

EEG Verilerine Uygulanan Deneysel Kip Ayrışımı Temelli Kümelemenin Migren Teşhisinde Kullanılması

S. Batuhan AKBEN¹, Ahmet ALKAN²

¹Bahçe Meslek Yüksek Okulu, Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi

batuhanakben@osmaniye.edu.tr

²Elektrik Elektronik Mühendisliği, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi

aalkan@ksu.edu.tr

Özet

Bu çalışmada yeni bir migren teşhis yöntemi olarak Deneysel Kip Ayrışımı (DKA) EEG sinyallerine uygulanmıştır. Sağlıklı insanlardan ve migren hastalarından flaş ışığı ile uyarlı ve uyarısız elde edilen EEG sinyalleri DKA yöntemi kullanılarak Asıl Kip Fonksiyonlarına (AKF) ayrılmıştır. Sonrada EEG sinyallerinin ilk AKF'leri Standart Sapma Değerleri (SSD) ile analiz edilerek ayırıştırıcı özellik olarak belirlenmiştir. Çünkü migren hastalarına ait ilk AKF'lerin genlik değerleri ışık uyarısı ile artarken sağlıklı insanlarda bu artış gözlemlenmemiştir. Elde edilen ilk AKF'ler K-Ortalamalar yöntemi ile değerlendirilerek yüksek başarı oranları (%85) elde edilmiştir. Bu başarı oranı ile migren teşhisi için DKA yönteminin kullanılabilirliği gösterilmiştir.

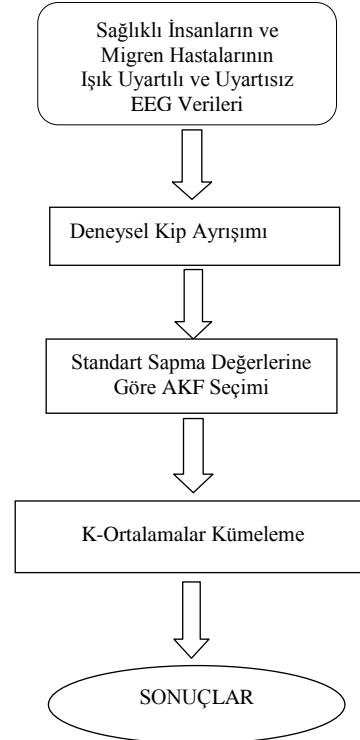
Abstract

In this study novel migraine detection method namely empirical mode decomposition (EMD) is applied to EEG signals. Flash stimulated and non-stimulated EEG signals recorded from healthy subjects and migraine patients have been used for the analysis. EEG signals are decomposed into intrinsic mode functions (IMF) by using EMD. Then the first IMF of EEG signals is defined as the most discriminative feature that contain characteristics of the signal by analyzing standard deviation values (STD). There was an increase in STD values of first IMF depending on the flash stimulation for migraine patients. Obtained IMFs are applied to K-Means Clustering step. High clustering accuracy rate (%85) is obtained that can be used for migraine detection.

1. Giriş

Migren, zonklayıcı baş ağrısına sebep olan oldukça yaygın ve ağrılı bir beyin hastalığı olarak bilinmektedir [1]. Hava değişimi, öğün atlama, aşırı ışığa maruz kalma gibi etkenler migren ataklarını için tetikleyici etken olarak bilinmektedir [2, 3, 4]. Henüz kesin bir migren teşhis yöntemi yetkililer tarafından kabul edilmemiştir ve migren, yalnızca Uluslararası Baş ağrısı Derneği (International Headache Society-IHS) kıstasları ile teşhis edilebilmektedir. Literatürde biyomedikal cihazlar kullanarak migren teşhis etmeye yönelik birçok çalışma bulunmaktadır [5, 6, 7, 10]. Bu çalışmalarda

genelde EEG işaretleri kullanılmış ve önemli başarılar elde edilmiştir [7, 8, 9, 10, 11]. Çalışmalarda kullanılan öznelitik çıkartma tekniklerinin tek başına kullanılmasına göre birlikte kullanılması ile başarı oranlarının daha da artırılacağı düşünüldüğünde önerilen DKA yönteminin literatüre eklenmesi de oldukça yararlı olacaktır. Bu nedenle çalışmada ham EEG sinyalleri DKA yöntemi ile AKF'lere ayrıştırılıp analiz edilmiş ve ilk AKF'leri en ayırıştırıcı özellik olarak belirlenmiştir. Çünkü migren hastalarına ait bu ilk AKF'lerin STD değerlerinde ışık uyarısı uygulandığında artış olduğu gözlemlenirken sağlıklı insanlarda bu artış gözlemlenmemiştir. Bu genlik artış farkı ise özellik olarak seçilip migren teşhisi için K-Ortalamalar yöntemine giriş değerleri olarak uygulanmıştır. Bu çalışmanın blok diyagramı şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Çalışmanın Blok Diyagramı

