

Ekstremler Arama Metodu Kullanılarak Düzeltilen EMG İşareti ile Kontrol Edilen Dış İskelet Robot Tasarımı

Design of an Upper Limb Exoskeleton Controlled by Extremum Seeking Control Based EMG Signal Alteration

Berkem Vural¹, Claudia F. Yaşar¹

¹Kontrol ve Otomasyon Mühendisliği Bölümü
Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul
berkem.vural@yildiz.edu.tr
cfyasar@yildiz.edu.tr

Özetçe

Kas-iskelet hastalıkları ve buna bağlı oluşan hareket kısıtları, dünya çapında her geçen gün artmaktadır. Özellikle gündelik yaşamda, belki de yapılan her harekette önemli görevi bulunan üst ekstremitelere (üst ve alt kol), insan vücudunda bu problemlerin en sık görüldüğü bölge olarak karşımıza çıkmaktadır. Son yıllarda üst uzuv kas-iskelet problemlerinin rehabilitasyonu ve tedavisinde, dış iskelet robotların kullanımı ön plandadır. Bu tip robotların tasarımında en önemli nokta; hareket eden eklemlerin istendiği gibi hareket edeceği şekilde kontrol edilmeleridir. Robot kolların sürülmesinde kullanılan kas işaretlerinin (elektromiyogram) stokastik yapısı, bu işaretlerin düzenlenmesi ve kullanımında bir dizi işlemi zorunlu kılmaktadır. Bu çalışmada; tasarlanan bir üst uzuv dış iskelet robotun; sorunlu (nöropatik ve miyopatik sorunlara sahip kas işaretleri için) EMG işaretleri üzerinden, bu hastalıklı şartları bertaraf edecek şekilde, sağlıklı bir biçimde, istenilen yörüngede hareket etmesi sağlanmıştır. Bu hedef; ön işlemlerden geçirilen EMG işaretleriyle, matematiksel modele ihtiyaç duymayan düzenleyici yaklaşımlarından ekstremler arama metodu bazlı düzenleyici tasarımı ile gerçekleştirilmiştir. Bu düzenleyici sistem ile istenilen yörünge işaretine yakınsayan eklem dönüş işareti elde edilerek tasarlanan kolun benzetim çalışması gerçekleştirilmiştir.

Abstract

Musculoskeletal health refers to the performance of the locomotor system, which includes the upper extremities, forearm, and arm. More than 150 diseases/conditions affecting this system are distinguished by impairments in the muscles, bones, joints, and associated connective tissues, resulting in temporary or permanent restrictions in functioning and participation. The use of robotic exoskeletons, which are powered devices with actuators that deliver mechanical power to aid movement, has gained in popularity in recent years. These devices can help people with disabilities with daily tasks and can be utilized after surgery or physical therapy sessions with patients who have suffered spinal cord or upper limb injuries, for example.

The most important aspect of such robot design is controlling the movement of joints in the appropriate manner. The robotic system described in this study uses electromyography data from muscles to drive a robotic arm with two joints and two connections. The arms' stochastic character needs pre-processing operations in their manipulation and utilization. A simulation of an upper limb exoskeleton robotic system capable of moving in a healthy trajectory when driven by unhealthy neuropathic or myopic muscle impulses was used in this investigation. This goal is achieved by pre-processing EMG signals with TKEO algorithms and four-order Butterworth filters. A regulatory approach based on the extremum search method is also applied. The method does not require a mathematical model and instead uses joint rotation signals that converge to the desired trajectory via this regulatory system. Simscape and Matlab/Simulink are used to simulate the designed system and the remarkable results are presented.

