

EEG İŞARETLERİNDE GÜRÜLTÜ BASTIRILMASI İÇİN UYARLAMALI WIENER SÜZGEÇİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ¹

M. Kemal KIYMIK
K .S.Ü. Mühendislik Mimarlık Fakültesi Elektrik - Elektronik Bölümü
KAHRAMANMARAŞ

ÖZET

Bu çalışmada EEG işaretlerinde gürültü bastırılması için LMS algoritmali Wiener süzgeci gerçekleştirilmiştir. Biyolojik işaretler genelde band sınırlı spektruma sahiptirler. Pratikte kaydedilen işaretlere biyolojik ve çevresel kaynaklardan gürültü karışmaktadır. Uyarlamalı süzgeçleme tekniği bir çok biyomedikal uygulamaları için kullanışlıdır. Uyarlamalı işaret işleme uygulamalarından birisi de gürültülü EEG işaretlerinden istenen işaretin tespit edilmesidir. Bu hem doğru hastalık hem de işaretin güç spektrumunun tespiti için önemlidir.

Anahtar Kelimeler: EEG, Uyarlamalı Süzgeç, gürültü bastırılması

REALIZATION OF THE ADAPTIVE WIENER FILTER FOR NOISE CANCELLATION IN EEG SIGNALS

ABSTRACT

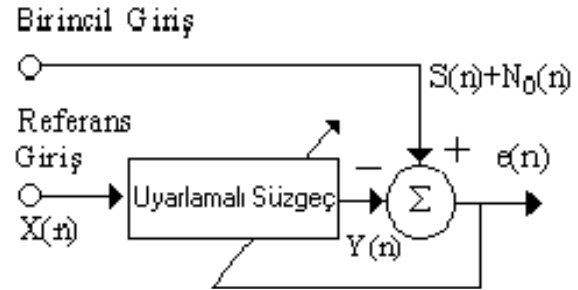
In this study, in order to noise cancellation in EEG signals, adaptive Wiener filter with LMS algorithm is realized. Biological signals usually have a band - limited spectrum. Signal recording in practice are corrupted by noise from biological and environmental sources. Adaptive filtering technique is useful in many biomedical applications. One of the applications of adaptive signal processing is the detection of desired signal from the noisy EEG signals. It is important that true detection of diseases and also detection of power spectrum of signals.

Key words: EEG, Adaptive Filter, Noise Cancellation

1. GİRİŞ

Uyarlamalı sinyal işleme konusu, sayısal hesaplama, sayısal sinyal işleme ve yüksek hızlı tümleşik devre teknolojisindeki çok hızlı ilerlemeler sonucu son 30 yıl içerisinde hızlı bir gelişme göstermiştir. Widrow ve Hoff 1959 'lu yıllarda Uyarlamalı süzgeçleme algoritmasını LMS (Least Mean Square) olarak oluşturmuşlardır (1).

Uyarlamalı işaret işleme esas olarak FIR süzgeç yapısı ile gerçekleştirilmekte ve bu gerçekleştirilmede LMS algoritması kullanılmaktadır (Şekil 1) Uyarlamalı sistem ile bilinmeyen sistemin modellenmesi için giriş sinyalinin zengin spektral içeriğe sahip olması önemlidir. Böyle bir durum için en uygun giriş sinyali beyaz gürültüdür. Çünkü, eşit güç ile bütün frekansları içermektedir. Uyarlamalı gürültü yok etmede yaygın bir şekilde giriş işareti olarak beyaz gürültü kullanılır (2).



Şekil.1 Uyarlamalı süzgeç.

