



EMG-based stiffness estimation of ankle joint and real-time implementation on a variable stiffness ankle exoskeleton robot

Ergin Kılıç* , Özgür Başer , Hasbi Kızıllan

Department of Mechanical Engineering, Suleyman Demirel University, Isparta, 32260, Turkey

Highlights:

- Variable stiffness ankle exoskeleton robot
- Estimation of ankle joint stiffness value over EMG signals
- Real-time implementation of EMG based ankle stiffness estimation

Keywords:

- Stiffness estimation
- EMG signal processing
- Variable stiffness actuator
- Impedance control
- Exoskeleton robots

Article Info:

Research Article
Received: 04.06.2020
Accepted: 11.07.2020

DOI:

10.17341/gazimmfd.748240

Acknowledgement:

This work was supported by TUBITAK (The Scientific and Technological Research Council of Turkey) (Project number: 213M297)

Correspondence:

Author: Ergin Kılıç
e-mail: erginkilic@sdu.edu.tr
phone: +90 246 211 1252

Graphical/Tabular Abstract

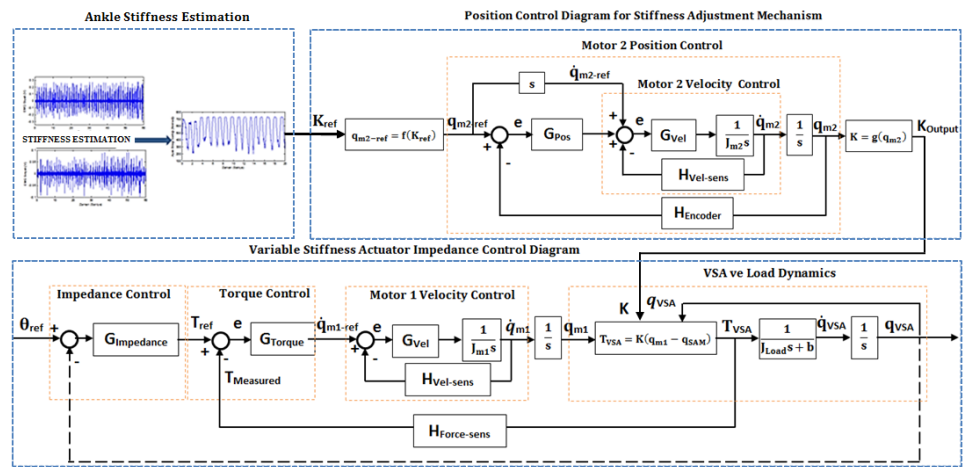


Figure A. Impedance control of VS-AnkleExo and position control diagram of the stiffness adjustment mechanism to follow the estimated ankle stiffness value

Purpose: The purpose of this study is to estimate the ankle joint stiffness with using the ankle musculoskeletal model parameters obtained via EMG signals and to show the real-time implementation of these predicted stiffness values on an ankle exoskeleton robot (VS-AnkleExo).

Theory and Methods:

In this study, a musculoskeletal model approach was used to describe the behavior of the ankle joint. The model consists of a joint driven by two muscles that provide plantar-flexion and dorsi-flexion movements of the ankle. In order to obtain the muscle forces that provide the necessary movements of the ankle, it was used Mykin muscle model. The parameters in the Mykin model were found by the help of measured torque and EMG data obtained with different feature extraction methods such as Root Mean Square, Mean Absolute Value, Average Amplitude Change, Difference in Absolute Standard Deviation Value, v-Order, Log Detector, Zero Crossing and Slope Sign Change. The Mykin model parameters were changed according to the feature extraction methods. Therefore, a verification experiment was carried out to decide which signal processing method is the best, and it was decided that Slope Sign Change method is the most appropriate one. Then, the stiffness estimation of the ankle joint was performed by using the biomechanical parameters found with this method. Finally, the estimated stiffness value was sent to actuation unit of AnkleExo in real-time, and the process of applying the force feedback impedance control algorithm was carried out.

Results:

The test results obtained with the Slope Sign Change method show that the estimated ankle joint stiffness value varies continuously between 200 Nm/rad-700 Nm/rad. Furthermore, it has been observed that the interaction torque between the user and the exoskeleton robot can be kept about 25% lower levels while VS-AnkleExo follows the ankle position by constantly changing the stiffness value in real-time.

Conclusion:

The estimated ankle stiffness values revealed in this study match with the ankle stiffness values found in the literature. Besides, it is seen that lower interaction torques occurred between the user and the robot during imitation of the stiffness values of the ankle in a real-time implementation of an impedance control.



Ayak bileği eklemının EMG tabanlı sertlik kestirimi ve sertliği değiştirilebilir bir ayak bileği dış iskelet robot üzerinde gerçek zamanlı uygulaması

Ergin Kılıç*^{ORCID}, Özgür Başer^{ORCID}, Hasbi Kızıllhan^{ORCID}

Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 32260, Isparta, Türkiye

Ö N E Ç I K A N L A R

- Sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robot
- Ayak bileği eklemi sertlik değerinin EMG sinyalleri üzerinden kestirimi
- EMG tabanlı ayak bileği sertlik kestiriminin gerçek zamanlı uygulaması

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 04.06.2020

Kabul: 11.07.2020

DOI:

10.17341/gazimmfd.748240

Anahtar Kelimeler:

Sertlik kestirimi,
EMG sinyal işleme,
sertliği değiştirilebilir
eyleyici,
empedans kontrol,
dış iskelet robotlar

ÖZET

İnsan kas-iskelet sistemi yürüme esnasında ayak bileği eklemünde sertliği devamlı değiştirerek esnek ve kararlı bir yürüme kabiliyeti sunmaktadır. Bilek eklemının bu hareketini taklit edebilmek için hareket esnasında bilek eklemının sertlik kestirimi önem arz etmektedir. Bu çalışmada bilek eklemının EMG tabanlı bir model üzerinden sertlik kestirimi ve uygulanan kuvvet geri beslemeli bir empedans kontrol algoritması ile VS-AnkleExo-kullanıcı arasında düşük etkileşim torkları sağlanarak gerçek zamanlı robotun kullanıcıya ait sertlik değerini taklit edebildiği gösterilmiştir. Çalışmada öncelikle bilek eklemının davranışını tanımlamak için iki adet kas tarafından tahrik edilen bir eklemden oluşan kas-iskelet model yaklaşımı kullanılmıştır. Bileğin plantar-fleksiyon ve dorsal fleksiyon hareketlerini sağlayacak kas kuvvetlerini oluşturmak amacıyla Mykin kas modelinden faydalanılmıştır. Daha sonra öznitelik çıkarım yöntemleri ile elde edilen EMG verileri ve ölçülen tork verileri kullanılarak Mykin modelindeki parametreler belirlenmiştir. Bu parametrelerin kestirimi sinyal işleme yöntemlerine göre farklılık gösterdiğinden, yapılan doğrulama deneyi ile EİD sinyal işleme yönteminin en uygun yöntem olduğuna karar verilmiştir. Bu yöntem ile bulunan biyomekanik parametreler Mykin modeli yardımıyla elde edilen denklemlerde yerine konarak bilek eklemının sertlik kestirimi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada son olarak bilek eklemının kestirilen sertlik değeri gerçek zamanlı VS-AnkleExo'nun sertlik ayarlama mekanizmasına gönderilmiş ve kullanıcı ile VS-AnkleExo arasında minimum etkileşim torku elde etmek için cihaz üzerinde kuvvet geri beslemeli bir empedans kontrol algoritması uygulaması gerçekleştirilmiştir.

EMG-based stiffness estimation of ankle joint and real-time implementation on a variable stiffness ankle exoskeleton robot

H I G H L I G H T S

- Variable stiffness ankle exoskeleton robot
- Estimation of ankle joint stiffness value over EMG signals
- Real-time implementation of EMG based ankle stiffness estimation

Article Info

Research Article

Received: 04.06.2020

Accepted: 11.07.2020

DOI:

10.17341/gazimmfd.748240

Keywords:

Stiffness estimation,
EMG signal processing,
variable stiffness actuator,
impedance control,
exoskeleton robots

ABSTRACT

The human musculoskeletal system offers a flexible and stable walking ability by constantly changing the stiffness of the ankle joint during walking. In order to imitate that movement of the ankle, the stiffness estimation of the ankle during movement is important. In this study, EMG-based stiffness estimation of the ankle is presented and it has been shown that the robot can mimic the stiffness value of the user in real time by providing low interaction torques between VS-AnkleExo-user with the applied force feedback impedance control algorithm. To describe the behavior of the ankle joint, a musculoskeletal model approach consisting of a joint driven by two muscles was used. Mykin muscle model was used to create muscle forces that will provide plantar-flexion and dorsal flexion movements of the ankle. Then, the parameters in the Mykin model were determined by using the EMG data obtained by different feature extraction methods and the measured torque data. Since the estimation of these parameters differs according to signal processing methods, it was decided that the Slope Sign Change signal processing method is the most suitable one with the verification experiment. The biomechanical parameters found with this method were replaced in the equations obtained with the help of Mykin muscle model and the stiffness estimation of the ankle joint was performed. Finally, within the scope of the study, the estimated stiffness value of the ankle joint was sent to the stiffness adjustment mechanism of VS-AnkleExo in real time and an impedance control algorithm with force feedback was implemented on the device to obtain minimum interaction torque between the user and VS-AnkleExo.

*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: erginkilic@sdu.edu.tr, ozgurbaser@sdu.edu.tr, hasbikizilhan@sdu.edu.tr / Tel: +90 246 211 1252

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Robotik cihazların hedeflerinden birisi yürüme engelli kişilerin bacak ve eklemlerinin güç kazanmasına ya da tekrar yürüme kabiliyeti elde etmesine yardımcı olmaktır. Dış iskelet robotlar insan tarafından giyilebilir cihazlar olup, insanlarla sürekli olarak fiziksel olarak etkileşim halindedirler. İnsan kas iskelet sistemi eklemlerindeki sertliği sürekli değiştirerek farklı ortamlarda çeşitli hareketleri otonom olarak gerçekleştirebilmektedir [1]. İnsan hareketinin altında yatan bu özelliği taklit edebilmek için son zamanlarda sertliği değiştirilebilir eyleyiciler (SDE) alt uzuv dış iskelet robot sistemlerinde hareket birimi olarak kullanılmaya başlamıştır (ARES [2], MACCEPA [3], UVSHA [4], MeRIA [5]). Literatürdeki diğer SDE tasarımları haricinde makale yazarları tarafından insan ayak bileği eklemine kullanılmak üzere VS-AnkleExo [6] isimli bir cihaz geliştirilmiştir. Bu çalışmada kullanılan VS-Ankle isimli sistem daha önce yazarlar tarafından sertliği değiştirilebilir bir ayak bileği dış iskelet robotun çeşitli kontrolcüler ile pozisyon takibi kontrol performansının değerlendirilmesi çalışmasında da kullanılmıştır [7].

