

Elektrookülogram Sinyalleri İçin Sayısal Sinyal İşleme ve Sınıflandırma Çalışması

Digital Signal Processing and Classification Study for Electrooculogram Signals

Poyraz Alper Öner¹, Serkan Gürkan², Ayhan İstanbullu¹,
Seydi Doğan¹

¹ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Balıkesir Üniversitesi

alper_oner@yahoo.com , iayhan@balikesir.edu.tr , dogans@balikesir.edu.tr

² Elektrik-Elektronik Bölümü

Kara Kuvvetleri Astsubay Meslek Yüksek Okulu
serkangurkan@mynet.com

Özetçe

Bu çalışmada; elektronik bir donanım ile kaydedilen elektrookülogram sinyalleri sayısal sinyal işleme teknikleri ile işlenmiş ve en yakın komşuluk yöntemi ile sınıflandırılmıştır. Sayısal sinyal işleme teknikleri ile sinyale ait DC bileşen bastırılmış, farklı algoritmalar kullanılarak filtreleme yapılmış ve sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen yazılım ile farklı algoritmalar kullanılarak yapılan filtreleme işlemlerinin arasındaki farklar incelenmekte olup farklı öğrenme kümeleri seçilebilmektedir. Çalışmanın; ALS hastaları için geliştirilen iletişim kanalı ve insan bilgisayar arabirimi çalışmalarında etkin şekilde kullanılabilmesi değerlendirilmektedir.

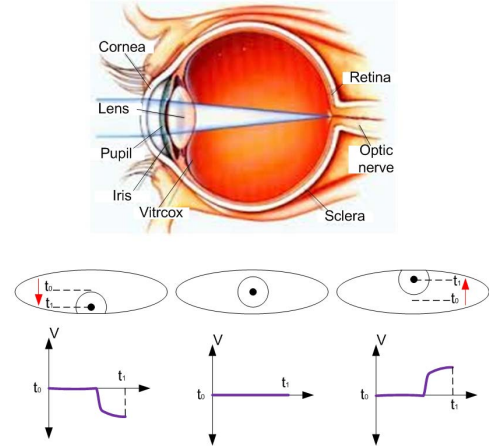
Abstract

In this study, EOG signals recorded by an developed electronic hardware are processed by digital signal processing techniques and classified with Nearest Neighbor method. The DC component of the signal is suppressed with the digital signal processing techniques, and filtered with different algorithms, a classification is performed. The difference between the filtering processes can be analyzed with different algorithms by using the software that is being developed. This study can be used effectively on the human computer interface application.

1. Giriş

İnsan gözünde, lens sisteminin ışığı üzerine odakladığı bir alıcı (reseptör) katman vardır. Alıcıların üzerlerine ışık düştüğünde; sinir sistemi, aldığı sinyali beyindeki görsel bölge (visual cortex)'ye iletir. Göz yuvarı, göz çukurundaki altı kasın etkisiyle hareket eder. Bu hareketler hızlı ve kısa hareketler, yumuşak hareketler, baş hareketiyle gerçekleşen sibular hareketler ve yakına odaklanmayla meydana gelen yakınsama hareketleridir. Elektrookülogram (EOG); göz hareketleri ile oluşan kornea-retina arasında yer alan ve hiperpolarizasyon ve depolarizasyonlardan kaynaklanan kornea-retina potansiyelidir [1]. Bu potansiyel bir dipolle

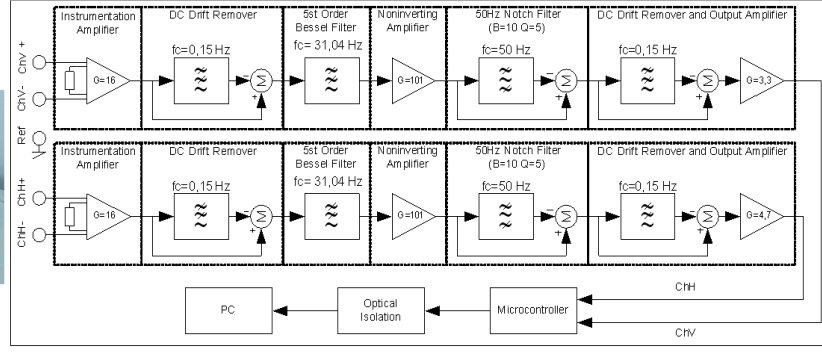
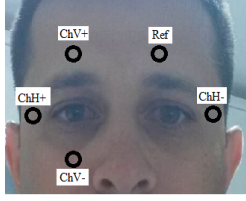
modellenebilmektedir. Şekil 1'de insan gözü ve EOG'nin dipol modeli gösterilmiştir.



