Bir Üst Uzuv Rehabilitasyon Robotu Kullanarak EMG Sinyalleriyle Yapay Sinir Ağları Tabanlı Empedans Tahmini

Ömer Faruk Güney[1], Mehmet İşcan[2], Erhan Akdoğan[3]

[1]Mekatronik Mühendisliği Bölümü
Yıldız Teknik Üniversitesi, Beşiktaş, İstanbul
oguney@yildiz.edu.tr, miscan@yildiz.edu.tr, eakdogan@yildiz.edu.tr

Özetçe

Rehabilitasyon robotları zarar görmüş motor fonksiyonlarının tedavisinde önemli rol oynamaktadır. Üst ve alt uzuvlar için geliştirilmiş olan terapatik egzersiz robotlarının kullanımı son yıllarda artış göstermiştir. Bu robotlar fizyoterapistlerin (FT) yaptırdığı egzersiz hareketlerini yüksek doğrulukta ve değişmeden tekrarlanabilir şekilde yaptırabilmektedir. Robotların bu egzersizleri FT' e daha benzer şekilde yapabilmesi için FT'nin eli ile hasta uzvu arasındaki temastan kaynaklı ortaya çıkan mekanik empedans parametrelerini (atalet, sertlik ve sönüm) doğru bir şekilde belirlemek gerekmektedir. Böylelikle robotun empedans kontrolünde bu parametreler kullanılabilir. Bu çalışmanın amacı, insanın üst uzuv empedans parametrelerini elektromyogram (EMG) sinyalleri ve yapay sinir ağları (YSA) kullanarak tahmin etmektir. Öncelikle üst uzuv parametrelerine göre Hill tabanlı model ile oluşturulmuş ve uygun EMG sinyalleri YSA'yı eğitmek amacıyla kullanılmış sonrasında ise EMG sinyallerine göre insan üst uzuv empedans parametresi tahmini yapılmıştır.

Abstract

Rehabilitation robots play an important role in the treatment of damaged motor functions. The use of upper and lower limb therapeutic exercise robots has increased in recent years. These robots can make physiotherapist (PT) exercises high accuracy and reproducible. In order to ensure that the robot performs the movements that PT expects the patient to perform, it is necessary to accurately determine the mechanical impedance parameters (inertia, stiffness and damping) originating from the contact between the FT' hand and the patient' limb. The purpose of this study is to estimate the human upper limb impedance parameters using electromyogram (EMG) signals and artificial neural networks (ANN). Firstly appropriate EMG signals based on Hill based muscle model were used to train ANN, and then human upper limb impedance parameters were estimated with respect to upper limb parameters.

1. Giriş

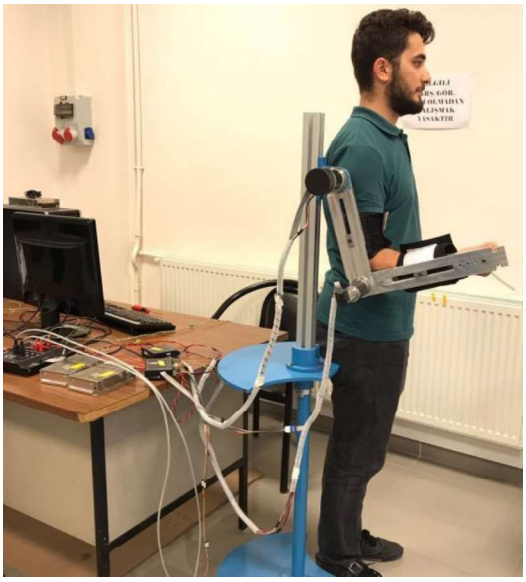
Yaşlanmaya bağlı kas gücü yetersizlikleri, iş ve trafik kazaları, savaşlar ve kronik hastalıklar gibi sebeplerden dolayı zarar gören uzvun, kısmen veya tamamen tekrar eski işlevini kazanabilmesi için rehabilitasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Son dönemde hızla gelişen rehabilitasyon robotları teknolojisiyle birlikte fiziksel yetilerini yitirmiş hastaların tedavilerin de bu sistemlerin daha sık kullanılmaya başlandığı görülmektedir. FT'nin yükünü azaltılması ve tedavinin daha etkin ve hızlı hale getirilmesi için rehabilitasyon robotları, kolayca tekrarlanan, izlenebilen ve ayarlanabilen egzersiz hareketleri ile önemli katkılar sağlamaktadır [1].