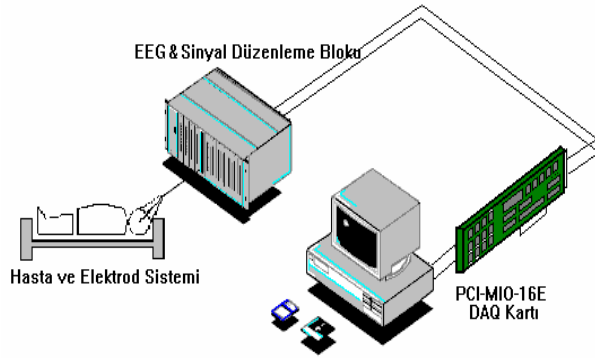
Çalışmada kullanılan EEG verileri Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinden alınmıştır. Alınan EEG verileri değişik yaşlardan sağlıklı ve hasta (epilepsi geçiren) kişilere aittir. Mevcut EEG verileri kişisel bilgisayar ortamında analiz edilmiştir. Bu amaçla veri toplama kartı (DAQ), işaret düzenleyiciler ve kişisel bilgisayardan oluşan veri toplama sistemi ile gerçek EEG işareti bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Çalışma-

¹ Bu çalışma EEE-AG 249 No lu TÜBİTAK Projesi ile desteklenmektedir.

nın gerçekleştirilmesi için TÜBİTAK tarafından sağlanan PCI-MIO-16-E4 tipi yüksek performanslı veri toplama (Data Acquisition) kartı kullanılmıştır (Şekil 2). Bu kart, bilgisayarın PCI veri yoluna takılmış olup bu kart yardımıyla alınan veriler hızlı bir şekilde bilgisayarın hafızasına aktarılabilmektedir.

Çalışmada kullanılan PCI-MIO-16-E4 tipi DAQ kartı için C tabanlı grafiksel programlama dili olan ,VI (Virtual Instrument) oluşturularak yazılan LabVIEW programlama dili kullanılmıştır.

Bu çalışmada yukarıda belirtilen düzener ve program paketi kullanılarak EEG işaretlerinde gürültünün bastırılması Uyarlamalı süzgeçleme ile yapılmaktadır.



Şekil 2. EEG veri toplama ünitesi

2. UYARLAMALI SÜZGEÇ

Sinyal işlemede esas problem alınan bir gürültülü işaretten bizi ilgilendiren işaretin elde edilmesidir. Eğer sinyal bilinen bir spektruma sahipse ve bu spektrum gürültü ile üst üste binmemişse işaret, geleneksel yani klasik yapıdaki süzgeçleme ile tekrar elde edilebilir. Ancak bu durum nadir olarak gerçekleşmektedir (3).

Bu yüzden gürültülü bir rastgele işarette tahmin problemi ile çok karşılaşılır. Bu problem genellikle belli kriterlere göre hatanın minimuma indirilmesi şeklinde giderilir. Bu işlem Uyarlamalı Süzgeçin alanıdır. Bunu da başarmak için bilinmeyen sistemin davranışlarının lineer bir sisteme benzetilmesi gerekmektedir. Biyolojik sinyaller çoğunlukla band sınırlı spektruma sahiptir. Pratikte sinyalin kaydedilmesinde, biyolojik ve çevreden kaynaklanan gürültü işarete karışır. EEG işaretleri, beyinde duyu organlarından ve insanın değişik faaliyetlerinden dolayı meydana gelen uyarılar vasıtasıyla cerebral dokudaki sinir

hücreleri tarafından üretilen ve kafatası üzerinden elektrotlar ile algılanabilen aktiviteler toplamıdır (4).

EEG' nin çok karmaşık bir değişim şekli vardır ve yorumlanması zordur. EEG işaretinin frekans bileşenleri son derece önemlidir. Kafa üzerinden alınan EEG işaretlerinin genliği tepeden tepeye $1 \mu\text{V}$ ile $100 \mu\text{V}$ arasında değişmektedir. Frekans bandı ise 0.5 Hz ile 100 Hz arasındadır.

Deterministik bir yapı göstermeyen EEG işaretlerinin frekans durumu aşağıdaki etkenlere bağlı olarak değişir.

EEG işaretleri dört ayrı frekans bandında yoğunlaşmaktadır (5).

- i. Delta Dalgaları ($0.5 - 3.5 \text{ Hz}$)
- ii. Teta Dalgaları ($4 - 7 \text{ Hz}$)
- iii. Alfa Dalgaları ($8 - 12 \text{ Hz}$)
- iv. Beta Dalgaları ($13 - 22 \text{ Hz}$)

EEG işaretlerinin ana frekansı ile beyin aktivitesi yakından ilişkilidir. Aktivite ile frekans birlikte yükselir. Beyin dalgalarının frekansları ve karakteristikleri beyin fonksiyonunu etkileyen hastalıklara ve fizyolojik duruma da bağlı olarak değişmektedir. Uyku anında, dinlenme sırasında veya çalışırken alınan beyin işaretlerinde farklılıklar olduğu görülmüştür.