İnsan sinir-kas sistemi kontrol ettiği eklemlerde sertlik ve sönümlemeyi devamlı değiştirerek minimum enerji sarfiyatı ile esnek ve kararlı bir hareket kabiliyeti sağlamaktadır [8]. Bir SDE için farklı yürüme hızlarında optimize edilmiş sertlik değerlerinin kullanılmasıyla dış iskelet robot kullanıcılarına ait metabolik enerji ihtiyaçlarının azaltıldığı bilinmektedir [9]. Ayrıca ayak bileği sertliğinin uygun değerlere ayarlanması yürüme ve koşma sırasında meydana gelen darbe şoklarının iletimini azaltarak darbeden kaynaklanan yaralanmaları önlemektedir [10]. Dolayısıyla, eklem sertliğinin anlık kontrolü insanın farklı çevresel koşullara adaptasyonunu sağlamak için önem arz etmektedir. Bir mekanik sistemin dinamiğini belirleyen en önemli parametrelerden biri olan sertlik değerinin ayarlanmasıyla arzulanan harekete yakın doğal bir hareket elde etmek mümkündür [11]. Değişken çevresel koşullarda merkezi sinir sistemi eklem sertliğini sürekli ayarlayarak kararsız dinamik hareketlerin kararlı bir şekilde yapılmasını sağlamaktadır [12]. Sonuç olarak insan hareketlerini taklit etmek için geliştirilen robotik cihazlarda biyobenzetim ("biomimetic") hareket uygulamaları yapabilmek için bilek eklemlerinin anlık sertlik kestirimi için literatürde çeşitli tahmin yaklaşımları önerilmektedir. Bu yaklaşımlardan biri Roy vd. [13] tarafından klinik ölçüm aracı olarak Anklebot kullanarak, insan ayak bileği sertliğini tahmin etmek için basit bir deneysel çalışma gerçekleştirilmiştir. Ortaya koyulan bu yaklaşıma karşı insan eklemlerinin fiziksel model yaklaşımını kullanan çeşitli çalışmalar da bulunmaktadır [14-15]. Misgeld vd. [16] ayak bileği ortezy uygulamalarında kullanmak için, ayak bileği sertlik değerini tahmin eden model tabanlı bir yaklaşım ortaya koymuşlardır. Rouse vd. [17] atalet, sönümleme ve sertlik elemanlarından oluşan bir matematiksel model kullanarak ayak bileği sertliğini belirlemişlerdir. Literatürde farklı model

yaklaşımları olmasına karşın kişiye özel insan eklemlerini ele alan çok az dinamik model bulunmaktadır. Sartori vd. [18] tarafından ortaya koyulan böylesi bir dinamik model kişiye ait EMG verisi tarafından oluşturulmakta ve söz konusu eklemle ilgili torklar tahmin edilmektedir. Bu konu ile ilgili diğer bir çalışma, bir diz eklemindeki kas kuvvetlerini ve eklem hareketlerini tahmin etmek için kullanılan EMG-tahrikli kas-iskelet modelidir [19]. EMG-tahrikli modellerin avantajı, bir kas aktivasyonu neticesinde ortaya çıkan eklem sertliği değişikliklerinin anlık olarak tespit edilmesidir. Bu prensibe dayanan literatürde farklı çalışmalar bulunmaktadır. Bunlardan biri, ayakta durma esnasında ayak bileği sertliğini doğrudan ölçmek için bir kuvvet platformu üzerine monte edilmiş bir cihaz kullanımıdır [20]. Diğer bir çalışma olarak Vlutters vd. [21] kullanıcı ayakta dengedeysen baldır kısmına yerleştirilen EMG sensörleri ile her iki taraftaki ayak bileği sertliğini ölçmek ve genlik ilişkisini belirlemek için deneysel bir protokol geliştirmişlerdir.

Literatürde birçok farklı tasarıma sahip sertliği değiştirilebilir dış iskelet robotlar bulunsa da şimdiye kadar robot kullanıcılarına özgü anlık eklem sertlik değişimlerinin bir dış iskelet robot üzerine gerçek-zamanlı yansıtılarak gerçekleştirilen herhangi bir çalışma olmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın özgünlüğü literatürde ilk defa bir dış iskelet robot kullanıcısının eklem sertliğinin anlık olarak kestirimi ve bir rasgele hareket kontrolü esnasında gerçek-zamanlı biyobenzetim uygulamasının gerçekleştirilmesidir. Bu çalışma EMG sinyalleri ile elde edilen ayak bileği kas-iskelet model parametreleri üzerinden robot kullanıcısının ayak bileği eklem sertliğinin gerçek-zamanlı olarak kestirimi ve elde edilen bu sertlik kestirim değerlerinin ayak bileği eklemine kullanılmak üzere daha önce geliştirilen sertliği değiştirilebilir bir ayak bileği dış iskelet robot (VS-AnkleExo) üzerine uygulamasını içermektedir. Gerçek-zamanlı sertlik kestirimi için fleksiyon ve ekstansiyon kaslarından alınan EMG sinyalleri farklı sinyal işleme yöntemleri ile işlenmiş ve elde edilen sinyaller bir kas-iskelet model yaklaşımındaki parametreleri belirlemek için kullanılmıştır. Bir sonraki aşamada ise EMG sinyal işleme yöntemi ile bulunan biyomekanik parametreler ve kişinin ayak bileğini hareket ettirme esnasında ölçülen ayak bileği açı değerleri ilgili kas-iskelet model yaklaşımıyla elde edilen sertlik denkleminde yerine konularak ayak bileği sertlik tahmini yapılmıştır. Çalışma kapsamında son olarak tahmin edilen sertlik değerinin gerçek-zamanlı olarak AnkleExo'nun hareket birimi olan SDE'ye gönderilmesi ve bu esnada kuvvet geri beslemeli bir empedans kontrol algoritmasının uygulanması işlemi gerçekleştirilmiştir.

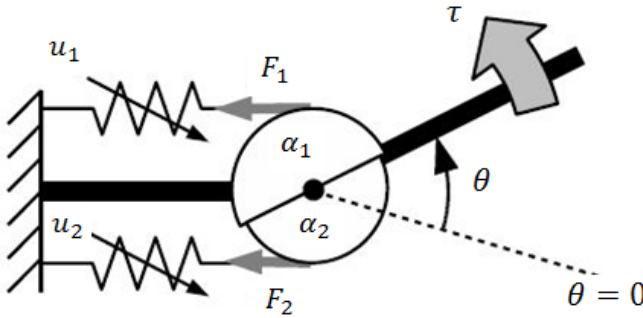
Bu çalışma şu şekilde organize edilmiştir; Bölüm 2 ayak bileği eklemının biyomekanik model ve EMG sinyal işleme yöntemleri ile ilgili detay bilgileri içermektedir. EMG sinyal işleme üzerinden ayak bileği sertlik kestirim çalışmaları Bölüm 3'te sunulmaktadır. Bölüm 4'te tahmin edilen ayak bileği sertlik değerinin sertliği değiştirilebilir bir ayak bileği dış iskelet robot üzerinde uygulanmasına ait test sonuçları

verilmektedir. Bölüm 5'te ise çalışma kapsamında elde edilen sonuçların genel bir yorumlaması ve gelecek çalışmalar ile ilgili öngörüler yer almaktadır.

2. KAS-İSKELET MODEL YAPISI VE EMG ÖZNETELİK ÇIKARIM YÖNTEMLERİ (MUSCUSKELETON MODEL STRUCTURE AND EMG FEATURE EXTRACTION METHODS)

2.1. Kas-İskelet ve Mykin Kas Modeli (Musculoskeletal and Mykin Muscle Model)

Bu çalışmada ayak bileği kas-iskelet modeli olarak Kawase vd. [22] tarafından önerilen bir biyomekanik model kullanılmıştır. Bu biyomekanik model fleksiyon ve ekstansiyon hareketler için antagonistik olarak yerleştirilmiş iki kas tarafından tahrik edilen bir serbestlik dereceli dönel bir eklemde oluşmaktadır. Şekil 1'de görüldüğü gibi her kasın gerginliği, kas aktivasyonları ve eklem açısı ile değişmektedir.



Şekil 1. Basitleştirilmiş kas-iskelet model yapısı
(Simplified muscuskeleton model structure) [22]

Gerçekte insan ayak bileği kas-iskelet modeli bu kadar basit olmayıp, 12 farklı kas tarafından tahrik edilmektedir. Şekil 2a'da gösterilen Tibialis Anterior (TA), Lateral Gastrocnemius (LG), Medial Gastrocnemius (MG), Peroneus Longus (PER) kasları yürüme esnasında aktif olarak kullanılmaktadır. Ancak Zhen vd. [23] tarafından yapılan bu klinik çalışmada, Tibialis Anterior (TA) kasının ayak bileği dorsal-fleksiyon hareketinde ve Medial Gastrocnemius (MG) kasının ise plantar-fleksiyon hareketinde baskın olduğu ve diğer kasların ise zayıf kaldığı

ortaya koyulmuştur. İlgili çalışmada özellikle bu kasların hareket esnasında güçlü EMG sinyali verdiği belirlenmiştir. Bu nedenle kullanılan ayak bileği kas-iskelet modelinde ayak bileği dorsal-fleksiyon hareketi için Tibialis Anterior (TA) kasının (Şekil 1'de u_1 ile gösterilen) ve plantar-fleksiyon hareketi için ise Medial Gastrocnemius (MG) kasının (Şekil 1'de u_2 ile gösterilen) kullanılması tercih edilmiştir. Ayrıca kullanılan bu modelde moment kol uzunluklarının (a_1 ve a_2) bilek açısı değerlerine göre değişmediği ve hareket boyunca sabit kaldığı kabul edilmiştir.