Fizyoterapi, vücudun düzgün bir şekilde çalışmasını ve kalıcı hastalık veya yaralanma durumunda, herhangi bir hareket kaybının etkisini azaltmayı amaçlar. İnsan kollarının çevreyle etkileşimi, kütle-yay-damper sistemi kullanılarak modellenebilir ve mekanik empedansı bu parametrelerle temsil edilebilir. FT ve bir hasta arasındaki etkileşim, bir robotun çalışma çevresi ile olan temasına benzetilebilir. FT'nin tedavisi modellenebilir, empedans parametreleri elde edilebilir ve bir robota aktarılırsa bir rehabilitasyon robotunun manuel egzersizleri daha doğru şekilde taklit edebilmesi sağlanacaktır. Bu parametrelerin ölçülmesi pratikte çok zor olduğundan farklı yöntemlerle bu parametreler tahmin edilmektedir [2-5].

Araştırmacılar hasta ve rehabilitasyon robotu arasındaki mekanik empedans parametrelerini tahmin etmek için çeşitli çalışmalar yapmışlardır. Yuan ve ark. [3] alt ekstremite rehabilitasyon robotundaki empedansı hesaplamak için EMG sinyalleri kullanmışlardır. Diz eklemindeki fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında değişen EMG sinyallerini empedans parametreleriyle ilişkilendirmeyi ve işlevselliğini test etmeyi amaçlamışlarıdır. Bu çalışmada % 1'den daha düşük bir hata ile tahmin yapılmıştır. Zhang ve ark. empedansı hesaplamak için yatay alt ekstremite rehabilitasyon robotundaki kuvvet geri bildiriminde ayarlanan sertlik katsayısını kullanmışlarıdır [6]. Başka bir çalışmada yine Zhang ve ark. protez bir el için empedans parametrelerini ataletleri gözardı ederek tahmin etmişlerdir [7]. Palazzolo ve ark. [8], rehabilitasyon için düşük empedanslı bir robotik sistem olan MIT-MANUS'u kullandılar ve insan kolunu çeşitli kuvvetlerle istenen bir konumda tutarken sensörlerle hareketleri ölçtüler, böylece empedans parametrelerini hem deneysel (gerçek yaylar, damperler ve kütleler kullanarak) hem de analitik olarak tahmin etmişleridir. İki farklı çalışmada [9, 10], uygulanan ve ölçülen tork arasındaki fark kullanılarak, ayak bileği ekleminin empedans parametreleri tahmin edilmiştir. Mekanik empedans parametrelerinin tahmininde YSA tabanlı çalışmalar da literatürde mevcuttur [2,11-13]. Xu ve Song [12], üst ekstremite rehabilitasyon robotunda adaptif çevrimiçi öğrenebilen bir empedans kontrol yapısı kullanmışlardır. Bulanık sinir ağı yöntemini kullanarak sönüm ve sertlik parametrelerini tahmin etmişlerdir. Çalışmalarında

hastanın fiziksel durumu değişse dahi rehabilitasyon robot sisteminin kararlılığının korunmasını hedeflemişlerdir.

Bu çalışmada, EMG sinyalleri ve konum verilerini kullanarak empedans parametrelerini tahmin etmek için bir YSA modeli geliştirilmiştir. Öğrenme verileri, bir üst uzuv dış iskelet rehabilitasyon robot sistemi (Şekil 1) vasıtasıyla gerçek deneklerden elde edilmiştir.



Şekil 1: Üst uzuv dış iskelet rehabilitasyon robotu.

2. Sistem Tanıtımı ve Metot

2.1. Üst Uzuv Dış İskelet Rehabilitasyon Robotu

Biyomekatronik sistemler vücudun bir fonksiyonunun yerine geçen ya da bir fonksiyonu destekleyen mekatronik sistemler olarak tanımlanmaktadır. Çalışmada kullanılan deney düzeneği, hem destekçi hem de rehabilitasyon amaçlı kullanılabilen, iki serbestlik dereceli üst uzuv dış iskelet robotudur. Bu sistem kol dirseğinde fleksiyon ve extansiyon hareketlerini yapabilmektedir. Sistem, öncelikle omuz eklemi hareket etmeyecek şekilde motorla sabitlenmiştir. Kol dirseği kasılmanın olmadığı boşta sallanma durumu başlangıç kabul edilerek yukarıya doğru 135° hareket ettirilebilmektedir. Konum, hız ve kuvvet parametreleri, eklemlerdeki motorların sürücüleri ve sensörler kullanılarak QUARC-Q8 veri işleme kartı üzerinden ölçülebilmektedir. Yine aynı veri işleme kartı analog çıkışları ile motor sürücüler üzerinden motorlar istenilen hız veya akım kontrol modlarında çalıştırılabilmektedir.

