

Design of Prototype EEG Signal Card

Muhammet Emin Sahin (Corresponding author)
Department of Electrical Electronics Engineering, Bozok University, 66100 Yozgat, Turkey,
e-mail:emin.sahin@bozok.edu.tr

Muhammed Serdar Bascil
Department of Electrical Electronics Engineering, Bozok University,
66100 Yozgat, Turkey

Feyzullah Temurtas
Department of Electrical Electronics Engineering, Bozok University,
66100 Yozgat, Turkey

Abstract

In this study, it is aimed to perform an portable EEG signal acquisition card. A portable biomedical signal recorder is significant for the detection of symptoms which are encephalitis, brain neoplasms, epilepsy etc. By using an EEG recorder, investigators and clinicians have more opportunity to analyze symptoms from the long-duration recorded signals. This project is further divided into three parts which are the acquisition, gain and filtering. EEG signals are acquired from the patient by means of probes. And these signals are transmitted to amplifier. For an EEG amplifier, it consists of an instrumentation amplifier (IA) followed by a low pass filter, high pass filter, and a notch filter. Firstly, EEG signals are amplified by use of AD623 which is an instrumentation amplifier (IA). After, amplified EEG signals pass into low pass filter and the signal will be filtered to eliminate signal noise. Then the signals entered high pass filter and notch filter which have been used in the past for applications like elimination of 50 Hz hum components, respectively. Finally, output signal will be detected by using digital oscilloscope for signal analysis.

Key words: EEG, biomedical, signal processing.

Prototip EEG Sinyal Kart Tasarımı

Özet

Bu çalışmada, analog taşınabilir EEG sinyal alımı yapan bir kart tasarımı gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Taşınabilir biyomedikal sinyal kaydediciler epilepsi, beyin tümörleri, ensefalit vb. gibi semptomların belirlenmesinde önemlidir. EEG kayıt aletleri kullanılarak, klinik tedavi uzmanları ve araştırmacılar uzun süreli olarak kaydedilen sinyallerden semptomları analiz ederken daha fazla şansa sahip olurlar. Bu proje sinyal alımı kuvvetlendirici katı ve filtreleme katı olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. Enstrümantasyon kuvvetlendiricisi olan EEG kuvvetlendiricisini yüksek geçiren filtre, alçak geçiren filtre ve çentik filtre takip etmekte. İlk olarak, EEG sinyalleri probalar aracılığıyla hastadan alınır ve bu sinyaller kuvvetlendiriciye iletilir. EEG sinyalleri AD623 olan enstrümantasyon kuvvetlendirici tarafından kuvvetlendirilir. Daha sonra kuvvetlendirilen sinyaller yüksek geçiren filtreye geçmekte ve sinyal filtrelenerek gürültülerden yok edilir. Bu aşamalardan sonra sinyal sırasıyla alçak geçiren filtreye ve 50 Hz besleme gürültüsünü yok etmek için kullanılan notch filtreye geçmektedir. Sonuç olarak, sinyal analizi için çıkış sinyali dijital osiloskop kullanılarak elde edilebilir.

Anahtar kelimeler: EEG, biyomedikal, sinyal işleme

1. Giriş

EEG kafatasına yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla alınan beyin elektriksel aktivitesinin ölçümleridir. İlk EEG sinyalleri, beyinde bir takım elektriksel faaliyetlerin varlığını ispatlayan İngiliz Hekim R.Caton tarafından 1875 tarihinde hayvanlar üzerinde yaptığı deneyler sonucunda ortaya çıkmıştır. 1929 yılında, Hans Berger, kafaya yerleştirilen elektrotlar ve bunlara bağlı bir galvanometre yardımıyla insan beyinde

elektriksel aktivitenin varlığını gün ışığına çıkarmıştır. Berger, (1930)' da Elektroensefolagram adı verilen bu dalgaların gözün açılıp kapanmasıyla değiştiğini ortaya koymuştur [1, 2].

