

BBA TABANLI ÜST UZUV REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN SONSAL OLASILIK DEĞERLERİ KULLANILARAK KONTROLÜ

CONTROL OF A BCI-BASED UPPER LIMB REHABILITATION SYSTEM UTILIZING POSTERIOR PROBABILITIES

Ela Koyaş, Mine Saraç, Ahmetcan Erdoğan, Müjdat Çetin, Volkan Patoğlu
Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Sabancı Üniversitesi, İstanbul, Türkiye
Email: {elakoyas, minesarac, ahmetcan, mctetin, vpatoglu}@sabanciuniv.edu

Özetçe—Bu çalışmada, elektroensefalografi (EEG) tabanlı bir Beyin-Bilgisayar Arayüzü (BBA), felçli hastaların rehabilitasyonu sürecinde kullanılmak üzere tasarlanmış olan robotik bir sistem ile birleştirilmiş ve hastaların yapmak istedikleri sağ kol hareketlerini zihinlerinde canlandırarak robot sistemini kontrol etmeleri sağlanmıştır. Deneyler sırasında kaydedilen EEG verilerinden, frekans bantlarındaki güç yoğunluğu öznelik olarak seçilmiş ve hastanın hayali motor hareketleri Doğrusal Ayırtaç Analizi (DAA) yöntemi ile sınıflandırılmıştır. Bu çalışmaya özgün olarak, sınıflandırıcıdan elde edilen sonsal olasılık değerleri BBA uygulamalarında alışlageldiği gibi ayrık sınıflandırıcı çıktılar olarak değil, doğrudan sürekli değere sahip çıktılar halinde rehabilitasyon robotu sisteminin hızını kontrol etmek için kullanılmıştır. Hastanın egzersiz hızının, bu çalışmada önerilen şekilde, hareket boyunca anlık olarak belirlenen zihinde canlandırılma seviyelerine bağlı olarak değiştirilebilmesi, hastanın tedaviye aktif katılımını sağlayarak robot destekli terapinin etkinliğini artırma potansiyeline sahiptir. Önerilen BBA tabanlı robotik rehabilitasyon sistemi laboratuvarımızdaki fiziksel düzenekler üzerinde başarı ile gerçekleştirilmiş ve örnek deney verileri sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler—BBA, EEG, Robotik Rehabilitasyon Sistemleri, Doğrusal Ayırtaç Analizi, Duyumotor Ritmi

Abstract—In this paper, an electroencephalogram (EEG) based Brain-Computer Interface (BCI) is integrated with a robotic system designed to target rehabilitation therapies of stroke patients such that patients can control the rehabilitation robot by imagining movements of their right arm. In particular, the power density of frequency bands are used as features from the EEG signals recorded during the experiments and they are classified by Linear Discriminant Analysis (LDA). As one of the novel contributions of this study, the posterior probabilities extracted from the classifier are directly used as the continuous-valued outputs, instead of the discrete classification output commonly used by BCI systems, to control the speed of the therapeutic movements performed by the robotic system. Adjusting the exercise speed of patients online, as proposed in this study, according to the instantaneous levels of motor imagery during the movement, has the potential to increase efficacy of robot assisted therapies by ensuring active involvement of patients. The proposed BCI-based robotic rehabilitation system has been successfully implemented on physical setups in our laboratory and sample experimental data are presented.

Keywords—BCI, EEG, Robotic Rehabilitation Systems, Linear Discriminant Analysis, Sensorimotor Rhythm

Bu çalışma Sabancı Üniversitesi'nin IACF-11-00889, TÜBİTAK'ın 111E056 ve 111M186 sayılı projeleri ile desteklenmiştir.

978-1-4673-5563-6/13/\$31.00 ©2013 IEEE

I. GİRİŞ

Nörolojik hastalıklar ve yaralanmalar nedeniyle hayatına engelli olarak devam etmek durumunda kalan milyonlarca hastanın yaşam kalitelerini arttırmak için özgün rehabilitasyon teknikleri geliştirilmesi günümüzde aktif bir araştırma alanıdır. Nörolojik hastalıkların tedavisi için tasarlanan etkin rehabilitasyon teknikleri, hastalara kaybettikleri fiziksel becerilerini hızlı bir şekilde geri kazanmalarını sağlayarak; hem günlük hayata, hem de iş hayatına aktif katılımı mümkün kıldığından sosyal ve ekonomik olarak kritik önem taşımaktadır.