EEG işaretleri genliği çok düşük olan biyoelektrik işaretlerdir. Bu nedenle pek çok iç ve dış kaynaklı gürültüye maruz kalmakta ve işarete karışan bu gürültü işaretleri hastalığın teşhisini mümkün kılamamaktadır. Bu amaçla beyinden alınan EEG işaretlerinin analizi yoluna gidilmektedir.

3. LMS ALGORİTMASI

Gürültü azaltma veya yok etme değişik kaynaklar için değişik stratejiler gerektirir. Yaklaşım parametresinin istenilen şekilde hızlı veya yavaş değişimleri izleyecek şekilde dikkatlice seçilmesi gerekir (1).

Şekil 1 de görüldüğü gibi genel uyarlamalı süzgeç yapısında; birincil giriş, $S(n)$ sinyali ile gürültü bileşeni $N_0(n)$ ' in toplamı şeklindedir.

Burada

$$d(n) = S(n) + N_0(n) \quad (1)$$

Hata sinyali

$$e(n) = d(n) - Y(n) \quad (2)$$

$$e(n) = S(n) + N_0(n) - Y(n) \quad (3)$$

Referans sinyal süzgeç girişindeki sinyaldir ve bu da gürültü bileşeni olan $N_1(n)$ sinyalidir. Gürültü sinyalinden $N_0(n)$ ile işaretimiz $S(n)$ istatistiksel olarak ilişkisizdir. Ancak gürültü bileşenleri birbirleriyle ilişkilidir.

$$E[|e(n)|^2] = E[|S(n)|^2] + E[|N_0(n) - Y(n)|^2] \quad (4)$$

$E[|e(n)|^2]$ ifadesi minimum yapılmaya çalışılır. İlk terim yalnızca $S(n)$ işaretine bağlı ve bunun ortalama karesel değeri, $S(n)$ ve $N_1(n)$ işaretleri birbirleriyle ilişkisiz olduğu sürece $E[|e(n)|^2]$ değerini etkilemez. $Y(n)$ süzgeç çıkış değişik algoritmalar yardımıyla hesaplanarak, hatanın değeri minimuma getirilir. Hatanın sıfır olduğu durumda gürültü tam olarak arındırılmış ve gürültüsüz işaret elde edilmiştir.

İstatistiksel ortalama karesel hata ifadesi;

$$J(n) = E[|e(n)|^2] \quad (5)$$

$e(n) = D(n) - Y(n)$ şeklindedir.

Burada $D(n) =$ İstenen işaret,

$Y(n) =$ Süzgeç çıkışıdır

Bu çözüm Wiener çözümü olarak bilinir ve aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$R_x = E[X(n).X(n)^T] \quad (6)$$

$$p = E[d(n). X(n)] \quad (7)$$

R_x : Giriş sinyalinin otokorelasyon matrisi,

p : Giriş sinyali ile istenen sinyalin çapraz korelasyonu Her durumda da oto korelasyon matrisi, Toeplitz Matrisi şeklindedir. Ayrıca her iki durumda da oto korelasyon matrisinin öz değer dağılımı ve nümerik şartlandırması Uyarlamalı öğrenme işleminin yaklaşım oranında büyük ölçüde etkiye sahiptir (1).

$$R_x \cdot W_{opt} = p \quad (8)$$

W_{opt} : Optimal katsayıları içeren çözüm vektörü

Buna göre R_x oto korelasyon matrisi hem simetrik hem de Toeplitz' dir.