2. Materyal ve Metot

2.1. Veriler

Bu çalışmada kullanılan EEG verileri Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Nöroloji Bölümünden alınmıştır. Çalışmada 30 adet migren hastası ve kontrol amaçlı 30 adet sağlıklı insandan alınan veriler kullanılmıştır. Migren hastalarına ait veriler ağrısız durumda çekilmiş ve tüm migren hastaları uzman doktor tarafından IHS kriterlerine uygun olarak migren teşhisi konulmuş hastalardan oluşmaktadır. Bu kriterlere göre sağlıklı insanlar ve migren hastalarının EEG çekimi öncesi herhangi bir ilaç kullanmamış olmasına dikkat edilmiştir. Aynı zamanda sağlıklı insanların da herhangi bir beyin rahatsızlığı olmadığına da dikkat edilmiştir. Seçilen tüm deneklerin yaş aralığı 20-40 yaş arasındadır.

2.2. Veri Kaydı

Tüm EEG kayıtları 18 kanallı Nicolet One EEG cihazından alınmıştır. Çekimlerde uluslararası 10-20 elektrot ydüzene kullanılmıştır. Elektro isimleri ise bu yerleşime göre Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 ve O2 olarak seçilmiştir. EEG cihazının örnekleme frekansı 256 Hz'dir. Çalışmada kanal olarak bipolar T5-T3 kanalı, flaş ışığı uyarıtısı olarak 4 Hz ve çekim süresi olarak 60 saniye (ilk 30 saniye ışık uyarıtısız ve ikinci 30 saniye ışık uyarıtılı) kullanılmıştır. Çünkü önceki çalışmalarda bu ışık uyarıtısı frekansı ve çekim süresi önerilmiştir [7, 8, 9, 10, 11].

2.3. Deneysel Kip Ayırışımı (DKA)

Deneysel kip ayırışımı bir $x(t)$ sinyalini N adet Asıl kip fonksiyonlarına (AKF) $I_1(t), \dots, I_N(t)$ ayırmak için kullanılır. Bu işlemi uyguladıktan sonra asıl sinyalden geriye AKF'ler ve düşük dereceli polinom artanı (DDPA) $r(t)$ kalır. DDPA aynı zamanda sinyalin son AKF'sidir $I_{N+1}(t)$. DKA formülü aşağıdaki gibidir.

$$x(t) = r(t) + \sum_{n=1}^N I_n(t) \quad (1)$$

Her AKF aşağıdaki gibi elde edilir:

- İlk polinom $P_1(t)$, sinyalin yerel maksimumlarından geçecek şekilde elde edilir.
- İkinci polinom $P_2(t)$, sinyalin yerel minimumlarından geçecek şekilde elde edilir.

- Ortalama polinom $P(t)$, her iki $P_1(t)$ ve $P_2(t)$ polinomlarının matematiksel ortalaması alınarak elde edilir.

- İlk AKF esas sinyal $x(t)$ 'den bu $P(t)$ polinomu çıkartılarak elde edilir.

- Geriye kalan sinyal $I_1(t)$, asıl sinyal olarak belirlenir ve aynı işlemler tekrar edilir.

- Son AKF ise düşük dereceli polinom artanı (DDPA) $r(t)$ bulunur.

Tüm AKF'ler ve DDPA toplanarak asıl sinyal tekrar elde edilebilir [12, 13, 14, 15].

2.4. Standart Sapma

Standart Sapma (SS) ortalamadan ne kadar uzaklaşıldığını ölçerek sinyaldeki değişimleri görebilmek için kullanılır [16].

SS formülü aşağıdaki gibidir.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (2)$$

Burada N örnek sayısı, x_i , i inci örnek ve μ sinyalin ortalama değeridir.

2.5. K-Ortalamalar Kümeleme

K-ortalamalar kümeleme algoritması N boyutlu X noktalarını K adet kümeye ayırır. Bu algoritma, N boyutlu X nokta matrisini giriş olarak kullanır ve K başlangıç matrisini N boyut içinde kümeler olarak kullanır. Noktaların küme üyelikleri, küme merkezine olan öklid uzaklıkları kullanarak belirlenir [17].