Önceden doktorlar hastalıkların tedavisinde hastaya bir takım sorular sorar ve hastanın yüz ifadesine bakarak teşhis koyuyorlardı. Kullanılan bu yöntem daha çok tahminlere dayanıyordu ve kesinliği yoktu. Bu yüzden objektif analiz yapılacak bir sisteme ihtiyaç vardı. Bu ihtiyaçta gerçek zamanlı biyo sinyal, EEG sinyalleri izlenerek giderilebilmekte. Bu gelişmeler ile birlikte EEG işaretleri üzerine yapılan incelemeler daha önemli bir hal almaya başlamıştır ve günümüz teknolojisi ile geliştirilmiş EEG cihazları ile beyinde meydana gelen bir takım rahatsızlıkların incelenmesi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca EEG cihazları nöroloji kliniklerinde rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Fakat geçmişte EEG cihazları oldukça pahalı ve büyük hastanelerde mevcuttu. Zamanla bu cihazların maliyetini azaltma ve boyutunu küçültme çabaları olmuştur. Günümüzde teknolojinin de gelişmesiyle taşınabilir EEG cihazlarına erişim kolaylaştı bu sistemlerin beraberinde getirdiği bazı sıkıntılar olmasına rağmen [3].

EEG sinyalleri beyin farklı bölgelerine yerleştirilen elektrotlar tarafından çeşitlendirilir.

1. **Delta (δ) Dalgaları:** Frekansları 0.5-4 Hz, genlikleri 20-400 μ V arasında değişir. Delta Dalgaları derin uyku ve genel anestezi gibi beyin çok düşük aktivite gösterdiği durumlarda karşılaşılmaktadır.
2. **Teta (θ) Dalgaları:** Frekansları 4-8 Hz, genlikleri 5-100 μ V arasında değişir. Teta dalgaları normal bireylerde; rüyalı uyku, orta derinlikte anestezi, stres gibi beyin düşük aktivite gösterdiği durumlarda karşılaşılmaktadır.
3. **Alfa (α) Dalgaları:** Frekansları 8-13 Hz, genlikleri 2-10 μ V arasında değişir. Alfa dalgaları uyanık durumdaki bireylerin; fiziksel ve zihinsel olarak tam dinlenme halinde olduğu, dış uyarılarının olmadığı, gözlerin kapalı olduğu durumlarda görülürler.
4. **Beta (β) Dalgaları:** Frekansları 14-30 Hz arasında değişen işaretlerdir. Beta dalgaları genlikleri 1-5 μ V arasında değişir. Odaklanmış dikkat, zihinsel iş, duyuşal enformasyon işleme, uykunun hızlı göz hareketleri evrelerinde karşılaşılmaktadır. Beta dalgaları en yüksek aktivite düzeyine karşılık gelir.

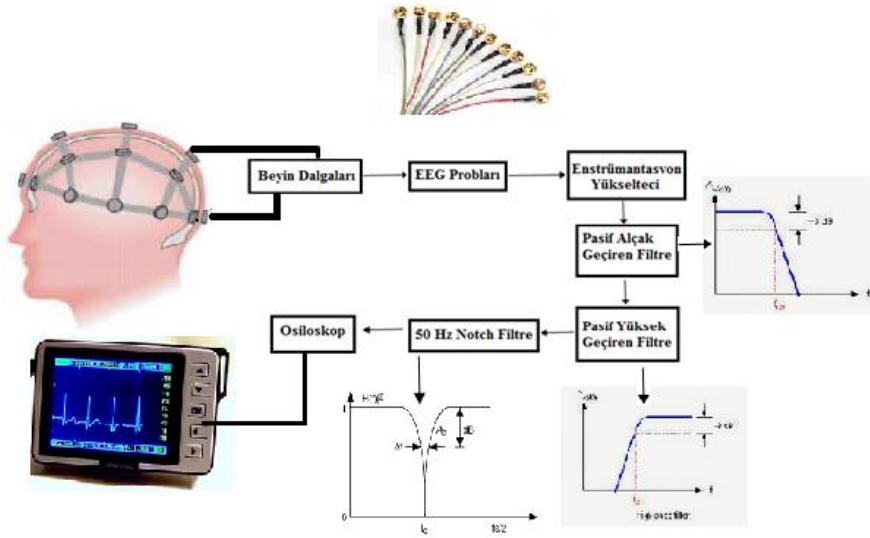
Yukarıda özellikleri verilen EEG dalga çeşitlerinde olduğu gibi, kafasına yerleştirilen elektrotlarla alınan EEG sinyalleri yaklaşık olarak 100 μ V genlikten ve 100 Hz frekanstan dan düşük sinyallerdir. Bu nedenle sinyallerin ölçülmesi ve kaydedilmesi zordur. Bu sinyaller elektrotlar aracılığıyla alınabilir bir voltmetre veya osiloskop yardımıyla gözlemlenebilir ayrıca bilgisayar ortamına aktarılarak ta incelenebilir [4-6].