Fiziksel rehabilitasyon tedavilerinde robot sistemlerinin kullanılması, terapistlerin fiziksel ve iş yükünü azaltmanın yanı sıra, çeşitli oyun temaları ile terapiyi ilgi çekici hale getirerek, hastaların tedaviye daha istekli bir şekilde katılmalarını sağlayabilir. Rehabilitasyon robotları, terapilerin tekrarlanabilir, nicel ölçütler ile takip edilebilir ve kolay ayarlanabilir bir şekilde uygulanmasına imkan verirler. Ayrıca, hastaların terapiye aktif olarak katılmalarını sağlamak amacıyla, hastalara sadece ihtiyaç duydukları miktarda destek verebilirler.

Günümüzde kullanılmakta olan robot sistemlerinde hastanın kendisinden talep edilen egzersiz hareketini tamamlayabilmesi için robotu istemli olarak hareket ettirmesi gereklidir. Ancak bu yaklaşımın omurilik yaralanmalarında kullanılması mümkün olmayabilir; çünkü bu gruba ait hastaların büyük çoğunluğu nörolojik sakatlıktan etkilenen uzuvlarını istemli olarak hareket ettiremezler. Uzuvarlarında istemli hareket yetisi olmayan hastaların da robot destekli rehabilitasyon sistemlerinden yararlanabilmeleri için Beyin-Bilgisayar Arayüzleri (BBA) kullanılması bu çalışmanın da konusu olan çok yeni bir yaklaşımdır. İnsan beyninin adaptasyon özelliği sayesinde, felçli hastaların, hayali motor hareketine dayalı bir BBA sistemini sağlıklı gönüllüler kadar etkin bir şekilde kullanabilecekleri literatürde gösterilmiştir [1].

Önceki çalışmalarda BBA sisteminden gelen hareket isteği, eş zamanlı olarak ya sanal gerçeklik ortamında ya da çeşitli robotların hareket ettirilmesi ile hastaya geribildirim olarak gösterilmiştir. BBA sistemlerinin fiziksel rehabilitasyonda yararlı olabilmesi için, hastanın dâşünsel çalışmasının yanında fiziksel egzersizini de eş zamanlı olarak uygulayabilmesi gerekmektedir [2]. BBA sistemlerinin robotlarla birleştirildiği çalışmalarda çoğunlukla hastadan belirli bir hareketi düşünmesi istenilir. Hastanın hareket isteği, BBA ile elde edildikten sonra, robot üzerinden hastaya geribildirim olarak yansıtılır. Bu yapıya

sahip bir sistemde; hastanın hareket komutunu üretene kadar hareketi düşünmesi yeterlidir ve hareket sırasında düşünmeye devam etmesi robotun hareketini değiştirmez. Ayrıca, hasta hareket başladıktan sonra harekete olan ilgisini kaybetse bile hareket tamamlanır. Sonuç olarak bu tür bir tedavi sırasında hasta, kolunu günlük yaşamdaki gibi kontrol etmeyi değil; bir BBA sistemi ile birleştirilmiş robotik bir kolu kontrol etmeyi öğrenebilir. Dolayısıyla bu tür bir tedavinin hastanın iyileşme sürecine olumlu katkı sağlama potansiyeli düşüktür. [3], BBA sistemi ile robotik sistemin gerçek zamanlı uyumunun rehabilitasyon için gerekli olduğunu savunmuş, ancak deneylerinde egzersiz süresince BBA sisteminden gelen bilgilere göre bir adaptasyona yer vermemiştir. Bu çalışmada, uzuvlarında istemli hareket yetisi olmayan hastalara düzlemsel uzanma egzersizlerinin uygulanabilmesi amacıyla bir rehabilitasyon robotu, Pasif Hiz Alan Kontrolü (PHAK) [4]–[6] kullanılarak bir BBA sistemi ile birleştirilmiştir. PHAK, BBA tarafından tespit edilen hastaya ait anlık hareket istek bilgisini hareket süresince eş zamanlı olarak robotun hızını ayarlamak için kullanır. Dolayısı ile önerilen sistemde hastanın hareketi düşünme seviyesi ile kolunun hareketi, bir geri-besleme döngüsü altında uyumlu olarak gerçekleşir ve hastanın tüm oturum süresince görevine odaklanmasını gerektirir. Böyle bir sistemin iyileşme sürecine olumlu katkı sağlaması beklenmektedir. Ayrıca kullanılan PHAK algoritması hasta-robot sisteminin dışarıdan uygulanan kuvvetler altında dahi kararlılığını ve dolayısı ile uygulama süresince hastaların güvenliğini garanti edebilir.