K-ortalamalar kümelemenin istatistiksel algoritması aşağıdaki gibidir:

- X , N adet nokta ise $X = \{x_i\}$, $i = 1, \dots, N$

- C , K adet küme merkezidir $C = \{c_k, k = 1, \dots, K\}$

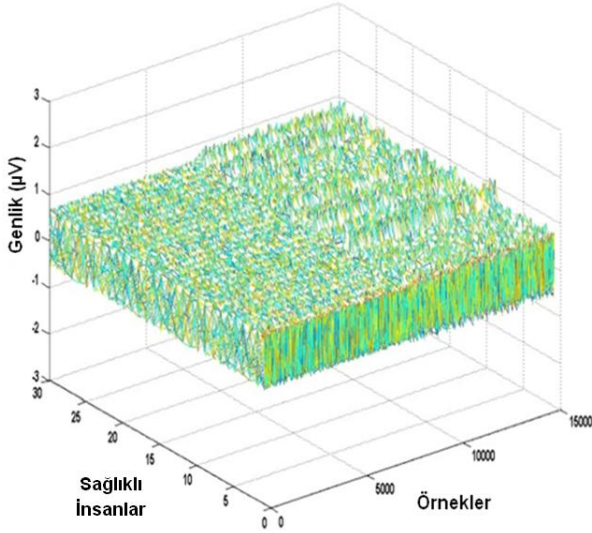
- Amaç tüm K küme merkezleri için karesel hatanın en küçük yapılmasıdır [18].

$$J(C) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^N \|x_i^{(k)} - c_k\|^2 \quad (3)$$

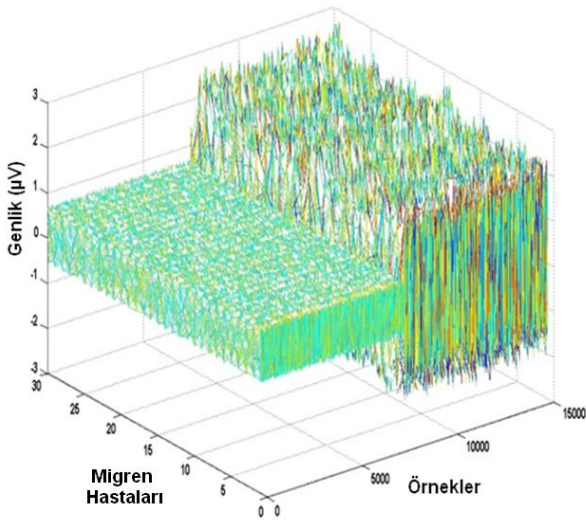
- Bu şekilde her kümenin örneklerinin ortasında bulunan yeni küme merkezi belirlenir ve bu döngü küme merkezinin konumu sabit olana kadar devam edilir.

3. Bulgular ve Tartışma

Tüm ışık uyarılı ve uyarısız EEG verileri hem migren hastaları hem de sağlıklı insanlar için DKA kullanılarak ayrıştırılmıştır. Böylece 10 adet AKF elde edilmiştir. Işık uyarılmış ve uyarılmamış verilerin AKF'leri genlik artışı olarak kıyaslanmış ve migren hastalarının ilk AKF'lerinde ışık uyarıtması sonucu genlik artışı olduğu gözlemlenmişken bu artış sağlıklı insanları ilk AKF'lerinde gözlemlenmemiştir. Bu nedenle sonraki aşamalar için ilk AKF'ler özellik vektörü için seçilmiştir. İlk AKF'lerde ışık uyarıtması ile meydana gelen genlik artışı şekil 2 ve şekil 3'den görülebilir.



Şekil 2. Sağlıklı İnsanların Birinci AKF'leri (Örneklerin ilk 7500'ü Işık Uyarıtısız, İkinci 7500'ü Işık Uyarıtlıdır.)



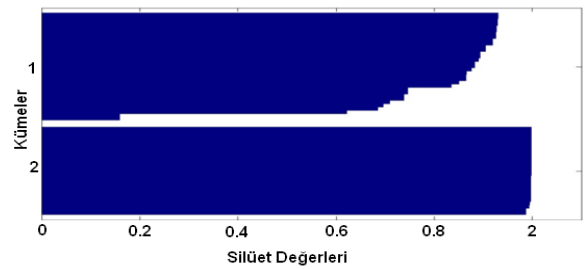
Şekil 3. Migren Hastalarının Birinci AKF'leri (Örneklerin ilk 7500'ü Işık Uyarıtısız, İkinci 7500'ü Işık Uyarıtlıdır.)

