

# Elektronörofizyolojik Tanıda Biyomedikal Sinyal İşleme Teknikleri

Serap Aydın  
Yeni Yüzyıl Üniversitesi  
Biyomedikal Mühendisliği Bölümü  
İstanbul

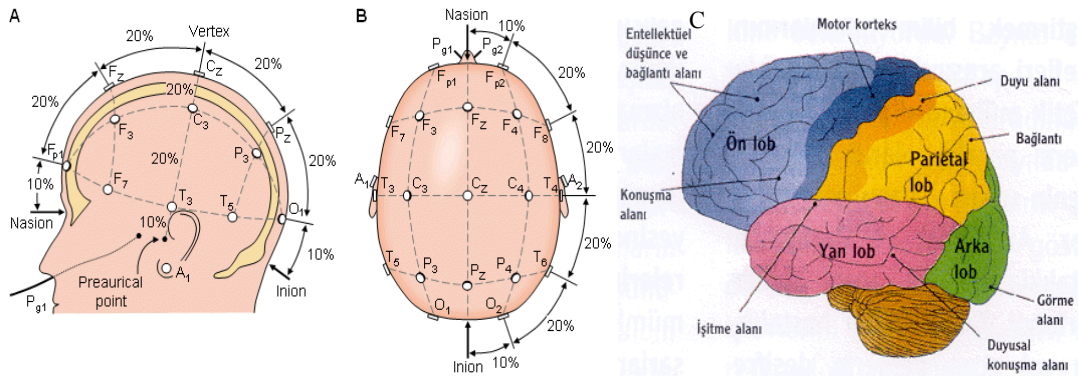
[drserapaydin@hotmail.com](mailto:drserapaydin@hotmail.com), [serap.aydin@yeniuyuzyl.edu.tr](mailto:serap.aydin@yeniuyuzyl.edu.tr)

**Özet:** Bu çalışmada, nöropsikiyatrik ve nörofizyolojik bozuklukların teşhisinde ve tedavi izleme aracı olarak başvuru bilgisayar tabanlı biyomedikal sinyal işleme teknikleri tanıtılmaktadır. İnsan vücudundaki nörofizyolojik ve psikiyatrik durumlara bağlı olarak gelişen elektriksel beyin aktivitelerindeki değişimler, kaba EEG kayıtlarından özellik elde edilmesi yoluyla ölçülür. Kullanılacak sinyal işleme yöntemi; araştırılan klinik bozukluğun hangi beyin fonksiyonu ile ilgili olduğuna ve kayıt özelliklerine göre seçilmelidir. Bu çalışmada genel başlıklarla sözügeçen yöntemler özetlenmiştir.

## 1. Giriş

Beyin, tüm vücut fonksiyonlarını kontrol eden kaotik ve karmaşık bir yapıdır. Birbirleriyle haberleşen milyonlarca sinir hücresinin ürettiği elektriksel potansiyeller, elektrotlar yardımıyla EEG sinyalleri olarak ölçülür. İnsan beyninin sürekli ürettiği bu salınımlar rasgele ve olasılıksal sinyallerdir. Serebral hastalıklar ve sinir sistemi bozuklukları, beyin elektriksel aktiviteleri üzerinde değişimlere neden olur. Çıplak gözle EEG sinyallerinden seçilemeyen bu bozulmalar, bilgisayar tabanlı ikincil sinyal işleme teknikleri yardımıyla tespit edilebilir. Ancak uygulanacak yöntem ve analiz edilecek elektot seçimi; öntanı almış hastalığın kaynağına ve ölçüm özelliklerine göre seçilmelidir (Bkz Şekil-1). Çünkü beyin her bir özel bölgesi farklı bir durumla ilgilidir (Frontal bölge: Kişilik, problem çözme, soyut düşünce ve beceri gerektiren işler, Temporal bölge: İşitme, anlama, bellek ve algılama, Oksipital bölge: Görme, Parietal bölge: Ağrı ve dokunma hissi) ve vücudun farklı durumlarında EEG sinyallerinde yer alan delta (0-4 Hz), theta (4-8 Hz), alpha (8-12 Hz), beta (12-23 Hz) ve gamma (23-30 Hz) frekans bandlarının güç dağılımları da farklılık gösterir.

