeyen edilgen mekanik cihazlardır. Nispeten basit bir yapıya sahip olan edilgen protezler bacağın salınım hareketini sönümlendirici kullanarak kontrol ederler. Edilgen protezlerin parametreleri dinamik olarak ayarlanamamaktadır. Bu nedenle kullanıcıya ve yürüyüşün farklı aşamalarına uyumluluğu düşüktür. Yarı etkin protezler edilgen protezlerin aksine sönümlendiriciyi dinamik olarak kontrol edebilirler. Bu nedenle yarı etkin protezler



yürüyüş aşamalarına daha rahat uyum sağlar. Bu tip protezler proteze uygulanan kuvveti sönmüleyebilirler ancak bir kuvvet üretmezler. Bu nedenle merdiven çıkma gibi diz ekleminden kuvvet uygulanması gereken hareketlerin gerçekleştirilmesi konusunda yetersiz kalırlar. Etkin protezler, donanımlarında bulundurdıkları elektronik eyleyici sayesinde diz ekleminden kuvvet üretebilirler. Bu nedenle etkin protezler merdiven çıkma gibi hareketlerde diğer protezlere göre daha başarılıdır. Etkin protezler, edilgen ve yarı etkin protezlere göre daha karmaşık cihazlardır. Etkin protezler diğer protezlere göre daha fazla enerji tüketirler. Etkin protezlerin, yarı etkin protezlere göre daha karmaşık yapıda olmaları nedeniyle, etkin protezlerde daha sık mekanik arızalar görülmektedir [4].

Elektronik diz üstü protezleri soket, diz, baldır ve ayak olmak üzere dört bölümden oluşur. Elektronik diz üstü protezleri yarı etkin veya etkin protezlerdir. Etkin protezlerde diz eklemine hareketi elektrik motoru ile sağlanır. Yarı etkin protezlerde ise elektrik motoru yerine bir sönmülendirici bulunur. Yarı etkin protezlerde hidrolik, pnömatik veya manyetoreolojik (MR) sönmülendiriciler kullanılır. Elektronik protezlerde, elektronik donanım olarak batarya, mikrodenetleyici, sürücü, eyleyici ve duyargalar bulunur. Mikrodenetleyici üzerinde bulunan kontrol algoritması duyargalardan aldığı bilgilerle eyleyiciyi kontrol eder. Elektronik protezlerde kontrol algoritmasının ihtiyaçlarına göre duyargalar bulunur. Duyargalar ile diz eklemine açısı veya protezin yerle teması tespit edilebilir.

İnsanlarda yürüyüş hareketi salınım ve destek fazlarından oluşmaktadır. Bu fazlar sağ ve sol bacak için farklı zamanlarda başlar ve biter. Bacağın yerden temasının kesilmesi ile salınım fazı başlar ve bacak ileri doğru salınır. Bacak tekrar yere temas edene kadar salınım fazı devam eder. Bacağın yere temas etmesi ile salınım fazı biter ve destek fazı başlar. Ayağın herhangi bir bölümü yere temas ettiği sürece destek fazı devam eder. Destek fazında ayak vücudun bir destek noktasıdır. Salınım fazında ise bacak ileri hareket ederek, vücudun ilerlemesini sağlar. Diz üstü bacak kayıplarında, bireyin yürüme fonksiyonunu gerçekleştirememesi en önemli fonksiyon kaybıdır [3]. Bu nedenle diz üstü bacak protezlerinin temel hedeflerinden biri bireye yürüme fonksiyonunu geri kazandırmaktır. Ancak bu hedefin gerçekleştirilmesi sürecin

başından sonuna önemli evreleri tanımlamaktadır. Bu nedenle protezli yürüyüş hareketinin modellenmesi sürecin başında önem kazanmaktadır. Protezli yürüyüş hareketinin modellenmesi diz üstü bacak protezlerinin benzetim ortamında test edilebilmesini, farklı senaryoların göz önüne alınabilmesini ve tasarımın geliştirilebilmesini sağlamaktadır. Protezli yürüyüş hareketinin modellenmesi, yürüyüşün ve protezin de birlikte modellenmesini gerektirmektedir.

Yürüyüş modeli oluşturmak için katı cisim mekaniği kullanılmaktadır. Bu yöntemde vücut katı, genellikle çubuk şeklinde parçalardan meydana gelmektedir. Her parça vücudun belirli bir kısmını temsil etmektedir. En basit yürüyüş modellerinden biri iki parçalı bacak modelidir. Bu modelde bacağın diz ekleminde kalçaya kadar olan bölümü ilk parça ve diz ekleminin altı da ikinci parça olarak belirlenir. İki parçanın birleştiği nokta ise dizi temsil etmektedir. Bu modelde yürüyüş iki parçalı bir salınım hareketi olarak modellenir [5]. Geliştirilecek olan modelin ihtiyaçlarına göre yeni parçalar tanımlanır. Tanımlanan parçalara uygun olarak modelin dinamik denklemleri yazılarak model oluşturulur. Protezin modellenmesinde ise ana unsur eyleyicidir. Eyleyici modellendikten sonra, eyleyicinin dize bağlantısını sağlayan düzenek eyleyici modeline eklenerek protez modeli oluşturulur. MR sönümlendirici gibi histerezis içeren karakteristiğe sahip olan cihazların kullanılması durumunda, modelleme ve sönümlendiricinin denetimi daha zorlaşır. Histerezis içeren cihazların kullanılması durumunda, cihaz Bingham, Dahl, LuGre veya Bouc-wen gibi histerezis modellemede kullanılan yöntemlerle ifade edilmelidir.

Bu yüksek lisans tez çalışmasında, protez geliştirme çalışmalarında kullanılacak, MR sönümlendiricilerin modellerinin incelenmesi ve bu MR silindirlerin kullanılabilirdiği diz üstü protezi ile yürüyüş modeli geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu çalışmaya benzer birleştirilmiş model çalışmasına kaynaklarda rastlanmamıştır. Bu hedef doğrultusunda geliştirilen model kullanılarak, tasarlanan protezin yürüyüş etkisinin simülasyonu yapılabilecektir. Protezli yürüyüş hareketini modellenmek için öncelikle MR sönümlendiricinin ve yürüyüş hareketinin modellenmesi yapılmış ve bu modeller birleştirilerek protezli yürüyüş çerçevesi oluşturulmuştur. Bu amaç doğrultusunda ilk olarak çalışma için gerekli MR sönümlendirici verileri toplanmıştır.

MR sönümlendiricinin modellenebilmesi için, sönümlendiricinin uygulanan akıma, pistonunun yer değiştirmesine ve hızına karşı uyguladığı kuvvet ROEHRIG firmasının kuvvetölçer cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Elektrik akımı kontrollü bir cihaz olan MR sönümlendiriciye farklı akımlar uygulanarak, sönümlendirici pistonu ile tanımlı kuvvet, yer değiştirme ve hız ölçülmüştür.

Histerezis içeren bir karakteristiğe sahip olan MR sönümlendirici histerezis modellemek için geliştirilen Bingham, Dahl, LuGre ve Bouc-wen parametrik modelleri ele alınmış ve yorumlanmıştır. Sönümlendirici modellerinde yer alan parametreler ise MR sönümlendiriciden alınan verilerle en iyilenmiştir.

Parametrik en iyileme MATLAB ortamında bulunan örüntü arama (pattern search) algoritması ile gerçekleştirilmektedir. En iyileme sürecine en az parametreye sahip olan Bingham modelle başlanmıştır. Bingham modelin işlevsel basitliği kullanılarak en iyilenen parametreleri diğer modellerin, en iyileme öncesi, parametrelerinin başlangıç değerlerinin tespit edilmesinde kullanılmıştır. En iyileme sürecinin ilk aşamasının sonunda her model ve akım için en iyi parametre seti tespit edilmiştir. Tespit edilen bu parametre setlerindeki bazı parametreler elektrik akımından bağımsız sabit kabul edilirken, diğer parametreler akıma bağlı bir fonksiyonu olarak ifade edilerek, akım değişkeni içermeyen sönümlendirici modelleri akıma bağlı hale getirilmiştir. Sönümlendirici modellerine akım değişkeninin eklenmesi ile uygulanan yer değiştirme, hız ve akım karşısında MR sönümlendiricinin uyguladığı kuvvet hesaplanabilir hale gelmiştir. En iyileme sürecinin ikinci aşamasında ise akım değişkeni içeren MR sönümlendirici modellerinin parametreleri yeniden ele alınarak, akım değişkeni içeren modeller için de en iyi parametre setleri bulunmuştur.

Tezin ikinci bölümüne tezin genelinde yapılan çalışma çerçevesini anlatmak için kuramsal bilgi verilerek başlanmıştır. Bu bölümde diz protezleri ve MR sönümlendiriciler gibi donanım elemanlarının yanı sıra hareket inceleme düzenekleri ve test düzenekleri verilmektedir. Üçüncü bölümde ise MR silindirlerin modelleme çalışmalarına yer verilmekte ve ortak parametre seti üzerinden modellerin karşılaştırılmaları yapılmaktadır. Takip eden dördüncü bölümde yürüyüş hareketi

modeli geliştirilmiştir. Model geliştirme çalışmasının ilk aşamasında sağlıklı bireylerden yürüyüş hareketi ölçülmüştür. Yürüyüş hareketi görüntü tabanlı hareket ölçümü yöntemine göre değerlendirilmiştir [6].

## 2. DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİ VE MR SÖNÜMLENDİRİCİLER

### 2.1. Diz Üstü Protezleri

Diz üstü protezleri insan bacağından diz üzerinden ayak parmak ucuna kadar olan bölümünü fonksiyonel ve fiziksel görünüş olarak taklit eden cihazlardır. Bacak diz üstü amputasyonu bulunan bireyler diz üstü protezleri ile uzuv kaybından dolayı kaybettikleri fonksiyonların bir kısmını geri kazanabilirler. Alt ekstremitte amputasyonu bulunan bireylerin kullandıkları protezden en önemli beklentileri protezin vücuda tam oturması ve protezle birlikte yürüyebilmedir [3]. Çizelge 2.1 de kullanıcıların protezden beklentileri önem değerleri ile birlikte verilmiştir. Bu veriler ışığında, diz üstü protezlerinin fonksiyonel olarak temel hedefinin engelli bireye yürüme fonksiyonunu geri kazandırmak olduğu söylenebilir.

Çizelge 2.1. Kullanıcıların diz protezlerinden beklentileri [3].

BEKLENTİ	ÖNEM DEĞERİ (100 üzerinden)
Protezin vücuda tam oturması	98.1
Protezle birlikte dengenin sağlanabilmesi	94.6
Protezin konforlu dik duruş sağlaması	93.0
Protezle yürüyebilme	97.6
Protezle kaldırımda ve caddede yürüyebilme	92.5
Protezle merdiven inme	91.0
Protezle merdiven çıkma	90.6

#### 2.1.1. Diz Üstü Protez Bölümleri ve Çeşitleri

Diz üstü protezleri soket, diz, baldır ve ayak olmak üzere dört ana bölümden oluşmaktadır. Protezin bölümleri Şekil 2.1’de yer almaktadır. Soket protezin vücuda tutunmasını sağlayan bölümdür. Soketin protezi vücuda sabitlemesi ve hastaya olabildiğince az rahatsızlık vermesi gerekir. Protezin diz bölümü soket ve baldır arasında döner hareketin gerçekleşmesini sağlayan bölümdür. Diz bölümü protezin fonksiyonlarını yerine getirmesi için gerekli hareketi sağladığı için protezin en karmaşık

bölümüdür. Baldır bölümü kişinin baldırına uygun olarak tasarlanan, engelli bireyin kaybettiği baldırının yerini dolduran bölümdür. Son bölüm olan ayak ise protezin yerle temasını sağlayan, kaybedilen ayağın yerini dolduran bölümdür. Protezin boyutlarının bireye uygun olarak tasarlanması gerekir.



Şekil 2.1. Diz üstü bacak protezinin bölümleri.

Şekil 2.2’de gösterildiği üzere bacak diz üstü protezleri edilgen, yarı etkin ve etkin protezler olmak üzere üç başlıkta incelenir. Edilgen diz üstü protezler herhangi bir elektronik donanım içermeyen edilgen mekanik cihazlardır. Bu tip protezler bacağın salınım hareketini sönümlendirici kullanarak kontrol ederler. Edilgen protezler nispeten basit bir yapıya sahiptir. Protezlerin edilgen mekanik yapısından dolayı, protez parametreleri dinamik olarak ayarlanamaz. Bu nedenle edilgen protezlerin kullanıcıya ve yürüyüşün farklı fazlarına uyum sağlama kabiliyeti düşüktür. Yarı etkin protezlerde edilgen protezlere ek olarak sönümlendiriciyi dinamik olarak kontrol edebilen bir yapı bulunur. Yarı etkin protezlerin parametreleri daha rahat değiştirilebilir ve protezler yürüyüş aşamalarına daha rahat uyum sağlayabilirler. Yarı etkin protezler, proteze uygulanan kuvveti sönümleyebilirler ancak bir kuvvet üretmezler. Bu nedenle yarı etkin protezler merdiven çıkma gibi diz ekleminde kuvvet uygulanması gereken hareketlerde yetersiz kalırlar. Sadece bir bacağında protez bulunan ve diğer bacağı sağlıklı olan protez kullanıcıları, sağlıklı bacaklarına yüklenerek merdiven çıkabilirler. İki bacağında da yarı etkin diz protezi bulunan engelli bireyler ise baston gibi bir araç yardımı ile merdiven çıkabilirler. Diz ekleminde kuvvet uygulanması gereken hareketlerin gerçekleştirilebilmesi için engelli bireylerin etkin diz üstü bacak protezi

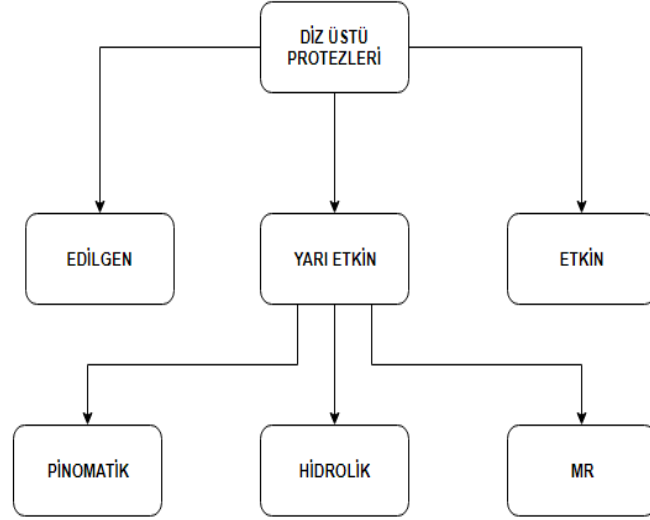
kullanmaları gerekmektedir. Etkin protezler, donanımlarında bulundurdukları elektrikli eyleyici sayesinde diz ekleminden kuvvet üretebilirler. Bu nedenle etkin protezler merdiven çıkma, dik yokuşları çıkma gibi hareketlerde, diğer protezlere göre daha başarılıdır. Etkin protezler, edilgen ve yarı etkin protezlere göre daha karmaşık cihazlardır. Etkin protezlerin temel dezavantajlarından biri enerji tüketimidir. Edilgen protezler herhangi bir enerji kaynağına ihtiyaç duymamaktadırlar. Yarı etkin protezler ise sadece sönümlendiriciyi kontrol eden mekanizmayı çalıştırabilmek için enerji tüketirler. Ancak etkin protezler hem eyleyicileri kontrol etmek için hem de eyleyiciyi çalıştırmak için enerji tüketirler. Etkin protezlerin, yarı etkin protezlere göre daha karmaşık yapıda olmaları nedeniyle, etkin protezlerde daha sık mekanik arızalar görülmektedir [4].

Elektronik diz üstü protezleri yarı etkin veya etkin protez sınıfına girer. Yarı etkin ve etkin elektronik protezler arasındaki temel fark diz eklemi bölümüdür. Yarı etkin protezlerde sönümlendirme işlemi hidrolik, pnömatik veya manyetoreolojik (MR) sönümlendiriciler kullanılarak gerçekleştirilir. Elektronik protezlerde, elektronik donanım olarak batarya, mikrodenetleyici, sürücü, eyleyici ve duyargalar bulunur. Batarya protezin enerji kaynağıdır. Mikrodenetleyici, protezin işlemci birimidir. Mikrodenetleyici üzerinde protezin kontrol algoritması çalışır. Sürücü ise eyleyicilerin mikrodenetleyici tarafından kontrolünü sağlayan birimdir. Mikrodenetleyici duyargalardan aldığı bilgilerle sürücüyü ve dolayısı ile eyleyiciyi kontrol eder. Elektronik protezlerde kontrol algoritmasının tasarımına göre duyargalar bulunur. Duyargalar diz eklemine açısını tespit etme, protezin yerle temasını tespit etme gibi amaçlara uygun olarak seçilir ve kullanılır.

### **2.1.2. MR Sönümlendiriciler**

Manyetoreolojik (MR) sönümlendiriciler içerisinde akışkan bulunduran alışlagelmiş sönümlendiricilere benzerler. MR sönümlendiriciler içerisinde manyetoreolojik sıvı bulundururlar. MR sıvısı manyetik alana duyarlıdır. MR sıvısı 1-5 µm çaplarında demir-penta-karbonil ve çeşitli eklentilerin birleşiminden oluşur [7]. Şekil 2.3'te gösterildiği gibi MR sıvısına manyetik alan uygulandığında, sıvının içerisindeki parçacıklar, manyetik alan çizgileri boyunca zincir şeklinde dizilirler. Sıvıya uygulanan manyetik

alanın büyüklüğüne göre, akışkan daha sıkı bir hal alır. Sıvı milisaniyeler içerisinde uygulanan manyetik alana uyum sağlar. MR sıvısının ve MR sönümlendiricinin hızlı tepki vermesi, geniş ve kontrol edilebilir sertliğinin olması, elektronik ve mekanik sistemler arasında hızlı ve basit bir arayüz kurması MR sönümlendiricilerin tercih edilebilirliğini arttırmıştır [8].



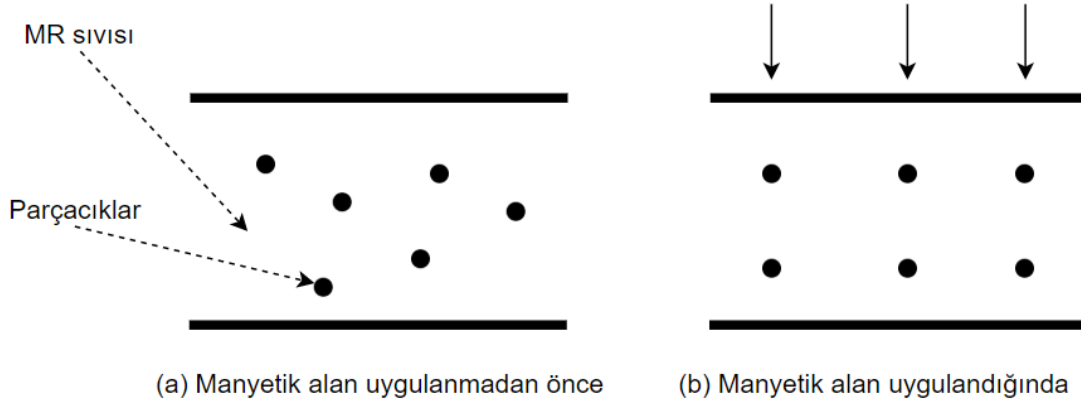
Şekil 2.2. Diz üstü bacak protezi çeşitleri.

MR sönümlendiriciler, MR sıvısını kontrol edebilmek için, donanımlarında bobin bulundurlar. Bobine akım uygulanarak manyetik alan oluşturulur. Akıma bağlı olarak MR sıvısı kontrol edilir. Bu nedenle MR sönümlendiriciler akım kontrollü cihazlardır. MR sönümlendiriciler bobin ve MR sıvısının tepki süresindeki gecikmeden dolayı histerezis içeren bir karakteristiğe sahiptir. Tez çalışmasında valf tipi MR sönümlendirici kullanılmıştır [7]. Çalışmada kullanılan sönümlendirici Sakarya Üniversitesi Akyazı Meslek Yüksek Okulu öğretim üyesi İsmail Şahin tarafından tasarlanıp proje dâhilinde üretilmiştir. Bu tasarımın temsili bir çizimi Şekil 2.4'te sunulmaktadır.

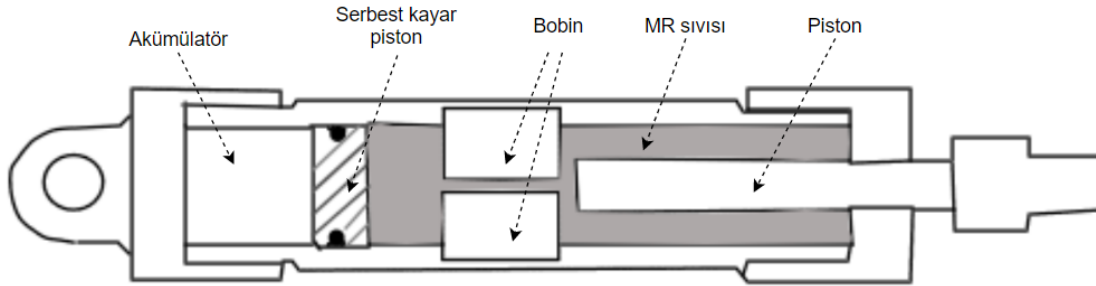
MR sönümlendirici diz üstü bacak protezinin baldır bölümünde yer alır. MR sönümlendiricinin başlıca görevi yürüyüşün salınım fazında protezin soket bölümünden baldır bölümüne iletilen momentin bir kısmını sönümleyerek, baldırın yürüyüşe



uyumunu sağlamaktır. Bu nedenle protez tasarımında, MR sönümlendiricinin bir ucu diz eklemine, diğer ucu ise baldıra sabitlenir [9]. Bu yerleşimle MR sönümlendirici dizde oluşan net momenti sönümlendirici etki yapar. Şekil 2.5'te örnek bir tasarım yer almaktadır.



Şekil 2.3. Manyetik alanın MR sıvısına etkisi.



Şekil 2.4. MR sönümlendirici.

## 2.2. Görüntü Tabanlı Hareket Ölçümü

Kullanıcıya uyum sağlayabilen, akıllı diz üstü bacak protezlerinin geliştirilebilmesi için önemli aşamalardan biri de insan hareketlerinin ölçülmesidir. İnsan yürüyüş hareketinin ölçülmesi ile elde edilen veriler kullanılarak protezlerin yürüyüş aşamalarına uyum sağlaması için gerekli algoritmalar geliştirilir.

Görüntü tabanlı hareket ölçüm sistemleri, genellikle kompleks olan pek çok insan

hareketini muhtemelen yakalayabilen yegane yöntemdir [6]. Görüntü tabanlı sistemler belirli bir sıklıkta görüntüleme yaparak insan hareketini zamana bağlı ölçebilirler. Görüntüleme yöntemi ile hareketler iki veya üç boyutlu olarak ölçülebilir.

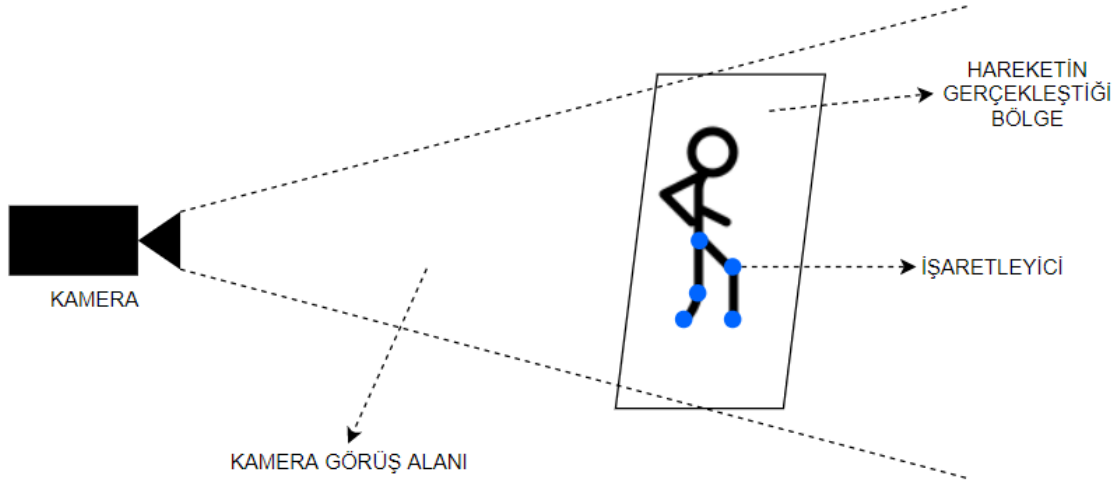


Şekil 2.5. MR sönümlendiricinin proteze yerleştirilmesi [9].

