



DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ KULLANILARAK FARE EEG İŞARETLERİNDE EPİLEPTİK NÖBET TESPİTİ

DETECTION OF EPILEPTIC SEIZURES IN RAT EEG SIGNALS VIA APPLYING WAVELET TRANSFORM

Kerim KARADAĞ¹, Mehmet Sıraç ÖZERDEM²

¹ Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü
Harran Üniversitesi
k.karadag@harran.edu.tr

² Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü
Dicle Üniversitesi
sozerdem@dicle.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada, fare Elektroensefalografi (EEG) kayıtları kullanılarak sağlıklı ve Epileptik hastalığın sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Epileptik hastalıklı olan EEG kaydın tespiti bu çalışmanın amacını oluşturmaktadır. Çalışmada kullanılan veri seti iki gruba ayrılmaktadır. Birinci grup sağlıklı (A) ve diğer grup ise farklı seviyelerde seyreden epileptik hastalığın farklı kayıtları (B, C, D ve E) yer almaktadır. Hastalığın tespiti iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşama öznitelik vektörünün temini, ikinci aşamada ise verilere ilişkin öznitelik vektörlerinin sınıflandırılması yapılmıştır. Sınıflandırma olarak K en yakın komşuluk (K-NN) yöntemi kullanılarak, hastalığın tespitinde elde edilen performansın %100 olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler- Fare EEG; Epileptik nöbet; Sınıflandırma; Dalgacık dönüşümü; K-NN

Abstract

In this study, using EEG recordings of epileptic rats healthy and disease classification is implemented. Detection of diseased epileptic EEG recording is the objective of this study. The data set used in the study are divided into two groups. The first group of healthy (A) and the other group of epileptic disease presenting different records(B, C, D and E) on different levels are included. The detection consists of two stages of the disease. First stage obtained feature vector, in a second step, the classification of feature vectors is made for data. The K nearest neighbor classification (K-NN) method is used. obtained in the determination of the disease was observed that performance is 100%.

1. Giriş

Genelde yapılan çalışmalarda, beyin aktivitelerini içeren kayıtların (EEG, MEG, ECoG) sınıflandırılması (uyku - uyanık, hasta - sağlıklı gibi) veya aynı kayıt içinde farklı aktivitelerin (el-kol hareketleri, göz kapağı-dil hareketleri gibi) karşılaştırılması görülmektedir [10,11]. Buna benzer uygulamaların fare EEG kayıtlarında da olduğu gözlenebilmektedir [9]. Bu çalışmada literatürde görülebilecek örnek uygulamalara benzer bir çalışma yapılmış olup, fare EEG kayıtlarında yer alan farklı deneklere ilişkin sağlıklı ve epileptik hastalığın sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Amaç hastalığın tespit edilebilmesidir. Hastalıktan kasıt, halk dilinde “sara” hastalığı olarak ta bilinen epilepsidir. Bu hastalık beyinde önemli rahatsızlıklar meydana getirdiği için günümüzde de ciddiyetini korumaktadır. Özellikle epileptik deşarjların meydana gelmesi esnasında kaydedilen EEG'nin içerdiği dalga şekilleri diğer bazı beyin rahatsızlıklarındaki dalga şekilleriyle benzerlik göstermesinden dolayı epilepsi hastalığı kolay tespit edilememektedir [13].

Beyin faaliyetlerinin anlaşılmasını sağlayan kayıtların başında EEG işaretleri gelir. EEG işaretleri insan ve hayvanlar için tıbbi teşhis ve araştırmalarda kullanılır. Bu işaretler, beyinin sinirsel faaliyeti sonucu elde edilen biyoelektriksel işaretler olup frekans bileşenleri son derece önemlidir [3]. EEG işaretlerinin, beyin fonksiyonları ile ilgili çok miktarda bilgi içerdiği bilinmektedir. Bu bilgilerin anlamlandırılabilmesi için farklı disiplinlerden araştırmacıların çok çeşitli çalışmalar yaptığı literatür çalışmalarından görülmektedir.