Biz maliyeti düşük, sistem hassasiyeti fazla, sistem gürültü oranı düşük ve hastaya uygun bir EEG cihazı yapmaya karar verdik.

2. Materyal ve Metot

2.1. Sistem Tasarımı

EEG sinyalleri genliği (5-500 μ V) çok düşük sinyaller olup kafasına yerleştirilen elektrotlarla elde edilen sinyallerdir. Amacımız elde edilen bu sinyallerin herhangi bir kayba uğramadan yükseltilerek ve daha sonra mikroişlemci vasıtasıyla örneklendirilmesidir. Problar aracılığıyla elde ettiğimiz bu sinyaller şekil 1 de de görüldüğü gibi öncelikle bir enstrümantasyon yükseltilerinde yükseltilir ondan sonra hazırlanan sırasıyla alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre ve şebeke gerilimini bastırmak için kullanılacak olan 50 Hz Notch filtre işlem basamaklarından geçirilerek çıkış sinyali osiloskop yardımıyla görüntülenebilir. Bu aşamadan sonra ise kullanılacak olan bir mikroişlemci yardımıyla örneklenecek bilgisayar ortamına aktarılır. Bu aşamada önemli olan örnekleme işlemi yapılırken örnekleme frekansının yüksek olması çünkü alınacak örnek sayısı sinyalin gerçek sinyale benzemesine yardımcı olacaktır.