Şekil 1: İnsan gözü ve EOG'nin dipol yapısı

Kaynaklarda farklılık olmasına rağmen EOG sinyalleri yaklaşık 0-100Hz frekans bandında ve genlikleri 50-3500 μ V civarındadır. Yatay ve düşey EOG sinyalleri göz hareketiyle değişmektedir. 1 derecelik hareket yatayda 16 μ V, düşeyde 14 μ V genlik değişimine neden olmaktadır. EOG ile gözün bakış açısı arasında yatayda 45, düşeyde -38,7 ve 30,7 derecelerde lineer bir ilişki ölçülmektedir [2].

Amyotrofik lateral sklerosis (ALS) gibi motor nöron rahatsızlığına sahip hastaların dış dünya ile iletişimlerinde EOG tabanlı sistemler önemli bir yer tutmaktadır. Bu kapsamda gerçekleştirilen çalışmalarda, biyopotansiyel sinyal algılama safhasından sonra sinyallerin sınıflandırılarak algılanması ve hastanın ihtiyaçlarını ifade eden komutlara çevrilmesi gerekmektedir. Gerçekleştirilen bu çalışma, ileride gerçekleştirilecek insan bilgisayar arabirim (İBA) uygulamalarına altyapı teşkil edecektir.



Şekil 2: Elektrotların yerleşimi ve kullanılan elektronik donanımın blok şeması [3]

2. EOG Sinyallerinin İşlenmesi

2.1. Kullanılan Elektronik Donanım

EOG sinyallerinin algılanabilmesi için kullanılan elektrotların yerleşimi ve elektronik donanımın blok şeması Şekil 2’de verilmiştir. Sağ göz üstü referans kabul edilmiş olup dikey ve yatay sinyaller için birer çift Ag/Cl elektrot kullanılmıştır.

Elektronik donanımda yatay ve dikey kanallara ait sinyaller elektrotlar yardımıyla alınmış, bir biyopotansiyel sinyal yükseltici yardımıyla yükseltilmiş, bir mikrodenetleyicinin analogtan sayısal dönüştürme birimine uygulanmıştır. Mikrodenetleyici birimi EOG sinyaline ait verileri sayısal biçimde bilgisayara aktarmaktadır.

Bu donanım ile alınan EOG sinyalleri her bir göz hareketi için 251 adet örnekten oluşan 10 adet küme şeklinde kaydedilmiştir. Öğrenme kümesini oluşturacak bu kayıtlar 10 farklı denekten alınmıştır.

2.2. Öğrenme Kümesine Ait Veriler

10 farklı denekten alınan EOG sinyalleri .txt dosyaları şeklinde kaydedilerek geliştirilen bir bilgisayar arayüzü tarafından kaydedilmiş ve veriye ait her bir eleman 10x251 büyüklüğündeki matrise yazılmıştır. Matrisin her bir satırı öğrenme kümesine ait EOG sinyalinin elemanlarını içermektedir.

Oluşturulan öğrenme matrisine ait sinyaller grafiksel olarak incelendiğinde (örnekte aşağı bakma ile oluşan EOG sinyali ele alınmıştır) deneklerden alınan verilerin birbirlerine yakın ancak faz, genlik ve periyot olarak farklı oldukları görülmektedir. Aynı zamanda elektronik donanım ile DC seviyenin tam olarak bastırılmadığı ve kanal gürültüsünün filtrelenemediği görülmektedir. Şekil 3’te verilen sinyaller gözün aşağı hareketi ile elde edilen ve dikey kanala ait sinyallerdir.