Alzheimer, parkinson ve şizofreni gibi serebral hastalıkların incelenmesinde istirahat hali kısa süreli yüzey kayıtlarının analizinde; EEG bandalarına ait mutlak güç, bağıl güç ve güç oranları hesaplanır [7]. Epilepsi türlerinde ise sağlıklı kişilere göre EEG karmaşıklığı/düzenliliği seviyesindeki değişimler irdelenir [3]. Ayrıca epilepsi türüne göre beyin istirahat halinde veya anestezi altında simetrik bölgeleri arasındaki sinirsel haberleşmenin göstergesi olan EEG senkronizasyonunun ölçümü yapılır [8]. Sözügeçen analiz yaklaşımları, uykusuzluk ve uyku apnesi gibi nöropsikiyatrik bozukların incelenmesinde, gece uykusu boyunca toplanan EEG kayıtlarının skorlanmış dilimlerine uygulanır [16, 17]. Genel olarak kısa süreli ve kendiliğinden oluşagelen EEG sinyallerinden tanımlayıcı özellik elde etmeye dayalı bu yaklaşımlardan farklı olarak merkezi sinir sistemi bozukluklarının incelenmesinde ise uyandırılmış potansiyel (UP) sinyalinin kestirimi hedeftir. Bu çalışmalarda, zaman-frekans analizleri, sayısal süzgeçler, optimizasyon ve dengeleme yöntemleri ile gürültü azaltma yaklaşımlarını birleştiren yöntemler kullanılmaktadır [18]. İzleyen bölümde istirahat hali EEG kayıtlarının ve gece uykusu toplanan EEG sinyallerinin analiz edilmesi için kullanılmakta olan yöntemler tanıtılmaktadır.



## 2. Nöropsikiyatride EEG Analiz Yöntemleri

Kaotik ve karmaşık bir sistem olarak kabul edilen insan beyninin kortikal elektriksel aktiviteleri arasındaki zamansal ve uzaysal ilişkiler senkronizasyon ölçütleri ile gözlenebilir. Beynin sağ ve sol hemisferlerine simetrik olarak yerleştirilen iki elektrotla topladığımız sinyaller ( $x$  ve  $y$ ) arasındaki etkileşimin derecesi, klinik tanı desteği olarak değerlendirilir [1,2,4]. EEG senkronizasyonunu ölçen yöntemler arasında; çapraz korelasyon fonksiyonu (Eş.1) ve bağıllık fonksiyonu (Eş.2); sırasıyla zaman düzlemindeki ve frekans düzlemindeki senkronik davranış düzeyini ölçen doğrusal yöntemlerdir:

$$c_{xy}(\tau) = \frac{1}{N-\tau} \sum_{i=1}^{N-\tau} \left( \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma_x} \right) \left( \frac{y_{i+\tau} - \bar{y}}{\sigma_y} \right) \quad (1)$$

$$\Gamma_{xy}(w) = \frac{|C_{xy}(w)|}{\sqrt{C_{xx}(w)C_{yy}(w)}} \quad (2)$$

Burada  $C_{xx}(w)$  ve  $C_{yy}(w)$ , sırasıyla  $x$  ve  $y$  sinyallerinin oto-korelasyon fonksiyonlarına ait Fourier Dönüşümlerini tanımlar ve güç dağılım yoğunluğu (GDY) kestirimleri kullanılarak hesaplanır. EEG analizlerinde başvuru GDY kestirimleri, model tabanlı, parametrik (Burg Y, Yule-Ar) veya parametrik olmayan (Music, Eigen Y.) yöntemler olabilmektedir [3].