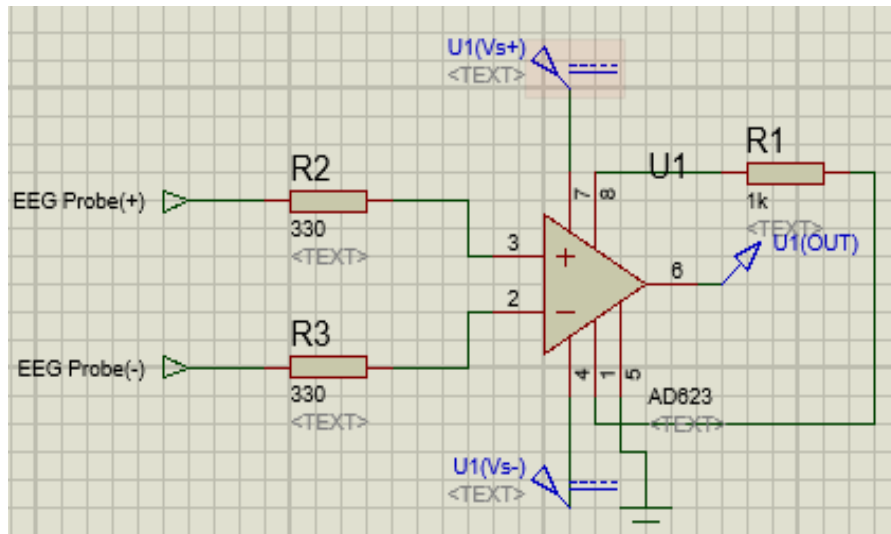


Şekil 1: Gerçekleştirilen İşlem Adımları

2.2.Enstrümantasyon Yükseltici

EEG sistemlerinde enstrümantasyon kuvvetlendiricilerinin yüksek kazanç ve yüksek kalitede sinyal çıkışı vermesi gereklidir. Çünkü yükselteceğimiz sinyal mikrovolt seviyelerinde bir sinyal olduğundan bu sinyalde bozulma olmadan yükseltilmesi gerekmektedir. Ayrıca tercih edeceğimiz kuvvetlendirici yüksek giriş empedansı ve yüksek CMRR oranına sahip olmalı. Ortak mod tepki oranı (CMRR) her giriş için ortak voltaj gerilimlerini bastırır. Bu sistem için gereklidir çünkü mikrovolt seviyesinde olan sinyallerde girişte meydana gelen voltaj salınımları fazladır. [7-9]

Tasarladığımız sistemde kullanmak üzere seçtiğimiz enstrümantasyon kuvvetlendiricisi biyomedikal uygulamalar için uygun olan bir entegre olduğundan AD623'tür. AD623 enstrümantasyon yükselticinin kazanç direnç yardımıyla 1-1000 arasında ayarlanabilir programlanabilir, yüksek giriş empedansı, düşük güç tüketimi (1.5mW at 3V) ve yüksek CMRR oranına sahip, biyomedikal uygulamalar için uygun olan bir entegre olduğundan çalışmamızda tercih edildi.



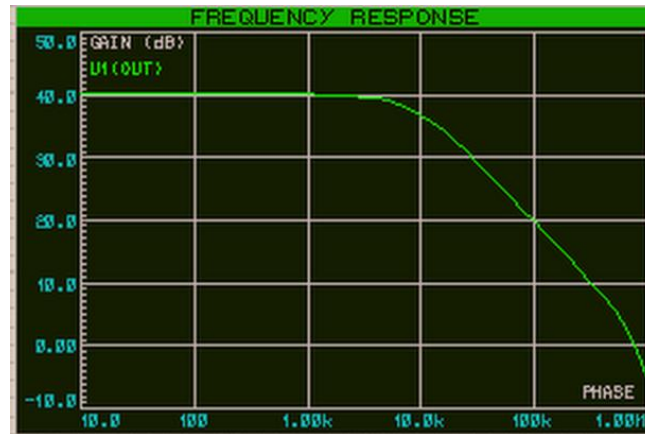
Şekil 2: Sinyal kuvvetlendirme devresi



Şekil 3: Kuvvetlendirici katı baskı devre şeması

Şekil 2 de verilen kuvvetlendirici katının devre şeması ve buna ek olarak şekil 3 de baskı devre şemasında gösterilmektedir. Kazanç için devreye bağlayacağımız direnç 1 k Ω ve bu şekilde elde edilen kazanç değerimiz yaklaşık olarak 100 olmaktadır.

$$RG = 100 \text{ k}\Omega / (G - 1)$$



Şekil 4: Tasarlanan kuvvetlendirme devresinin frekans cevabı

Şekil 4 de de görüldüğü gibi 10mV genlikli 20 Hz frekanslı bir sinyal girişi için kazanç 40 dB olmaktadır ve bunun sonucunda;

$$\text{dB} = 20 \log_{10} (V_2/V_1) \text{ genel gerilime bağlı kazanç formülünden } V_2/V_1 \text{ 100 eşit olmaktadır.}$$

2.3. Aktif Filtre Tasarımı

Normal yetişkin bir insandan alınan EEG sinyalinin frekansı 1 Hz ile 40 Hz arasında değişmektedir ama bu bazen normal olmayan beyin aktivitelerinden dolayı 100 Hz e kadar genişlemektedir. [7-10]