Tıbbi Tanı ve Tedavi Sistemlerinde Sinyal İşleme Uygulamaları

2. Gün 26 Eylül 2014 Cuma (14.45-16.15)

Genelde hekimler, EEG kayıtlarının zaman alanındaki değişimlerini dikkate alarak, teşhislerini yapmaktadırlar. Ancak son zamanlarda, teşhis aşamasında EEG kayıtlarının spektral analiz sonuçları kullanılmaktadır. Böylelikle EEG kayıtlarında frekans bileşenlerinin önemi fark edilmiştir.

İşaretlerin öznitelikleri elde edilirken kullanılan Fourier analizi; bir işareti zaman alanından frekans alanına dönüştürmede en çok kullanılan yöntemler arasındadır. Durağan işaretlerde; Fourier analizi iyi bir yöntem olmaktadır, fakat EEG işaretleri durağan olmayıp sürekli değişen formdadır [1]. Bu işaretlerde bazen kısa süreli ortaya çıkan dik darbeler ve karmaşık dalgalar, teşhis açısından önemli bilgiler taşır. Bu durumda bu özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında meydana geldiği önemli olabilir ve Fourier Analizi bu aşamada yetersiz kaldığı görülmektedir.

Dalgacık analizi, Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünün (KZFD) bir alternatifi olarak çözünürlük probleminin üstesinden gelmek için ortaya çıkmıştır. KZFD de zaman frekans alanında elde edilen bilgiler sınırlı bir hassasiyette elde edilebilmektedir. Bu hassasiyet penceresinin büyüklüğüne bağlıdır. Çoğu işaretler daha hassas yaklaşıma ihtiyaç duyar ve bu pencerenin büyüklüğünün sürekli değişmesi gerekmektedir. KZFD' de zaman penceresi bütün frekanslarda değişmeyen büyüklüktedir [12].

Durağan olmayan işaretlerin spektral analizi için uygun olmasından dolayı Dalgacık Dönüşümü'nün (DD) diğer spektral analiz metotlarına göre üstünlükleri vardır. DD yönteminin en önemli avantajı, düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde değişen pencere boyutlarının olmasıdır. Böylece, bütün frekans aralıklarında uygun değer zaman-frekans çözünürlüğü sağlanabilmektedir [12].

Bu çalışmada, EEG işaretlerinin zaman ve frekans ortamında işlenmesi sonucu elde edilen bir takım özellikler kullanılarak, sağlıklı ve epileptik deneklerin sınıflandırılması K-NN ile gerçekleştirilmiştir. Yapılan uygulamada, özniteliklerin elde edilmesi aşamasında DD yöntemi kullanılmıştır. Elde edilen dalgacık katsayıların istatistiksel değerleri kullanılarak, öznitelik vektörünün boyutu azaltılmıştır. Sınıflandırma performansına göre seçilen özniteliklerin etkinliği gözlenmiştir.

2. Materyal ve Metot

2.1. Çalışmada Kullanılan Veri Seti

Bu çalışmada kullanılan WAG/Rij türü erkek fare EEG kayıtları kullanılmıştır. Farelerin sağ ve sol frontal korteks'ten toplam iki kanallı olarak 5 saniyelik EEG kayıtları alınmıştır. Alınan kayıtlar A-B-C-D-E veri