Söz konusu bu çalışmada fleksör ve ekstansör kasları üzerinden ayak bileği torkunu ve sertliğini hesaplamak için kullanılan kas iskelet modeli Shin vd. [24] tarafından ortaya koyulan Mykin (Miyokinetic) kas modeline benzer bir şekilde oluşturulmuştur. Mykin kas modeline göre her bir kas tarafından uygulanan gerilme kuvveti (F_i) Eş. 1 sayesinde hesaplanmaktadır.

$$F_i = (k_{0i} + k_{1i} * u_i)(l_{0i} + l_{1i} * u_i - a_i * \theta) \quad (1)$$

Burada, a_i i 'nci kasa ait moment kol uzunluğunu, k_{0i} ve k_{1i} i 'nci kasa ait tendon sertliklerini, l_{0i} ve l_{1i} i 'nci kasa ait tendon uzunluklarını, u_i EMG sinyallerinin işlenmesi ile elde edilen i 'nci kas aktivasyon değerlerini ve θ ise eklem açısını ifade etmektedir.

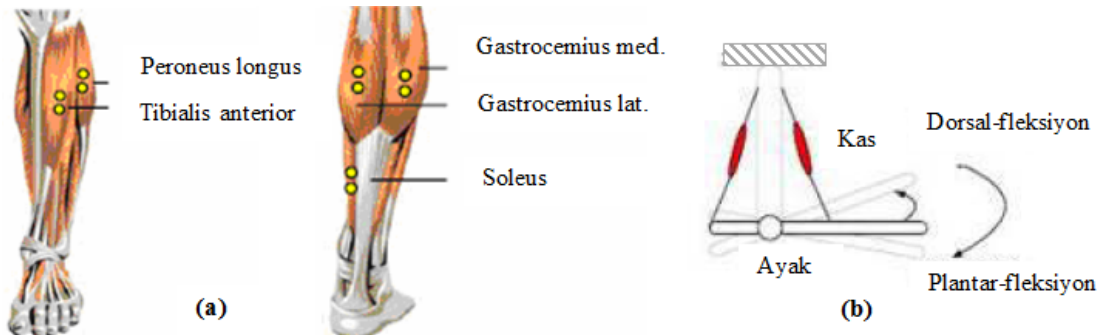
Kas gerilme kuvveti formülü kullanılarak bilek eklemine oluşan eklem torku (T) Eş. 2 ile hesaplanabilmektedir.

$$T = \sum_{i=1}^2 a_i (k_{0i} + k_{1i} * u_i)(l_{0i} + l_{1i} * u_i - a_i * \theta) \quad (2)$$

Bu tork denkleminin θ eklem açısı değişkenine göre kısmi türevi alındığında, bilek eklemineki sertlik değeri Eş. 3 ile ifade edilmektedir.

$$K = -\frac{\partial T}{\partial \theta} = \sum_{i=1}^2 (a_i)^2 (k_{0i} + k_{1i} * u_i) \quad (3)$$

Sonuç olarak, ayak bileğinin genel bir hareketi esnasında ayak bileği eklem açısı (θ) değerleri ve ayak bileği tarafından uygulanan tork (T) değerleri ile bütün bu bilek hareketini sağlayan u aktivasyon seviyelerinin ölçülebildiği bir deneysel çalışma yapılırsa söz konusu kas modeline ait olan



Şekil 2. (a) Yürüme esnasında aktif olan kaslar ve (b) kasların plantar-fleksiyon ve dorsal-fleksiyon hareketi
(a) Active muscles during walking and (b) plantar-flexion and dorsi-flexion movement of the muscles) [23]

tüm k_{0i} , k_{1i} , l_{0i} ve l_{1i} kas parametrelerinin sayısal değerleri uygun bir optimizasyon tekniği kullanılarak bulunabilecektir. Sonrasında ise bulunan parametre değerleri Eş. 3'te yerine konularak ayak bileği sertlik değeri gerçek-zamanlı olarak doğrudan EMG sinyalleri üzerinden kolayca tahmin edilebilecektir.

2.2. EMG Öznitelik Çıkarım Yöntemleri (EMG Feature Extraction Methods)

Elektromiyografi (EMG) bir kasın kasılmasını sağlayan kas hücrelerinden ölçülen çok düşük seviyede bir potansiyel elektrik sinyalidir [25]. EMG bilindiği üzere çok farklı uygulamalarda hastaların tanı ve teşhisinde bir araç olarak kullanılmaktadır [26]. Son yıllarda çoğu araştırmacılar insan-robot arasındaki etkileşimi daha iyi sağlamak, dış iskelet robotu kullanıcısının isteği ve gayesi doğrultusunda kolaylıkla kontrol etmek ve son olarak biyobenzetim bir hareketin temel unsuru olan eklem sertlik bilgisini tahmin etmek için EMG sinyallerini kullanmaktadırlar. Bu çalışmada ayak bileği eklemi sertlik kestirimi için ayak kaslarından elde edilen EMG sinyalleri kullanılmıştır. Sertlik kestirimi işleminde üstesinden gelinmesi gereken ilk problem EMG sensörlerinden okunan sinyallerin gerçek-zamanlı olarak hızlı bir şekilde işlenebilmesidir. EMG sinyallerinden istenen bilgiyi elde etmek için uygulanabilecek öznitelik çıkarım yöntemleri literatürde bulunmaktadır. Bir EMG sinyalinden elde edilebilecek öznitelikler zaman tanım alanı ("time domain") ve frekans tanım alanı ("frequency domain") olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. Bu çalışmada zaman tanım alanı öznitelikleri

düşük gürültülü ortamlardaki yüksek sınıflandırma performansları ve frekans tanım alanındaki öznitelikler ile karşılaştırıldığında daha düşük hesaplama karmaşıklıkları nedeniyle tercih edilmiştir. Bu bölümde literatürde var olan zaman tanım alanı kapsamına giren EMG sinyal işleme yöntemlerinin teorisi kısaca sunulmuş ve matematiksel ifadeleri Tablo 1'de verilmiştir [27].

EMG sinyal işlemede kullanılan en popüler yöntemlerin başında Ortalama Karekök (OK) yöntemi gelmektedir. Ortalama Karekök (OK) yöntemi özellikle EMG sinyallerinin ortalama genliğini hesaplamak için kullanılmaktadır. Bu nedenle ortalama bir kuvvet göstergesi olarak bilinmektedir. EMG sinyal işlemede sık kullanılan başka bir öznitelik çıkarım yöntemi ise Ortalama Mutlak Değer (OMD) yöntemidir. Bir kasın ortalama aktivasyon seviyesini hesaplamak için mutlak değerce düzeltilmiş sinyalleri kullanan OMD yöntemi bir önceki yöntemden oldukça benzerdir. Sinyal işlemede sıklıkla kullanılan diğer bir yöntem ise Sıfır Geçiş (SG) yöntemidir. Bu yöntemde EMG sinyalinin sıfır değerinden geçişleri (ya da işaret değişiklikleri) sayılmakta olup bir nevi sinyalin frekans bilgileri elde edilmektedir. Düşük voltaj dalgalanması ya da gürültü yüzünden olan geçişlerin bu hesaba katılmaması için genellikle bir eşik değeri kullanılmaktadır. Eğim İşaret Değişimi (EİD) yöntemi SG yöntemi ile büyük bir benzerlik göstermekte olup EMG sinyali yerine EMG sinyalinin eğiminde (türevinde) meydana gelen işaret değişimleri sayılmaktadır. Pozitif ve Negatif eğimler arasında olan işaret değişimleri sayılırken yine sinyal üzerindeki gürültünün bu hesaba katılmaması

Tablo 1. Öznitelik çıkarım yöntemleri (Feature extraction methods)

<p><i>Ortalama Karekök (OK):</i></p> $OK = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$ <p><i>Ortalama Genlik Değişimi (OGD):</i></p> $OGD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} x_{i+1} - x_i $ <p><i>v-Derece (v-De):</i></p> $v - De = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^v \right)^{\frac{1}{v}}$ <p><i>Sıfır Geçışı (SG):</i></p> $SG = \sum_{i=1}^{N-1} (\text{sgn}(x_i \times x_{i+1}) \cap x_i - x_{i+1}) \geq \text{Eşik Değeri}$ <p><i>Eğim İşaret Değişimi (EİD):</i></p> $EİD = \sum_{i=1}^{N-1} [\text{sgn}[(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1})]]$	<p><i>Ortalama Mutlak Değer (OMD):</i></p> $OMD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i $ <p><i>Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (FMSSD):</i></p> $FMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^1 (x_{i+1} - x_i)^2}$ <p><i>Log Dedektörü (Log-De):</i></p> $\text{Log} - De = e^{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log x_i }$
<p><i>Önemli Notlar:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • N : Pencere Genişliği • x_i : Pencere içindeki i. adımda örneklenmiş EMG sinyali • Eşik Değeri : EMG sinyalinin gürültü değeri <p>$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x \geq \text{Eşik Değeri} \\ 0, & \text{değilse} \end{cases}$</p>	

için bir eşik değerinin kullanılması gerekmektedir. Ortalama Genlik Değişimi (OGD) yöntemi ise EMG sinyalinin bir nevi karmaşıklığını (complexity) ölçmektedir. Bu yöntemde EMG sinyal dalga formunun belirli bir zaman boyunca birikimli ortalama uzunlukları hesaplanmaktadır. Sinyal işlemede sıklıkla kullanılan Fark Mutlak Standart Sapma Değeri (FMSSD) yöntemi ise OK yöntemine büyük benzerlik göstermekte olup EMG dalga formunun bir nevi standart sapma değeri hesaplanmaktadır. Sinyal işlemede önerilen diğer bir yöntem ise v-Derece (v-De) yöntemidir. EMG sinyalinden kasların aktivasyon seviyesini doğrusal olmayan bir model üzerinden tahmin etmeye yönelik oluşturulan bu yöntemin matematiksel ifadesi Tablo 1'de sunulmaktadır. Tablo 1'deki ilgili denklem $v=2$ için incelendiğinde çıkan sonuç v-Derece yönteminin OK yöntemine dönüştüğüdür. Deneysel sonuçlar v'nin optimal değerinin 2 olduğunu gösterse de (bu yüzden OK yöntemi literatürde en sık kullanılan yöntemlerden biri olmuştur), bu çalışmada $v=4$ alınıp OK yöntemi ile olan farkı ortaya konulmak istenmiştir. Literatürde EMG sinyal işlemede tercih edilen bir diğer yöntem ise Log Dedektörü (Log-De) yöntemidir. Bu yöntemde kasın aktivasyon seviyesi doğrusal olmayan bir logaritmik hesaplama yöntemi ile hesaplanmaktadır.