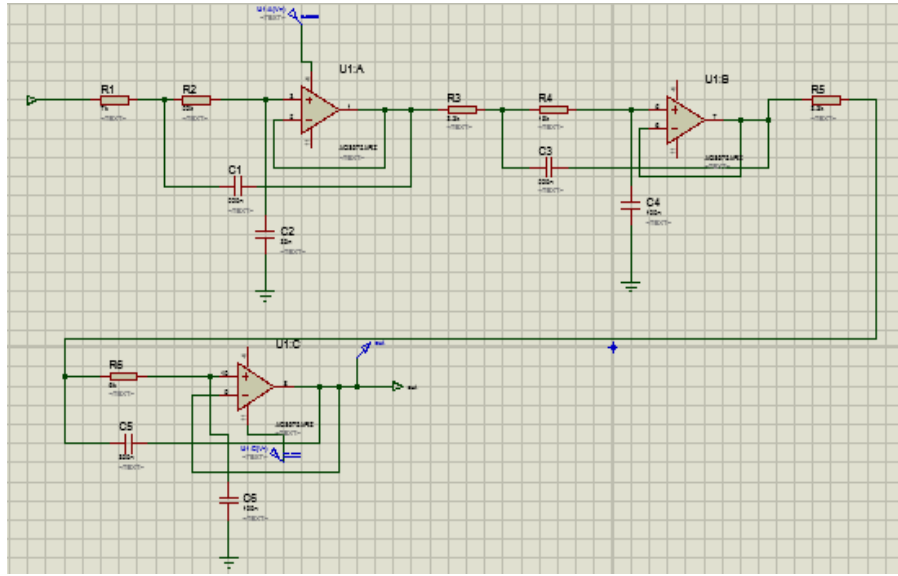
İnsan vücudundan elde ettiğimiz EEG sinyali dış kaynaklardan dolayı bazı parazitlere sahip olabilir. Bunların oluşması da sinyalimizde bozulmalar meydana getirebilir ve gerçeğe yakın ölçümlerden uzaklaşmamıza neden olur. Bu gürültü sinyalleri bazen 100 Hz den fazla olabilir. Ayrıca elektriksel cihazların içerdiği DC offsetlerin kapsandığı çevresel etkenlerde çok düşük frekanslarda gözlenmekte ve bunlar yaklaşık olarak 0.5 Hz in altında oluşan gürültülerdir. Bunlara ek olarak da şebeke geriliminin neden olduğu 50 Hz sinyalde kaynak gürültüsü olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bu yüzden elde ettiğimiz sinyali gözlemlemeden önce oluşan bu istenmeyen sinyalleri bastırmak için bir ön işlem basamağına gerek vardır. Bunun için kullanacağımız filtre kesim bölgesinde keskin, düzgün bir frekans cevabına sahip olmalıdır. [9]

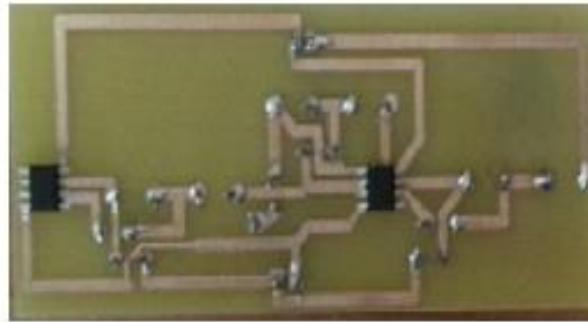
2.3.1. Butterworth 6. dereceden Alçak Geçiren Filtre Tasarımı

İlk aşamada kullanacağımız alçak geçiren filtre için yukarıda verilen özelliklere uygun olarak Butterworth filtre çeşidini tercih ettik. Tasarımımızda kullandığımız opamp AD8572 olup düşük offset voltajı, yüksek kazanç ve çok düşük giriş öngerilim akıma (10 pA) sahip olması ve yaptığımız araştırmalarda biyomedikal uygulamalar için kullanılan bir entegre olduğundan tercih edildi.

