

**T.C.
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**



**İNSAN-MAKİNE ARABİRİMİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOK
KANALLI BİR BİYOSİNYAL ÖLÇÜM SİSTEMİNİN
GELİŞTİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

POYRAZ ALPER ÖNER

BALIKESİR, HAZİRAN - 2019

T.C.
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI



İNSAN-MAKİNE ARABİRİMİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOK
KANALLI BİR BİYOSİNYAL ÖLÇÜM SİSTEMİNİN
GELİŞTİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

POYRAZ ALPER ÖNER

Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Seydi DOĞAN (Tez Danışmanı)

Prof. Dr. Metin DEMİRTAŞ

Prof.Dr.Ayhan İSTANBULLU

Doç.Dr. Yusuf ALTUN

Dr.Öğr.Üyesi Serkan GÜRKAN

BALIKESİR, HAZİRAN - 2019

KABUL VE ONAY SAYFASI

Poyraz Alper ÖNER tarafından hazırlanan “İNSAN-MAKİNE ARABİRİMİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOK KANALLI BİR BİYOSİNYAL ÖLÇÜM SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 10.06.2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Prof.Dr.Seydi DOĞAN

Üye
Prof.Dr.Metin DEMİRTAŞ

Üye
Prof.Dr.Ayhan İSTANBULLU

Üye
Doç.Dr. Yusuf ALTUN

Üye
Dr.Öğr.Üyesi Serkan GÜRKAN



Jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş olan bu tez Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca onanmıştır.

Fen Bilimleri Enstitü Müdürü

.....

Bu tez çalışması Balıkesir Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından BAP 2017/169 nolu proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

**İNSAN-MAKİNE ARABİRİMİ UYGULAMALARI İÇİN ÇOK KANALLI
BİR BİYOSİNYAL ÖLÇÜM SİSTEMİNİN GELİŞTİRİLMESİ
DOKTORA TEZİ
POYRAZ ALPER ÖNER
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. SEYDİ DOĞAN)
BALIKESİR, HAZİRAN-2019**

Bu çalışmada, EKG, EMG, EEG ve EOG biyosinyallerini ölçebilen çok kanallı bir sistem tasarlanarak prototipi üretilmiştir. Üretilen prototip modüler ve ayarlanabilir parametre karakteristiğine sahip olup; 2 kanallı EEG, 2 kanallı EMG, 2 kanallı EOG, 1 kanallı EKG sinyal yükselteçlerini ihtiva etmektedir. Her bir kanal; entrümantasyon yükselteci, filtre, DC bastırma birimi, yükselteç, DC seviye belirleme birimi, ADC, optik yalıtım birimi, güç kaynağı ve bunlara ait yazılımlardan oluşmaktadır. Prototipi üretilen sistem ile ölçülen biyosinyaller; analog çıkış referans gerilimi yardımıyla istenilen seviyeye kaydırılabilmekte, 10 bit çözünürlük ile sayısal veriye dönüştürülmekte, eş ve gerçek zamanlı olarak bilgisayar ortamına aktarılabilmekte ve geliştirilen C#, Excel veya MatLab arayüzü ile işlenebilmektedir.

Tasarlanan prototip ile EKG, EMG, EEG ve EOG sinyalleri başarılı bir şekilde ölçülmüş ve değerlendirilmiştir. RF, şebeke ve hareket kaynaklı gürültüler ile kontamine olmuş Biyosinyaller, bu gürültülerden temizlenmiş ve sinyallerin genlikleri anlamlı seviyeye yükseltilmiştir. Bu işlemlerin yapılması sırasında hem donanımsal hem de sayısal sinyal işleme teknikleri kullanılmıştır. EOG sinyalleri ile İMA çalışmaları gerçekleştirilmiştir. 10 farklı denekten alınan EOG sinyalleri ile; aşağı bakma, yukarı bakma, sağa bakma, sola bakma, göz kırpmaya faaliyetleri için öğrenme kümeleri oluşturulmuştur. Test noktası ile öğrenme noktası arasındaki Öklid uzaklığının hesaplanması temeline dayanan EYK yöntemi kullanılarak, prototip tarafından ölçülen 40 farklı EOG test verisi sisteme tabi tutulmuş ve test verileri %95 oranında bir başarımla sınıflandırılmıştır.

ANAHTAR KELİMELEER: Çok kanallı biyosinyal ölçüm sistemi, İMA, EKG, EMG, EEG, EOG, En yakın komşuluk sınıflandırma.

ABSTRACT

**DEVELOPMENT OF A MULTICHANNEL BIOSIGNAL
MEASUREMENT SYSTEM FOR HUMAN-MACHINE INTERFACE
APPLICATIONS
PH.D THESIS
POYRAZ ALPER ÖNER
BALIKESİR UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING
(SUPERVISOR: PROF. DR. SEYDİ DOĞAN)
BALIKESİR, JUNE 2019**

In this study, a multi-channel system that can measure ECG, EMG, EEG and EOG biosignals was designed and its prototype was produced. The prototype's characteristics have modular and adjustable parameters which consist of 2 channel EEG, 2 channel EMG, 2 channel EOG and 1 channel ECG signal amplifiers. Each channel comprises of instrumentation amplifier, filter, DC suppression unit, amp, DC level determination unit, ADC, optical insulation unit, power supply and their software. Biosignals measured by the system can be shifted to any level by the help of analog output reference voltage, can be converted to digital 10-bits resolution data, can be transferred to computing environment and can be processed with C#, Excel or MatLab interfaces.

ECG, EMG, EEG and EOG signals were successfully measured and evaluated by the designed prototype. Biosignals contaminated by RF, network and motion-borne noise were cleaned from the noise and the amplitudes of signals were raised to meaningful levels. During these processes both hardware and digital signal processing techniques were used. IMA studies with EOG signals were carried out. With EOG signals from 10 different subjects; learning sets were created for looking down, looking up, looking right, looking left and blinking activities. By using NN method, based on the calculation of the Euclidean distance between the test point and the learning point, 40 different EOG test data measured by the prototype were used by the system, and test data were successfully classified %95 as a ratio.

KEYWORDS: Multichannel biosignal measurement system HMI, ECG, EMG, EEG, EOG, Nearest neighbour classification.

İÇİNDEKİLER

| | <u>Sayfa</u> |
|--|--------------|
| ÖZET..... | i |
| ABSTRACT..... | ii |
| İÇİNDEKİLER | iii |
| ŞEKİL LİSTESİ..... | iv |
| TABLO LİSTESİ..... | vii |
| KISALTMALAR LİSTESİ..... | viii |
| ÖNSÖZ | ix |
| 1. GİRİŞ..... | 1 |
| 2. LİTERATÜR VE KURAMSAL TEMELLER..... | 5 |
| 2.1 Biyosinyaller..... | 12 |
| 2.1.1 Elektroensofalogram (EEG) Sinyalleri..... | 15 |
| 2.1.2 Elektromiyogram (EMG) Sinyalleri..... | 18 |
| 2.1.3 Elektrokülogram (EOG) Sinyalleri..... | 23 |
| 2.1.4 Elektrokardiyogram (EKG) Sinyalleri..... | 26 |
| 2.2 Biyosinyal Ölçümlerinde Kullanılan Elektrot Çeşitleri..... | 28 |
| 2.3 İnsan Makine Arabirimi (İMA) Uygulamaları | 31 |
| 2.4 Biyomedikal Sinyallerde Gürültü..... | 33 |
| 3. SİSTEM TASARIMI..... | 35 |
| 3.1 Biyosinyal Ölçüm Sisteminde Kullanılan Modüllerin Tasarımı | 39 |
| 3.1.1 Enstrümantasyon Yükselteci Modülü Tasarımı..... | 39 |
| 3.1.2 İkinci Dereceden Alçak Geçiren Filtre Modülü Tasarımı | 41 |
| 3.1.3 Dördüncü Derece Alçak Geçiren Filtre Modülü Tasarımı | 42 |
| 3.1.4 50Hz Notch Filtre Modülü Tasarımı | 44 |
| 3.1.5 DC Tıkaç Modülü Tasarımı..... | 46 |
| 3.1.6 DC Kaydırma Modülü Tasarımı..... | 47 |
| 3.1.7 Optik İzolatör Modülü Tasarımı | 48 |
| 3.1.8 Mikrodenetleyici Modülü Tasarımı | 49 |
| 3.1.9 Evirmeyen Yükselteç Modülü Tasarımı | 50 |
| 3.1.10 Güç Kaynağı Tasarımı | 51 |
| 3.1.11 Anakartın Tasarımı | 53 |
| 3.1.12 Kasa Tasarım ve Üretimi | 54 |
| 3.2 Elektroensefalogram (EEG) Ölçüm Birimi | 55 |
| 3.3 Elektromiyogram (EMG) Ölçüm Birimi | 56 |
| 3.4 Elektrokülogram (EOG) Ölçüm Birimi..... | 58 |
| 3.5 Elektrokardiyogram (EKG) Ölçüm Birimi..... | 60 |
| 3.6 İnsan Makine Arabirimi (İMA) Ünitesi..... | 61 |
| 3.7 Analogtan Sayısala Dönüştürme (ADC) Birimi..... | 68 |
| 3.8 C# Yazılımı ile Arayüz Oluşturulması | 69 |
| 4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR VE BULGULAR..... | 72 |
| 4.1 Elektrokülogram (EOG) Ölçüm Sonuçları | 73 |
| 4.2 Elektroensofalogram (EEG) Ölçüm Sonuçları | 96 |
| 4.3 Elektromiyogram (EMG) Ölçüm Sonuçları | 99 |
| 4.4 Elektrokardiyogram (EKG) Ölçüm Sonuçları..... | 101 |
| 4.5 Çok Kanallı Ölçüm Sonuçları..... | 103 |
| 4.6 Elektrokülogram Tabanlı İMA Sınıflandırma Uygulaması..... | 104 |
| 5. SONUÇLAR..... | 109 |
| 6. KAYNAKLAR | 116 |

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1: Vücut sıcaklık denetleyicisi..... | 5 |
| Şekil 2.2: Hücrenin yapısı | 7 |
| Şekil 2.3: Protein kanallarının kapısı..... | 7 |
| Şekil 2.4: Protein kapısı çalışma prensibi..... | 8 |
| Şekil 2.5: Membran potansiyeli | 9 |
| Şekil 2.6: Elektrojenik pompa yoluyla aktif transport..... | 10 |
| Şekil 2.7: Aksiyon potansiyelinin aşamaları | 11 |
| Şekil 2.8: Aksiyon potansiyelinin kaydedilmesi | 12 |
| Şekil 2.9: Bazı temel biyosinyallerin V-f ilişkisi. | 13 |
| Şekil 2.10: Biyosinyal işleme genel aşamaları. | 13 |
| Şekil 2.11: FPGA tabanlı biyosinyal ölçüm sistemi..... | 14 |
| Şekil 2.12: 32+32+8 kanallı biyosinyal ölçüm düzeneği | 15 |
| Şekil 2.13: Nöron zar potansiyeli | 16 |
| Şekil 2.14: Dinlenme/uyku durumları için EEG sinyalleri..... | 16 |
| Şekil 2.15: EEG yükselteci..... | 17 |
| Şekil 2.16: EEG filtreleme optimizasyonu | 18 |
| Şekil 2.17: EEG tabanlı BCI..... | 18 |
| Şekil 2.18: Sinir sisteminin basitleştirilmiş blok şeması | 19 |
| Şekil 2.19: İskelet kasının organizasyonu | 19 |
| Şekil 2.20: Kasın kontraksiyonu ile kaydedilen EMG sinyali..... | 20 |
| Şekil 2.21: EMG enerji ölçüm sistemi..... | 21 |
| Şekil 2.22: EMG ölçüm blok diyagramı ve elektrotların yerleşimi..... | 21 |
| Şekil 2.23: EMG elektrotlarının yerleştirilmesi..... | 22 |
| Şekil 2.24: Robotik kol stimülatörne ait görseller | 22 |
| Şekil 2.25: EMG sinyallerinin oluşumunun temsili gösterimi | 23 |
| Şekil 2.26: (a) Gözün yapısı, (b) Dipol model, (c) Hareketi sağlayan kaslar... 24 | |
| Şekil 2.27: EOG sinyali kullanan mouse kontrol sistemi | 25 |
| Şekil 2.28: Sinyal yükselteci..... | 25 |
| Şekil 2.29: Kalbin yapısı | 26 |
| Şekil 2.30: Sağlıklı bir insanın elektrokardiyogram görüntüsü. | 27 |
| Şekil 2.31: QRS tespit/sınıflandırıcısı algoritma şeması | 27 |
| Şekil 2.32: ICA analizi ile EKG CM gürültü bastırma sistemi | 28 |
| Şekil 2.33: Temel elektrot çeşitleri. | 29 |
| Şekil 2.34: Elektrot eşdeğer devresi. | 29 |
| Şekil 2.35: Elektrodun deri yüzeyindeki görünümü. | 30 |
| Şekil 2.36: İnsan Makine Arabirimi (İMA). | 31 |
| Şekil 2.37: EKG sinyaline etkiyen gürültü kaynakları. | 34 |
| Şekil 3.1: Biyosinyaller ölçüm sisteminin genel blok şeması. | 35 |
| Şekil 3.2: Sistemin (a) Önden görünümü, (b) Üstten görünümü..... | 37 |
| Şekil 3.3: Modüler yapının çalışma mantığının şematik gösterimi. | 38 |
| Şekil 3.4: Vücudun otomatik sıcaklık kontrolünün şematik görünümü. | 38 |
| Şekil 3.5: Enstrümantasyon yükselteci devre şeması. | 40 |
| Şekil 3.6: Enstrümantasyon yükselteci devresi. | 41 |
| Şekil 3.7: İkinci dereceden alçak geçiren filtre devre şeması..... | 41 |
| Şekil 3.8: İkinci dereceden AGF devresi..... | 42 |

| | |
|---|----|
| Şekil 3.9: Dördüncü dereceden alçak geçiren filtre devre şeması..... | 43 |
| Şekil 3.10: Dördüncü dereceden AGF devresi..... | 43 |
| Şekil 3.11: 50Hz Notch filtre devre şeması..... | 44 |
| Şekil 3.12: Filtrenin blok şeması..... | 45 |
| Şekil 3.13: 50Hz notch filtre devresi..... | 45 |
| Şekil 3.14: DC tıkaç devre şeması..... | 46 |
| Şekil 3.15: 50Hz notch filtre devresi..... | 46 |
| Şekil 3.16: DC drift devre şeması..... | 47 |
| Şekil 3.17: DC kaydırma devresi blok şeması..... | 48 |
| Şekil 3.18: DC kaydırma devresi..... | 48 |
| Şekil 3.19: Optik yalıtım devre şeması..... | 48 |
| Şekil 3.20: Optik yalıtım ve DC seviye ayar devre şeması..... | 49 |
| Şekil 3.21: Optik yalıtım devresi..... | 49 |
| Şekil 3.22: Mikrodenetleyici devresi..... | 50 |
| Şekil 3.23: Evirmeyen yükselteç devre şeması..... | 51 |
| Şekil 3.24: Evirmeyen yükselteç devresi..... | 51 |
| Şekil 3.25: Sistem güç kaynağı devre şeması..... | 52 |
| Şekil 3.26: Güç kaynağı..... | 53 |
| Şekil 3.27: (a) Anakart baskı devre şeması,..... | 54 |
| Şekil 3.28: Tasarlanarak üretilen kasa görünümü..... | 54 |
| Şekil 3.29: EEG Ölçüm prensibi..... | 55 |
| Şekil 3.30: EEG ölçümü için modül bağlantı konfigürasyonu..... | 56 |
| Şekil 3.31: EMG Ölçüm prensibi..... | 57 |
| Şekil 3.32: EMG ölçümü için modül bağlantısı..... | 57 |
| Şekil 3.33: EOG Ölçüm prensibi..... | 58 |
| Şekil 3.34: EOG dikey kanal ölçümü için modül bağlantısı..... | 59 |
| Şekil 3.35: EOG yatay kanal ölçümü için modül bağlantısı..... | 60 |
| Şekil 3.36: EKG ölçümü için kullanılan derivasyon..... | 61 |
| Şekil 3.37: EKG ölçümü için modül bağlantısı..... | 61 |
| Şekil 3.38: Aşağı bakma matrisi..... | 62 |
| Şekil 3.39: Başlangıç ve bitiş noktaları belirlenmiş EOG sinyali..... | 63 |
| Şekil 3.40: En Yakın Komşuluk Sınıflandırma Prensibi [130]..... | 64 |
| Şekil 3.41: Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü..... | 66 |
| Şekil 3.42: DC seviyesi bastırılmış EOG sinyali..... | 67 |
| Şekil 3.43: Hanning filtreleme algoritması..... | 67 |
| Şekil 3.44: Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş EOG sinyalleri..... | 68 |
| Şekil 3.45: ATmega 2560 ADC katına ait blok şema..... | 69 |
| Şekil 3.46: C# ile geliştirilen arayüz görüntüsü..... | 70 |
| Şekil 3.47: Biyosinyal ölçüm arayüzü..... | 70 |
| Şekil 3.48: Kayıtlı EKG verisinin ekranda görüntülenmesi..... | 70 |
| Şekil 3.49: Kanalların aktif hale getirilmesi görseli..... | 71 |
| Şekil 4.1: Dikey ve yatay kanal EOG ölçümü için modül bağlantıları..... | 73 |
| Şekil 4.2: EOG aşağı bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 74 |
| Şekil 4.3: EOG aşağı bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 75 |
| Şekil 4.4: EOG aşağı bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 76 |
| Şekil 4.5: EOG aşağı bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 77 |
| Şekil 4.6: EOG yukarı bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 78 |
| Şekil 4.7: EOG yukarı bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 79 |
| Şekil 4.8: EOG yukarı bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 80 |
| Şekil 4.9: EOG yukarı bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 81 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 4.10: EOG sağa bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 82 |
| Şekil 4.11: EOG sağa bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri. | 83 |
| Şekil 4.12: EOG sağa bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri..... | 84 |
| Şekil 4.13: EOG sağa bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri. | 85 |
| Şekil 4.14: EOG sola bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri. | 86 |
| Şekil 4.15: EOG sola bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 87 |
| Şekil 4.16: EOG sola bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri. | 88 |
| Şekil 4.17: EOG sola bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri. | 89 |
| Şekil 4.18: EOG göz kırpma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri. | 90 |
| Şekil 4.19: EOG göz kırpma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri..... | 91 |
| Şekil 4.20: EOG göz kırpma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri. | 92 |
| Şekil 4.21: EOG göz kırpma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri. | 93 |
| Şekil 4.22: Ardışık bakma | 94 |
| Şekil 4.23: Ardışık bakma | 95 |
| Şekil 4.24: Ölçülen EOG sinyallerin C# arayüzü kullanılarak görüntülenmesi96 | |
| Şekil 4.25: EEG sinyalinin Excel arayüzleri. | 97 |
| Şekil 4.26: EEG sinyalinin, | 98 |
| Şekil 4.27: EMG sinyalinin; | 99 |
| Şekil 4.28: EMG sinyalinin; | 100 |
| Şekil 4.29: EKG sinyalinin; | 101 |
| Şekil 4.30: EKG sinyali. | 102 |
| Şekil 4.31: Çok kanallı ölçüm. | 103 |
| Şekil 4.32: MatLab arayüzü ile görüntülenen EKG ve EOG sinyalleri. | 104 |
| Şekil 4.33: Yazılım ilk çalıştırıldığında ekran görüntüsü. | 104 |
| Şekil 4.34: OFFSET AL Butonuna basılması ile alınan ekran görüntüsü. | 105 |
| Şekil 4.35: DC seviyesi bastırılmış EOG sinyalleri. | 105 |
| Şekil 4.36: Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş EOG sinyalleri. | 106 |
| Şekil 4.37: HANNING FILTRE ekran görüntüsü. | 106 |
| Şekil 4.38: ÖĞRET butonuna basılmasıyla alınan ekran görüntüsü. | 107 |
| Şekil 4.39: TEST DOSYASI AÇ butonu ile seçim yapılması. | 107 |
| Şekil 4.40: TANI butonuna basılması ile alınan ekran görüntüsü..... | 108 |
| Şekil 4.41: NN değerinin eşik değerden büyük olması durumunda görüntü. | 108 |
| Şekil 5.1: Sheng-Cheng Lee ve arkadaşlarınca tasarlanan donanım | 111 |
| Şekil 5.2: (a) Biyosinyal ölçü sistemi modüler yapısı, | 111 |
| Şekil 5.3: EMG ölçümünde kontraksiyon anlarının gösterilmesi..... | 112 |
| Şekil 5.4: Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü. | 114 |
| Şekil 5.42: Sola bakma sinyali için ekran görüntüsü..... | 114 |

TABLO LİSTESİ

| | <u>Sayfa</u> |
|---|--------------|
| Tablo 2.1: Temel biyosinyallerin özellikleri..... | 14 |
| Tablo 2.2: Elektrot seçimine ait parametreler..... | 30 |
| Tablo 3.1: Güvenirlik katsayısı aralıklarının izahı..... | 65 |
| Tablo 3.2: Öğrenme kümelerinden hesaplanan EYK değerleri | 65 |

KISALTMALAR LİSTESİ

| | |
|--------------|---|
| AAP | : American Academy of Pediatrics (Amerikan pediatrik akademisi) |
| ADC | : Analog to digital converter (analogdan sayısala dönüştürücü) |
| AGF | : Alçak geçiren filtre |
| AGF | : Alçak geçiren filter. |
| ALS | : Amyotrophic letretral sclerosis (Amyotrofik lateral sklerosis) |
| ARGE | : Araştırma geliştirme |
| BBA | : Beyin bilgisayar arabirimi |
| BCI | : Brain computer interface (beyin bilgisayar arabirimi) |
| BDF | : Bant durduran filtre |
| BGF | : Bant geçiren filtre |
| BMA | : Beyin makine arabirimi |
| BW | : Band width (bant genişliği) |
| CMMR | : Common mode rejection ratio (ortak mod bastırma oranı) |
| DAQ | : Data acquisition (veri edinimi) |
| DC | : Direct current (doğru akım) |
| EEG | : Electroencephalogram (elektroensofalogram) |
| EKG | : Electrocardiogram (elektrokardiyogram EKG) |
| EMF | : Elektromotor fark |
| EMG | : Electromyogram (elektromiyogram) |
| ENG | : Electroneurogram (elektronörogram) |
| ENMG | : Electroneuromyogram (elektronöromiyogram) |
| EOG | : Electrooculogram (elektrookülogram) |
| EYK | : En Yakın Komşuluk |
| FET | : Fied effect transistor (alan etkili transistör) |
| FPGA | : Field programmable gate array (sahada programlanabilir mantık dizisi) |
| GSMH | : Gayri safi milli hasıla |
| HMI | : Human machine interface (insan makine arabirimi) |
| ICA | : Independet Compenet Analysis (bağımsız parça analizi) |
| IoT | : Internet of things (nesnelerin interneti) |
| İMA | : İnsan makine arabirimi |
| MAF | : Moving average filter (hareketli ortalama filtre) |
| OPAMP | : Operational amplifier (işlemsel yükselteç) |
| RF | : Radio frequency (radyo frekans) |
| SMD | : Surface mount devices (yüzey montajlı elemanlar) |
| SNR | : Signal to noise ratio (sinyal gürültü oranı) |
| YGF | : Yüksek geçiren filtre |

ÖNSÖZ

Doktora çalışmalarım süresince bilgi, tecrübe ve fedakârlığını esirgemeyen değerli bilim insanı, danışman Hocam Prof. Dr. Seydi DOĞAN'a hem bilimsel katkıları hem sabrı ve sağladığı çalışma ortamı için teşekkür ederim. Kazandırdığı bilimsel bakış açısı ve bilimsel çalışma yöntemleri ile pek çok yönden kendimi geliştirmemde büyük katkısı olmuştur.