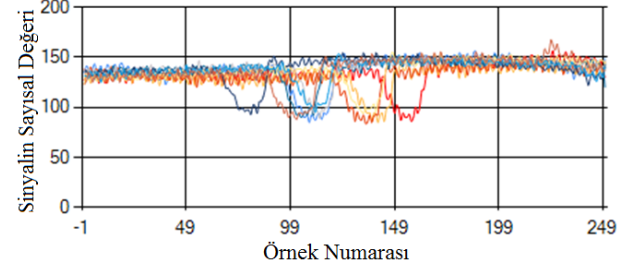
Kaydedilen öğrenme sinyallerinin Şekil 1’de verilen dipol yapısıyla uygun olduğu ve karşıya bakma anında 130-140 mV genlik aralığında bir sinyal elde edilirken, aşağı bakma anında negatif yönde 40-50 mV arasında bir değişim olduğu görülmüştür.

2.3. Sayısal Sinyal İşleme İle DC Seviyenin Bastırılması

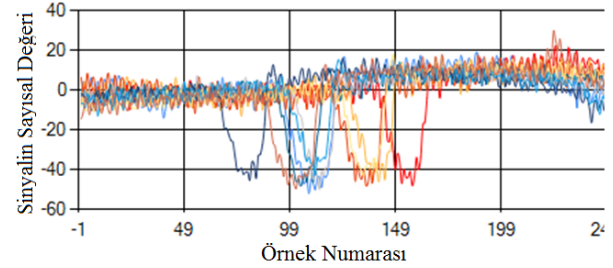
Öğrenme kümesine ait EOG matrisindeki her bir satırın ortalama değeri hesaplanarak matristeki her bir elemandan çıkarılmış ve sonuçta DC seviyesi bastırılmış EOG sinyaline ait yeni bir matris elde edilmiştir. Ortalama değerinin bulunması için (1) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır. Elde edilen DC

seviyesi bastırılmış EOG elde edilen sinyal şekli Şekil 4’te verilmiştir. Bu sinyal şekillerinde kanal gürültüsü daha belirgin olarak görülmektedir.

$$V_{DC} = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt \quad (1)$$



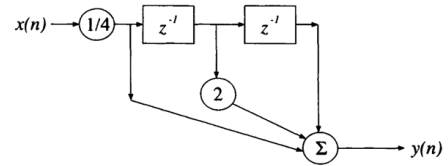
Şekil 3: Öğrenme kümesine ait EOG sinyallerinin ham hali



Şekil 4: Öğrenme kümesine ait EOG sinyallerinin DC ofseti bastırılmış hali

2.4. Sayısal Filtreleme İle Kanal Gürültüsünün Bastırılması

50Hz kanal gürültüsünün sayısal olarak bastırılması için iki ayrı filtreleme algoritmasından yararlanılmıştır. Birinci algoritmada hareketli ortalama alma yönteminin özel hali olan Hanning filtrelemesi, ikinci algoritmada ise Butterworth filtreleme yöntemi kullanılmıştır. Hanning filtreleme algoritmasına ait yapı Şekil 5’te verilmiştir.



Şekil 5: Hanning filtreleme Algoritması

Verilen Hanning filtresine ait transfer fonksiyonu (2) numaralı eşitlikte verilmiştir [4].

$$H(z) = \frac{1}{4} [1 + 2z^{-1} + z^{-2}] \quad (2)$$

Transfer fonksiyonunun $z=-1$ noktasında iki sıfırı olduğu görülmektedir. $z = e^{j\omega T}$ ifadesi yerine yazılırsa;

$$H(\omega) = \frac{1}{4} [1 + 2e^{-j\omega} + e^{-j2\omega}] \quad (3)$$

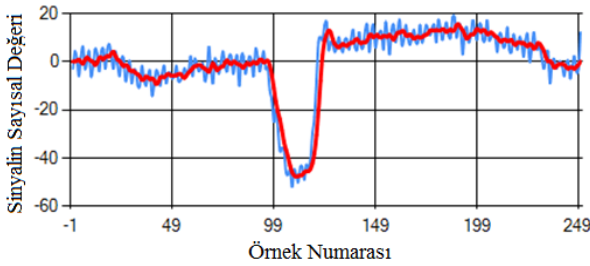
ve $e^{-j\omega} = \cos \omega - j \sin \omega$ değeri (3) nolu eşitlikte yerine yazılarak;