1. Giriş

Gündelik hayatta kas aktiviteleri yaşamsal bir öneme sahiptir. Basitçe insanlarda kaslar, kasılıp gevşeme hareketleri ile iskeletin hareket etmesini ve güç oluşumunu sağlar. İnsan vücut ağırlığının yaklaşık %40'ını oluşturan kas kütlelerinin büyük çoğunluğu çizgili kaslardır; sarkomerler (tekrar eden kas birimleri) içeren bu kas türü, isteğimizle çalışır ve bu yönüyle sinir sistemiyle birlikte çalışma halindedir [1]. Yaşamsal döngü içinde nüfus artışı, buna bağlı çalışma koşullarındaki olumsuz şartların artışı ve yaşlanma gibi unsurlar, kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları ve buna bağlı işlevsel kısıtlamalarla karşılaşan insanların sayısı her geçen gün artmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre yaklaşık 1.71 milyar insanın kas-iskelet sistemi sorunlarına sahip olduğu bilinmektedir [2]. Bu hastalıkların hatırı sayılır bir kısmı üst uzuvda görülür; zira üst ekstremitelere, gündelik kas hareketlerinin önemli miktardaki yükünü üstlenmektedir. Lateral-medial epicondylitis, stenosing tenosynovitis, karpal tünel sendromu, kireçlenme vb. gibi bu sistemi etkileyen hastalıklar yüzünden birçok insan; erken emeklilik, düşük refah seviyesine sahip olma ve hatta amputasyona kadar varan sorunlarla yüzleştiğinden bu hastalıkların rehabilitasyonu ve tedavisi oldukça önemlidir.

Bahsedilen rehabilitasyon süreçlerine tabii olan insanların sayısı 1990 yılından 2019 yılına, tam %63 oranında artış göstermiştir [3]. Kas-iskelet sistemine bağlı bu artan orana cevap vermek adına, üst uzuv rahatsızlıklarının rehabilitasyonu ve tedavisinde, günümüzde yaygınlaşan yaklaşımlardan biri fizyoterapi ya da destek amaçlı kullanılan dış iskelet robotlarıdır. Üst uzuv dış iskelet robotları; ihtiyaç duyulan ve harcanan gücün yükseltgenmesi, doğrudan hareket yardımı veya motor işlevin kısmi ya da tamamen ikamesi amacıyla kullanıcı ile etkileşime girmek üzere tasarlanmış, elektromekanik sistemlerdir [4]. Temelde serbestlik derecelerine, kullanılan tahrik tipine, kullanma alanına ve içerdiği eklemlere göre sınıflandırılmaktadır [5]. Bu tip robotların, hangi sınıfta olursa olsun başarılı bir biçimde çalışması; doğru elektromekanik tasarım, iyi belirlenmiş kısıtlar ve iyi belirlenmiş kontrolcü yaklaşımına bağlıdır. Yaygın olarak kullanılan kontrolcü yaklaşımları, giriş sinyalinin biyolojik olup olmamasına, çıkış sinyalinin çeşidine ve genel yapının sistemin matematik modeline bağlı olup olmasına göre değişiklik göstermektedir. Günümüzde, bilhassa kas hastalıklarının stokastik yapıları göz önünde bulundurulduğunda yapay zekâ tabanlı modelden noksan yapıların uygulamalarında artış gözlemlenmektedir [6].

Bu çalışmada, matematik modele bağlı olmadan, Solidworks isimli bilgisayar destekli tasarım programı üzerinde tasarlanmış üst uzuv dış iskelet robot kolun önceden tespit edilmiş hastalıklı EMG işaretleri üzerinden, modellenmiş düzenleyici yapısı ile sağlıklı bir şekilde sürülmesi hedeflenmiştir. Üç boyutlu tasarım doğrudan MATLAB/Simscape ortamına aktarılmış olup kontrolcü için ekstremum arama metodu kullanılmıştır. Medelec Synergy N2 EMG Görüntüleme Sistemi üzerinden tespit edilmiş EMG sinyalleri; nöropatik (sinir hastalığı), miyopatik (kas hastalığı) ve sağlıklı bireylerden alınmış işaretlerdir [7]. İşaretler ön işleme tabii tutularak tasarlanmış düzenleyici ile robot kolun istenilen yörüngede hareketi sağlanmıştır. Ekstreum arama metodu ile robot kola ait matematiksel sistem modeline ihtiyaç duyulmadan EMG sinyallerinden ön işlem ile tespit edilmiş uç işaretlerinin, istenilen eklem sürüş işaretlerine yaklaşımı sağlanmış; bu yönüyle gerçekleştirilmesi planlanan gerçek zamanlı hastalık bertaraf eden robot kolun uygulanabilir olduğu kanıtlanmıştır. Bölüm 2'de; genel tasarım özellikleri ve işaretlere uygulanan ön işlem basamakları ile düzenleyici tasarımında kullanılan temel yöntem hakkında bilgi verilmiştir. Bölüm 3'te tasarıma ilişkin güçlü yapıya dair veriler ve benzetim çalışmasında kullanılan parametreler gösterilmiş olup Bölüm 4'te ise bu çıktılara ait yorumlara yer verilerek sonuçlar yorumlanmıştır.