Deneyisel çalışmalarda ve sistemin üretimi aşamasında bilgi ve tecrübesiyle her türlü yardımda bulunan, değerli silah arkadaşım Dr.Öğr.Üyesi Serkan GÜRKAN'a, eğitim öğretim hayatım boyunca desteklerini esirgemeyen annem Esengül ÖNER ve babam Gökalp ÖNER'e teşekkür ederim.

Kendilerinden çaldığım vakit ile çalıştığım; kızım Eylül, oğlum Poyraz ve doktora başlamama ön ayak olan sevgili eşim Ezgi ÖNER'e sabır ve anlayışları için minnetlerimi sunarım.

1. GİRİŞ

Tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de milli bütçemizin önemli bir bölümü sağlık alanındaki harcamalara ayrılmaktadır. Bu alandaki harcamaların önemli bir bölümünü biyomedikal cihaz teknolojisinde dışa bağımlılığın yol açtığı bilinmekte olup, söz konusu teknolojiler için yerli ve milli çözümlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Ülkemizde yerli üretim, düşük ve orta seviye teknoloji ihtiva eden ürünlere yoğunlaşmış ve ileri teknolojik ürünlerin geliştirilmesi için yeterli nitelikte personel-yeterli teknolojik hazırlık seviyesi bulunmamaktadır. Bu durum, ithalat yoğunluklu tıbbi cihaz sektörünü ortaya çıkarmaktadır. Bununla birlikte ülkemizdeki yerli ürüne olan güvensizlik, satın alma süreçleri ve geri ödeme politikaları gibi etkenler, tıbbi cihaz alanında yerli üreticilerin büyümesini olumsuz etkilemektedir. Bu konuda Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan “Türkiye Tıbbi Cihaz Sektörü Strateji Belgesi ve Eylem Planı” [1] dökümanı konunun önemini ortaya koymaktadır. “Katma değeri yüksek ileri teknolojik tıbbi cihazlar üreterek, uluslararası pazarda söz sahibi olmak” vizyonu ile hazırlanan Strateji Belgesi kapsamında belirlenen altı temel stratejik hedef;

- Sektörün güçlendirilmesi ve daha iyi yönlendirilmesi için idari altyapının geliştirilmesi,
- Tıbbi cihazlarda üretim, ARGE, inovasyon, markalaşma çalışmalarının planlanması ve nihai ürünlerin desteklenmesi,
- Kamu, üniversite ve sanayi arasındaki koordinasyonun güçlendirilmesi,
- Sektör ihtiyaçlarına yönelik nitelikli insan gücüne yatırım yapılması,
- Tıbbi cihazlarda ürün güvenliğine yönelik süreçlerin geliştirilmesi,
- Tıbbi cihazlara yönelik finansal araçların geliştirilmesi şeklinde belirlenmiştir.

Biyomedikal alanda milli atılım için önemli enstrümanlardan birisi de kümelenmelerdir. Kümelenmeler, katma değerli üretimi artırmakta, bölgelerdeki

değer zincirlerini kuvvetlendirmekte, ortaklaşa rekabet kültürünü geliştirmekte ve uzun vadede ekonomik büyümeye katkı sağlamaktadır. Ülkemizde ilk medikal kümelenme çalışması Ankara-Ostim sanayi bölgesinde başlamış olup daha sonraki yıllarda; Ankara-İvedik, İstanbul, Samsun ve İzmir illerimizde de benzer yapılanmalar oluşturulmuş olup, diğer bazı illerimizde de bu yönde çalışmalar devam etmektedir. Söz konusu kümelenmelerde yapılan çalışmalar incelendiğinde özellikle;

- Ambülans ve acil servis ekipmanları,
- Ortopedik ve implant ürünler,
- Laboratuvar ekipmanları,
- Ameliyathane malzemeleri,
- Medikal gaz sistemleri,
- Temiz oda ve biyogüvenlik sistemleri,
- Anestezi ve solunum cihazları,
- Görüntüleme sistemleri,
- Sterilizasyon sistemleri,
- Diş hekimliği ürünleri,
- Yeni doğan üniteleri,
- Göz muayene ürünleri,
- Biyopsi ürünleri alanlarında yoğunlaştığı görülmektedir [1].

Tıbbi cihaz sektörüne yön veren strateji belgesi incelendiğinde, hedeflenen altı temel amaçtan teknik alandaki amaçlara destek olacak bir çalışmaya yönelmenin faydalı olacağı da özellikle vurgulanmaktadır. Diğer taraftan kümelenmeler ve çalışma alanları incelendiğinde de; ülkemizde biyosinyal ölçüm, görüntüleme gibi teknoloji yoğunluklu alanlarda çalışan firma sayısının oldukça az olduğu ve bu alandaki çalışma ve araştırmaların artırılmasına ihtiyaç duyulduğu görülmektedir. Bu teknoloji yoğunluklu medikal alanların başında biyosinyal ölçüm-görüntüleme sistemleri yer almaktadır.

Bu tez çalışması ile; Türkiye’de üretimi yapılmayan çok kanallı ve modüler bir biyosinyal ölçüm sistemi çalışması yapılmış ve araştırmacıların kullanımına yönelik prototip bir ürün önerilmiş olup, Türkiye Tıbbi Cihaz Sektörü

Strateji Belgesi ve Eylem Planında belirtildiği üzere nitelikli insan gücüne yatırım yapılması hedefine yönelik çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmaya konu olan biyosinyal ölçüm sistemi ile;

- Elektrokardiyogram (EKG),
- Elektroensofalogram (EEG),
- Elektromiyogram (EMG),
- Elektrokülogram (EOG)

sinyallerinin ölçülmesinin mümkün olması yanında, sistemin modüler yapısından dolayı diğer spesifik sinyallerden olan elektronörografi/ENG, elektronöromiyogram/ENMG biyopotansiyel sinyallerde ölçülebilmektedir. Biyosinyal ölçüm sistemlerinde temel olarak kullanılan birimler;

- Elektrotlar ve jel,
- Enstrümantasyon yükselteçleri,
- Eviren/evirmeyen sinyal yükselteçleri,
- Alçak geçiren filtreler (AGF),
- Yüksek geçiren filtreler (YGF),
- Bant geçiren filtreler (BGF),
- Bant durduran filtreler (BDF),
- 50Hz şebeke gürültüsü bastırma birimleri,
- DC kuplaj ve kaydırma birimleri,
- İşlemsel yükselteçli toplayıcı, çıkarıcı devreler,
- İzolasyon yükselteçleri,
- Analog sayısal dönüştürücüler (ADC),
- Referans kaydırma birimleri,
- Elektriksel/optik dönüştürme birimleri olarak sıralanabilir.

Tüm bu birimlerin uygun kazancı, kesim frekansı, giriş/çıkış empedansı gibi parametrelerinin ayarlanması ve değişik kombinasyonların oluşturulması ile EKG, EMG, EOG, EEG, ENG, ENMG gibi ölçüm sistemleri geliştirilebilir. Bu çalışma ile tüm kanallar, parametreleri ayarlanabilecek şekilde modüler yapıda üretilmiş, farklı biyosinyal ölçümlerinin yapılabilmesi sağlanmış ve aynı

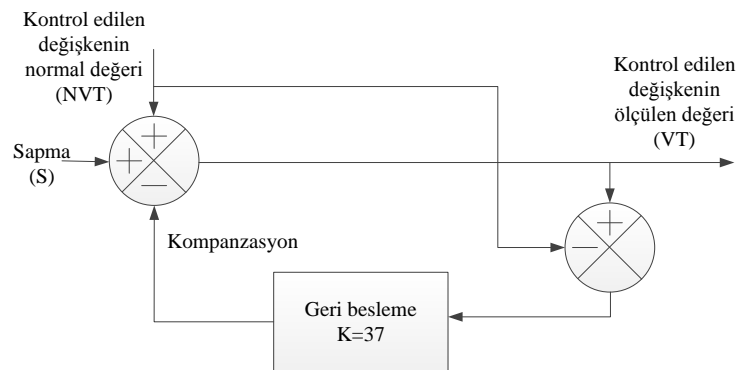
biyosinyal ölçümlerinde farklı donanımsal yapıların karşılaştırılabilmesi yeteneği kazandırılmıştır.

Bu tezin birinci bölümünde kısaca giriş yapıldıktan sonra ikinci bölümünde literatür taraması gerçekleştirilmiş ve kuramsal temellere değinilmiştir. Bu bölümde, elektromiyogram, elektrokardiyogram, elektroensofalogram, elektrookülogram sinyalleri detaylı şekilde açıklanmış, literatürde bu sinyallere yönelik yapılan çalışmalar taranmıştır. Tezin üçüncü bölümünde, sistem tasarımının nasıl gerçekleştirildiği, sistemi oluşturan bileşenlerin neler olduğu ayrıntılarıyla açıklanmıştır. Dördüncü bölümde, deneysel çalışma ve bulgulara yer verilmiştir. Son bölüm olan beşinci bölümde ise yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlar ayrıntılarıyla açıklanmış ve literatürle kıyaslamaları yapılmıştır.

2. LİTERATÜR VE KURAMSAL TEMELLER

İnsan vücudu, 75 trilyon farklı fonksiyonel yapıda, bazıları organlar halinde, hücrenin sosyal bir düzen içinde organize olmasından ibarettir. Her bir fonksiyonel yapı iç ortam adı verilen ekstrasellüler sıvı içinde homeostatik koşulların sürdürülmesi için kendine düşeni yapar. İç ortamda normal koşullar sağlandığı sürece vücut hücreleri yaşamaya ve görev yapmaya devam ederler. Böylece, her hücre homeostazdan yararlandığı gibi onun devamı için kendine düşen katkıyı sağlar. Bu karşılıklı işlemler, bir veya daha çok fonksiyonel sistem fonksiyondaki kendi payını yerine getirme yeteneğini kaybedinceye kadar sürekli bir otomatik düzen yaratır. [2-4].

Bu bilgilerden yola çıkarak vücudun modern kontrol tekniklerini kullanan mekanizmalara sahip olduğunu rahatlıkla söyleyebiliriz. Hemen hemen neredeyse bütün kontrol sistemlerinin amacı kontrol edilen değişkeni sabit tutmaktır. Şekil 2.1’de kontrol edilen değişken vücut sıcaklığı (VT)’dir. Kontrol sisteminin çalışmasını şu şekilde örnekleme mümkündür. Ortam sıcaklığının vücut sıcaklığından fazla olduğu ve vücut ısısını artıracak şekilde olduğu düşünülürse ve vücut otomatik kontrol mekanizması çalışmazsa, vücut sıcaklığı bir süre sonra ortam sıcaklığına ulaşacak ve bu durum ölümlle sonuçlanacaktır. Vücut kontrol sisteminin çalışmasıyla kompanzasyon, deriye gelen kan akımının artmasından, vücutta ısı oluşumunun azalmasından, terin buharlaşmasından ve vücut ısısını normale dönüştürücü şekilde azalacak daha birçok etkiden oluşur [5].



Şekil 2.1: Vücut sıcaklık denetleyicisi [5].

Bu durum matematiksel olarak;

$$\begin{aligned} VT &= (NVT + S) - K = (NVT + S) - (VT - NVT).37 \\ &= NVT + S - 37.VT + 37NVT \end{aligned}$$

$$38VT = \frac{38.NVT + S}{38} \rightarrow VT = NVT + \frac{S}{38} \quad (2.1)$$

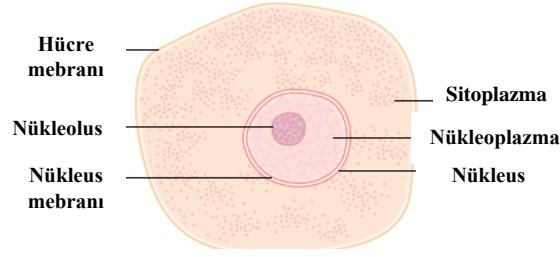
şeklinde ifade edilebilir. (2.1) nolu denklem kullanılarak, örneğin ortam sıcaklığının 19°C artması durumunda, vücut sıcaklığının;

$$VT = NVT + \frac{S}{38} = 36,7 + \frac{19}{38} = 37,2^{\circ}C$$

olacağı ve vücut kontrol sisteminin kompanzasyonu neticesinde artışın ihmal edilebilecek seviyede kaldığı görülebilir.

Vücudun kontrol sistemi incelendiğinde, bozucu etkinin çok büyük olması veya vücutta hastalık meydana gelmesi durumunda; kontrol değişkenlerinin kontrol edilen büyüklüğü sabit tutamayacağı görülür. Bu gibi durumlarda hastaya tıbbi destek gerekecek ve bu tıbbi desteğin sağlıklı bir şekilde verilebilmesi için vücut değişkenlerinin ölçülmesi gerekecektir. Bu ölçümler bazı hallerde sıcaklık, kan basıncı, kimyasal analizler olabildiği gibi bazı hallerde de kas, beyin, kalp, göz gibi organların elektriksel özelliklerinin ölçümü şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Vücuttan elektriksel olarak ölçüm yapabilmek için öncelikle vücudun elektriksel analizini yapmaya ihtiyaç vardır. Bu elektriksel analizin yapılabilmesi için hücre yapısının ve hücrede meydana gelen kimyasal olayların gözden geçirilmesinde fayda vardır.

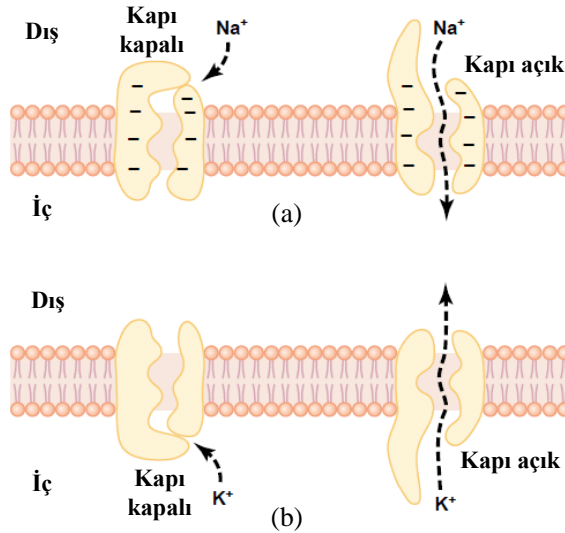
İnsan vücudundaki 75 trilyon hücrenin her biri canlı yapıdadır. Eğer çevredeki sıvılar gerekli besinleri içeriyorsa sonsuza kadar yaşar ve çoğunlukla kendini yeniden üretir. Şekil 2.2'de görüntüsü ışık mikroskobu ile alınan bir hücrenin yapısı verilmiştir. Yapıda iki önemli unsur nükleus ve sitoplazmadır. Nükleus; sitoplazmadan nükleus mebranı, sitoplazma da çevredeki sıvılardan hücre membranı ile ayrılmıştır [6-10].



Şekil 2.2: Hücrenin yapısı [5].

Hücrede yer alan en önemli elektrolitler potasyum, magnezyum, fosfat, sülfür, bikarbonat ve küçük miktarda sodyum klorür ve kalsiyumdur. Elektrolitler suda erimiş halde bulunarak hücre reaksiyonlarında inorganik maddeleri sağlarlar. Aynı zamanda hücre membranındaki elektrolitler sinir ve kas liflerinde elektrokimyasal impulsların iletiminde rol oynarlar. [11-12].

Hücre içi sıvılar intrasellüler ve hücreler arasındaki sıvılar ekstrasellüler sıvı olarak adlandırılır. Bu sıvılar temel elektriksel aktivitelerde önemli bir rolü üstlenirler. Bu rolün sağlanmasındaki temel konu difüzyondur. Difüzyon mekanizması ise protein kanallarının kapı mekanizması ile gerçekleşmektedir. Kapı mekanizması Şekil 2.3’de verilmiştir.

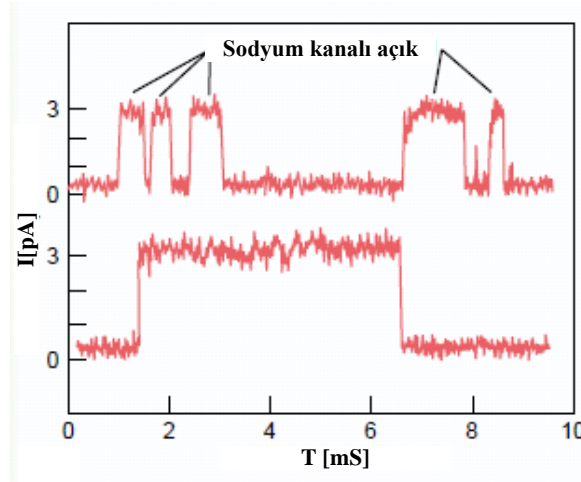


Şekil 2.3: Protein kanallarının kapısı [5].

(a) Sodyum için kapı yapısı, (b) Potasyum için kapı yapısı.

Protein kanallarının kapıları yardımıyla kanalların geçirgenliği kontrol edilir. Biyoelektrik sinyallerinin temelini de oluşturan bu olay, Şekil 2.3(a)'da sodyum ve Şekil 2.3(b)'de potasyum iyonları için gösterilmiştir. Taşıyıcı protein molekülünün aşağı-yukarı uzantıları, kapıya benzer uzantılar olarak düşünülmektedir. Kapılar, protein molekülünün konumundaki değişikliklerle kanalın aralığını kapatabilir veya açabilir. Sodyum kanallarında bu kapı hücre membranının dış yüzünde açılıp kapanırken, potasyum kanallarında iç yüzde açılıp kapanır [13-15].

Şekil 2.4 protein kanalların önemli bir özelliğini göstermektedir. Şekilde, delik hizasında yaklaşık 25 milivoltluk bir potansiyel gradyanı bulunduğu durumda bir sodyum kanalının elektrik akımıyla ilgili iki kaydı görülmektedir. Deliğin, akımı ya mantıksal-1 ya da mantıksal-0 kuralına göre ilettiği bilinmekte olup, bu kapının ani olarak açılıp kapandığını göstermektedir. Her bir açılıp kapanma olayı birkaç mikrosaniye içinde gelişir [16].



Şekil 2.4: Protein kapısı çalışma prensibi [5].

Hücre membranındaki elektriksel potansiyel farkının yarattığı elektriksel fark Nernst Denklemi adı verilen formül ile hesaplanabilir.

$$EMF = \pm \frac{61 \log C_1}{C_2} \quad (2.2)$$

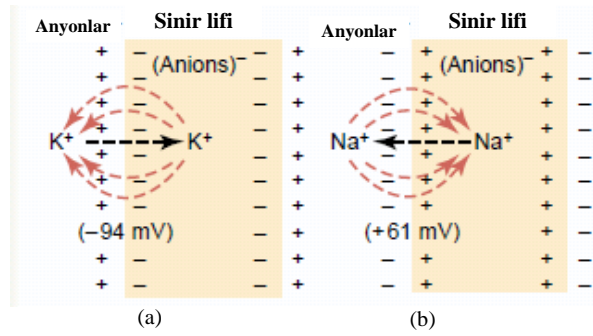
Bu denklemde;

EMF: Membranın her iki yüzeyi arasındaki elektromotor fark,

C₁: Membranın bir tarafındaki konsantrasyon,

C₂: Membranın diğer tarafındaki konsantrasyon olmak üzere elektromotor fark (EMF), pozitif iyonlar için - (eksi), negatif iyonlar için + (artı) yönde oluşacaktır.

Membran potansiyelinin temelinde hücrelerin iç ve dışındaki sıvılarda 150-160mEq/l olmak üzere pozitif iyonların ve aynı konsantrasyonda negatif iyonların bulunması yer almaktadır. Genel olarak negatif iyonların (anyon) çok küçük bir fazlalığı hemen hücre membranının iç yüzü boyunca sıralanırken, buna eş sayıda pozitif iyonlar (katyon) hücre membranının hemen dış yüzünde toplanırlar. Bunun sonucunda hücre içi ile dışı arasında bir membran potansiyeli gelişir [17-20]. Bu durum Şekil 2.5’de görülmektedir.



Şekil 2.5: Membran potansiyeli [5].

(a) İç yüzeyde potasyum düzeyi yüksek, (b) Dış yüzeyde sodyum düzeyi yüksek.

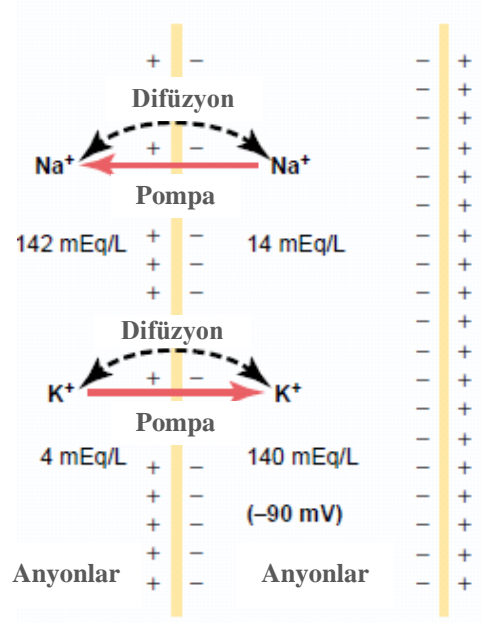
Şekil 2.5’de sodyum ve potasyum aktif transportu bulunmayan bir sinir lifi görülmektedir. Şekil 2.5(a)’da membranın içinde potasyum konsantrasyonu çok yüksek, dışında ise düşüktür. Şekil 2.5(b)’de ise hücre membranının dış yüzünde sodyum iyon konsantrasyonu yüksek, içinde ise sodyum konsantrasyonu düşüktür. Şekil 2.5(a)’da hücrenin içinden dışına doğru büyük potasyum gradyanı nedeniyle potasyum iyonları dışarıya doğru büyük bir difüzyon eğilimi gösterirken Şekil 2.5(b)’de sodyum iyonlarının dışarıdan içeriye doğru difüzyonu görülmektedir. Difüzyon sırasında iyonların hareketi sonucu membranın dış yüzünün elektropozitif veya elektronegatif olmasıyla membranın iki yüzü arasında bir potansiyel fark oluşur. Bu noktadaki potansiyele Nernst Potansiyeli denir [21-22].

Örneğin potasyum iyonlarının sinir membranı içindeki konsantrasyonu litrede 140mEq gram, dışında ise 4mEq gram civarındadır. Bu bilgilerden hareketle potasyum iyonları için membran potansiyeli Nernst denklemi ile;

$$EMF = \pm \frac{61 \log C_1}{C_2} = \frac{61 \log 140}{4} = -61 \cdot (1,54) = -94mV$$

olarak hesaplanabilir.

Membran potansiyelini yaratan diğer bir neden aktif transporttur. Şekil 2.6'da elektrojenik pompa yoluyla gerçekleşen aktif transport görülmektedir.