$$H(\omega) = \frac{1}{2} [(1 + \cos \omega)e^{-j\omega}] \quad (4)$$

eşitliği elde edilebilir. Bu eşitlik filtrenin genlik ve faz kaymasını göstermektedir. Hannig filtreleme algoritmasının ayrık zamanda kullanımı için (5) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır [5].

$$y(n) = \frac{1}{4} [x(n) + 2x(n-1) + x(n-2)] \quad (5)$$

Hanning filtresinin DC seviyesi bastırılmış EOG matrisine uygulanması ile filtrelenmiş verilerin bulunduğu yeni bir matris elde edilmiştir. Bu matrisin ilk kümesine ait filtrelenmiş ve filtrelenmemiş sinyaller Şekil 6'da görülmektedir. Sinyallerden küçük bir faz kayması olduğu ancak gürültülerin belirgin bir şekilde bastırıldığı görülmektedir.



Şekil 6: Hannig filtreleme algoritmasının etkisi

Yüksek frekanslı gürültü bileşenlerinin bastırılması için kullanılan ikinci algoritma ise Butterworth filtrelemesidir. Bu algoritmada (6) numaralı genel eşitlik yazılabilir.

$$H(z) = \frac{a_0 + a_1z^{-1} + \dots + a_{M-1}z^{-(M-1)}}{1 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} \dots + b_Nz^{-N}} \quad (6)$$

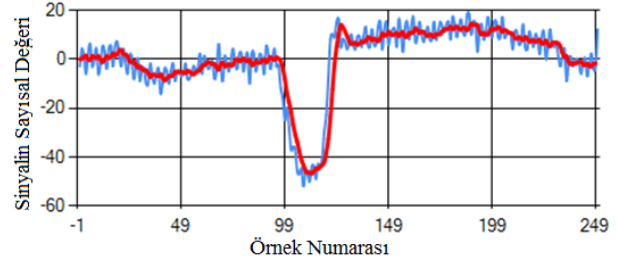
Alçak geçiren sayısal Butterworth filtresi için ;

$$H(z) = \frac{0.245z^{-1}}{1 - 1.1581z^{-1} + 0.4113z^{-2}} \quad (7)$$

filtre katsayıları ile 0,1Hz kesim frekansı sağlanabilir. Butterworth filtreleme algoritmasının ayrık zamanda kullanımı için (8) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır.

$$y(n) = 0.2445x(n-1) + 1.1581y(n-1) - 0.4113y(n-2) \quad (8)$$

Butterworth filtresinin DC seviyesi bastırılmış EOG matrisine uygulanması ile filtrelenmiş verilerin bulunduğu yeni bir matris elde edilmiştir.

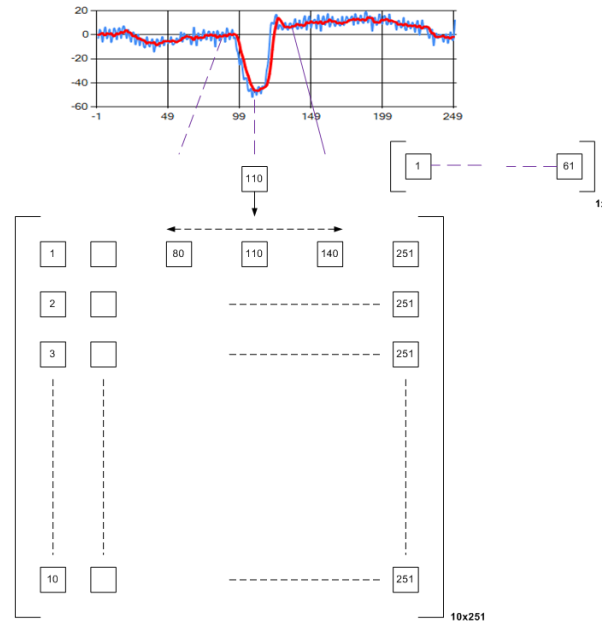


Şekil 7: Butterworth filtreleme algoritmasının etkisi

Bu matrisin ilk kümesine ait filtrelenmiş ve filtrelenmemiş sinyaller Şekil 7'de görülmektedir. Sinyallerden faz kaymasının Hanning filter ile hemen hemen aynı olduğu ancak gürültülerin bir miktar daha bastırıldığı görülmektedir.