Görüntü tabanlı hareket ölçümünde hedef vücut üzerinde ölçülmesi planlanan hareketi tanımlayabilecek noktaların koordinatlarını tespit edebilmektir. Ölçümün ilk aşaması olarak ölçülmesi hedeflenen hareketin ve bu hareketi ifade etmeye yetecek vücut üzerindeki noktaların tespitidir. Örneğin sagittal düzlemde bir bacağın hareketi kalça, diz, ayak bileği ve ayakucu noktaları ölçülerek tanımlanabilir. Noktalar tespit edildikten sonra görüntüleme işlemi başlatılır. Hareket süresince görüntüleme sistemi belirli sıklıkta görüntü almaya devam eder. Elde edilen bu görüntülerden görüntü işleme yöntemleri kullanılarak daha önce tespit edilen noktalar bulunur. Görüntü üzerinden belirlenen noktaların tespitini kolaylaştırmak için genellikle belirlenen noktalara işaretleyiciler yerleştirilir. İşaretleyiciler ölçümün yapıldığı ortama göre kolay tespit edilebilecek renkte veya parlaklıkta olmalıdır. Hareket ölçüm düzeneğinin temsili çizimi Şekil 2.6'da yer almaktadır.

İşaretleyiciler tespit edildikten sonra, işaretleyicilerin bir referans noktasına göre konumları ve mesafeleri piksel cinsinden hesaplanabilir. Piksel cinsinden ölçülen mesafe ve konumun metre birimine çevrilmesi gerekmektedir. Herhangi bir ana yöne

göre komşu iki piksel arasındaki metre cinsinden mesafenin sabit olduğu varsayılırsa, iki birim arasındaki dönüşüm bir katsayı ile çarpılarak gerçekleştirilir. Bu katsayı, herhangi iki nokta arasındaki metre cinsinden mesafenin piksel cinsinden mesafeye bölünmesi ile bulunur.



Şekil 2.6. Temsili görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği.

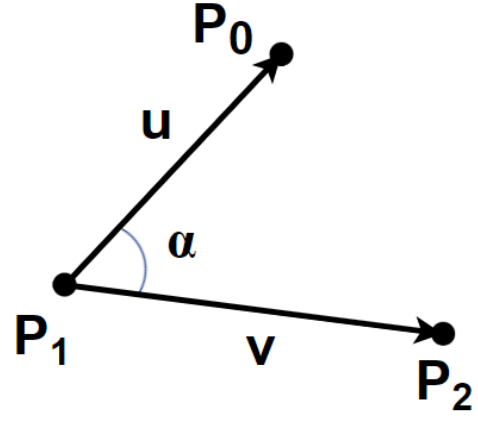
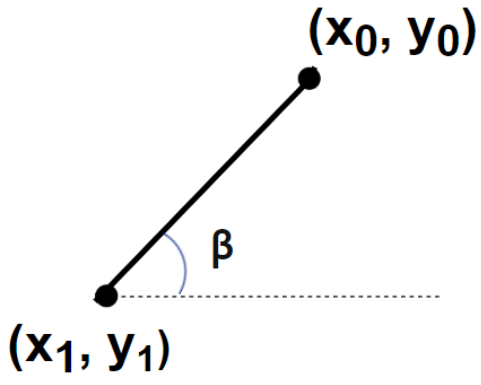
$$k = \frac{P_0 \text{ ve } P_1 \text{ noktaları arasındaki metre cinsinden mesafe}}{P_0 \text{ ve } P_1 \text{ noktaları arasındaki piksel cinsinden mesafe}} \quad (2.1)$$

$$D_{metre} = k \times D_{piksel} \quad (2.2)$$

İşaretleyicilerin konumlarının tespiti yapıldıktan sonra, iki işaretleyici arasındaki doğrusal parçanın yer düzlemi ile yaptığı açı 2.3' te yer alan formülle hesaplanır. İki parça arasındaki açı ise formül 2.4' te gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$\beta = \tan^{-1} \left( \frac{y_0 - y_1}{x_0 - x_1} \right) \quad (2.3)$$

$$\alpha = \cos^{-1} \left( \frac{(\vec{u} \cdot \vec{v})}{(\|\vec{u}\| \cdot \|\vec{v}\|)} \right) \quad (2.4)$$



a) Parçanın yer düzlemi ile yaptığı açı.

b) İki parça arasındaki açı.

Şekil 2.7. Temsili görüntü tabanlı hareket ölçüm düzeneği.

### 3. MR SÖNÜMLENDİRİCİ MODELLERİ

Manyetoreolojik (MR) sönümlendiriciler histerezis içeren cihazlardır. Bu nedenle MR sönümlendirici modelleri histerezis modellemekte kullanılan yöntemleri temel almaktadır. Bu çalışmada histerezis ve MR sönümlendirici modellemekte sıklıkla kullanılan Bingham, Dahl, LuGre ve Bouc-wen parametrik modelleri kullanılmıştır.

MR sönümlendiriciler doğrusal olmayan cihazlar oldukları için modeller de doğrusal değildirler. Modeller iki denklemle ifade edilebilmektedir. İlk denklem MR sönümlendirici kuvvetini bulmayı sağlamaktadır. İkinci denklem ise sistemin doğrusal olmayan kısmını temsil etmektedir. Çalışmada ilk denklem kuvvet denklemi, ikinci denklem ise histerezis denklemi olarak ifade edilmektedir. Histerezis denklemi doğrusal olmamasının yanı sıra aynı zamanda Bingham model haricindeki bütün modeller için birinci derece diferansiyel denklem özelliği de taşımaktadır. Çizelge 2.2’de kaynaklarda farklı harf ve gösterimle sunulan modeller birleştirilmiş ve aynı parametre seti üzerinden verilmiştir. İlerleyen bölümlerde bahsedilecek olan modellerin denklemleri üzerinde değişiklikler yapılmıştır. Tez Çalışmasında yapılan bu değişiklikler notasyon değişikliği ve değişken değiştirme metodu kullanılarak yapılmıştır. Değişikliklerin modellerin yapısını bozmadan, modelleri birbirleri ile karşılaştırma kolaylığı sağlaması beklenmektedir.

Çizelge 2.2. MR sönümlendirici modelleri.

MODEL	KUVVET DENKLEMİ	HİSTEREZİS DENKLEMİ
Bingham	$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + F_c z$	$z = sgn(\dot{x})$
Dahl	$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + k_0 x + F_c z$	$\dot{z} = \sigma_D \dot{x} (1 - z sgn(\dot{x}))$
LuGre	$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + k_0 x + (\beta_L + \gamma_L  \dot{x} ) z$	$\dot{z} = \sigma_L \dot{x} (1 - z sgn(\dot{x}))$
Bouc-wen	$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + k_0 x + F_c z$	$\dot{z} = \dot{x} \{A - [\beta_B sgn(z\dot{x}) + \gamma_B]  z ^n\}$

Denklemlerdeki  $F_{mr}$ ,  $x$ ,  $\dot{x}$ ,  $z$  ve  $sgn$  sırası ile kuvvet, yer değiştirme, hız, histerezis değişkenini ve signum fonksiyonunu ifade etmektedir. Histerezis değişkeni,  $z$ , histerezis denkleminin sonucu olduğu için bu isimle anılmaktadır. Diğer ifadeler ise denklem

parametreleridir.  $f_0$  parametresi sistemin başlangıç kuvvetini ifade etmektedir. Başlangıç kuvveti olarak isimlendirilmesinin sebebi  $x$ ,  $\dot{x}$  ve  $z$  değişkenlerinin aynı anda 0'a eşit olduğu durumda MR sönümlendirici kuvvetinin  $f_0$ 'a eşit olmasıdır.  $c_0$ ,  $k_0$  ve  $F_c$  parametreleri sırası ile sönümlendirici sabitini, yay sabitini ve sürtünme kuvvetidir. Sönümlendirici kuvvetinin  $[-F_c + f_0, F_c + f_0]$  aralığındaki değerlerinde kuvvet - hız grafiği diğer aralıklara göre farklılık göstermektedir. Bahsedilen bu farklılık modellere göre değişiklik göstermektedir. Farklılık en çok Bingham modelde kendini gösterir.  $f_0$ ,  $c_0$ ,  $k_0$  ve  $F_c$  parametreleri hemen hemen her modelde yer almaktadır. Bu nedenle bu parametrelerin modeller için ortak parametreler olduğu söylenebilir. Denklemlerde yer alan diğer parametrelere ilerleyen aşamalarda değinilecektir.

### 3.1. Bingham Modeli

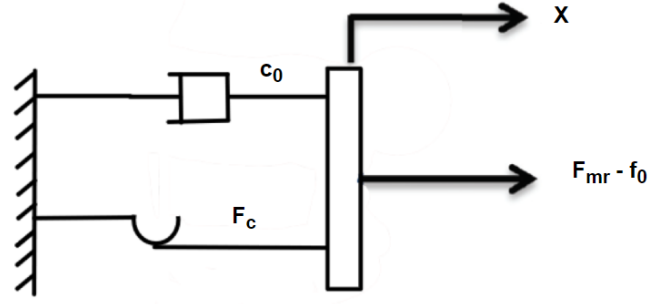
Bingham model diğer modellere nazaran daha basit bir denklem yapısına sahiptir. Model diferansiyel denklem içermez. Formül 3.1'de modelin denklemi yer almaktadır [10]. Bu modelde MR sönümlendirici bir silindir ve sürtünme yüzeyi ile ifade edilir. Bingham model kuvveti parçalı doğrularla ifade etmeyi hedefler. Bu doğru parçaları kuvvet-hız düzleminde doğrusaldır. Bu modelde kuvvet sürtünme bölgesinde,  $[-F_c + f_0, F_c + f_0]$ , olduğunda hızın sıfır olduğu varsayılır.  $c_0$  parametresi ise Şekil 3.2'de sunulan kuvvet & hız grafiğindeki doğruların eğimine eşittir. Bingham model, 3 parametre ile diğer modellere göre daha az parametre içerdiği ve diferansiyel denklem içermediği için, göreceli olarak uygulaması kolay bir modeldir. Şekil 3.2'de mekanik model ve Şekil 3.3'te modelin histerezis çıktısı yer almaktadır.

$$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + F_c \text{sgn}(\dot{x}) \quad (3.1)$$

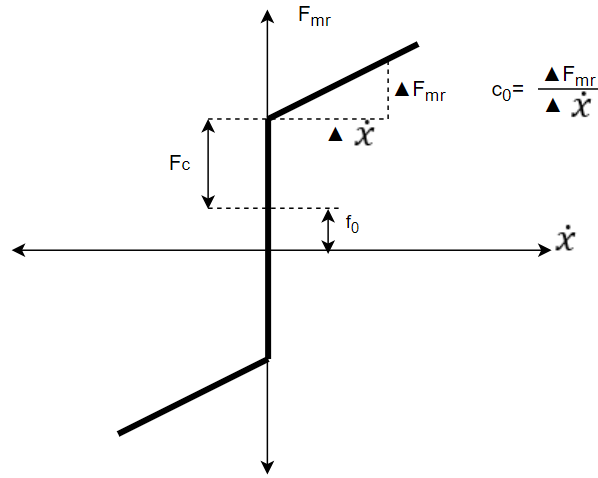
Bingham modelin denklem yapısını diğer modellere benzetebilmek için modele histerezis değişkeni eklenmiştir.

$$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + F_c z \quad (3.2)$$

$$z = \text{sgn}(\dot{x}) \quad (3.3)$$



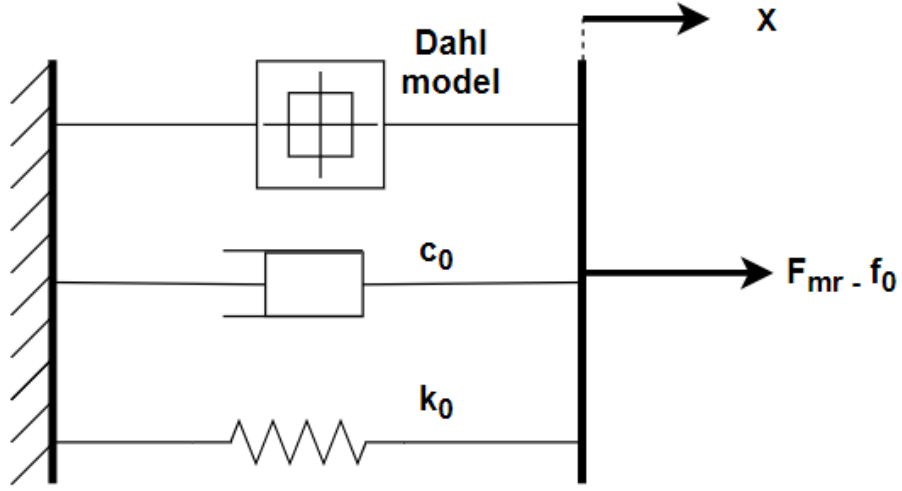
Şekil 3.1. Bingham mekanik modeli.



Şekil 3.2. Bingham modeli genel histerezis grafiği.

### 3.2. Dahl Modeli

Dahl model kuvvet & hız histerezisinin, hızının sıfırdan küçük ve sıfırdan büyük olan bölgelerini ayrı ayrı inceler. Bu ayrımı denkleminde yer alan signum fonksiyonu sayesinde yapar. Dahl modelde signum fonksiyonu diferansiyel histerezis denkleminde yer aldığı için Dahl modelin yaklaştığı kuvvet Bingham modele göre daha yumuşaktır. Modelin histerezis denkleminde bulunan  $\sigma_D$  parametresinin doğrudan bir fiziksel anlamı olmasa da histerezisin şekli üzerinde etkilidir. Çalışmada kullanılan Dahl modelin bu hali düzenlenmiş Dahl model olarak isimlendirilir [11]. Formül 3.4'te ve 3.5'te modelin denklemleri yer almaktadır. Şekil 3.3'te mekanik model yer almaktadır. Dahl model, Bingham modele göre, histerezisi daha fazla parametre ile ve daha detaylı bir şekilde modellemiştir.



Şekil 3.3. Dahl mekanik modeli.

$$F_{mr} = f_0 + c_0 \dot{x} + k_0 x + F_c z \quad (3.4)$$

$$\dot{z} = \sigma_D \dot{x} (1 - z \operatorname{sgn}(\dot{x})) \quad (3.5)$$

### 3.3. LuGre Model

LuGre model Dahl modelin geliştirilmiş bir halidir. Formül 3.6'da ve 3.7'de model denklemleri yer almaktadır [12]. Formüllerde yer alan  $\beta, \gamma, \epsilon$  model parametrelerini,  $w$  ise histerezis değişkenini ifade etmektedir.

$$F_{mr} = \beta w + \gamma \dot{x} + k_0 x + \epsilon \dot{w} + f_0 \quad (3.6)$$

$$\dot{w} = \dot{x} - \alpha |\dot{x}| w \quad (3.7)$$

Model denklemlerini diğer modellere benzetebilmek için model üzerinde  $z = \alpha w$  eşitliğine uygun bir değişken değiştirme yapıлып, ardından birinci denklemdeki  $\dot{z}$  yerine ikinci denklemdeki eşitlik konulursa denklem seti aşağıdaki hali alır.

$$z = \alpha w, \dot{z} = \alpha \dot{w} \quad (3.8)$$

$$\dot{z} = \alpha \dot{x} (1 - z \operatorname{sgn}(\dot{x})) \quad (3.9)$$



$$F_{mr} = f_0 + (\gamma + \varepsilon)\dot{x} + k_0x + \left(\frac{\beta}{\alpha} - \varepsilon|\dot{x}|\right)z \quad (3.10)$$

Denkleimde yer alan  $(\gamma + \varepsilon)$  ve  $\frac{\beta}{\alpha}$  ifadeleri birer parametre olarak tanımlanabilir. Parametrelerin sembolleri diğer modellere uygun olacak şekilde seçilirse aşağıdaki denklemler elde edilir.

$$F_{mr} = f_0 + c_0\dot{x} + k_0x + (\beta_L - \gamma_L|\dot{x}|)z \quad (3.11)$$

$$\dot{z} = \sigma_L\dot{x}(1 - z\operatorname{sgn}(\dot{x})) \quad (3.12)$$

Yapılan bu değişiklikler LuGre model parametreleri için 2 adet fazladan koşul eklemektedir. Birincisi,

$$\gamma > 0, \varepsilon > 0 \quad (3.13)$$

$$c_0 = (\gamma + \varepsilon), \gamma_L = \varepsilon \quad (3.14)$$

olduğu için,

$$c_0 \geq \gamma_L \quad (3.15)$$

şartı sağlanmalıdır. İkinci koşul ise,

$$\sigma_L = \alpha, \beta_L = \frac{\beta}{\alpha}, \beta_L = \frac{\beta}{\sigma_L} \quad (3.16)$$

denklemlerinde gösterildiği üzere  $\sigma_L$  parametresi bölen durumunda olduğu için bu parametre sıfıra eşit olamaz.

$$\sigma_L \neq 0 \quad (3.17)$$

Yapılan bu değişikliklerin ardından LuGre model ve Dahl modelin histerezis denklemleri birbiri ile benzer hale gelmiştir. LuGre model, Dahl modelde yer alan  $F_c$

parametresinin yerine  $(\beta_L - \gamma_L |\dot{x}|)$  ifadesini getirmiştir.  $\beta_L$  ve  $\gamma_L$  parametrelerinin direk fiziksel anlamı olmasa da histerezisin şekli üzerinde etkileri vardır.

### 3.4. Bouc-wen Modeli

Bouc-wen model histerezis modelleme konusunda sıklıkla başvurulan bir yöntemdir. Modelin kuvvet denklemi Dahl modelle aynıdır. Modelde bulunan  $A$ ,  $\beta_B$ ,  $\gamma_B$  ve  $n$  parametrelerinin doğrudan fiziksel anlamı yoktur. Bu parametreler histerezisin şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Model hem  $\dot{x}$ 'in hem de  $z$ 'nin,  $sgn(z\dot{x})$ , signum fonksiyonu ile işaretlerini kontrol ederek histerezisi 4 parçada inceler. Ayrıca modelde histerezisi şekillendiren daha çok parametre vardır. Modelin bu özellikleri histerezis uyum sağlama konusunda bir avantaj sağlarken, parametre sayısının fazla olması nedeni ile uygulamalarda zorluk yaşatabilmektedir. Formül 3.18'de ve 3.19'da modeli ifade eden denklemler yer almaktadır [13].

$$F_{mr} = f_0 + c_0 \dot{x} + k_0 x + F_c z \quad (3.18)$$

$$\dot{z} = \dot{x} \{A - [\beta_B sgn(z\dot{x}) + \gamma_B] |z|^n\} \quad (3.19)$$

## 4. MR SÖNÜMLENDİRİCİ MODELLEME SONUÇLARI

### 4.1. MR Sönümlendirici Veri Setinin Oluşturulması

MR sönümlendirici modellerinde yer alan parametrelerin en iyilenebilmesi için, sönümlendiricinin histerezis grafiğinin elde edilmesi gerekmektedir. Veri seti, Şekil 4.1'de yer alan ROEHRIG firmasına ait kuvvetölçer cihazı kullanılarak oluşturulmuştur. Cihaz MR sönümlendiricinin pistonunu sinüs dalgası şeklinde ileri geri hareket ettirerek, MR sönümlendiricinin uyguladığı kuvveti zamana bağlı olarak ölçmektedir. Kuvvet ölçer çıktı olarak MR sönümlendiricinin, kuvvet, yer değiştirme ve hız verilerini vermektedir. Ölçümlerde toplanan verilerin örnekleri Şekil 4.2 - 4.5 aralığında sunulmuştur.

Veri seti oluşturma işlemine MR sönümlendiricinin kuvvet ölçere bağlanması ile başlanmıştır. Sönümlendiriciye sabit bir akım uygulandıktan sonra kuvvet ölçer çalıştırılmıştır. Ölçüm işlemi tamamlanınca, uygulanan akım, kuvvet, yer değiştirme ve hız bilgileri kaydedilmiştir. Bu prosedür farklı akım değerleri için tekrarlanmıştır. MR sönümlendiriciye 0 Amper'den 1 Amper'e kadar, 0.1 Amper arttırılarak 11 farklı akım değeri uygulanmıştır. 11 farklı akım değeri için alınan ölçümler veri setine eklenmiştir. Ölçümler saniyede 1600 örnekleme yapılarak gerçekleştirilmiştir. Veri setinde yer alan her sinyalin ilk periyodu model parametrelerinin tespiti için, ikinci periyodu modellerin testi için kullanılmıştır.

Ölçülen MR sönümlendirici kuvvetinde yer alan yüksek frekanslı gürültüler 10 milisaniye uzunluğunda hareketli ortalama filtre kullanılarak baskılanmıştır. Uygulanan bu filtreden kaynaklı, kuvvetin zaman eksenindeki gecikmesini hız ve yer değiştirme ile hizalamak için, hız ve yer değiştirme verilerine de aynı filtre uygulanmıştır.

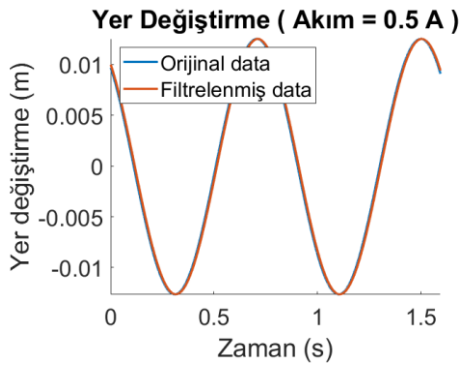
### 4.2. MR Sönümlendiricinin Modellenmesi

#### 4.2.1. Parametrelerin Histerezise Etkisinin İncelenmesi

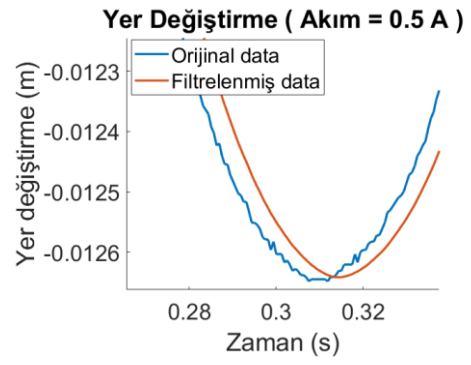
Bu bölümde model parametrelerinin histerezis üzerindeki etkileri üzerinde durulacaktır. Bu çalışmanın amacı parametrelerin model üzerindeki etkilerini anlamak ve ayarlama



Şekil 4.1. Kuvvet ölçer cihazı.

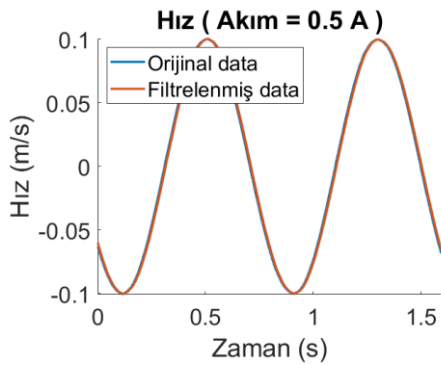


a) Grafiğin tam gornm.

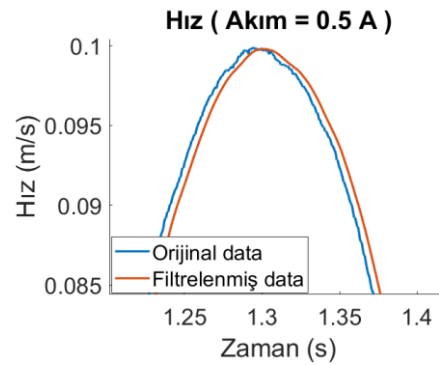


b) Grafiğin yakınlılaştırılmış hali.