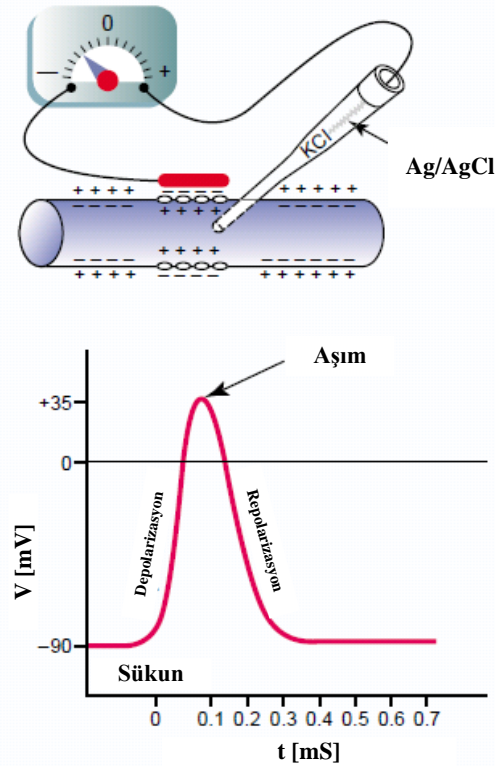


Şekil 2.6: Elektrojenik pompa yoluyla aktif transport [5].

Sodyum-potasyum pompasıyla, pompanın her döngüsüyle sinir lifi bir pozitif iyon kaybeder. Bu durumda iki potasyum iyonu içeriye pompalanırken, üç sodyum iyonu hücreden dışarıya atılır. Bu olayın devamı membranın içinde negatif yükleri çoğaltacak, dışında da pozitif yükleri artıracaktır. Sodyum potasyum pompasına böyle bir membran potansiyeli meydana getirebildiği için elektrojenik pompa denilmektedir [23-24].

Sinir sinyalleri, membran potansiyelindeki hız değişimlerinden ibaret olan aksiyon potansiyelleri (kasın hareketi sonucu oluşan) ile iletilir. Her aksiyon potansiyeli normal sükûn potansiyelinin negatif değerinden ani olarak pozitif bir değere doğru yükselmesiyle başlar ve hemen hemen aynı hızla tekrar negatif potansiyele dönüş olur. Sinir sinyalinin iletilmesinde aksiyon potansiyeli sinir lifi boyunca sinir ucuna kadar yayılır. Şekil 2.7’de aksiyon potansiyelinin aşamaları verilmiştir. Aksiyon potansiyelinin birbirini izleyen aşamaları;

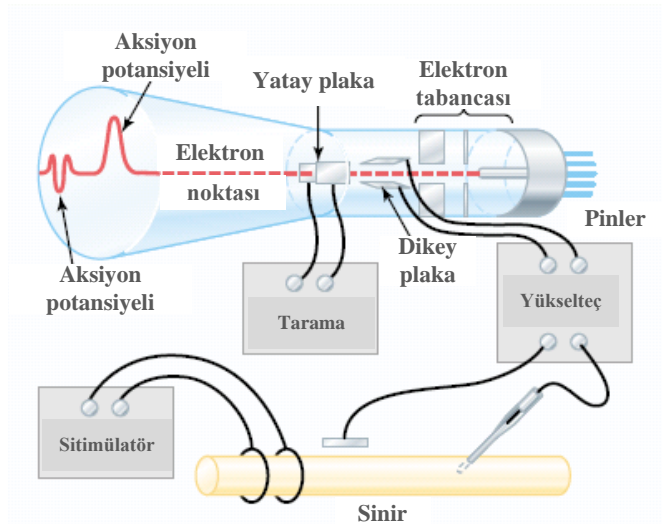
- Sükûn dönemi: Aksiyon potansiyelinden önceki sükûn potansiyelini belirtir. Bu aşamada büyük bir negatif membran potansiyeli bulunması nedeniyle membran polarize durumdadır.
- Depolarizasyon dönemi: Bu sırada membran sodyuma karşı büyük bir geçirgenlik kazanarak, çok büyük bir miktarda sodyum iyonunun sinirin içine akmasına yol açar. -90mV’luk polarize durum kısa bir süre içerisinde pozitif değere yükselir. Buna depolarizasyon denir. Kalın sinir liflerinde membran potansiyeli genellikle sıfır düzeyini aşarak hafifçe pozitif olur. Bazı küçük liflerde ise bu potansiyel sıfıra yakın konumda negatifte kalır.



Şekil 2.7: Aksiyon potansiyelinin aşamaları [5].

- Repolarizasyon dönemi: Membranın sodyum geçirgenliği çok arttıktan sonra yaklaşık $100\mu\text{s}$ süre içerisinde sodyum kanalları, hemen hemen açıldıkları hızda kapanırlar. Daha sonra potasyum iyonlarının dışa doğru hızlı difüzyonu negatif seviyedeki sükûn potansiyelinin tekrar oluşmasını sağlar. Buna membranın repolarizasyonu adı verilir [25-27].

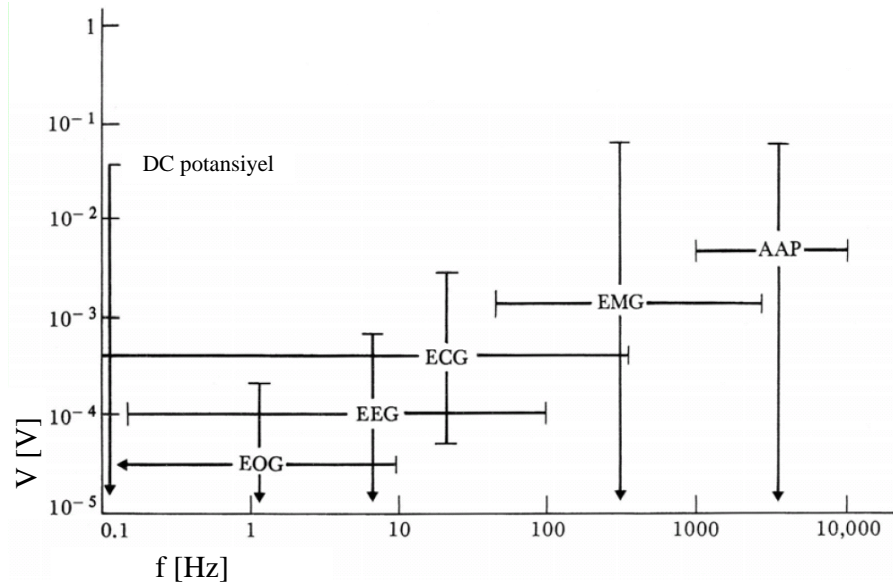
Aksiyon potansiyellerinin kaydedilmesi için katot ışınli osiloskoplar tercih edilir. Elektronların son derece hızlı hareket etmelerinden ve katot ışınli tüpteki saptırma plakalarının mikrosaniyeden daha kısa sürede pozitif veya negatif yüklenebilmelerinden dolayı tüpün yüzeyindeki ışık demeti mikrosaniyeden daha kısa sürede yer değiştirir [28]. Sistemin yapısı Şekil 2.8’de verilmiştir. Böylece katot ışınli osiloskop sayesinde membran potansiyelindeki değişimler son derece güvenli bir şekilde elde edilebilir. Şekil 2.8’de aksiyon potansiyelini elde edebilmek için kullanılan elektriksel stimülatör görülmektedir [29].



Şekil 2.8: Aksiyon potansiyelinin kaydedilmesi [5].

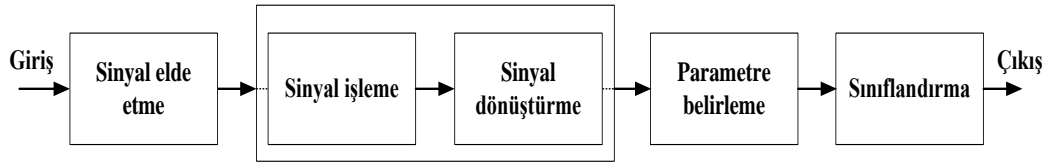
2.1 Biyosinyaller

Biyolojik sinyaller ki kısaca biyosinyaller olarak adlandırılır ve oldukça geniş bir yelpazeyi içerir. Şekil 2.9’da bazı temel biyosinyallerin frekans gerilim ilişkisi görülmektedir [30].



Şekil 2.9: Bazı temel biyosinyallerin V-f ilişkisi.

Biyosinyal ölçmede; sinyalin elde edilmesi, işlenmesi, dönüştürülmesi, doğru parametrenin belirlenmesi ve sınıflandırılması biyosinyal işlemede karşımıza çıkan beş genel aşamadır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10: Biyosinyal işleme genel aşamaları.

Sinyal işleme aşaması elektrotlardan alınan düşük seviyeli sinyallerin yükseltilmesini, filtrelenmesini, DC bileşenlerinin bastırılmasını içermekte olup bir sonraki aşamada ise elde edilen son sinyal sayısal forma dönüştürülür. Daha sonra sınıflandırmaya esas parametreler belirlenerek sınıflandırma aşaması ile sinyalin hangi biyosinyal olduğu tespit edilir.

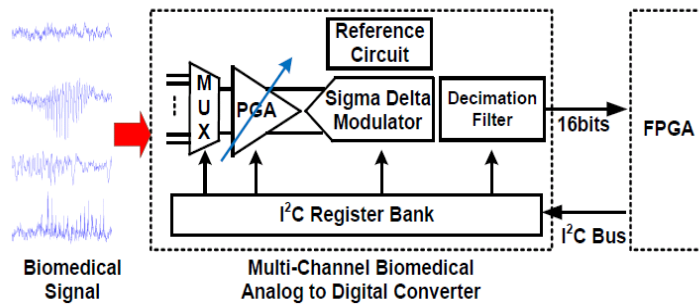
Biyosinyal ölçüm sistemlerinde kullanılacak alt sistemlerin belirlenmesi açısından sinyallerin ayırt edici özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir. Bu anlamda Tablo 2.1'de bazı biyosinyallere ait ayırt edici özellikler ve tasarımda dikkat edilmesi gereken parametreler verilmiştir.

Tablo 2.1: Temel biyosinyallerin özellikleri.

| Biyosinyal Çeşidi | Ayırt edici Özellik | Parametreler |
|-------------------|--|---|
| EKG | 1mV civarı genlik ve 0,1-100Hz BW | Yüksek CMMR, iyi gürültü bastırımı, iyi elektriksel yalıtım |
| EEG | Mikrovoltlar seviyesinde çok küçük sinyaller 2-50Hz BW | Yüksek kazanç, çok iyi gürültü bastırımı, düşük yüzey dirençli elektrot gereksinimi |
| EMG | Çok geniş BW | Son sinyal işleme ve sınıflandırma süreci |
| EOG | Küçük genlik ve frekanslı sinyaller | Elektrot-yüzey potansiyeli |

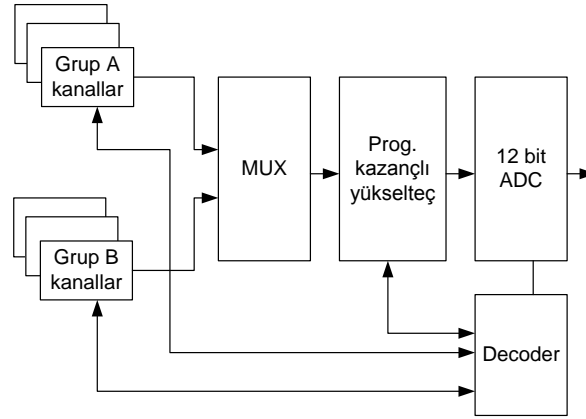
Tablo 2.1 detaylı olarak incelendiğinde temel biyosinyallerin birbirlerine yakın özellikler ihtiva etmeleri yanında farklı frekans, bant genişliği ve genlik seviyelerinde oldukları da görülmektedir. Bu özelliklerin dikkate alınması biyosinyal yükselteçlerinde bulunan enstrümantasyon yükselteçlerinin parametrelerinin belirlenmesi ve uygun elektrot seçimi için önemlidir.

2013 yılında Sheng-Cheng Lee ve arkadaşları eşzamanlı olarak EEG/EMG/EOG/EKG sinyallerini ölçen ve farklı platformlarda kullanılacak 4 kanallı, FPGA tabanlı bir biyosinyal yakalama sistemi tasarlamışlar, FPGA'in sağladığı paralel işlem yapma özelliği ile yüksek hızlarda örnekleme yapabilen bir sistem geliştirmişlerdir. Gerçekleştirilen çalışmaya ait blok şema Şekil 2.11'de verilmiştir [31].



Şekil 2.11: FPGA tabanlı biyosinyal ölçüm sistemi [31].

Wolfgang P. ve Hannes H. yaptıkları çalışma ile 32+32+8 kanallı bir genel biyosinyal ölçüm düzeneği ortaya koymuşlardır. Ortaya konulan düzeneğe ait yapı Şekil 2.12’de verilmiştir [32]. Çalışmada sabit bir donanım bulunmakta, kullanıcı veya araştırmacılar bu donanıma bağlı olarak çalışmak durumunda kalmaktadırlar. Aynı zamanda sinyal yükselteçleri multiplekser ile paylaşımli olarak kullanılmaktadır.



Şekil 2.12: 32+32+8 kanallı biyosinyal ölçüm düzeneği [32].

2.1.1 Elektroensofalogram (EEG) Sinyalleri

EEG sinyalleri beynin elektriksel aktivitesini gösteren işaretlerdir. EEG sinyalleri başlıca;

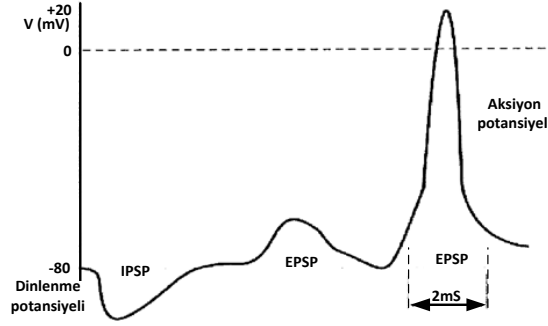
- Hastanın beyin patolojisinin belirlenmesinde,
- Beyin bölgesindeki timör vb. belirtilerin tespitinde,
- Anestezi altındaki hastanın anestezi seviyesinin belirlenmesinde,
- Yeni doğanların duyma ve görme seviyelerinin belirlenmesinde,
- Psikiyatrik bulguların doğrulanmasında kullanılır.

EEG sinyallerindeki ana bileşenlerin frekansları yaşla birlikte artarken, genlikleri azalmaktadır. Nöronlardan gelen aksiyon potansiyelleri hücre bazında mikroelektrotlar ile ölçülmektedir. Nöron zarlarının elektriksel reaksiyonu aşağıdaki potansiyelleri içerir.

- Presinaptik darbe potansiyeli,

- Uyarıcı postsinaptik potansiyeli (EPSP),
- Darbe potansiyeli,
- Hiperpolarizasyon sonrası uzatılmış pozitif potansiyel,
- Önleyici postsinaptik potansiyel (IPSP).

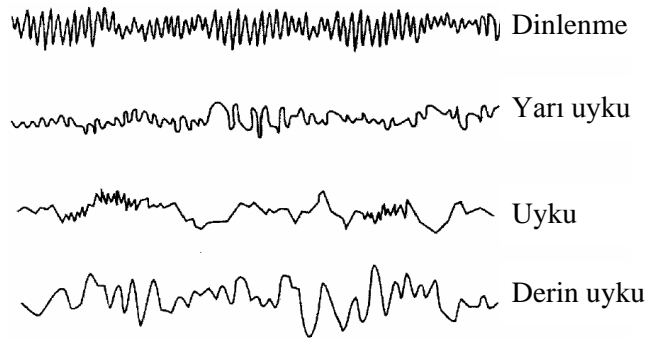
Şekil 2.13’de nöron zar potansiyeli görülmektedir.



Şekil 2.13: Nöron zar potansiyeli [33].

EEG işareti frekans, genlik, şekil, periyodiklik ve fonksiyonel özelliklerle tanımlanan bir dizi elektriksel ritim ve geçici deşarjdan oluşur. EEG’de senkronizasyon görülür ve meydana gelen yavaş hareketler belirgindir [33].

EEG işaretleri düşük frekans bölgesinde (0,5-100Hz) ve küçük genlik (1-80 μ Vpp) seviyesinde seyreder. Bu özelliğinden dolayı EEG işaretleri girişte yüksek kazanç ve düşük gürültüye sahip yükselteçlere ihtiyaç duyarlar. Şekil 2.14’de tam uyanıklık ve uyku halinde sağlıklı bir yetişkinden alınmış tipik EEG işaretleri görülmektedir.

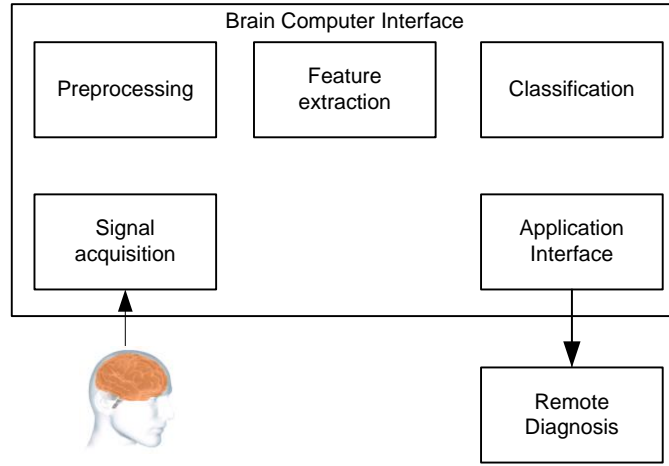


Şekil 2.14: Dinlenme/uyku durumları için EEG sinyalleri [33].

EEG frekans bantları beş ayrı sınıfta incelenir;

- Delta sinyalleri (0,5-4Hz),
- Teta sinyalleri (4-8Hz),
- Alfa sinyalleri (8-13Hz),
- Beta sinyalleri (13-22Hz),
- Gama sinyalleri (22-30Hz ve üzeri).

Tipik olarak 1-100 μ V aralığında genlik seviyesine ve 2-50Hz frekans bandına sahip EEG sinyali çeşitli araştırmalara konu olmuştur. Arulmozhivarman P. ve Ramachandra H.M., yaptıkları çalışma ile düşük maliyetli bir EEG ölçüm düzeneği ortaya koymuşlardır. Çalışma aynı zamanda uzaktan erişim özelliği ile uzaktan teşhis imkânı sağlamaktadır. Ortaya konulan EEG yükselteciye ait yapı Şekil 2.15’de verilmiştir [34].



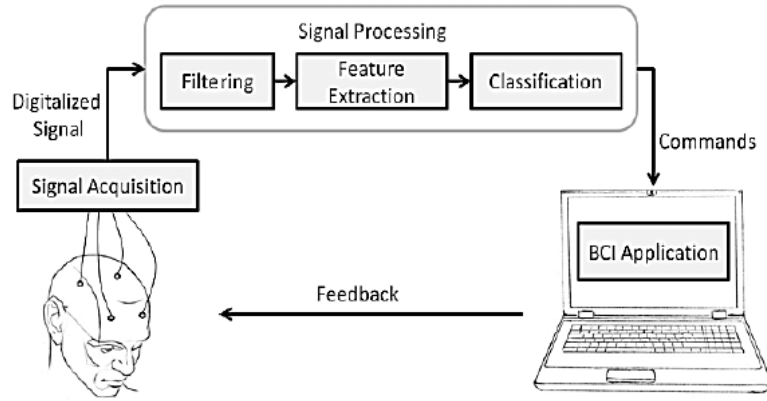
Şekil 2.15: EEG yükselteci [34].

Ferreira J. ve arkadaşları yaptıkları çalışma ile EEG ölçüm sistemlerinde kullanılan filtre sistemlerinin optimizasyonu üzerine yoğunlaşmışlar, basit ve efektif bir yaklaşım kullanılmışlar, gürültünün bastırılması ve EEG sinyalinde manyetik alanın etkisiyle oluşan girişimleri fMAF (fMAF: fast Moving Average Filtering) ile bastırmayı amaçlamışlardır. Çalışmada gürültünün tespit edilerek sistemden çıkarılması yerine kayan ortalama filtre ile bastırılması tercih edilmiştir. Ortaya koydukları filtreleme sistemine ait yapı Şekil 2.16’da verilmiştir [35].



Şekil 2.16: EEG filtreleme optimizasyonu [35].

Jaime Camacho ve Vidya Manianise EEG tabanlı bir beyin bilgisayar arabirimi (BBA) sistemi üzerinde çalışmışlardır. Çalışmada diğer pek çok EEG sisteminin tersine tek bir kanal kullanılmış ve elektrotlar beynin motor hareketlerine yoğunlaşan bölgesine yerleştirilmiştir. Sistem ile motor hareketlere yönelik EEG sinyal sınıflandırılması yapılmış ve yüzde 87 civarında bir başarımla elde edilmiştir. Sisteme ait yapı Şekil 2.17’de verilmiştir [36].



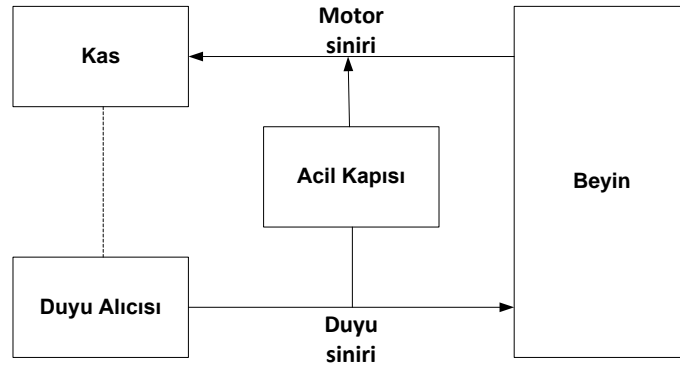
Şekil 2.17: EEG tabanlı BCI [36].

2.1.2 Elektromiyogram (EMG) Sinyalleri

Vücudun yaklaşık yüzde kırkını iskelet kası, yaklaşık yüzde onunu da kalp kası ve düz kaslar oluşturur. Genel olarak kasları üç ana gruba ayırabiliriz.

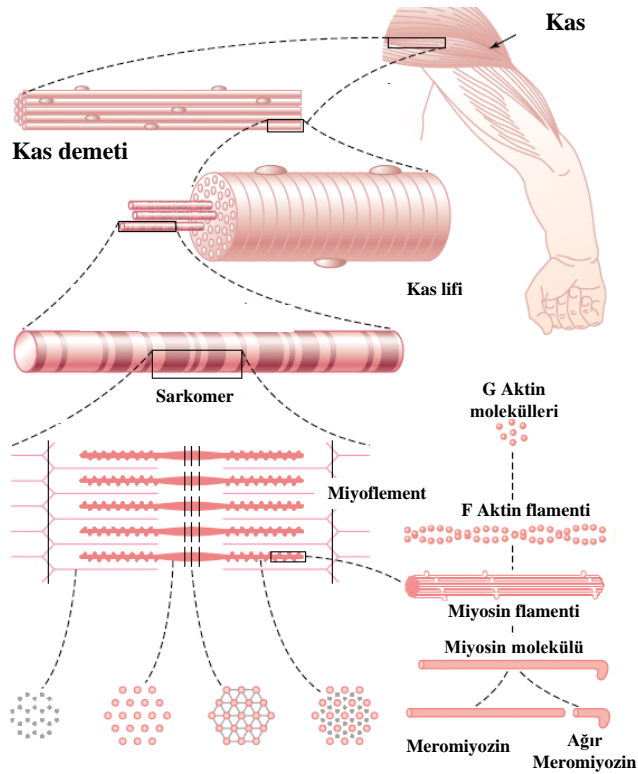
- İskelet kasları: İstemli hareketi sağlayan çizgili kaslardır.
- Düz kaslar: Bu kaslar istemsiz hareket kasları olup sindirim sistemi, idrar yolları ve kan damarları etrafında bulunur.
- Kalp kasları: Bu kaslar çok gelişmiş istemsiz kaslardır. Kalın ve kısa liflerden meydana gelen çok yoğun bir ağ gibidir.