Beyin ve bilgisayar arasındaki etkileşim, beyindeki elektiriksel aktivitelerin ölçülüp sinyal işleme ve örüntü analizi yöntemleriyle komutlara çevrilmesi ile sağlanır. Beyindeki aktivitenin ölçülmesi için iki yol vardır: derin yöntemde elektrotlar bir operasyon ile kafatasına yerleştirilerek kullanılır; yüzeysel yöntemde elektrotların üzerine yerleştirildiği bir kask yapılıp kafatası dışından ölçüm yapılır. Derin yöntem daha doğru sinyaller alınmasını sağlamakla birlikte, yüzeysel yöntem hastalar açısından daha kullanışlı ve güvenlidir. Yüzeysel yöntemde elektroensefalografi (EEG) sinyalleri analiz edilir. EEG, sinir hücrelerindeki elektiriksel aktivitenin kafatası derisinde oluşturduğu elektrik potansiyelini ölçen bir beyin görüntüleme tekniğidir. EEG sinyallerini işleme tabi tutarak, duyumotor ritimleri ile kullanıcının isteği arasında bir ilişki elde etmek ve alta yatan örüntüyü otomatik olarak tanımlamak, bir BBA için temel amaçtır. Fakat EEG sinyalleri gürültülü, büyük boyutlu ve çok değişken sinyallerdir. EEG sinyallerini kullanarak, hayali motor hareketlerinden öznitelik çıkarmak ve bunları sınıflandırmak için çeşitli yöntemler önerilmiştir. EEG sinyallerinin genlik değerleri, bant güçleri, güç spektral yoğunluğu, özbağlanım parametreleri, adaptif özbağlanım parametreleri ve zaman-frekans gibi öznitelikleri; sinir ağları, saklı Markov modelleri, en yakın komşu, doğrusal ayırtaç analizi, destek vektör makineleri ve bu sınıflandırıcıların kombinasyonları gibi yöntemlerle sınıflandırılmıştır [7].

Bu çalışmada, EEG sinyalinin güç spektral yoğunluklarını öznitelik olarak kullanarak; Doğrusal Ayırtaç Analizi (DAA) yönteminin test verisine atadığı sonsal olasılık değerleri ile BBA'dan sürekli değere sahip bir çıktı elde edilmiştir. Elde edilen sürekli değerli çıktı ile rehabilitasyonda kullanılmak üzere tasarladığımız robotik bir sistemin hızı kontrol edilmiştir. Ayrık bir sınıflandırıcı çıktısı yerine sürekli değerli bir çıktı ile kontrolü sağlıyor olmak çalışmamızın önemli özgün yanlarından biridir. Bizi sürekli değerli bir çıktı kullanımına motive eden

etken; hastanın hareketi sadece isteyip istemediği değil; aynı zamanda ne kadar istediği bilgisinin, rehabilitasyon sürecinde robot ile hastaya sadece gerektiği kadar yardım sağlanması bakımından, önemli olduğu yönündeki tespittir [3]. Bildirinin 2. Bölümü'nde hayali motor hareketi tabanlı beyin bilgisayar iletişimi için kullandığımız öznitelik çıkarımı ve sınıflandırıcı yöntemi detaylı bir şekilde anlatılmaktadır. 3. Bölüm'de rehabilitasyonda kullanılmak üzere tasarlanan robotik sistemimiz açıklanırken, 4. Bölüm'de deneysel sonuçlar sunulmaktadır. Son olarak, 5. Bölüm'de bu çalışmada ulaştığımız vargılar ve devam etmekte olan yeni çalışmalarımız anlatılmaktadır.