Şekil 4.2. MR sönümlendirici yer değiştirmesi.

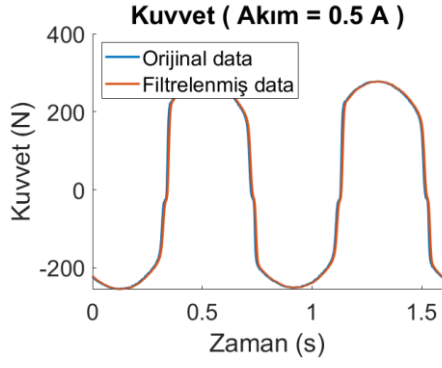


a) Grafiğin tam gornm.

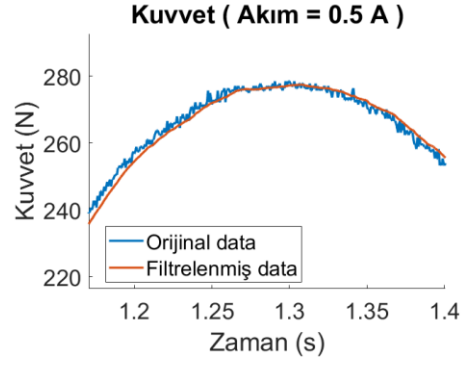


b) Grafiğin yakınlılaştırılmış hali.

Şekil 4.3. MR sönümlendirici hızı.

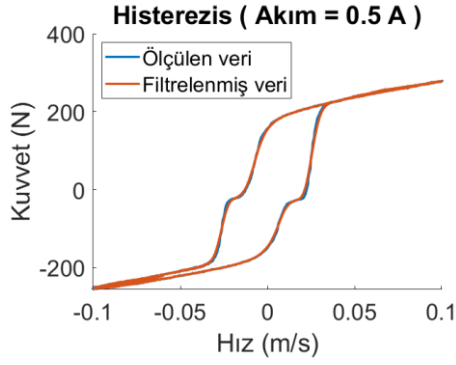


a) Grafiğin tam görünümü.

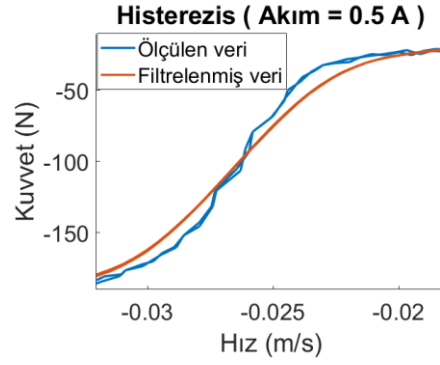


b) Grafiğin yakınlaştırılmış hali.

Şekil 4.4. MR sönümlendirici kuvveti.



a) Grafiğin tam görünümü.



b) Grafiğin yakınlaştırılmış hali.

Şekil 4.5. MR sönümlendirici histerezi.

sınırları ile ilgili bilgi birikimi oluşturmaktır. Genel parametreler olan  $f_0$ ,  $c_0$ ,  $k_0$  ve  $F_c$  değerlerinin histerezise etkisi Dahl model üzerinden gösterilecektir. Diğer farklı (ortak olmayan) parametreler ise ait oldukları modeller üzerinden gösterilecektir. Aksi belirtilmediği sürece  $x$ ,  $f_0$ ,  $c_0$ ,  $k_0$ ,  $F_c$  ve  $\sigma_D$  sırası ile  $\sin(4\pi t)$ , 0, 1, 1, 50, 10 değerlerine eşit varsayılmıştır.

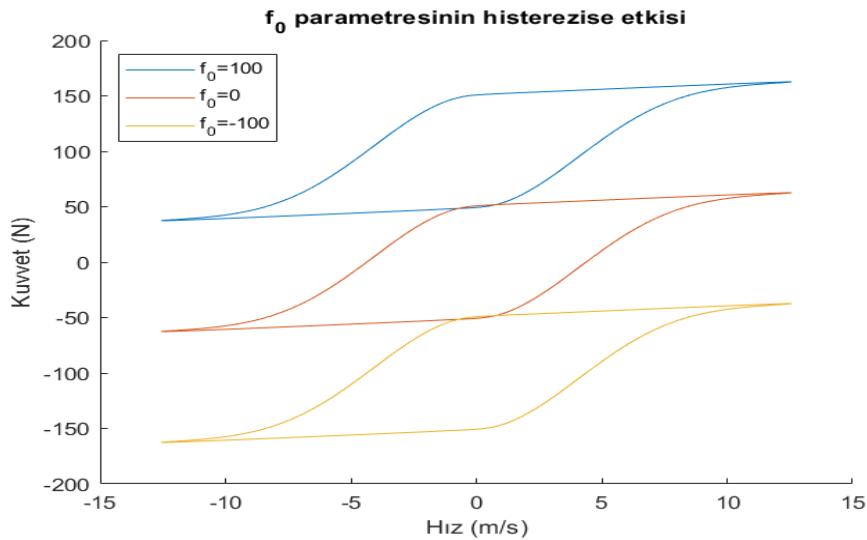
$f_0$  parametresi başlangıç kuvveti, ortalama değeri veya ofset kuvveti olarak isimlendirilir. Sistem değişkenlerinden yer değiştirme ve hızın zaman ekseninde

ortalama değerinin sıfır olduğu varsayılırsa MR sönümlendirici kuvvetinin ortalama değeri  $f_0$  'a eşit olur. Aksi bir durumda ise  $f_0$  diğer terimlerin ortalama değerine eklenerek, MR sönümlendirici kuvvetinin ortalama değerini oluşturur. Şekil 4.6'da gösterildiği gibi, parametrenin değeri arttıkça MR sönümlendirici kuvvetinin ortalama değeri artar. Parametrenin birimi newtondur.

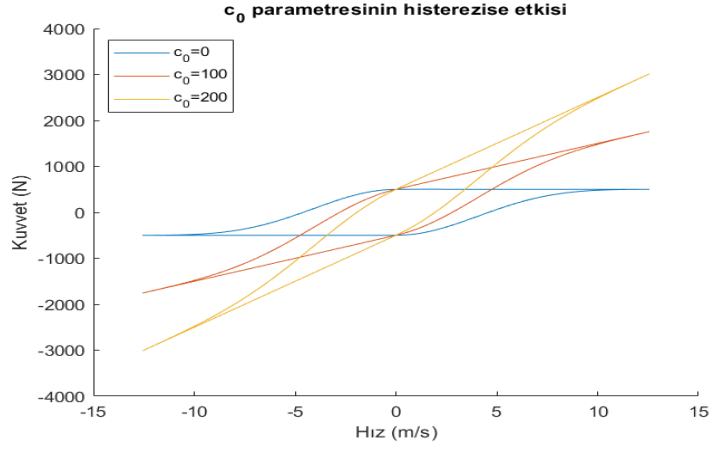
$c_0$  parametresi sönümlendirici sabiti olarak isimlendirilir. Birimi  $\text{Ns/m}$ 'dir. Parametre kuvvet & hız histerezis grafiğinin eğimi üzerinde oldukça etkilidir. Şekil 4.7'de gösterildiği gibi, parametrenin değeri arttıkça histerezisin de eğimi artar.

$k_0$  parametresi yay sabiti olarak isimlendirilir. Birimi  $\text{N/m}$ 'dir. Parametrenin değeri arttıkça histerezisin kapalı alanı artar ve histerezisin uç bölümlerinde daha yumuşak bir geçiş oluşur. Şekil 4.8'de parametrenin histerezise etkisi gösterilmiştir.

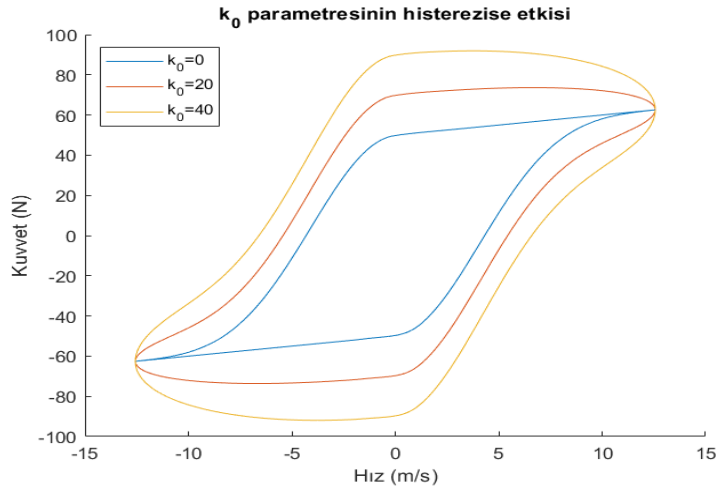
$F_c$  parametresi sürtünme kuvveti olarak isimlendirilir. Birimi  $\text{N/m}$ 'dir. Parametre histerezisin iniş ve çıkış eğrileri arasındaki farkı belirler. Parametrenin değeri arttıkça histerezis kuvvet eksenini doğrultusunda uzar. Şekil 4.9'da parametrenin histerezise etkisi gösterilmiştir.



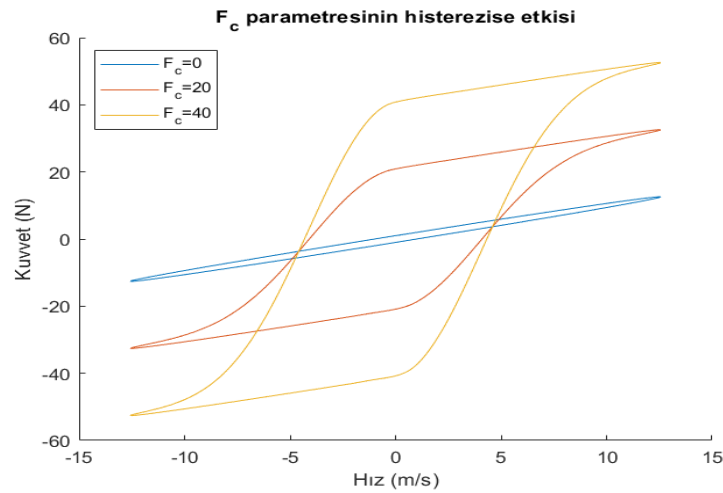
Şekil 4.6.  $f_0$  parametresinin histerezise etkisi.



Şekil 4.7.  $c_0$  parametresinin histerezise etkisi.



Şekil 4.8.  $k_0$  parametresinin histerezise etkisi.



Şekil 4.9.  $F_c$  parametresinin histerezise etkisi.

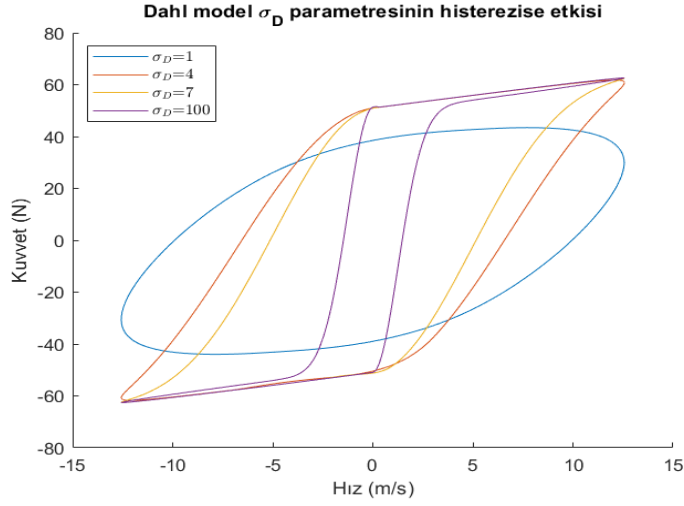
Histerezis değişkeni,  $z$ , bir parametre olmasa da dört modelde de yer alan ortak bir özelliktir. Modelleri daha iyi anlamak için histerezis değişkeninin özelliklerini anlamak gerekir. Histerezis değişkeninin bazı özellikleri şu şekildedir;

- Birimi metredir.
- Histerezis değişkeninin maksimum ve minimum alabileceği değerler  $\dot{z} = 0$  varsayılarak bulunabilir. Bu durumda Dahl ve LuGre modelde değişken  $[-1, 1]$  aralığında, Bouc-wen modelde  $[-(\frac{A}{\beta_B + \gamma_B})^{\frac{1}{n}}, (\frac{A}{\beta_B + \gamma_B})^{\frac{1}{n}}]$  aralığında değer alabilir. Bingham modelde ise histerezis değişkeni signum fonksiyonunun sonucuna eşit olduğu için,  $[-1, 1]$  aralığında değer alabilir.
- Histerezis değişkeni değer aralığını geçemeyeceği için, değer aralığının sınırlarında doyuma (saturation) ulaşabilir.
- Değişkenin doyuma ulaştığı zaman aralığı arttıkça, histerezis değişkeni  $c \operatorname{sgn}(\dot{x})$  fonksiyonuna yaklaşır. ( $c$  pozitif bir katsayıdır.)
- Histerezis değişkeninin doyuma uğradığı zaman aralığı arttıkça, histerezis daha keskin geçişlere sahip olur. Histerezisin uç kısımlarında daralma olur ve histereziste kuvvet eksenini yönünde uzama meydana gelir.

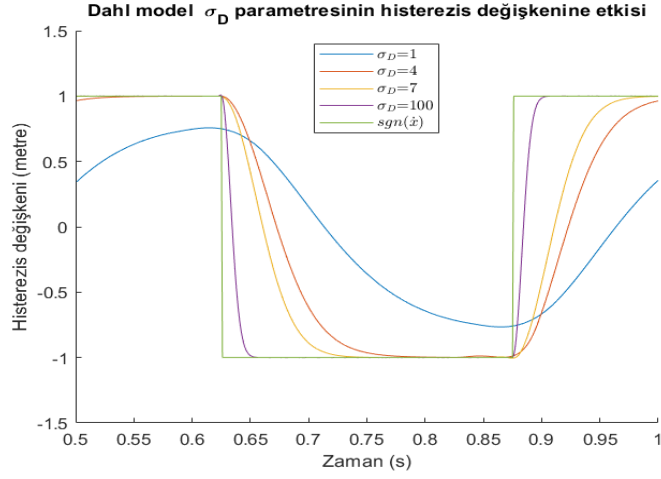
$\sigma_D$  parametresi Dahl modelin histerezis denklemindeki tek parametredir. Parametrenin alt indeksi olan 'D' harfi Dahl modele ait olduğunu belirtmek için konulmuştur. Birimi  $s/m^2$ 'dir. Parametrenin değeri arttıkça histerezis değişkeninin doyuma uğradığı zaman aralığı da artar ve histerezis değişkeni  $\operatorname{sgn}(\dot{x})$  fonksiyonuna yaklaşır. Yine  $\sigma_D$  arttıkça histerezis kuvvet eksenini yönünde uzar, hız eksenini yönünde daralır, keskinleşir ve histerezisin uç kısımlarında daralma olur. Şekil 4.10'da ve 4.11'de parametrenin histerezise etkisi gösterilmiştir

Sadece LuGre modelde bulunan  $\sigma_L$  parametresi Dahl modelde bulunan  $\sigma_D$  parametresi ile benzer etkiler gösterir. Şekil 4.12'de parametrenin histerezise etkisi gösterilmiştir

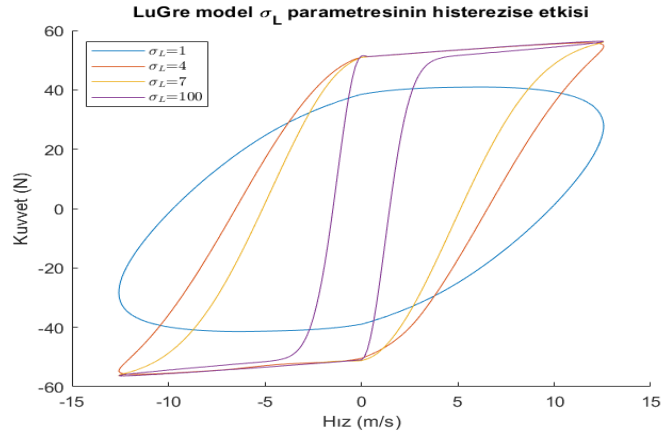




Şekil 4.10.  $\sigma_D$  parametresinin histerezise etkisi.



Şekil 4.11.  $\sigma_D$  parametresinin histerezis değişkenine etkisi.



Şekil 4.12.  $\sigma_L$  parametresinin histerezise etkisi.

LuGre modelde yer alan  $\beta_L$  ve  $\gamma_L$  parametreleri birbirleri ile oldukça ilişkilidirler. Birimleri sırası ile N/m ve Ns/m<sup>2</sup>'dir. LuGre modelde sürtünme kuvveti, yerine  $(\beta_L - \gamma_L|\dot{x}|)$  ifadesi yer almaktadır. Bu durum  $F_c$ 'nin hıza ve bahsi geçen iki parametreye bağlı bir denklemle ifadesi olarak yorumlanabilir.  $F_c$  parametresi sıfırdan büyük değerler alabileceği için  $(\beta_L - \gamma_L|\dot{x}|)$  ifadesinin de sıfırdan büyük olması gerekir. Bu şartı sağlamak için  $\beta_L$  ve  $\gamma_L$  parametrelerinin oranlarının hızın mutlak değerinin alabileceği maksimum değerden büyük olması gerekir. Bu şart sağlanmaz ise histerezis eğrisinde çakışmalar olabilir. Şartın sağlanmama durumun çakışan histerezis eğrilerini modellemek için faydalı olabilir.

$$F_c = (\beta_L - \gamma_L|\dot{x}|) \quad (4.1)$$

$$(\beta_L - \gamma_L|\dot{x}|) > 0 \quad (4.2)$$

$$\frac{\beta_L}{\gamma_L} > \dot{x}_{maksimum} \quad (4.3)$$

Bouc-wen modelin A parametresi daima 1 e eşitlenebilir ve model herhangi bir kayba uğramaz [14]. A parametresinin 1 olarak kabul edilmesi, parametrelerin en iyileme sürecini kolaylaştırmaktadır. Parametre birimsizdir.

Bouc-wen modelin  $\beta_B$ ,  $\gamma_B$  ve  $n$  parametreleri, histerezis değişkeninin maksimum ve minimum değerini kontrol etmektedir. Bu nedenle parametreler histerezisin keskinliğini etkilerler. Bouc-wen modelin histerezis denklemi formül 4.4'te gösterildiği gibi yazıldığında, model parametrelerinin, histerezis değişkeninin  $x$ 'e göre değişim miktarını ayarladığı görülür.  $n$  parametresi birimsizdir.  $\beta_B$  ve  $\gamma_B$  parametrelerinin birimi  $n$  değerine göre değişmektedir.

$$\frac{\delta z}{\delta x} = \{A - [\beta_B \text{sgn}(z\dot{x}) + \gamma_B]|z|^n\} \quad (4.4)$$

## 4.2.2 Parametrelerin Değer Aralıkları

Model parametrelerinin değer aralıklarının doğru belirlenmesi, parametrelerin en

iyileme süreci açısından önemlidir. Parametrelerin değer aralıklarının aşırı geniş tutulması en iyileme sürecini uzatır. Değer aralıklarının aşırı daraltılması ise optimum sonuca ulaşmaya engel olabilir.

$f_0$  parametresi herhangi bir gerçel sayıya eşit olabilir. Parametrenin değer aralığını sınırlamak için MR sönümlendirici kuvvetinin değer aralığı kullanılabilir. Hız ve yer değ değişkeninin ortalama değerinin sifira yakın olduğu bir sistemde, parametre sönümlendirici kuvvetinin ortalama değerine yakın bir değere sahiptir. Bu nedenle, sönümlendirici kuvvetinin değeri aralığı bir katsayı ile daraltılarak, parametrenin değeri aralığı tanımlanabilir.

$$f_0 \in [-F_{mr,minimum} \times r, F_{mr,maksimum} \times r] \quad (4.5)$$

$$0 < r < 1 \quad (4.6)$$

$c_0$ ,  $k_0$  ve  $F_c$  parametreleri sifirdan büyük değeri alabilirler. Herhangi bir parametrenin maksimum değerini bulmak için kuvvet denklemindeki diğer parametreleri sifira ve değerişkenleri de maksimum değerine eşitlenirse kullanılabilir bir maksimum noktası elde edilir.

$$c_0 \leq \frac{(Fmr)_{maksimum}}{(\dot{x})_{maksimum}} \quad (4.7)$$

En iyileme sürecinde yapılan testlerde  $k_0$  parametresinin değeri aralığını  $[0, 1]$  olarak belirlemek, model başarılarını pozitif yönde etkilemiştir. Bu nedenle  $k_0$  parametresinin değeri aralığı  $[0, 1]$  olarak kabul edilmiştir.

LuGre modelin  $\beta_L$  parametresinin değeri aralığı  $F_c$  parametresinin değeri aralığı ile aynı varsayılabilir. Ancak  $\beta_L$  parametresi  $F_c$  parametresinden daha büyük değeri alabilir.  $\beta_L$  parametresi için maksimum değeri yaklaşımı,

$$(F_c)_{maksimum} = (\beta_L)_{maksimum} - (\gamma_L)_{maksimum} (\dot{x})_{maksimum} \quad (4.8)$$

denklemleri ile yapılmıştır.  $\gamma_L$  parametresinin  $c_0$ 'dan büyük olması durumunda sistemin toplam sönümlendirici sabiti negatif olacağı için parametrenin maksimum değeri  $(c_0)_{maksimum}$  olarak belirlenmiştir.

$$\gamma_{L,maksimum} = c_{0,maksimum} \quad (4.9)$$

$$(\beta_L)_{maksimum} = \frac{(F_c)_{maksimum}}{(c_0)_{maksimum} (\dot{x})_{maksimum}} \quad (4.10)$$

Histerezis denkleminde yer alan parametrelerin değer aralıklarını kestirmek nispeten zordur. Parametrelerin değer aralıkları en iyileme aşmasında deneme yanılma yöntemi ile belirlenmiştir.

### 4.3. Model Parametrelerinin Bulunması

Model parametrelerinin belirlenmesi bir en iyileme süreci gerektirmektedir. Bu süreçte veri setine uygun parametre değerlerinin bulunması hedeflenmektedir. En iyileme MATLAB yazılımı ve örüntü arama (pattern search) yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Örüntü arama bir yerel eniyileme yöntemidir. Yöntem, başlangıç noktasında, bulunduğu noktadan belirli bir uzaklıkta bulunan komşu noktalara bakarak minimum değere sahip komşu noktaya atlar. Yöntem bu atlama işlemini tekrarlayarak, minimum değere sahip yerel minimum noktayı bulur. Örüntü arama yöntemi sürekli olmayan veya türevlenemeyen fonksiyonları en iyileyebildiği için tercih edilmiştir. Çalışmada yer alan bütün en iyileme işlemleri örüntü arama yöntemi kullanılarak yapılmıştır. En iyilemede kullanılan parametre değer aralıkları Çizelge 4.1'de yer almaktadır. En iyileme 10.000 tekrara (iteration) veya  $10^{-6}$  ağ hatasına (mesh tolerance) ulaştığında sonlandırılmaktadır.

Parametre en iyilemesi her model için ve her akım değeri için ayrı ayrı yapılmıştır. Örneğin Dahl modelin parametreleri [0, 1] Amper aralığında 0.1 Amper adımlarla

ilerleyen 11 farklı akım değeri için ayrı ayrı en iyilenmiştir ve her akım değeri için Dahl modelin ideal parametre seti çıkartılmıştır. Bu sayede model parametrelerinin akıma göre değişimleri de gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.1. MR sönümlendirici model parametrelerinin değer aralıkları.