2.2. Sistemin Modellenmesi

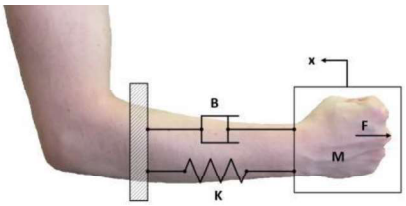
İnsan kolu hareketleri kütle-yay-damper sistemi şeklinde modellenebilmektedir (Şekil 2). Üst uzuv için dirsek ve omuz eklemleri modeli şu şekilde ifade edilebilir:

$$I_0\ddot{\theta} + B_0\dot{\theta} + K_0\theta + MgL\sin(\theta) + f_s = \tau + \tau_e \qquad (1)$$

burada I_0 atalet momentini, B_0 sönüm katsayısını, K_0 sertlik değerini, MgL yerçekimsel etkileri, f_s sürtünme etkilerini, Θ dirsek eklemi açısını, τ_e dış tork vektörü ve τ tork vektörünü ifade etmektedir.

Üst uzuv için empedans modeli şu şekilde ifade edilir:

$$I_d\ddot{\theta} + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = \tau_e \qquad (2)$$

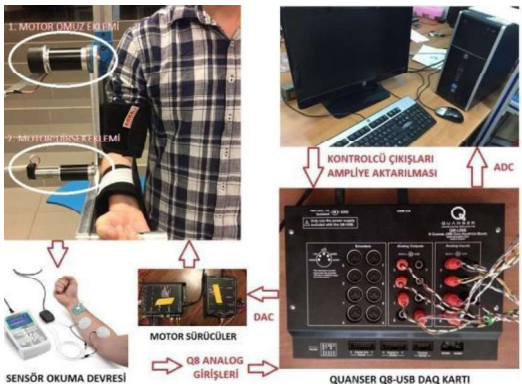


Şekil 2: İnsan kolu mekanik empedansı için kütle-yay-damper modeli.

burada I_d arzu edilen atalet momentini, B_d arzu edilen sönüm katsayısını, K_d arzu edilen katılık değerini ifade etmektedir. Bu iki denklem beraber düşünüldüğünde nihai denklem aşağıdaki gibi elde edilir:

$$\begin{aligned}(I_0 - I_d)\ddot{\theta} - B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) - K_d(\theta - \theta_d)... \\ ... + B_0\dot{\theta} + K_0\theta + MgL\sin(\theta) + f_s = \tau\end{aligned} \qquad (3)$$

Sistemin doğru bir şekilde modellenmesi ve kontrolü için arzu edilen empedans parametrelerinin belirlenmesi veya tahmin edilmesi gerekmektedir. Literatürdeki çalışmaların birçoğunda bu parametrelerin bazıları ihmal edilerek sistem modellemesi yapılmaktadır. Bu çalışmada da sönüm katsayısının sertlik değerine oranla neredeyse hiç değişmediği varsayılarak sadece sönüm katsayısı üzerinden model oluşturulmuştur. Oluşturulan yapay sinir ağları tabanlı model ile denek, kol dirseğinde fleksiyon-ekstansiyon hareketleri yaptırıldığı sırada EMG sinyalleri ve pozisyon bilgisine bağlı bir fonksiyon belirlenmiştir. Aktif kasların üzerindeki deri yüzeyine bağlı elektrotlar ve EMG ölçümü için tasarlanan devrenin de gösterildiği sistem akış diyagramı Şekil 3'de görülmektedir. Pozisyon ve hız parametreleri ise motora entegre enkoder ile ölçülmektedir.



Şekil 3: Sistem akış diyagramı.

2.3. Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları, giriş-çıkış verileri arasında modellenemeyen sistemlerin tahmini ve parametrelerinin elde edilmesi için aktif olarak kullanılan bir araç olarak karşımıza çıkmaktadır. YSA'lar da tanımlanan belirli nöron yapıları ile hiperdüzlemler oluşturulmakta ve lineer olmayan yapılar ifade edilebilmektedir.

Bu çalışmada yapay sinir ağlarının kullanılması ile empedans parametre tahmini yapılmaktadır. Normal bir kas modelinde, denekten kas uzunluğu (L) ve kasın kasılma hızı (V) alınıp yapay sinir ağ modelleri yardımı ile kuvvet (F) üretilmektedir. Bu çalışmada ekstra olarak kasın elektriksel aktivasyon seviyesinin kullanılması ile öncelikle kuvvet tahmini gerçekleştirilmiştir. Bu aşamanın gerçekleştirilmesi için, statik yapıya sahip bir yapay sinir ağı modellenmiştir.

Yapay sinir ağının giriş katmanı 3 parametreye sahiptir. Bunlar şu şekilde ifade edilebilir:

$$GP = [L,\ V,\ EMG] \tag{4}$$

Denklem 4'te GP giriş parametresini ifade etmektedir. Çıkış parametresi kuvvet olarak ölçülmektedir ki bu da bize elektriksel aktivasyon seviyesine bağlı kas kasılmasını göstermektedir. Buna dair yapılan çalışma [15] nolu referansta verilen makaleden incelenebilir.