Kas hareketini kontrol eden sinir sisteminin basitleştirilmiş blok şeması Şekil 2.18’de görülmektedir. Sistem bir servomekanizma kontrol sistemidir.



Şekil 2.18: Sinir sisteminin basitleştirilmiş blok şeması [37].

Sinir sisteminin çalışmasında bir duyu alıcısı, hız veya konum işareti üretir ve bu işaret duyu siniri ile beyne iletilir. Beyin hafızada kayıtlı bilgi ile gelen bilgiyi karşılaştırarak bir kontrol (hata) işareti üretir. Bu işaret motor siniri ile kasa gönderilerek kas hareketinin kontrol edilmesi sağlanır [37].



Şekil 2.19: İskelet kasının organizasyonu [5].

Şekil 2.19’da iskelet kasının organizasyonunda bütün iskelet kaslarının çok sayıda ve çapları 10-80 mikron arasında değişen liflerden ibaret olduğu görülmektedir. Bu liflerin her birindeki daha küçük alt üniteler şekilde görülebilmektedir.

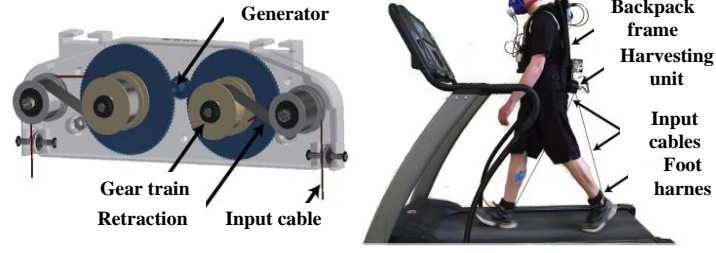
Sinir liflerinde iletme hızı; çok ince liflerde saniyede 0,5 metreden başlayarak, çok kalın liflerde saniyede 100 metreye kadar değişir. Hız, ince sinir liflerinde yaklaşık lifin çapı ile ve kalın liflerde lifin çapının karekökü ile orantılı olarak artar. Sinir liflerindeki aksiyon potansiyellerinin doğuşu ve iletilmesiyle ilgili olarak yapılan açıklamalar bazı kantitatif farklar dışında iskelet kası liflerine de aynen uygulanabilir [38-40].

Kas liflerinden aksiyon potansiyelleri geçerken elektrik akımının küçük bir bölümü de deriye yayılır. Eğer çok sayıda kas lifi eş zamanlı kasılırsa deride elektriksel potansiyellerin toplamı çok büyük değerlere ulaşabilir. Bu potansiyeller EMG kaydında kullanılan potansiyelleri oluşturur. EMG kayıtları fasikülasyon ve fibrilasyon olarak adlandırılan kas anormalliklerinin tanısında kullanılır. Şekil 2.20’de kasın kontraksiyonu sırasında kaydedilen örnek bir EMG kaydı verilmiştir [41].



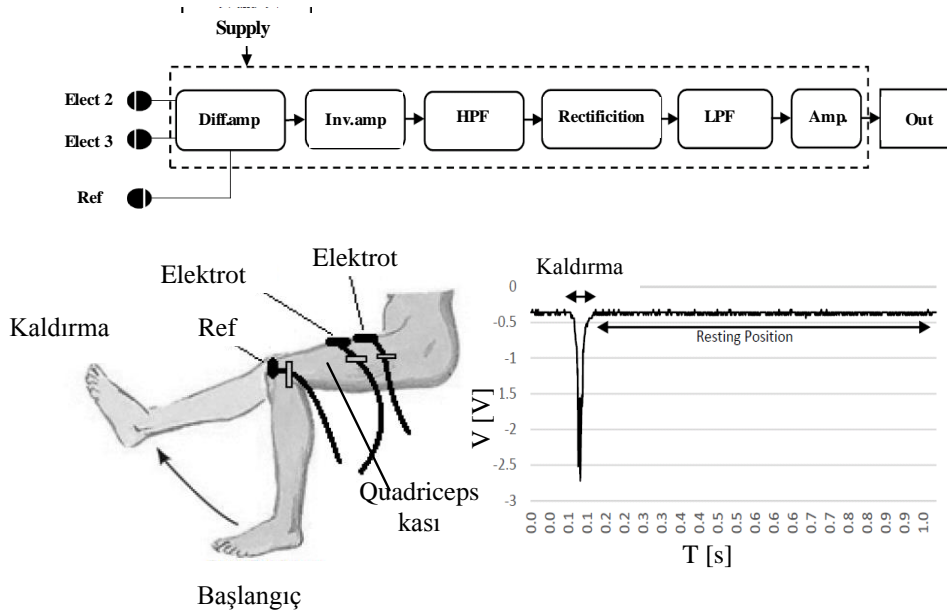
Şekil 2.20: Kasın kontraksiyonu ile kaydedilen EMG sinyali.

Jean-Paul Martin ve Qingguo Li, EMG sinyallerinin ölçümü ve bu yolla enerji üretimi üzerinde çalışmışlardır. Bu amaçla bir yürüyüş bandında yürüyen deneğin vücudunda çeşitli noktalara yerleştirilen elektrotlardan alınan sinyalleri analiz ederek, enerji üretimi için en uygun noktaları tespit etmeye çalışmışlardır. Çalışmaya ait görsel Şekil 2.21’de verilmiştir [42].



Şekil 2.21: EMG enerji ölçüm sistemi [42].

H.M. Desa, M.S. Zuber, R. Jailani yaptıkları çalışma ile bir EMG ölçüm düzeneği ortaya koymuşlardır. Bu düzenek ile quadriceps kasından alınan sinyalleri incelemişler ve kesim frekansı 2 Hz olan bir filtre ile kasın kontraksiyon anını tespit etmişlerdir. Ortaya konulan EMG yükselticine ait yapı Şekil 2.22’de verilmiştir [43].



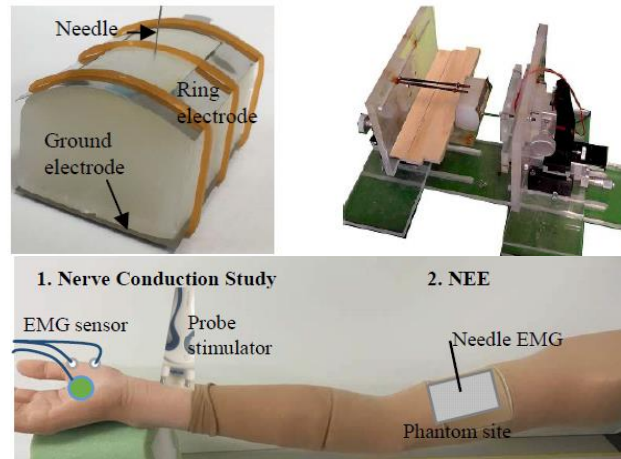
Şekil 2.22: EMG ölçüm blok diyagramı ve elektrotların yerleşimi [43].

Leone A. ve arkadaşları [44] yaptıkları EMG tabanlı sistem ile özellikle yaşlı insanlarda meydana gelebilecek kas problemlerine karşı erken uyarı amaçlı bir sistem geliştirmişlerdir. Sistemde elektrotların yerleşimi Şekil 2.23’de verilmiştir. Bu çalışma ile yaşlı bir hastanın normal faaliyetlerinin sebep olduğu EMG kayıtlarının izlenmesi ve bu sinyallerde meydana gelen anormalliklerin algılanması amaçlanmıştır.



Şekil 2.23: EMG elektrotlarının yerleştirilmesi [44].

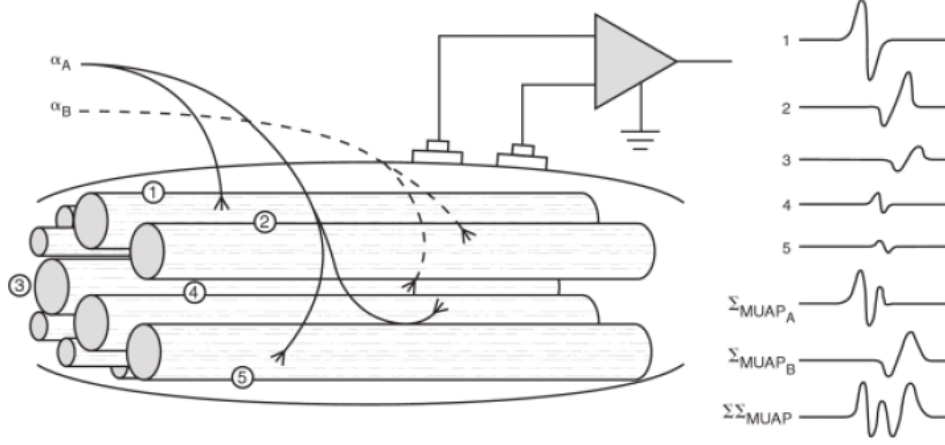
Siyu H. ve Wenwei Y. ise robotik bir sistemin EMG sinyalleri yardımıyla robot kontrolü üzerinde çalışmışlardır. Bu çalışmada yüzey elektrotları yerine iğne tip elektrotlar kullanılmış olup, iğne elektrotlar ile kontrol için en uygun sinyalin elde edilebileceği noktaları tespit etmişlerdir. Çalışmalarında oluşturulan robotik kol stimülatörünün nörolojik deneylerde kullanılan NCS (nevre conduction study: sinir iletim deneyi) yöntemine yönelik geliştirildiğini ifade etmişlerdir. Kullanılan sistemin yapısı Şekil 2.24’de verilmiştir [45].



Şekil 2.24: Robotik kol stimülatörüne ait görseller [45]

Sebastián A.L. EMG sinyallerinin, her bir kas grubunda oluşan aksiyon potansiyellerinin toplamı şeklinde olduğunu Şekil 2.25’te verilen gösterim ile

açıklamıştır. Gerçekleştirilen çalışmada süperpozisyon teoreminden yararlanılmış ve kas gruplarının toplamından elde edilen sinyalden, her bir kas grubunda oluşabilecek sinyale tümden gelim mantığı ile ulaşmaya çalışmıştır [46].



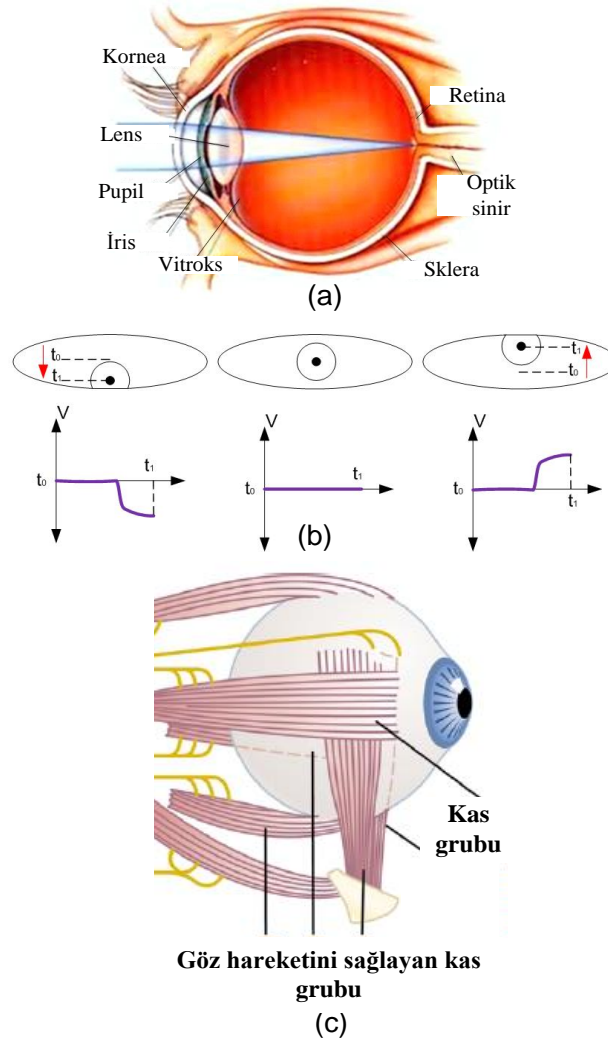
Şekil 2.25: EMG sinyallerinin oluşumunun temsili gösterimi [46].

2.1.3 Elektrokülogram (EOG) Sinyalleri

İnsan gözünün yapısı incelendiğinde; görüntünün oluşmasında en önemli unsurlar arasında lens sistemi ve bu sistemin odaklandığı alıcı katman olduğu söylenebilir. Bu alıcı katmana ışık düştüğü zaman oluşan sinyal, sinir sistemi tarafından beyindeki görsel bölgeye iletilir. Göz yuvarının hareketi incelendiğinde, bu harekete göz çukurundaki kas gruplarının kasılıp gevşemesinin sebep olduğu görülür. Bu hareketler çoğu zaman yukarı, aşağı, sağa, sola bakma, veya bunların bileşimlerinden oluşan hareketlerdir.

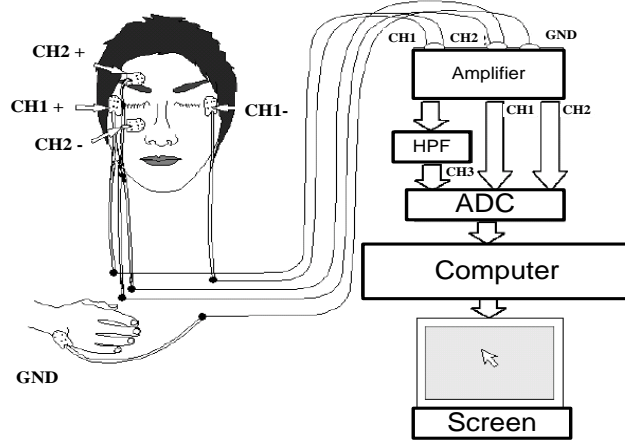
EOG; göz hareketleri ile oluşan kornea–retina arasında yer alan, hiperpolarizasyon ve depolarizasyonlardan kaynaklanan kornea-retina potansiyelidir [47]. Bu potansiyel Şekil 2.26’da verilen bir dipolle modellenmektedir. Literatürde bazı farklılıklarla belirtilmesine rağmen EOG sinyalleri, genel olarak 0-100Hz frekans bandında ve 50-3500 μV genlik seviyesinde bulunur. EOG’yi oluşturan yatay hareketler ile yaklaşık olarak 16 $\mu\text{V}/\text{derece}$ ve düşey hareketler ile 4 $\mu\text{V}/\text{derecelik}$ genlik değişimleri oluşmaktadır. EOG ile gözün bakış açısı arasında yatayda 45, düşeyde $-38,7$ ve

30,7 derecelerde lineer bir ilişki ölçüldüğü D. Kumar and E. Poole tarafından belirtilmiştir [48].



Şekil 2.26: (a) Gözün yapısı, (b) Dipol model, (c) Hareketi sağlayan kaslar [5,48].

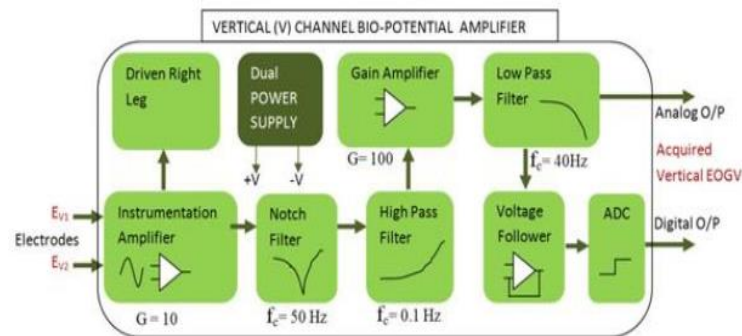
Tamura S. ve Tanno K., EOG sinyallerini kullanarak bir mouse kontrol sistemi üzerinde çalışmışlardır. Sistem ile yatay ve dikey kanallardan alınan EOG sinyalleri sayısal forma dönüştürülmüş ve bilgisayar ortamında yorumlanarak mouse imlecinin hareket ettirilmesi sağlanmıştır. Çalışma ile yüksek bir sınıflandırma başarımı elde edilmiş olup sistemin yapısı Şekil 2.27’de verilmiştir[49].



Şekil 2.27: EOG sinyali kullanan mouse kontrol sistemi [49].

López A. ve arkadaşları, EOG elektrot yerleşimleri üzerinde çalışmalar yaparak, değişik elektrot yerleşim yerlerinin etkilerini incelemiştir. Çalışmada incelenen elektrot yerleşim yerleri ve buna bağlı olarak elde edilen EOG sinyalleri detaylıca verilmiştir. Çalışma ile elektrot yerleşimlerine göre EOG sinyallerinin polarite ve genliklerinde farklılıklar meydana geldiği, genel yaklaşımdan farklı olarak iki yerine dört kanal kullanılmasının hareketlerin algılanmasında başarıyı artırdığı sonucu elde edilmiştir [50].

Khomdram J.S. ve Dhanu C., tarafından tasarlanan EOG biyopotansiyel yükselteci için yapı Şekil 2.28'de verilmiştir. Bu çalışmada gürültünün bastırılması için sağ ayak sürücü (right foot driver) devresi kullanılmıştır. Sistem çıkışından EOG sinyallerinin analog ve sayısal değerleri alınabildiği, dolayısıyla sayısal formdaki verilerin bilgisayara aktarılabilmesi mümkün olduğu belirtilmiştir [51].

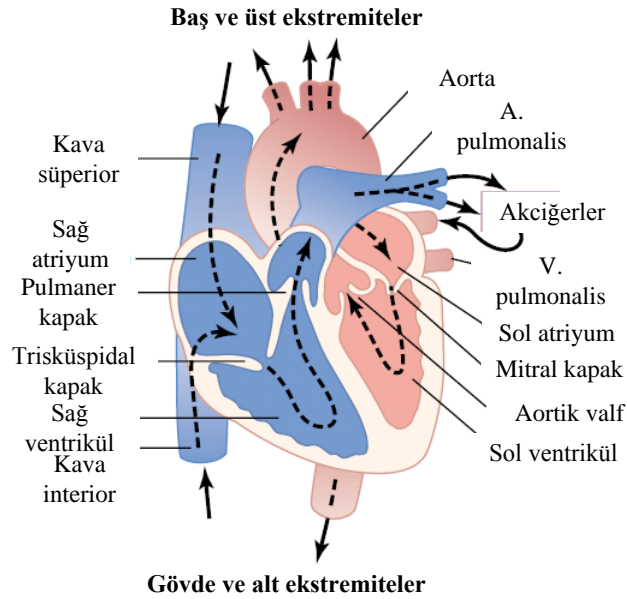


Şekil 2.28: Sinyal yükselteci [51].

2.1.4 Elektrokardiyogram (EKG) Sinyalleri

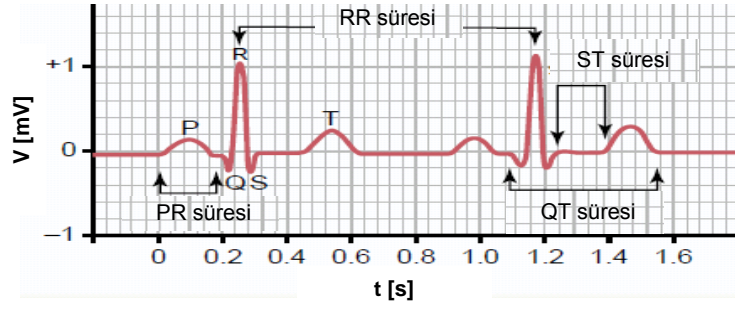
Kalp gerçekte “atriyum” ve “ventrikül” denilen iki ayrı pompadan oluşur. Her bir pompanın birer kalp gibi düşünülmesi durumunda, sağ kalp (ventrikül) kanı akciğerlere, sol kalp (atriyum) kanı periferik organlara pompalar. Şekil 2.29’da kalbin yapısı verilmiştir.

Kalp; “atriyum kası”, “ventrikül kası” ve “özelleşmiş uyarıcı ve iletici kas (purkinje)” lifleri olmak üzere üç temel kas tipinden oluşur. Antriyum ve ventrikül kasları iskelet kası gibi kontraksiyon yapmakla birlikte kontraksiyon süreleri daha uzundur. Öte yandan özelleşmiş uyarıcı ve iletici kas lifleri çok az kontraktıl lif taşıdıklarından ancak zayıf olarak kasılırlar. Ritmik özellikleri ve hızlı ileti yetenekleriyle bu lifler, kalpte uyarıcı sistemi ve uyarıcı impulslerin bütün kalbe yayılmasını sağlayan ileti sistemini oluştururlar.



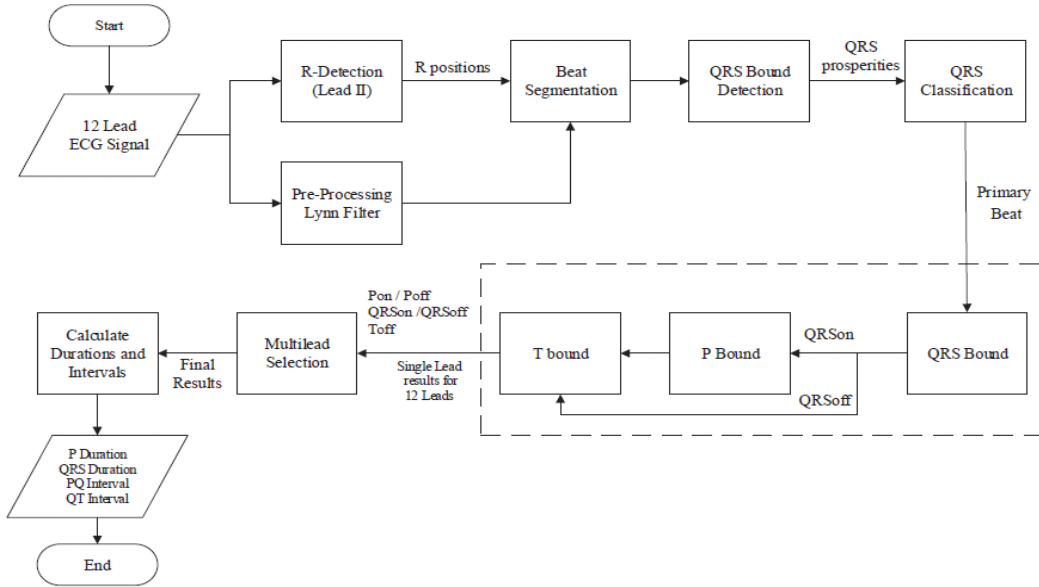
Şekil 2.29: Kalbin yapısı [5].

Kalpteki elektriksel iletilerin bir kısmı yüzeyde bulunan dokulara aktarılır. Elektrotları vücudun uygun yerlerine yerleştirerek oluşan elektriksel potansiyelleri kaydetmek mümkündür. Bu kayıtlara elektrokardiyogram denir. Sağlıklı bir bireyin elektrokardiyogram görseli Şekil 2.30’da verilmiştir.