3. EMG SİNYAL İŞLEME VE AYAK BİLEĞİ SERTLİK KESTİRİM TESTLERİ (THE TESTS OF EMG SIGNAL PROCESSING AND ESTIMATION OF ANKLE STIFFNESS)

3.1. EMG Sinyal İşleme (EMG Signal Processing)

Bu bölümde sinyal işleme testlerinin gerçekleştirilmesi için ilk olarak EMG sensörleri Şekil 3'te gösterildiği üzere Medial Gastrocnemius (MG) ve Tibialis Anterior (TA) kasları üzerine denk gelecek şekilde yapıştırılmıştır. Daha sonra EMG sinyal işleme testleri için 60 saniye boyunca ayak bileğine plantar-fleksiyon ve dorsal-fleksiyon hareketleri yaptırılarak ham EMG verisi 1000 Hz'lik örnekleme frekansında ölçülmüştür. Bu esnada ölçülen bir EMG verisi için pencere genişliği (N) 256 olacak şekilde ayarlanmış olup bir önceki bölümde bahsedilen zaman tanım alanlı öznelik çıkarım yöntemleri kullanılarak hem Medial Gastrocnemius (MG) hem de Tibialis Anterior (TA) kasları

için ayrı ayrı uygulanmıştır. Örnekleme frekansının 1000 Hz (örnekleme periyodu 1ms) olduğu durumda pencere genişliğinin 256 ms olması, EMG sinyalinin sürekli en son 256 ms'lik kısmının veri işlemeye tabi tutulacağını göstermektedir. Pencere artım miktarı ise 1ms olup sinyal işlemeye tabi tutulan verileri içeren ardışık pencereler arasında geçen süreyi bildirmektedir. Gerçek-zamanlı EMG sinyal işleme hakkında daha ayrıntılı bilgiler Kılıç ve Doğan [28] çalışmasında sunulmaktadır. Önemle belirtmek gerekir ki; Sıfır Geçiş (SG) ve Eğim İşaret Değişimi (EİD) yöntemlerinden elde edilen öznelik değerleri pencere genişliğine (N=256) bölünerek sonuçlar normalize edilmektedir. Ayrıca bu iki yöntem için ihtiyaç duyulan eşik değeri ise ham EMG sinyali üzerindeki gürültü değeri göz önüne alınarak Tibialis Anterior (TA) kası için 0,01 V ve Medial Gastrocnemius (MG) kası için 0,03 V olarak ayarlanmıştır. Medial Gastrocnemius (MG) kası için eşik değerinin daha büyük seçilmesinin nedeni bu kas üzerindeki gürültü seviyesinin daha yüksek olmasıdır.

Yukarıda bahsedilen öznelik çıkarım yöntemlerinin 10 saniyelik bir zaman aralığında MG ve TA kaslarından ölçülen ham EMG sinyallerine uygulanması sonucunda çıkarılan öznelik grafikleri ise sırasıyla Şekil 4 ve 5'te sunulmaktadır. Önemle belirtmek gerekir ki, bir sonraki bölümde anlatılacak olan parametre kestirme/tahminleme işlemlerinde ölçülen ham EMG verilerinin gürültülü bir sinyal yapısında olmasından ötürü doğrudan kullanılması mümkün değildir. Eş. 2 aracılığı ile gerçekleştirilecek olan parametre kestirme işleminde bu bölümde elde edilen öznelik değerleri kullanılacaktır.

3.2. EMG Sinyallerinden Ayak Bileği İçin Moment ve Sertlik Kestirimi

(Estimation of Ankle Moment and Stiffness from EMG Signals)

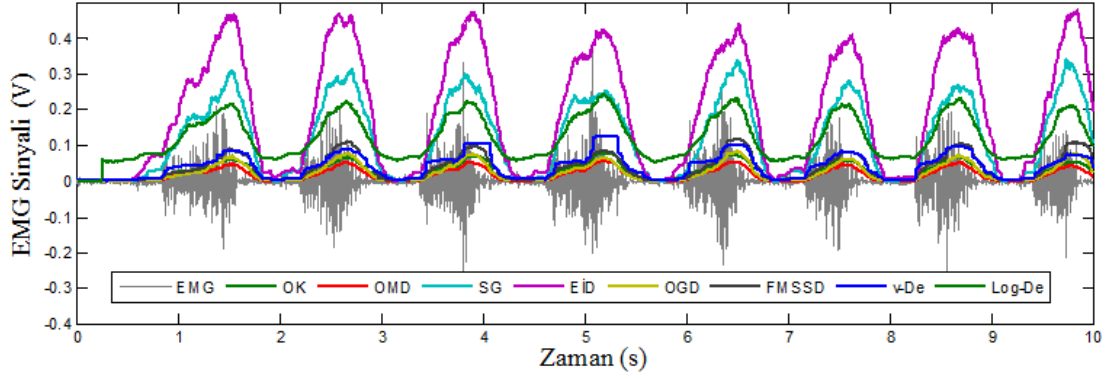
Bu kısımda ayak bileği eklemının sertlik kestirim işlemi gerçekleştirilmiştir. Sertlik kestirimi için EMG sinyalleri ile ayak bileği momenti arasında bir ilişki kurulması için Mykin kas modelinden [24] faydalanılmıştır. Bu model yardımıyla ayak bileği torku ve EMG sinyalleri arasında ilişki kurulabilmekte ve daha sonra Eş. 2'deki model parametreleri kişiye özel elde edilmektedir. Son olarak Eş. 3 ile ayak bileğinin sertlik kestirimi yapılmaktadır. Bütün bu işlemleri



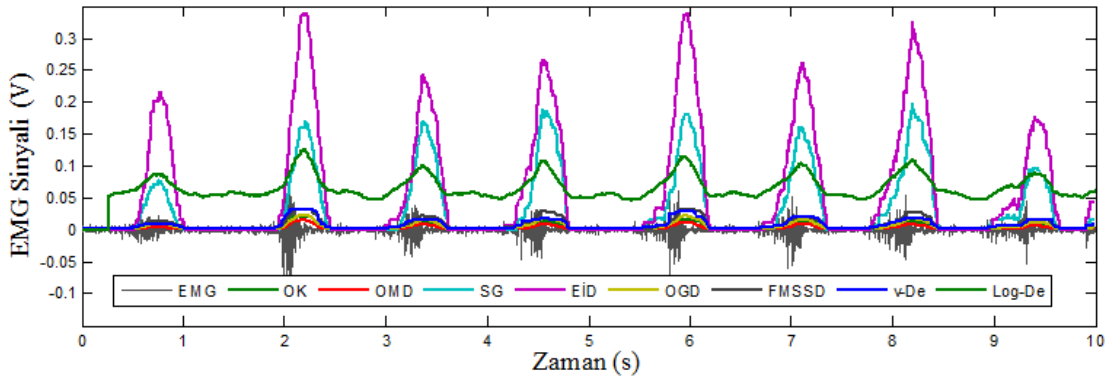
Şekil 3. EMG sensörlerinin ayak bileği kaslarına adaptasyonu (Adaptation of EMG sensors to ankle muscles)

başarıyla gerçekleştirebilmek için bilek hareketinde baskın olan Tibialis Anterior (TA) ve Medial Gastrocnemius (MG) kaslarından eş zamanlı olarak sağlıklı ölçüm alabilmek için bir deney düzeneği kurulmuştur. Şekil 6'da gösterilen deney

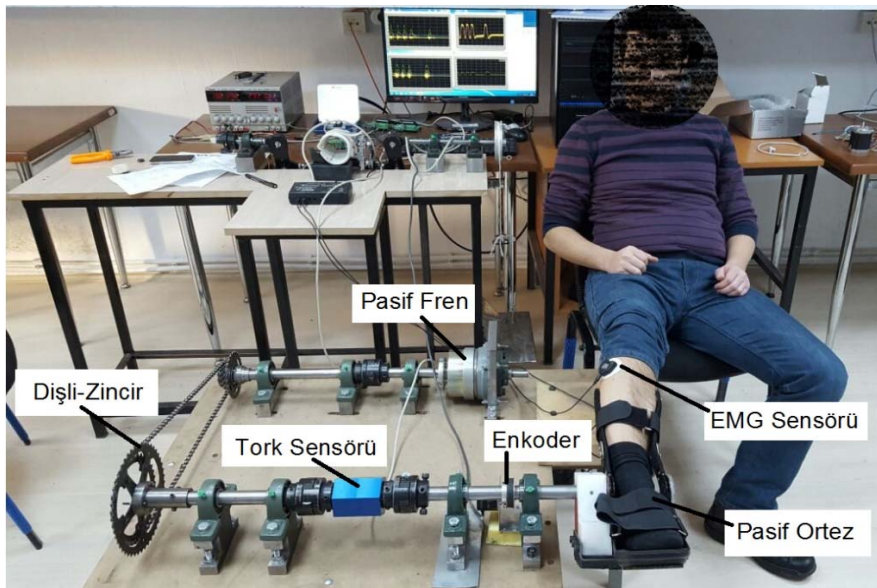
düzeneği, direnç torku yaratan manyetik bir fren, fren torkunu çok daha yüksek değerlere çıkartabilmek için bir dişli-zincir düzeneği, denek kişinin ayağını yerleştirebileceği pasif bir ortezi, ayak bileğinin açısını ölçen bir artımsal



Şekil 4. Medial Gastrocnemius (MG) kasından ölçülen EMG sinyaline öznelik çıkarım yöntemlerinin uygulanması (Application of feature extraction methods to the EMG signal measured from Medial Gastrocnemius (MG) muscle)



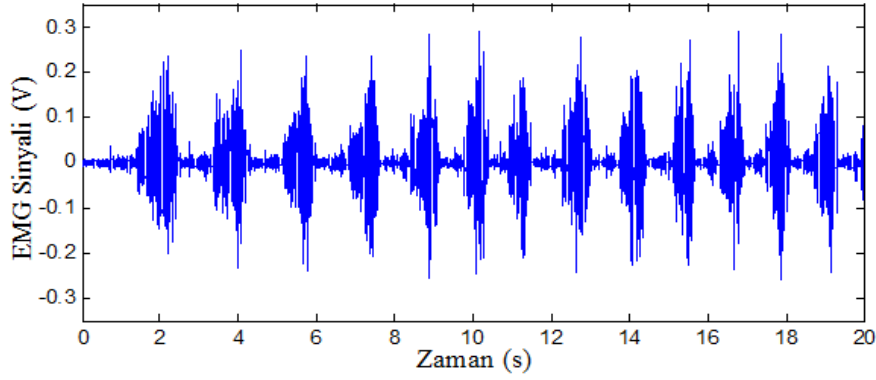
Şekil 5. Tibialis Anterior (TA) kasından ölçülen EMG sinyaline öznelik çıkarım yöntemlerinin uygulanması (Application of feature extraction methods to EMG signal measured from Tibialis Anterior (TA) muscle)



