

GERİ-PLAN EEG GÜRÜLTÜSÜNÜ AZALTMADA OTOMASYON

Serap AYDIN¹

¹Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Mühendislik Fakültesi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 55139, Kurupelit, Samsun
¹e-posta: saydin@omu.edu.tr

Anahtar sözcükler: EEG, uyandırılmış beyin potansiyelleri

ABSTRACT

The current study presents an automatic EEG noise filtration to reduce the background EEG noise from noisy brain evoked potentials. A small number of observations are projected onto the well-approximate signal subspace without any prior information. The stationarity of the evoked potential is not questioned in the proposed algorithm. Possible amplitude and/or latency variations on single trials are captured automatically.

1. GİRİŞ

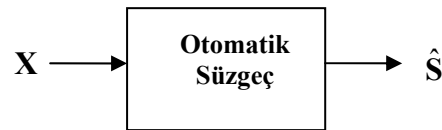
İnsan beyni, kafa yüzeyine yerleştirilen elektrotlar yardımıyla ölçülebilen ve EEG adını verdiğimiz elektro-sinirsel dalgalar yayar. İşitsel, görsel veya hissel olaylar karşısında ise, devam eden EEG sinyali içinde çok düşük sinyal-gürültü-oranı (SGO) ile gizli bir uyandırılmış potansiyel (UP) oluşur [6]. Kişisel farklılıkları da yansıtan bu biyolojik sinyaller, genelde, aynı uyarının yüzlerce kez tekrar edilmesiyle toplanan kayıtların ortalaması alınarak elde edilir [13]. Beyin, tüm vücut fonksiyonlarını kontrol ettiği için, UP sinyalleri analiz edilerek, insanların biyolojik, fizyolojik ve psikolojik durumları hakkında bilgi sahibi olabiliriz [1]. Fakat genlikleri birkaç μ Volt civarında olan UP sinyallerinin bileşenlerinde zamanla değişiklik olup olmadığı halen araştırma konusudur. Bu yüzden araştırmacıların ortak amacı, mümkün olabildiğince az denemeden temiz ve doğru UP sinyalinin elde edilmesidir.

Bu alanda, zaman/sıklık dönüşümleri [2,10], uyarılan süzgeçler [4,13], Wiener süzgeçler [2,4], bileşen analiz yöntemi [5], sinir-ağları [9] vb birçok sinyal işleme tekniği, gürültülü verinin 1. ve 2. dereceden istatistiksel bilgilerine yada UP sinyalinin durağan olduğu varsayımına dayalı olarak uygulanmaktadır. Genelde, ortalama alma yöntemi ile erişilen örnek bir UP sinyali referans alınarak tanıma algoritması geliştirilir. Sunulan çalışmada, ses zenginleştirme alanında uygulamalarının görüldüğü ve en küçük-kareler kestirim tekniğine dayalı bir yöntem [14],

otomatikleştirilerek, geri-plan EEG gürültülerinin süzülmesi amacıyla uyarlanmıştır. Önerilen otomatik EEG indirgeme yönteminde, UP sinyali hakkında varsayım yapılmaksızın ve referans kullanılmadan az sayıda kaba kaydın sinyal-gürültü-oranı artırılabilir. Ayrıca önerilen algoritma ile, her bir denemede olası UP bileşen değişimlerini koruyan, yaklaşık bir sinyal alt uzayı elde edilir. İzleyen bölümlerde önerilen yaklaşıma ait temel tanım ve özellikler özetlenmiştir. Kullanılan kestirim tekniği, alt uzay yaklaşımında kullanılabilen diğer olası kestirim teknikleri (en az varyas kestirimi, zaman-alanında kısıtlama kestirimi, dağılımda kısıtlama kestirimi) ile yarı-yapay veriler kullanılarak test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, grafiksel olarak sunulmuştur. Önerilen yaklaşım, tek denemelerden UP kestirimi için geliştirilmekte olan yöntemler için ön-kabulsüz, az-gürültülü ve kayıpsız veri sağlayacaktır.