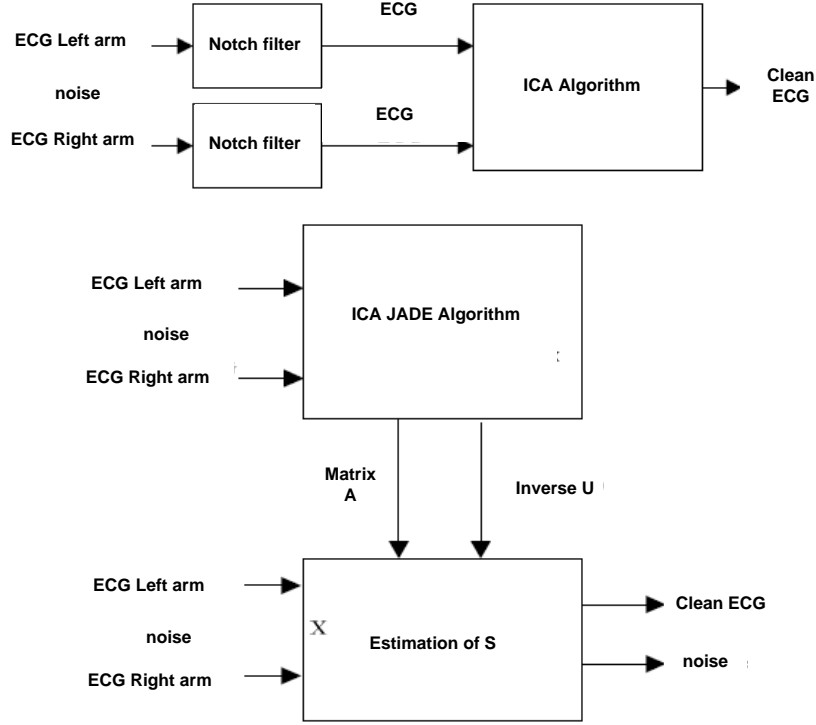
Şekil 2.30: Sağlıklı bir insanın elektrokardiyogram görüntüsü.

Masoomeh R. ve Masoud E.A., EKG sinyallerinin Q, R, S noktalarının tespiti ve QRS kompleksinin sınıflandırılmasına yönelik çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Kullandıkları algoritmaya ait akış şeması Şekil 2.31’de verilmiş olup geliştirilen algoritma ile EKG sinyaline ait P, PQ ve QRS süreleri ölçülmekte, P, Q, R, S ve T noktaları tespit edilmektedir [52].



Şekil 2.31: QRS tespit/sınıflandırıcısı algoritma şeması [52].

Khalil U. Yaptığı çalışmada klasik enstrümantasyon yükseltecinin kullanılması ile oluşan CM (common mode) gürültüsünü bastırmak üzere Independet Compenet Analysis (ICA) yöntemi ile elde ettikleri sonuçları yayınlamışlardır [53]. Kullandıkları yönteme ait yapı Şekil 2.32’de verilmiştir.



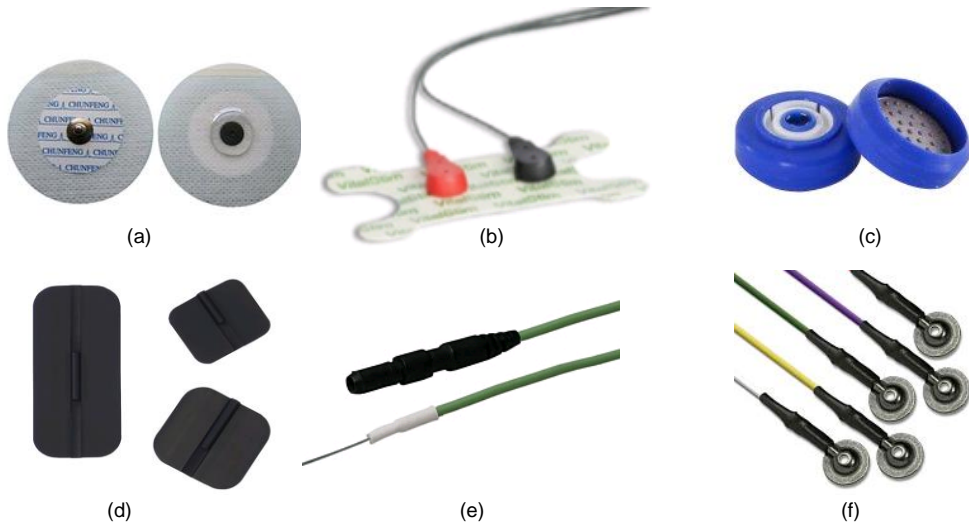
Şekil 2.32: ICA analizi ile EKG CM gürültü bastırma sistemi [53].

2.2 Biyosinyal Ölçümlerinde Kullanılan Elektrot Çeşitleri

Biyosinyal ölçümleri için, sinyalin kaynaktan alınması aşamasında kullanılan elektrotlar en önemli bileşenlerden biridir. Biyosinyal ölçümlerinde kullanılan temel elektrotlar;

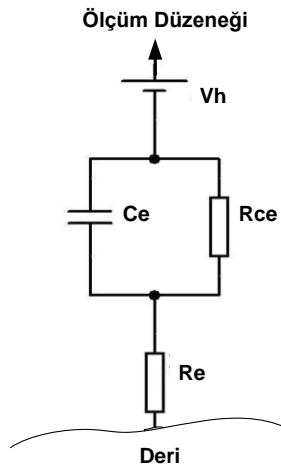
- Ag-AgCl elektrotlar: En çok tercih edilen ve yüksek kaliteye sahip elektrot çeşididir. Yeniden kullanılabilir yapıdaki Ag-AgCl elektrotlar gümüş plakaların elektroliz yoluyla klorla kaplanması veya sinterlenmesiyle elde edilirler.
- Altın elektrotlar: Yüksek iletkenlik seviyesine sahip olmasıyla birlikte yüksek maliyetli elektrotlardır. Termal gürültü bağışıklığı ve yüksek iletkenliği dolayısıyla EEG ölçümlerinde daha çok tercih edilirler.
- Polimer elektrotlar: Jel kullanımı gerektirmemesi nedeniyle tercih edilen elektrot çeşididir. Yüksek elektriksel dirençlerinden dolayı düşük genlikli örneğin EEG sinyali ölçümlerinde tercih edilmezler.

- Metal veya Karbon Elektrotlar: Yüksek direnç değerleri nedeniyle daha çok stimülatör uygulamalarında, düşük maliyetleri dolayısıyla da laboratuvar uygulamalarında tercih edilirler.
- İğne elektrotlar: Kas içerisine doğrudan girmesi nedeniyle yüzey elektrotlarına orana daha yüksek doğruluklu sinyaller sağlamakla birlikte ileri uzmanlık gerektiren klinik ve araştırma uygulamalarında tercih edilirler. Kullanımları zor ve risklidir. Şekil 2.33 ve Şekil 2.34’de sırasıyla bazı elektrot görselleri ve genelleştirilmiş bir elektrot elektriksel eşdeğeri verilmiştir.



Şekil 2.33: Temel elektrot çeşitleri.

- (a) Atılabilir Ag/AgCl elektrot, (b) Ag/AgCl elektrot çifti, (c) Vakumlu gümüş elektrot, (d) Karbon elektrot, (e) İğne elektrot, (f) Altın elektrot.

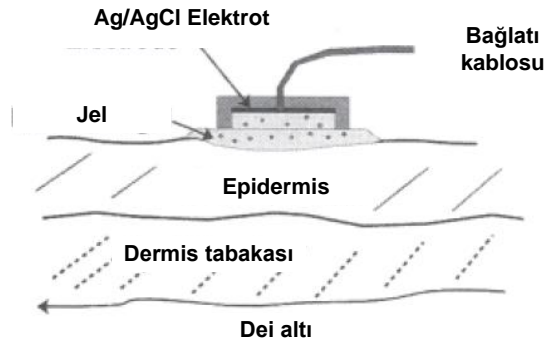


Şekil 2.34: Elektrot eşdeğer devresi.

Eşdeğer devrede;

- V_h : Elektrodun yarı hücre potansiyeline karşılık gelen gerilim kaynağını,
- C_e : Elektrot elektrolit arasındaki kaçak kapasiteyi,
- R_{ce} : Kaçak kapasiteye ait rezistif direnci,
- R_e : Elektrolidin rezistif direncini temsil etmektedir.

Elektrodun deriye temas eden bölümünü gösteren temsili resim Şekil 2.35’de verilmiştir. Şekilde Ag/AgCl elektrot, jel, derinin epidermis ve dermis tabakalarının yarattığı yapı görülmektedir [54].



Şekil 2.35: Elektrodun deri yüzeyindeki görünümü.

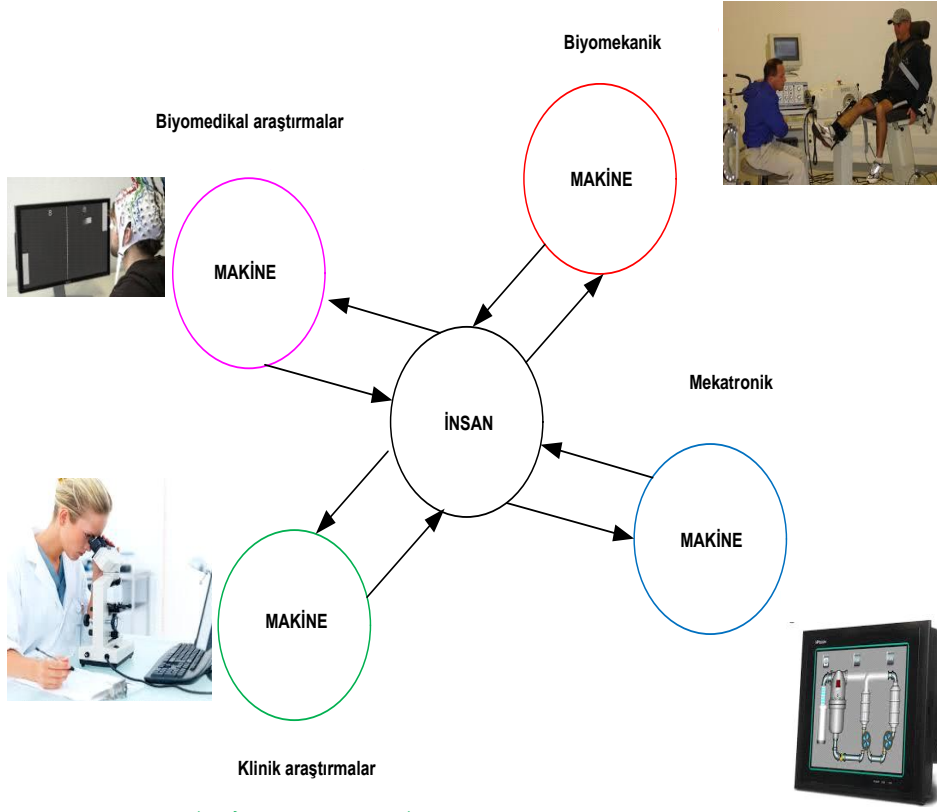
Ölçülmesi düşünülen biyosinyallere uygun elektrot seçimine ait açıklamalar ve parametreler Tablo 2.2’de verilmiştir.

Tablo 2.2: Elektrot seçimine ait parametreler.

| Biyosinyal Türü | Genlik (mV) | Bant genişliği (Hz) | Uygun Elektrot | Temel Gürültü kaynağı |
|-----------------|-------------|---------------------|---|---|
| EKG | 1-5 | 0,05-100 | Ag-AgCl (tek kullanım) | Hareket kaynaklı gürültü ve 50Hz şebeke gürültüsü |
| EEG | 0,001-0,01 | 0,5-40 | Altın kaplama veya Ag-AgCl (yeniden kullanılabilir) | Termal gürültü ve RF gürültü |
| EMG | 1-10 | 20-200 | Ag veya çelik | 50Hz şebeke gürültüsü / RF gürültü |
| EOG | 0,01-0,1 | 0-10 | Ag-AgCl | Hareket kaynaklı gürültü |

2.3 İnsan Makine Arabirimi (İMA) Uygulamaları

İnsan makine arabirimi (İMA); insanların bir makine, cihaz, bilgisayar programı ya da karmaşık sistemler ile etkileşimini sağlayan yöntemler için kullanılan genel bir ifadedir. Bu durum Şekil 2.36'da görülmektedir. İMA kavramı; insan-bilgisayar arabirimi (İBA) ve beyin-bilgisayar arabirimi (BBA) gibi çalışma alanlarını da içerir.



Şekil 2.36: İnsan Makine Arabirimi (İMA).

Amyotrofik lateral sklerosis (ALS) ve benzeri motor sistem rahatsızlıkları olan hastalar, beyin faaliyetleri normal olmasına karşın vücutlarını kullanamamaktadır. Bu hastalar için vücutlarını hareket ettirmeden iletişim kurabilmek, yaşam kaliteleri açısından son derece önemlidir. Bu tip hastalar için el ve kolları kullanmaksızın bilgisayar aracılığıyla yazı yazmak, veya tekerlekli sandalye, hasta yatağı gibi cihazları kontrol edebilmek son derece önemlidir. Aynı zamanda bu faaliyetlerin yüksek yaş grubundaki insanlar tarafından da yapılabilmesi büyük kolaylık sağlamaktadır. 2030'lu yıllarda 65 yaş üstü nüfusun,

genç nüfusa oranının 1/3 olacağını tahmin edilmesi [55], gelişmiş toplumlarda ömrün giderek uzaması, toplumdaki felçli ve engellilerin sayısının artması İMA'nın önemini giderek arttırmaktadır. Uşaklı A.B. ve Gürkan S. tarafından gerçekleştirilmiş olduğu çalışmada ALS hastaları için EOG tabanlı sanal iletişim ortamı oluşturulmuştur. Bu iletişim ortamı ALS hastalarının yakınındaki insanlarla haberleşebilecekleri bir sanal klavye ve temel ihtiyaçların bulunduğu bir ihtiyaç bildirim tablosu içermektedir. Hasta göz hareketlerini kullanarak sanal klavye aracılığıyla istediği mesajı oluşturmakta ve ihtiyaç tablosundaki seçeneği seçebilmektedir [56].

İMA uygulamaları incelendiğinde EEG, EMG, EOG, EEG-EMG, EEG-EMG-EOG, EMG-EOG tabanlı sistemler karşımıza çıkmaktadır. Bunun dışında yine İMA uygulamalarında EEG sinyallerinin içerisindeki EOG, EMG, EKG bileşenlerinin ortadan kaldırılması veya EMG sinyallerinin içerisindeki EOG bileşenlerinin ortadan kaldırılması konularında çalışmalar yapıldığı görülmektedir. Geliştirilen sistem dâhilinde her kanala ait 10bit 100Kbps hızında sayısal verilerin ve eşik kaynaklı sayısal çıkışların üretilmesi İMA araştırmacılarına büyük kolaylıklar sağlamaktadır.

Literatürde farklı amaçlar için gerçekleştirilmiş İMA çalışmaları vardır. EOG tabanlı İMA araştırmalarında; gözün sağ/sol/yukarı/aşağı/kırpma hareketlerine bağlı olarak hareketli robot kontrolü [57-60], tekerlekli sandalye kontrolü [61-63], sanal klavye [64,65], REM uyku evresinin tespiti [66-69] konuları başlıca çalışma alanları olmuştur.

EMG tabanlı İMA araştırmaları incelendiğinde; tekerlekli sandalye kontrolü [70-73], robotik uzuv [74-78], İMA uygulamalarında biyosinyaller içerisindeki EMG bileşenlerinin yok edilmesi [79-82], robot kol kontrolü [83-87] çalışmalarının yapıldığı görülmüştür.

Gerçekleştirilen taramalarda İMA uygulamalarına daha çok EEG tabanlı sistemlerde yoğunlaştığı görülmektedir. Bu popüler İMA çalışmaları arasında özellikle tekerlekli sandalye kontrolü [88-91], robot uygulamaları [92-96], EEG sinyalleri içerisindeki istenmeyen bileşenlerin yok edilmesi [97-100], rehabilitasyon uygulamaları [101-110] ve sinyal sınıflandırma uygulamaları [111-

116] dikkat çekmektedir. Literatürde ayrıca EEG/EMG, EMG/EOG, EEG/EMG/EOG, EEG/EKG ilişkisinden faydalanılarak gerçekleştirilen İMA uygulamaları da bulunmaktadır [117-128].

2.4 Biyomedikal Sinyallerde Gürültü

Biyomedikal sinyal işlemede en büyük problemlerden biri elde edilen sinyalin gürültüden arındırılması aşamasıdır. Genel olarak düşük genlikli biyosinyaller, gürültü içerdiklerinde signal to noise ratio (SNR) oranı düşmektedir. Biyosinyallerde karşımıza çıkan belli başlı gürültü çeşitleri termal gürültü, vuru gürültüsü, dielektrik gürültü, taşma gürültüsü, yükselteç gürültüsü ve elektrot gürültüsüdür [129].

- **Termal gürültü (thermal noise):** Sıcaklık etkisiyle birlikte iletken komponentlerde meydana gelen gürültüdür.
- **Vuru gürültüsü (shot noise):** FET ve işlemsel yükselteç gibi devre elemanlarının p-n jonksiyonlarının sebep olduğu gürültü çeşididir.
- **Dielektrik gürültüsü (dielectric noise):** Biyosinyal ölçüm devrelerindeki kapasitörlerin neden olduğu gürültü çeşididir.
- **Taşma gürültüsü (excess noise):** Dirençlerden kaynaklanan ve frekansla ters orantılı olduğu için $1/f$ gürültüsü olarak da adlandırılan gürültü çeşididir.
- **Yükselteç gürültüsü (amplifier noise):** Biyosinyal ölçüm devrelerindeki operasyonel yükselteçlerin neden olduğu gürültü çeşididir.
- **Elektrot gürültüsü (electrode noise):** Kullanılan elektrotların vücut ile teması sonucu oluşan gürültü çeşididir.

Elektrotların yüzeye iyi sabitlenmemesi, elektromanyetik şebeke girişimi ve kas sinyallerinin karışımı gürültü kaynaklarına sebep olmaktadır. Bu gürültülerin EKG sinyali üzerindeki etkileri Şekil 2.37'de görülmektedir. Şekil 2.37(a)'da görülen EKG sinyalinde elektrotların hareketinden kaynaklanan DC seviye kayması görülmektedir. Bu durum elektrotların jel üzerinde kaymasından kaynaklı bir durumdur. Şekil 2.37(b)'de ise EKG sinyalinin bir bölümüne EMG

sinyallerinin girişim yaparak oluşturduğu gürültülü durum görülmektedir. Şekil 2.37(c)'de ise 50Hz şebeke radyasyonunun EKG sinyaline olumsuz etkisi görülmektedir [30].

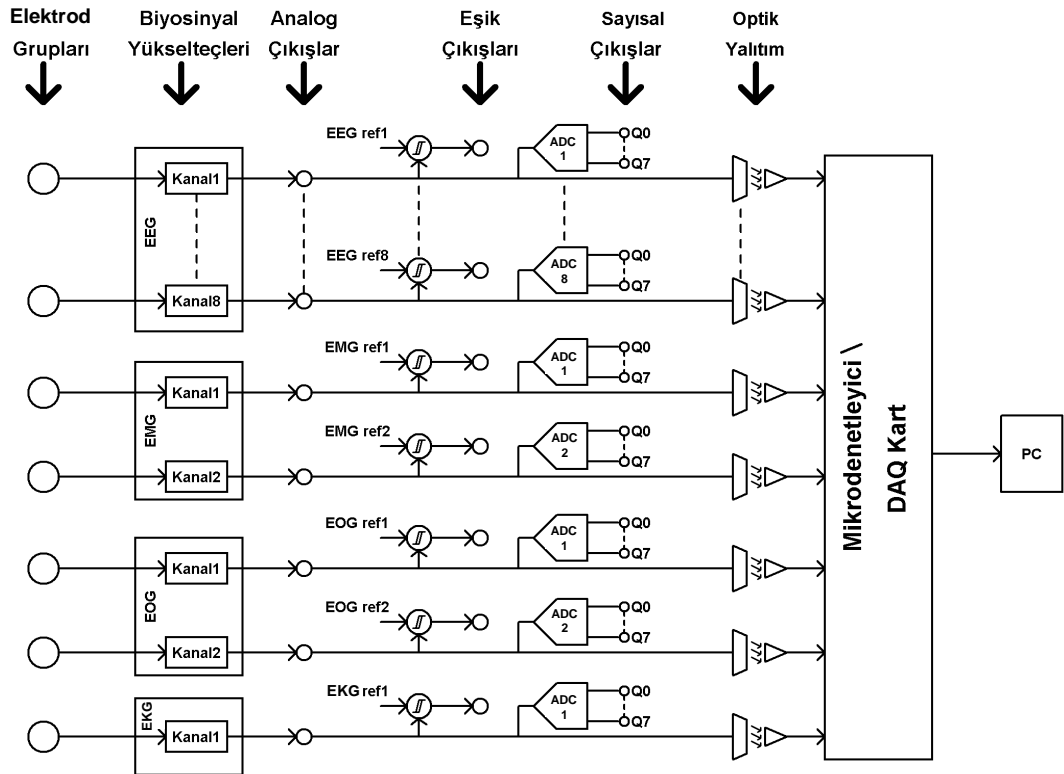


Şekil 2.37: EKG sinyaline etkiyen gürültü kaynakları.

(a) Elektrot oynaması, (b) EMG sinyali karışımı, (c) Şebeke sinyali karışımı.

3. SİSTEM TASARIMI

Tez çalışması kapsamında tasarımı yapılarak prototipi elde edilen sistem, EEG ölçüm birimi, EMG ölçüm birimi, EOG ölçüm birimi, EKG ölçüm birimi, analogtan sayısala dönüştürme (ADC) birimi, optik dönüştürme birimi, güç kaynağı, elektronik kontrol ünitesi, İMA birimi ve bunlara ait yazılımlardan oluşmaktadır. Sistem bünyesinde geliştirilen mikrodenetleyici kartlarına ait gömülü yazılımlar C programlama dili, bilgisayar yazılımı ise C# yazılımı ile geliştirilmiştir. Tasarımı ve üretimi yapılan biyosinyal ölçüm sistemine ait genelleştirilmiş blok şema Şekil 3.1’de verilmiştir. Şekilden de görüleceği üzere tasarlanarak üretilen sistem, elektrot grupları aracılığı ile aldığı biyosinyalleri ilgili yükselteçlerde yeterli seviyeye yükseltip filtreleme, DC drift, DC bastırma gibi işlemleri de yaptıktan sonra analog veya sayısal bilgi şeklinde çıkışa vermektedir.



Şekil 3.1: Biyosinyaller ölçüm sisteminin genel blok şeması.