2. Yöntem

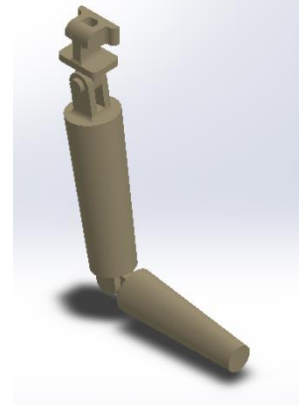
2.1. Modelleme ve Tasarım

İnsan üst ekstremitesi; omuz kompleksi, kol, dirsek, önkol, bilek ve elden oluşmaktadır. Antromorfik olarak 7 serbestlik derecesine sahip olan üst ekstremita, Tablo 1'de genel çerçevesi verilmiş olan hareket kabiliyetine sahiptir [8]. Tablo 1'de verilmiş olan sınırlı fizyolojik hareketlere sahip robot kolun Solidworks ortamında yapılmış olan tasarımına ilişkin şekil, Şekil 1'de verilmiştir. El ve bilek hareketleri incelenmediğinden yalnızca üst ve alt kol göz önünde

bulundurulmuştur. Kontrol edilen hareketler omuz ve dirsek eklemlerinin fleksiyon-ekstensiyon hareketleridir.

Tablo 1: İnsan kolunun hareket aralığı

Eklem	Hareket	Hareket alanı [°]
Omuz	Ekstensiyon-Fleksiyon	50-180
	Adüksiyon-Abdüksiyon	180-30
	Internal- eksternal rotasyon	100-80
Dirsek	Ekstensiyon-Fleksiyon	0-145
	Pronasyon-Supinasyon	85-90
Bilek	Ekstensiyon-Fleksiyon	85-85
	Adüksiyon-Abdüksiyon	45-15



Şekil 1: Üst uzuv robotun bilgisayar destekli tasarımı

Tasarımın kütle ve uzunluk değerlerine, hesaplanmış tork kontrolü gibi model bazlı çalışmalardan biri olmadığından özellikle değinilmemiş olup sistem doğrudan MATLAB/Simscape ortamına aktarılmıştır.

2.2. EMG İşaretlerine Uygulanan Ön İşlem Basamakları

Robot kolun istenilen yörüngede ilerlemesi için ilk adım EMG işaretlerinin düzenleyici kullanımına uygun hale getirilmesidir. Bu amaçla bu işaretlere bir dizi ön işlem uygulanmaktadır. Bu işlemler sırasıyla: işaret filtreleme, doğrultma, yumuşatma, öznelik çıkartma ve normalizasyon olarak sıralanabilir [9]. Ön işlemlerin uygulanmış olduğu sağlıklı, nöropatik ve miyopatik işaretler Şekil-2'de gösterilmektedir.

Genellikle önceki çalışmalarda ilk adım olarak uygulanan filtreleme işleminde yüksek geçirgen filtre uygulanmakta iken bu çalışmada Philips algoritması kullanılmıştır [10-11]. Sağlıklı EMG işareti üzerinde uygulandığında yüksek geçirgen filtreye göre daha kullanışlı bir ön işarete sahip olduğu öne sürülmüş olup diğer işaretlere de bu yöntem uygulanarak belirlenen basamaklarda ilerleme hedeflenmiştir. Philips algoritması, diğer ismiyle Teager-Kaiser Enerji Operatörü (TKEO),

öncelikle bir işaretteki yüksek frekanslı bileşenlerin temsili geliştirirken, düşük frekanslı gürültüyü ve taban çizgisi kaymasını bastırmak için kullanılır. EMG işaretlerinin analizinde özellikle yararlıdır, zira EMG işaretleri tipik olarak hem düşük frekanslı bileşenleri hem de yüksek frekanslı bileşenleri içerir. TKEO operatörü temelde aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$TKEO(n) = x(n)^2 - x(n-1) \times x(n+1) \quad (1)$$