2. YÖNTEM

Bu bildiride sunulan otomatik EEG süzgeç uygulamasının blok gösterimi Şekil-1 ile verilebilir.



Şekil-1. Blok gösterim: Otomatik EEG indirgeme

Burada sırasıyla $\mathbf{X}$ ve $\hat{\mathbf{S}}$ matrisleri, ardı ardına kaydedilmiş az sayıda gürültülü beyin potansiyelini ve bu kayıtlarda gizli olan UP sinyal bilgisinin kestirim sonucu gösterir. $\mathbf{X}$ matrisinin her bir sütununda, insan beyninin işitsel uyarana karşı ürettiği ve matematiksel olarak aşağıdaki biçimde ifade edilen tek kayıt yer alır:

$$x_i(n) = s_i(n) + w_i(n) \quad (1)$$

Özel deney koşullarında tekrarlanan uyandırma olayının sayısı i ile simgelenmiştir. Her bir gözlemde, tek kayıt UP sinyali $(s_i(n))$ ile geri-plan EEG gürültüsünün $(w_i(n))$ toplamsal olduğu varsayılır [1-4,7,12].

Örnek bir UP sinyali literatürde bir Fourier seri açılımı biçiminde modellenmiştir:

$$s(n) = \sum_{r=1}^M \left(\cos\left(r \frac{2\pi}{T} n\right) a_r + \sin\left(r \frac{2\pi}{T} n\right) b_r \right) \quad (2)$$

Burada a ve b model parametreleridir. M ve T değişkenleri ise model derecesini ve örnek sayısını simgeler [13]. Aynı sinyal modelini, izleyen yeni tanımlamalar doğrultusunda yeniden ifade edebiliriz:

$$[a_1 \ a_2 \ \dots \ b_1 \ b_2]^t = [\theta_1 \ \theta_2 \ \dots \ \theta_{M-1} \ \theta_M]^t$$

$$\begin{aligned} [1 \ \cos(2\pi f) \ \dots \ \cos(2\pi f(N-1))]^t &= \underline{h}_1 \\ [1 \ \sin(2\pi f) \ \dots \ \sin(2\pi f(N-1))]^t &= \underline{h}_2 \\ &\vdots \\ [1 \ \cos(2\pi fM) \ \dots \ \cos(2\pi fM(N-1))]^t &= \underline{h}_{M-1} \\ [1 \ \sin(2\pi fM) \ \dots \ \sin(2\pi fM(N-1))]^t &= \underline{h}_M \end{aligned}$$

Bu durumda Eşitlik (2) ile verilen örnek UP sinyali, yeni değişkenler ile matris ve vektör çarpımı biçimine dönüştürülmüş olur:

$$s(n) = [\underline{h}_1 \ \underline{h}_2 \ \dots \ \underline{h}_M] \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \vdots \\ \theta_M \end{bmatrix} \quad (3)$$

Elde edilen yeni tanım, UP sinyalinin bilinen prensip vektörlerin taradığı bir alt uzaya sahiptir denir [8]. Bu örnek UP sinyalinin genlik ve latans bileşenleri, denemeden denemeye değişebilir. Seçilen özel bir uyarının L kez tekrar edilmesiyle toplanan kayıtlar, bir matrisin sütunlarına yerleştirilirse, UP kestirim probleminin matrisel biçimini elde ederiz:

$$\mathbf{X} = \mathbf{S} + \mathbf{W} \quad (4)$$

Bu durumda $\mathbf{S}$ ve $\mathbf{W}$ matrisleri, sinyal ve gürültü matrisi adını alır. $\mathbf{S}$ matrisinin her bir sütununda yer alan UP sinyalinin (3) Eşitliğindeki gibi, prensip vektörlerin bilinmeyen katsayılarla çarpılmasından oluşacağı bilindiğine göre, problem matrisel biçime sahip θ parametrelerinin kestirimi olacaktır:

$$\mathbf{X}_{N \times L} = \mathbf{H}_{N \times M} \boldsymbol{\theta}_{M \times L} + \mathbf{W}_{N \times L} \quad (5)$$