Bağıllık fonksiyonunun değeri, frekans düzlemindeki olaylar arası tekrarlayan ilişkilerin toplamına göre değişecektir. İki sinyalin varyansları  $\sigma_x$  ve  $\sigma_y$  ile sembolize edilmiştir.  $i$  ve  $\tau$  indisleri zamanı göstermektedir. Kaotik sistemlerde eğer;  $x$  sinyali,  $y$  sinyaline neden oluyorsa, bu iki sinyal arasında  $\tau$  kadar gecikme vardır. O halde; iki sinyal arasındaki nedensel ilişki zamanda gecikme cinsinden ifade edilebilir. Nörofizyolojik uygulamalarda, aralarındaki ilişkinin irdelendiği iki simetrik elektrot kaydının ortalaması sıfırlanarak normalize edilir. Bu durumda, çapraz ilişki fonksiyonu +1'e yaklaşık bulunursa iki kayıt arasında yüksek ilişki olduğu yorumu yapılır.

EEG senkronizasyonunu doğrusal olmayan yöntemlerle ölçmek de mümkündür. Beynin iki yarı küresi doğrusal olmayan ve birbiriyle bağlı çalışan iki osilatör olarak düşünülürse; bu iki osilatör arasında genlik ilişkisi olmasa da fazları arasındaki senkronizasyon ölçülebilir [10]. Buna göre; nörofizyolojik sinyallerin fazlarının elde edilmesinde Hilbert ve Wavelet Dönüşümleri kullanılır [11]. Her iki yaklaşım da gerçel  $x$  sinyalini, karmaşık değerli bir sinyale dönüştürerek anlık faz bilgisini elde eder:

$$\tilde{X} = -i F^{-1} \{ F \{ x(t) \text{sign}(w) \} \}, \quad W_x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(\tau) x(t-\tau) d\tau \quad (3)$$

Burada orijinal sinyalin fazı,  $\pi/2$  kadar kaydırılmaktadır [13]. Bu durumda  $x$  serisine ait  $[0, 2\pi]$  aralığında yayılan anlık faz bilgisi aşağıdaki eşitliklerle hesaplanır [14,15].

$$\varphi_{H,x} = \arctan \left( \frac{\tilde{X}}{x} \right), \quad W_x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(\tau) x(t-\tau) d\tau \quad (4)$$

İki hemisfer arası haberleşmeyi ölçebilen bir diğer yöntem ise Karşılıklı Bilgi (KB) kestirimidir. Entropy tabanlı olan bu yöntem; iki elektrot arası istatistiksel bağımlılığı ölçer [4,5]. KB yönteminde sinyalin entropi değeri, Shannon entropy ile hesaplanır:

$$I(x) = - \sum p_x(k) \log p_x(k) \quad (5)$$

Burada  $p_x(k)$ ,  $x$  değişkeninin  $k$  değerini alma olasılığını simgeler. Bu durumda, iki ayrı ayrı zamanlı rasgele değişken ( $x$  ve  $y$ ) arasındaki karşılıklı bilgi  $MI(x,y)=I(x)+I(y)-I(x,y)$  eşitliğiyle ölçülür. Burada  $I(x,y)$  ifadesi iki seri arasındaki katılım/paylaşım entropisini gösterir:

$$I(x,y)=\sum p_{k,l} \log \frac{p_{k,l}}{p_x(k)p_y(l)} \quad (6)$$

Eğer iki seri birbirinden kesin olarak bağımsızsa,  $p_{k,l} = p_k p_l$  olacağından  $MI = 0$  olacaktır [4]. Simetrik beyin bölgelerine yerleşik iki elektrot arasındaki senkronik davranış seviyesinin yanı sıra tüm korteksin bağıl faz senkronizasyonunu ölçmek de mümkündür. Bu amaçla çok-kanallı EEG kayıtlarına Global Alan Senkronizasyonu (GAS) yaklaşımı uygulanır [6,7]. Eğer vektörlerin bitiş noktası, doğru bir hat üzerinde yayılı ise tüm elektrotlardan gelen EEG serilerinin frekans değişkenine bağlı faz senkronizasyonu aşağıdaki eşitlikle tanımlanabilir,