2.4. Hill Tabanlı Kas Modeli

Sağlıklı bir iskelet kası, toplam olarak 2 model parametresi altında kuvvet üretmektedir. Bunlardan birincisi değişmeyen uzunlukta (izometrik) ve ikincisi ise sabit kuvvet altında (izotonik) olarak adlandırılmaktadır. Şu ana kadar yapılan bütün deneyler bu iki durum için tanımlanmaktadır ve parametrelerin eldesi ancak bu şekilde gerçekleştirilmektedir.

Bu problemin üstesinden gelebilmek için bazı araştırmacılar kas tabanlı modelleri yay-damper sistemleri ile açıklamışlardır [15]. Bunlardan biri olan Hill tabanlı kas modeli hem izotonik hem izometrik karakteristikleri aynı anda sağlayabilmektedir. Bundan dolayıdır ki önerilen çalışmada kuvvete bağlı tahminler yapılırken öncelikle alınan kas uzunluğu, hızı ve elektriksel aktivasyon seviyesine göre Hill tabanlı modele beslenmekte ve doğru kuvvetlerin ölçümleri sağlanmaktadır. Elde edilen parametreler denklem (3)'te verilen parametrelere göre basitleştirilip;

$$F = K.x \tag{5}$$

formuna getirilmektedir. Bu işlemler gerçekleştirildikten sonra empedans tahminine geçilmektedir.

2.5. Empedans Parametre Tahmini

Empedans tahmini bu aşamadan sonra başlamaktadır. Elde edilen kuvvet ve konum verilerine göre sertlik değeri:

$$K = F/x \tag{6}$$

çıkarılmaktadır. Elde edilen sertlik değerleri ile yapay sinir ağı modeli tekrardan eğitilmektedir ki bu ağda giriş parametreleri;

$$GP = [L,\ V,\ EMG] \tag{7}$$

şeklinde olmaktadır. Çıkış parametresi kas kuvveti olarak verilmekte, ancak kas uzunluğuna bölünmesi ile sertlik değerleri olarak çıkış parametreleri yenilenmektedir.

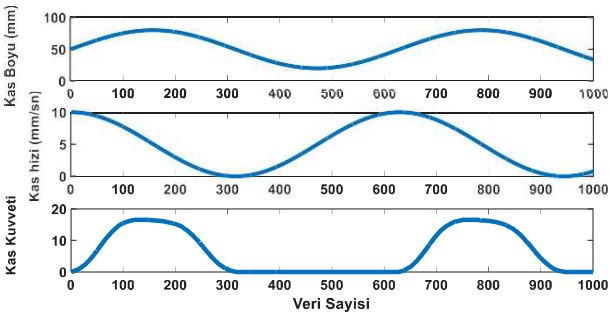
3. Deneysel Çalışmalar

Deneyler Şekil 3'te gösterilen sistem üzerinde yapıldı. Denekten kas uzunluğu, hız, kuvvet ve 2 kanal EMG ölçümü yapıldı. Bu ölçümlerin hepsi üst kol ve alt kolun farklı açı değerlerinde gerçekleştirildi.

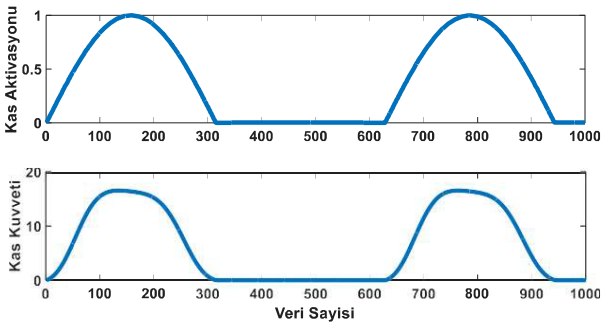
Şekil 4'te verilen değerlere göre her bir parametreden kuvvet değeri ölçüldü ve bu değerlere göre yapay sinir ağı eğitildi. Modelin oluşturulması için ileri-beslemeli yapay sinir ağı modeli kullanıldı. Yapay sinir ağı modeli 3 adet giriş nöronundan oluşmaktadır ki giriş parametreleri Denklem (7)'de verilmiştir. Bir adet saklı katman kullanılmıştır ve eğim sayısına göre 10 adet nöron ile oluşturulmuştur. Çıkış parametrelerinde ise kuvvet elde edilmiştir.

Hill tabanlı kas modeli modellenemeyen kas çıkışlarını izotonik-izometrik karışım modeli ile etmiştir ve doğru kas kuvvetlerini beslemesi için teorik modelde kullanılmıştır. Hill tabanlı kas modeli ile alakalı detaylı bilgi verilen referansta bulunabilir [15].