PARAMETRE	ÖNERİLEN DEĞER ARALIĞI
$f_0$	$[-F_{mr,min} \times 0.1, F_{mr,max} \times 0.1]$
$c_0$	$[0, \frac{F_{mr,max}}{x_{max}}]$
$k_0$	$[0,1]$
$F_c$	$[0, F_{mr,max}]$
$\beta_L$	$[0, F_{mr,max}]$
$\gamma_L$	$[0, c_{0,max}]$
$\sigma_D$	$(0, 10]$
$\sigma_L$	$(0, 10]$
$A$	1
$\beta_B$	$(0, 10]$
$\gamma_B$	$[-\beta_{B,max}, \beta_{B,max}]$
$n$	$[1, 6]$

En iyileme sürecinin önemli aşamalarından biri de başlangıç parametre setlerinin ve parametrelerin değer aralıklarının belirlenmesidir. Parametrelerin değer aralıkları Çizelge 4.1’de sunulduğu gibi kullanılmıştır. Parametrelerin başlangıç değerleri ise birkaç farklı aşama sonucunda belirlenmiştir. Başlangıç değerlerini belirlemek için ilk olarak Bingham modelin parametre başlangıç değerleri değer aralıklarının ortalaması olacak şekilde ayarlanıp en iyilenmiştir. Bingham modelden elde edilen bu parametre değerleri diğer modellerin 1 Amper akımına ait verilerin en iyilenmesinde başlangıç değeri olarak kullanılmıştır. Örneğin Dahl modelin 1 Amper için olan en iyileme aşamasında  $f_0$ ,  $c_0$  ve  $F_c$  parametrelerinin başlangıç değeri bingham modelin 1 Amper

için elde edilen en iyileme sonuçları kullanılarak belirlenmiştir. Bingham modelde yer almayıp, Dahl modelde yer alan  $k_0$  ve  $\sigma_D$  parametrelerinin başlangıç değerleri ise değer aralıklarının ortası olarak belirlenmiştir. Ardından Dahl modelin 0.9 Amper için olan en iyileme işleminde başlangıç değerleri, yine Dahl modelin 1 Amper için olan en iyileme sonuçlarına eşitlenerek belirlenmiştir. Bu süreç diğer akım değerleri için ve diğer modeller için de benzer bir şekilde devam etmiştir. En iyileme sürecinin aşamaları şu şekildedir;

1. Parametre değer aralıklarını Çizelge 4.1'e uygun olarak belirle,
2. Bingham model parametrelerinin başlangıç değerlerini, parametre değer aralığının ortasına eşitle,
3. Bingham modeli 1 Amper için öğrenme setinde bulunan verileri kullanarak en iyile,
4. Bingham model parametrelerinin başlangıç değerlerini, 1 Amper için elde edilen optimize edilmiş parametrelerin sonuçlarına eşitle ve Bingham modeli 0.9 Amper için öğrenme setinde bulunan verileri kullanarak en iyile,
5. Akım değerini her seferinde bir adım azaltarak (0.1 Amper), tüm akım değerleri için bir önceki aşamayı tekrarla,
6. Dahl, LuGre veya Bouc-wen modelden birini seç,
7. Seçilen modelin parametrelerinin başlangıç değerlerini, Bingham modelin 1 Amper için olan en iyileme sonuçlarına eşitle,
8. Seçilen modelde olup ta Bingham modelde olmayan parametrelerin başlangıç değerlerini değer aralıklarının ortasına eşitle,
9. Seçilen modeli 1 Amper için öğrenme setinde bulunan verileri kullanarak en iyile,
10. 4. ve 5. maddeleri tüm modeller için tekrarla.

#### **4.4. Modellerin Akım Değişkeni Eklenecek Geliştirilmesi**

Çalışma kapsamında kullanılan modellerde bir akım değişkeni bulunmamaktadır. Fakat model parametreleri akıma göre değişiklik göstermektedirler. Modellerde bulunan parametreler akımın bir fonksiyonu olarak ifade edilebilirler. Çalışmanın bu aşamasında model parametrelerinin akıma karşı değişimleri polinom kullanılarak ifade edilmiştir.

Modelleri olabildiğince basit tutmak için model parametrelerinin akıma karşı değişimi 1. derece polinoma veya sabit sayıya eşit olacak şekilde düzenlenmiştir. Parametrelerin akıma bağlı denklemleri elde edildikten sonra, denklemler modellerde bulunan parametrelerin yerlerini alacaktır. Bu sayede modellere akım değişkeni eklenmiş olacaktır.

Sabit olarak değerlendirilen parametrelerin akım değişkeni içeren modeldeki karşılığı

$$P_2 = \frac{\sum_{m=1}^M P_1(m)}{M} \quad (4.11)$$

denklemleri ile hesaplanmıştır. Denklemdeki  $P_1$ ,  $P_2$  ve  $m$  ifadeleri sırası ile model parametresi, akım değişkeni içeren modele ait parametre ve akım indeksini temsil etmektedir. Bir başka deyişle, modelde bulunan herhangi bir parametrenin 11 farklı akım değeri için elde edilen sonuçlarının ortalaması akım değişkeni içeren modelde kullanılmıştır.

Doğrusal olarak değerlendirilen parametreler akıma bağlı birinci dereceden polinom olarak ifade edilmiştir. Polinomun katsayıları RMS hata (Root Mean Square Error) en düşük olacak şekilde belirlenmiştir. Bu aşamada MATLAB yazılımında bulunan polyfit fonksiyonu kullanılmıştır.

$$P_2(I) = P_a I + P_b \quad (4.12)$$

Denklemlerde yer alan  $I$  akımı,  $P_a$  ve  $P_b$  ise doğru denkleminin katsayılarını ifade etmektedir. Görüldüğü üzere 1. derece polinom olarak ifade edilen her parametre modele yeni bir parametre eklemektedir.

Elde edilen akıma bağlı parametre değerleri kullanılarak, modellerin akıma bağlı halleri yeniden en iyilenerek, akıma bağlı modeller için en iyi parametre setleri belirlenmiştir.

#### 4.5. MR Sönümlendirici Modellerinde En İyileme Sonuçları

Bu bölümde MR sönümlendirici modellerinin en iyileme süreci sonucunda elde edilen parametreleri sunulmaktadır. Modellerin akıma bağlı halleri akımdan bağımsız halleri ile parametrelerin akıma göre değişimi ve model hatası yönlerinden karşılaştırılmıştır. Ayrıca, modellerin akıma bağlı halleri parametre değerleri ve model yatası yönlerinden karşılaştırılmıştır. Modellerin hataları,

$$\%Hata = 100 \times \frac{\sum_{i=1}^N |F_{mr_i} - F_{yaklaşım_i}|}{\sum_{i=1}^N |F_{mr_i}|} \quad (4.13)$$

formülü ile hesaplanmıştır. Formülde yer alan  $i$ ,  $F_{mr}$  ve  $F_{yaklaşım}$  sırası ile akım değerinin indeksi, ölçülen MR sönümlendirici kuvveti ve model kullanılarak yaklaşılan MR sönümlendirici kuvvetini temsil etmektedir.

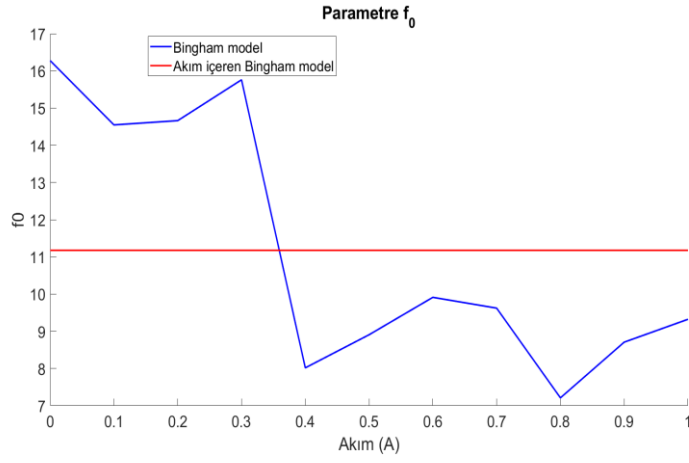
##### 4.5.1 Bingham Model

Şekil 4.14 ve 4.15'te yer alan Bingham modelin  $c_0$  ve  $F_c$  parametrelerinin akıma göre doğrusal ilerledikleri gözlenmiştir. Bu nedenle, parametreler akıma bağlı birinci derece polinom olarak ifade edilmiştir. Diğer parametreler ise akımdan bağımsız sabit olarak varsayılmıştır. Şekil 4.18'de yer alan model hata grafiği incelendiğinde, modelin akıma bağlı halinin hata oranının, modelin akımdan bağımsız haline göre, düşük akımlarda yüksek olduğu görülür. Akım değeri arttıkça modelin her iki halinin de hata değerleri birbirlerine yaklaşmaktadır. Şekil 4.16 ve 4.17'de yer alan histerezis ve kuvvet grafiklerinde modelin akıma bağlı hali ve akımdan bağımsız hali birbirlerine yakın seyretmektedir. Modelin akıma bağlı hali formül 4.14'te yer almaktadır.

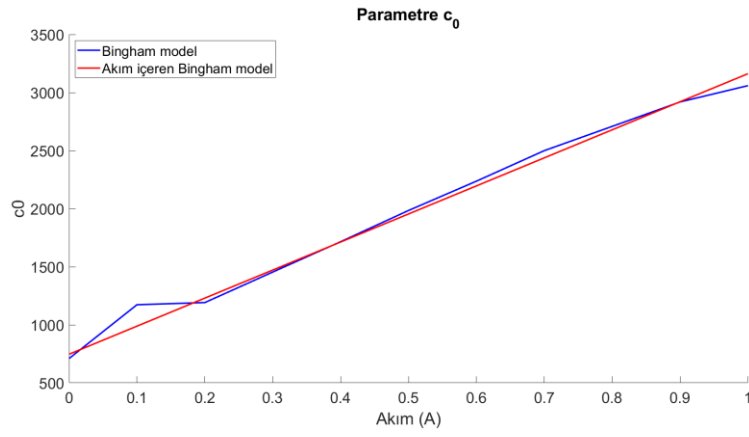
$$F_{mr} = f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x}_d + (F_{ca}I + F_{cb})z \quad (4.14)$$

$$z = \text{sgn}(\dot{x}_d) \quad (4.15)$$

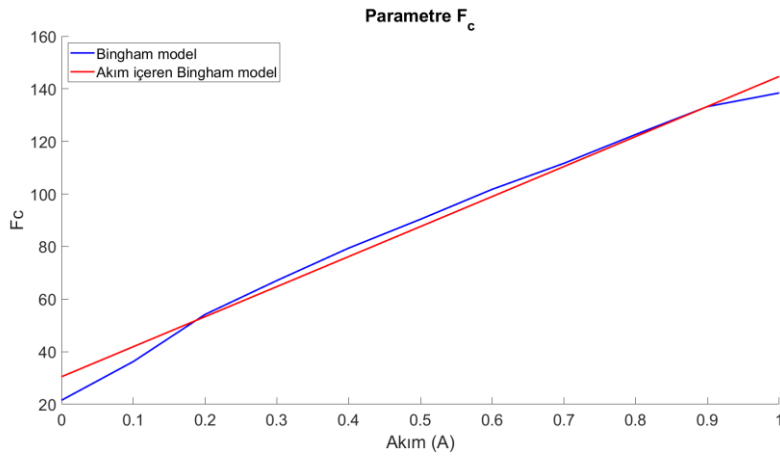




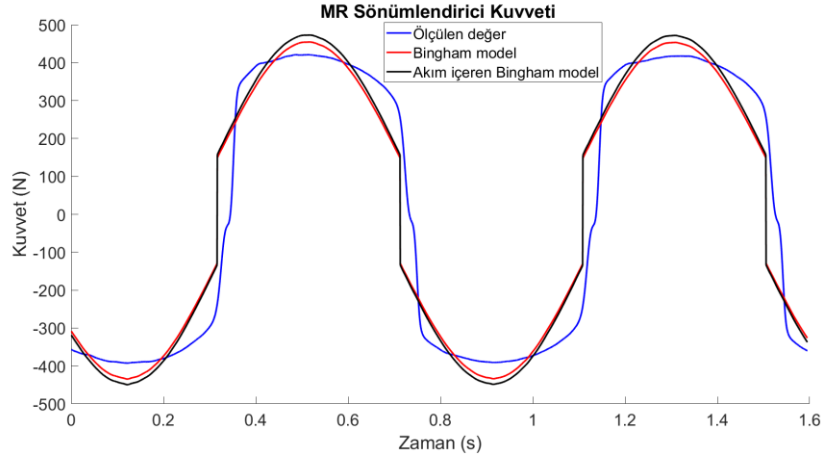
Şekil 4.13. Bingham model  $f_0$  parametresi sonucu.



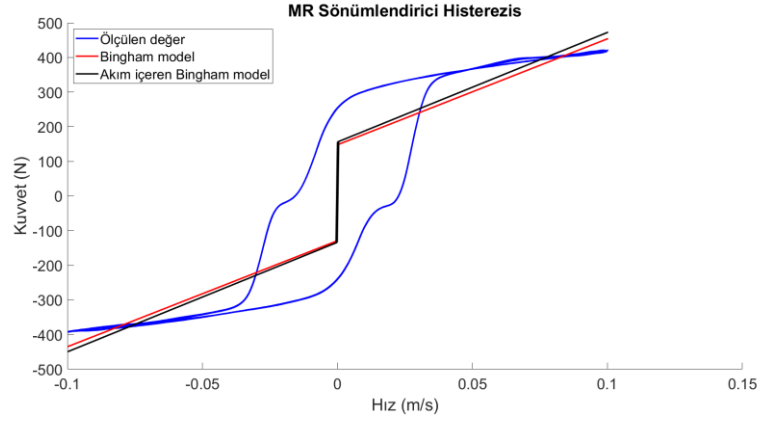
Şekil 4.14. Bingham model  $c_0$  parametresi sonucu.



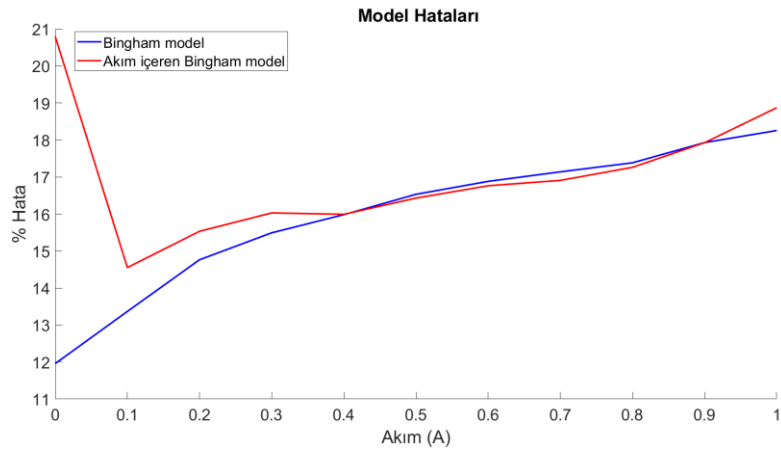
Şekil 4.15. Bingham model  $F_c$  parametresi sonucu.



Şekil 4.16. Bingham model kuvvetin zaman bağlı değişimi sonucu.



Şekil 4.17. Bingham model histeresis sonucu.



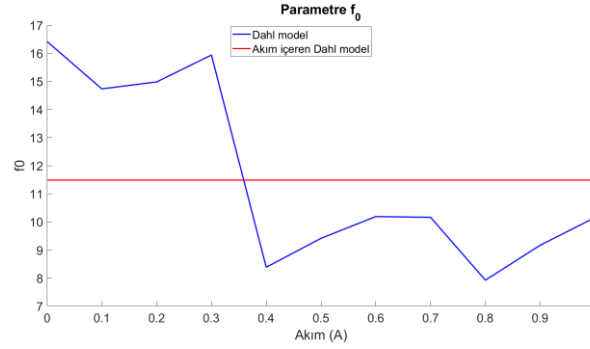
Şekil 4.18. Bingham model hatası.

## 4.5.2 Dahl Model

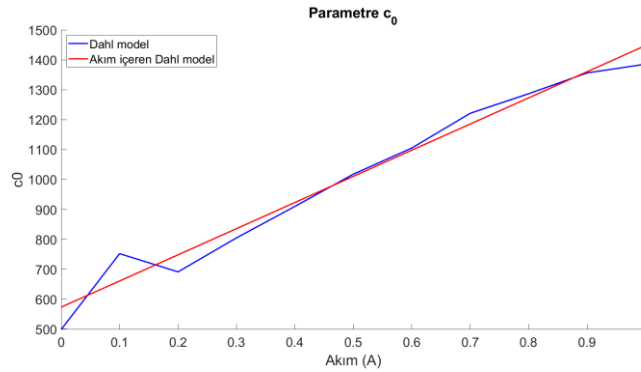
Şekil 4.19’da ve 4.20’de sunulan Dahl modelin  $c_0$  ve  $F_c$  parametreleri akıma göre doğrusal ilerlemişlerdir. Bu nedenle, parametreler akıma bağlı birinci derece polinom olarak ifade edilmiştir. Diğer parametreler ise akımdan bağımsız sabit olarak varsayılmıştır. Modeli karmaşık hale getirmemek için histerezis denkleminde yer alan ve Şekil 4.23’te sunulan  $\sigma_D$  parametresi sabit kabul edilmiştir. Modelin akıma bağlı halinin hata oranının, modelin akımdan bağımsız haline göre, düşük akımlarda yüksek olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.26). Akım değeri arttıkça modelin her iki halinin de hata değerleri birbirlerine yaklaşmaktadır. Şekil 4.24 ve 4.25’de yer alan histerezis ve kuvvet grafiklerinde modelin akıma bağlı hali ve akımdan bağımsız hali birbirlerine yakın seyretmektedir. Modelin akıma bağlı hali formül 4.16’da yer almaktadır. En iyileme sonucunda akıma bağlı Dahl modelde yer alan  $k_0$  parametresinin ihmal edilebilir olduğu sonucu çıkmıştır.

$$F_{mr} = f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x}_d + k_0x_d + (F_{ca}I + F_{cb})z \quad (4.16)$$

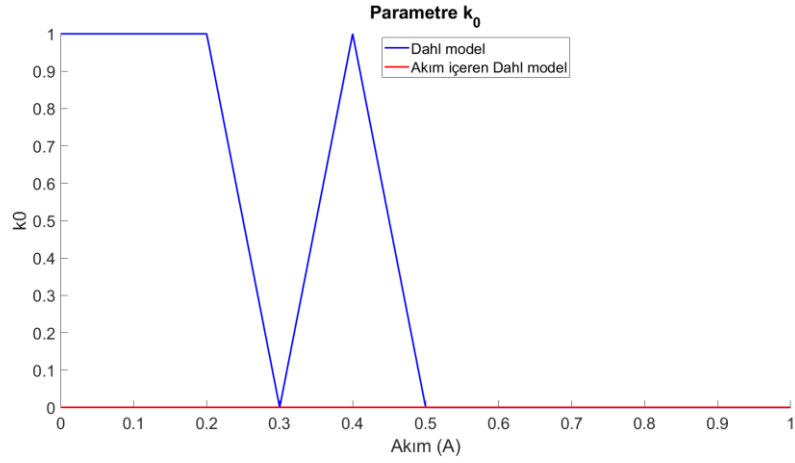
$$\dot{z} = \sigma_D\dot{x}_d(1 - z \operatorname{sgn}(\dot{x}_d)) \quad (4.17)$$



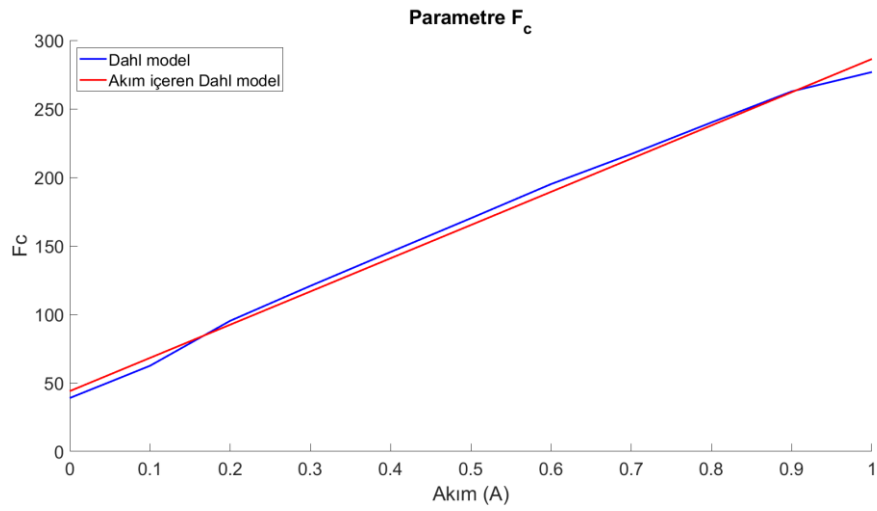
Şekil 4.19. Dahl model  $f_0$  parametresi sonucu.



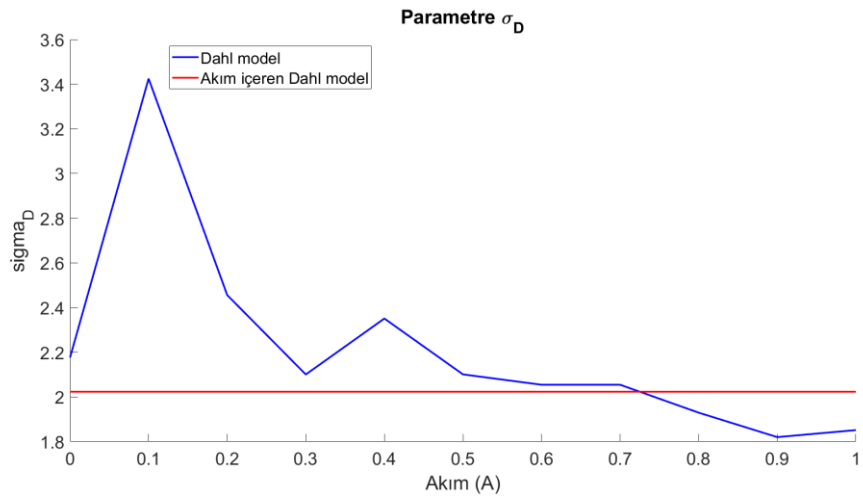
Şekil 4.20. Dahl model  $c_0$  parametresi sonucu.



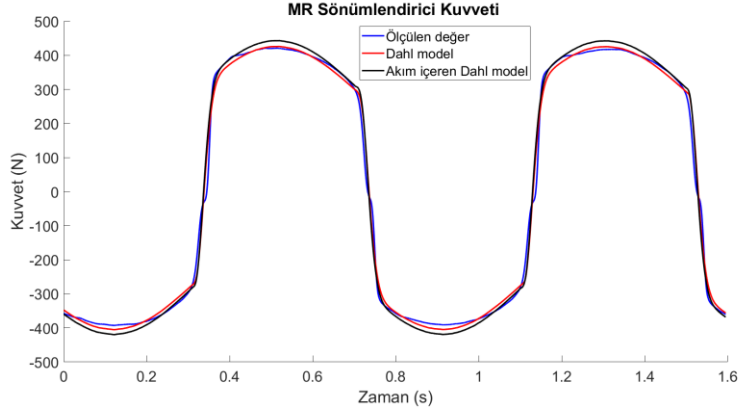
Şekil 4.21. Dahl model  $k_0$  parametresi sonucu.



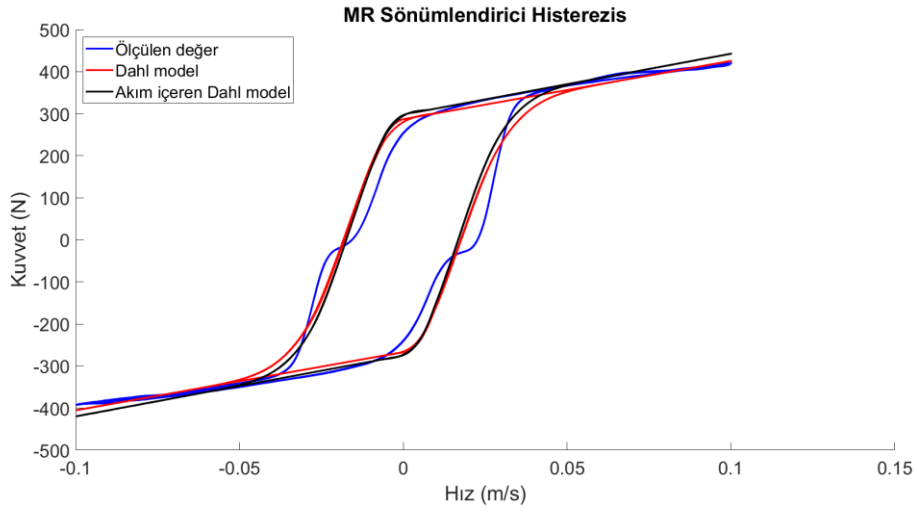
Şekil 4.22. Dahl model  $F_c$  parametresi sonucu.



