



EEG Sinyalleri Kullanılarak Uyku Evrelerinin Sınıflandırılmasında Sayısal Filtrelemenin Etkisi

Effect of Digital Filtering to Sleep Stage Classification Using EEG Signals

Muhammed Kürşad UÇAR^{*1}, Mehmet Recep BOZKURT¹, Kemal POLAT², Cahit BİLGİN³

¹Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Mühendislik Fakültesi
Sakarya Üniversitesi
mucar@sakarya.edu.tr, mbozkurt@sakarya.edu.tr

²Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Abant İzzet Baysal Üniversitesi
kpolat@ibu.edu.tr

³Tıp Fakültesi
Sakarya Üniversitesi
cahitbilgin@sakarya.edu.tr

Özet

Uyku evreleme, uyku sırasında alınan biyolojik işaretlerin uykunun evrelerine göre etiketlenmesidir. Bu işlem uzman doktor tarafından yapılır ve işlem oldukça uzun sürmektedir. Bu işlemlerin otomatik olarak yapılması işlem yükünü azaltmakta ve hastalıklarda teşhis sürecini kısaltmaktadır. Teşhis sürecini kısaltmak için bu çalışmada otomatik uyku evreleme yapılmıştır. Bu amaçla Elektroensefalografi (EEG) sinyalinin zaman (ZD) ve frekans (FD) alanında özellik çıkarımı yapılmıştır. Sınıflandırıcı olarak Olasılıksal Yapay Sinir Ağları (PNN) kullanılmıştır. Uyku süresince alınan EEG sinyalindeki gürültülerin bastırılması için filtre uygulanmıştır. Filtre uygulandıktan sonra sinyallerden zaman ve frekans alanında özellik çıkarımı gerçekleştirilmiştir. Çıkarılan özellikler ile uyku evreleme işlemi PNN sınıflandırıcı ile yapılmıştır. Uyku evreleri üç farklı etikete göre yapılmıştır. Bunlar uyanıklık (W), NonREM (NREM), ve REM (R)'dir. Filtreleme aşamasında farklı filtre tasarımlarıyla uyku evreleme sisteminin doğruluğunun artırılması amaçlanmıştır. Uyku evreleme işleminde EEG sinyaline filtre uygulanmadan yapılan işlemlerde % 69.32 filtre uygulandığında ise % 86.45 doğruluk oranı elde edilmiştir.

Abstract

Sleep staging, get biological signals during sleep is labeled according to the stages of sleep. This process is done by expert doctors and is taking longer. When this process is done automatically, processing load is reduced and disease diagnosed in time shorts. To shorten the diagnostic process, in this study, automatic sleep staging was performed. With this purpose, feature extraction was carried out from

Electroencephalography (EEG) and electrooculography (EOG) at time dome (ZD) and frequency dome (FD). For classifying, Probabilistic Neural Network (PNN) is used. EEG and EOG was filtered to suppress noises in signals. Then, from the signals, time and frequency domains features extraction. With features extracted is done sleep stage scoring by PNN. Sleep stage scoring was carried out based on three different labels. These is Wake (W), NonREM (NREM), and REM (R). In the filtering step, different filter design is done to increase the accuracy of sleeping staging systems. In sleep staging process, when EEG unfiltered was categorized and 69.32% accuracy was obtained, EEG filtered was categorized 86.45% accuracy was obtained.

1. Giriş

Obstrüktif Uyku Apne Sendromu (OSAS) uykuda tekrarlayan üst solunum yolu tıkanmalarına bağlı olarak, hava akımının azalması ya da solunumun durmasıyla karakterize olan ve sıklıkla oksijen saturasyonunda azalmayla birlikte görülen bir sendromdur. Uyku apnesi teşhisi Polisomnografi (PSG) cihazı analizi ile konulmaktadır. PSG, gece uykusu boyunca OSAS, Obezite Hipoventilasyon Sendromu (OHS), Santral Uyku Apne Sendromu (SUAS), Üst Havayolu Rezistans Sendromu (UARS), insomni, uykuda periyodik bacak hareketleri ile karakterize Restless Legs Sendromu gibi uyku ilişkili hastalıkların tanısında ve gündüzde Uyku Aktivasyon Testi ile aşırı uykululukla giden hipersomni, narkolepsi gibi hastalıkları tespit için kullanılan hastanın beyin dalgalarının, göz hareketlerinin, solunum faaliyetlerinin, kanındaki oksijen yüzdesinin ve kas aktivitesinin ölçülmesi ile yapılan incelemenin adıdır. OSAS tanısı, PSG cihazı ile alınan biyoelektrik sinyallerin uzman doktor tarafından