Tasarlanan alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 100 Hz ve -3 dB kazançta sahiptir. Devre şeması şekil 5 ve baskı devre şeması şekil 6 de verilmiştir.



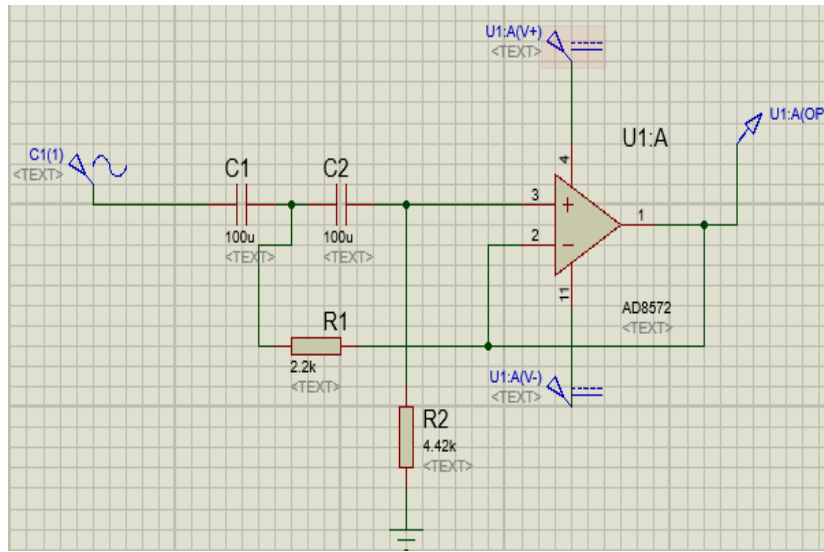
Şekil 5: Butterworth 6. dereceden alçak geçiren filtre devre şeması



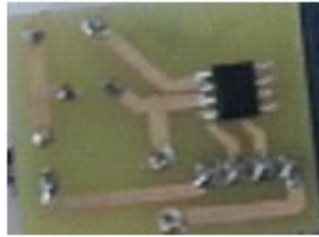
Şekil 6: Butterworth 6. dereceden alçak geçiren filtre baskı devresi

2.3.2. Butterworth 2. dereceden Yüksek Geçiren Filtre Tasarımı

İkinci aşama olan yüksek geçiren filtre devresi de Butterworth 2. dereceden filtre özelliklerine göre tasarlandı ve devre şeması şekil 7 de ve baskı devre şeması şekil 8 de gösterilmektedir. Tasarlanan yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı 0.5 Hz ve -3 dB kazançta sahiptir.



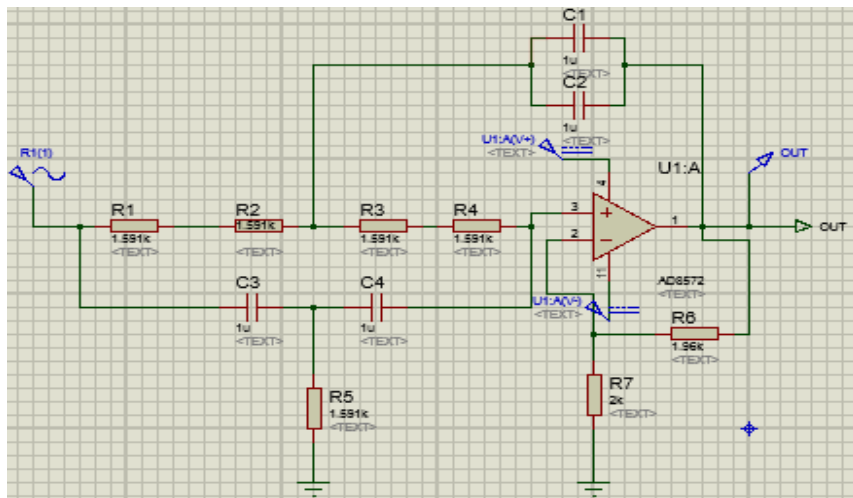
Şekil 7: Butterworth 2. dereceden yüksek geçiren filtre devre şeması