Buna göre kas yapısının özellikleri Hill tabanlı model ile ifade edilmiştir. Bunun için MATLAB Simulink programı kullanılmıştır. Model giriş olarak kas uzunluğu, kas hızı ve normalize edilmiş EMG voltaj değeri almaktadır. Bunlara göre işlemler yapıldığında Şekil 4 ve Şekil 5'teki veriler elde edilmiştir.



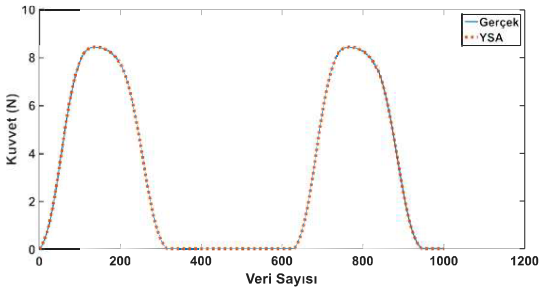
Şekil 4: Hız-Uzunluk-Kuvvet İlişkisi



Şekil 5: Kas Aktivasyonu ve Kuvvet İlişkisi

Şekil 4'te gösterilen değerler sırası ile kas uzunluğu, kas hızı, kas kuvveti ise F olarak gösterilmiştir. Burada Hill tabanlı model aktif bir biçimde izotonik-izometrik model karışımını tamamlayabilmiş ve istenen değerlerde kuvvet üretimi sağlayabilmiştir. Aynı şekilde Şekil 5'te gösterilen grafikte Hill tabanlı modele uygulanan kas aktivasyon seviyesi ile toplam kuvveti göstermektedir.

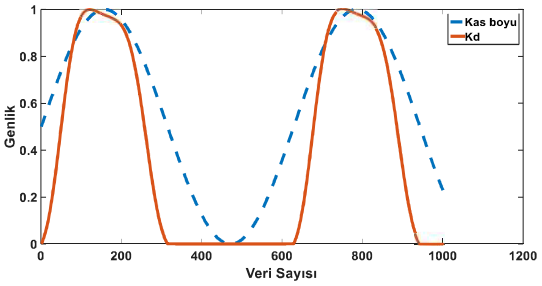
Bu aşamadan sonra yapay sinir ağı modeli işleme konmuştur. Öncelikle sinir ağına denklem (7)'de verilen girişler ile çıkışına da Hill tabanlı modelden elde edilen kuvvet değerleri geçilmiştir. Buna bağlı olarak yapay sinir ağı *tansig* yapısına sahip aktivasyon fonksiyonu ile eğitilmiştir. Bununla amaçlanan, kasın lineer olmayan yapısını aktif bir biçimde eğitime uygun olan yapay sinir ağı katsayıları ile modellemektir. Buna ilişkin sonuçlar ise Şekil 5'te gösterilmiştir.



Şekil 5: YSA-Hill Model Karşılaştırılması.

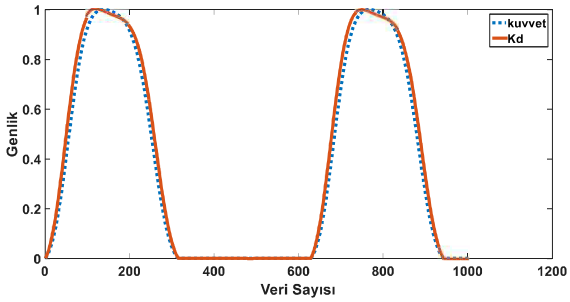
Şekil 5'te yatay eksen veri sayısını, düşey eksen ise kuvveti simgelemektedir. Sonuçlardan da anlaşılacağı üzere kuvvet parametresi izotonik-izometrik durumlar altında YSA ile modellenebilmiştir. Grafiksel olarak incelendiğinde tek bir kas parametresi için verilen bu değerler farklı testler altında da aynı sonuçlar ile modellenebilmiştir. Normal olarak deneyler Şekil 4 ve 5'te verilen değerler ile gerçeklenmiştir. Ancak kasın kasılma durumlarına göre bu değerlerde farklılıklar gözlemlenmektedir. Her uzunluk değeri, kas hızı ve buna bağlı olarak aktivasyon seviyelerine göre yapay sinir ağların eğitimi tamamlanmış ve verilen bütün durumlar için yüksek performansta tanıma işlemi gerçekleştirilebilmiştir.

Elde edilen kuvvet değerlerinden sonra sertlik değeri tahmini, kuvvetin kas boyuna bölünmesiyle elde edilmiştir ki bu da Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6: Sertlik ve Kas Boyu İlişkisi.