* İkinci yazarın danışmanlığında yapılan, "UYKU EVRELEME VE UYKU APNE SENDROMU TEŞHİSİ İÇİN YENİ BİR SİSTEM GELİŞTİRİLMESİ" başlıklı doktora tezinden üretilen bu çalışma SAÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından (Proje No: 2014-50-02-022) desteklenmiştir.

incelenmesinin ardından oluşturulan rapora göre konur. Ancak bu işlem oldukça uzun ve zahmetlidir. Otomatik uyku evreleme sistemlerinin geliştirilmesi raporlama ve teşhis süreçlerini kısaltacaktır.

PSG cihazının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Cihazın kullanımı ancak uzman teknisyen tarafından gerçekleştirilebilmekte ve uygulamanın hastane ya da laboratuvar ortamında gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Ayrıca cihaz oldukça fazla elektrot kullanımı gerektirmektedir. Bu dezavantajlar hastayı doğal uyku ortamından uzaklaştırmaktadır. Hastanın alışkın olmadığı ortamda uyuması alınacak sonuçların güvenilirliğini azaltacaktır.

PSG uyku ile ilişkili çeşitli hastalıkları tespit etmeye yarayan pahalı, zaman alıcı ve özel ekip gerektiren ancak tanıda “altın standart” yöntemdir. Bu yöntemin zahmetli ve pahalı olmasından dolayı daha ucuz alternatifler arayış yoluna gidilmiştir. Bu nedenle, özellikle OSAS tanısında poligrafik yöntemler sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. ASDA (American Sleep Disorders Association)’nın Kategori III sistem olarak sınıflandırdığı, 8 kanallı POLY-MESAM (PM) ünitesi ile EEG içermeyen ve poligrafi olarak adlandırılan kardiopulmoner uyku çalışmaları yapılmıştır [1]. Fakat EEG kullanabilen daha pratik cihazlara gereksinim vardır.

PSG cihazının edinim maliyeti yaklaşık olarak 40.000 - 60.000 TL arasındadır. Cihaz evde kullanıma uygun değildir. Uyku laboratuvarı ve uzman teknisyen sayılarının oldukça az olmasından dolayı uyku rahatsızlığı çeken hastalar, hastanelerden aylar hatta yıllar sonrasına zor randevu alabilmektedir. Özel hastanelerde ise bu hizmeti almak oldukça pahalıdır. Uyku apnesi sendromu tanısının erken konulması hastalığın ilerleyişi ve tedavisini etkilemektedir.

PSG cihazının dezavantajları göz önüne alındığında bir sistem tasarımına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla uyku evreleme ve uyku apnesi teşhisine yönelik PSG cihazına alternatif, en az sensör ve aparat ile gömülü yazılımlı, evde kullanılabilen uyku evreleme ve solunum skorlama yapabilen bir sistem geliştirme çalışması yürütülmektedir. Bu çalışmada, yürütülen çalışmanın devamı olarak uyku evreleme işleminin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla uyku EEG sinyallerinin sınıflandırılmasında sayısal filtrelemenin etkisi incelenmiştir.

Uyku apnesi sendromu teşhisi için uyku sınıflandırmaya yönelik birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalar temelde üç işlem basamağından oluşur. İlki, PSG ya da başka bir cihaz ile sinyallerin toplanması ve filtrelenerek gürültülü işaretin temizlenmesi, ikincisi alınan sinyallerin ön işleme tabi tutularak öznelik çıkartılmasıdır. Son olarak ise elde edilen özneliklerin bilgisayar programları ile analiz edilerek sonuç çıkarılması gerçekleştirilir. Öznelik çıkarımı için çeşitli yöntemler kullanılabilir. Bunlardan bir kaçısı güç spektral yoğunluğu, dalgacık dönüşümü, zaman-frekans analizidir. Bilgisayar analizi için ise kullanılabilecek yöntemler şunlardır; yapay sinir ağları, k-means sınıflandırma algoritması [2], veri madenciliği, genetik algoritma, destek vektör makinaları (SVMs) [3] ve kuadratik diskriminant analizi (QDA) [2] gibi birçok yöntem kullanılabilir [2]. Bu çalışmada sınıflandırma algoritması olarak PNN kullanılmıştır.