II. HAYALİ MOTOR HAREKETİ TABANLI BEYİN BİLGİSAYAR İLETİŞİMİ

A. Öznitelik Çıkarımı

Hayali motor hareketlerinin hazırlık aşamasında olgu ile ilgili desenkronizasyon ve olgu ile ilgili senkronizasyona bağlı olarak oluşan, alfa (α , 8Hz-13Hz), sigma (σ , 14Hz-18Hz), ve beta (β , 18Hz-30Hz) frekans bantlarının güçlerindeki değişimler, EEG sinyallerinin duyumotor ritimler şeklinde analiz edilmesine olanak sağlar [10]. Bu sebeple, ilgilendiğimiz EEG sinyalinin aktivitesi bu frekans bantlarında hesaplanan spektral güç yoğunluğu ile karakterize edilebilir. Bu güç yoğunlukları bir yandan hayali hareket niyetini etkin biçimde temsil etmeleri, bir yandan da çok yüksek boyutlu olmamaları nedeniyle çalışmamızda öznitelik vektörleri olarak seçildi.

B. Sınıflandırma

BBA deney yapısı için, sağ kol hayali motor hareketi ve dinlenme periyotları olmak üzere iki sınıflı bir problem kuruldu. Bu problemi çözmek üzere, sınıflandırıcı yöntemi olarak DAA seçildi. Çünkü DAA karmaşık olmadığı için istikrarlı bir yöntemdir ve eğitim kümesinde ufak bir değişiklik olsa bile başarıyı etkilenmez. Bunun yanında, bir çok hayali motor tabanlı BBA'da DDA başarı ile kullanılmıştır [8]–[10]. Bu yöntem farklı sınıflara ait verileri hiperdüzlemlerle birbirinden ayırır. Bu çalışmada, DAA için yapılan varsayım, eğitim kümesinin Gauss dağılımına sahip olmasıdır. Bu varsayım ile eğitim kümesi, (1) ve (2) kullanılarak, aynı ortak değişinti matrisine fakat farklı ortalama vektörüne sahip olacak şekilde modellenir. Burada eğer i . örneğin öznitelik vektörü olan x_i , k sınıfına aitse M_{ik} değeri 1'e, değilse 0'a eşittir ve toplam N örnek vardır.

$$\hat{\mu}_k = \frac{\sum_{i=1}^N M_{ik} x_i}{\sum_{i=1}^N M_{ik}} \quad (1)$$

$$\hat{\Sigma}_k = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{k=1}^2 M_{ik} (x_i - \hat{\mu}_k)(x_i - \hat{\mu}_k)^T}{N - 2} \quad (2)$$

Test kümesinden gelen bir örnek, (3)'te gösterildiği gibi beklenen maliyet değeri en küçültülecek şekilde sınıflandırılır.

$$\hat{y} = \arg \min_{y=1,2} \sum_{k=1}^2 \hat{P}(k|x) C(y|k) \quad (3)$$

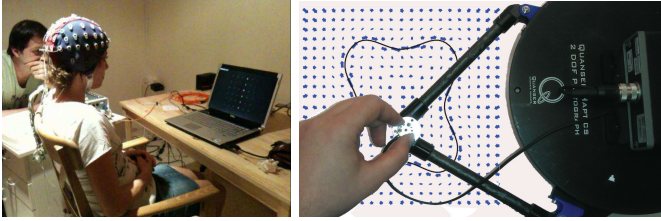
Burada, C maliyet fonksiyonu, \hat{y} örneğin sınıflandırıldığı, k ise gerçekte ait olduğu sınıftır. Eğer örnek doğru sınıflandırılırsa maliyet fonksiyonu 0'a, yanlış sınıflandırılırsa 1'e eşittir. Bu maliyet fonksiyonu en büyük sonsal (MAP) sınıflandırma kuralına yol açar. (4) ve (5) kullanılarak hesaplanan $P(k|x)$ sonsal olasılık değerleri sınıflandırıcıdan elde edilen sürekli değerli çıktı olarak alındı ve robotun hızını kontrol etmek için kullanıldı.