Burada $x(n)$ işaretin n . örnekleme noktasını, sırasıyla $x(n-1)$ bir önceki ve $x(n+1)$ de bir sonraki adımını temsil etmektedir. Bu işlem, düşük frekanslı bileşenleri zayıflatırken, sinyalin yüksek frekanslı bileşenlerini geliştirir. TKEO algoritması, EMG işaret işlemede basit bir yüksek geçiren filtreye göre avantajlara sahiptir. Yüksek geçişli bir filtre, düşük frekanslı gürültüyü ve temel kaymayı gidermede etkili olsa da kas aktivitesi analizi için gerekli olan EMG yükselmeleri veya aksiyon potansiyelleri dahil olmak üzere yüksek frekanslı bileşenleri de bozabilir [12]. Öne sürülen bu hipotezi sınamak adına TKEO algoritması ile ayrıca 4. dereceden yüksek geçiren Butterworth filtresi kullanılmıştır. Bahsedilen filtrenin genel ifadesi aşağıdaki gibidir:

$$H(S) = \frac{G \cdot s^4}{D(s)} \quad (2)$$

$$D(s) = s^4 + 2 \cdot \xi \cdot \omega_c \cdot s^3 + (\omega_c^2 + 2 \cdot \xi \cdot \omega_c \cdot \omega_p) \cdot s^2 + 2 \cdot \xi \cdot \omega_c \cdot \omega_p \cdot \omega_c \cdot s + \omega_c^2 \cdot \omega_p^2 \quad (3)$$

Burada $H(s)$, Butterworth yüksek geçiren filtrenin transfer fonksiyonudur. G , filtrenin kazançtır ve normalleştirme için tipik olarak 1 alınır. ξ şönümlenme oranı, ω_c kesme frekansı ve ω_p de kutup frekansdır ve istenen yuvarlama oranını elde etmek adına genellikle kesme frekansından büyük seçilir. Yaygın olarak yüksek geçiren filtrenin kesme frekansını genellikle 20 Hz ile 50 Hz arasında ayarlanır. Bu aralık, EMG sinyallerinin tipik olarak 20 Hz ile 500 Hz arasında yararlı bilgiler içermesi nedeniyle sıklıkla tercih edilir ve daha yüksek bir kesme frekansı, düşük frekanslı gürültüyü ortadan kaldırmaya yardımcı olur [13].

Filtreleme işleminin ardından yapılan doğrultma işleminde elde edilen işaretin basitçe mutlak değeri alınmıştır. Yumuşatma işlemi için hareketli ortalama filtresi uygulanmıştır. Böylelikle kutuplanmayı ortadan kaldırırken genlik bilgisi korunmuş ve rastgele varyasyonları azaltarak işaret-gürültü oranı iyileştirilmiştir. Yumuşatma için kullanılan matematiksel formül aşağıda ifade edilmiştir:

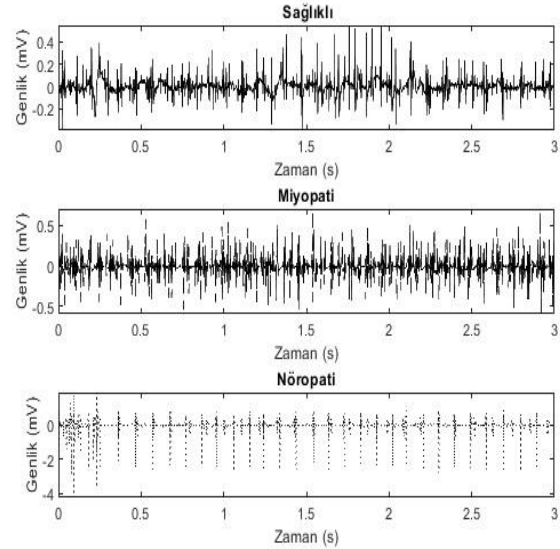
$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(n-k) \quad (4)$$

Burada $y(n)$ çıktığı, $x(n)$ ise girişi simgeler. Filtrenin uzunluğu N ile belirlenir.