Uyku evreleme işleminde farklı sinyaller kullanılarak işlem yapılabilir. Daha önce yapılan bazı çalışmalarda sadece EEG

[4], EOG [5] veya EKG [6] işareti üzerinden uyku evreleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

Uyku apnesi teşhisinde uyku evreleme önemli yer tutar. Uyku evreleme belirli kurallara göre yapılır. Amerikan Uyku Tıbbi Akademisi (American Academy of Sleep Medicine-AASM)’nin oluşturduğu bir çalışma grubu, uyku ve uyku ilişkili olayların skorlanması konusunda kurallar belirlemiş ve 2007 yılında yayınlamıştır [7]. Bu rapora göre uyku evreleri W, evre 1 (N1), evre 2 (N2), evre 3 (N3) ve R’den oluşmaktadır. Gece boyunca bu evreler birbirini takip ederek gerçekleşir [8].

Literatürde yapılan uyku evreleme çalışmalarında amaca göre farklı uyku evreleri kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda uyku evreleri W – Uykuda (S) [9], W – NREM – R [10] veya Uyanık W – N1 –N2 –N3 – R [11] olarak kullanılmıştır.

2. Materyal ve Yöntem

Çalışmada kullanılan veri tabanı Sakarya Hendek Devlet Hastanesi Göğüs Hastalıkları Uyku Laboratuvarında oluşturulmuştur. Veri tabanı 1 bireyin tüm gece boyunca, SOMNOScreen Plus marka PSG cihazı ile kaydı alınarak elde edilen 33 kanal veriden oluşmaktadır. Ancak çalışmada sadece EEG sinyali kullanılmıştır. EEG sinyalinin örnekleme frekansları 128 Hz’dir. Veriler alınırken hastanın uyuyabileceği laboratuvar ortamı sağlanmış ve PSG cihaz elektrotları bağlandıktan sonra hasta yaklaşık 8,5 saat boyunca uyumıştır. Çalışmada verisi alınan birey 1974 doğumlu, 165 cm boyunda ve 60 kg ağırlığında bir erkektir. PSG kaydı alındıktan sonra uzman doktor tarafından uyku evreleme ve solunum skorlama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Apne – Hipopne İndeksi (AHI) 5 – 15 arası olarak belirlenmiştir.

Çalışmada EEG sinyalinden hem zaman hem de frekans domeninde özellik çıkarımı yapılmış, ardından uyku evreleme işlemi yapılmıştır. Uyku evreleme işlemi için EEG sinyali 30 saniyelik epoklara ayrılmıştır. 1006 adet epok elde edilmiştir. Bu aşamadan sonra her bir epoktan özellik çıkarımı yapılmıştır. Özellik çıkarımı, zaman ve frekans domeni özellikleri olarak iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Özellik çıkarımının ardından PNN ile sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

2.1. Sayısal Filtreler

Sayısal filtre, giriş sinyalini istenen çıkış sinyaline dönüştüren bir yöntemdir. Filtrelerin uygulama alanları oldukça geniştir. Karışmış sinyalleri birbirinden ayırmak, sinyaldeki gürültüyü azaltmak, sinyal kalitesini arttırmak ve bozulmuş sinyali tekrar elde etmek gibi amaçlarla tasarlanır.

Sinyale ait zaman serisi içerisinde, sinyalin frekans aralığı dışında meydana gelen tüm değişimler gürültü olarak adlandırılabilir. Bu çalışmada tasarlanacak olan filtrelerdeki temel amaç EEG sinyalindeki gürültüyü azaltmaktır. Bu amaçla MATLAB ortamında tasarlanabilecek FIR (Sonlu Darbe Cevabı, Finite Impulse Response) ve IIR (Sonsuz Darbe Cevabı, Infinite Impulse Response) filtre tasarımları yapılmış ve sinyale uygulanmıştır.