Toeplitz matrisinin genel ifadesi aşağıdaki gibidir.

$$\begin{bmatrix} a_0 & a_1 & \dots & a_N \\ a_1 & a_0 & \dots & a_{N-1} \\ \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ a_N & a_{N-1} & \dots & a_0 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} R_{xx}(0) & R_{xx}(1) & \dots & R_{xx}(0) \\ R_{xx}(1) & R_{xx}(0) & \dots & R_{xx}(n-1) \\ \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ R_{xx}(n) & R_{xx}(n-1) & \dots & R_{xx}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W(0) \\ W(1) \\ \cdot \\ \cdot \\ W(n) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{xy}(0) \\ R_{xy}(1) \\ \cdot \\ \cdot \\ R_{xy}(n) \end{bmatrix}$$

Uyarlamalı süzgeç ile çalışmalarda, verilen uyarlamalı parametreler $Y(n)$ ile $d(n)$ 'in karşılaştırılmasıyla ayarlanabilen katsayılar, belli bir değerde sabitlenir ve bu şekilde hata değeri elde edilir.

$$E[e^2(n)] = E[d^2] - 2W^T(n).p + W^T(n).R_x.W(n) \quad (9)$$

Buradaki $W(n)$ değişen ağırlaştırıcı katsayı vektörüdür. Uyarlamalı süzgeç, hata yüzeyini ve $W(n)$ değerlerini hata değeri minimum olacak şekilde ayarlar. Genel olarak Uyarlamalı süzgeçleme probleminde hata değerinin bulunmasında aşağıdaki iterasyon algoritması kullanılır.

$$W(n+1) = W(n) + \mu X(n)e(n) \quad (10)$$

yazılabilir.

μ adım boyu parametresi istenen oranda yaklaşım üretmek üzere ampirik olarak seçilir.

Uyarlamalı süzgeçlerde yaklaşımda, adım boyu parametresi (ağırlaştırma oranı) μ 'nün tespiti çok önemlidir. μ 'nün tespiti için pek çok yöntem olmakla birlikte henüz evrensel, kesin bir çözüm bulunamamıştır (1).. Buna rağmen;

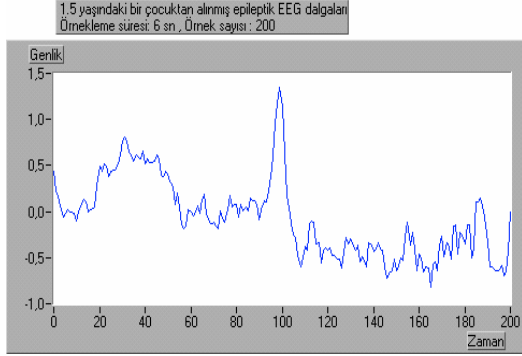
$$0 \leq \mu \leq 1 / \lambda_{max} \text{ şartını sağlamalıdır.}$$

λ_{max} : Giriş oto korelasyon matrisinin özdeğerlerinin en büyük olanıdır.

4. SONUÇLAR VE İRDELEME

Çalışmada National Instrument firmasının geliştirdiği grafiksel programlama olan LabVIEW grafik programlama dili kullanıldı. LabVIEW yazılımı ile geliştirilen LMS algoritması Şekil 2de oluşturulan EEG veri toplama ünitesi ile elde edilen işaretlere ve simule işaretlere uygulanmıştır.

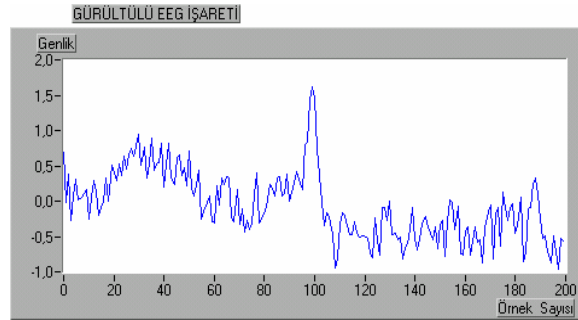
Şekil.3 'de bir buçuk yaşında bir hastadan alınan epileptik EEG işaretinin zamana göre değişimi görülmektedir. Epilepside keskin pikler ve frekans içeriklerinde ise düşük frekanslar yoğunluktadır.