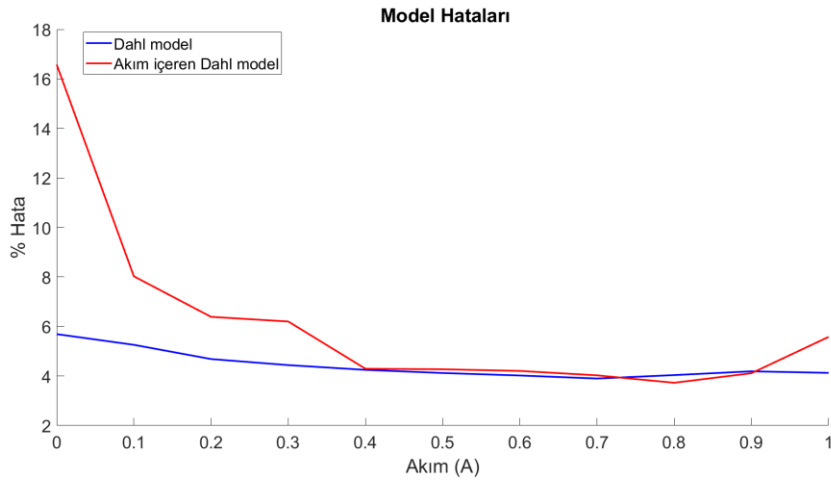
Şekil 4.23. Dahl model  $\sigma_D$  parametresi sonucu.



Şekil 4.24. Dahl model kuvvetin zaman bağılı değişimi sonucu.



Şekil 4.25. Dahl model histeresis sonucu.

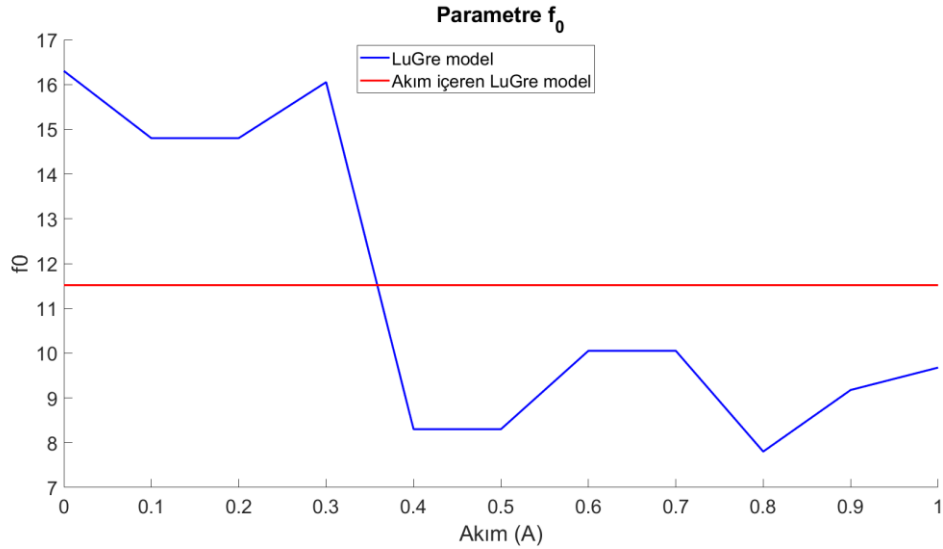


Şekil 4.26. Dahl model hatası.

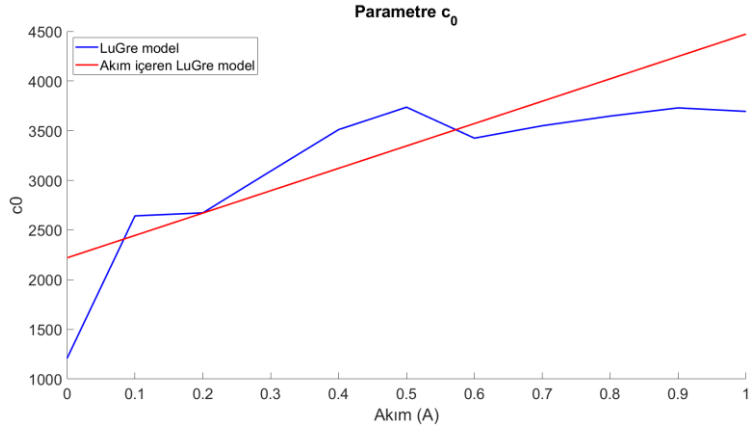
### 4.5.3 LuGre Model

LuGre modelde de  $c_0$  parametresi doğrusal kabul edilmiştir (Şekil 4.28). Bu modelde nispeten  $F_c$  parametresinin yerini alan  $\beta_L$  ve  $\gamma_L$  parametrelerinin akıma göre doğrusal ilerledikleri varsayılmıştır (Şekil 4.30, 4.31). Diğer parametreler akımdan bağımsız sabit olarak varsayılmıştır. Modeli karmaşık hale getirmemek için histerezis denkleminde yer alan  $\sigma_L$  parametresi sabit kabul edilmiştir. Modelin akıma bağlı halinin hata oranının, modelin akımdan bağımsız haline göre, düşük akımlarda yüksek olduğu gözlenmiştir. Akım değeri arttıkça modelin her iki halinin de hata değerleri birbirlerine yaklaşmaktadır (Şekil 4.34). Şekil 4.33 ve 4.34'te yer alan histerezis ve kuvvet grafiklerinde modelin akıma bağlı hali ve akımdan bağımsız hali birbirlerine yakın seyretmektedir. Modelin akıma bağlı hali formül 4.18'de yer almaktadır. En iyileme sonucunda akıma bağlı LuGre modelde yer alan  $k_0$  parametresinin ihmal edilebilir olduğu sonucu çıkmıştır (Şekil 4.29).

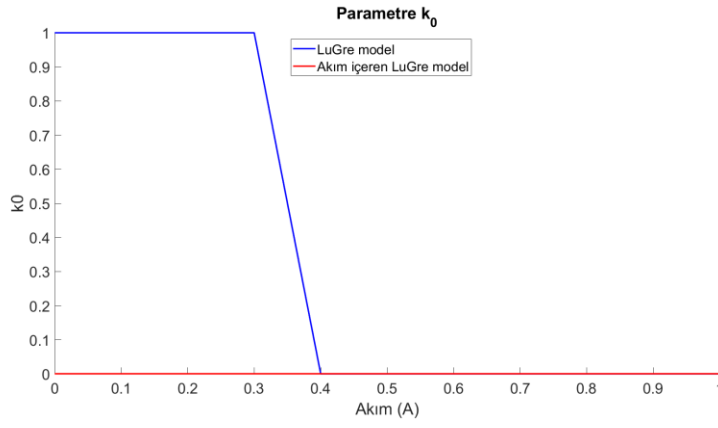
$F_{mr} = f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x}_d + k_0x_d + ((\beta_{La}I + \beta_{Lb}) + (\gamma_{La}I + \gamma_{Lb}) \dot{x}_d )z$	(4.18)
$\dot{z} = \sigma_L\dot{x}_d(1 - z \operatorname{sgn}(\dot{x}_d))$	(4.19)



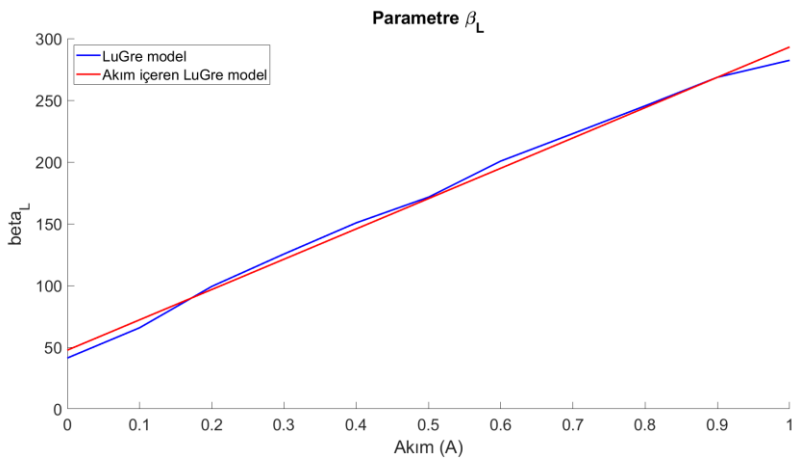
Şekil 4.27. LuGre model  $f_0$  parametresi sonucu.



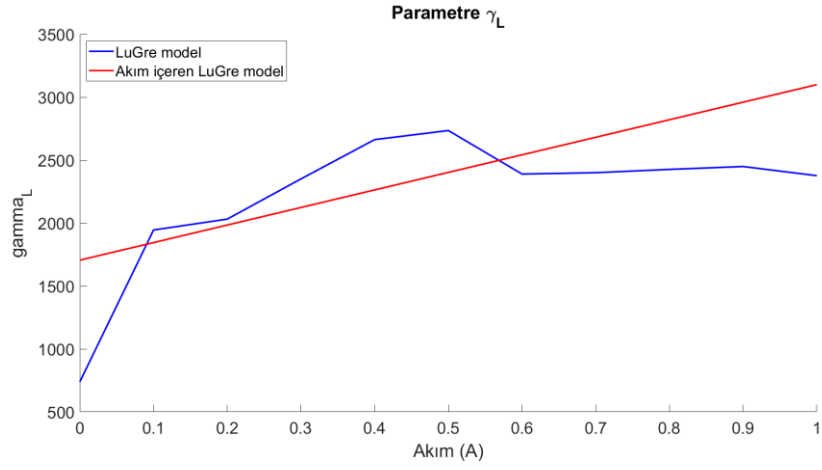
Şekil 4.28. LuGre model  $c_0$  parametresi sonucu.



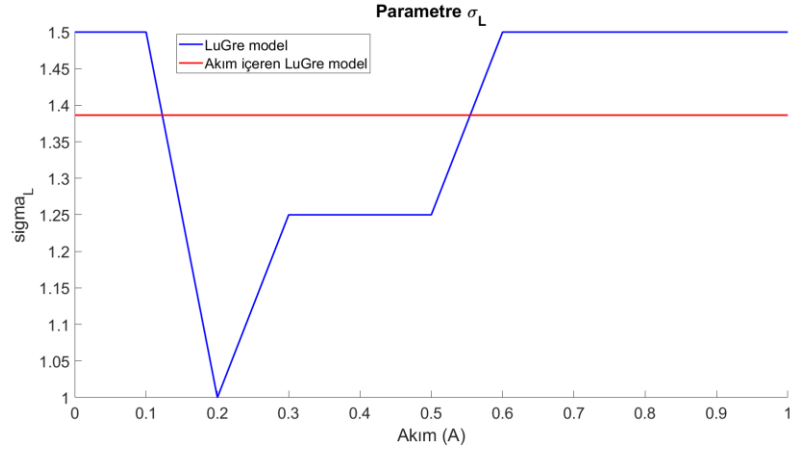
Şekil 4.29. LuGre model  $k_0$  parametresi sonucu.



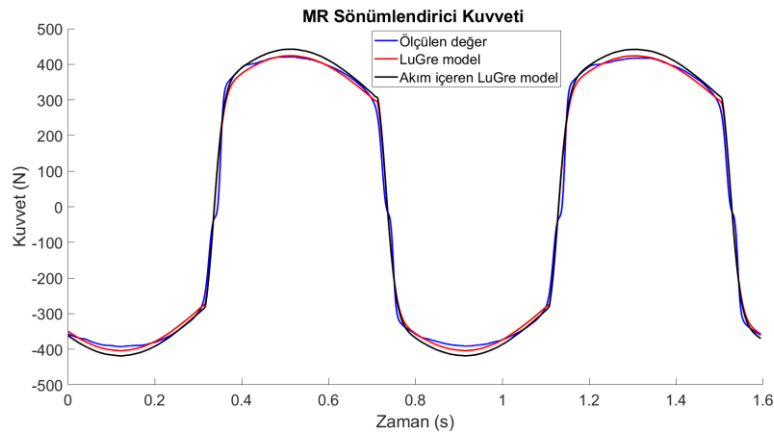
Şekil 4.30. LuGre model  $\beta_L$  parametresi sonucu.



Şekil 4.31. LuGre model  $\gamma_L$  parametresi sonucu.

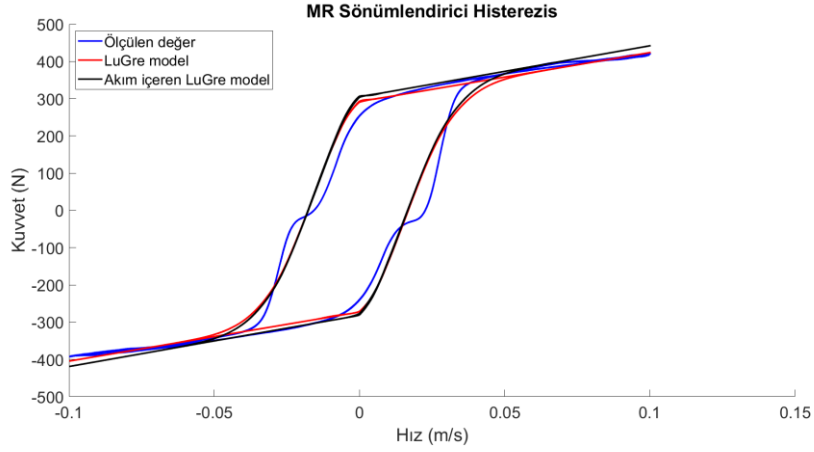


Şekil 4.32. LuGre model  $\sigma_L$  parametresi sonucu.

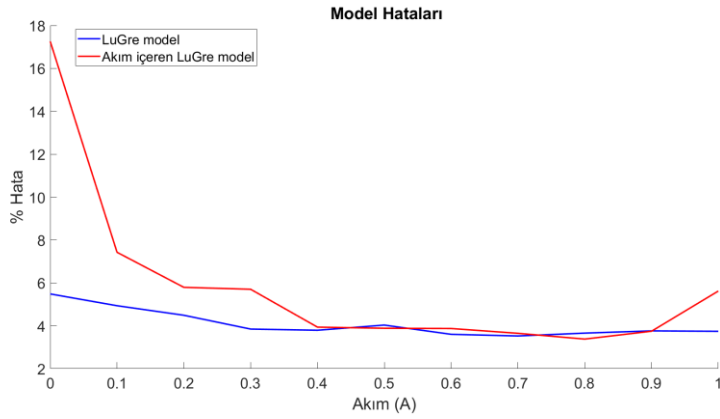


Şekil 4.33. LuGre model kuvvetin zaman bağlı değişimi sonucu.





Şekil 4.34. LuGre model histerezis sonucu.



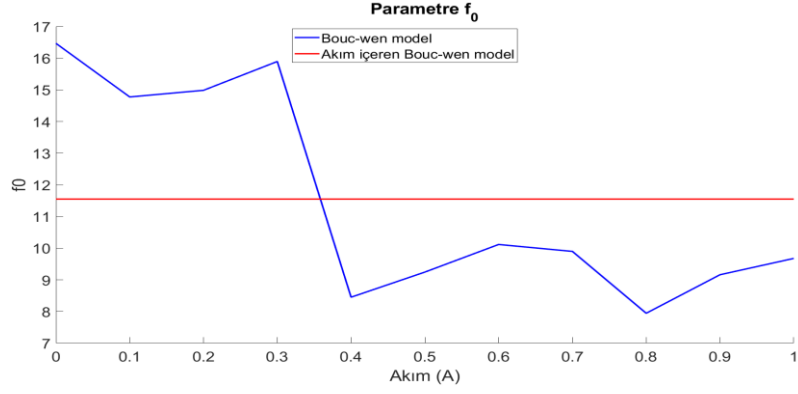
Şekil 4.35. LuGre model hatası.

#### 4.5.4 Bouc-Wen Model

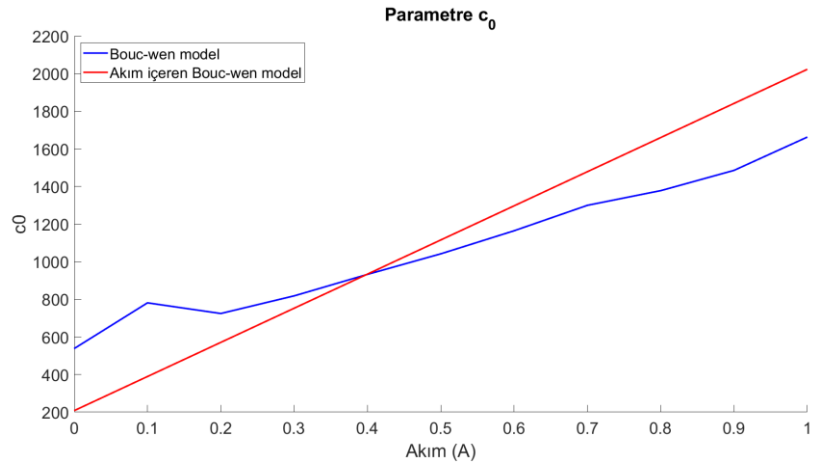
Modelde  $c_0$  ve  $F_c$  parametresi doğrusal kabul edilmiştir. Diğer parametreler akımdan bağımsız sabit olarak varsayılmıştır (Şekil 4.37, 4.39). Modeli karmaşık hale getirmemek için histerezis denkleminde yer alan parametreler sabit kabul edilmiştir. Modelin akıma bağlı halinin hata oranının, modelin akımdan bağımsız haline göre, düşük akımlarda yüksek olduğu gözlenmiştir. Akım değeri arttıkça modelin her iki halinin de hata değerleri birbirlerine yaklaşmaktadır (Şekil 4.45). Şekil 4.43 ve 4.44’de yer alan histerezis ve kuvvet grafiklerinde modelin akıma bağlı hali ve akımdan bağımsız hali birbirlerine yakın seyretmektedir. Modelin akıma bağlı hali formül 4.20’de yer almaktadır.

$$F_{mr} = f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x}_d + k_0x_d + (F_{ca}I + F_{cb})z \quad (4.20)$$

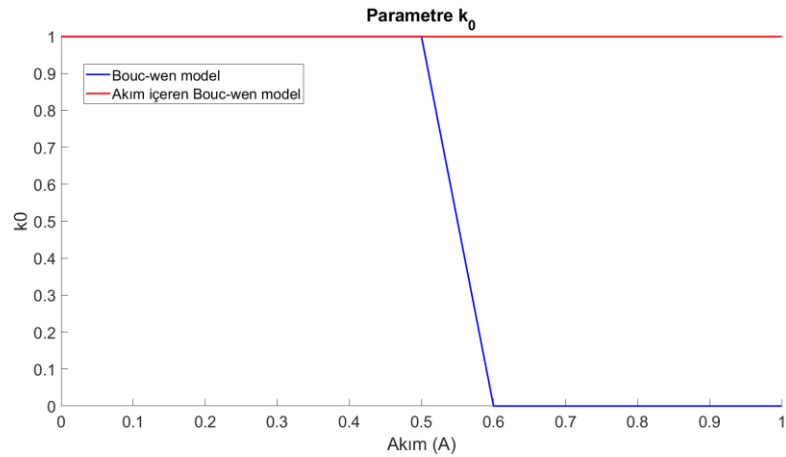
$$\dot{z} = \dot{x}\{1 - [\beta_B \text{sgn}(z\dot{x}_d) + \gamma_B]|z|^n\} \quad (4.21)$$



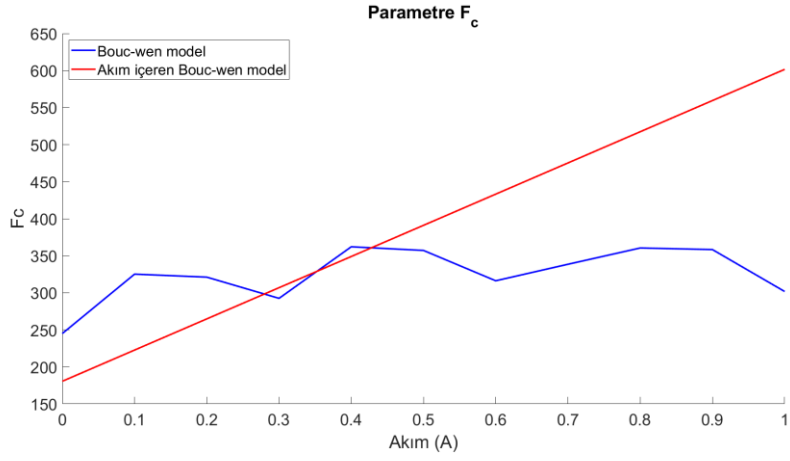
Şekil 4.36. Bouc-wen model  $f_0$  parametresi sonucu.



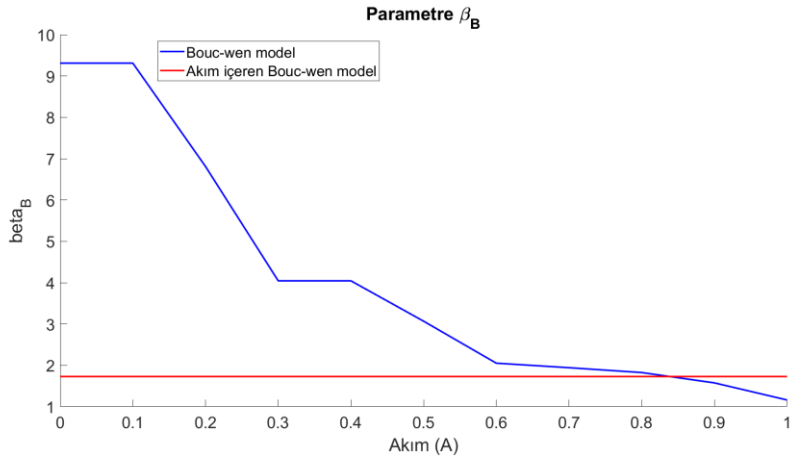
Şekil 4.37. Bouc-wen model  $c_0$  parametresi sonucu.



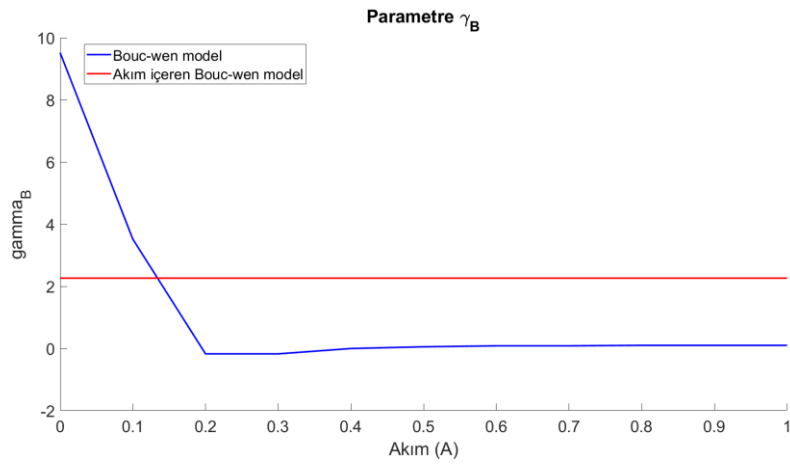
Şekil 4.38. Bouc-wen model  $k_0$  parametresi sonucu.



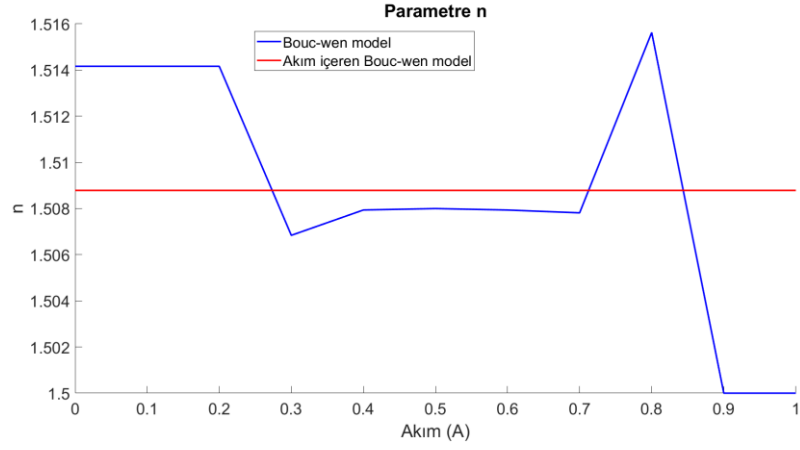
Şekil 4.39. Bouc-wen model  $F_c$  parametresi sonucu.