EEG sinyali çalışma frekans aralığı 0,5 – 38 Hz’dir. Bu nedenle tasarımı yapılan FIR ve IIR filtrelerin kesim frekansları 0,5 – 45 Hz olarak belirlenmiştir. Tasarımda bant geçiren filtre kullanılmıştır. Tasarlanan filtreler EEG sinyaline

uygulandıktan sonra EEG sinyalinin özellik çıkarımı yapılmış ve ardından PNN sınıflayıcı ile sınıflandırılarak doğruluk oranları belirlenmiştir.

Tasarlanan filtrelerde herhangi bir katsayı belirlemesi yapılmamış MATLAB'ın her filtre karakteristiği için verdiği varsayılan değerler kullanılmıştır. Belirlenen tek değer bant geçiren filtre kesim frekansları olan 0.5 – 45 Hz'dir. Filtre tasarımları için "fdatool" komutu ile çalıştırılabilen MATLAB Filtre Tasarım ve Analiz Bölümü kullanılmıştır.

2.1.1. FIR Filtre

FIR filtreler birim darbe cevapları sonlu sayıda terim içeren filtrelerdir. Filtre çıkışı sadece şimdiki giriş ve geçmiş çıkış değerlerine bağlıdır. Filtre çıkışında geri besleme yoktur. MATLAB'ta FIR filtre tasarımı yapılırken kullanılan yöntemler şunlardır:

1. Equiripple (FIRE)
2. Least-squares (FIRL)
3. Window (FIRW)
4. Constr. Least-squares (FIRCL)
5. Least Pth-norm (FIRLP)
6. Generalized Equiripple (FIRGE)
7. Constr. Band Equiripple (FIRCBE)

Bu yöntemler ile filtre tasarımı yapılmış ve ardından sinyale uygulanmıştır.

2.1.2. IIR Filtre

Girişin şu anki ve geçmiş değerlerine bağlı olduğu gibi çıkışın da geçmiş değerlerine bağlı olan, yani geri beslemeli bir filtredir. MATLAB'ta IIR filtre tasarımı yapılırken kullanılan yöntemler şunlardır:

1. Butterworth (IIRB)
2. Chebyshev Type I (IIRCI)
3. Chebyshev Type II (IIRCII)
4. Elliptic (IIRE)
5. Least Pth-norm (IIRLP)
6. Constr. Least-squares (IIRCL)

Bu yöntemler ile filtre tasarımı yapılmış ve ardından sinyale uygulanmıştır.

2.2. EEG Sinyali Özellikleri

SOMNOscreen Plus PSG ile 10 kanal EEG sinyali kaydedilmiştir. EEG elektrotları uluslararası 10-20 sistemine göre yerleştirilmiştir. Çalışmada C3 – A1 EEG kanal verileri kullanılmıştır. Örnekleme frekansı 128 Hz'dir. EEG sinyalinin çalışma frekans bant aralığı 0.5 – 38 Hz arasındadır. EEG sinyali üzerindeki gürültünün bastırılması için 0.5 – 45 Hz arası IIR Butterworth bant geçiren filtre tasarlanmış ve sinyale uygulanmıştır. Filtreden geçirilen EEG sinyali 30 saniyelik epoklara ayrılmış ve 1006 epok elde edilmiştir. Epoklar elde edildikten sonra her bir epoka karşılık uzman doktor tarafından verilen uyku evreleri etiketi yerleştirilmiştir. Çalışmada 3 farklı uyku evresi etiketi kullanılmıştır. Bunlar: W– NREM – R'dir.

Tablo 1:Uyku evreleri dağılımı

3 Sınıf	Epok Sayıları
W	19
NREM	788
R	199

2.2.1. EEG Zaman Domeni Özellikleri

1006 adet epoktan oluşturulan EEG sinyalinin zaman domeninde 9 adet özellik çıkarılmıştır. Bu özellikler şu şekildedir:

- Ortalama
- Standart sapma
- Varyans
- Ortalama eğri uzunluğu [12]
- Ortalama enerji [12]
- Ortalama Teager enerjisi [12]
- Hjorth parametreleri [13] (aktivite katsayısı, hareketlilik katsayısı, karmaşıklık katsayısı)

2.2.2. EEG Frekans Domeni Özellikleri

EEG işaretleri frekans bileşenleri Tablo 2'deki gibidir. EEG işaretlerinin frekans özellikleri işaretin frekans spektrumundan çıkarılır. Bu analiz için EEG işaretinin bağlı enerji yoğunlukları hesaplanmıştır.