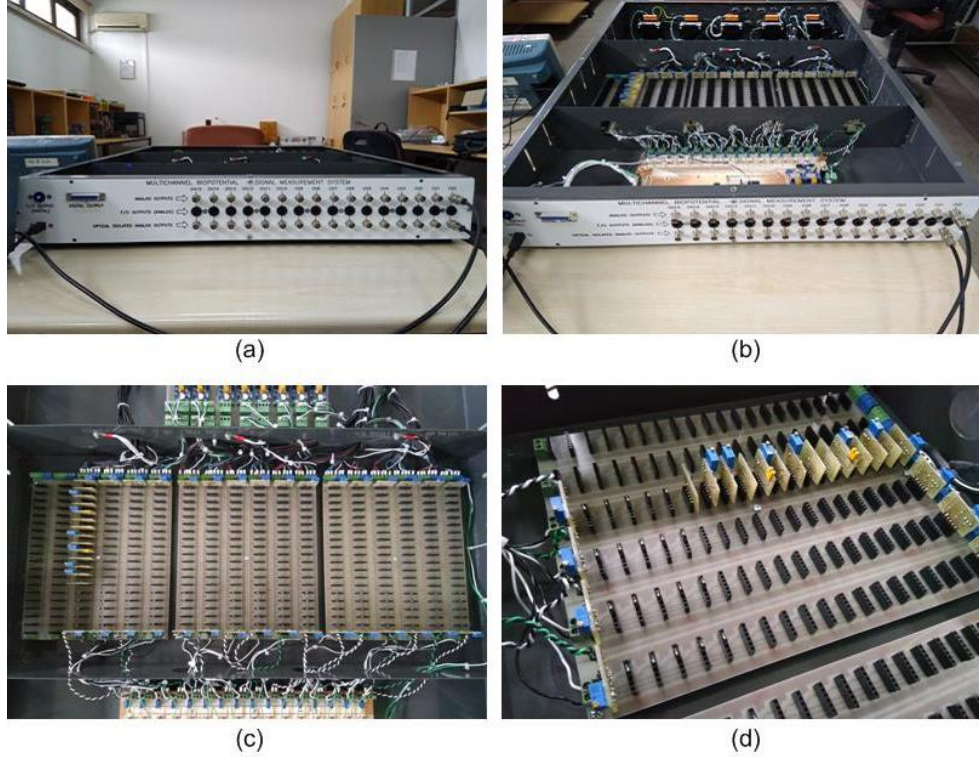
Tasarlanarak üretilen sistemde;

- 2 kanallı bir EEG,
- 2 kanallı bir EMG,
- 2 kanallı bir EOG,
- 1 kanallı EKG sinyal yükselteçleri bulunmaktadır.

Tasarlanan prototip ile;

- Her bir biyosinyal ölçüm kanalı analog çıkış referans gerilimi yardımıyla istenilen seviyeye kaydırılabilmektedir.
- Her bir biyosinyal ölçüm kanalının analog çıkışları doğrudan kullanılabilir.
- Kanalların her biri 10 bitlik analog sayısal dönüştürücüler yardımıyla sayısal olarak kullanılabilir.
- Daha geniş bir yelpazede çalışma imkânı sunmak amacıyla her bir kanalın çıkışı, optik yalıtıcılarla izole edilerek eş ve gerçek zamanlı şekilde bilgisayar ortamına aktarılabilir.
- Elde edilen biyosinyal verileri geliştirilen C# arayüzü, Excel arayüzü veya MatLab arayüzü ile kullanılabilir.
- C# arayüzü üzerinden isteğe bağlı olarak sınıflandırma uygulaması yapılabilmektedir (örneğin EOG uygulaması gibi).
- Sistem tarafından ölçülen biyosinyaller ile İMA uygulamaları yapmak üzere yazılım geliştirilebilir.
- DAQ kart tercih edilmesi durumunda ise ilgili analog kanala DAQ kart bağlama imkânı sunulabilir.

Bunların yanı sıra tasarlanan sistemin avantajları arasında, ölçümüne ihtiyaç duyulabilecek biyosinyalleri ölçerek eşzamanlı ve gerçek zamanlı olarak bilgisayara aktarma imkânı sunmasıdır. Böylece prototip sistem ile; birçok donanım ve yazılımın aynı anda kullanılmasından kaynaklı karmaşa ve maliyetten kurtarılmaktadır. Tasarlanarak üretilen sistemin farklı açılardan genel görünümü Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2: Sistemin (a) Önden görünümü, (b) Üstten görünümü, (c) Anakart, (d) Bazı modüllerin yerleştirilmiş görüntüsü.

Tasarlanan sistemin bilgimiz dâhilinde literatürde verilen tasarımlardan en farklı yanlarından biri modüler yapıda üretilmiş olmasıdır. Literatürde çok kanallı biyosinyal ölçüm sistemleri bulunmakla birlikte modüler yapıda sisteme rastlanılmamıştır. Modüler yapı ile sabit bir donanıma bağlı kalma zorunluluğu ortadan kaldırılmıştır. Bu sayede hem devre tasarımlarında farklı yaklaşımların test edilebilmesi hem de her bir modülün kazanç, bant genişliği, kesim frekansı gibi parametrelerinin ayarlanabilir özellikte olması sağlanmıştır. EMG ölçümü için yaklaşımların (burada iki farklı) aynı anda kullanılmasına imkan sağlayan modüler yapının çalışma mantığı Şekil 3.3’de verilmiştir. Örneğin DC bastırma işleminin, filtreleme işleminden önce veya sonra yapılması gibi farklı uygulama imkanı da kullanıcıya sunulmaktadır. Sabit bir donanım ile bu farkın anlaşılması mümkün olamayacaktır.

3.1 Biyosinyal Ölçüm Sisteminde Kullanılan Modüllerin Tasarımı

Tez çalışmasının bir bölümünü oluşturan EMG, EOG, EKG, EEG sinyal yükselteci tasarımları ve üretimleri gerçekleştirilmiştir. Tüm bu yükselteçlerde ortak olarak kullanılacak modüler devreler üretilmiş ve devrelerde SMD malzemeler kullanılarak devre kartının küçük olması sağlanmıştır. Modüler yapı içerisinde yer alan birimler;

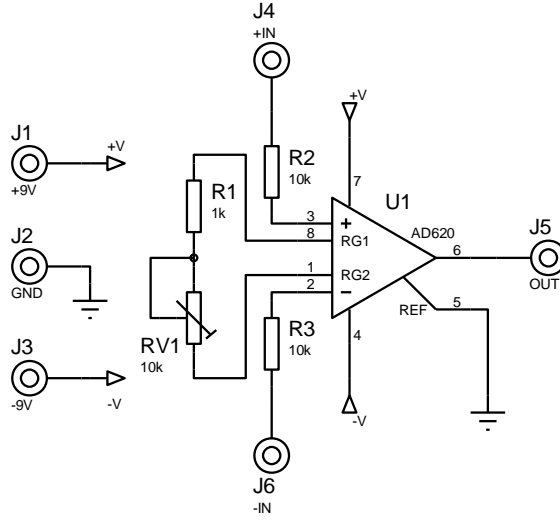
- Enstrümantasyon yükselteci modülü,
- İkinci dereceden alçak geçiren filtre modülü,
- Dördüncü dereceden alçak geçiren filtre modülü,
- 50Hz Notch filtre modülü,
- Evirmeyen yükselteç modülü
- Eviren yükselteç modülü,
- DC tıkaç modülü,
- DC bastırma modülü,
- Optik izolatör modülü,
- Elektronik kontrol kartı,
- Ana kart modülü,
- Sistem ve görüntüleme yazılımlarıdır.

Sistem her ne kadar 2 kanallı EEG, 2 kanallı EMG, 2 kanallı EOG ve 1 kanallı EKG içerecek şekilde tasarlanmış olmakla birlikte, modüler yapının getirdiği avantaj ile kanal sayılarını 16 kanalı aşmayacak şekilde arttırabilmek mümkün olabilmektedir. Örneğin EEG, EOG, EMG ve EOG kanalları isteğe bağlı olarak sadece her hangi birinden veya kombinasyonlarından oluşacak şekilde konfigüre edilebilir ve bu husus en büyük avantajlarından bir diğeridir.

3.1.1 Enstrümantasyon Yükselteci Modülü Tasarımı

Biyosinyal ölçüm sistemleri için en kritik ve önemli bileşenlerden biri kuşkusuz enstrümantasyon yükselteçleridir. Tasarlanan sistemde enstrümantasyon

yükseltici olarak AD620 entgre devresi kullanılmıştır. Enstrümantasyon yükseltici bağlantı şeması Şekil 3.5’de verilmiştir.



Şekil 3.5: Enstrümantasyon yükseltici devre şeması.

AD620 tümdevresinin veri sayfası incelendiğinde kazanç için (3.1) numaralı eşitliğin kullanılabileceği görülmektedir.

$$R_G = R_1 + RV1$$

olduğu göz önüne alındığında;

$$G = \frac{49,4k + R_G}{R_G} \quad (3.1)$$

eşitliği yardımıyla Şekil 3.5’de gösterilen RV1 trimpotu sıfır değerinde iken kazanç;

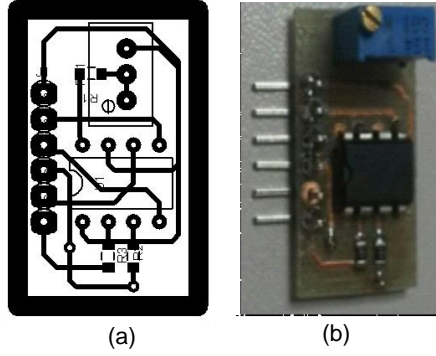
$$G = \frac{49,4k + R_G}{R_G} = \frac{49,4k + 1k}{1k} = 50.4$$

ve trimpot 10k değerinde iken kazanç;

$$G = \frac{49,4k + R_G}{R_G} = \frac{49,4k + 11k}{11k} = 5.49$$

olacaktır. Böylece biyosinyal seviyelerimiz için yaklaşık 5 ile 50 arasında ayarlanabilir bir kazanç değeri kullanımı yeterli olacaktır.

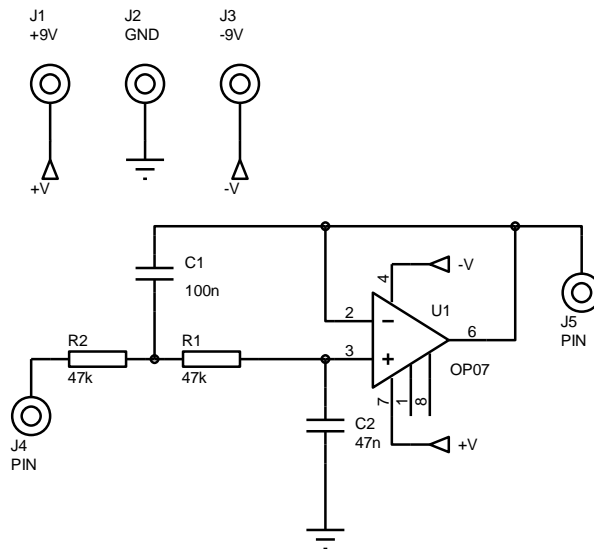
Şekil 3.6'da enstrümantasyon yükseltici devresine ait baskı devre kartı ve montajlanmış şekli görülmektedir.



Şekil 3.6: Enstrümantasyon yükseltici devresi.
(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.2 İkinci Dereceden Alçak Geçiren Filtre Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan ikinci dereceden (-20db/dec) alçak geçiren filtrelerin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.7'de verilmiştir.



Şekil 3.7: İkinci dereceden alçak geçiren filtre devre şeması.

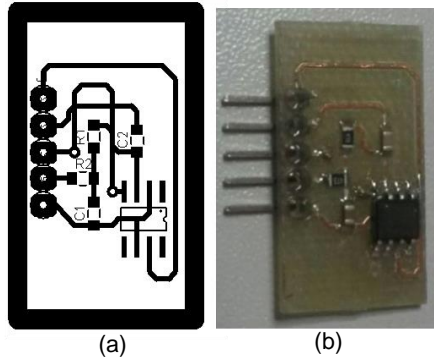
Şekil 3.7’de verilen devreye ait kesim frekansı (3.2) numaralı eşitlik yardımıyla hesaplanabilir.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.2)$$

Devreye ait kesim frekansı;

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{47.10^3 \cdot 47.10^3 \cdot 100.10^{-9} \cdot 47.10^{-9}}} = 49,418Hz$$

olarak hesaplanabilir. Devreye ait baskı devre tasarımı ve devrenin üretilmiş hali Şekil 3.8’de verilmiştir.



Şekil 3.8: İkinci dereceden AGF devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.3 Dördüncü Derece Alçak Geçiren Filtre Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan dördüncü dereceden (-40db/dec) alçak geçiren filtrelerin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.9’da verilmiştir.

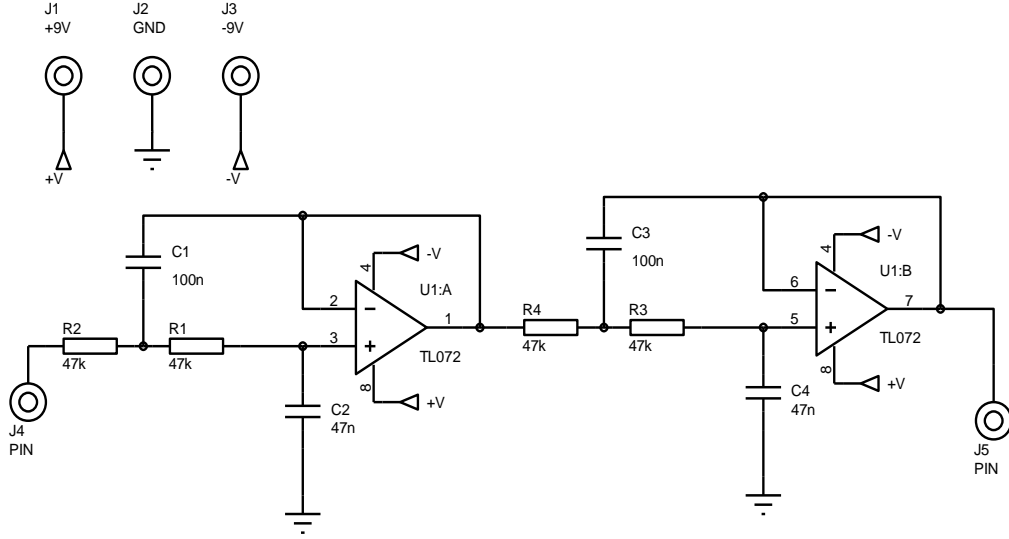
Şekil 3.9’da verilen devreye ait kesim frekansı (3.3) numaralı eşitlik yardımıyla hesaplanabilir.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.3)$$

Devreye ait kesim frekansı;

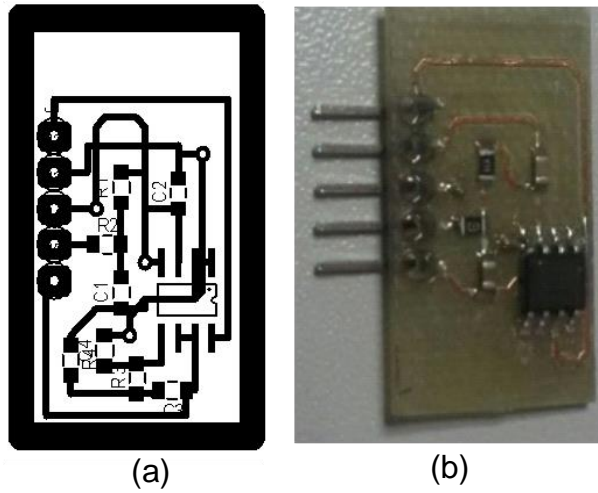
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{47.10^3 \cdot 47.10^3 \cdot 100.10^{-9} \cdot 47.10^{-9}}} = 49,418Hz$$

olarak hesaplanabilir.



Şekil 3.9: Dördüncü dereceden alçak geçiren filtre devre şeması.

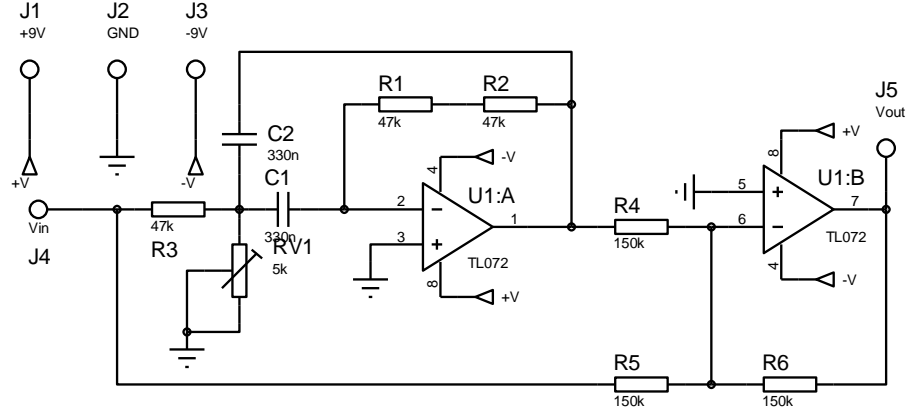
Devreye ait baskı devre tasarımı ve devrenin üretilmiş şekli Şekil 3.10'da verilmiştir.



Şekil 3.10: Dördüncü dereceden AGF devresi.
(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.4 50Hz Notch Filtre Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan notch filtrelerin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.11’de verilmiştir.



Şekil 3.11: 50Hz Notch filtre devre şeması.

Şekil 3.11’de verilen devreye ait merkez frekansı (3.4) numaralı eşitlik yardımıyla hesaplanabilir.

$$f_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(R_3 // R_{V_1})(R_1 + R_2)}} \quad (3.4)$$

Devreye ait merkez frekansı;

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(R_3 // R_{V_1})(R_1 + R_2)}} = \frac{1}{2\pi 330 \cdot 10^{-9} \sqrt{(47 \cdot 10^3 // 5 \cdot 10^3)(47 \cdot 10^3 + 47 \cdot 10^3)}} \\ = 23,41 \text{Hz}$$

Trimpot (RV1) 1012 ohm değerine ayarlandığında;

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(R_3 // R_{V_1})(R_1 + R_2)}} = \frac{1}{2\pi 330 \cdot 10^{-9} \sqrt{(47 \cdot 10^3 // 1,012 \cdot 10^3)(47 \cdot 10^3 + 47 \cdot 10^3)}} \\ = 50 \text{Hz}$$

merkez (f_0) frekans değeri elde edilmektedir. 50Hz değeri şebekeden kaynaklı gürültünün bastırılması için gereken merkez frekansı olup yukarıdan da görüleceği üzere trimpot direncinin 1012 ohm olması durumunda elde edilmiştir.

Devrenin Q kalite faktörü için ise (3.5) numaralı eşitlik kullanılabilir.

$$Q = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(R_1 + R_2)}{(R_3 // R_{V1})}} \quad (3.5)$$

Devreye ait Q kalite faktörü RV1 trimpot direncinin 1012 ohm değeri için;

$$Q = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(R_1 + R_2)}{(R_3 // R_v)}} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{(47.10^3 + 47.10^3)}{(47.10^3 // 1,012.10^3)}} = 4,87$$

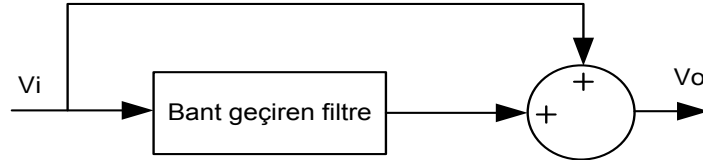
olarak hesaplanmıştır. Band genişliği için ise (3.6) numaralı eşitlik kullanılabilir.

$$BW = \frac{f_0}{Q} \quad (3.6)$$

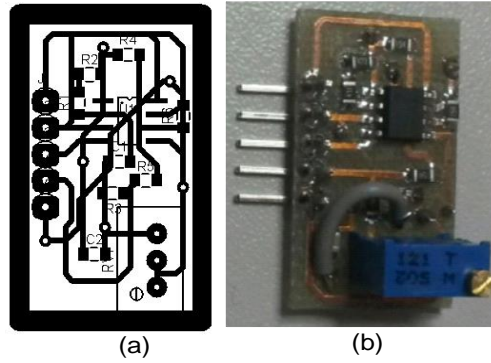
Devreye ait BW değeri;

$$BW = \frac{f_0}{Q} = \frac{50}{4,87} = 10,26 Hz$$

olarak bulunmuştur. Notch filtre tasarımında kullanılan blok şema Şekil 3.12’de, baskı devre kartı ve devrenin üretilmiş hali Şekil 3.13’de gösterilmiştir.



Şekil 3.12: Filtrenin blok şeması.

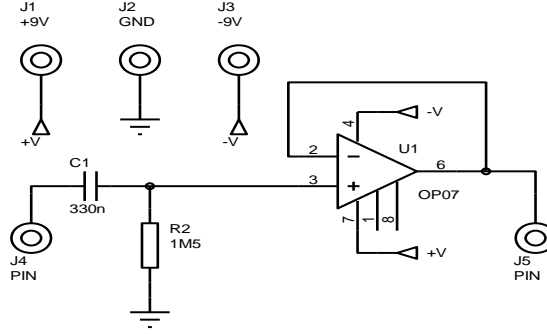


Şekil 3.13: 50Hz notch filtre devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.5 DC Tıkaç Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan DC tıkaç devrelerinin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye şeması Şekil 3.14’de verilmiştir.



Şekil 3.14: DC tıkaç devre şeması.

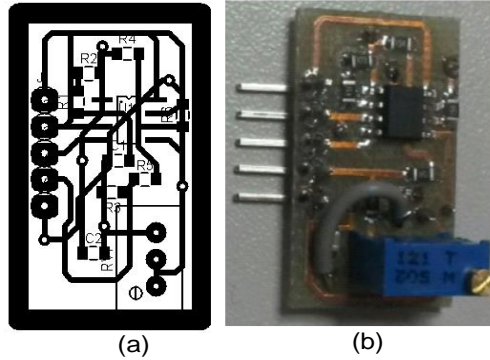
Devre yüksek geçiren filtre (YGF) karakteristiğinde çalışmaktadır. Devre için kesim frekansı (3.7) numaralı eşitlik ile hesaplanabilir.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (3.7)$$

Kesim frekansı;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} = \frac{1}{2\pi 1,5 \cdot 10^6 \cdot 330 \cdot 10^{-9}} = 0,32 \text{ Hz}$$

olarak hesaplanmıştır. Devre kartı Şekil 3.15’de verilmiştir.

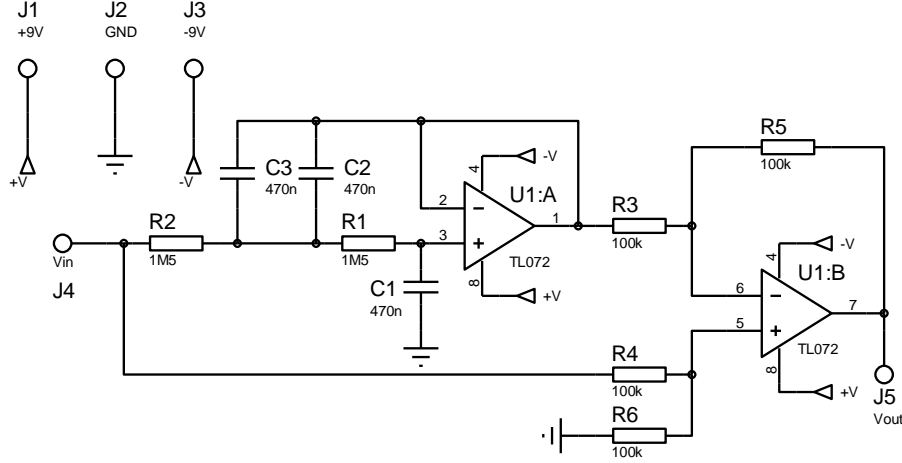


Şekil 3.15: 50Hz notch filtre devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.6 DC Kaydırma Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan DC kaydırma (drift) devrelerinin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.16'da verilmiştir.



Şekil 3.16: DC drift devre şeması.