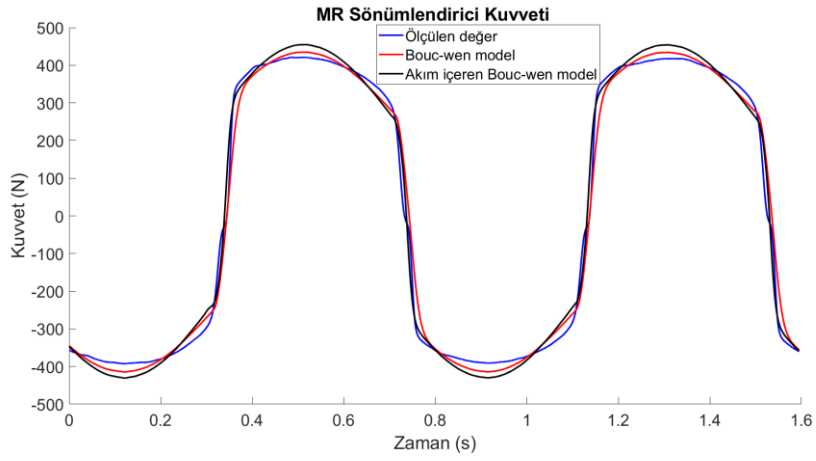
Şekil 4.40. Bouc-wen model  $\beta_B$  parametresi sonucu.



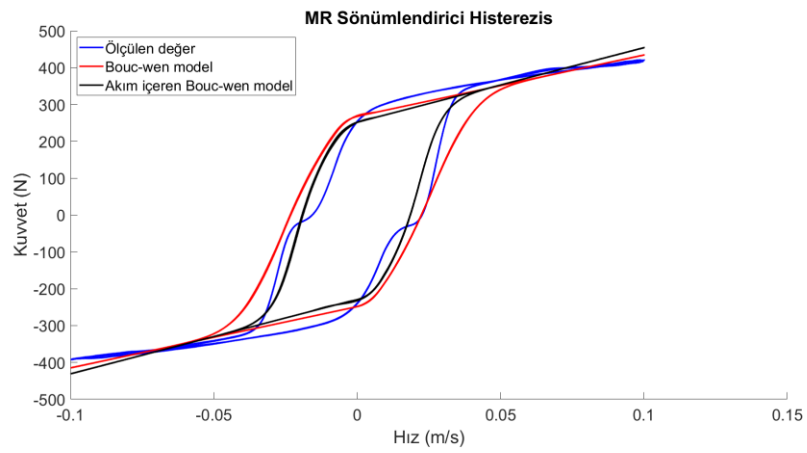
Şekil 4.41. Bouc-wen model  $\gamma_B$  parametresi sonucu.



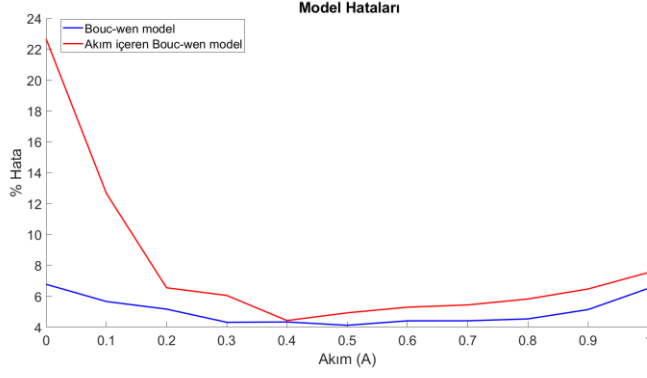
Şekil 4.42. Bouc-wen model  $n$  parametresi sonucu.



Şekil 4.43. Bouc-wen model kuvvetin zaman bağlı değişimi sonucu.



Şekil 4.44. Bouc-wen model histeresis sonucu.



Şekil 4.45. Bouc-wen model hatası.

#### 4.5.5 Modellerin Karşılaştırılması

$f_0$  parametresi her modelde yakın değerler almıştır.  $c_0$  ve  $F_c$  parametreleri modeller arasında oldukça farklılık göstermektedirler.  $k_0$  parametresinin sadece Bouc-wen modelde etkin rol oynadığı, diğer modellerde sıfıra yakın olduğu gözlemlenmiştir. Modellerin akıma bağlı halleri ile akımdan bağımsız hallerinin hata grafiklerinin, akım arttıkça birbirlerine yaklaşmaları, tüm modellerde gözlemlenmiştir. Ortalama hataya göre LuGre model en başarılı olmuştur. Dahl model başarı sıralamasında ikinci sırada gelmektedir. Parametre sayısı ve histerezis denklemi açısından en karmaşık model olan Bouc-wen model, en iyilemesi zor olduğu için LuGre ve Dahl modelden daha kötü bir sonuç vermiştir. Bouc-wen modelin tüm parametrelerini en iyilemektense bazı parametrelerini deneysel olarak belirlemek ve sadece geriye kalan parametreleri en iyilemek daha kolay bir yol olabilir. Bingham model en çok hata veren model olmuştur. Yine de oldukça basit bir denklem yapısına sahip olan ve ODE çözücü gerektirmeyen Bingham model, sistem karmaşasını nispeten arttırmadığı için, pek çok uygulamada tercih edilebilir.

Modellerin akıma bağlı halleri ile akımdan bağımsız halleri histerezis ve kuvvet grafiklerinde birbirlerine yakın seyretmiştir. Akım değeri düştükçe akıma bağlı modellerin hata oranları artmaktadır. Modellerin hata grafiklerine göre, 0.4 Amper ve sonrasında, modellerin akıma bağlı ve akımdan bağımsız hallerinin hata oranları birbirlerine yakındır. Tez çalışması kapsamında kullanılan MR sönümlendiriciye, yürüyüş esnasında 0.4 Amper'den fazla akım uygulanacağı için, modellerin akıma bağlı hallerinin hata oranları düşük olacaktır. Akıma bağlı modeller, MR sönümlendiricinin

tüm girdi ve çıktıları içerdiği için, MR sönümlendiricili sistemlerde kapalı ve genellenebilir modelleme yapabilmeye imkan sağlamaktadırlar.

Çizelge 4.2. Sönümlendirici modellerinin parametrelerinin sonuçları.

PARAMETRE	MODEL			
	BINGHAM	DAHL	LUGRE	BOUC-WEN
$f_0$	11.2	11.5	11.5	11.6
$c_0$	2415.2 I + 747.0	874.5 I + 573.3	2252.6 I + 2220.2	1815.1 I + 208.1
$k_0$		0.00	0.00	1.0
$F_c$	114.2 I + 30.5	242.3 I + 44.0		420.9 I + 180.6
$\beta_L$			245.5 I + 47.6	
$\gamma_L$			1393.8 I + 1705.6	
$\sigma_D$		2.0		
$\sigma_L$			1.4	
$\beta_B$				1.7
$\gamma_B$				2.2
$n$				1.5

Çizelge 4.3. Sönümlendirici modellerinin hata oranları.

MODEL	MAKSİMUM HATA (%)		ORTALAMA HATA (%)	
	AKIMSIZ HALİ	AKIM İÇEREN HALİ	AKIMSIZ HALİ	AKIM İÇEREN HALİ
Bingham	18.3	20.8	16.0	17.0
Dahl	5.7	16.6	4.4	6.1
LuGre	5.48	17.3	4.1	5.8
Bouc-wen	6.8	22.7	5.0	8.0

## 5. PROTEZLİ YÜRÜYÜŞ MODELLEME

### 5.1.Yürüyüş Modelleme

Diz üstü bacak protezlerin temel amaçlarından biri, kullanıcıya yürüme imkanı sağlamaktır. Bu nedenle bacak protezlerinin tasarımı ve geliştirilmesinde yürüyüş modellerinden faydalanılır. Bu bölümde yürüyüş aşamaları ve yürüyüş modellerinden bahsedilecektir.

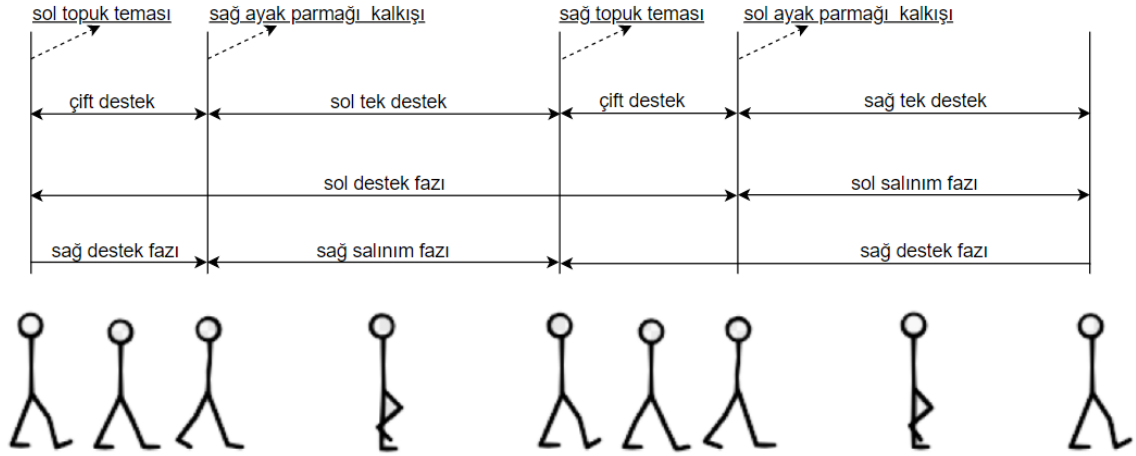
#### 5.1.1. Yürüyüş Aşamaları

İnsan yürüyüşü salınım ve destek olmak üzere iki aşamadan oluşur. Bu aşamalar sağ ve sol bacak için farklı zamanlarda başlar ve biter. Destek aşamasında ayağın tamamı veya belirli bir bölümü yere temas eder. Salınım aşamasında ise ayak yere temas etmez ve bacak yürüme doğrultusunda salınır. Periyodik bir hareket olan yürüme eylemi sol topuğun yere temasından başlayarak incelenirse, yürüyüş sağ ve sol bacakların destek fazında başlar. Her iki bacağın da destek fazında olduğu durumlar çift destek olarak isimlendirilir. Sol topuğun yere temasının ardından, sol ayak tamamen yere temas edecek şekilde hizalanır. Bu esnada sağ bacak sol bacağına göre geride kalır ve sağ ayak sadece parmak ucu yere temas edene kadar kalkar. Sağ ayak parmak ucunun da yerden kalkışı ile sağ bacak salınım fazı başlar. Sol bacak yere temas ettiği için hala destek fazındadır. Sağ bacak ileriye doğru atılır ve sağ ayak yere temas edecek şekilde ilerlemeye devam eder. Sağ ayak topuğunun yere teması ile sağ ayak salınım fazı biter ve destek fazı başlar. Sol bacakta destek fazında olduğu için yürüyüş yine çift destek aşamasındadır. Yine sağ topuğun teması ile bir adım tamamlanmış olur. Sol ayak parmağının yerden kalkışı ile sol bacak salınım fazına geçer. Sol topuk tekrar yere temas edene kadar sol bacak salınım fazı devam eder. Bu olaylar zinciri yürüyüş boyunca birbirini takip ederek tekrarlar.

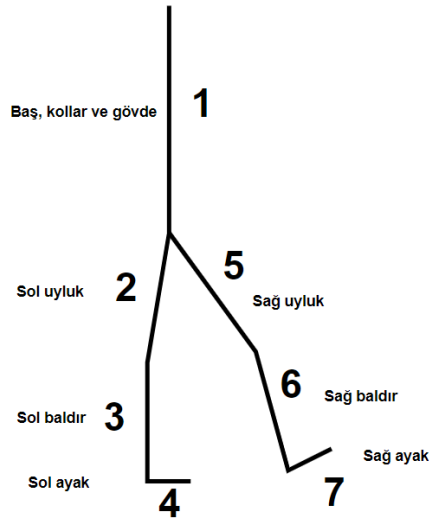
#### 5.1.2. Katı Cisim Yürüyüş Modeli

Katı cisim yürüyüş modelinde, insan vücudunun katı parçalardan oluştuğu varsayılır. Hem katı hem de sıvı pek çok bileşenden oluşan insan vücudunu katı parçalarla ifade etmek, modeli basitleştirir. Kullanılacak parça sayısı ve parçaların doğru tanımlanması

amaca uygun bir model üretebilmek açısından önemlidir. Şekil 5.2’de yedi parçadan oluşan bir yürüyüş modeli yer almaktadır. Modelde gövde - baş, uyluklar, baldırlar ve ayaklar birer katı parça olarak temsil edilmiştir.



Şekil 5.1. Yürüyüş hareketinin aşamaları.



Şekil 5.2. Yedi parçalı yürüyüş modeli.

Sonraki aşamada modelin dinamik denklemlerinin yazılması gerekmektedir. Dinamik denklemler Lagrange dinamiği kullanılarak elde edilebilir. Formül 5.1’de Lagrange denklemi yer almaktadır.



$$Q_i = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial V}{\partial q_i} \quad (5.1)$$

$$q = [x, y, \theta]^T \quad (5.2)$$

$$F_x = Q_1, F_y = Q_2, M_\theta = Q_3 \quad (5.3)$$

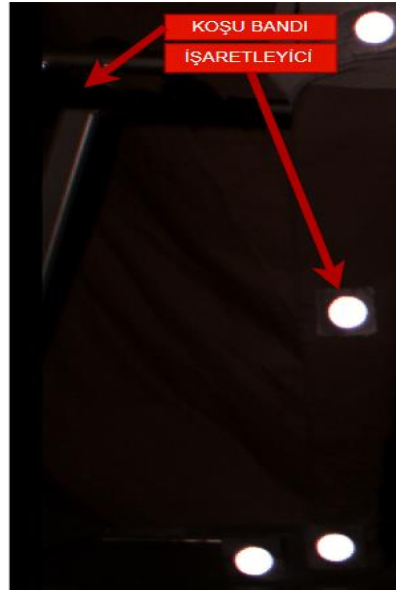
Denklemden yer alan T, V ve Q sırası ile, kinetik enerji, potansiyel enerji ve sanal işi temsil etmekte olup  $q$  koordinat vektörüdür. Bir parça için koordinat vektörü formül 5.2’de gösterildiği gibidir. Çalışmalar bölümünde tez kapsamında geliştirilen yürüyüş modelinin ayrıntılarına değinilecektir.

## 5.2. Yürüyüş Hareketinin Ölçümü

Yürüyüş hareketi görüntü tabanlı hareket ölçüm yöntemi ile incelenebilmektedir. Bu çalışmada yürüyüş hareketi sagittal düzlemde 2 boyutlu olarak takip edilmiştir. Yürüyüş hareketinin doğru yakalanabilmesi için, ölçümün yapıldığı odaya dış ortamdan ışığın girişi engellenerek görüntüleme sisteminin performansı artırılmalıdır. Ayrıca yürüyüş hareketi takip edilecek bireye siyah kıyafet giydirilmiştir. Bireyin kalça, diz, ayak bileği ve ayak parmak ucuna işaretleyiciler yerleştirilmiştir. İşaretleyiciler daire şeklinde olup, ışık altında parlayabilecek bir malzemedan yapılmıştır. Ölçüm odasını aydınlatmak için işaretleyicileri dik açıyla görece şekilde bir spot aydınlatma yerleştirilmiştir. Yürüme hareketi 2 km/sa hızla hareket eden bir koşu bandı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Spot aydınlatma açılıp kamera çalıştırıldıktan sonra, koşu bandı başlatılarak yürüme hareketi kaydedilmiştir. Bu test düzeneği Kurtuluş Erinç Akdoğan’ın doktora tezinde [15] kullanılmaya başlanmış ve Tuna Orhanlı’nın tezinde [16] iyileştirilerek kullanılmıştır. Görüntüleme için FLIR firmasının FL3-u3-13e4c-c model numaralı kamerası kullanılmıştır. Video kaydı 1280x1024 piksel çözünürlükte ve 20 çerçeve/saniye olarak kaydedilmiştir.

Kayıt işlemi tamamlandıktan sonra, hough dönüşümü kullanılarak dairesel işaretleyicilerin yerleri benzetim ortamında tespit edilmiştir. Piksel cinsinden mesafeyi metre cinsine çevirebilmek için gerekli dönüşüm katsayısı 1/725 metre/piksel olarak hesaplanmıştır. Son olarak yürüyüşü modellemek için gerekli vücut bölümlerinin

uzunlukları ve ağırlıkları kaydedilmiştir. Belirli bir vücut bölümünün ağırlığını ölçmek zor bir işlem olduğu için, vücut bölümlerinin ağırlıkları antropometrik katsayılarla hesaplanmıştır [6]. Yürüyüş hareketi sol bacak üzerinden ölçülmüştür. Yürüme sağ ve sol bacak için belirli bir zaman farkı ile benzer şekilde gerçekleştiği için, sol bacak üzerinden alınan veriler zaman ekseninde kaydırılarak sağ bacağın hareket bilgileri elde edilmiştir. Vücudun üst bölümünün ise daima yer düzlemine dik olduğu varsayılmıştır.



Şekil 5.3. Yürüyüş hareketi ölçümü.

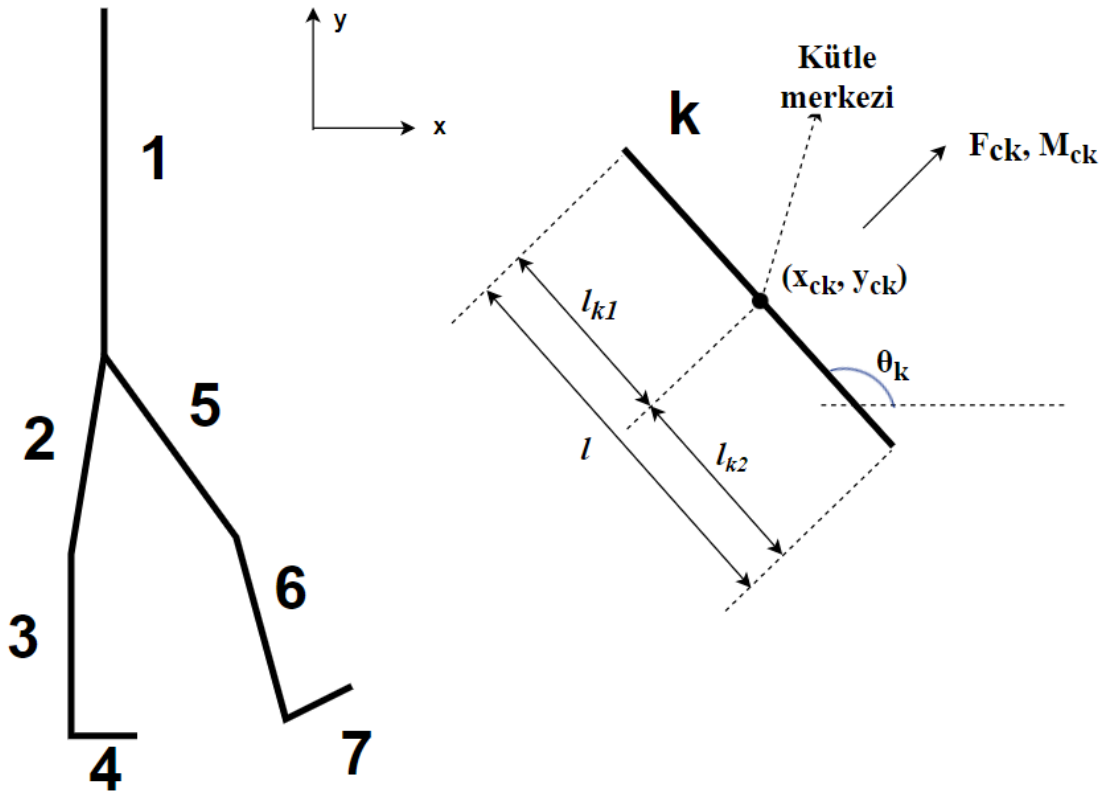
Çizelge 5.1. Parça uzunlukları ve ağırlıkları.

Parça Numarası	PARÇA	UZUNLUK (cm)	AĞIRLIK (kg)
-	Tüm vücut	178	70
1	Gövde, baş ve kollar	80	47.46
2, 5	Uyluk	51	7.00
3, 6	Baldır	40	3.26
4, 7	Ayak	Uzunluk: 7 Taban: 15	1.02

### 5.3. MR Sönümlendiricili Yürüyüş Modeli

#### 5.3.1 Yürüyüş Modeli

Modelde gövde - baş, uyluk, baldırlar ve ayaklar birer parça olarak temsil edilmiştir. Modelde toplamda yedi adet parça bulunmaktadır. Şekil 5.4'te gösterildiği gibi modelde iki bacak tanımlanmıştır. Modeli basitleştirmek için parçaların geometrik merkezi ağırlık merkezi olarak kabul edilmiştir. Lagrange formülü kullanılarak parçaların kuvvet ve moment değerleri bulunmuştur. Formüller çıkarılırken kalça referans noktası olarak kabul edilmiş ve yukarıdan aşağıya  $k$  parça numarasını ifade etmektedir. Parçaların  $x$  eksenine göre yaptıkları açı  $\theta_k$  ile ifade edilmiştir. Değişkenlerin alt indekslerinde yer alan  $c$  ifadesi, o değişkenin ilgili parçanın merkezine ait olduğunu ifade etmektedir.  $l_k$  ise parçanın uzunluğunu ifade etmektedir. Modelde yer alan 1. parça yer düzlemine göre sürekli dik varsayılmıştır. Bu varsayım neticesinde, gövde baş ve kolların oluşturdukları tork ihmal edilerek, sadece ağırlık ve doğrusal momentleri dikkate alınmış ve model basitleştirilmiştir.



Şekil 5.4. Yedi parçalı yürüyüş modeli.