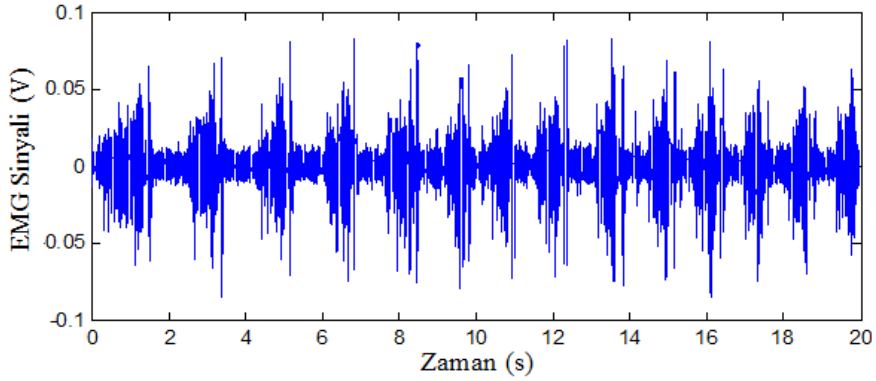
Şekil 6. Ayak bileği sertlik kestirimi için oluşturulan deney düzeneği (Experimental setup for ankle stiffness estimation)

enkoder ve ayak bileği ile pasif fren arasındaki etkileşim torklarını ölçebilen bir dinamik tork sensöründen oluşmaktadır. Bu deney düzeneği ile denek kişi oturur pozisyonda ayağını pasif orteze yerleştirmekte ve pasif frene karşı iş yapacak şekilde ayağını farklı hızlarda hareket ettirmektedir. Böylelikle ayak bileği ekleminin farklı konumlarına karşılık ayak bileği tarafından uygulanan tork değerleri ve tüm bu farklı hareketler esnasında ayak bileği kaslarından ölçülen ham EMG sinyalleri eş zamanlı olarak kayıt altına alınmaktadır. Sonuç olarak Şekil 6’da gösterilen deney düzeneği kullanılarak ayak bileği kaslarına ait Eş. 2’deki parametre kestirimleri kişiye özel yapılabilecektir. Parametre kestirimi için gerçekleştirilen testlerde denek kişi

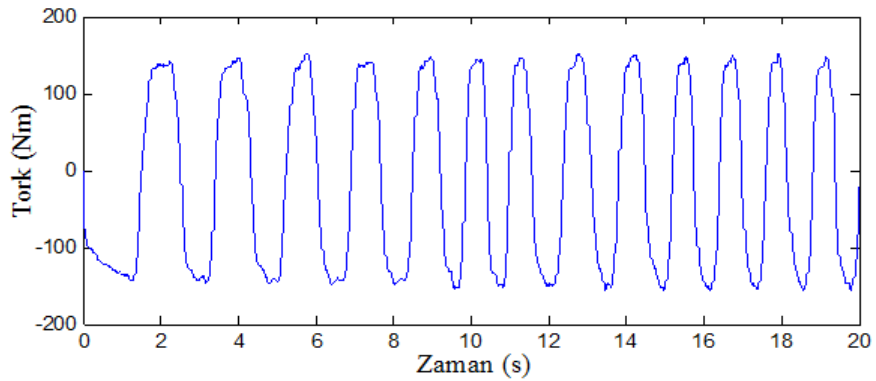
20 saniye boyunca pasif frenin zorlamalarına karşılık sagittal düzlemde ayak bileğini hareket ettirmiştir. Bu esnada ayak bileği kaslarının ham EMG verisi 1000 Hz’lik örnekleme frekansında ölçülmüş ve EMG sinyallerine karşılık gelen tork verileri kaydedilmiştir. Bu toplanan veriler ile Lineer Olmayan En Küçük Kareler Eğri Uydurma (Nonlinear Least Square Curve Fitting) yöntemi kullanılarak biyomekanik parametrelerin kestirimi yapılmıştır. Bu amaçla Eş. 2 hedef fonksiyon olarak tanımlanarak MATLAB® “lsqnonlin” [29] optimizasyon aracı kullanılmıştır. Medial Gastrocnemius (MG) ve Tibialis Anterior (TA) kaslarından ölçülen EMG sinyalleri ve bu harekete karşılık gelen tork verileri sırasıyla Şekil 7-9’da verilmiştir. Ancak parametre kestiriminde her



Şekil 7. Medial Gastrocnemius (MG) kasından alınan EMG sinyali
(Received EMG signal from Medial Gastrocnemius muscle)



Şekil 8. Tibialis Anterior (TA) kasından alınan EMG sinyali (Received EMG signal from Tibialis Anterior muscle)



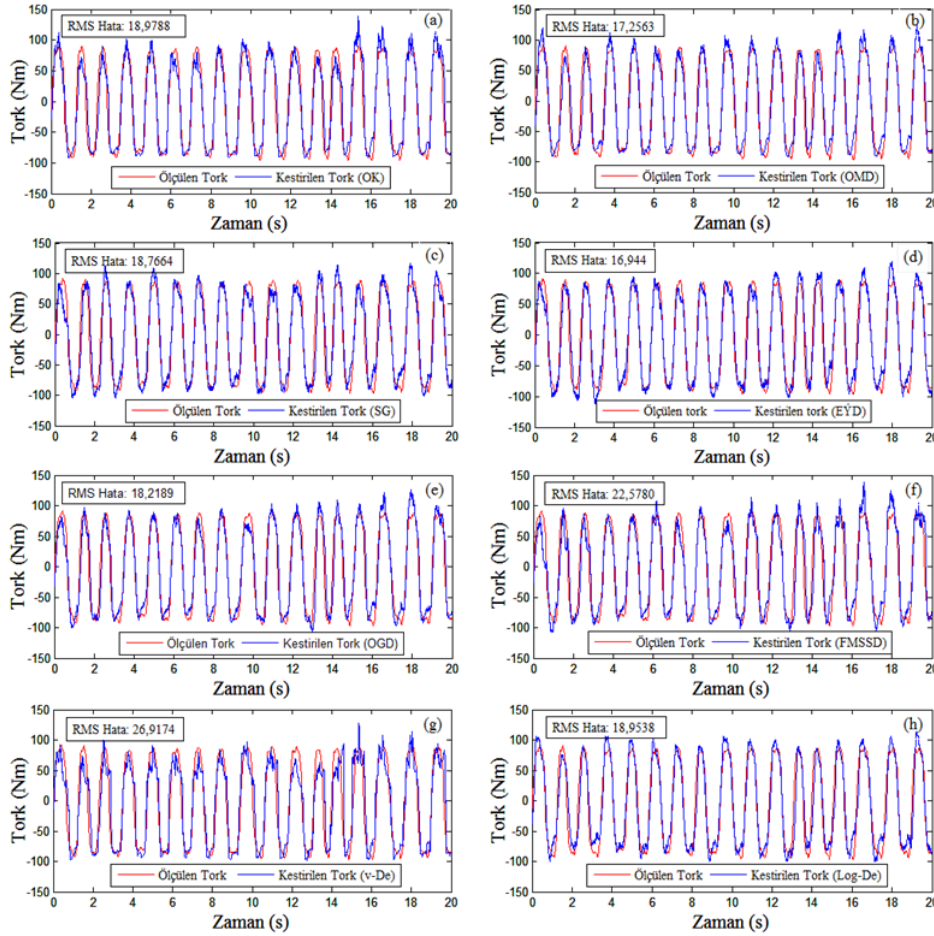
Şekil 9. Hareket esnasında ölçülen tork verileri (Measured torque values during motion)

bir öznitelik biçimi birbirinden farklı yapıda olduğundan, bu farklı özniteliklerin kullanılmasıyla tahmin edilen parametreler de birbirinden farklılık göstermektedir. Ölçülen tork verileri ve EMG sinyallerine karşılık gelen farklı özniteliklerin kullanımı ile tahmin edilen biyomekanik model parametreleri Tablo 2’de sunulmaktadır. Bu çalışmada tork sensöründen ölçülen tork verileri üzerine tahmin edilen parametrelerden hesaplanan tork değerleri çizdirilerek en iyi sonucu veren öznitelik çıkarım yöntemi

tespit edilmeye çalışılmıştır. Bu amaç doğrultusunda, gerçekleştirilen deneylerde ölçülen tork verileri üzerine tahmin edilen parametrelerden hesaplanan tork değerleri çizdirilmiş ve RMS hataları (Ortalama Karekök Hataları) hesaplanmıştır. Her bir yöntem için hesaplanan tork değerleri ile ölçülen tork değerleri sırasıyla Şekil 10’da gösterilmektedir. Ayrıca her bir grafik için hesaplanan RMS hataları Tablo 3’te sunulmaktadır. Hesaplanan RMS hata değerlerinden anlaşılacağı üzere Eğim İşaret Değişimi (EİD)

Tablo 2. Farklı öznitelik çıkarım yöntemleri kullanılarak biyomekanik parametrelerin tahmin edilmesi
(Estimation of biomechanics parameters by using different feature extraction methods)

	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
a_1 (cm)	0,71	2,31	3,09	4,91	1,19	5,00	1,24	2,41
k_{01} (N/m)	93087	62225	161480	45624	16829	99016	98718	99857
k_{11} (N/m)	99988	99999	97052	96561	97878	99011	99997	99945
l_{01} (cm)	0,91	2,87	1,01	3,54	10,00	2,02	0,61	0,59
l_{11} (cm)	9,91	9,9	10	2,09	10,00	6,93	10	10
a_2 (cm)	4,99	3,76	0,13	3,1	4,54	5,00	4,99	1,2
k_{02} (N/m)	27117	41253	895770	94093	56445	99016	33202	654010
k_{12} (N/m)	98001	99311	99441	69097	99018	99285	84019	96851
l_{02} (cm)	2,01	2,68	10	5,29	4,55	2,08	3,56	3,54
l_{12} (cm)	4,78	9,81	2,45	9,91	9,26	0,41	9,25	10,00



Şekil 10. Farklı öznitelik çıkarım yöntemleri kullanılarak elde edilen tork ile ölçülen tork değerlerinin karşılaştırılması: a) OK, b) OMD, c) SG, d) EİD, e) OGD, f) FMSSD, g) v-De ve h) Log-De

(Comparison of torque values obtained using different feature extraction methods and measured torque values: a) OK, b) OMD, c) SG, d) EİD, e) OGD, f) FMSSD, g) v-De and Log-De)

yöntemi ile en iyi sonuçlar elde edilmektedir. Bu nedenle sertlik kestirimi için bu çalışmada EİD öznitelik çıkarma yöntemi tercih edilmiştir. Buna göre, EİD öznitelik çıkarma yöntemi ile bulunan biyomekanik parametreler ve Şekil 11'de gösterilen kişinin ayak bileğini hareket ettirme esnasında ölçülen ayak bileği açısı değerleri Eş. 3'te yerine konularak ayak bileği sertlik değerlerinin kestirimi gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışma sonucunda kestirilen ayak bileği sertlik grafiği Şekil 12'de gösterilmektedir.