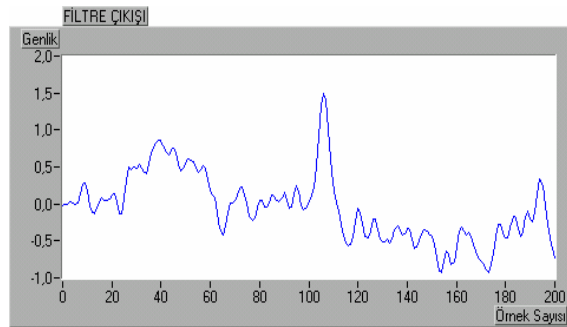
Şekil 3. Parsiyel epileptik rahatsızlık geçiren 1.5 yaşındaki çocuktan alınan bir gerçek EEG işareti

Şekil 3'deki EEG işarete beyaz gürültü işareti bindirirsek, Şekil 4' deki gürültülü EEG işaretinin zamana göre değişimini elde etmekteyiz.

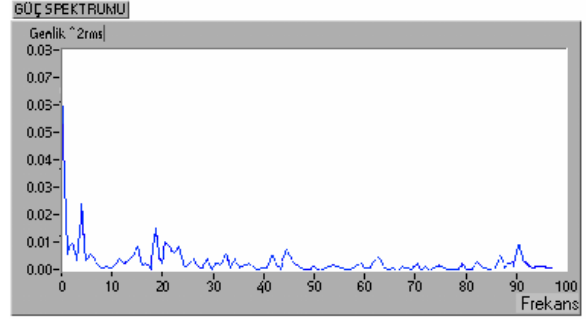
İşareti gürültüden arındırmak için; Referans işaret olarak beyaz gürültü işareti ile gürültülü EEG işaretini süzgeç girişlerine uygularsak Şekil 5.'deki gürültü bastırılmış süzgeç çıkışını elde ederiz.



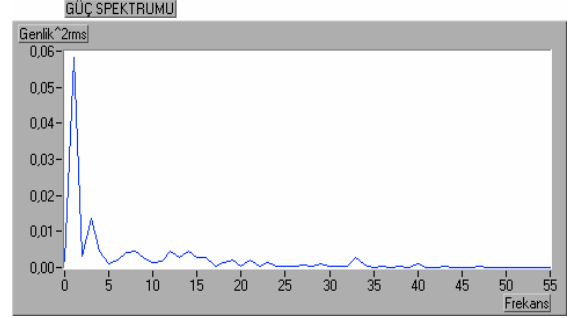
Şekil 4. Gürültülü epileptik EEG işareti



Şekil 5. Gürültülü EEG işaretinin Uyarlamalı süzgeç çıkışı



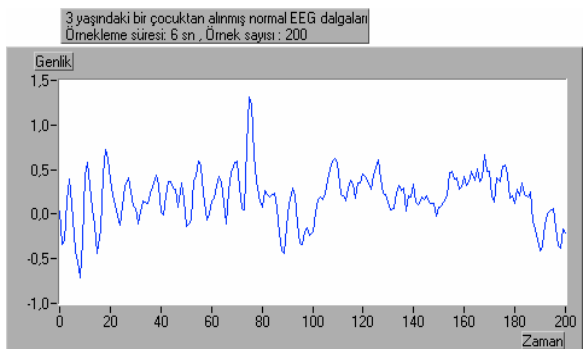
Şekil 6. Gürültülü EEG işaretinin güç spektrumu



Şekil 7. Uyarlamalı süzgeç çıkışından alınan işaretin güç spektrumu

Şekil 6, beyaz gürültü eklenmiş olan, Şekil 5'deki gürültülü işaretin güç spektrumu, Şekil 7, ise gürültülü işaretin, gürültüsünün bastırılması işleminden sonraki uyarlamalı süzgeç çıkışından alınan işaretin güç spektrumları gösterilmektedir. Şekil 6' daki güç spektrumunda, işaretin frekans içerikleri tam olarak gözlenememekte, işaretin mevcut frekans bileşenlerinin yanında beyaz gürültüden kaynaklanan frekans bileşenleri de görülmektedir, değişik frekans değerlerinde yanıltıcı ani pikler de mevcuttur.