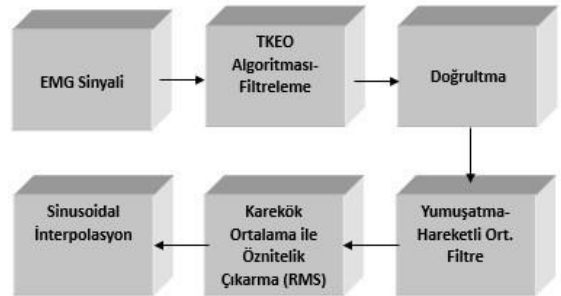
Öznitelik çıkarımı için çeşitli teknikler uygulanmaktadır. Bu çalışmada, bu amaçla önceki çalışmalarda da yaygın olarak kullanılan, karekök ortalama yöntemi (RMS) uygulanmıştır. Temel olarak bir işaretin karekök ortalaması aşağıda verilen denklemle hesaplanmaktadır:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)^2} \quad (5)$$

Burada $x(n)$ işaretin n . örneklemini, N de toplam örnekleme sayısını temsil etmektedir. Bu adımın ardından son olarak normalizasyon ve segmentasyon aşamaları da takip edilmektedir. İsteğe bağlı olarak kullanılacak işaretlerin optimizasyonu için temel amacı veri toplama veya ön işleme adımları sırasında ortaya çıkmış olabilecek herhangi bir yapı veya istenmeyen işareti tespit etme ve kaldırma adına burada son bir işlem yapılabilir. Bu çalışmada kullanılan sinyallerin maksimum noktaları eklemelerin istenilen yollarının takibinde önemli bir görevi olduğundan, sinusoidal interpolasyon tekniği uygulamak adına önce lokal maksimum noktalar tespit edilmiştir. Ardından sinusoidal interpolasyon uygulanmış, ön işlem uygulamalarıyla elde edilmiş nihai işaretler elde edilmiştir. Bu adımların akış diyagramı Şekil-3'te gösterilmiştir. Ön işlem uygulanmış işaretler arasında en düşük kümülatif karekök ortalama değere sahip olanın üzerinden ekstremum arama metodu ile sistemin istenilen yörüngeyi takibi sağlanmıştır.



Şekil 2: EMG işaretleri



Şekil 3: İşaretlere uygulanan ön işlem basamakları

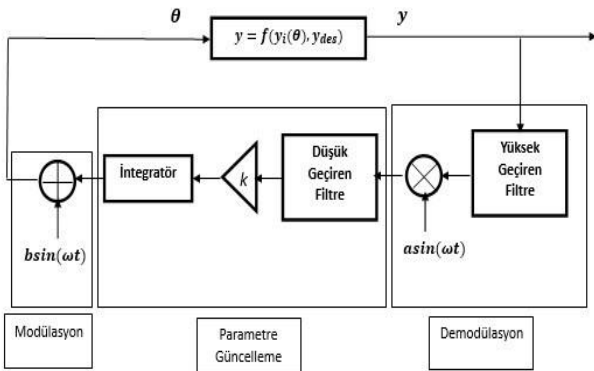
2.2. Ekstreum Arama Metodu

Elde edilen EMG işaretleri arasında daha önce söz edildiği şekilde karar verilmiş olan işaret üzerinden ekstreum arama metodu ile istenilen yörüngede hareketin sağlanması hedeflenmiştir. Ekstreum arama metodu ile kontrol, bir sistemin bir veya daha fazla parametresine göre bir maliyet fonksiyonunun maksimum veya minimum değerini optimize etmek veya izlemek için kullanılan bir kontrol yaklaşımıdır [14]. Bu çalışmada kullanıldığı üzere statik optimizasyon için temelde kullanılan ekstreum arama metoduna ilişkin blok diyagramı Şekil-4'te verilmiştir [15].

Şekil-4'te verilen blok diyagram üzerinde; y_i , tahmini parametre değeridir ve istenilen yolağı temsil eden sinyal olan y_{des} değerine benzetimi esastır. Modülasyon ve demodülasyon sinyalleri için sinusoidal işaretler kullanılmaktadır. k , öğrenme katsayısını temsil ederken y , maliyet fonksiyonunu işaret etmektedir. Burada temel yapılmak istenen; EMG sinyal üzerinden devşirilen güncel sinyal üzerinden, istenilen yolağı kullanarak maliyet fonksiyonu tespit edilerek ekstreum arama metodu vasıtasıyla robot kolun eklemlerini sürücü işaretlerin elde edilmesidir. Maliyet fonksiyonu olarak ikinci dereceden yaklaşım benimsenmiştir. Fonksiyonun iki temel bileşeni zaman ve açı çıkışı sırasıyla temsil eden t_i ve θ^* 'dir. Kullanılan karesel ikilenik fonksiyon aşağıdaki denkleme ifade edilmiştir.