$$P(x|k) = \frac{1}{(2\pi|\Sigma_k|)^{1/2}} \exp\left(-\frac{1}{2}(x - \mu_k)\Sigma_k^{-1}(x - \mu_k)^T\right) \quad (4)$$

$$P(k|x) = \frac{P(x|k)P(k)}{P(x)} \quad (5)$$

III. ROBOTİK REHABİLİTASYON SİSTEMİNİN KONTROLÜ

Fiziksel deneyler için Şekil 1(a)'daki BBA sistemi, laboratuvarımızda üst uzuv rehabilitasyonu için kullandığımız Şekil 1(b)'deki sistem ile birleştirildi ve hastaya robot kullanılarak önceden belirlenen periyodik bir rota takip ettirildi. Sisteme uygulanan kuvvetlerin ölçümü için sisteme altı yönlü kuvvet/moment sensörü eklendi. Kullanılan dokunsal sistemin gerçek zamanlı olarak kontrolü masaüstü bir bilgisayara takılmış veri kartı sayesinde sağlandı. Fizik tedavi egzersizleri sürecinde, robot-insan etkileşiminin güvenliğinin garanti edilebilmesi için Pasif Hız Alan Kontrolü (PHAK) [4]–[6] kullanıldı. PHAK'nin en önemli özellikleri, hareket hızından bağımsız olarak rota takibine imkan vermesi ve robotu dışarıdan gelen kuvvetlere göre pasif kılmasıdır. Bu özellikler sayesinde hastanın uyguladığı herhangi bir kuvvete karşılık robotun hareketini, istenilen rotadan önemli ölçüde sapmadan ve kesinlikle kararlı bir şekilde devam ettirmesi sağlanabilir. Ayrıca PHAK, BBA sistemiyle elde edilen hayali motor hareketi seviyelerine göre robotun hızını ve/veya robotun takip ettiği rotayı değiştirebilmesine imkan tanır. Bu sayede hastanın hem tüm rehabilitasyon süresi boyunca görevine odaklanması sağlanabilir, hem de hasta performansını robotun hareketlerine bakarak eş zamanlı olarak değerlendirebilir.



Şekil 1. (a) BBA sistemi; (b) PHAK ile çalışan, kuvvet sensörlü, yatay, 2 serbestlik dereceli dokunsal arayüz

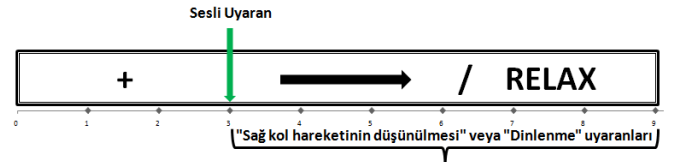
IV. DENEY SONUÇLARI

A. Denei Yapısı

Sistemde gönüllüden sağ kol hareketi düşünmesi veya dinlenmesi istenmiştir. Veri kümesi, yaşları 20-30 aralığında değişen 8 sağlıklı gönüllüden kaydedilmiştir. Şekil 2'de gösterildiği gibi 3 saniyelik pasif periyodun 6 saniyelik sağ kol hayali motor hareketi veya dinlenme periyodu ile devam etmesine *sinama grubu* adı verilmiştir. Her pasif periyotta "+" işareti uyarı olarak ekranda belirir ve bu sırada toplanan veri sinyal analiz işlemine tabi tutulmaz. Şekil 3'te gösterildiği gibi, sağ kol hareketinin düşünülmesini belirtmek için sağ ok, dinlenme periyodu içinse "RELAX" yazısı ekranda uyarı olarak gösterilmiştir. Her görsel uyarıncesine sesli uyarı eklenmiştir. Sinama gruplarının içerikleri (hareket veya dinlenme) rastgele seçilmiştir. 40 sinama grubu bir araya gelerek bir *akış* oluşturur ve bir deney 5 akıştan oluşmaktadır. Her akışın ilk sinama grubu, oluşabilecek bir hatayı önlemek için çevrimdışı analize sokulmamıştır.