4. DIŞ İSKELET ROBOT TASARIMI VE KESTİRİLEN AYAK BİLEĞİ SERTLİK DEĞERLERİNİN ROBOT ÜZERİNDE GERÇEK ZAMANLI UYGULAMASI (DESIGN OF VARIABLE STIFFNESS ANKLE EXOSKELETON AND REAL-TIME APPLICATION OF ESTIMATED ANKLE STIFFNESS VALUE ON THE ROBOT)

4.1. VS-AnkleExo'nun Mekanik Tasarımı (Mechanical Design of VS-AnkleExo)

Daha önce ifade edildiği üzere ayak bileği eklemi bağlı bulunduğu kaslar sayesinde yürüme esnasında eklem sertliğini sürekli değiştirerek esnek bir hareket kabiliyeti sunmaktadır. Yürüme esnasında ayak bileği eklemine sertliğinin sürekli değiştiği yapılan biyomekanik çalışmalar

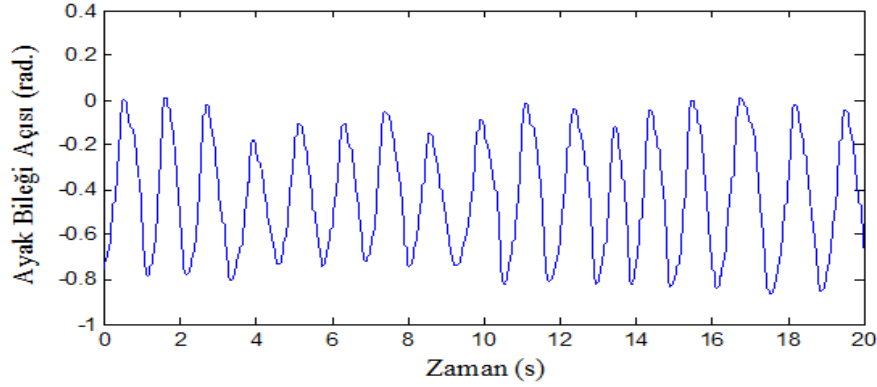
ile ortaya koyulmuştur [30]. Yürüme esnasında ayak bileğinin bu hareketini taklit etmek için insan ile sürekli etkileşim halinde çalışan bir dış iskelet robot tasarımında robot sertliğinin de anlık olarak değiştirilmesi gerekmektedir. Ayak bileğinin yürüme esnasındaki bu hareketinden esinlenilerek VS-AnkleExo isimli sertliği değiştirilebilir ayak bileği dış iskelet robot tasarımı ortaya koyulmuştur [6]. VS-AnkleExo'nun tahrik birimi olan sertliği değiştirilebilir eyleyicinin şematik görünümü ve onun 3D katı modeli Şekil 13'te verilmektedir. VS-AnkleExo'nun sertlik değiştirme mantığı değişken iletim oranı ile sertlik değiştirmeye dayanmaktadır. Bu tasarımda mekanizmanın denge konumunu birinci motor (*M1*) ile kontrol edilirken, sertlik değişimi ikinci motor (*M2*) ile sağlanmaktadır. VS-AnkleExo tasarımında kullanıcı-robot ve zemin-robot arasında oluşan etkileşim toraklarını ölçmek için iki farklı kapasitede yük hücresi kullanılmıştır.

4.2. Kestirilen Ayak Bileği Sertlik Değerlerinin VS-AnkleExo Üzerinde Gerçek Zamanlı Uygulanması (Real Time Application of Estimated Ankle Stiffness Value on VS-AnkleExo)

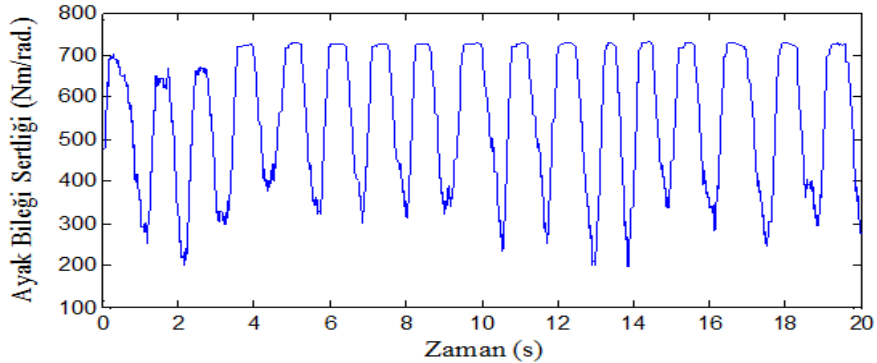
Bu bölümde kestirilen sertlik değerinin gerçek zamanlı olarak sertliği değiştirilebilir eyleyiciye referans girdi olarak gönderilmesi ve bu esnada VS-AnkleExo üzerinde kuvvet

Tablo 3. Farklı öznitelik çıkarma yöntemleri için RMS hataları (RMS errors for different feature extraction methods)

	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
RMS Hataları	18,9788	17,2563	18,7664	16,944	18,2189	22,5780	26,9174	18,9538



Şekil 11. Deney esnasında ölçülen ayak bileği açısı (Measured angle of ankle during the experiment)

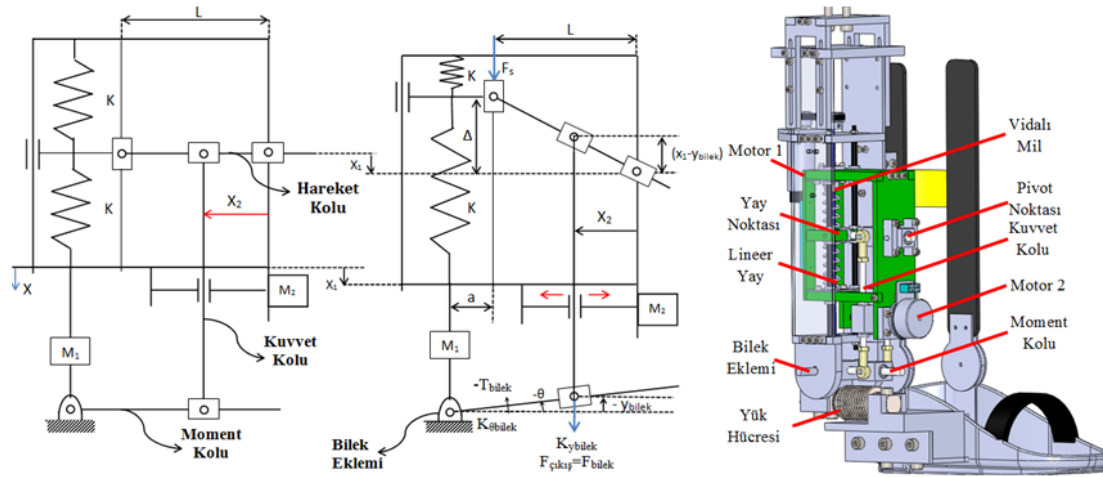


Şekil 12. Kestirilen ayak bileği sertlik değeri (Estimated stiffness value of ankle)

geri beslemeli bir empedans kontrol algoritmasının uygulanması işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu uygulama ile dış iskelet robotu giyen kullanıcının ayak bileği sertlik değerleri kişiye özel kestirebilmekte ve kestirilen bu sertlik değerleri gerçek zamanlı olarak SDE'ye referans sertlik değerleri olarak gönderilmektedir. Bu esnada empedans kontrol algoritması ile de robot kullanıcısının ayak bileği hareketinin takibi sağlanmaktadır. Burada sunulan çalışma ile VS-AnkleExo, kullanıcısının ayak bileği sertlik değerini ve ayak bileği açılmal konumunu birebir takip ederken, kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torklarının olabildiğince düşük seviyelerde tutulabildiğinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Bu uygulamada kullanılmak üzere Şekil 14'te gösterilen bir test düzeneği oluşturulmuştur. Görüldüğü üzere VS-AnkleExo prototipi bir kullanıcı tarafından giyilmekte ve aynı zamanda cihaz kullanıcısının Tibialis Anterior (TA) ve Medial Gastrocnemius (MG) kaslarından EMG ölçümleri alınmaktadır. Burada gerçekleştirilen gerçek-zamanlı uygulamada, hareket esnasında kuvvet değerlerini minimize etmek için robot ekleminde kuvvet geri beslemeli bir

empedans kontrol algoritması uygulanmıştır. Bu amaçla geliştirilen kuvvet/tork geri besleme kontrol metodunun blok diyagramı Şekil 15'te verilmiştir.