$$f(\theta) = \frac{1}{2N} \sum_{i=1}^N (y_i(t_i, \theta) - y_{des}(t_i, \theta))^2 \quad (6)$$

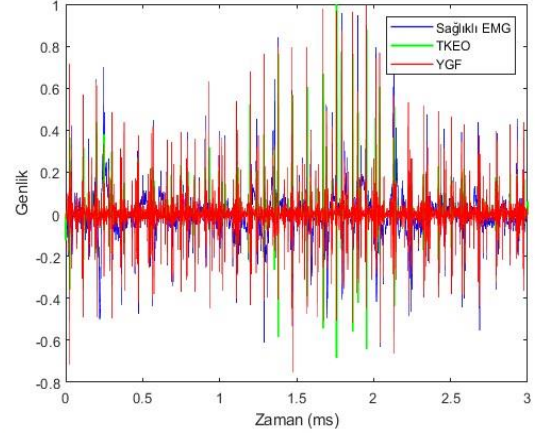
Bu denkleme f maliyet fonksiyonudur. y_i , güncel sinusoidal işaretken y_{des} , t_i noktasında istenilen işaret noktasını sembolize eder. Ekstreum arama metodunun amacı, fonksiyon içindeki kontrol parametrelerinin maliyet fonksiyonu $f(\theta)$ 'yı en aza indiren optimal değerini bulmaktır. Bu süreç, gerçek sinusoidal işareti istenen sinusoidal işarete daha yakın hale getirir. Ekstreum arama kontrol algoritması, maliyet fonksiyonunun gradyanına dayanarak kontrol parametresini gerçek zamanlı olarak sürekli olarak ayarlar. Hedef, maliyet fonksiyonunu en aza indirerek ve en iyi uyum sağlayan sinusoidal interpolasyonu veren optimal işarete yakınsamaktır.



Şekil 4: Ekstreum Arama Metodu Blok Diyagramı

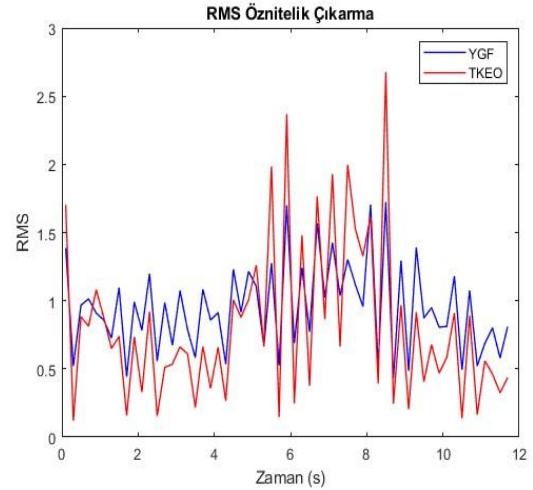
3. Benzetim Çalışması ve Çıktıları

Benzetim çalışması öncesinde, kullanılan sinyallerin ön işlem aşamaları gerçekleştirilmiştir. Kıyas için kullanılan 4. Dereceden Butterworth yüksek geçiren filtre için kesim frekansı 20 Hz, örnekleme periyodu ise 0.001 saniye olarak belirlenmiştir. Sönümlenme katsayısı olarak 1 alınmış olup Denklem 2 ve 3'te temsil edilen diğer terimler için Matlab Butterworth Filtre tasarımı için varsayılan değerler kabul edilmiştir. Girişte kullanılan sağlıklı EMG işareti ve filtrelenmiş EMG işaretleri Şekil-5'te gösterilmektedir.