En küçük kareler kestirim tekniği uygulandığında yaklaşık parametreler aşağıdaki gibi elde edilir:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{H} \mathbf{H}^t \mathbf{X} \quad (6)$$

Burada bilinen prensip vektörler, kaba veri matrisinin ayırt edici sol öz-vektörleri seçilebilir. Bu amaçla, kaba veriye tekil-değer-düzenleme uygulanırsa matris çarpanları belirlenebilir:

$$\text{svd}(\mathbf{X}) = \mathbf{U} \boldsymbol{\Sigma} \mathbf{V}^t = [\mathbf{U}_1 \ \mathbf{U}_2] \boldsymbol{\Sigma} \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1^t \\ \mathbf{V}_2^t \end{bmatrix} \quad (7)$$

Burada $\mathbf{U}_1 = [u_1 \ \dots \ u_r]$ biçiminde yazılabilen baskın öz vektörler, $\mathbf{S}$ ile ilişkilidir [8,11]. Bu vektörleri, kaba verinin rank bilgisinden yararlanarak belirleyebiliriz. Eğer $\text{rank}(\mathbf{X}) = R$ ise, $r = L - R$ olduğu bilgisini kullanarak otomatik seçebiliriz. Bu durumda köşegen öz-değer matrisi için

$$\boldsymbol{\Sigma} = \text{diag}\{\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_r, 0, \dots, 0\}.$$

yazılabilir. Bu durumda, $\mathbf{S}$ 'in r boyutlu, yaklaşık sinyal alt uzayı en-az-kareler yöntemiyle kestirilebilir:

$$\hat{\mathbf{S}} = \mathbf{U}_1 \mathbf{U}_1^t \mathbf{X} \quad (9)$$

Bu otomatik kestirim yöntemi ile bilgi kaybı olmaksızın önemli ölçüde EEG gürültüsü indirgenmiş olur. Ses zenginleştirme alanında, belirleyici vektörlerin kestiriminde, en az varyans kestirim, zamanda kısıtlama ve dağılımda kısıtlama [14] tekniklerinin de kullanımına rastlamak mümkündür. Yanısıra, EEG gürültüsünün süzülmesinde elverişli bulunmamıştır. Öyle ki, bu üç teknik, tek denemelerde yerleşik olası bileşen değişimlerini yakalayamaz. Yarı-yapay testlerle elde edilen sonuçlar, izleyen Bölümde sunulmuştur

3. SAYISAL SONUÇLAR

Önerilen otomatik EEG gürültü indirgeme yöntemi, yarı-yapay verilerle test edilmiştir. İşitsel klik sesleri ile Hacettepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi bünyesindeki EEG Araştırma Laboratuvarında kaydedilen ölçümler, sağlıklı genç deneklere aittir. 512 deney tekrarının ortalaması örnek UP sinyali olarak kabul edilmiş ve uyanık deneklerden toplanan devam eden EEG dalgalarına eklenerek yarı-yapay kaba veriler elde edilmiştir. Bilinen örnek UP sinyali üzerinde latans ve genlik değişimleri yaratılarak oluşturulan kaba veri gruplarına iki tipik örnek Şekil-2'de verilmiştir. Tüm grafiklerde uyarının anı $t = 0$ alınmaktadır.

Şekil-3, giriş sinyal-gürültü-oranı (SGO) 0 dB civarında olan kaba verinin önerilen yaklaşımla elde edilen izdüşümlerini gösterir. En küçük kareler kestirim tekniği ile SGO değeri, latans ve genlik değişimleri korunarak yaklaşık 20 dB'e yükseltilmiştir.