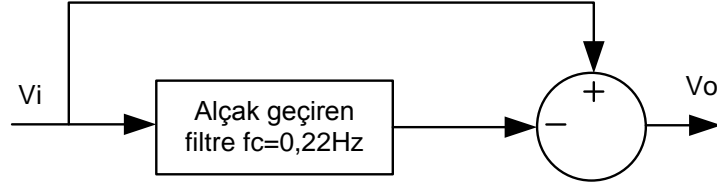
Alçak geçiren filtre kesim frekansı (3.8) numaralı eşitlik ile hesaplanabilir.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R C} \quad (3.8)$$

Kesim frekansı hesaplanırsa;

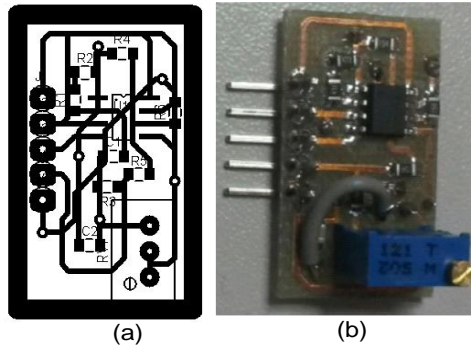
$$f_c = \frac{1}{2\pi R C} = \frac{1}{2\pi \cdot 1,5 \cdot 10^6 \cdot 470 \cdot 10^{-9}} = 0,22Hz$$

olarak hesaplanmıştır. DC drift devresi 0,22Hz kesim frekansına sahip bir AGF içermekte olup filtre çıkışından DC seviye elde edilmektedir. Elde edilen DC seviye, çıkarıcı yardımıyla gerçek sinyalden (V_i) çıkarılmakta ve çıkışta DC içermeyen (ofseti bastırılmış) sinyal elde edilmektedir. DC kaydırma devresine ait blok şema Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.17: DC kaydırma devresi blok şeması.

Devreye ait baskı devre kartı Şekil 3.18’de verilmiştir.

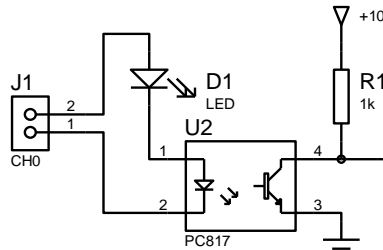


Şekil 3.18: DC kaydırma devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

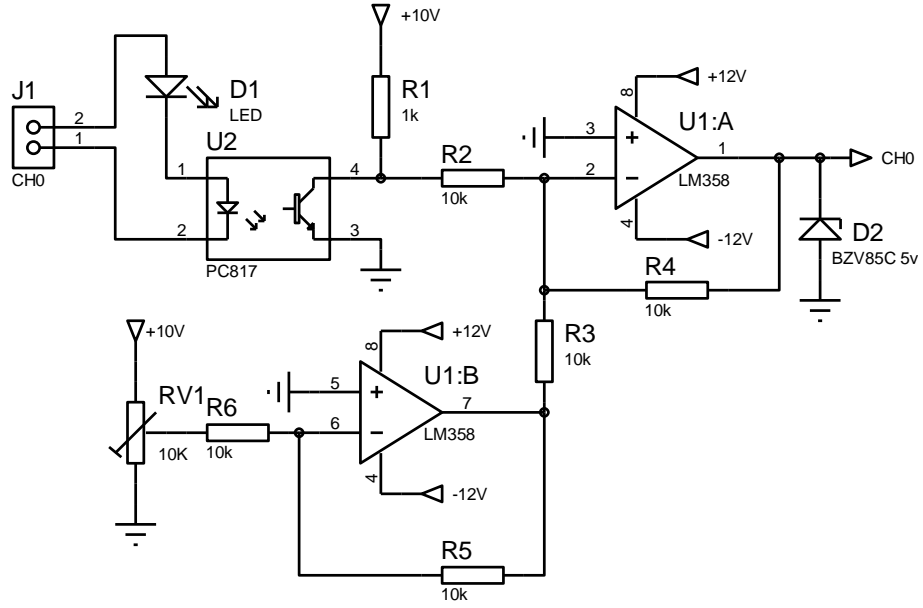
3.1.7 Optik İzolatör Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan optik izalatör devrelerinin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Devrede optik yalıtım sağlamak, dolayısıyla kanal ile kaynağı yalıtım amacıyla dizayn edilen devrede PC817 optokuplör entegre devresi kullanılmıştır. Ölçüm kanalına ait analog sinyalin optik olarak aktarılması Şekil 3.19’da verilmiştir.



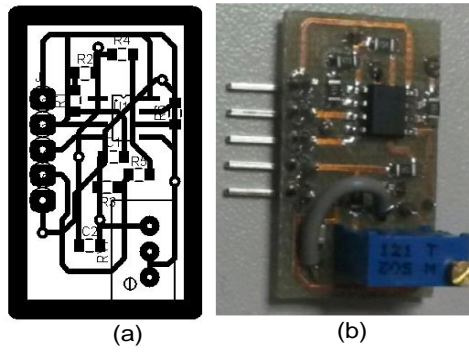
Şekil 3.19: Optik yalıtım devre şeması.

Optik aktarım ve DC seviye ayarının yapıldığı devrenin bütününe ait devre şeması Şekil 3.20’de verilmiştir.



Şekil 3.20: Optik yalıtım ve DC seviye ayar devre şeması.

Devreye ait baskı devre kartı Şekil 3.21’de verilmiştir.



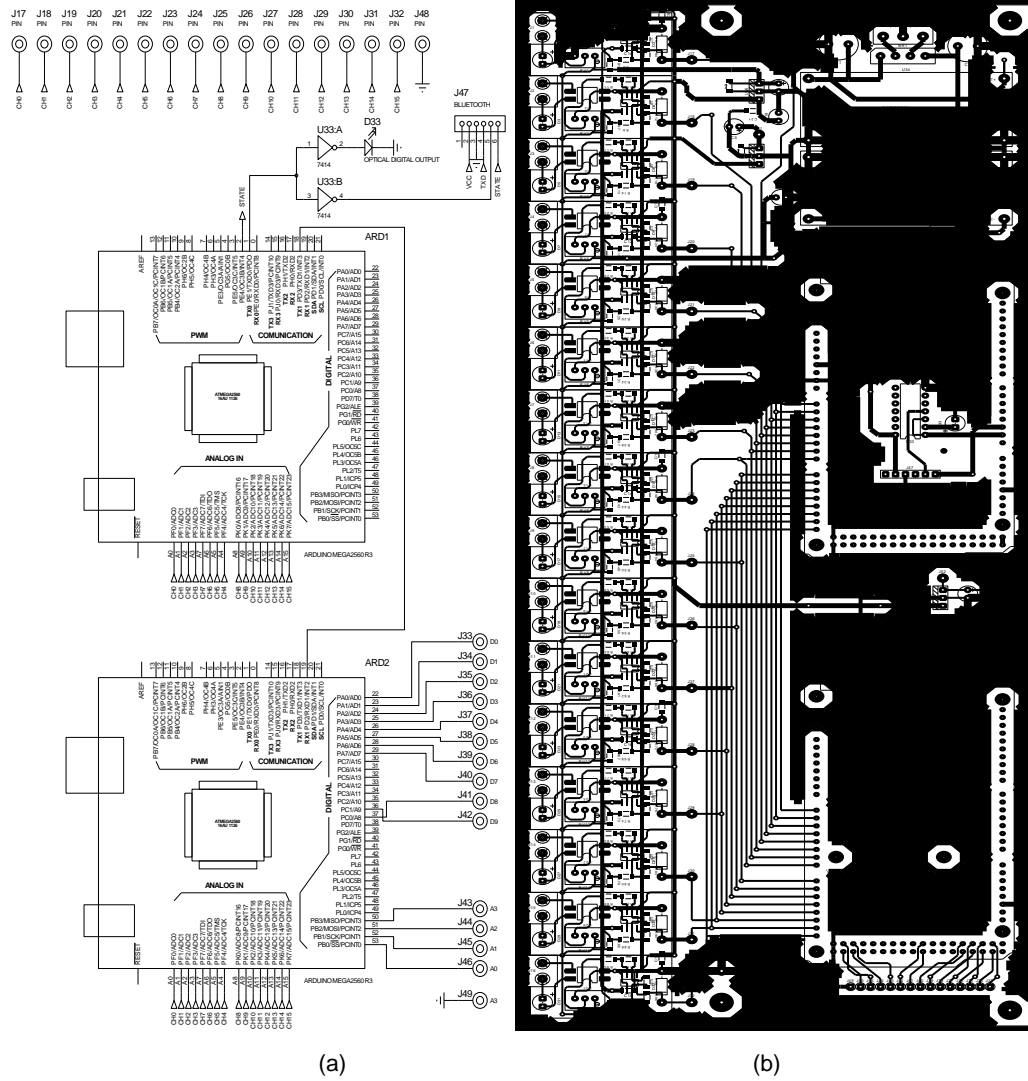
Şekil 3.21: Optik yalıtım devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.8 Mikrodenetleyici Modülü Tasarımı

Modüler yapı içerisinde sistemin bütününe kontrol edebilen, ölçülen biyosinyal verilerini bilgisayara aktarabilen mikrodenetleyici kartı tasarlanarak

gerçekleştirilmiştir. Mikrokontrolör kartına ait baskı devre tasarımı ve devrenin üretilmiş hali Şekil 3.22’de verilmiştir.



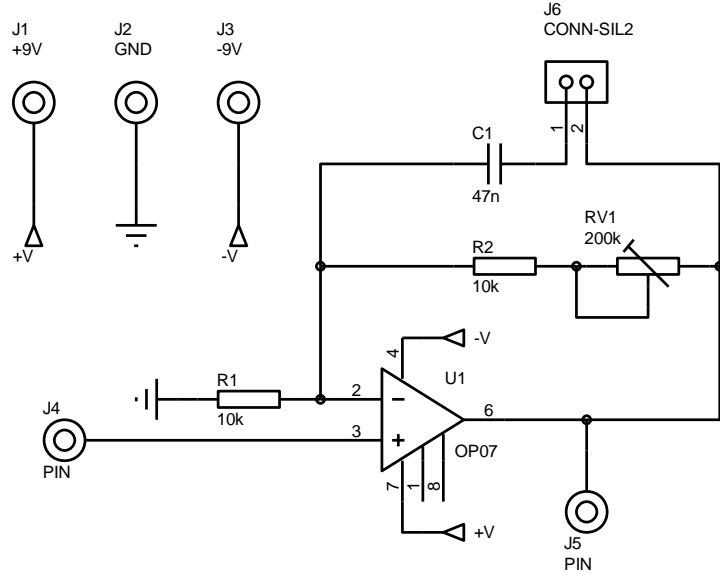
Şekil 3.22: Mikrodenetleyici devresi.

(a) Devre şeması, (b) Baskı devre kartı.

3.1.9 Evirmeyen Yükselteç Modülü Tasarımı

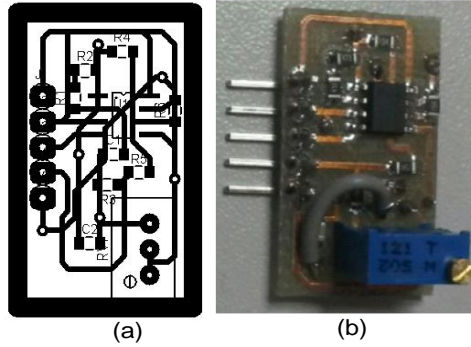
Modüler yapı içerisinde kullanılan evirmeyen yükselteç devrelerinin tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiş olup gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.23’de verilmiştir. Yükselteçlerin kazançlarının çok türlü mini trimpot ile

ayarlanabilir yapıda olması sağlanmıştır. Devre, kazanç değeri 1 ile 21 arasında ayarlanabilme özelliğine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 3.23: Evirmeyen yükselteç devre şeması

Devreye ait baskı devre kartı ve devrenin üretilmiş hali Şekil 3.24’de verilmiştir.



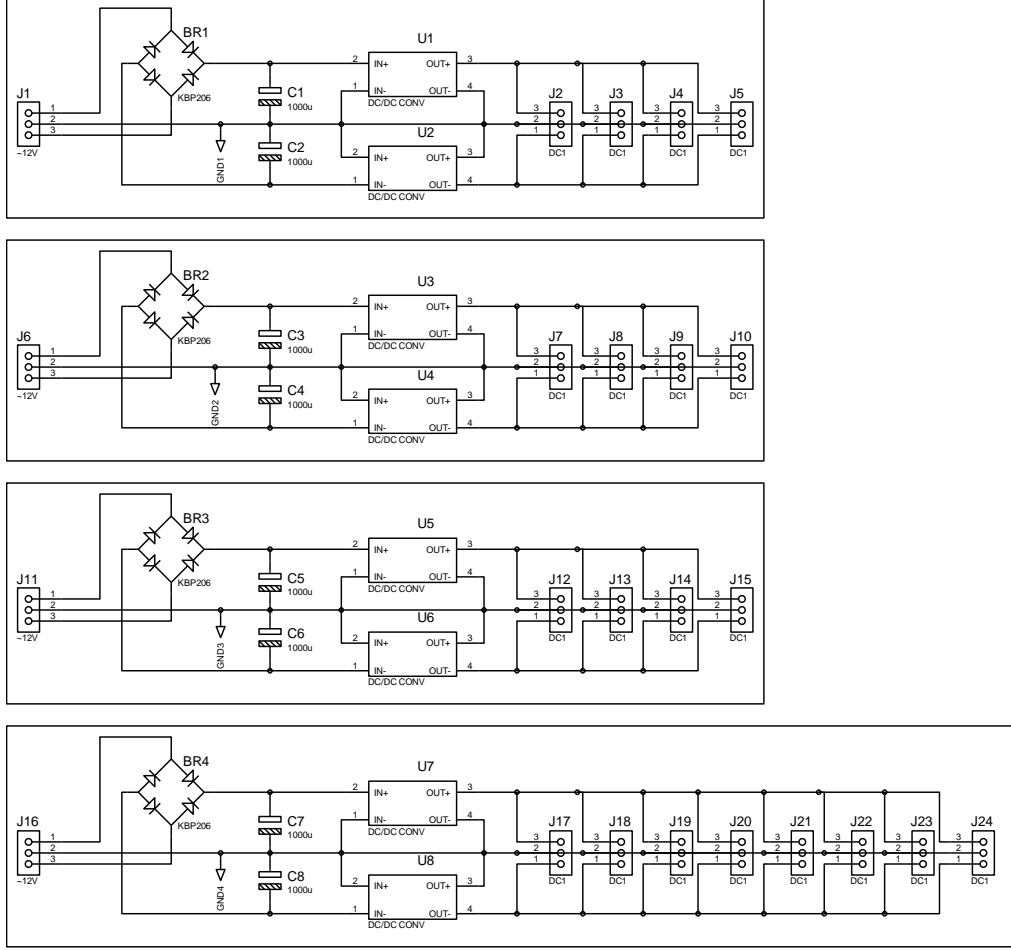
Şekil 3.24: Evirmeyen yükselteç devresi.

(a) Baskı devre kartı, (b) Montajlanmış devre kartı.

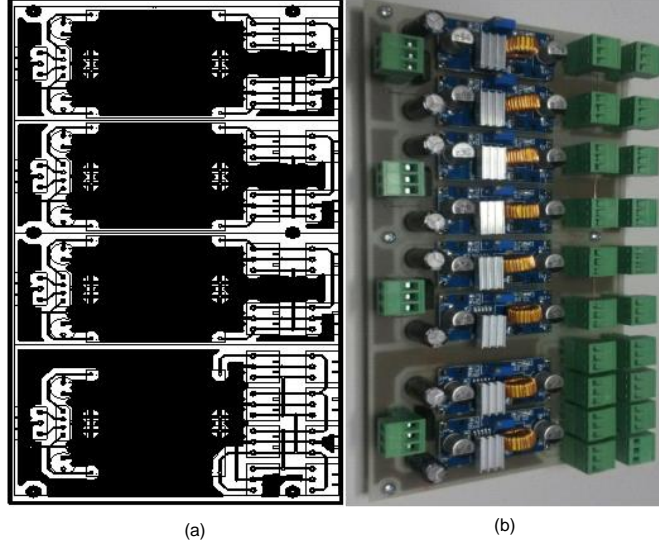
3.1.10 Güç Kaynağı Tasarımı

Modüler yapı içerisinde kullanılan güç kaynağı kartının tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen devreye ait şema Şekil 3.25’de, baskı devre

tasarımı ve devrenin üretilmiş hali Şekil 3.26’da verilmiştir. Her bir bölüme ait güç kaynaklarının bağımsız şasele olmasına dikkat edilmiş ve gürültü bağışıklığının uygun seviyede olması amaçlanmıştır.



Şekil 3.25: Sistem güç kaynağı devre şeması.

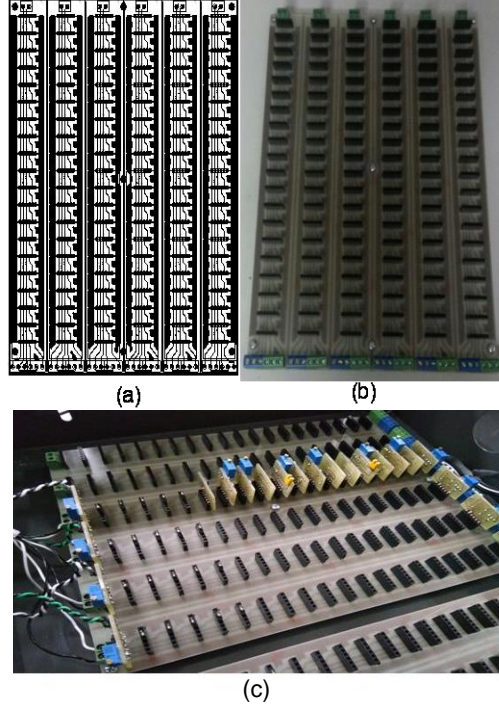


Şekil 3.26: Güç kaynağı.

(a) Baskı devre şeması, (b) Montajlanmış devre kartı.

3.1.11 Anakartın Tasarımı

Modüler yapı kullanımı için, farklı özellik ve kullanım amaçlarına yönelik tasarlanarak üretilen modüllerin üzerine yerleştirileceği, anakart tasarım ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Devreye ait baskı devre kartı ve devrenin üretilmiş hali ve bazı modüllerin yerleştirildiği gösterim Şekil 3.27’de verilmiştir. Sistemin en özgün taraflarından birisi üzerine farklı kombinasyonlarla yerleştirilebilecek modülleri taşıyacak anakart tasarımıdır. Şekil 3.27’de görüleceği üzere her biri 20 modül alabilme özelliğine sahip olan 6 ayrı bağlantı slotu sayesinde anakart üzerine 120 adet modülü çeşitli kombinasyonlarla yerleştirme imkânı mevcuttur.



Şekil 3.27: (a) Anakart baskı devre şeması, (b) Anakart montajlanmış devre kartı, (c) Bazı modüllerin anakart üzerinde gösterimi.

3.1.12 Kasa Tasarım ve Üretimi

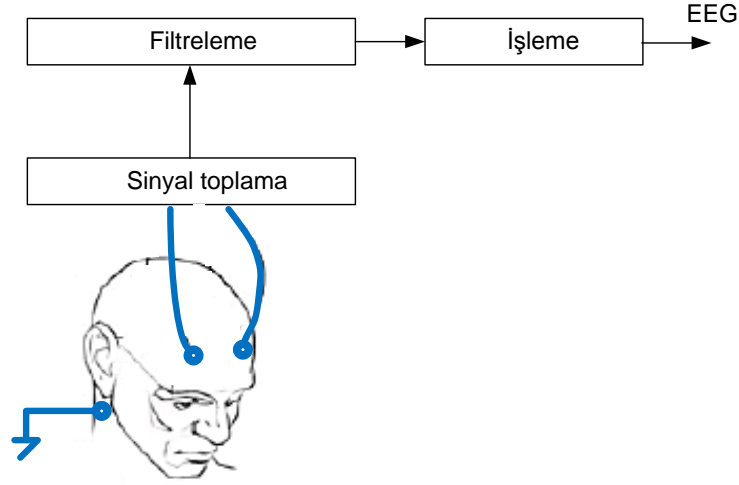
Tasarımı yapılan sisteme ait kasa Şekil 3.28’de verilmiştir. Kasa tasarımı Solid Works yazılımı ile tasarlanarak lazer kesim metodu kullanılarak üretilmiştir.



Şekil 3.28: Tasarlanarak üretilen kasa görünümü.

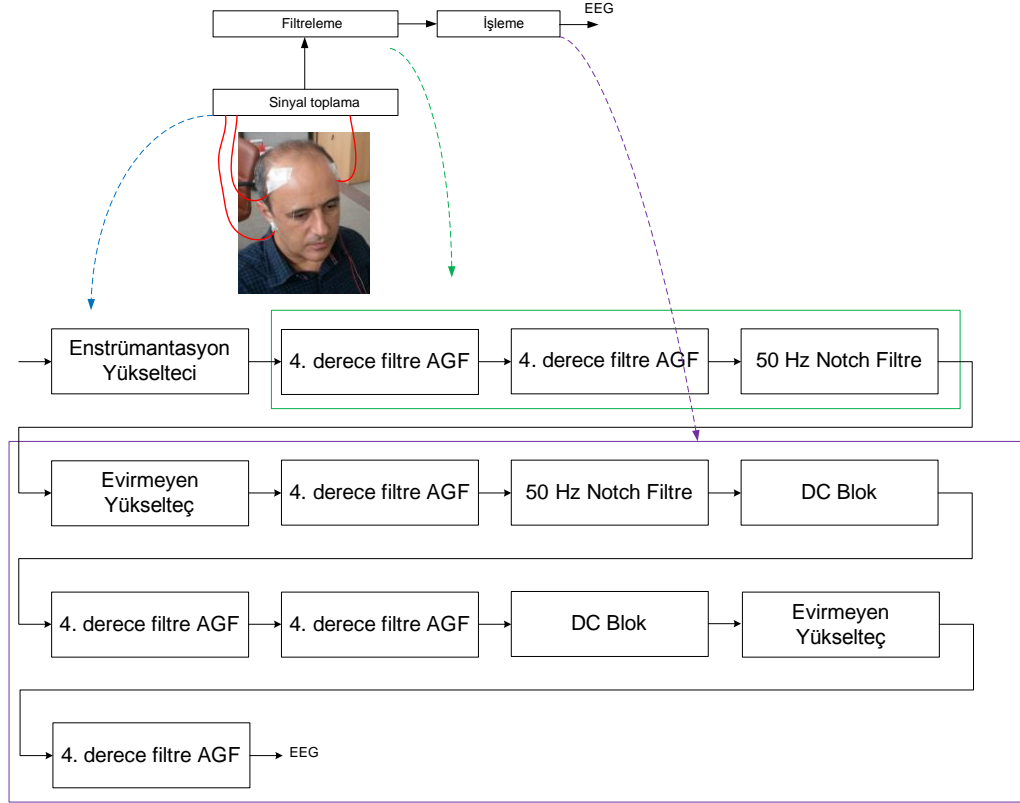
3.2 Elektroensefalogram (EEG) Ölçüm Birimi

EEG ölçümü için izlenen temel prensip Şekil 3.29'da verilmiştir. EEG sinyallerinin yüzeyden alınabilmesi için daha düşük kontak direncine sahip altın kaplı elektrotlar kullanılmıştır. Şekil 3.29'da görüleceği üzere, EEG sinyalleri sinyal toplama katı ile toplanmakta, gerekli filtreleme işlemlerinden sonra sinyal işleme fonksiyonları yerine getirilmektedir.