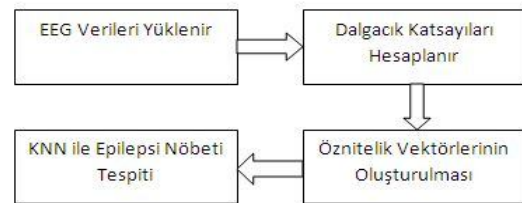
setlerinden oluşmaktadır. A seti sağlıklı EEG kaydı olup, diğer setler ise farklı nitelikte epileptik rahatsızlığa sahip EEG kayıtlarıdır. Veri setleri 1-100 Hz filtrelenmiş ve 200 Hz'de sayısallaştırılmıştır. A-B-C-D ve E veri setlerinin her biri 1000x2 boyutunda işareten oluşmakta olup, toplam 1000x10 EEG verisi mevcuttur. Kayıtlar [A1,A2], [B1,B2], [C1,C2], [D1,D2] ve [E1,E2] olarak etiketlenmiş olup, her bir etiket 1000x1 niteliğinde bir vektörü ifade etmektedir. Tablo 1'de verilerin etiketleri ve hastalıklı ve sağlıklı olmak üzere niteliği belirtilmiştir. [14]. Önişlem olarak, sağ ve sol frontal korteks'e yerleştirilen elektrotları ayrı deneklere aitmiş gibi ayırıp toplamda 2 sağlıklı 8 epilepsi hastasına ait 10 EEG verileri ile işlem yapılmıştır. Elde edilen 10 EEG verisinden ilk beşi sağ taraftaki elektrotların kayıtlarını, sonraki beşi ise sol taraftaki EEG kayıtlarını içermiştir. Tablo 1'den görüldüğü üzere, böylece elde edilen yeni veri kümesinde 1. ve 6. sütundaki EEG kayıtları Sağlıklı deneklere ait, diğer EEG kayıtları ise Epilepsi hastası deneklere ait olarak atanmıştır.

Tablo 1: Sağlıklı (S) ve Hastalıklı (H) deneklerin gösterilimi

A1	B1	C1	D1	E1	A2	B2	C2	D2	E2
S	H	H	H	H	S	H	H	H	H

2.2 Hastalığın Tespitinde Önerilen Sistem

Bu çalışma kapsamında önerilen tespit akış şeması Şekil 1'de verilmiştir. Öncelikle kayıtların öznitelik vektörleri elde edilir. Öznitelik olarak dalgacık dönüşümü kullanılır. Elde edilen dalgacık katsayıların istatistiksel değerleri (ortalama, standart sapma, minimum, maksimum ve enerji) kullanılarak, k-NN ile sınıflandırılması sağlanır.



Şekil 1: Epileptik nöbet tespitinde izlenen işlem akışı

2.3 Kayıtlardan Öznitelik Vektörlerinin Çıkarılması

Kayıtların öznitelik vektörünün elde edilmesi için DD yöntemi kullanılmıştır. Dalgacık (Wavelet) teorisi matematikçilerin, bilgisayarlıların ve işaret isleyicilerin çalıştığı popüler bir konu olup halen gelişmektedir. Dalgacık temelli işaret analizinin durağan olmayan işaretler ve nümerik işaret işleme üzerine pek çok uygulama olanağı vardır. Dalgacık analizi farklı

Tıbbi Tanı ve Tedavi Sistemlerinde Sinyal İşleme Uygulamaları

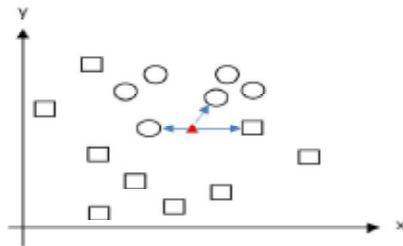
2. Gün 26 Eylül 2014 Cuma (14.45-16.15)

frekanslarda durağan olmayan güce sahip zaman serisi işaretlerinin analizinde kullanılabilir. DD yöntemi, durağan veya durağan olmayan işaretlerin zaman-ölçek analizi için olanak sağlar. DD yönteminde temel dalgacıklar kullanılır. Dalgacıklar sonlu süreli olduklarından, yerel işaret özelliklerinin analizini mümkün kılarlar. Dalgacık dönüşümleri tüm işaret frekans-zaman bilgisini korurlar. Bu sebeplerden dolayı durağan olmayan gerçek doğal işaretlerin dalgacık temelli metotlarla işlenmesi geleneksel metotlardan daha iyi sonuçlar sağlarlar [2].