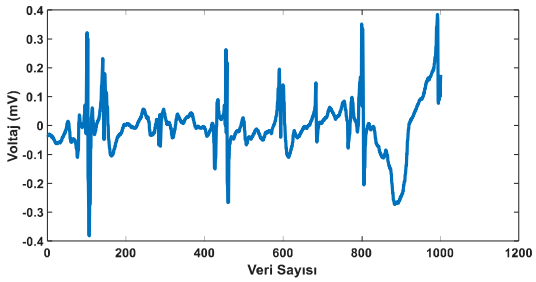
Şekil 6'da düşey eksen normalize edilmiş genlik değerlerini göstermekte olup hem sertliği hem de kas boyunu ifade etmektedir. Buna göre oluşturulan kuvvet değerlerine göre kas boyu değiştiğinde anlık olarak sertlik değeri değiştirilebilmekte ve bu değere bağlı olarak uygun kuvvet değerinin seçimi yapılabilmektedir. Ek olarak kas kuvveti-sertlik değeri ise Şekil 7'de gösterilmiştir.



Şekil 7: Sertlik - Kuvvet İlişkisi.

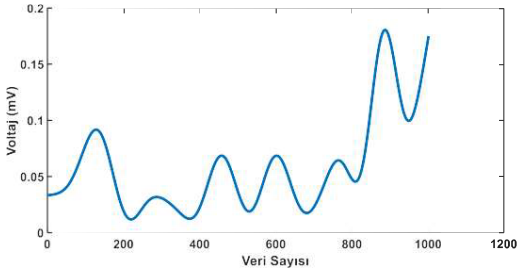
Sertlik-kuvvet ilişkisi denklem (6)'da verilen formülle bulunmuştur ki Şekil 7'den de anlaşılacağı üzere katılık değerinin kuvvet ile büyük bir korelasyon içinde olduğu gözlemlenmiştir.

Bu aşamalardan sonra ise gerçek kas verilerinden alınmış parametreler ile farklı EMG sinyali elde edilmiştir. EMG sinyalinin ham veri formu şekil 8'de gösterilmiştir.



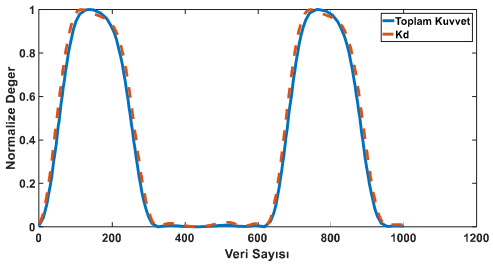
Şekil 8: Farklı EMG sinyali

Ham EMG sinyalleri önişleme tabi tutulmuştur. Sırası ile öncelikle elde edilen sinyaller 0.02 Hz köşe frekansına sahip bir yüksek geçiren ve 50 Hz köşe frekansına sahip alçak geçiren filtreden geçirilmiştir. Bunlara istinaden negatif olan bütün sinyal bölümlerinin mutlak değeri alınmıştır. Önişlenmiş EMG sinyali Şekil 9'da görülmektedir.



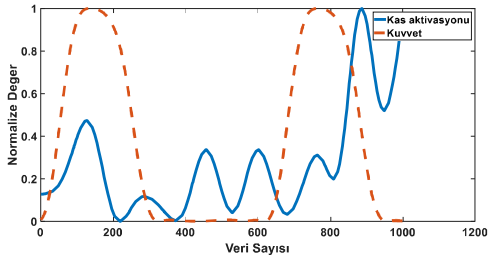
Şekil 9: İşlenmiş EMG sinyali

İşlenmiş EMG sinyali kasın kasılma seviyesini göstermektedir ve harici gürültülerden arındırılmıştır. Bu etaptan sonra yapay sinir ağı standart ve farklı formlar için aynı zamanda eğitilmiştir. Buna göre sinyalin yapay sinir ağı modelinin kuvvet – sertlik değeri Şekil 10'da verilmiştir.



Şekil 10: Sertlik – Kuvvet İlişkisi

Şekil 10'da sertlik kuvvet ilişkisi farklı EMG değerlerinde denenmiştir ve sertlik ile kuvvet arasındaki ilişki betimlenmiştir. Standart form ile aynı olarak sonuçlar kuvvetle büyük bir paralellik göstermektedir. Ancak üretilen sertlik değeri kasın aktif olmadığı yerlerde dalgalanma yapmaktadır. Kasın aktivasyon seviyesine bağlı olarak yapılan bu değişim Şekil 11'de verilen grafik ile açıklanabilir.



Şekil 11: Kas aktivasyonu – Kuvvet İlişkisi

Şekil 11'dende anlaşılacağı gibi kas aktivasyonu bazı bölgelerde kas aktif olmasa bile yüksek bir değerde seyretmiştir ki bu da kuvvet değerini artış azalış formunda bir dalgalanmaya itmiştir.