B. Veri Kayıt Sistemi

EEG sinyallerinin kayıtları Biosemi ActiveTwo EEG kayıt cihazımızın ActiView kayıt yazılımında, Şekil 4'te gösterilen

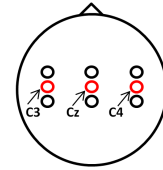


Şekil 2. Bir Sinama Grubunun Zamanlama Şeması



Şekil 3. BBA Deney Düzenliği

C3 Cz C4 kanallarından Ag-AgCl elektrotlar kullanılarak yapıldı. Alınan sinyaller önce biyopotansiyel yükseltici ile yükseltildi ve 512 Hz ile örneklendi. Her elektrotun alt ve üst komşusundan gelen sinyalin ortalaması, bu elektrottan gelen sinyalden çıkarıldı ve bu şekilde referanslanmış kanallar elde edildi.



Şekil 4. Elektrot Şeması

C. Öznitelik Çıkarımı

Bilgi içeren beyin aktivitesi, uyarının ekranda belirmesinden hemen sonra gözlemlendiği için bir sinama grubundaki sinyalin tamamının incelenmesine gerek yoktur. Bunun için, bu çalışmada, belirli bir zaman aralığını kapsayan bir pencere içindeki alfa, beta ve sigma frekans bantları incelendi. Bu frekans bantlarındaki ortalama güç yoğunluğu öznitelik olarak kullanıldı. Sinyal frekans bazında incelendiği için sinyale, pencereleme boyutu 512 ve her aşamada pencerenin kaydırılma miktarı 64 örnek olarak ayarlanan Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü uygulandı. DAA yöntemini kullanan sınıflandırıcı için; kaydedilen verinin rastgele seçilen %75'i eğitim kümesi, %25'i ise test kümesi olarak kullanıldı. Eğitim kümesi üzerinde her gönüllü için uygun frekans bantları ve zaman penceresi aralığı seçildi [11]. Her elektrot için, frekans bantlarının zaman penceresi aralığındaki ortalama spektral güç yoğunluğu hesaplandı ve öznitelik olarak seçildi. Dolayısıyla 3 elektrot ve her elektrot için 3 farklı spektral güç yoğunluğu olmak üzere toplam 9 öznitelik sınıflandırıcıya girdi olarak kullanıldı.

D. Sınıflandırma

DAA yöntemini kullanan sınıflandırıcının başarımını ölçmek için 2'li çapraz doğrulama yöntemini 300 kez uygulayarak birbirinden farklı %75'e %25 oranı ile eğitim ve test kümeleri oluşturduk ve sınıflandırdık. Sınıflandırıcının performansını ölçmek için elde ettiğimiz 300 başarımların ortalama değerini hesapladık. 8 gönüllü için hesaplanan ortalama başarımlar Tablo 1'de gösterilmiştir. En iyi sınıflandırma başarımı %84 olarak elde edilirken, en kötü sonuç %63 olarak hesaplanmıştır. Sonuçlar, hayali motor hareketi tabanlı BBA sistemlerinin gönüllüye, yorgunluk düzeyine ve konsantrasyonuna bağlı olduğunu göstermektedir ve literatürdeki sonuçlarla uyumludur. Bunun yanında, başarımların robotik sistemin kontrolü için kabul edilebilir düzeydedir. Sınıflandırma sonuçlarını sunmamızın amacı BBA sistemimizin makul bir başarımla çalıştığını göstermektir. Bir sonraki bölümde bahsedeceğimiz gibi, robotik kontrolde ayrıntılı sonuçlarımızı değil, sürekli değerli sınıf olasılıklarını kullanacağız.

Gönüllü No	Doğruluk Oranları
1	70.1622
2	83.9504
3	64.0922
4	69.5714
5	70.3694
6	63.0357
7	79.8810
8	74.6047

Tablo I. DAA İLE ELDE EDİLEN SINIFLANDIRMA SONUÇLARI.