Şekil-4'de gözlendiği gibi, diğer kestirim teknikleri, genlik değişimlerini yakalayabilmiş fakat klinik anlamları olan latans değişimlerini koruyamamıştır. Ez az varyans, zamanda kısıtlama ve dağılımsal kısıtlama kestirim yöntemleri, geri-plan EEG gürültüsünün azaltılmasında, tüm veri setlerinde, hemen hemen benzer elverişsiz sonuçlar ürettikleri için, bu üç yöntemin performansına ilişkin en tipik ortak grafiksel sonuç sunulmuştur. Sunulan sonuçlar Matlab ortamında elde edilmiştir.

4. YORUM VE TARTIŞMA

Sunulan çalışmada, uyandırılmış beyin potansiyellerin elde edilmesine yönelik otomatik EEG gürültü süzme yaklaşımı tanıtılmıştır. Önerilen yöntemin testinde, deneysel kayıtların ortalaması örnek UP alınarak üzerine gerçek EEG gürültüleri eklenmiştir.

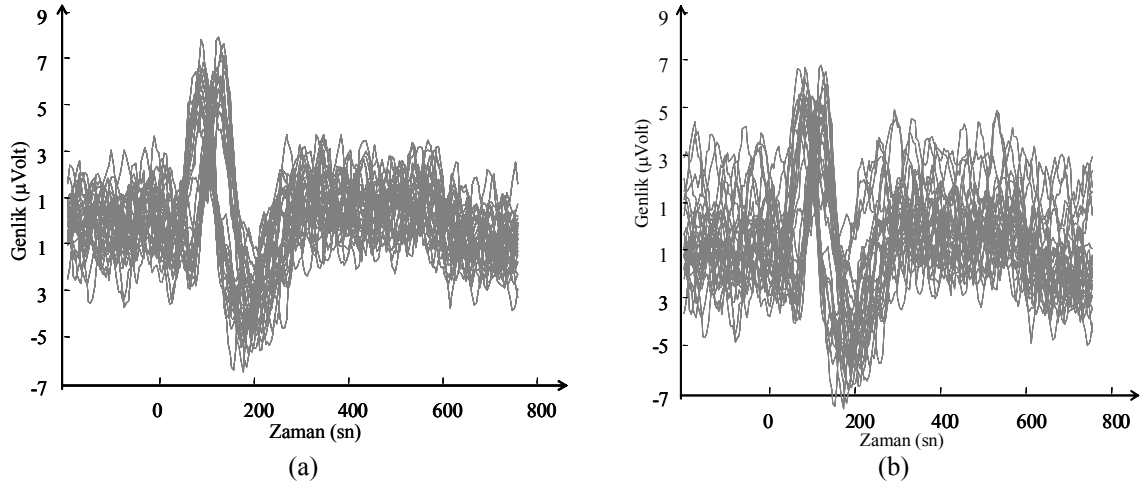
Ön-bilgi ve referans sinyalin kullanılmadığı yöntem, klinik anlamları olan ve tek denemelerde gizli UP sinyal bileşenlerinin kestiriminde elverişlidir. SGO değerinin çok düşük olduğu kayıtlarda, bilgi kaybı olmaksızın EEG gürültü indirgemedi kullanılabilir. İşlemsel karmaşası olmayan yöntem, kolay programlanabilir ve kolay uygulanabilir, elverişli bir otomatik yöntemdir.