Yapılan 2 test karşılaştırıldığından EMG'nin farklı değerler ve farklı seviyelerindeki sinyallerinde bile yapay sinir ağı düzgün bir şekilde çalıştırılabilmiştir. Ayrıca bu sonuçlar incelenecek olursa EMG'nin kas aktivasyon seviyesinin kasın kasılma üzerindeki etkisi büyüklük olarak olmasa bile morfolojik olarak etkin bir şekilde görülmektedir. Ancak verilen işlemlere göre katılığın sadece kas kuvvetinden elde edilmesi yeterli olmamaktadır. Verilen her bir parametre değerine göre (hız, boy, aktivasyon seviyesi) yapay sinir ağları uygun sonuçları elde edebilmiş, ancak bu parametrelerin yapay sinir ağlarında ayırımı yapılamadığı için katılık değerini ne derecede etkilediği gösterilmemiştir.

4. Tartışma

Bu çalışmada kasın belirli parametrelerine (kas aktivasyonu, kas uzunluğu, kas hızı) bakılarak kas kuvvetinin Hill tabanlı modeli ve yapay sinir ağı uygulaması ile kasın önemli karakteristik parametrelerinden olan katılık (empedans) değeri tahmini yapılmıştır. Sunulan algoritma öncelikle standart düzgün EMG, kas uzunluğu ve hızında denenmiş ve buna bağlı olarak kuvvet değeri üretilmiş, üretilen değerler kasın uzunluğunun değişimine göre sertlik değerinin bulunmasında kullanılmıştır.

Sunulan algoritmanın performansı değerlendirildiğinde, yapay sinir ağı modeli ile Hill tabanlı modelin mükemmel bir şekilde uyuştuğu gözlenmektedir. Ayrıca verilen 2 farklı veri kaydına istinaden algoritmanın eğitimi parametrelerin katılık-kuvvet ilişkisini yüksek performansla gerçekleştirebilmiştir. Sonuçların sertlik değerini bulmasındaki performans kriterinin kuvvet ile büyük bir paralellik gösterdiği saptanmıştır, ki bu da Hill tabanlı model ile uyuşmaktadır.

Fizyolojik olarak sunulan algoritmanın performansı incelendiğinde Hill tabanlı modelde oluşturulan izometrik-izotonik özellikler yapay sinir ağında da ifade edilebilmiştir. Kasın bu iki farklı fazda kuvvet iletimi yapması doğru bir sertlik değeri bulunmasında ana şart olarak aranmaktadır. Sebebi ise kuvvet değerleri bulunurken gerçek fizyolojik durumlarda kas ne izotonik ne izometrik kasılma gerçekleştirmektedir. İki farklı fazda sürekli bir paylaşım halinde kuvvet değerleri üretilmektedir. Bundan dolayı fizyolojik veriler ile uyumluluğu açısından Hill tabanlı modelin kullanılması gerçek duruma uygunluğu arttırmaktadır.

Kasın 2 farklı kayıt değerindeki testleri önemli bir sonucu vurgulamaktadır. Kasın aktivasyon seviyesine göre düz bir büyüklük değerindeki değerlerinde katılık değeri kuvvet ile yüksek değerlerde korelasyona sahip çıkmaktadır. Ancak kasın kasılma boyu ve hızı aynı bırakılıp EMG sinyal değeri dalgalanmalara uğradığında sertlik değeri dalgalanmalara uğramakta, ve buna bağlı olarak kuvvet- sertlik ilişkisindeki dalgalanmalarda oluşmaktadır. Hill tabanlı modelin işletilmesi ile yapay sinir ağı normal algoritmalarda oluşan bu farklılığı tespit edememektedir. Hill tabanlı modelin izotonik-izometrik durumlara göre bu ayrışımı yapması gerçek duruma yakınlığı standart algoritmalarda uygulanan kuvvet- sertlik ilişkisinden daha iyi tanımlayabilmiştir.

5. Sonuçlar

Bu çalışmada, zarar görmüş motor fonksiyonlarının tedavisinde sıklıkla kullanılan rehabilitasyon robotlarının, Hill tabanlı kas modeli göre uyarlanmış üst uzuv rehabilitasyon cihaz parametrelerinin yapay sinir ağları ile empedans tahmini yapılmıştır. Öncelikle iskelet kasını tamamen izotonik-izometrik fazda tanımlayabilen bir Hill tabanlı kas modeli kurulmuştur. Bu modele uygun olarak üst uzuv robot giriş parametreleri (kas boyu, kas hızı, kas aktivasyonu) yapay sinir ağına beslenmiş, ve çıkış kuvvet değerlerine göre eğitimi tamamlanmıştır. Elde edilen çıkış kuvvet değerlerine göre sadece sertlik empedansı hesaplanmış, ve bu hesaplamalara göre yapay sinir ağı ile Hill tabanlı modelden elde edilmiş gerçek değerler karşılaştırılmıştır.