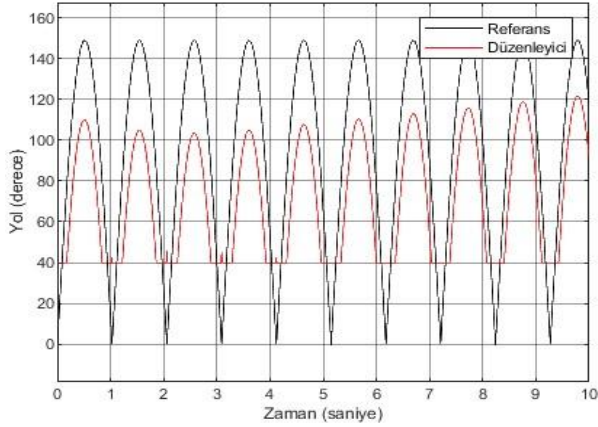


Şekil 5: Filtrelenmiş EMG işaretleri

Yumuşatma işlemi için uygulanan hareketli ortalama filtresi için pencere büyüklüğü 100 olarak alınmış, bütün işaretlere uygulanmıştır. Ardından karekök ortalaması alınan işaretlerin pencere uzunluğu 200 örnek olarak alınmış olup uygulanan Philips algoritmasının avantajı Şekil-6'da gözler önüne serilmiştir.



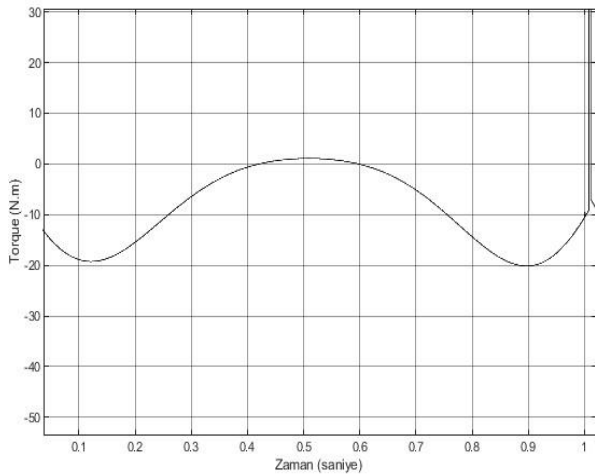
Şekil 6: Sağlıklı EMG işaretinin öznelik işaretleri



Şekil 11: Düzenleyici çıktısı ($k=0.001$) ve referans yörünge

Her 1 saniyede periyodik olarak ilerleyen dönüş hareketi esnasında duraksama ve tekrar başlangıca sebep olan plato ve göz ardı edilebilecek ölçekteki lokal dürtü sinyalleri öğrenme sürecinin getirdiği bir tür ödünleşimdir. Benzetim çalışmalarında da görüldüğü üzere bu geçişlerde görülen dürtüler, robot kolun çalışmasında herhangi bir kabul edilebilir soruna neden olmamaktadır.

Benzetim çalışmasının, daha önce de bahsedildiği üzere, temel amacı; seçilmiş hastalıklı işaretlerin bertarafına yönelik gerçek zamanlı dinamik yapıda bir dış iskelet robotun, tarif edilen yöntemle yapılabilişliğinin gösterilmesidir. İnsan üst uzvunun dirsek eklemi; kişinin yaş, cinsiyet, ağırlık, kas kütlesi vb. gibi etmenlerine ve de yapılan işe bağlı olmak kaydıyla, fleksiyon ve ekstensiyon için ortalama 20-30 N.m torka gereksinim duymaktadır [16-17]. Yapılan tasarımın istenilen yörüngede yapmış olduğu fleksiyon-ekstensiyon hareketi esnasında ölçülen tork grafiği Şekil-12'de gösterilmiştir. Antropometrik verilerle uyuşacak şekilde hareketini tamamlayan tasarımın, benzetim çalışması çıktısında görülen her 1 saniyelik periyodik hareketin henüz başında göstermiş olduğu yüksek değerli dürtü; eklemdaki motor hareketin kavrama torkuna karşılık gelmektedir.