KAYNAKLAR

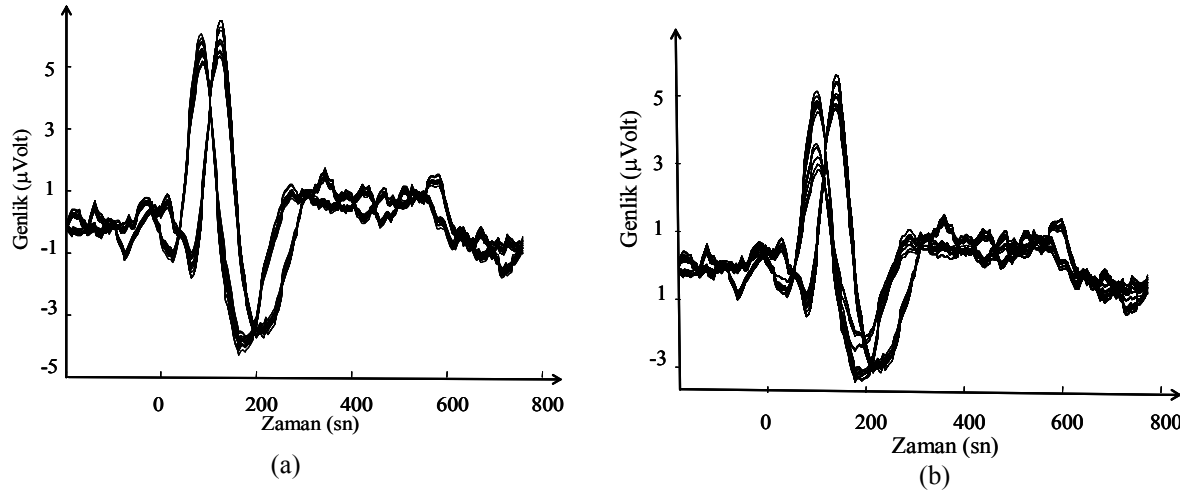
- [1] Aunon J I., Evoked potentials research, IEEE ENGINEERING in MEDICINE and BIOLOGY MAGAZINE, Vol 11, Iss 1, pp 67-68, 1992.
- [2] Aydın S., Extraction of auditory evoked potentials from ongoing EEG, PhD THESIS, Dep. of Electrical and Electronics Eng., METU, 2005.
- [3] Aydın S., Gençer N, Baykal B., Beyin uyarılmış potansiyellerinin işlenmesinde Tikhonov düzenleme tekniği, XIV. BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ULUSAL TOPLANTISI, TÜRKİYE, 2006.
- [4] Aydın S., Gençer N, Baykal B., Comparison of methods for extracting of evoked potentials, 25th INTERNATIONAL CONFERENCE of IEEE ENGINEERING in BIOLOGY and MEDICINE, CANCUN, pp 2495-2498, 2003.
- [5] Bernat E M, Williams W J, Gehring W J., Decomposing ERP time-frequency energy using principle component analysis, CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY, Vol 116, Iss 6, pp 1314-1334, 2005.
- [6] Bronzino J D., The Biomedical Engineering Handbook, 2.Edition. CRC Pres, 2000.

- [7] Kong X and Thakor N V. Adaptive estimation of latency changes in evoked potentials, IEEE TRANS on BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol 43, Iss 2, pp 189-197, 1996.
- [8] Moor B D, The singular value decomposition and long and short spaces of noisy matrices, IEEE TRANSACTION on SIGNAL PROCESSING, Vol 41, No 9, pp 2826-2838, 1993.
- [9] Tian J, Juhola M and Grnfors T. "Latency estimation of auditory brainstem response by neural networks." JOURNAL of ARTIFICIAL INTELLIGENCE in MEDICINE, Vol 10, Iss 2, pp 115-128, 1997.
- [10] Thakor N V, Xin-rong G, Yi-Chun S, Hanley D F., Multiresolution wavelet analysis of evoked potentials, IEEE TRANS on BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol 40, Iss 11, pp 1085-1095, 1993.
- [11] Tufts D W and Shah A A, Estimation of a signal waveform from noisy data using low-rank approximation to a data matrix, IEEE TRANS on SIGNAL PROCESSING, Vol 41, No 4, 1993.
- [12] Turetsky B I, Raz J, Fein G., Noise and signal power and their effects on evoked potential estimation, ELSEVIER CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY, Vol 71, pp 310-318, 1988.
- [13] Vaz A and Thakor N V, Adaptive Fourier estimation of time-varying evoked potentials, IEEE TRANS on BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol 36, No 4, 1989.
- [14] Ephraim Y, Trees H L V., A signal subspace of speech enhancement IEEE TRANS on SPEECH and AUDIO PROCESSING, Vol 3, Iss 4, pp 251-267, 1995.