Tablo 2: EEG işaretlerinin spektral enerji bantları

Bant	Bant Genişliği (Hz)
Delta 1	0.5 – 2.5
Delta 2	2.5 – 4
Teta 1	4 – 6
Teta 2	6 – 8
Alfa	8 – 12
Beta 1	12 – 20
Beta 2	20 – 45

Çalışmada Tablo 2'deki frekans bant genişliklerine göre 14. dereceden Yule Walker AR parametreleri kullanılarak 7 adet spektral güç yoğunlukları hesaplanmıştır. Bu özelliklere ek olarak Hjort parametrelerinin frekans versiyonu olan 3 adet harmonik parametre hesaplanmıştır [13].

EEG sinyalinin çıkarılan özellik sayıları Tablo 3'deki gibi özetlenebilir.

Tablo 3: EEG Özellik Sayıları

Özellik	EEG
ZD	9
FD	10
Toplam	19

2.3. Olasılıksal Yapay Sinir Ağları (PNN)

Uyku evreleme işlemi için PNN kullanılmıştır. PNN, Bayesian veya Kernel analizi olarak bilinen, istatistiksel bir algoritmanın çok katmanlı ileri beslemeli ağlara göre organize edilmiş uygulaması olup ideal sınıflandırma problemleri için genel bir çözüm sağlamayan bir sınıflandırma algoritmasıdır. PNN bir Bayes – Parzen sınıflandırıcıdır [14].

PNN sınıflandırma işlemlerinde, bütün noktaları göz önünde tutarak genelleme üzerine kurulu bir ağıdır. Sınıflandırma işlemi için değerlendirilecek olan noktadan her bir diğer nokta için mesafe hesaplanır. Mesafe fonksiyonu kernel fonksiyonu olarak bilinen radial temelli bir fonksiyondur. Fonksiyonun temelinin yarıçap mesafesi oluşturduğundan radial temelli olarak

adlandırılmıştır. Buradaki etki yani ağırlık radial temelli fonksiyon için mesafe ifade etmektedir.

Sınıflandırma işlemi için 1006 adet epok eğitim ve test seti olmak üzere 2 farklı gruba ayrılmıştır. Eğitim seti toplam epok sayısının %75'i test seti ise %25'idir. Yüzdeler gruplara ayırma işlemi yapılırken örnekler Sistematik Örneklemeye teoreminden faydalanılarak gruplara ayrılmıştır [15]. Bu sayede hem eğitim seti hem de test seti tüm veri setini temsil edebilmektedir.

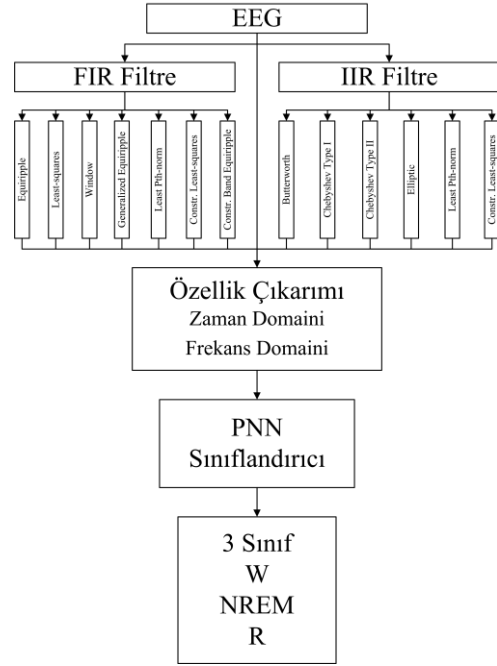
2.4. PNN Sınıflandırma

Çalışmada uyku evreleme işlemlerinde sayısal filtrelemenin etkisi incelenmiştir. Bu amaçla EEG sinyalinin çıkarılan özellikler PNN sınıflandırma algoritması ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma işlemi MATLAB programlama ortamında PNN sınıflandırma kodları yardımı ile yapılmıştır. Ağın oluşturulması sırasında giriş çıkış verilerine ek olarak sadece SPREAD parametresi değiştirilebilmektedir. Çalışmada bu parametre varsayılan değeri olan 0.1 ile kullanılmıştır. Ağın giriş verileri olan zaman ve frekans domen özellikleri ağa gönderilmeden önce 0 – 1 arasında normalizasyona tabi tutulmuştur. Çıkış verileri olan W – NREM – R değerlerine ise herhangi bir normalizasyon işlemi uygulanmamıştır. Ağ çıkışında sayısal ifade verilmesi zorunda olduğundan W için 1 NREM için 2 ve R için 3 sayısal etiketi kullanılmıştır.