Bu çalışmada sym5 dalgacığı kullanılmıştır. Dalgacığın 5. seviyesinin detay katsayıları kullanılmıştır. Katsayıların ortalama, minimum, maksimum, standart sapma ve enerji değerleri hesaplanmıştır. Böylelikle her kaydın beş (5) değer içeren öznitelik vektörü elde edilmiş oldu. Sınıflandırma için oluşturulan eğitim seti, 10x5 boyutunda bir matris olarak elde edilmiştir.

2.4. Hastalığın Tespiti için Sınıflandırma

Elde edilen öznitelik vektörlerinin sınıflandırılması için K-NN algoritması kullanılmıştır. Algoritma, sınıflandırma problemini çözen denetimli öğrenme algoritmalarından biridir. Diğer bir deyişle, sınıflandırma için öğrenme kümesi kullanan bir yaklaşıma sahiptir. Sınıflandırma, yeni bir nesnenin özniteliklerini inceleme ve bu nesneyi önceden tanımlanmış bir sınıfa atamaktır. Burada önemli olan, her bir sınıfın özelliklerinin önceden net bir şekilde belirlenmiş olmasıdır.



Şekil 2: K En Yakın Komşuluk

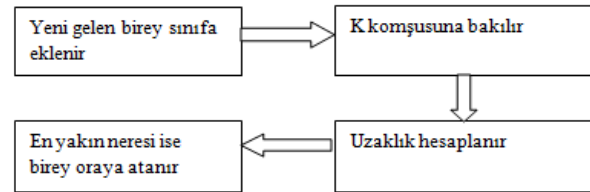
K-NN yöntemi, öğrenme temelli bir algoritmadır. Eğitim verisinden öğrendiği modeli uygular. Şekil 2 de görüldüğü gibi her örnek n-boyutlu bir uzayda nokta şeklinde düşünülür. Eğitim verisi bu örüntü uzayında tutulur. Bilinmeyen bir veri, örüntü uzayında en yakın k veriye bakılarak sınıfı tahmin edilir.

Sınıfı saptanmak istenen örüntü, çevresinde kendisine en yakın olan k komşu ile arasındaki uzaklık hesaplanır. Hesaplama özelliği uzaklık fonksiyonları kullanılır. Çalışmalarda farklı uzaklık fonksiyonları kullanılabilir. kNN yönteminde genelde kullanılan uzaklık fonksiyonları; Manhattan Uzaklık Fonksiyonu, Minkowski Uzaklık Fonksiyonu, Öklid Uzaklık Fonksiyonlarıdır. Bu çalışmada, literatürde en

sık kullanılan fonksiyon olan Öklid uzaklık fonksiyonu kullanılmıştır. Eşitlik, denklem (1)'de verilmiştir.

(1)

Denklemden yer alan x_1 ve x_2 terimleri uzaklık mesafeleri hesaplanacak örüntüleri ifade eder. n ise örüntülerdeki terim sayısını ifade eder. Şekil 3'de k-NN yönteminin işlem akışı gösterilmiştir.



Şekil 3: kNN Algoritmasının akış şeması

2.5. Başarı Ölçütü

Elde edilen EEG kayıtlarında sağ ve sol kanallar kullanılarak Sağlıklı ve Hastalıklı deneklerin tespiti, dalgacık katsayıların K-NN yöntemi ile sınıflandırılması ile sağlanmıştır. Performans hesabı, sınıflandırıcının test sonuçları ile elde edilmesi gereken sonuçların eşleşmesi oranına göre yapılmıştır.