Şekil 8: Butterworth 2. dereceden yüksek geçiren filtre baskı devresi

2.3.3. Notch (Centik) Filtre Tasarımı

Tasarladığımız sistemin son filtreleme katında ise Notch filtre kullanıldı. Bunun amacı 50 Hz'lik şebeke frekanslı gürültülerin zayıflatılması veya bu sinyallerin yok edilmesi. Şekil 9 da verilen devredeki filtrenin kesim frekansı 50 Hz de band durduran filtre gibi davranmakta ve bu filtreye ait baskı devre şeması şekil 10 da gösterilmektedir.



Şekil 9: Notch filtre devre şeması



Şekil 10: Notch filtre baskı devresi

3. BULGULAR

Günümüzde beynin yapısal ve fonksiyonel rahatsızlıklarını tespit etmek için çeşitli cihazlar kullanılmaktadır. Bu cihazlardan bazıları Manyetik Rezonans (MR), Beyin Tomografisi (BT) ve Elektroensefalografidir (EEG). MR ve BT cihazlarının bulunmasından sonra EEG'nin önemi azalmış olarak görülsede beynin fonksiyonel rahatsızlıklarının özellikle epilepsi hastalığının teşhisinde EEG cihazı nöroloji kliniklerinde halen önemli yere sahiptir.[2]

Günümüzde beyin işleyişine yönelik görüntüleme teknikleri arasında EEG zamansal çözümleme gücü milisaniyeler düzeyinde olan en etkili görüntüleme tekniklerinden biridir. [12]

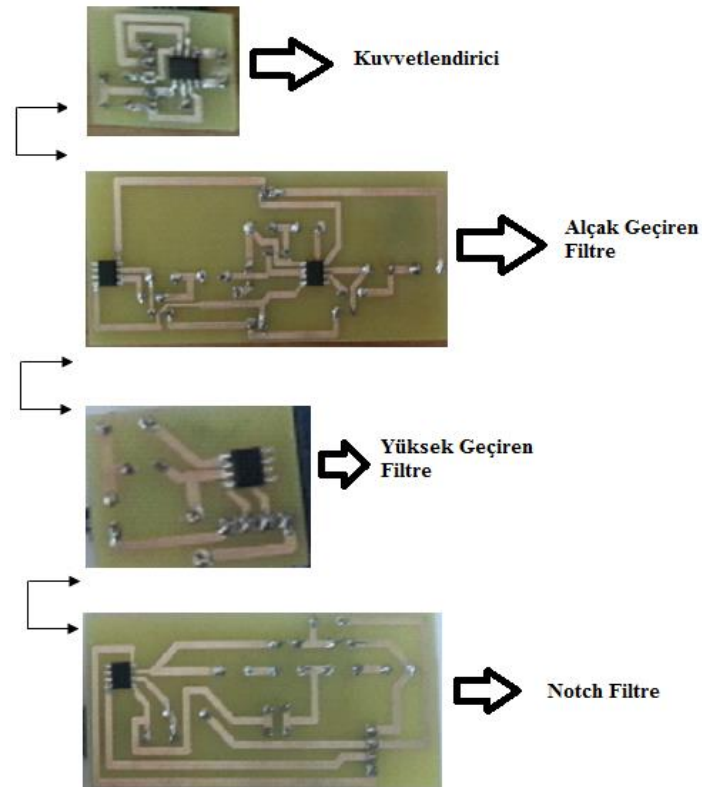
Bu çalışma da, insan kafatası üzerindeki sinyalleri alan, yükselten ve filtreledikten sonra bu sinyalin görüntülenme işlemi gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan bu sistem geliştirilerek taşınabilir bir cihaz haline getirilmesi amaçlanmakta bu bağlamda sağlık sektörü için faydalı bir uygulama olması hedeflenmektedir. Böylelikle sistem, hastaların kendilerinin de alıp kişisel bilgisayarlarına kuracakları basit bir bilgisayar programı ile kendi beyin sinyallerini elde edecekleri bir kolaylığa sahip olacaktır.