Sonra, birinci AKF'lerin standart sapma değerleri (SSD) hesaplanmıştır. Bu SSD'ler Çizelge 1'den görülebilir.

Çizelge 1. Birinci AKF'lerin Standart Sapma Değerleri

Işık Uyarıtısız Sağlıklı İnsanlar	Işık Uyarıtılı Sağlıklı İnsanlar	Işık Uyarıtısız Migren Hastaları	Işık Uyarıtılı Migren Hastaları
3.49	3.01	3,463	10,350
3.47	3.14	3,498	9,648
3.49	2.92	3,487	8,119
3.47	3.02	3,485	3,486
3.48	3.13	3,467	9,061
3.47	7.06	3,467	7,146
3.48	2.95	3,452	9,344
3.49	6.99	3,470	6,195
3.45	3.30	3,502	10,749
3.49	2.99	3,489	7,172
3.50	7.02	3,472	7,739
3.49	2.92	3,510	8,548
3.49	3.21	3,456	10,611
3.46	3.06	3,484	3,644
3.47	3.09	3,539	9,185
3.49	3.01	3,463	10,350
3.47	7.75	3,498	9,648
3.49	2.92	3,487	8,119
3.47	3.02	3,485	10,424
3.48	3.13	3,467	9,061
3.47	2.99	3,467	7,146
3.48	2.95	3,452	9,344
3.49	7.64	3,470	6,195
3.45	3.30	3,502	3,644
3.49	6.84	3,489	7,172
3.50	3.09	3,472	7,739
3.49	2.92	3,510	8,548
3.49	3.21	3,456	10,611
3.46	3.06	3,484	11,609
3.47	3.41	3,539	9,185

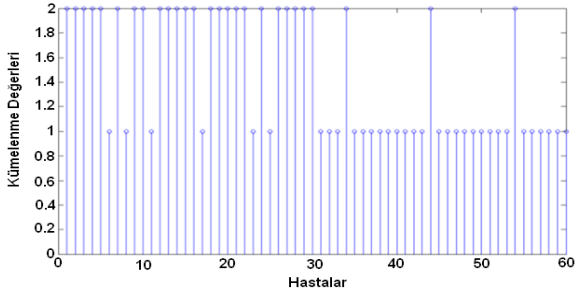
Bu sonuçlara göre migren hastalarında birinci AKF'lerin ışık uyarıtması ile değiştiği gözlemlenmiştir. Bu sonucun nümerik olarak değerlendirilmesi için birinci AKF'lerin standart sapma değerleri, k-ortalamlar yöntemine giriş olarak uygulanmıştır. Bu kümeleme yöntemlerinin başarı oranları ise şekil 4'den görülebilir.



Şekil 4. Kümeleme Silüet Değerleri

Şekil 4'te kümeleme başarısının özetlendiği silüet değerleri verilmiştir. Silüet değerleri incelendiğinde migren analizi için elde edilen başarının %80'den büyük olduğu

gözükmektedir. Aynı zamanda bu değeri daha ayrıntılı görebilmek için şekil 5'e bakılabilir.



Şekil 5. Sağlıkli İnsanlar (Grup 1) ve Migren Hastaları (Grup 2) için Işık Uyarıtlı ve Işık Uyarısız EEG Sinyallerinin Kümeleme Sonuçları. Veriler 1-30 Arası Sağlıkli İnsanlar ve 31-60 Arası Migren Hastaları Olarak Sıralanmıştır.

Şekil 5'den de görüldüğü gibi k-ortalamar yöntemi ile 30 adet sağlıkli insandan 6 tanesi ve yine 30 adet migren hastasından 3 tanesi (toplam 60 verinin 9'u) yanlış sınıflandırılmıştır. Bu nedenle k-ortalamar yönteminin DKA algoritması ile yapılan migren teşhisinde başarı oranı %85 olarak bulunmuştur.

4. Sonuçlar

DKA yöntemi zaman ekseninde uygulanan bir yöntem olup frekans eksenindeki yöntemlere göre daha pratik ve daha az zaman gerektirir. Bu avantajı kullanarak DKA yöntemi migrene ait karakteristik özellikleri ortaya çıkartmak için kullanılabilir. Ayrıca bu yöntem diğer migren teşhis yöntemlerine de yardımcı olarak ta kullanılabilir. Migren teşhisi için önerilen DKA temelli kümeleme performansı %85 olarak elde edilmiştir. Biyomedikalde bu başarı oranı birçok çalışmada yeterli olarak belirtilmektedir [19, 20]. Çalışmada elde edilen sonuçlar, önerilen algoritmanın migren teşhisi için kullanılabilir olduğunu ortaya koymaktadır.