3. Uygulama Sonuçları

Bu çalışmada, Sağlıklı ve Epileptik hastalıklı fare deneklerine ilişkin EEG işaretlerinin Dalgacık tabanlı k-NN yöntemi ile sınıflandırılması amaçlanmıştır. Her bir kanala ait işaretin öznitelik vektörü, dalgacık yöntemi ile hesaplanmış 5.seviye detay katsayılarına, belirli istatistiksel yöntemlerin uygulanmasıyla elde edilmiştir. Öznitelik olarak; ortalama, standart sapma, maksimum, minimum ve enerji gibi istatistiksel parametreler hesaplanmış ve elde edilen bu istatistiksel değerlerin sonuçları Tablo 2'de gösterilmiştir. Böylece, Sınıflandırma aşamasında kullanılacak öznitelik vektörlerinin uzunluğu her bir işaret için beş parametreden oluşmuştur.

Tablo 2: 5. seviye detay DD istatistiksel değerleri

	Ortalama	Standart Sapma	Maximum	Minimum	Enerji
A1	0,051452	0,03892	0,236179	0,000387	5,826896
A2	0,068248	0,053225	0,295143	3,77E-05	7,850294
B1	0,075744	0,11473	1,133747	0,000139	2,49062
B2	0,112012	0,207461	1,739647	9,67E-05	3,794612
C1	0,07699	0,133366	1,277719	0,00019	4,557272
C2	0,06296	0,071916	0,496426	0,000336	2,867083
D1	0,152979	0,247835	1,915018	2,53E-05	6,81484
D2	0,057652	0,078351	0,675737	6,47E-05	2,89051
E1	0,12146	0,189998	1,625896	7,69E-05	6,760719
E2	0,05653	0,073484	0,479844	2,70E-05	3,160639



Tıbbi Tanı ve Tedavi Sistemlerinde Sinyal İşleme Uygulamaları

2. Gün 26 Eylül 2014 Cuma (14.45-16.15)

Son olarak elde edilen bu öznelik vektörleri k-NN sınıflandırıcısının girişlerine verilerek, “sağlıklı (A) ve epileptik hastalıklı (B, C, D ve E)” kümelerine ait toplam 10 EEG işareti 2 grupta sınıflandırılmıştır.

K-NN sınıflandırıcısının farklı komşu (k) sayıları için performans bilgileri Tablo 3'te verilmiştir. Bu sınıflandırıcıda, en yakın komşu sayısı (k), [1-3] değer aralığında alınıp, 5-fold çapraz sınama yapılarak her bir yapının ortalama performans değeri sunulmuştur. Farklı k-NN yapılarına bakıldığında, Tablo 3'de görüldüğü gibi ortalama performans başarıları [80-100] aralığında gözlemlenmiş ve elde edilen % 100 ortalama performans başarıları ise modeller içerisinde en yüksek değeri teşkil etmiştir.

Tablo 3: Deneklere ait Ortalama Başarı durumu

Test Durumu	Başarı Durumu (%)		
	K=1	K=2	K=3
Hasta+Hasta (D2+E2)	100	100	80
Sağlıklı+Hasta (A1+B1)	100	80	80
Hasta+Hasta (C1+D1)	100	100	80
Hasta+Sağlıklı (E1+A2)	100	100	80
Hasta+Hasta (B2+C2)	100	100	80
Ortalama	100	96	80

4. Sonuçlar

Bu çalışmada, fare EEG kayıtları kullanılarak sağlıklı ve Epileptik hastalığın sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Epileptik hastalıklı olan EEG kaydın tespiti bu çalışmanın amacını oluşturmaktadır. Çalışmada kullanılan veri seti iki gruba ayrılmaktadır. Birinci grup sağlıklı (A) ve diğer grup ise farklı seviyelerde seyreden epileptik hastalığın farklı kayıtları (B, C, D ve E) yer almaktadır. Hastalığın tespiti iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada sym5 dalgacığı ile 5. seviye dalgacık katsayıları hesaplanmış ve öznelik olarak bu katsayıların istatistiksel (ortalama, standart sapma, min, max ve enerji) değerleri kullanılmıştır. İkinci aşamada ise öznelikler kullanılarak, epileptik nöbet içeren kaydın K-NN ile tespiti sağlanmıştır. Elde edilen sonuçların K=1 için ortalama başarı oranı %100 gibi bir oranda çıkmış olması, seçilen öznelik parametrelerinin doğru parametreler olduğunu göstermiştir. Sağ ve sol korteks'ten alınan kayıtların birbirlerini desteklediği ve birbirine benzer karakteristiklere sahip oldukları sonuçlara göre söylenebilir.