2.5. Öğrenme Kümesinin Oluşturulması

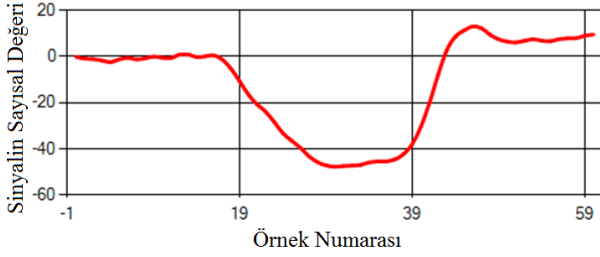
DC seviyesi bastırılmış EOG matrisine ait kümeler incelendiğinde göz hareketinin başlama ve bitiş anlarının tespit edilmesi gerektiği görülür. Örnek küme olarak aşağı bakma sinyalleri kullanıldığında sinyalin 0 noktasından 40-50 mV düşerek tekrar 0'a yükseldiği görülür. Hareket periyodu için 61 örneğin yeterli olacağı düşünülerek önce sinyalin minimum değeri belirlenmiştir. Minimum değere ait matris adresinin 30 örnek gerisinden başlayarak, 30 örnek ilerisine kadar alınacak toplam 61 örnek aşağı bakma matrisini oluşturacaktır. Bu durum Şekil 8'de verilmiştir.



Şekil 8: Aşağı bakma sinyalinin başlangıç ve bitiş noktalarının tespiti

10 farklı denekten alınan aşağı bakma sinyallerinden ilkinde ait, başlangıç ve bitiş noktaları belirlenmiş sinyal Şekil 9'da verilmiştir.

On farklı denekten alınan aşağı bakma verilerinin DC bileşenlerinin bastırılması, filtrelenmesi ve başlangıç-bitiş noktalarının tespit edilmesiyle öğrenme matrisi oluşturulmuş oldu. Öğrenme matrisi 10 adet 1x61 boyutunda matristen oluşmaktadır.



Şekil 9: Aşağı bakma matrisinde ilk sinyal

3. Sınıflandırma

3.1. En Yakın Komşuluk Yöntemi

Öğrenme kümesine ait matris elde edildikten sonra en yakın komşuluk yöntemi ile test kümesi öğrenme kümesi ile Sınıflandırılmıştır. En yakın komşuluk yöntemi, test noktası ile öğrenme noktası arasındaki öklid uzaklığını hesaplama temeline dayanmaktadır. Öklid uzaklığı için (9) numaralı eşitlik kullanılmıştır.

$$L(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^d (x_i - y_i)^2} \quad (9)$$

9 numaralı eşitlikten faydalanılarak test matrisi ile 10 adet öğrenme matrisinin her bir elemanı arasındaki öklid uzaklıkları bulunmuş ve en küçük uzaklık esas alınmıştır. Uzaklığın öğrenme kümelerinden birine ait olup olmadığı yorumunu yapabilmek için eşik değeri 75 olarak belirlenmiştir. Eşik değeri edinilen tecrübelerle dayalı olarak belirlenmiştir.

3.2. Geliştirilen Sınıflandırma Arayüzü

Sayısal sinyal işleme ve sınıflandırma işlemleri için C# ile bir yazılım geliştirilmiştir. Yazılım ile öğrenme kümeleri değiştirilerek farklı sinyaller sisteme öğretilebilmektedir. Eşik değeri değiştirilerek başarıma etkisi incelenebilmektedir. Aynı zamanda DC bileşen bastırma ve filtreleme işlemleri yapılabilmektedir. Farklı filtreleme algoritmaları seçilerek aralarındaki farklar gözlenebilmekte ve verilerin tamamı MS Excel programına aktarılabilir ve gerektiğinde kullanılabilir. Geliştirilen yazılıma ilişkin ekran görüntüsü Şekil 10'da verilmiştir.