Parçaların kuvvet ve moment denklemlerini kolayca oluşturabilmek için genel bir çözüm oluşturulmuştur. Genel çözümü çıkarabilmek için parçaların merkezleri formül 5.4'te ve 5.5'te gösterildiği gibi ifade edilmiştir.

$$x_{ck} = x + \sum_i a_i \cos \theta_i \quad (5.4)$$

$$y_{ck} = y + \sum_i a_i \sin \theta_i \quad (5.5)$$

Denklemden yer alan  $k$  parça numarasını ifade etmektedir.  $x$  ve  $y$  değişkenleri ise, referans noktasının koordinatlarıdır.  $a_i$  parça uzunluğu ile ilişkili bir katsayıdır. Formül 5.6'da yer alan denklemin elde edilmiş aşamaları Ek 1'de sunulmuştur.

$$M_k = I_{ck} \ddot{\theta}_k - m_k \ddot{x} a_k \sin \theta_k + m_k \ddot{y} a_k \cos \theta_k + m_k \sum_i (a_i a_k \cos(\theta_k - \theta_i) \ddot{\theta}_i + a_i a_k \sin(\theta_k - \theta_i) \dot{\theta}_i^2) + m_k g a_k \cos \theta_k \quad (5.6)$$

### 5.3.2 Yürüyüş Modeline MR Sönümlendiricinin Eklenmesi

Tez çalışmasının bu bölümünde, geliştirilen MR sönümlendirici modeli ile yürüyüş modeli bir araya getirilerek, protezli yürüyüş modeli oluşturulmuştur. Geliştirilen model özellikle yürüyüş hareketinin salınım fazını modellenmeyi hedeflemektedir. Modelin referans noktası kalça (1. ve 2. parçaların birleşim noktası) olarak alınmıştır. Yürüyüş modelinde yer alan 3. ve 4. parçalar diz üstü bacak protezinin sırası ile baldır ve ayak kısımlarını temsil etmektedir. Protezin baldır ve ayak kısımlarının birbirlerine dik olacak şekilde sabitlendiği varsayılmıştır. Protezin baldır ve ayak kısmının uzunluk ve ağırlıklarının, yürüyüş hareketi ölçümü aşamasında kaybedilen baldır ve ayak ile aynı olduğu varsayılmıştır.

$$\theta_4 = \theta_3 + \frac{\pi}{2} \quad (5.7)$$

Referans noktasına göre 2, 3 ve 4. parçanın merkez koordinatları 5.8 – 5.13 aralığında numaralandırılmış formüllerde yer almaktadır.

$$x_{c2} = x - l_{c2} \cos \theta_2 \quad (5.8)$$

$$y_{c2} = y - l_{c2} \sin \theta_2 \quad (5.9)$$

$$x_{c3} = x - 2l_{c2} \cos \theta_2 - l_{c3} \cos \theta_3 \quad (5.10)$$

$$y_{c3} = y - 2l_{c2} \sin \theta_2 - l_{c3} \sin \theta_3 \quad (5.11)$$

$$x_{c4} = x - 2l_{c2} \cos \theta_2 - 2l_{c3} \cos \theta_3 - l_{c4} \cos \theta_4 \quad (5.12)$$

$$y_{c4} = y - 2l_{c2} \sin \theta_2 - 2l_{c3} \sin \theta_3 - l_{c4} \sin \theta_4 \quad (5.13)$$

Parçaların momentleri genel çözüm kullanılarak çıkarılmıştır. Moment denklemleri şu şekildedir;

$$M_2 = I_{c2} \ddot{\theta}_2 + m_2 l_{c2} \ddot{x} \sin \theta_2 - m_2 l_{c2} \ddot{y} \cos \theta_2 + m_2 l_{c2}^2 \ddot{\theta}_2 - m_2 g l_{c2} \cos \theta_2 \quad (5.14)$$

$$M_3 = M_{mr} + I_{c3} \ddot{\theta}_3 + m_3 l_{c3} \ddot{x} \sin \theta_3 - m_3 l_{c3} \ddot{y} \cos \theta_3 + 2m_3 l_{c2} l_{c3} \cos(\theta_3 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 + 2m_3 l_{c2} l_{c3} \sin(\theta_3 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 + m_3 l_{c3}^2 \ddot{\theta}_3 - m_3 l_{c3} g \cos \theta_3 \quad (5.15)$$

$$M_4 = I_{c4} \ddot{\theta}_4 + m_4 l_{c4} \ddot{x} \sin \theta_4 - m_4 l_{c4} \ddot{y} \cos \theta_4 + 2m_4 l_{c2} l_{c4} \cos(\theta_4 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 + 2m_4 l_{c2} l_{c4} \sin(\theta_4 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 + 2m_4 l_{c3} l_{c4} \cos(\theta_4 - \theta_3) \ddot{\theta}_3 + 2m_4 l_{c3} l_{c4} \sin(\theta_4 - \theta_3) \dot{\theta}_3^2 + m_4 l_{c4}^2 \ddot{\theta}_4 - m_4 l_{c4} g \cos \theta_4 \quad (5.16)$$

Denklemlerde yer alan  $M_{mr}$  MR sönümlendiricinin momentini ifade etmektedir. 4. parçanın moment denklemini formül 5.17 kullanarak yeniden  $\theta_3$ ' e bağlı yazılmıştır.

$$M_4 = I_{c4} \ddot{\theta}_3 + m_4 l_{c4} \ddot{x} \cos \theta_3 + m_4 l_{c4} \ddot{y} \sin \theta_3 - 2m_4 l_{c2} l_{c4} \sin(\theta_3 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 + 2m_4 l_{c2} l_{c4} \cos(\theta_3 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 + 2m_4 l_{c3} l_{c4} \dot{\theta}_3^2 + m_4 l_{c4}^2 \ddot{\theta}_3 + m_4 l_{c4} g \sin \theta_3 \quad (5.17)$$

2. 3. ve 4. parçaların momentleri momentin korunumu yasası kullanılarak tek bir denklemde buluşturulmuştur.

$$0 = M_2 + M_3 + M_4 \quad (5.18)$$

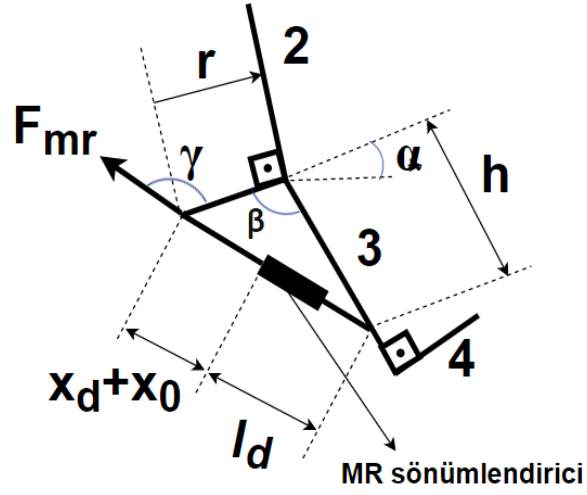
$$\begin{aligned} -M_2 = & I_{c3}\ddot{\theta}_3 + I_{c4}\ddot{\theta}_3 + m_3l_{c3}^2\ddot{\theta}_3 + m_4L_{c4}^2\ddot{\theta}_3 + 2m_4l_{c3}l_{c4}\dot{\theta}_3^2 \\ & + m_3l_{c3}\ddot{x} \sin \theta_3 - m_3l_{c3}\ddot{y} \cos \theta_3 + m_4l_{c4}\ddot{x} \cos \theta_3 \\ & + m_4l_{c4}\ddot{y} \sin \theta_3 + 2m_3l_{c2}l_{c3} \cos(\theta_3 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 \\ & - 2m_4l_{c2}l_{c4} \sin(\theta_3 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 \\ & + 2m_3l_{c2}l_{c3} \sin(\theta_3 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 \\ & + 2m_4l_{c2}l_{c4} \cos(\theta_3 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 - m_3l_{c3}g \cos \theta_3 \\ & + m_4l_{c4}g \sin \theta_3 + M_{mr} \end{aligned} \quad (5.19)$$

Yürüyüş hareketi ölçülen bireyden alınan veriler ve antropometrik bilgiler kullanılarak, denklemde yer alan uzunluk ve ağırlıkla ilgili parametreler bulunmuştur. Yine yürüyüş hareketinin ölçümünden elde edilen bilgiler kullanılarak  $x, \dot{x}, \ddot{x}, y, \dot{y}, \ddot{y}, \theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2$  ve  $M_2$  bulunmuştur.

MR sönümlendiricinin momentini ( $M_{mr}$ ) ifade edebilmek için protez tasarımı incelenmelidir. Şekil 5.5'te gösterildiği gibi protez, modelde yer alan 3. ve 4. parçalardan oluşmaktadır. Protezin 4. parçası 3. parçasına dik olarak sabitlenmiştir. MR sönümlendiricinin ise bir ucu 3. parçaya, diğer ucu ise 2. parçanın ucuna dik olarak sabitlenmiş bir milin ucuna sabitlenmiştir.

Yürüyüş hareketin boyunca  $\theta_2 \geq \theta_3$  olacağı için,  $\beta$  açısı 0 ile 90 derece arasında değer alabilmektedir. Tasarımsal olarak r uzunluğu ile MR sönümlendiricinin milinin uzunluğu aynı kabul edilmiştir. Bu sayede  $\beta$  açısı 0 olduğunda, r uzunluğundaki mil ile 3. parça üst üste gelmektedir.  $\beta$  açısı 90 derece olduğunda ise, 2. parça ve 3. parçanın x eksenine ile yaptıkları açı değeri aynı olmaktadır.

$$\beta = \frac{\pi}{2} - (\theta_2 - \theta_3) \quad (5.20)$$



Şekil 5.5. Protez tasarımı. ( $x_0$ : Yer değiştirme referans noktası.)

MR sönümlendiricinin yer değiştirmesi,  $x_d$ , kosinüs teoremi kullanılarak bulunmuştur.

$$(x_d + x_0 + l_d)^2 = r^2 + h^2 - 2rh\cos(\beta) \quad (5.21)$$

$$x_d + x_0 = \sqrt{r^2 + h^2 - 2rh\cos(\beta)} - l_d \quad (5.22)$$

$\beta$  değerinin 0 olduğu durumda, denklem yeniden yazılırsa,  $l_d$  uzunluğu bulunur.

$$\beta = 0, x_d + x_0 = 0, h \gg r \quad (5.23)$$

$$l_d^2 = (h - r)^2 \quad (5.24)$$

$$l_d = h - r \quad (5.25)$$

$\beta$  açısı 90 derece olduğunda ise, MR sönümlendiricinin pistonunun yaklaşık olarak mil uzunluğu,  $r$ , kadar açılır.

$$\beta = \frac{\pi}{2}, h \gg r \quad (5.26)$$

$$x_d + x_0 = \sqrt{r^2 + h^2} - l_d \quad (5.27)$$

$$x_d + x_0 = \sqrt{r^2 + h^2} - h + r \quad (5.28)$$

$$x_d + x_0 \cong r \quad (5.29)$$

Bu varsayımlar kullanılarak MR sönümlendirici yer değiştirmesini yeniden yazılmıştır.

$$x_d = \sqrt{r^2 + h^2 - 2rh\sin(\theta_2 - \theta_3)} - h + r - x_0 \quad (5.30)$$

$$\dot{x}_d = -\frac{rh(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 - \theta_3)}{\sqrt{r^2 + h^2 - 2rh\sin(\theta_2 - \theta_3)}} \quad (5.31)$$

MR sönümlendiricinin momenti,

$$M_{mr} = \vec{r} \times \vec{F}_{mr} \quad (5.32)$$

formülü ile hesaplanır. MR sönümlendiricinin kuvvet vektörünün x eksenine ile yaptığı açı, sönümlendiricinin piston hareketi ile değişiklik göstermektedir. Bu nedenle vektörün gerçekte açı değerini bulabilmek için ikinci bir kosinüs teoremi kullanılması gerekmektedir. Bu durum sistem çözümünü zorlaştıracadığı için farklı bir çözüm üretilmiştir. r uzunluğu h uzunluğuna göre oldukça küçük olduğu için,  $l_d$  uzunluğu yaklaşık olarak h uzunluğuna eşit kabul edilmiştir. Bu sayede kuvvet vektörünün açısı  $\theta_2$  ve  $\theta_3$  'e bağlı olarak yazılabilmemiştir. MR sönümlendirici ise, genel modeli basitleştirmek için, akım içeren Bingham model kullanılarak modellenmiştir.

$$\alpha = \theta_2 - \frac{\pi}{2} \quad (5.33)$$

$$\gamma = 2\theta_2 - \theta_3 \quad (5.34)$$

$$M_{mr} = r(f_0 + (c_{0a}I + c_{0b})\dot{x}_d + (F_{ca}I + F_{cb})\text{sgn}(\dot{x}_d))(\sin\theta_2\sin(2\theta_2 - \theta_3) + \cos\theta_2\cos(2\theta_2 - \theta_3)) \quad (5.35)$$



Denklemden yer alan  $f_0$ ,  $c_{0a}$ ,  $c_{0b}$ ,  $F_{ca}$  ve  $F_{cb}$  ifadeleri Bingham model parametreleridir.  $I$  değişkeni ise MR sönümlendiriciye uygulanan akımı temsil etmektedir.

Modelde eksik kalan son kısım ise MR sönümlendiriciye uygulanan akımın değeridir. Salınım fazı boyunca MR sönümlendiricinin akımı değiştirilerek, protezin sıkılığı kontrol edilir. Protezli yürüyüş modelini test edebilmek için modelde yer alan MR sönümlendiriciye akım uygulanmış ve salınım fazının simülasyonu yapılmıştır. Formül 5.36 modele uygulanan akımı temsil etmektedir. Denklemden yer alan  $I_0$  sabit bir akım değeri,  $\theta_{eşik}$  ise uyluk ve baldır parçaları arasındaki açı farkının eşik değeridir. Eşik değerinin altındaki durumlarda, MR sönümlendiriciye  $I_0$  akımı uygulanmaktadır. Eşik değerinin üzerindeki durumlarda ise sönümlendiriciye akım uygulanmamaktadır.

$$I = \begin{cases} I_0, & \theta_2 - \theta_3 < \theta_{eşik} \\ 0, & \theta_2 - \theta_3 \geq \theta_{eşik} \end{cases} \quad (5.36)$$

Şekil 5.5'te gösterilen  $r$  ve  $h$  uzunlukları sırası ile 1.2 cm ve 20 cm'dir. Bu aşamada formül 5.19'da bilinmeyen olarak sadece  $\theta_3$  değişkeni kalmıştır. Elimizde bir denklem ve bir bilinmeyen olduğu için,  $\theta_3$  değişkeni bulunabilir. Değişken bulunduktan sonra, 3. ve 4. parçanın konumları formül 5.10, 5.11, 5.12 ve 5.13 kullanılarak bulunur.  $\theta_3$  değişkeni MATLAB yazılımında bulunan ODE (Ordinary Differential Equation) çözücü kullanılarak nümerik olarak çözülmüştür. Nümerik çözümü kolaylaştırmak için sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının seri açılımlarının ilk beş terimi kullanılmıştır.

$$\sin x = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-1)^n x^{2n+1}}{(2n+1)!} \quad (5.37)$$

$$\cos x = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-1)^n x^{2n}}{(2n)!} \quad (5.38)$$

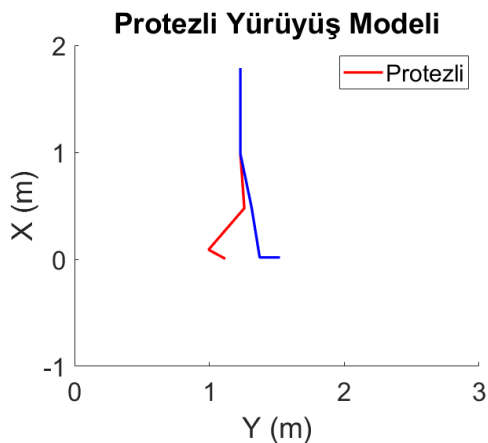
## 5.4. Protezli Yürüyüş Modeli Çözümlemesi

### 5.4.1. Baldır Ağırlığının Yürüyüşe Etkisi

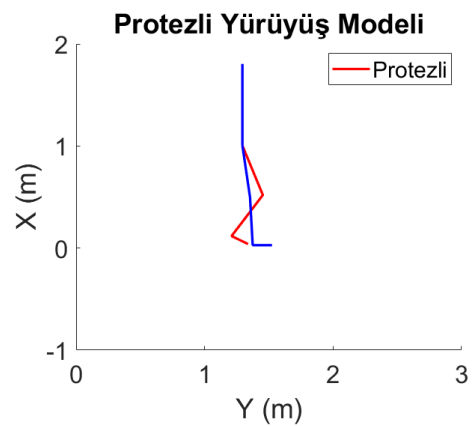
Diz üstü bacak protezinin baldır bölümünün ağırlığı değiştirilerek, sistem üzerindeki etkisi benzetlenmiştir. Salınım fazı boyunca MR sönümlendiriciye 2.3 Amper uygulanarak, baldır bölümünün ağırlığının 0.5 kg ve 5 kg olduğu durumlar geliştirilen protezli yürüyüş modeli kullanılarak incelenmiştir. Şekil 5.7’de gösterildiği gibi, baldırın normalden daha hafif olduğu durumlarda MR sönümlendiricinin baldırın salınımını engellediği görülmüştür. Baldırın normalden daha ağır olduğu durumlarda ise MR sönümlendirici baldırın salınımını durdurmakta yetersiz kalmıştır. Bu nedenle, salınım fazı ölçülen salınım fazından daha hızlı gerçekleşmiştir. Baldır ağırlığının normal olduğu durumda ise salınım fazı ölçülen salınım fazı ile aynı sürede gerçekleşmiştir. Model baldır ağırlığının değişimine beklendik tepkiler vermiştir.

### 5.4.2. Akım Değişiminin Yürüyüşe Etkisi

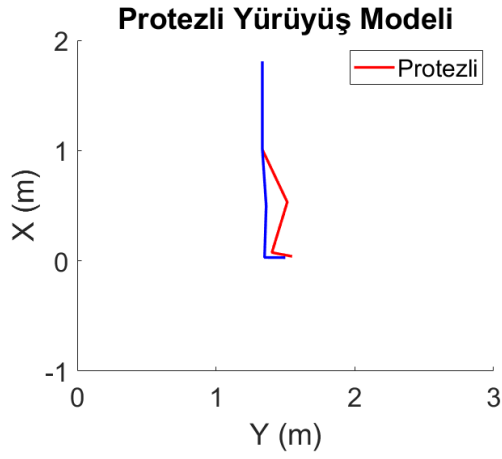
MR sönümlendiriciye farklı akım değerleri uygulanarak, protezli yürüyüş modeli çalıştırılmıştır. Şekil 5.8’de, 5.9’da ve 5.10’da yer alan sonuçlara göre, akım değerinin düşük olduğu durumlarda, salınım fazı ölçülenden daha kısa sürmüştür. Akımın yüksek olduğu durumlarda ise özellikle salınım fazının ortalarında, baldırın savrulmadığı gözlenmiştir. Model akım değişimine beklendik tepkiler vermiştir.



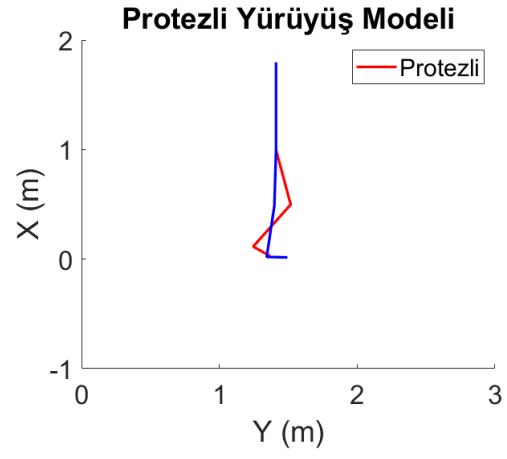
a) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazı başlangıcı.



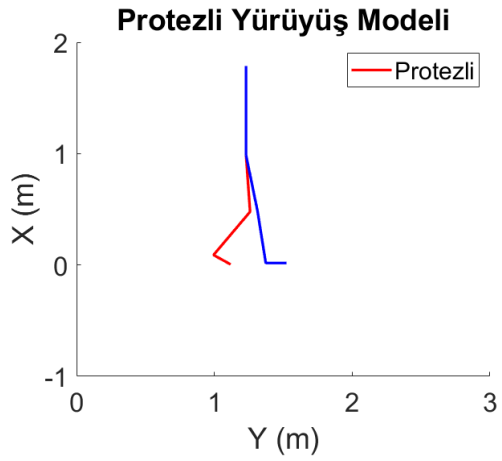
b) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



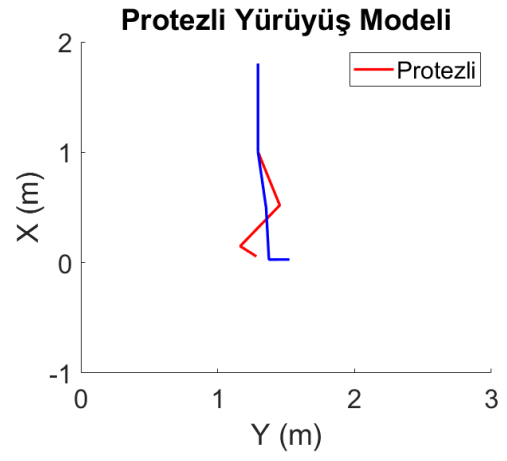
c) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.



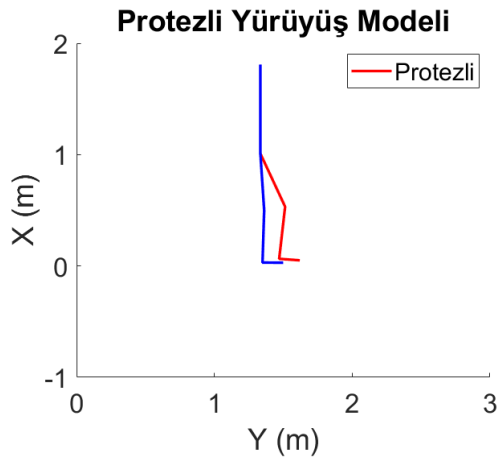
ç) Baldır ağırlığı 0.5 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.



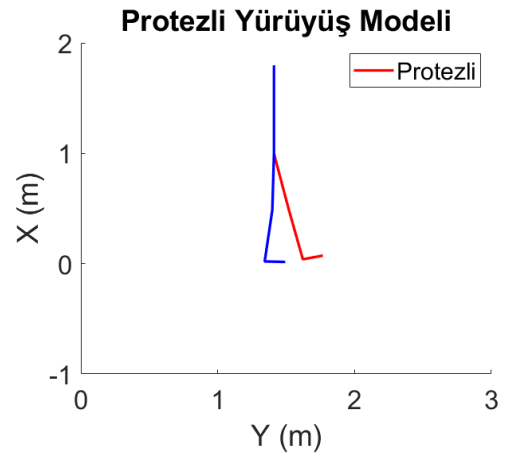
d) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazı başlangıcı.



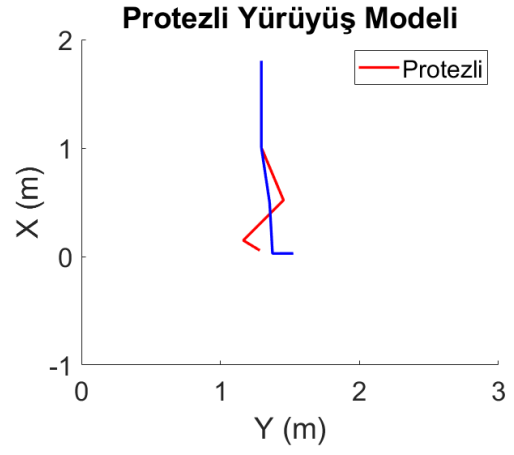
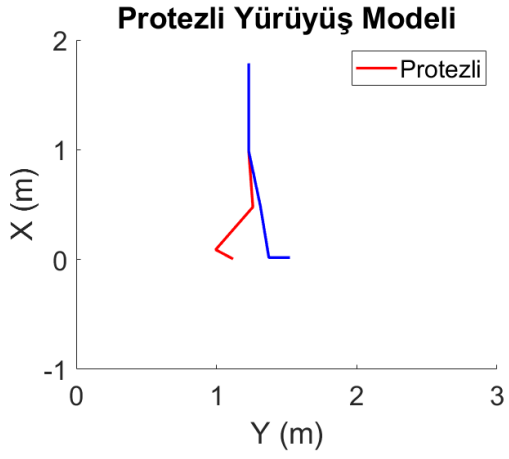
e) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



f) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.

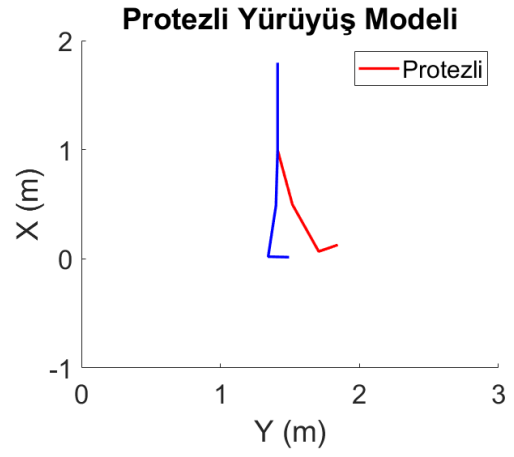
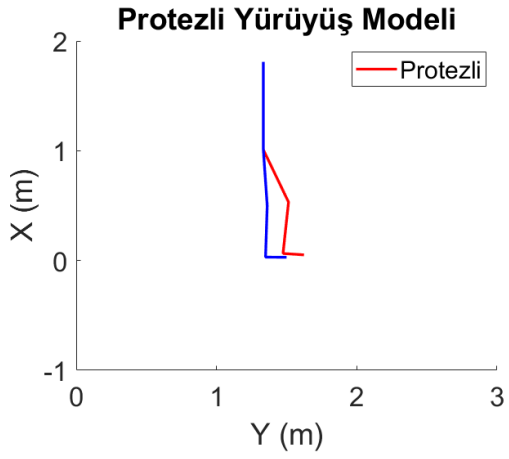


g) Baldır ağırlığı 3.26 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.



ğ) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazı başlangıcı.