Sınıflandırma işlemi için işlem basamakları Şekil 1'deki akış diyagramında gösterilmiştir. Sayısal filtreleme etkisinin tespiti için yapılan bu çalışmada, EEG sinyali filtreleme aşamasında çeşitli filtrelere tabi tutulmuştur. İlk adımda EEG sinyali herhangi bir sayısal filtreye tabi tutulmadan sinyalden özellik çıkarımı yapılmış ve ardından PNN sınıflandırıcı ile sınıflandırılmıştır. İkinci adımda FIR filtre tasarım metodları ile oluşturulan 7 farklı FIR filtre sırasıyla EEG sinyaline uygulanmış ve ardından diğer aşamalara geçilmiştir. Son adımda ise IIR filtre tasarım metodları ile oluşturulan 7 farklı IIR filtre sırasıyla EEG sinyaline uygulanmış ve ardından diğer aşamalara geçilmiştir. Örnek vermek gerekirse; IIR Butterworth filtresinin etkisini görebilmek için, filtrelenmemiş EEG sinyaline IIR Butterworth filtre uygulanır. Ardından özellik çıkarım metodları ile sinyalden özellik çıkarımı gerçekleştirilir ve PNN sınıflandırıcı ile uyku evreleme işlemi gerçekleştirilir. Her filtresinin etkisi hesaplanırken filtrelenmemiş EEG verisi ile bu işlemler tekrarlanır.

Elde edilen doğruluk oranları Tablo 4'de gösterilmiştir. Tablo 4'de bulunan Eğitim ve Test başlıkları Eğitim ve Test setleri ile yapılan sınıflandırma işlemlerinde elde edilen doğruluk oranlarını göstermektedir. DO doğruluk oranı, DSUES doğru sınıflandırılan uyku evresi sayısı ve TUES toplam uyku evre sayısı olmak üzere, doğruluk oranı denklem 1'deki gibi hesaplanmıştır.

$$\%DO = \frac{DSUES}{TUES} \times 100 \quad 1$$



Şekil 1: Akış Diyagramı

3. Sonuçlar

Şekil 1'de gösterilen akış şemasına uygun olarak EEG sinyali analiz edilmiştir. Tablo 4'de EEG sinyaline uygulanan sayısal filtrelere göre sınıflandırma işlemlerinin sonuçları gösterilmiştir. Çalışmanın amacı tasarımı yapılan sayısal filtrelerin uyku EEG sinyalinin sınıflandırılmasında etkisinin tespit edilmesidir. Bu yüzden filtreler EEG sinyaline bağımsız olarak uygulanmıştır. Ardından EEG sinyalinden özellik çıkarımı yapılmış ve PNN sınıflandırıcı ile sınıflandırılmıştır. Filtrelerin etkisinin tespiti için EEG işaretine filtre uygulanmadan da bu işlem basamakları gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4'te elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Uyku evreleme işleminde EEG sinyaline filtre uygulanmadan yapılan işlemlerde % 69.32 doğruluk oranı elde edilmiştir. Filtreleme işlemi uygulanarak yapılan işlemler kıyaslandığında IIR filtreler FIR filtrelere göre daha iyi sonuç vermiştir. Filtreleme işlemlerinde elde edilen en düşük doğruluk oranı % 73.70 ile FIR ve FIRCL filtrelere ait olduğu tespit edilmiştir. En yüksek doğruluk oranı ise IIRCI2 filtresi kullanımında elde edilmiştir.

Elde edilen sonuçlara bakıldığında uyku evreleme de sayısal filtrelerin ne kadar önemli olduğu görülmektedir. Ayrıca filtrelemenin yanı sıra kullanılan filtresinin de başarı oranını büyük ölçüde etkilediği görülmektedir.

Yapılan çalışmalarda elde edilen bu doğruluk oranı literatürdeki farklı çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça iyi ve yeterlidir, ancak sistem geliştirilebilir. Elde edilen bu sonuçlara göre pratik bir uyku evreleme sistemi tasarımında sadece EEG sinyali kullanılarak farklı filtre tasarımları ile oldukça yüksek doğruluk oranına sahip bir sistem tasarımı yapmak mümkündür.