Bu çalışmada kullanılan veri kümesindeki EEG kayıtları biri sağlıklı, dördü epileptik hastalıklı beş deneğin kayıtlarını içerdiği için eğitim ve test aşamalarında farklı sonuçlar ile karşılaşmıştır. Test aşamasında hastalıklı durumun tespiti yapılmaya çalışıldığında

başarı yüzdesi yüksek iken, test aşamasında sağlıklı tespiti yapıldığında başarısızlık gözlenmiştir. Bunun nedeni, eğitim aşamasında hastalıklı kayıtlar eğitilirken sağlıklı kayıtların eğitimde yer almaması olarak değerlendirilebilir. Bu sorunu gidermek için her bir deneğe ait iki elektrot, ayrı ayrı deneklere aitmiş gibi varsayılmıştır. Varsayılan veriler eğitim ve test aşamalarına dahil edilmiştir. Böylelikle başarı oranı artırılmıştır.

5. Teşekkür

Bu çalışma, Dicle Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü Lisans Üstü “505038 kodlu Dalgacık Kuramı ve Uygulamaları” dersi kapsamında gerçekleştirilmiştir.

6. Kaynakça

- [1] Webber, W. R. S., Lesser, R. P., Richardson, R. T., Wilson, K. (1996). An approach to seizure detection using an artificial neural network (ANN). *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98: 250-272.
- [2] Wong, K., Leung, A. (1998). On-line successive synthesis of wavelet networks. *Neural Processing Letters*, 7: 91-100.
- [3] Weng, W., Khorasani, K. (1996). An adaptive structure neural network with application to EEG automatic seizure detection. *Neural Networks*, 9:
- [4] Niedermeyer, E., Lopes Da Silva, F., *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, 4th edition, Williams & Wilkins, 1999.
- [5] Xu, J., Ho, D. W.C. (2002). A basis selection algorithm for wavelet neural Networks. *Neurocomputing*, 48: 681-689
- [6] Kırmızıgül, S., (2008) KNN kümeleme ve k en yakın komşu yöntemi ile ağlarda nüfuz tespiti, Yüksek Lisans tezi, 12, Gebze
- [7] Çölkesen. İ. ve Kavzoğlu. T. (2011) . TUFUAB2011
- [8] Barışçı. N. ve Müldür. S., (2003). Epileptik EEG işaretlerin Bulanık sistem ile sınıflandırılması, *Politeknik Dergisi*, Cilt: 6 Sayı: 2 s. 445-449,
- [9] Luijtelaar. G.V. and Coenen. A.,(1997). *The WAG/Rijrat model of absence epilepsy*. Nijmegen University Press,
- [10] Bilgin. S., EEG nedir. doktorsitesi.com
- [11] Karadağ. K. ve Özerdem. M.S., (2014) Parmak Hareketlerine İlişkin ECoG Örüntülerin Dalgacık Tabanlı DVM ile Sınıflandırılması. *Siu2014. Trabzon*
- [12] Ersöz. A. ve Özşen. S., (2011) Uyku EEG işaretinin Yapay Sinir Ağ Modeli ile Sınıflandırılması. *Elektrik Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu 2011*
- [13] Barışçı. N. ve Müldür. S., (2003) *Politeknik Dergisi*. Cilt: 6 Sayı: 2 s. 445-449
- [14] <http://www2.le.ac.uk/departments/engineering/research/bioengineering/neuroengineering-lab/software>