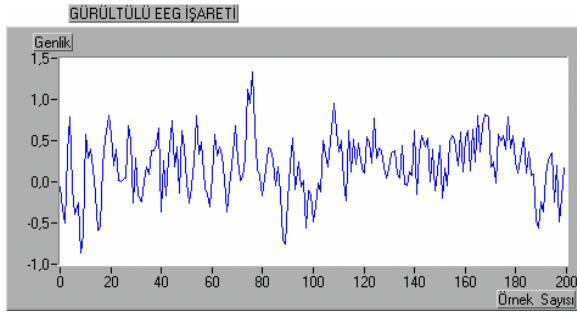
Şekil 7'deki güç spektrumunda, Uyarlamalı süzgeç çıkışından alınan gürültüsü bastırılmış işaretin güç spektrumu verilmiştir. Burada güç spektrumunda, frekanslar 0-5 Hz arasında yüksek genlikli olarak görülmektedir. 5-10 Hz ve 10-17 Hz arasında da işaretin frekans içerikleri belirgin olarak tespit edilebilmektedir.



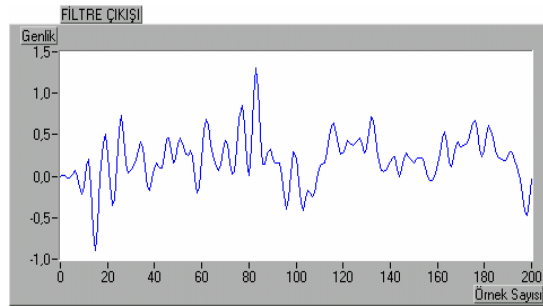
Şekil 8. Üç yaşındaki çocuktan alınan normal EEG işareti

Şekil 3.'deki işaret epileptik EEG işaretiydi. Epilepsi hastalığında EEG işaretleri özellikle 0-8 Hz arasında yoğun olarak görülmekte diğer frekans değerleri ise işarete bulunmamaktadır. Dolayısıyla Şekil.7 'de elde edilen güç spektrumu Şekil 6'daki güç spektrumuna göre daha belirleyici olmaktadır. İstenmeyen frekans içerikleri bastırılmış ve buradaki pikler görülmektedir.

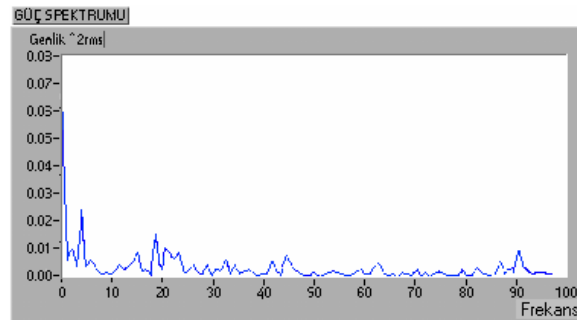
Şekil 8'de üç yaşında bir çocukta alınan normal EEG işaretinin zamana göre değişimi verilmektedir. Bu normal EEG işarete, beyaz gürültü bindirirsek, gürültülü EEG işareti Şekil 9'daki gibi elde edilir.



Şekil 9. Gürültü bindirilmiş normal EEG işareti



Şekil 10. Gürültülü normal EEG işaretinin süzgeç çıkışı

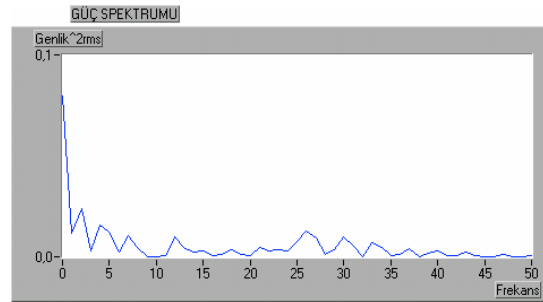


Şekil.11. Gürültü bindirilmiş normal EEG işaretinin güç spektrumu

Şekil 9' da verilen gürültülü normal EEG işareti, EEG işaretlerinin içerdiği Delta, Dalgaları,

(0.5 – 3.5 Hz), Teta Dalgaları (4-7 Hz), Alfa Dalgaları (8-12 Hz)nın ve Beta Dalgalarının (13-22 Hz) oluşturduğu dört ayrı frekans bandının yanında beyaz gürültüden kaynaklanan frekansları da içermektedir.