$$GAS(f) = \frac{|E_1(f) - E_2(f)|}{E_1(f) + E_2(f)} \quad (7)$$

Burada  $E_1(f)$  ve  $E_2(f)$  ile simgelenen öz-değerler, Temel Bileşen Analizi kullanılarak elde edilir. Hesaplanan GAS değerinin 1'e yakın olması, karmaşık vektörlerin dağılımının tek bir temel bileşenle gösterilebileceğini anlatır. Diğer bir değişle, GAS değeri 1'den küçük olduğu sürece fonksiyonel ilişkinin az olduğu yorumu yapılır [6]. Bu ölçüt tanı desteği olarak şizofren hastalar için uygulanmıştır [6]. Çok kanallı EEG kayıtlarından beyin elektrik alanının konumsal senkronizasyonunu ölçmede kullanılan bir diğer yöntem ise Omega Karmaşıklık yaklaşımıdır [8,9]. Bu ölçüt EEG kayıtlarını, elektrot sayısı ( $K$ ) kadar boyuta sahip durum uzayında zamanla yörünge çizen serilerin geçici haritalar dizini gibi gösterir [8,9]. Çizilen bu yörünge'nin karmaşıklığı Omega ( $\Omega$ ) ile sembolize edilir ve aşağıdaki eşitlikle hesaplanır,

$$\Omega = \exp \left\{ - \sum_{i=1}^K \lambda'_i \log \lambda'_i \right\} \left( \lambda'_i = 1 / \left( \sum_{i=1}^K \lambda'_i \right) \right) \quad (8)$$

Burada  $\lambda'_i$  değişkeni, normalize edilmiş özdeğeri anlatır. Teorik olarak sırasıyla  $\Omega = 1$  ve  $\Omega = K$  durumları; en yüksek ve en düşük senkronizasyonu anlatır [8,9].

EEG senkronizasyonu ölçüm yöntemlerinden farklı olarak sinyal karmaşıklığını/düzenliliğini ölçen yöntemler de önemli klinik tanı desteği verebilmektedir. Sinyal işleme araçları arasında karmaşıklık düzeyini ölçen başlıca yöntemler; entropy yaklaşımları, Hurst üstelleri, Lyapunov üsteller ve AR model derecesinin kestirimi gibi doğrusal olmayan sistemlerin analizine yönelik yöntemlerdir [19-21]. EEG sinyallerinin entropy değişimlerini ve en yakın AR model derecelerini elde etmek için çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Bunlar arasında tercih edilecek yaklaşımın veri kayıt özelliklerine uygun seçilmesi gerekir.

Entropy değeri bir sinyalin olasılık değeri olarak ilk kez Shannon tarafından hesaplanmıştır. Sinyal düzgün bir olasılık dağılımı gösteriyorsa yüksek entropiye, düzensiz bir olasılık dağılım gösteriyorsa düşük entropiye sahiptir. Spektral entropi hesabında sinyalin güç dağılım bileşenlerine ait olasılıklar da hesaplanır. Yaklaşık entropi (approximate entropy) ise daha sonra geliştirilen ve sinyalin bir önceki anda ortaya çıkan genlik bilgisinden bir sonraki anda oluşacak genlik bilgisinin ne kadar tahmin edilebileceğini ölçen istatistiksel bir parametredir.

### 3. Değerlendirme ve Sonuç

EEG sinyallerinden entropi yaklaşımları, Lyapunov ve Hurst üstelleri, AR model dereceleri veya senkronik davranış seviyeleri gibi betimleyici özelliklerin elde edilmesi sonucunda hasta gruplar ile sağlıklı gruplar arasında sınıflandırma yapılarak akıllı tanı sistemi geliştirilebilir. Bu amaçla kullanılan yapay sinir ağı uygulamalarının performansları veri özelliklerine ve özellik sayısına göre farklılıklar gösterebilmektedir [16,21]. Aynı özellik setlerinin sınıflandırılmasında farklı kümeleme yöntemlerinin uygulanması ve performansların kıyaslanması gerekmektedir [22].