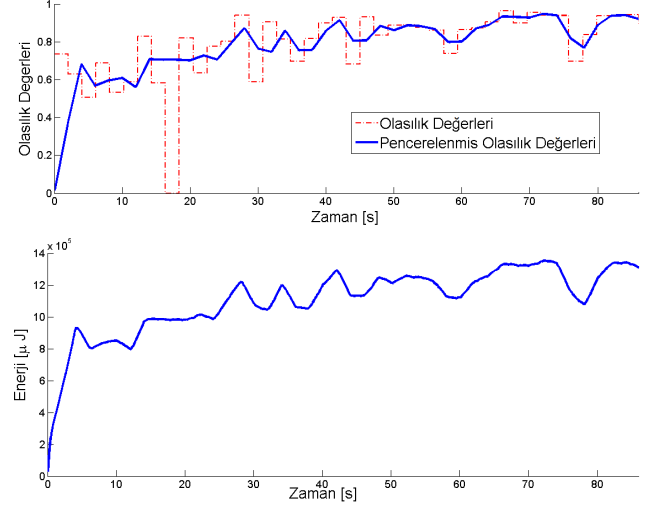
E. Robotik Kontrol

Robotun hızını kontrol etmek üzere 2. gönüllünün verileri kullanıldı. Test kümesinde daha fazla veri bulundurmak için; robotik kontrol deneyinde verinin %60'ı eğitim, %40'ı test için kullanıldı. Rehabilitasyon sürecinde robotun her zaman hareket etmesini istediğimiz için dinlenme periyodunun bulunduğu sınama gruplarıyla ilgilenilmedi. Bunun yanında, yanlış sınıflandırılan sağ kol hayali motor hareketleri için sonsal olasılık değerleri 0'a eşitlendi. Bu deneyimizde sadece hareket komutunun verildiği bilindiğinden, yanlış sınıflandırmaları otomatik olarak tespit etmek mümkün olmaktadır. Dolayısıyla, doğru sınıflandırılan sağ kol hayali motor hareketlerine atanan sonsal olasılık değerleri ve yanlış sınıflandırılan sağ kol hayali motor hareketleri içinse 0'a eşitlenen sonsal olasılık değerleri, robotun hızını ayarlamak için kullanıldı. Sistemin pasifliğini tehlikeye atmadan robotun hızını değiştirmemize olanak sağlayan PHAK ile o an sistemde kayıtlı bulunan enerji değeri hesaplandı ve sistemin anlık hızı belirlendi. Bir başka deyişle sisteme denetim birimi üzerinden eyleyiciler aracılığıyla enerji girişi ve çıkışı uygulanarak robotun hızı ayarlandı ve robota zamandan bağımsız rota takibi yaptırıldı. Bu sayede robotun rota takibini ne kadar hızlı yapacağı hız katsayısı olarak seçilen baz değeri ($\rho = 0.7$) ile belirlendi. Böylece robot verilen hız alanının minimum 0.7 katı; maksimum olasılıkla ise 1.7 katı oranda rota takibi yapacak şekilde ayarlandı. Robotun hızında düzgün ve yumuşak geçişler sağlayabilmek için 2000 örneği kapsayan 4 saniyelik bir pencere, veri boyunca kaydırılarak, ortalama sonsal olasılık değerleri hesaplandı. Sıfır değerleri yanlış sınıflandırmayı belirttiği için pencere içine alınmadı. Elde edilen pencerelemiş sonsal olasılık değerleri, 500 Hz'lik örnekleme frekansı ile çalışan gerçek zamanlı sistemde, belirtilen hız katsayısı olarak seçildi ve robot yeni hızıyla 2 saniye hareket ettirildi. Robotik sisteme girdi olarak verilen, (5)'te hesaplanan sonsal olasılık değerleri, robotik sistemin hızını ve hızla doğru orantılı olan kinetik enerji fonksiyonunu değiştirmektedir. Şekil 5'te olasılık değerleri ile enerji fonksiyonunun birbiri ile ilişkili olduğu gösterilmektedir.