Normal EEG işaretinin süzgeç çıkışı Şekil.10' da verilmektedir. Şekil 11de gürültülü güç spektrumu, Şekil.12' de ise, Şekil.10' da verilen süzgeç çıkışındaki, gürültüsü bastırılmış EEG işaretinin güç spektrumu çizdirilmiştir. Burada, güç spektrumunda istenmeyen frekans bileşenlerinin yok edildiği görülmektedir.



Şekil 12. Gürültüden arındırılmış normal EEG işaretinin güç spektrumu

0-9 Hz arasında ve 24-32 Hz arasında EEG işaretinin yüksek genlikli frekans bileşenleri görülebilmektedir. Yanıltıcı frekans bileşenleri süzgeç çıkışında bastırılmıştır. Bu şekilde Delta (0.5–3.5Hz) , Teta (4 - 7 Hz), Alfa (8 - 12 Hz), Beta Dalgaları (13 - 22 Hz) dalgalarının ayırt edilmesi teşhis ve tedavinin daha sağlıklı yapılması mümkün olabilmektedir. Ayrıca çalışma grubunca oluşturulan Şekil 2 deki veri toplama ünitesinde bu işlemler gerçek zamanda izlenebilmekte ve veri depolaması yapılabilmektedir (8).

5. SONUÇ

Yapılan çalışmada epileptik ritim komplekslerini içinde bulunduran gerçek, üç yaşındaki normal çocukta alınmış EEG yine literatürde belirtilen genlik ve frekans değerlerini içeren simule EEG işareti kullanılarak bu işaretler için az sayıda veri ile Optimum FIR Filtre yapısı kullanılarak işaretlerde bilgi kaybına yol açmadan gürültünün bastırılması ve doğruluk oranı yüksek frekans spektrumu elde edilmiştir.

Çalışmanın ilk aşamasında öncelikle gerçek EEG işaretlerinin LabVIEW ortamına aktarılabilmesi için gerekli düzenlemeler yapılarak. LabVIEW de gerçekleştirilen Uyarlamalı süzgeçleme programı EEG işaretlerle gürültünün bastırılması

için başarı ile uygulanmıştır. Burada, işaretlere girişim gürültüsü olarak, beyaz gürültü eklenerek iki girişli sistemde gürültünün bastırılması ve orijinal sinyalin elde edilmesi amaçlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Yapılan çalışma hem doğru hastalık teşhisi hem de işaretin güç spektrumunun sıhhatli ve gerçek zamanda tespiti için önemli sonuçlar vermiştir.

6. KAYNAKLAR

1. Jenkins, W. Kenneth , Strait , Jeffrey C. Schnafer,B.A.,Andrew, W. Hull, Li, X., Advanced Concepts in Adaptive Signal Processing. Kluwer Academic Publishers
2. Michael J.Werter, "FSK Demodulation Using an Adaptive Recursive Digital Filtre". IEEE Transactions on Signal Processing, Vol.44, No.7,pp.1822-1833,July.1996.
3. Bahor, H., Analog & Digital Signal Processing , pp.431-451.
4. Laguna, P., Thakor, Nitish V.,Caminal,P., Jane,R., "Low-Pass Differentiators for Biological Signals with Known Spectra: Application ECG Signal Processing."IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37,No.4,pp. 420-425,April,1990.
5. Yazgan, E., Korürek, M.,Tıp Elektroniği. İTÜ Elektrik -Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi,1996.
6. Widrow,b., Stearns,S.D., Adaptive Signal Processing. Englewood Cliffs,New Jersey. Prentice Hall,1985.
7. Thakor,N.V., Zhu, Y. S., "Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis :Noise Cancellation and Arrhythmia Detection."IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.38,No.8pp.785-793 August,1991
8. Dölek F. Adaptif Filtrelerin EEG (Elektroencefalogram) İşaretlerine Uygulanması, Y.Lisans Tezi, KSÜ Fen B.E. Kahramanmaraş, Haziran 1999.