Şekildeki blok diyagramı çok katmanlıdır. En içteki kontrol döngüsünde $G_{hız}$ kontrolcü, dıştaki kontrol döngüsünde G_{tork} kontrolcü ve en dıştaki kontrol döngüsünde $G_{empedans}$ kontrolcü kullanılmıştır. Empedans kontrolcü denge pozisyonu (θ_{ref}) etrafında istenen empedansa ($G_{empedans}$) göre tork kontrolcü için ayar-noktası (T_{ref}) üretmektedir. VS-AnkleExo'daki eyleyici göz önüne alındığında, tork kontrolcü için geri besleme sinyali (eyleyici tarafından üretilen) $T_{SDE} = K * (q_{m1} - q_{SDE})$ ile belirlenmektedir. Algoritmadaki tork kontrolcü ise hız kontrolcü için gereken ayar-noktasını (\dot{q}_{m1-ref}) üretmektedir. Empedans kontrol algoritmasının amacı kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torkunu en aza indirmek olduğundan blok diyagramdaki $G_{empedans}$ ifadesi sıfır olarak alınmıştır. Blok diyagramındaki K ifadesi EMG sensörleri yardımıyla kestirilen ayak bileği sertliğini (K_{ref}) takip etmesi için ikinci motor ile değiştirilen



Şekil 13. VS-AnkleExo'nun şematik görünümü ve 3D katı modeli (Schematic view and 3D solid model of VS-AnkleExo)[6]

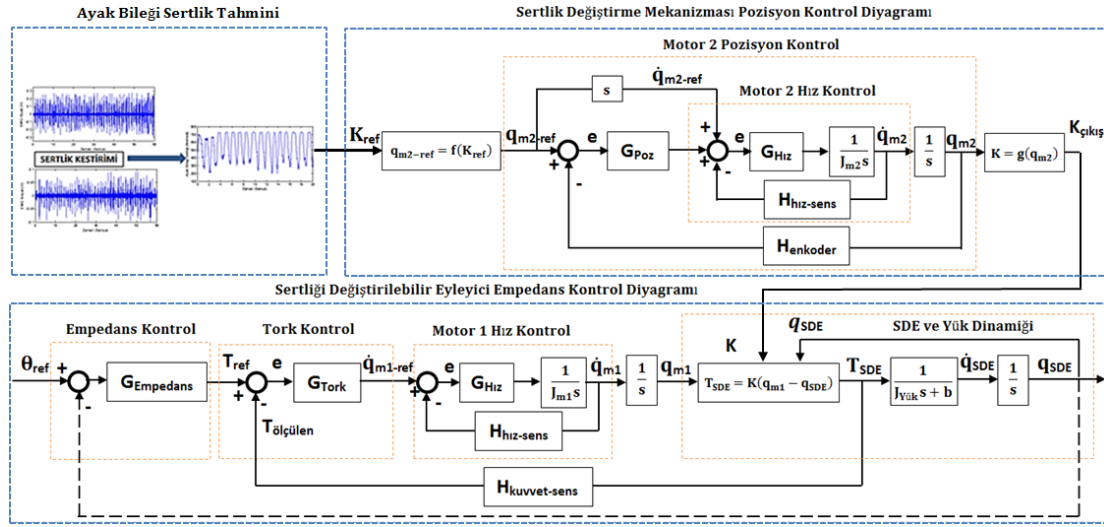


Şekil 14. Gerçek zamanlı uygulamalar için oluşturulan test düzeneği (Test setup created for real time applications)

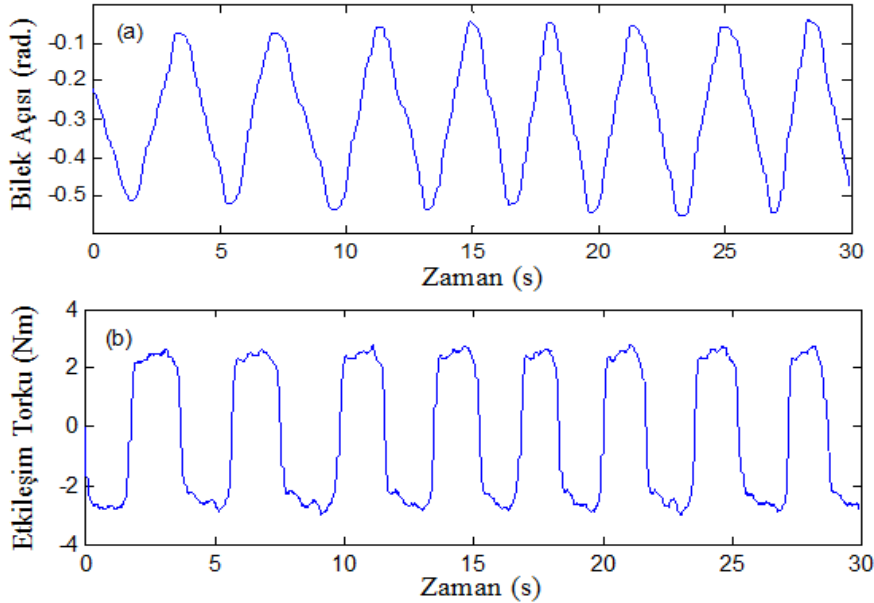
eyleyici sertliğini göstermektedir. Blok diyagramındaki $q_{m2-ref} = f(K_{ref})$ ifadesi ayak bileği sertliğinin anlık değerine göre ikinci motor tarafından kontrol edilen sertlik ayarlama mekanizmasının gitmesi gereken yeni pozisyonuna geçiş yapmak için kullanılan bir fonksiyon olup, Eş. 4'te verilmektedir. Bu denklemin nasıl elde edildiği ile ilgili ayrıntılı bilgi Kizilhan vd. [31] çalışmasında sunulmaktadır.

$$x_2 = \frac{(a+L)*L}{L + \cos \theta * \sqrt{\frac{K\theta_{bilek}}{2*K}}} \quad (4)$$

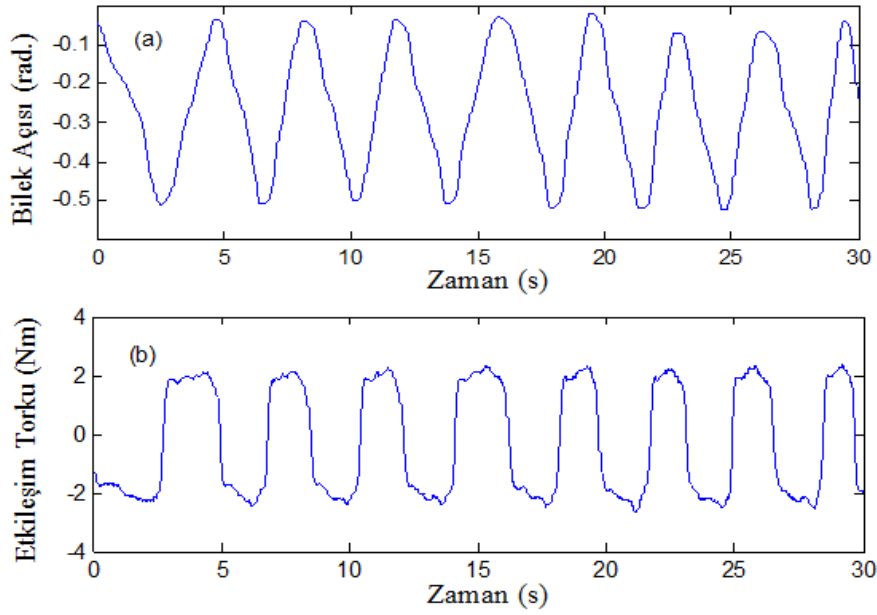
Bu çalışmada sunulan empedans kontrol algoritmasını test etmek için karşılaştırmalı iki deney yapılmıştır. Birinci deneyde cihazın sertlik değeri sabit bir orta sertlik değerine ayarlanmış ve kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritması bu sabit sertlik değerinde uygulanmıştır. Bu deneyde VS-AnkleExo'yu giyen kullanıcı ayak bileğini farklı açılarda hareket ettirmiş, bu esnada ayak bileği açılal pozisyonu ve kullanıcı ile robot arasındaki (ölçülen kuvvet ile ayak bileği eklemine uzanan kuvvet kolu çarpılarak) etkileşim torqları hesaplanmıştır. Şekil 16 orta sertlik değerlerinde (yaklaşık 500 Nm/rad) yapılan deney sonuçlarını göstermektedir. İkinci deneyde ise ayak bileği



Şekil 15. VS-AnkleExo'nun empedans kontrolü ve kestirilen ayak bileği sertlik değerini takip etmesi için sertlik ayarlama mekanizmasının pozisyon kontrol diyagramı (Impedance control of VS-AnkleExo and position control diagram of the stiffness adjustment mechanism to follow the estimated ankle stiffness value)



Şekil 16. Sabit sertlik ile empedans kontrol deneyi; (a) bilek pozisyonu ve (b) kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torqu (Impedance control experiment with constant stiffness; (a) ankle position and (b) interaction torque between user-robot)



Şekil 17. EMG tabanlı sertlik kestirimini kullanarak değişken sertlik ile empedans kontrol deneyleri; (a) bilek pozisyonu ve (b) kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torku (Impedance control experiment with variable stiffness by using EMG based stiffness estimation ; (a) ankle position and (b) interaction torque between user-robot)

ekleminin EMG tabanlı sertlik kestirimi yapılmakta ve elde edilen sertlik değeri gerçek-zamanlı olarak cihazın sertlik değiştirme mekanizmasına referans girdi olarak gönderilmektedir. Kestirilen sertlik değerlerinin cihaz tarafından taklit edilmesi esnasında uygulanan empedans kontrol algoritması ile cihaz kullanıcısının ayak bileği açısall pozisyonu ve kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torkları ölçülmüştür. İkinci deneyde elde edilen sonuçlar Şekil 17’de gösterilmektedir. Her iki deney sonucunda elde edilen etkileşim torkları incelendiğinde anlık olarak sertlik değiştirilmesinin normalde istenmeyen etkileşim torklarını biraz daha (mevcut duruma göre %25 oranında) düşürülebildiği gösterilmiştir. Bilindiği üzere ideal bir dış iskelet robot kullanımında bu etkileşim kuvvet ya da torklarının olabildiğince 0’a yakın olması hedeflenmektedir. Sonuç olarak gerçekleştirilen bu deneysel çalışmada, sertliği değiştirilebilir bir eyleyici ile daha düşük seviyede etkileşim kuvvetleri sağlanarak cihazın kullanıcıya ait sertlik değerlerini kişiye özel gerçek-zamanlı olarak taklit edebildiği gösterilmiştir.

5. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Bu çalışmanın amacı EMG sinyal işleme yöntemleri ile elde edilen kas model parametreleri yardımıyla, ayak bileği eklemi sertlik değerinin dış iskelet robot kullanıcıya özel tahmin edilerek gerçek-zamanlı olarak uygulanabildiğini göstermektir. Bu çalışmada ilk olarak ayak bileği eklemi tanımlamak için bir kas-iskelet model yaklaşımı kullanılmıştır. Bu kas-iskelet modeli fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini sağlayan iki adet kas tarafından tahrik edilen bir ayak bileği ekleminden oluşmaktadır. Daha sonra fleksiyon ve ekstansiyon kasları Shin vd. [24] tarafından önerilen Mykin kas modeli ile modellenmiştir. Sinyal işleme yöntemleri ile elde edilen birtakım öznelik

değerleri ve tork sensöründen ölçülen veriler kullanılarak Mykin kas modelindeki parametreler kestirilmiştir. Kestirilen bu parametreler ile fleksiyon ve ekstansiyon kasları tarafından uygulanan gerilme kuvveti hesaplanmıştır. Hesaplanan gerilme kuvvetleri ile moment kolu uzunlukları çarpılarak her bir kas için tork değeri bulunmuştur. Fleksiyon yönü pozitif kabul edilerek, ilgili kasların torkları toplanarak ayak bileği için eklem torku bulunmuştur. Mykin kas modelindeki fiziksel parametrelerin kestirim aşamasında kullanılan öznelik çıkarım yöntemlerine bağlı olarak birbirinden farklılık gösterdiği gözlemlenmiştir. Hangi öznelik çıkarım yönteminin en uygun olduğuna karar verebilmek adına doğrulama deneyleri yapılmıştır. Bu deneylerde, hesaplanan ayak bileği eklem torku ile ölçülen eklem torku karşılaştırılmış ve her bir öznelik çıkarım yöntemi için RMS hataları bulunmuştur. Buna göre EİD sinyal işleme yönteminin en uygun öznelik çıkarma yöntemi olduğuna karar verilmiştir. EİD sinyal işleme yöntemi ile bulunan biyomekanik parametreler ve kişinin ayak bileğini hareket ettirme esnasında ölçülen ayak bileği aç değeri kullanılarak ayak bileği ekleminin sertlik kestirimi gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar göstermektedir ki, kestirilen ayak bileği eklemi sertlik değeri 200 Nm/rad ile 700 Nm/rad arasında sürekli olarak değişmektedir. Jafari vd. [32] tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada basma fazı boyunca ayak bileği eklemindeki sertlik değişimleri gösterilmektedir. Bu çalışmada ortaya koyulan ayak bileği sertlik kestirim değerleri ile ilgili çalışmada elde edilmiş olan sertlik değerlerinin uyduğu gözlemlenmiştir. Son olarak ayak bileği ekleminin kestirilen sertlik değeri gerçek-zamanlı olarak VS-AnkleExo’nun sertlik ayarlama mekanizmasına gönderilmiş ve kullanıcı-robot arasında minimum etkileşim torku elde etmek için cihaz üzerinde kuvvet geri beslemeli empedans kontrol algoritması uygulanması gerçekleştirilmiştir. Bu yürütülen son çalışma ile

VS-AnkleExo, kullanıcısının sertlik değerini sürekli değiştirerek ayak bileği pozisyonunu takip ederken kullanıcı-robot arasındaki etkileşim torklarını yaklaşık %25 oranında daha düşük seviyelerde tutabildiği gözlemlenmiştir. Söz konusu tüm bu yürütülen çalışmalar ile bir dış iskelet robot kullanıcısına ait biyomekanik özelliklerin dış iskelet robotlara gerçek-zamanlı olarak doğrudan aktarılması ve dış iskelet robotların kullanıcısına ait eklem sertliklerini birebir taklit etmesi literatürde bilindiği kadarıyla ilk defa gerçekleştirilmiştir. Bu gerçekleştirilen çalışmanın gelecek çalışmalara çok önemli katkılar sağlayabileceği öngörülmekte olup EMG sensörleri üzerinden gerçek-zamanlı ayak bileği sertlik kestirimi sayesinde dış iskelet robotu kullanacak olan kişinin tüm farklı hızlarda yürüme, koşma, zıplama ve merdiven çıkma gibi kişiye özgü hareketleri yapabilmesi sağlanacaktır.

TEŞEKKÜR (ANKNOWLEDGMENT)

Yazarlar bu makale ile ilgili olarak 213M297 no'lu "Biyomimetik bir alt uzuv dış iskelet robotun tasarımı ve denetimi" başlıklı kariyer projesi ile finansal destek sağlanmasından dolayı TÜBİTAK'a teşekkürlerini sunmaktadırlar.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- Migliore S.A., Brown E.A., DeWeerth S.P., Biologically inspired joint stiffness control, In Robotics and Automation, Proceedings of the 2005 IEEE International Conference, 4508-4513, 2005.
- Cestari M., Sanz-Merodio D., Arevalo J.C., Garcia E., ARES, a variable stiffness actuator with embedded force sensor for the ATLAS exoskeleton, *Industrial Robot: An International Journal*, 41 (6), 518-526, 2014.
- Geeroms J., Flynn L., Jimenez-Fabian R., Vanderborght B., Lefeber D., Energetic analysis and optimization of a MACCEPA actuator in an ankle prosthesis, *Autonomous Robots*, 42 (1), 147-158, 2018.
- Zhu J., Wang Y., Jiang J., Sun B., Cao H., Unidirectional variable stiffness hydraulic actuator for load-carrying knee exoskeleton, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 1729881416686955, 14 (1), 2017.
- Liu L., Leonhardt S., Misgel B.J., Design and control of a mechanical rotary variable impedance actuator, *Mechatronics*, 39, 226-236, 2016.
- Baser O., Kizilhan H., Mechanical design and preliminary tests of VS-AnkleExo, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Science and Engineering*, 40 (442), 1-16, 2018.
- Kılıç E., Şekerci B., Kizilhan H., Başer Ö., Evaluation of position tracking control performance of a variable stiffness ankle exoskeleton robot with various controller types, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 35 (3), 1551-1563, 2020.
- Demiray M.A., Başer Ö., Kılıç E., Alt Uzuv Dış İskelet Robot Eklemelerinde Kararlılık İçin Sönümlenme Katsayıları ve Momentlerinin Hesaplanması. *Suleyman Demirel University Journal of Natural and Applied Science*, 18 (SI: Biomechanics), 35-51, 2014.
- Nuckols R.W., Sawicki G.S., Impact of elastic ankle exoskeleton stiffness on neuromechanics and energetic of human walking across multiple speeds. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17:75, 2020.
- Nolte N., The Effect of Ankle Joint Rotational Stiffness and Localized Muscle Fatigue on Tibial Response During Impact, Master Thesis, University of Windsor, Faculty of Human Kinetics, Ontario, 2011.
- Ham R., Sugar T., Vanderborght, B., Hollander, K., Lefeber, D., Compliant actuator designs, *Robotics Automation Magazine*, IEEE, 16 (3), 81-94, 2004.
- Burdet E., Osu R., Franklin D.W., Milner T.E., Kawato M. The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance, *Nature*, 414, 446-449, 2001.
- Roy A., Krebs H.I., Patterson S.L., Judkins T.N., Forrester L.W., Hogan V., Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot, *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands, 1-4244-1320-6, 2007.
- Van Eesbeek S., Van Der Helm F., Verhaegen M. De Vlugt, E., LPV subspace identification of time-variant joint impedance, In *Proceedings of the 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER 2013)*, San Diego, CA, USA, 6-8 November 2013, 343-346, 2013.
- Kearney R.E., Stein R.B., Parameswaran L., Identification of intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness dynamics, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 44, 493-504, 1997.
- Misgeld B.J., Zhang T., Lüken M.J., Leonhardt, S., Model-Based Estimation of Ankle Joint Stiffness, *Sensors*, 17(4), 713, 2017.
- Rouse E.J., Hargrove L.J., Perreault E.J., Kuiken T.A., Estimation of Human Ankle Impedance During the Stance Phase of Walking, *IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22 (4), 1534-4320, 2014.
- Sartori M., Reggiani M., Farina D., Lloyd D.G., EMG-driven forward-dynamic estimation of muscle force and joint moment about multiple degrees of freedom in the human lower extremity, *PLoS ONE*, 7, e52618, 2012.
- Lloyd D.G., Besier T.F., An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo, *J. Biomech*, 36, 765-776, 2013.
- Casadio M., Morasso P.G., Sanguineti V., Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application, *Gait & posture*, 21 (4), 410-424, 2005.
- Vlutters M., Boonstra T.A., Schouten A.C., van der Kooij H., Direct measurement of the intrinsic ankle stiffness during standing. *Journal of biomechanics*, 48 (7), 1258-1263, 2015.

22. Kawase T., Kambara H., Koike, Y., A Power Assist Device Based on Joint Equilibrium Point Estimation from EMG Signals, *Journal of Robotics and Mechatronics*, 24 (1), 205-218, 2012.
23. Zhen Z., Zhen W., Songli Y., Yanan Z., Jinwu Q., Research On Control of an Exoskeletal Ankle With Surface Electromyography Signals, *The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 1301-1304, 2008.
24. Shin D., Kim J., Koike Y., A Myokinetic Arm Model for Estimating Joint Torque and Stiffness From EMG Signals During Maintained Posture”, *J Neurophysiol*, 101, 387-401, 2009.
25. Gönen D., Karaoğlan A.D., Ocaktan M.A.B., Oral A., Atıcı H., Kaya B., A new risk assessment approach for the analysis of musculoskeletal disorders, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 33 (2) 423-438, 2018.
26. Kucuk H., Eminoglu I., Balci K., Classification of neuromuscular diseases with artificial intelligence methods, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 34 (4), 1725-1741, 2019.
27. Phinyomark A., Phukpattaranont P., Limsakul C., Feature reduction and selection for EMG signal classification, *Expert Systems with Applications*, 39 (8), 7420-7431, 2012.
28. Kılıç E., Doğan E., Real-time feature extraction from EMG signals, *24th Signal Processing and Communication Application Conference*, 113-116, 2016.
29. <https://www.mathworks.com/help/optim/ug/lsgqnnonlin.html>, 2019.
30. Shamaei K., Sawicki G.S., Dollar A.M., Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking, *PloS one* 2013, 8 (3), e59935, 2013.
31. Kizilhan H., Baser O., Kilic E., Ulusoy N., Comparison of controllable transmission ratio type variable stiffness actuator with antagonistic and pre-tension type actuators for the joints exoskeleton robots. In: *2015 12th international conference on informatics in control, automation and robotics (ICINCO)*, 2, 188-195, 2015
32. Jafari A., Tsagarakis N.G., Sardellitti I., Caldwell D.G., A new actuator with adjustable stiffness based on a variable ratio lever mechanism. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19 (1), 55-63, 2014.