V. SONUÇLAR

Bu makalede hastanın rehabilitasyon süresince görevine odaklanmasını sağlayan güvenli bir robotik sistemi, sağ kol hayali motor hareketlerini kullanan EEG tabanlı bir BBA sistemi ile birleştirdik. 8 gönüllüden kaydedilen EEG sinyallerinden sağ kol hareketinin hayal edildiği verileri, Gauss dağılımı varsayımını kullanarak DAA ile sınıflandırdık ve literatürdeki sonuçlarla uyumlu başarımlar elde ettik. Burada yaklaşımımız hesaplama yükü bakımından çevrimiçi deneylere uygundur. Hesaplanan sonsal olasılık değerlerini, laboratuvarımızda bulunan rehabilitasyon robot sistemini sürekli olarak kontrol etmek için kullandık. Sınıflandırıcıdan sürekli değerli bir çıktı kullanmış olmamız bu çalışmanın özgün yönlerinden biridir. Hastanın hareketi ne kadar istediği bilgisinin rehabilitasyon sürecinde önemli olması nedeniyle kullanmayı

tercih ettiğimiz olasılık değerleri tabanlı BBA sistemi, hastanın tedaviye aktif katılımını sağlayarak, robot destekli terapinin etkinliğini artırma potansiyeline sahiptir. Bundan sonraki çalışmalarımızda; sonsal olasılık değerlerinin, bir gönüllünün hareketi ne kadar çok gerçekleştirmek istediği ile ilişkisini, hayali motor hareketi seviyeleriyle elektromiyografi (EMG) sinyallerini karşılaştırarak doğrulayacağız.



Şekil 5. (a) Olasılık değerleri ve pencerelemiş olasılık değerleri; (b) Enerji fonksiyonu değerleri

KAYNAKLAR

- [1] K. K. Ang, C. Guan, K. S. G. Chua, B. T. Ang, C. W. K. Kuah, C. Wang, K. S. Phua, Z. Y. Chin, ve H. Zhang, *A clinical evaluation of noninvasive motor imagery-based brain-computer interface in stroke* 30th Annual International EMBS Conference of the IEEE, s. 4178–4181, 2008.
- [2] D. C. S. M. Girijesh Prasad, Pawel Herman ve J. Crosbie, *Applying a brain-computer interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study* Neuroengineering and rehabilitation, cilt 7, say. 60, s. 1–17, 2010.
- [3] T. Meyer, J. Peters, D. Brtz, T. Zander, B. Scholkopf, S. Soekadar ve M. Grosse-Wentrup, *A brain-robot interface for studying motor learning after stroke* IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), s. 4078–4083, 2012.
- [4] Erdogan ve V. Patoglu, *Slacking prevention during assistive contour following tasks with guaranteed coupled stability* IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2012), 2012.
- [5] P. Y. Li ve R. Horowitz, *Passive velocity field control (pvfc): Part i-geometry and robustness* IEEE Transactions on Automatic Control, say. 46, s. 2001, 2001.
- [6] P. Y. Li ve R. Horowitz, *Passive velocity field control (pvfc). part ii. application to contour following* IEEE Transactions on Automatic Control, say. 46, s. 1360–1371, 2001.
- [7] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche ve B. Arnaldi, *A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces* Journal of neural engineering, cilt 4, say. 2, 2007.
- [8] D. D'Croz-Baron, J. Ramirez, M. Baker, V. Alarcon-Aquino ve O. Carrera, *A bci motor imagery experiment based on parametric feature extraction and fisher criterion* 22nd International Conference on Electrical Communications and Computers, s. 257–261, 2012.
- [9] C. Vidaurre, M. Kawanabe, P. von Buonau, B. Blankertz ve K. Muller, *Toward unsupervised adaptation of lda for brain x2013;computer interfaces* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, cilt 58, say. 3, s. 587–597, 2011.
- [10] G. Pfurtscheller ve F. H. Lopes da Silva, *Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles* Clinical neurophysiology, cilt 110, say. 11, s. 1842–1857, 1999.
- [11] "G. Pfurtscheller, Ch. Neuper, D. Flotzinger ve M. Prgenzer, *EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement* Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, cilt 103, say. 6, s. 642 – 651, 1997.