### 10. Kaynaklar

- [1] Pereda E, Quiroga RQ, Bhattacharya, Nonlinear multivariate analysis of neurophysiological signals, *Progress in Neurobiology*, 77, 1-37, 2005.
- [2] Boccaletti S. et al, The synchronization of chaotic systems, *Physics Reports*, 366, 1–101, 2002.
- [3] Aydın S, Comparison of power spectrum predictors in computing coherence functions for intracortical EEG signals, *Annals of Biomedical Engineering*, 37(1), s.192-200,, 2009.
- [4] Wang Q, Shen Y, Zhang, JQ, A nonlinear correlation measure for multivariate data set. *Physica D*, 200, 287–295, 2005
- [5] Gray R, *Entropy and Information Theory*. Springer Verlag, New York, 1990.
- [6] Koenig T, Lehmann D, et al, Decreased functional connectivity of EEG theta-frequency activity in first-episode, neuroleptic native patients with schizophrenia: preliminary results. *Schizophr. Res.* 50, 55–60,2001.
- [7] Koenig T, Prichet L, et al, Decreased EEG synchronization in Alzheimer’s disease and mild cognitive impairment, *Neurobiol. Aging*, 26, 165-171,2005.
- [8] Wackermann J: Towards a quantitative characterisation of functional states of the brain: From the non-linear methodology to the global linear description. *Int J Psychophysiol*, 34:65–80, 1999.
- [9] Pizzagalli D, Lehmann D, Gianotti L, Koenig T, Tanaka H, Wackermann J, Brugger P: Brain electric correlates of strong belief in paranormal phenomena: Intracerebral EEG source and regional omega complexity analyses. *Neuroimaging*, 100, 139:154, 2000.
- [10] Pivovsky A, Rosenblum MG, Kurths J, Synchronization: a universal concept in nonlinear science, Cambridge Un. Press, 2001.
- [11] Quyen MLV, Foucher J, et al. Comparison of Hilbert transform and wavelet methods for the analysis of neuronal synchrony, *J Neurosci. Meth.*, 111:83, 2001.
- [12] Rosenblum MG, Kurths J, Analysing synchronization phenomena from bivariate data by means of the Hilbert transform, in Kantz H et al Eds., *Nonlinear Analysis of Physiological Data*, Springer, Berlin, 1998.
- [13] Rosenblum MG, Pikovsky AS, Kurths J, Schäfer C, Tass P, Phase synchronization: from theory to data analysis. In: *Handbook of biological physics*, Vol. 4 (Moss F, Gielen S, eds), pp 279–321, 2001.
- [14] Boccaletti, S, Kurths J, et al, The synchronization of chaotic systems, *Physics Reports* 366, 1–101,2002.
- [15] Quyen MLV, Foucher J, et al, Comparison of Hilbert transform and wavelet methods for the analysis of neuronal synchrony, *J. Neurosci. Meth.*, 111:83, 2001.
- [16] Akşahin M, Aydın S, Fırat H, Artificial apnea classification with quantitative sleep EEG synchronization, *J. of Medical Systems*, 36(1), 139:44, 2012.
- [17] Aydın S, Computer based synchronization analysis on sleep EEG in insomnia, *J. of Medical Systems*, 35(4), s.517-520, 2011.
- [18] Ranta P.O., Koistinen A.S., et al, Single trial estimation of multichannel EP measurements, *IEEE Trans on BME*, 50(2), 189:196, 2003.
- [19] Kinsner W., Characterizing chaos through Lyapunov metrics, *IEEE Trans on Systems, Man and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, 36(2), 141:151, 2006.
- [20] Aydın S., Determination of autoregressive model orders for seizure detection, *Turk J Elec Eng & Comp Sci*, Vol.18, No.1, 2010.
- [21] Srinivasan V., Eswaran C., Sriraam N., Aproximate entropy based epileptic EEG detection using artificial neural networks, *IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine*, 11(3), 288:295, 2007.
- [22] Xu J., Ho D.W.C., A basis selection algorithm for wavelet neural networks. *Neurocomputing*, 48, 681:689, 2002.