Şekil 12: Dirsek ekleminde ekstensiyon hareketi torku

4. Tartışma ve Sonuçlar

Bu çalışmada, miyopatik ve nöropatik olarak sınıflandırılmış hastalıklı bireylere ait EMG işaretlerinin işlenmesi ve karşılaştırmalı olarak elde edilmiş, ön işlemler sayesinde stokastik yapıdan olabildiğince sıyrılarak kullanıma hazır hale getirilmiş işaretler ile bilgisayar destekli tasarımla hazırlanmış bir üst uzuv dış iskelet robotunun kontrolü sağlanmıştır. Belirlenen sürücü işareti, önceden belirtilmiş yörüngeye; ekstremum arama metodu taban alınarak hazırlanmış matematik model kullanımına gerek duymayan düzenleyici bloku ile yakınsanarak robot kolun eklemleri dilenen ölçüde döndürülmüştür. Böylelikle antropometrik veri sınırları içinde çalışma verilerine ulaşarak robot kolun dinamik öğrenme ve gerçek zamanlı algılayıcı verisi ile kontrolünün yapılabilişliği gözler önüne serilmiştir. Çalışmanın bir diğer önemli çıktısı, EMG işaretleri ön işlem basamaklarından, temelde takip edilen ilk adım olarak uygulanan yüksek geçiren filtreleme yerine Philips algoritmasının kullanımını sınıyor oluşudur. Yüksek geçiren filtre istenilen tüm gürültüleri bertaraf etmede yetersiz kalmakta, baz çizgisine yakın düşük gürültülerin geçişini tam olarak engelleyemeyerek öz nitelik çıkarımında sorunlara neden olmuştur. Bu sorunun çözümünde kullanılan yöntem başarılı çıktıları sağlamıştır. Böylelikle gelişmiş öz nitelik çıkarımı yapılan EMG işaretleri ile istenilen yörünge takibi yüksek verimle gerçekleştirilmiştir.

Kaynakça

- [1] Frontera, Walter R.; Ochala, Julien (2015). Skeletal Muscle: A Brief Review of Structure and Function. *Calcified Tissue International*, 96(3), 183–195. doi:10.1007/s00223-014-9915-y
- [2] World Health Organization: WHO. (2022). Musculoskeletal health. [www.who.int. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions)
- [3] Cieza, Alarcos; Causey, Kate; Kamenov, Kaloyan; Hanson, Sarah Wulf; Chatterji, Somnath; Vos, Theo (2020). Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet*, (), S0140673620323400–. doi:10.1016/S0140-6736(20)32340-0
- [4] Bai, S.; Virk, G.S.; Sugar, T. *Wearable Exoskeleton Systems: Design, Control and Applications*; Institution of Engineering and Technology: London, UK, 2018.
- [5] Gull, M. A., Bai, S., & Bak, T. (2020). A review on design of upper limb exoskeletons. *Robotics*, 9(1), 16.
- [6] Gunasekara, J. M. P., Gopura, R. A. R. C., Jayawardane, T. S. S., & Lalitharathne, S. W. H. M. T. D. (2012, December). Control methodologies for upper limb exoskeleton robots. In *2012 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)* (pp. 19-24). IEEE.
- [7] Examples of Electromyograms V1.0.0. (2009, September 5). <https://physionet.org/content/emgdb/1.0.0/>
- [8] Leal-Naranjo, J. A., Ceccarelli, M., & Torres-San Miguel, C. R. (2017). Mechanical design of a prosthetic human arm and its dynamic simulation. In *Advances in Robot Design and Intelligent Control: Proceedings of the 25th Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region*

- (RAAD16) (pp. 482-490). Springer International Publishing.
- [9] Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8, 11-35.
- [10] Redfern, M. S., Hughes, R. E., & Chaffin, D. B. (1993). High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clinical Biomechanics*, 8(1), 44-48.
- [11] Wang, J., Tang, L., & Bronlund, J. E. (2013). Surface EMG signal amplification and filtering. *International Journal of Computer Applications*, 82(1).
- [12] Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2010). Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European journal of applied physiology*, 110, 489-498.
- [13] Potvin, J. R., & Brown, S. H. (2004). Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 389-399.
- [14] Krstić, M. (2000). Performance improvement and limitations in extremum seeking control. *Systems & Control Letters*, 39(5), 313-326.
- [15] Extremum seeking control - MATLAB & simulink. (n.d.). <https://www.mathworks.com/help/slcontrol/ug/extremum-seeking-control.html>
- [16] Kodek, T., & Muni, M. (2003). An analysis of static and dynamic joint torques in elbow flexion-extension movements. *Simulation modelling practice and theory*, 11(3-4), 297-311.
- [17] Griffin, J. W. (1987). Differences in elbow flexion torque measured concentrically, eccentrically, and isometrically. *Physical therapy*, 67(8), 1205-1208.