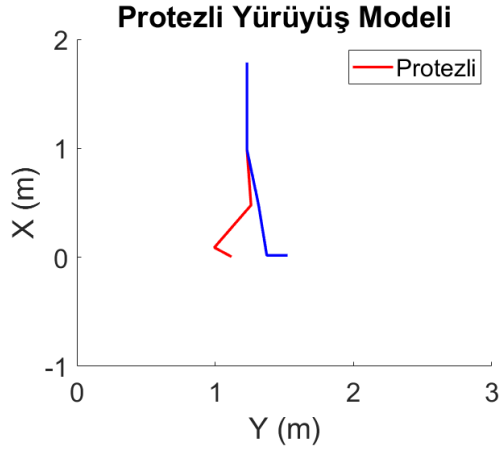
h) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



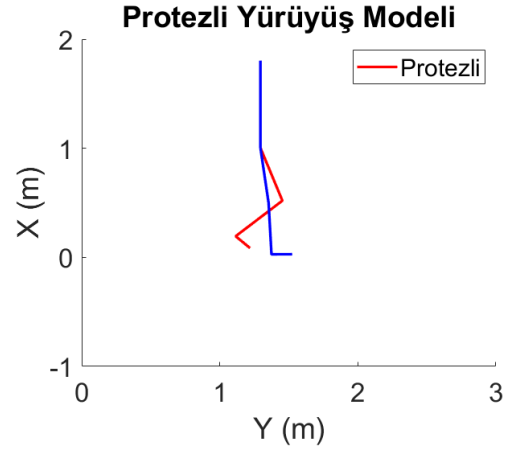
ı) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.

i) Baldır ağırlığı 5 kg. Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.

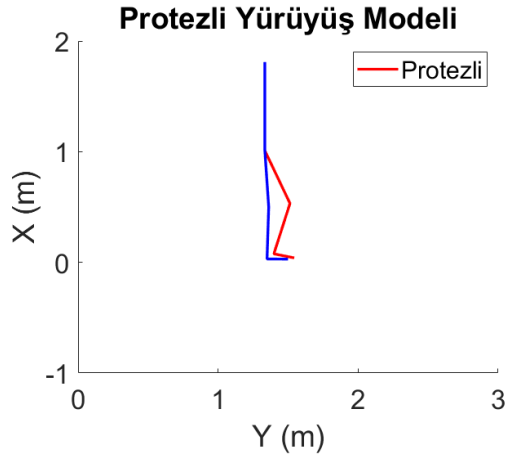
Şekil 5.6. Farklı baldır ağırlıkları için protezli yürüyüş modeli sonuçları (Salınım fazının parça görünümü).



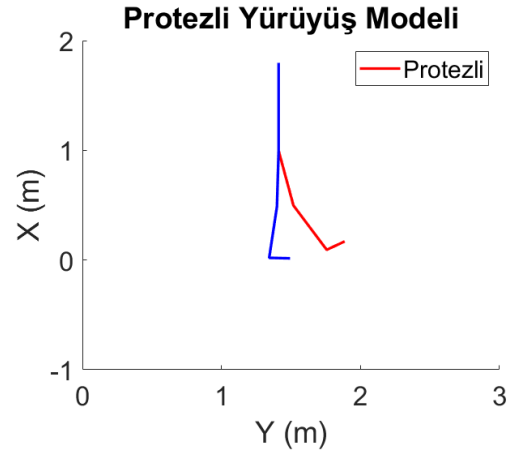
a) Salınım fazı başlangıcı.



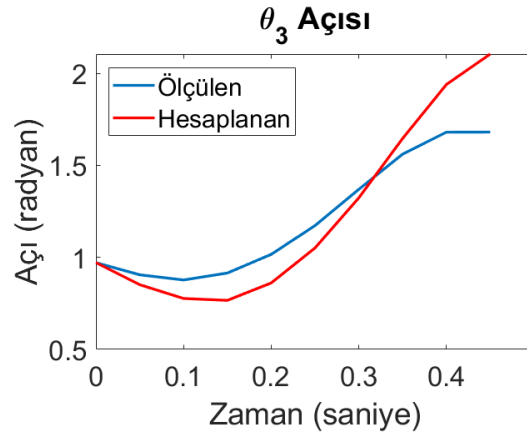
b) Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



c) Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.

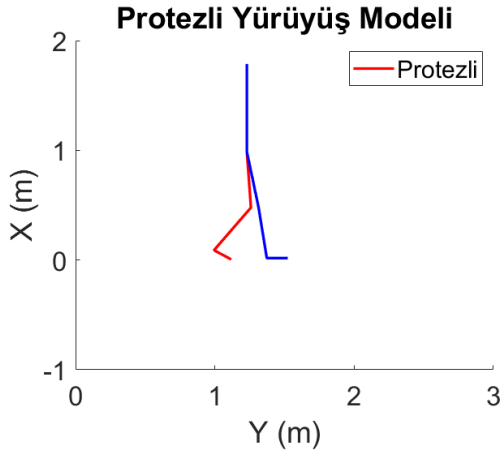


ç) Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.

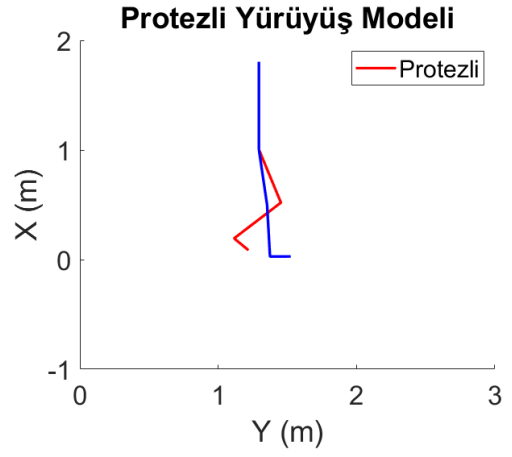


d)  $\theta_3$  açısının değişimi.

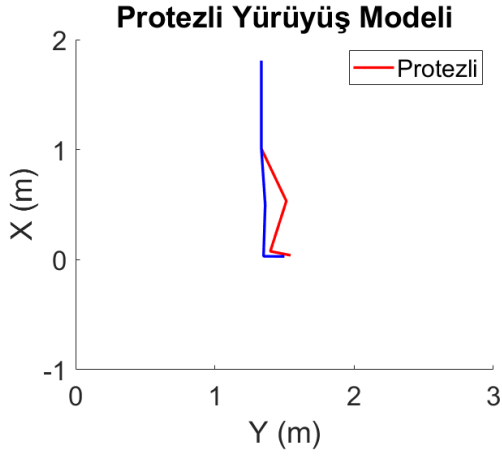
Şekil 5.7. Düşük akım uygulanan protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 0$  Amper,  $\theta_{eşik} = 0.61$  Radyan)



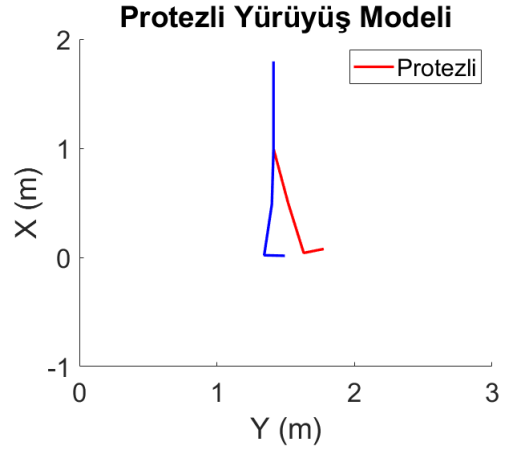
a) Salınım fazı başlangıcı.



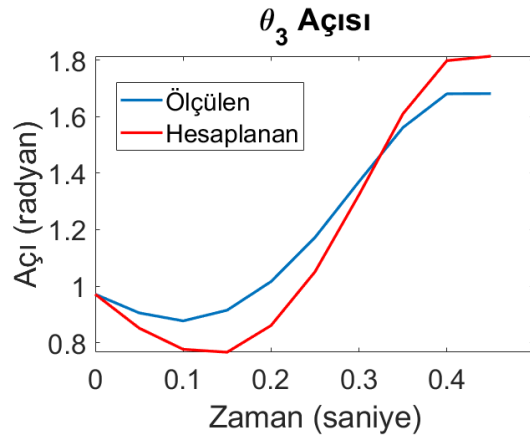
b) Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



c) Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.

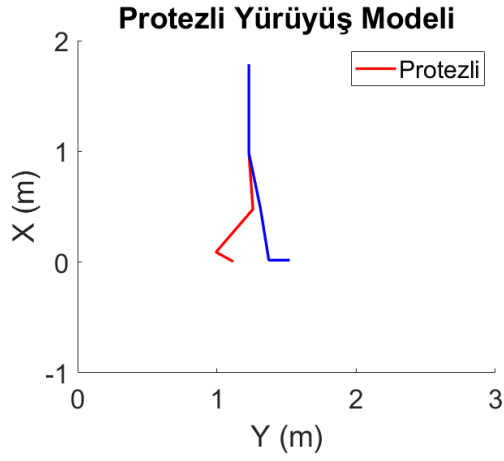


ç) Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.

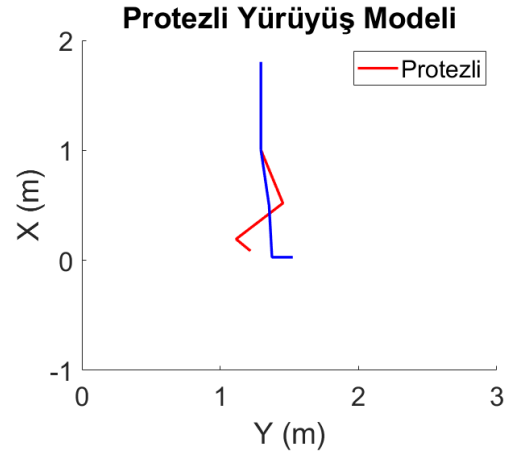


d)  $\theta_3$  açısının değişimi.

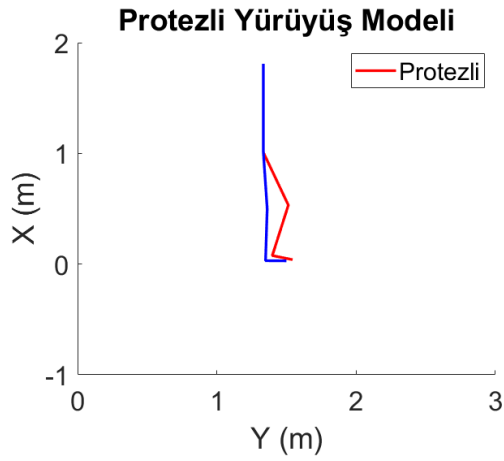
Şekil 5.8. Tespit edilen akımın uygulandığı protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 2.3$  Amper,  $\theta_{eşik} = 0.61$  Radyan)



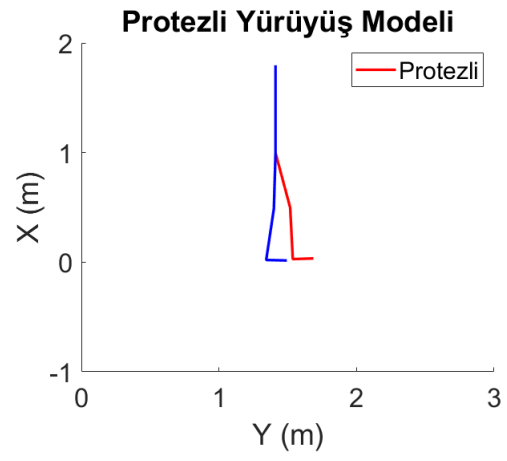
a) Salınım fazı başlangıcı.



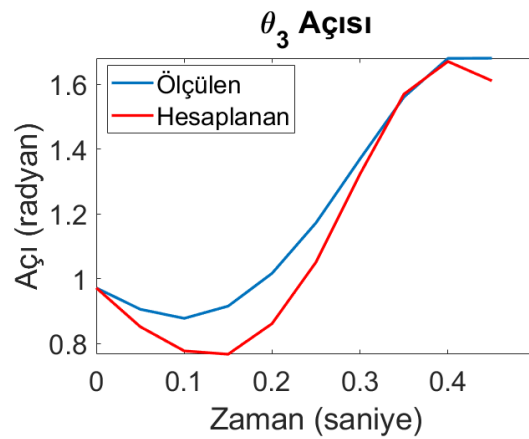
b) Salınım fazının 150'nci milisaniyesi.



c) Salınım fazının 300'üncü milisaniyesi.



ç) Salınım fazının 450'nci milisaniyesi.



d)  $\theta_3$  açısının değişimi.

Şekil 5.9. Yüksek akım uygulanan protezli yürüyüş modeli sonucu. ( $I_0 = 5$  Amper,  $\theta_{eşik} = 0.61$  Radyan)

## 6. SONUÇLAR

Tez çalışmasında Bingham, Dahl, LuGre ve Bouc-wen olmak üzere dört farklı MR sönümlendirici modeli üzerinde durulmuştur. Modeller akıma bağlı hale getirilerek, MR sönümlendiricinin tüm girdi ve çıktılarının modelde yer alması sağlanmıştır. Akıma bağlı modellerin 0.4 Amper'den daha düşük akım değerlerinden akımdan bağımsız modellere göre hata oranlarının yüksek olduğu görülmüştür. 0.4 Amper'in üzerindeki durumlarda ise modellerin akıma bağlı ve akımdan bağımsız hallerinin hata değerlerinin birbirlerine yakın olduğu görülmüştür. Akıma bağlı modeller kullanılarak MR sönümlendiricilerin akıma göre değişimleri modellenen ve genellenebilir MR sönümlendirici modelleri elde edilmiştir. Bingham model uygulaması oldukça basit ve etkilidir. Bouc-wen modelin en karmaşık model olduğu söylenebilir. Modelin en iyileme süreci, diğer modellere göre daha zordur. Modelin bütün parametrelerini en iyilemektense, deneysel olarak bazı parametrelerini tespit etmek daha iyi bir seçenek olabilir. Dahl ve LuGre modelleri, Bouc-wen model kadar karmaşık olmasalar da Bingham modele göre oldukça karmaşıklardır.  $k_0$  parametresinin değeri Dahl ve LuGre modellerinde sıfıra yakın çıktığı için ihmal edilebilir. Dört modelin de histerezisi modellemekte başarılı oldukları söylenebilir. Ortalama hataya göre sıralandığında Bingham model %17 hata ile en başarısız, LuGre model %5.8 hata ile en başarılı model olmuştur. Dahl model %6.1 hata ile LuGre modele oldukça yakındır. Bouc-wen model %8 hata ile 3. sırada yer almaktadır. LuGre model en başarılı model olsa dahi diferansiyel denklem içerdiği için modelin daha karmaşık sistemlere entegrasyonu zor olabilir. Bingham model ise basit denklem yapısına nazaran oldukça iyi sonuç vermiştir. Bingham modelin sonuçlarında, modelin yaklaşımı olan kuvvetle ölçülen kuvvet arasında zaman ekseninde bir faz farkı görülmektedir. Bu faz farkı modelin hatasının yüksek çıkmasında önemli rol oynamıştır. Bingham model kompleks bir sistemde yer alan MR sönümlendiricinin modellenmesinde oldukça elverişlidir. Yüksek doğruluk gerektiren çalışmalarda diğer modeller tercih edilebilir.

Hareket ölçümünü yapabilmek için, bireyin kalça, diz, ayak bileği ve ayak parmak ucuna işaretleyiciler yerleştirilmiştir. Koşu bandı üzerinde gerçekleşen yürüyüş hareketi kamera ile kayıt altına alınmıştır. Kaydedilen video analiz edilerek işaretleyicilerin konumları tespit edilmiştir. Yürüyüş modelinde insan vücudunu gövde-baş, uyluklar,



baldırlar ve ayaklar olmak toplamda yedi katı parçayla ifade edilmiştir. Lagrange formülü kullanılarak, salınım fazı için parçaların dinamik denklemleri elde edilmiştir. Tez çalışmasında, MR sönümlendiricinin bir ucunun protezin baldır bölümüne, diğer ucunun ise diz eklemi bölümüne sabitlendiği varsayılarak, MR sönümlendirici modeli yürüyüş modeline eklenmiştir. MR sönümlendirici modeli olarak, diğer modellere göre daha az parametre içerdiği için kullanımı kolay olan Bingham model tercih edilmiştir. Elde edilen protezli yürüyüş modeli kullanılarak, MR sönümlendiricinin denetim algoritması geliştirilmiştir.

Protezli yürüyüş modeli MR sönümlendiriciye uygulanan akımlar ve farklı baldır ağırlıkları karşısında beklendi tepkiler vermiştir. Tez çalışmasında yürüyüş modelinde Bingham model kullanımı gösterilse de tez çalışması diğer sönümlendirici modellerinin kullanılmasına kılavuzluk etmektedir. Protezli yürüyüş modeli, MR sönümlendiricinin denetim algoritmasının benzetim ortamında geliştirilmesine ve test edilmesine imkân sağlamaktadır.

## 6. KAYNAKLAR

- [1] B. Ö. İ. Başkanlığı, “Türkiye özürllüer araştırması”, *Özürllüer İdaresi Başkanlığı Yayını. Ankara*, 2002.
- [2] S. Alsancak, H. Altinkaynak, ve S. Güner, “Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre Türkiye’de hastaya özel yapılararak uygulanan protez ve ortezerlerin sayısal çeş itlilik analizi”, *Fiz. Rehabil.*, 2013.
- [3] M. W. Legro *vd.*, “Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses”, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 1999.
- [4] J. H. Kim ve J. H. Oh, “Development of an above knee prosthesis using MR damper and leg simulator”, içinde *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2001.
- [5] J. J. Troy, “Dynamic balance and walking control of biped mechanisms”, 1995.
- [6] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*. 2009.
- [7] İ. Şahin, T. Engin, ve Ö. K. Morgul, “Manyeto-Reolojik Damper Davranışına Kutup Başı Geometrisi Etkisinin Deneysel İncelenmesi”, içinde *4rd International Advanced Technologies Symposium*, 2005, ss. 779–783.
- [8] D. H. Wang ve W. H. Liao, “Magnetorheological fluid dampers: A review of parametric modelling”, *Smart Materials and Structures*. 2011.
- [9] Q. Fu, D. H. Wang, L. Xu, ve G. Yuan, “A magnetorheological damper-based prosthetic knee (MRPK) and sliding mode tracking control method for an MRPK-based lower limb prosthesis”, *Smart Mater. Struct.*, 2017.
- [10] B. F. Spencer, S. J. Dyke, M. K. Sain, ve J. D. Carlson, “Phenomenological model for magnetorheological dampers”, *J. Eng. Mech.*, 1997.
- [11] M. Zhu, X. Wei, ve L. Jia, “Building an inverse model of MR damper based on Dahl model”, içinde *2014 17th IEEE International Conference on Intelligent Transportation Systems, ITSC 2014*, 2014.
- [12] R. Jiménez ve L. Álvarez-Icaza, “LuGre friction model for a magnetorheological damper”, *Struct. Control Heal. Monit.*, 2005.
- [13] N. M. Kwok, Q. P. Ha, M. T. Nguyen, J. Li, ve B. Samali, “Bouc-Wen model parameter identification for a MR fluid damper using computationally efficient GA”, *ISA Trans.*, 2007.
- [14] A. E. Charalampakis, “Parameters of Bouc-Wen hysteretic model revisited”, içinde *9th HSTAM International Congress on Mechanics*, 2010.
- [15] K. E. Akdoğan, “Pnömatik Ve Manyetoreolojik Silindirli Elektronik Diz Üstü Protezlerin Tasarımı Ve Geliştirilen Hareket İnceleme Sistemleri İle Karşılaştırılması”, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2011.
- [16] T. Orhanlı, “Pnömatik Silindirli Yarı Etkin Diz Eklemının Sonlu Durum Denetimi ve Diz Eklemi Protezi Test Platformu Tasarımı”, 2014.

## EKLER

### EK 1 – Parçaların Kuvvet ve Moment Denklemleri

Lagrange formülü kullanılarak parçaların kuvvet ve moment denklemlerinin elde edilmesi için gerekli işlem adımları formül 7.1 ile formül 7.15 arasında yer almaktadır.

$$x_{ck} = x + \sum_i a_i \cos \theta_i \quad (7.1)$$

$$y_{ck} = y + \sum_i a_i \sin \theta_i \quad (7.2)$$

$$T_k = \frac{1}{2} I_{ck} \dot{\theta}_k^2 + \frac{1}{2} m_k \dot{x}_{ck}^2 + \frac{1}{2} m_k \dot{y}_{ck}^2 \quad (7.3)$$

$$V_k = m_k g y_{ck} \quad (7.4)$$

$$F_{xk} = \frac{d}{dt} m_k \dot{x}_{ck} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{x}} \quad (7.5)$$

$$F_{xk} = \frac{d}{dt} m_k \left( \dot{x} - \sum_i a_i \sin \theta_i \dot{\theta}_i \right) \frac{\partial (\dot{x} - \sum_i a_i \sin \theta_i \dot{\theta}_i)}{\partial \dot{x}} \quad (7.6)$$

$$F_{xk} = \frac{d}{dt} m_k \left( \dot{x} - \sum_i a_i \sin \theta_i \dot{\theta}_i \right) \quad (7.7)$$

$$F_{xk} = m_k \ddot{x} - m_k \sum_i a_i \sin \theta_i \ddot{\theta}_i - m_k \sum_i a_i \cos \theta_i \dot{\theta}_i^2 \quad (7.8)$$

$$F_{yk} = \frac{d}{dt} m_k \dot{y}_{ck} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{y}} + m_k g \frac{\partial y_{ck}}{\partial y} \quad (7.9)$$

$$F_{yk} = m_k \ddot{y} + m_k \sum_i a_i \cos \theta_i \ddot{\theta}_i - m_k \sum_i a_i \sin \theta_i \dot{\theta}_i^2 + m_k g \quad (7.10)$$

$$M_k = \frac{d}{dt} \left( I_{ck} \dot{\theta}_k + m_k \dot{x}_{ck} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k \dot{y}_{ck} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} \right) - m_k \dot{x}_{ck} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} - m_k \dot{y}_{ck} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k g \frac{\partial y_{ck}}{\partial \theta_k} \quad (7.11)$$

$$M_k = I_{ck} \ddot{\theta}_k + m_k \dot{x}_{ck} \frac{d}{dt} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k \ddot{x}_{ck} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k \dot{y}_{ck} \frac{d}{dt} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k \ddot{y}_{ck} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} - m_k \dot{x}_{ck} \frac{\partial \dot{x}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} - m_k \dot{y}_{ck} \frac{\partial \dot{y}_{ck}}{\partial \dot{\theta}_k} + m_k g \frac{\partial y_{ck}}{\partial \theta_k} \quad (7.12)$$

$$M_k = I_{ck}\ddot{\theta}_k + m_k\ddot{x}_{ck}\frac{\partial\dot{x}_{ck}}{\partial\dot{\theta}_k} + m_k\ddot{y}_{ck}\frac{\partial\dot{y}_{ck}}{\partial\dot{\theta}_k} + m_k g\frac{\partial y_{ck}}{\partial\theta_k} \quad (7.13)$$

$$M_k = I_{ck}\ddot{\theta}_k + m_k\left(\ddot{x} - \sum_i a_i \sin\theta_i\ddot{\theta}_i - \sum_i a_i \cos\theta_i\dot{\theta}_i^2\right)(-a_k \sin\theta_k) + m_k(\ddot{y} + \sum_i a_i \cos\theta_i\ddot{\theta}_i - \sum_i a_i \sin\theta_i\dot{\theta}_i^2)(a_k \cos\theta_k) + m_k g a_k \cos\theta_k \quad (7.14)$$

$$M_k = I_{ck}\ddot{\theta}_k - m_k\ddot{x}a_k \sin\theta_k + m_k\ddot{y}a_k \cos\theta_k + m_k\sum_i (a_i a_k \cos(\theta_k - \theta_i)\ddot{\theta}_i + a_i a_k \sin(\theta_k - \theta_i)\dot{\theta}_i^2) + m_k g a_k \cos\theta_k \quad (7.15)$$

## **EK 2 - Tezden Türetilmiş Bildiriler**

- G. Sozeri, A. Yilmaz, ve I. Sahin, "Analysis and comparison of current dependent models of MR (magnetoreological) dampers used in knee prosthesis", içinde *27th Signal Processing and Communications Applications Conference, SIU 2019*, 2019.