Kaynaklar

- [1] Richard, B. ve Lawrence, C., "Epidemiology, impact, and comorbidities of migraine headaches in the United States", 60(7):53-58, 2003.
- [2] Lawrence, R., "Precipitating Factors in Migraine: A Retrospective Review of 494 Patients", 34(4):1994, 214-216.
- [3] De Marinis, M. Rinalduzzi, S. And Accornero, N., "Impairment in color perception in migraine with and without aura", Headache, 47(6):895-904, 2007.
- [4] Ozkul, Y. Gurler, B. Bozlar, S. Uckardes, A. ve Karadede, S., "Flash visual evoked potentials and electroretinograms in migraine" Neuro-Ophthalmology 25(3):143-150, 2001.
- [5] Gozke; E. Ore, O. Dortcan, N. Unal, Z. ve Cetinkaya, M., "Cranial Magnetic Resonance Imaging Findings in Patients With Migraine, Headache", The Journal of Head and Face Pain, 44:166-169, 2004.
- [6] Bowyer, S. M. Aurora, S. K. Moran, J. E. Tepley, N. ve Welch, K. M. A., "Magnetoencephalographic fields from

patients with spontaneous and induced migraine aura. Annals of Neurolog",.50:582-587, 2001.

- [7] Akben, S. B. Subasi, A. and Tuncel, D., "Analysis of EEG Signals Under Flash Stimulation for Migraine and Epileptic Patients". Journal of Medical Systems 35(3):437-43, 2011.
- [8] Akben, S. B. Subasi, A. and Tuncel, D., "Analysis of Repetitive Flash Stimulation Frequencies and Record Periods to Detect Migraine Using Artificial Neural Network", Journal of Medical. Systems, 36(2):925-931, 2012.
- [9] Alkan, A. ve Akben S. B., "Use of K-means clustering in migraine detection by using EEG records under flash stimulation", International Journal of the Physical Sciences, 6(4):641-650, 2011.
- [10] Tommaso, M. D. Marinazzo, D. Guido, M. Libro, G. Stramaglia, S. Nitti, L. Lattanzi, G. Angelini, L. ve Pellicoro, M., "Visually evoked phase synchronization changes of alpha rhythm in migraine, Correlations with clinical features". Int. J. Psychophysiol., 57:203-210, 2005.
- [11] Tommaso, M. D. Stramaglia, S. Schoffelen, J.M. Guido, M. Libro, G. Losito, L. Scirucchio, V. Sardaro, M. ve Pellicoro, M., "Steady-state visual evoked potentials in the low frequency range in migraine: A study of habituation and variability phenomena. Int. J. Psychophysiol. 49:165-174, 2003.
- [12] Norden, E. H, Zheng, S. Steven, R. L. Manli, C. W. Hsing, H. S. Quanan, Z. Nai-Chyuan, Y. Chi, C.T. ve Henry, H.L., "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis", 454:903-995, 1998.
- [13] Manuel, B. V. Binwei, W. ve Kenneth, E. B., " ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition", 38(1): 1-13, 2008.
- [14] Gabriel, R. Patrick, F. ve Paulo, G. C., "On Empirical Mode Decomposition And It's Algorithms", IEEE-EURASIP Workshop, 2003.
- [15] Yannis, K ve Stephen, M., "Emprical Mode Decompostion Based Techniques", IAPR Workshop on Cognitive Information, 2008.
- [16] Walker, H. "Studies in the History of the Statistical Method. Baltimore", MD: Williams &Wilkins Co., p. 24-25, 1931.
- [17] Hartigan, J. A. and Wong, M. A., "A K-Means Clustering Algorithm", Journal of the Royal Statistical Society, 28(1):100-108, 1979.
- [18] Anil, K. J., "Data clustering: 50 years beyond K-means", Pattern Recognition Letters, 31:651-666, 2010.
- [19] Serhatlioglu, S. Bozgeyik, Z. Ozkan, Y. Hardalac, F. Guler, I. "Neurofuzzy classification of the effect of diabetes mellitus on carotid artery", J Med Syst., 27(5):457-64, 2003.
- [20] Serhatlioglu, S. Hardalac, F. Kiris, A. Ozdemir, H. Yilmaz, T. Guler, I. "A neurofuzzy classification system for the effects of diabetes mellitus on ophtalmic artery", J Med Syst., 28(2):167-76, 2004.