Sırası ile kas modelinin çıkış parametrelerinin kas boyu, kas hızı ve kas aktivasyon seviyesine göre grafikleri çizdirilmiş, verilen değerler için kas boyunun ve kas hızının kas katılığı (empedans) ile ilişkisi açıklanmıştır. Kuvvet ile katılık

arasında büyük bir korelasyon değeri elde edilmiştir. Bunun sebebinin ise kasın boyunun ve hızının değişimlerinin çok küçük seviyelerde olduğu, ancak kas aktivasyon seviyesine göre katılık ile büyük bir paralellik sergilediği gözlemlenmiştir.

Gelecek çalışmalarda kasın aktivasyon seviyesi, kasın boyunun ve hızının empedans parametresi üzerinde araştırılması, ve yapay sinir ağları ile etkilerinin ayrıştırılması hedeflenmektedir.

Teşekkür

Bu çalışmada kullanılan deney düzeneği TÜBİTAK 2241B kapsamında desteklenen "Üst Uzuv İçin Hareket Destekleyici Dış İskelet Robotunun EMG Temelli Kontrolü" başlıklı proje kapsamında geliştirilmiştir. Bu çalışmaya önemli katkıları olan Ahmet Yavuz'a teşekkürlerimizi sunarız.

Kaynakça

[1] E. Akdoğan ve M. A. Adlı, "The Design ve Control of a Therapeutic Exercise Robot for Lower Limb Rehabilitation: Physiotherabot." *Mechatronics*, Cilt:21, No:3, s:509-522, 2011.

[2] U. Demir, S. Kocaoğlu ve E. Akdoğan, "Human impedance parameter estimation using artificial neural network for modelling physiotherapist motion." *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Cilt: 36, No: 2, s:318-326, 2016.

[3] B.Yuan, M.Sekine, J. Gonzalez, J. G. Tames, ve W.Yu, "Variable impedance control based on impedance estimation model with EMG signals during extension and flexion tasks for a lower limb rehabilitation robotic system." *J Nov Physiother*, Cilt:178, No:3, 2013.

[4] A. Puzi, S. Ahmad, N. Sidek ve F. Sado. "Mechanical Impedance Modeling of Human Arm: A survey." *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. Cilt:184, No: 1, IOP Publishing, 2017.

[5] G. Hiroaki ve M. Kawato, "Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint move" *Biological Cybernetics,* Cilt:76, No:3, s:163-171, 1997.

[6] L. Zhang, H. Sun ve C. Li, "Experimental study of impedance control on horizontal lower limbs rehabilitation robot." *IEEE International Conference on Information and Automation*; 2010.

[7] T. Zhang, L. Jiang, ve H. Liu, "A novel grasping force control strategy for multi-fingered prosthetic hand." *Jou. Central South Univ,* Cilt:19, No:6, s:1537–42. 2012.

[8] J.J. Palazzolo, M. Ferraro, H.I. Krebs, D. Lynch, B.T. Volpe ve N. Hogan. "Stochastic estimation of arm mechanical impedance during robotic stroke rehabilitation." *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* Cilt:15, No:1, 2007.

[9] E.J. Rouse, L.J. Hargrove, E.J. Perreault, ve T.A. Kuiken. "Estimation of human ankle impedance during walking using the perturberator robot." *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 4th IEEE RAS & EMBS International Conference;* 2012.

[10] A.C. Satıcı, A. Erdoğan, V. Patoğlu. "Design of a reconfigurable ankle rehabilitation robot and its use for the estimation of the ankle impedance." *IEEE 11th International Conf. on Rehabilitation Robotics;* 2009.

[11] J.G. Hincapie ve R.F. Kirsch, "Feasibility of EMG-based neural network controller for an upper extremity neuroprosthesis." *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* Cilt:17, s:80-90, 2009.

[12] G. Xu ve A.Song, "Adaptive impedance control based on dynamic recurrent fuzzy neural network for upper-limb rehabilitation robot." *IEEE International Conference on Control and Automation;* 2009.

[13] R. Osu ve H. Gomi, "Multijoint Muscle Regulation Mechanisms Examined by Measured Human Arm Stiffness and EMG Signals", *Journal of neurophysiology* Cilt: 81, No:4, s:1458-1468, 1999.

[14] Perry, J. C., Rosen, J., & Burns, S. "Upper-limb powered exoskeleton design". *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, *12*(4), 408-417.,2007.

[15] Rosen, J., Fuchs, M. B., & Arcan, M. "Performances of Hill-type and neural network muscle models—Toward a myosignal-based exoskeleton". *Computers and Biomedical Research*, *32*(5), 415-439. ,1999.