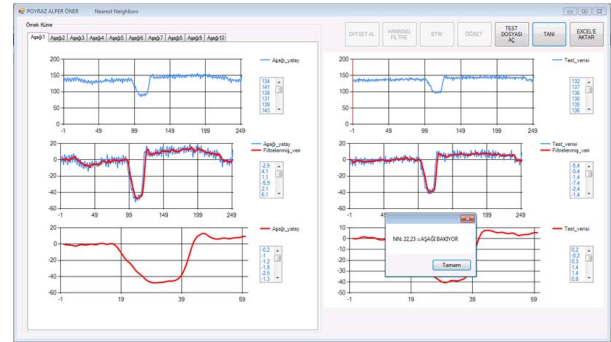
Ekran görüntüsünde test sinyalinin öklid uzaklığının en küçük değerinin 22,23 olarak bulunduğu görülmektedir. Bu değer eşik değerimiz olan 75'in altında olduğu için aşağı bakma sinyali olarak kabul edilmiştir. Çalışmada sisteme 40 farklı test verisi uygulanmış ve test verileri %95 oranında bir başarıyla sınıflandırılmıştır.

4. Sonuçlar

Biyolojik sinyallerin işlenmesinde en büyük problemlerden biri kanal gürültüsünün ve elektronik donanımın neden olduğu DC bileşenin bastırılmasıdır. Yapılan çalışma ile DC seviye

sayısal sinyal işleme yöntemleri ile bastırılmış ve kanal gürültüsü birkaç farklı sayısal filtre algoritması ile başarılı bir şekilde filtrelenmiştir. Yüksek hız ve yeterli bastırma özelliğinden dolayı çalışmada Hanning ve Butterworth filtreleme algoritmaları kullanılmıştır. Sinyalin sınıflandırılması için en yakın komşuluk yöntemi kullanılmış ve yüzde 95 oranında bir başarı sağlanmıştır. Tercih edilen sınıflandırma yönteminde eşik değeri ayarlanabilir olması ve öğrenme kümesinin de değiştirilebilir olması farklı sinyallerin değerlendirilmesine olanak sağlamıştır. Tüm verilerin gerektiğinde kullanılmasını sağlamak üzere MS Excel'e aktarılması sağlanmış ve sisteme ilave bir fonksiyon kazandırılmıştır.

Çalışmanın bir sonraki aşaması olarak düşünülen insan bilgisayar arabirim (İBA) uygulamasında sanal bir klavye gerçekleştirilmesi ve sistemin bilgisayardan bağımsız bir şekilde gerçekleştirilmesi planlanmaktadır. Sanal klavye ve gömülü elektronik sistem ile taşınabilir bir platform gerçekleştirilerek; ALS rahatsızlığına sahip hastaların dış dünya ile iletişimlerine destek olunması planlanmaktadır. Planlanan sistem gerçek zamanlı veri ile çalışacak ve hastaların ihtiyaçlarını karşılamaya yardımcı olacaktır.



Şekil 10: Geliştirilen sınıflandırma arayüzüne ait ekran görüntüsü

5. Kaynakça

- [1] R. Barae, L. Boquete, and M. Mazo, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 10, no. 4, pp. 209–218, Dec. 2002.
- [2] D. Kumar and E. Poole, "Classification of EOG for human computer interface," in Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conf., Houston, TX, Oct. 2002, vol. 1, pp. 64–67.
- [3] Usakli, A.B., and Gurkan S., "Design of a Novel Efficient Human Computer Interface: An Electrooculogram Based Virtual Keyboard", IEEE Transactions on Instrument and Measurement., 59, 2009.
- [4] Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach by Rangaraj M. Rangayyan. Copyright © 2002 The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. pp. 101,
- [5] Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach by Rangaraj M. Rangayyan. Copyright © 2002 The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. pp. 99