Tablo 4: Sınıflandırma İşlemi Sonuçları

Filtre Türü		Doğruluk Oranları (%)	
		Eğitim	Test
Filtresiz		99.20	69.32
FIR	FIRE	100	76.49
	FIRL	99.60	73.70
	FIRW	100	78.08
	FIRCL	99.73	73.70
	FIRLP	100	79.68
	FIRGE	100	78.48
	FIRCBE	100	78.48
IIR	IIRB	100	85.65
	IIRCI	100	84.06
	IIRCI	100	86.45
	IIRE	100	86.05
	IIRLP	99.73	82.86
	IIRCL	99.60	75.69

Mevcut sistemin doğruluk oranını arttırabilmek için farklı filtreler eş zamanlı kullanılarak sisteme eklenebilir. Ayrıca tasarlanan filtrelerin parametrelerinde değişiklik yapılarak sistem geliştirilebilir.

4. Kaynaklar

- [1] A. Annakkaya, Ö. Balbay, C. Bilgin, M. Erbaş ve P. Arbak, «8-Kanal Modifiye Porabl Uyku-Apne Ünitesi Sonuçları,» *Solumum*, cilt 6, no. 1, pp. 12-23, 2004.
- [2] B. Yılmaz, M. Asyali, E. Arikan, S. Yetkin and F. Özgen, "Sleep stage and obstructive apneic epoch classification using single-lead ECG," *BioMedical Engineering Online*, pp. 3-39, 2010.
- [3] C. Sadya, U. Freitasb, A. Portmannb, J. Muirb, C. Letellierc and L. Aguirrea, "Automatic sleep staging from ventilator signals in non-invasive ventilation," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43, no. 7, p. 833-839, 2013.
- [4] L. Doroshenkov, V. Konyshv and S. Selishchev, "Classification of human sleep stages based on EEG processing using hidden Markov models," *Biomedical Engineering Translated from Meditsinskaya Tekhnika*, vol. 41, no. 1, pp. 25-28, 2007.
- [5] J. Virkkala, J. Hasan, A. Värri, S. Himanen and M. Härmä, "The use of two-channel electro-oculography in automatic detection of unintentional sleep onset," *J Neurosci Methods*, vol. 163, no. 1, pp. 137-144, 2007.
- [6] J. Rodrigues, M. Estevão, P. Santos, G. Gouveia and J. Simões, "SleepAtHome – Portable Home Based System for Pediatric Sleep Apnoea Diagnosis," in *IEEE International Conference on Portable Information Devices*, 2007.
- [7] C. Iber, S. Ancoli-Israel, A. Chesson Jr and S. Quan, *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*, U.S.: 1st ed. Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine, 2007.
- [8] W. Dement ve N. Kleitman, «Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility and dreaming,» *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, cilt 9, pp. 673-690, 1957.
- [9] S. Khalighi, T. Sousa, G. Pires and U. Nunes, "Automatic sleep staging: A computer assisted approach for optimal combination of features and polysomnographic channels," *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 17, pp. 7046-4059, 2013.
- [10] S. Redmond and C. Heneghan, "Cardiorespiratory-Based Sleep Staging in Subjects With Obstructive Sleep Apnea," *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 3, pp. 485-496, 2006.
- [11] M. Ronzhina, J. Janoušek, J. Kolárová, M. Nováková, P. Honzík and I. Provazník, "Sleep scoring using artificial neural networks," *Sleep Medicine Reviews*, vol. 16, no. 3, pp. 251-263, 2012.
- [12] E. Aşşar, Tek-Sınıf Destek Vektör Makineleri Kullanılarak Epileptik EEG İşaretlerinin Sınıflandırılması, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi: İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2009.
- [13] M. Yıldız, Uyku Evrelerinin EEG İşaretleri Kullanılarak Sınıflandırılmasında Yeni Bir Yaklaşım, Sakarya, Doktora Tezi: Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2009.
- [14] D. Specht, "Probabilistic neural networks," *Neural Networks*, vol. 3, pp. 109-118, 1990.
- [15] R. Alpar, Uygulamalı İstatistik ve Geçerlilik-Güvenirlilik, Ankara: Detay Yayıncılık, 2012.