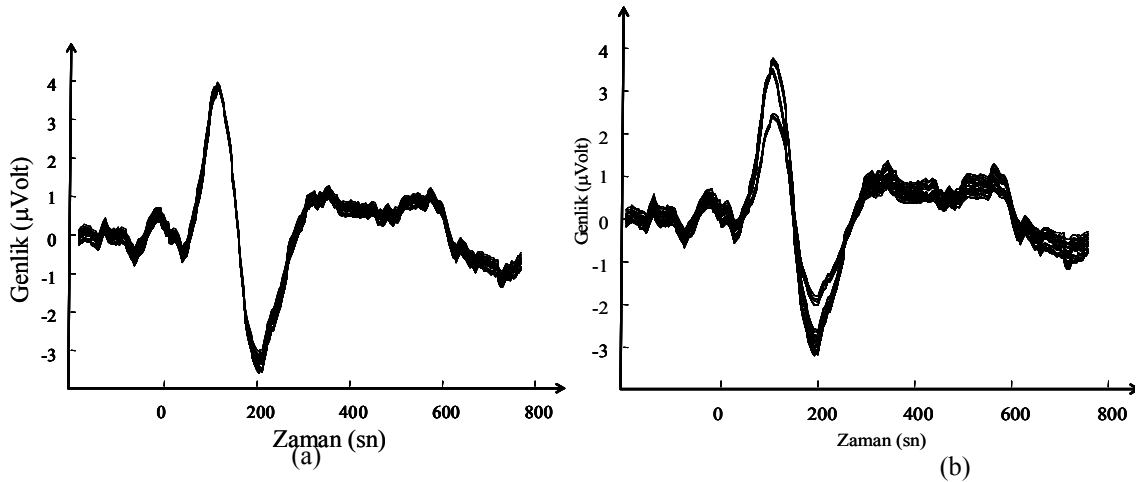
Serap AYDIN, 16.08.1971 Samsun-Bafra doğumludur. Lisans derecesini 1993'de, Ankara Gazi Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünden (EEMB) aldı. 1994'de Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ), EEMB Elektromanyetik Alanlar ve Dalga Teorisi Ana-Bilim-Dalında (ABD) Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. 1997'de OMÜ Fen Bilimleri EEM ABD Yüksek Lisans derecesini aldı. 1999'da Orta Doğu Teknik Üniversitesi, EEMB Araş. Gör. olarak atanana Dr AYDIN, aynı bölümde, Biyo-Medikal Sinyal İşleme alanında aldığı Doktora eğitimini 2005'de tamamladı. 2006'dan bu yana OMÜ EEM Bölümü Elektronik ABD Başkanlığında Yrd Doç Dr olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizce olan Dr AYDIN'ın çalışma ve uzmanlık alanları biyomedikal sinyal işleme, sayısal model tanıma ve doğrusal düzenleme yöntemleridir.



Şekil-2. 32 denemenin benzetimleri. a) Bilinen latans değişimleri yaratıldığında kaba veri, b) hem latans, hem genlik değişimlerinin yaratıldığı kaba veri.



Şekil-3. En küçük kareler kestirim sonuçları. a) Sadece latans değişimleri olan verinin izdüşümü, b) latans ve genlik değişimleri olan verinin izdüşümleri.



Şekil-4. En az varyans, zamanda kısıtlama ve dağılımda kısıtla kestirimleri. a) Sadece latans değişimleri olan verinin izdüşümü, b) latans ve genlik değişimleri olan verinin izdüşümleri.