Ayrıca elde ettiğimiz EEG sinyali kontrol uygulamalarında kullanılabilir. EEG sinyalleri kullanılarak, BBA arayüzü aracılığıyla örneğin; ağır motor sinir bozukluğu yaşayan hastaların dış dünya ile iletişim kurmaları veya tekerlekli sandalye kontrolü ile hareket edebilmelerine olanak veren uygulamalarda kullanılmaktadır.[13]

4. SONUÇLAR

Bu çalışmada taşınabilir bir EEG cihazı tasarımı için ön çalışma yapılmış, elde edilen sinyalinin yükseltip filtreledikten sonra sinyalde en az kayıp ve bozulmayla bu aşamaların tamamlanması ve daha sonra gerçekleştirilecek yazılımla bilgisayar ortamına aktarılması hedeflenmiştir. Yapılan tasarımın kurulumu henüz tamamlanmamış, bu sistemin başlıca aşamaları gerçekleştirilmiştir. Fakat oluşturulan sistem sonuçları açısından umut vericidir.

Şekil 11 de oluşturduğumuz aşamaların şeması gösterilmiş olup bu işlemler verilen sırayla gerçekleştirilmiştir. Bundan sonraki çalışma aşamamızda sinyalin mikroişlemci vasıtasıyla analog sinyalden dijital sinyale çevrilme işlemi, örnekleme ve bilgisayar ortamına aktarım işlemi gerçekleştirilecektir.



Şekil 11: Tasarlanan sistemin baskı devresi

Kaynaklar

- [1] Ranggayan, Rangaraj M. (2002). Biomedical Signal Analysis. IEEE Press. John Wiley & Sons, Inc. pp. 28-31
- [2] Sümbül H., Coskun M. A., "Taşınabilir EEG Cihazı", 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), 16-18 May 2011, Elazığ, Turkey
- [3] Noorazman Noor Ashraaf, Aziz Nor Hidayati, " Portable EEG Signal Acquisition System", College Science in India, 3- 1 February 2009
- [4] S. Saeid and C. Jonathon. *EEG Signal Processing*. s.l.: John Wiley and Sons, 2007.
- [5] B. A. Khalil and K. E. Musilus, *Atlas of EEG and Seizure Semiology*. s.l. : Elsevier, 2006.
- [6] *The Spline-Laplacian in Clinical Neurophysiology: A Method to Improve EEG Spatial Resolution*. Nunez, P L and Pilgreen, K L. 1991, J Clin Neurophysiol, pp. 397-413.
- [7] John G Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 3rd ed., New York: John Wiley & Sons Inc., 1998.

- [8] Richard Aston, *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*, New York: Macmillan Publishing Company, 1990.
- [9] Dasari, Veerendra, "EEG Acquisition System on Mobile Platform" (2013). *Master's Theses*. Paper 118.
- [10] Saeid Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*, New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2007.
- [11] Barışçı N., Müldür S., Epileptik Eeg Sinyallerinin Sinirsel – Bulanık Sistem İle Sınıflandırılması, *Politeknik Dergisi Journal of Polytechnic* Cilt: 6 Sayı: 2 s. 445–449, 2003
- [12] Özen S. Evaluation and Measurement of Magnetic Field Exposure at a Typical High Voltage Substation and Its Power Lines, *Radiation Protection Dosimetry*; 128: 198-205,2008
- [13] M. Moore, "Real-world applications for brain–computer interface technology", *IEEE Trans. Neural. Syst. Eng.*, vol. 11, pp. 162–165, June 2003