Şekil 3.29: EEG Ölçüm prensibi.

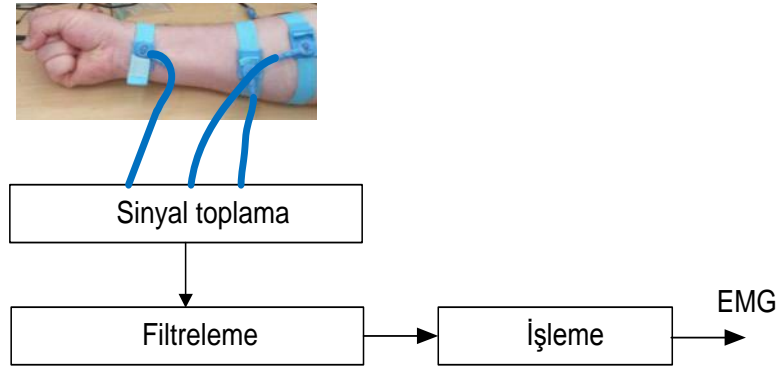
EEG ölçümü için çok sayıda elektrot bağlantı konfigürasyonu bulunmakla birlikte, kolay oluşu ve deneysel çalışma anlamında sağladığı rahatlıklar nedeniyle bipolar bağlantı tekniği tercih edilmiştir. Şekil 3.29'da EEG sinyal ölçümü için verilen prensibe uygun olarak Şekil 3.30'da verilen modül bağlantı konfigürasyonu kullanılmıştır. Verilen modül bağlantı şemasından farklı bağlantı şemaları ile de EEG ölçümü yapmak mümkündür.



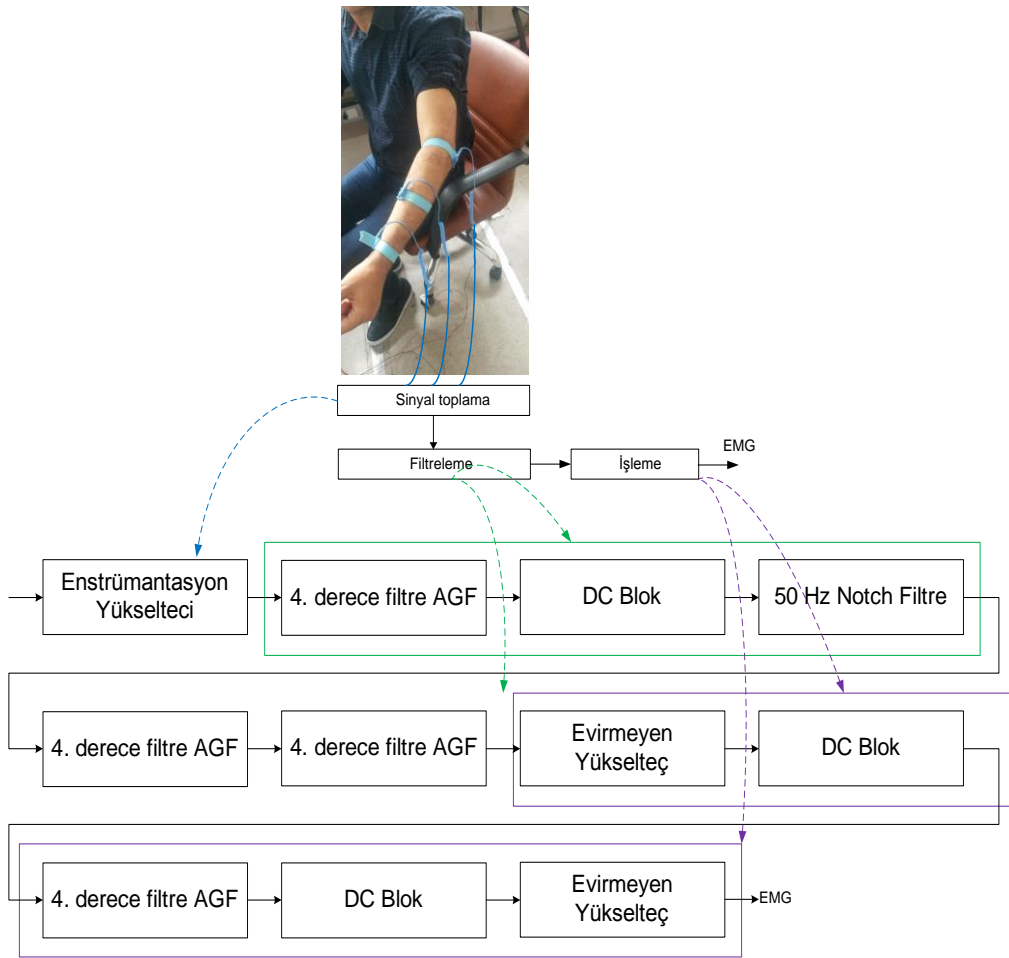
Şekil 3.30: EEG ölçümü için modül bağlantı konfigürasyonu.

3.3 Elektromiyogram (EMG) Ölçüm Birimi

EMG sinyalleri genlikçe büyük (1-10mv) biyolojik sinyallerdendir. Bu nedenle ölçülmesi diğer sinyallere göre daha kolay olmakla birlikte anlamlandırılması için sinyal işleme ve sınıflandırma işlemlerine ihtiyaç duyar. EMG ölçümü için çok farklı elektrot bağlantı konfigürasyonu kullanılma imkanı mevcut olmakla birlikte bu çalışmada en uygun olduğuna karar verilen ve Şekil 3.31’de gösterilen bağlantı şekli tercih edilmiştir. Şekil 3.31’de EMG sinyal ölçümü için verilen prensibe uygun olarak Şekil 3.32’da verilen modül bağlantı konfigürasyonu kullanılmıştır. Verilen modül bağlantı şemasından farklı bağlantı şemaları ile de EMG ölçümü yapmak mümkündür.



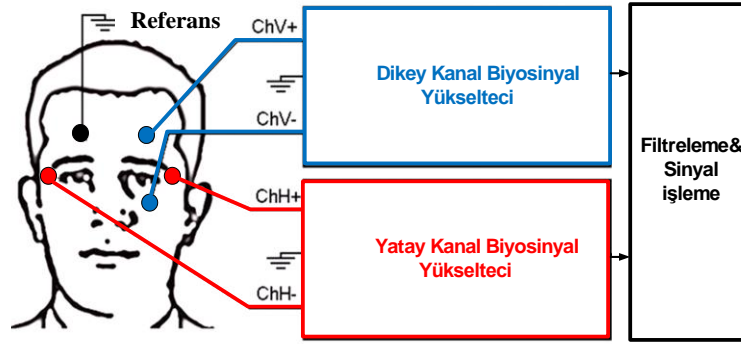
Şekil 3.31: EMG Ölçüm prensibi.



Şekil 3.32: EMG ölçümü için modül bağlantısı.

3.4 Elektrookülogram (EOG) Ölçüm Birimi

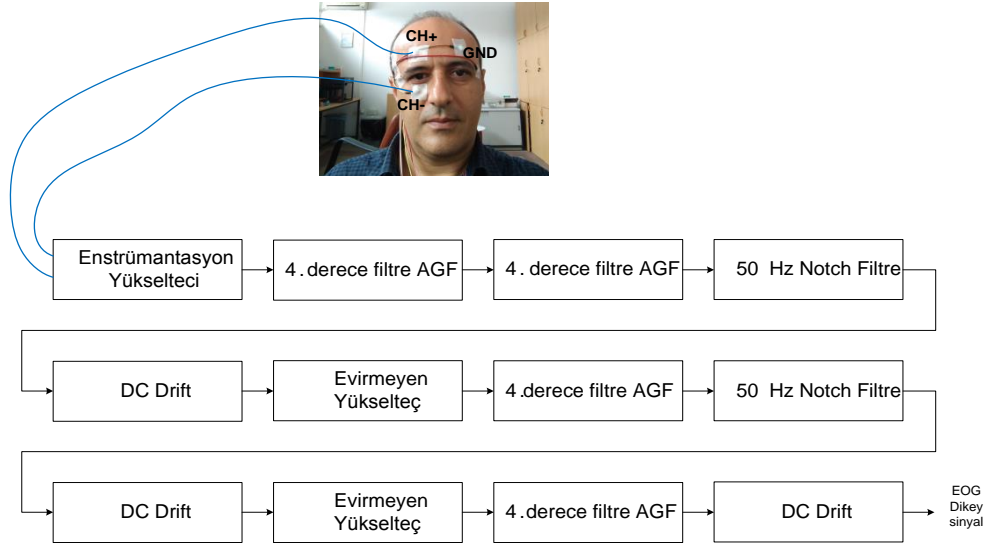
EOG sinyalleri iki kanallı sinyaller olup, bu tez çalışması ile geliştirilen sistemde hem yatay hem de düşey kanallara ait biyosinyaller alınmış ve ve işlenmiştir. Tasarlanarak geliştirilen EOG ölçüm birimine ait ölçüm prensibi Şekil 3.33’de verilmiştir. Şekil 3.33’de görüleceği üzere dikey sinyaller gözün üst ve alt bölümünde bulunan elektrotlar ile ölçülürken, yatay sinyaller sağ ve sol gözün iki yanında bulunan elektrotlar ile ölçülmektedir. Beşinci elektrot ise referans elektrot olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.33: EOG Ölçüm prensibi.

Dikey ve yatay kanallar bağımsız iki kanal yardımıyla ölçülmektedir. Her bir kanal sinyal toplama, filtreleme, yükseltme, DC drift gibi işlemlere tabi tutularak yatay ve dikey EOG sinyalleri elde edilmektedir. EOG yükselteçleri aynı zamanda EOG tabanlı İMA uygulamasında da kullanılmıştır.

Tasarlanan sistemde dikey kanal için tercih edilen modül bağlantısı Şekil 3.34’de verilmiştir. Şekil 3.34’de görüleceği üzere gözün üst tarafına yerleştirilen elektrot pozitif sinyal, gözün alt tarafına yerleştirilen elektrot negatif sinyal, diğer gözün üst tarafına yerleştirilen elektrot referans olmak üzere, enstrümantasyon yükselteci ile fark sinyali alınmaktadır. Gerekli filtreleme, 50Hz şebeke gürültüsü bastırma, yükseltme ve DC bileşen bastırma gibi işlemlerden sonra dikey EOG sinyali elde edilmiştir.



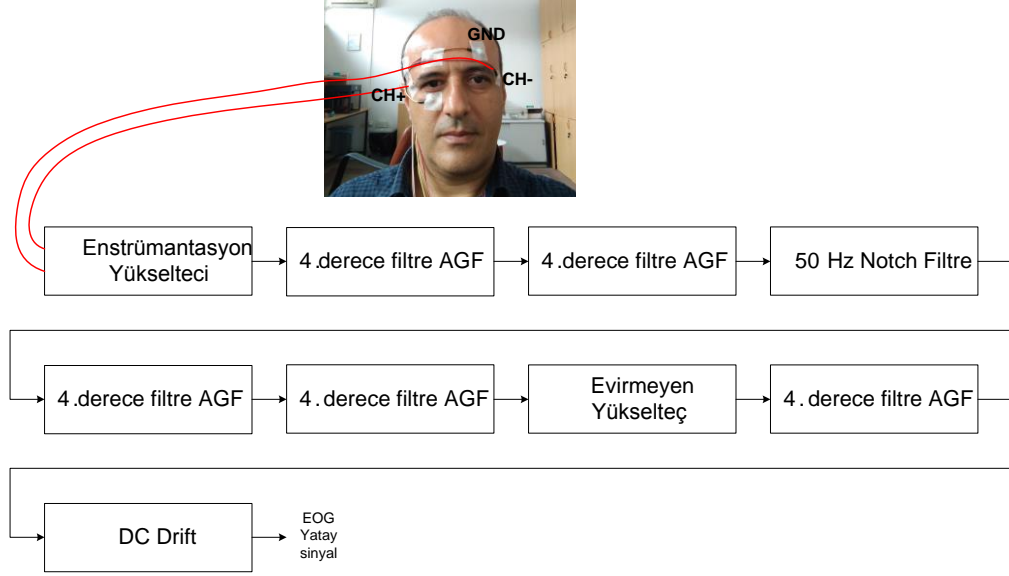
Şekil 3.34: EOG dikey kanal ölçümü için modül bağlantısı.

Yatay kanal için tercih edilen modül bağlantısı ise Şekil 3.35’de verilmiştir. Şekil 3.35’de görüleceği üzere sağ göz tarafına yerleştirilen elektrot pozitif sinyal, sol göz tarafına yerleştirilen elektrot negatif sinyal, sol gözün üst tarafına yerleştirilen elektrot referans noktası olmak üzere, enstrümantasyon yükselteci ile fark sinyali alınmaktadır. Gerekli filtreleme, 50Hz şebeke gürültüsü bastırma, yükseltme ve DC bileşen bastırma gibi işlemlerden sonra yatay EOG sinyali elde edilmiştir.

Tasarlanan sistemde dikey ve yatay kanalların aynı anda kullanılması ile birlikte elde edilebilecek sinyaller;

- Yukarı bakma,
- Aşağı bakma,
- Göz kırpma,
- Sağdan sola üste (veya alta) çapraz bakma,
- Soldan sağa üste(veya alta) çapraz bakma,

Gerçekleştirilen İMA uygulaması ile bu sinyallerin sınıflandırması yapılarak, hangi göz hareketinin yapıldığı elde edilen sinyallerin şeklinden anlaşılmıştır.

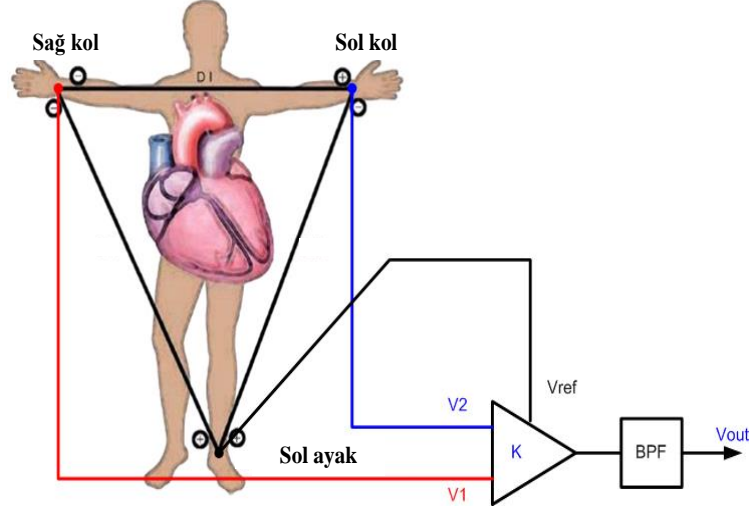


Şekil 3.35: EOG yatay kanal ölçümü için modül bağlantısı.

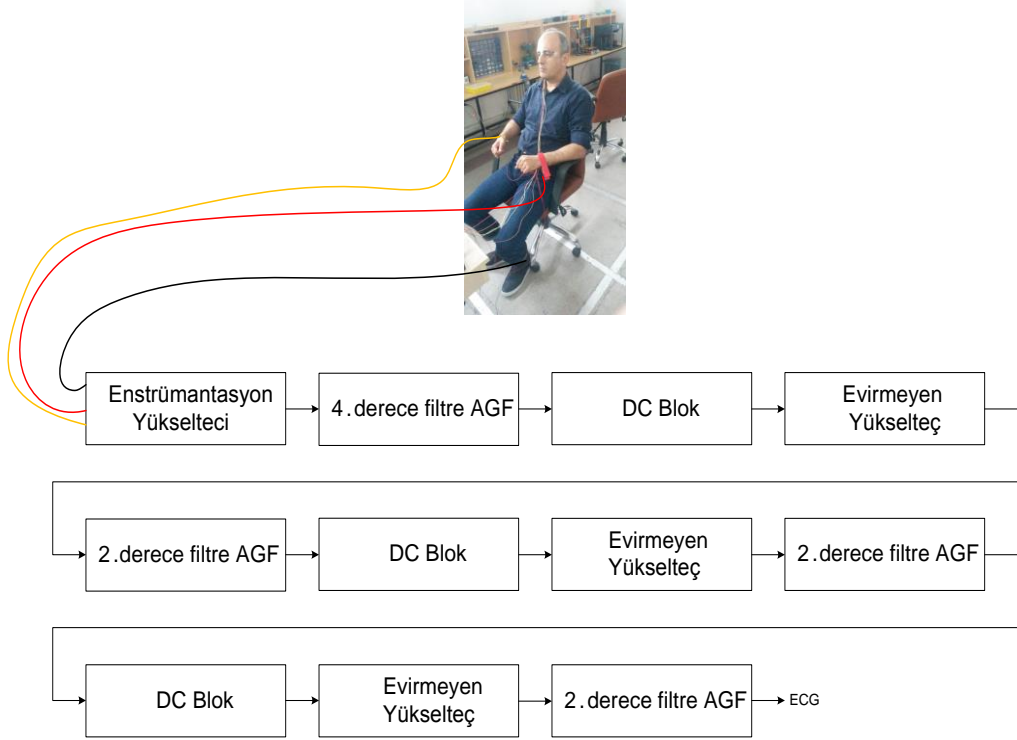
3.5 Elektrokardiyogram (EKG) Ölçüm Birimi

EKG sinyalleri, diğer biyosinyallere göre göreceli olarak daha yüksek seviyeli sinyaller olup ölçülmeleri nispeten kolaydır. EKG sinyalleri kalbin elektriksel aktivitesi sonucu meydana gelen deterministik sinyallerdir. Kalbin akciğer ve vücuda kan pompalayan yapısı olan, büyük hacimli ventriküllerin kasılması sonucu oluşan QRS kompleksleri EKG sinyalinin en belirgin ve yüksek genlikli yapısını oluşturur.

EKG sinyallerinin ölçülmesi için bu çalışmada Şekil 3.36'da verilen bağlantı konfigürasyonu kullanılmıştır. Sol ayak bileği referans işareti için kullanılmış, sağ ve sol kol derivasyonu ile EKG sinyali elde edilmiştir. Diğer pek çok biyosinyalde olduğu gibi EKG sinyalleri de fark sinyalleridir. Bu nedenle EKG sinyal yükseltecinin ilk katında enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır. Enstrümantasyon yükseltecini, filtreleme, DC drift, yükselteç gibi diğer sinyal işleme devreleri izlemektedir. Şekil 3.37'de verilen modül bağlantı konfigürasyonu ile EKG sinyalleri alınmıştır.



Şekil 3.36: EKG ölçümü için kullanılan derivasyon.



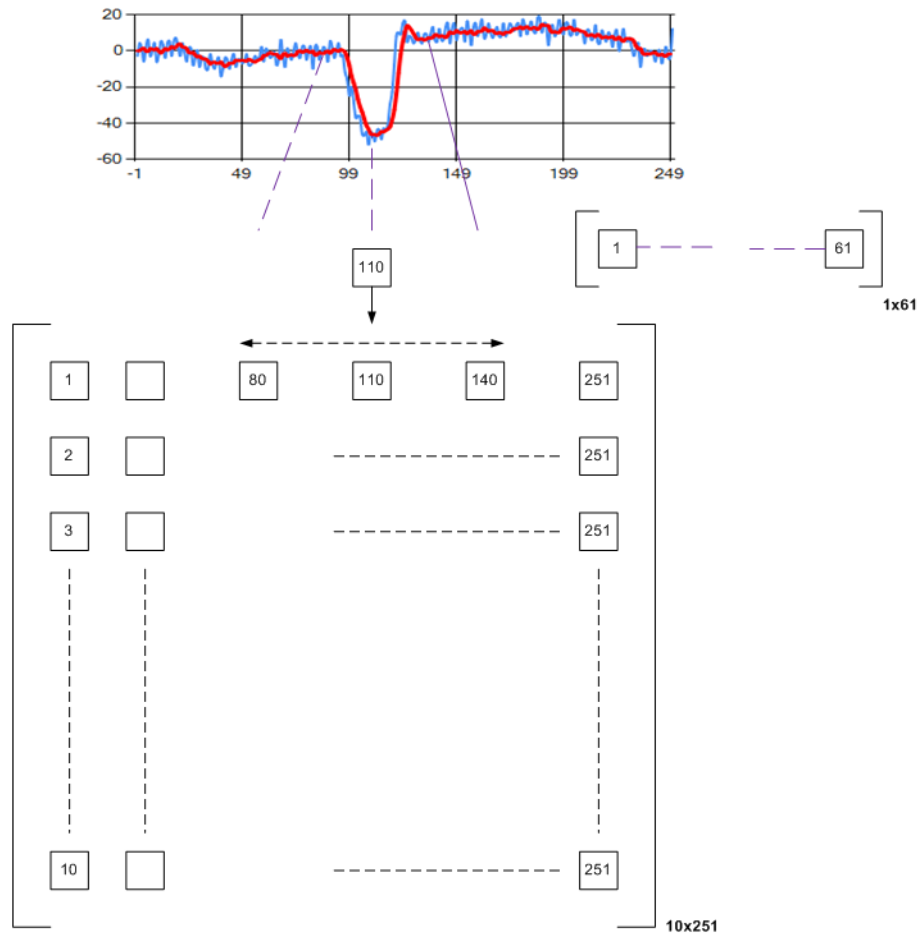
Şekil 3.37: EKG ölçümü için modül bağlantısı

3.6 İnsan Makine Arabirimi (İMA) Ünitesi

EOG tabanlı İMA uygulaması geliştirilmesi amacıyla, sinyal işleme teknikleri kullanılarak, EOG yatay ve düşey sinyalleri filtrelenmiş, DC seviyeleri bastırılmış ve neticede öğrenme kümesi için sinyaller matrisi oluşturulmuştur. DC

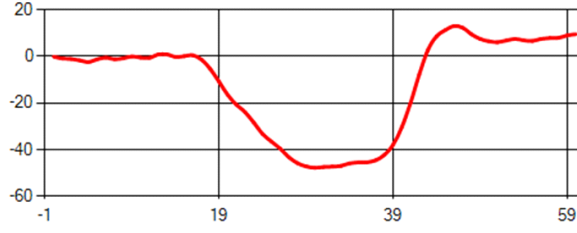
seviyesi bastırılmış EOG matrisine ait kümeler incelendiğinde göz hareketinin başlama ve bitiş anlarının tespit edilmesi gerektiğine karar verilmiştir. Örnek küme olarak aşağı bakma sinyalleri kullanıldığında sinyalin 0 noktasından 40-50 birim düşerek tekrar 0'a yükseldiği görülür.

Hareket periyodu için 61 örneğin yeterli olduğuna karar verilerek önce sinyalin minimum değeri belirlenmiştir. Minimum değere ait matris adresinin 30 örnek öncesinden başlayarak, 30 örnek ilerisine kadar alınacak toplam 61 örnek aşağı bakma matrisini oluşturmuştur. Bu durum Şekil 3.38'de verilmiştir.



Şekil 3.38: Aşağı bakma matrisi.

10 farklı denekten alınan aşağı bakma sinyal verilerinden birine ait, başlangıç ve bitiş noktaları belirlenmiş yeni EOG sinyali Şekil 3.39'da verilmiştir.



Şekil 3.39: Başlangıç ve bitiş noktaları belirlenmiş EOG sinyali.

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

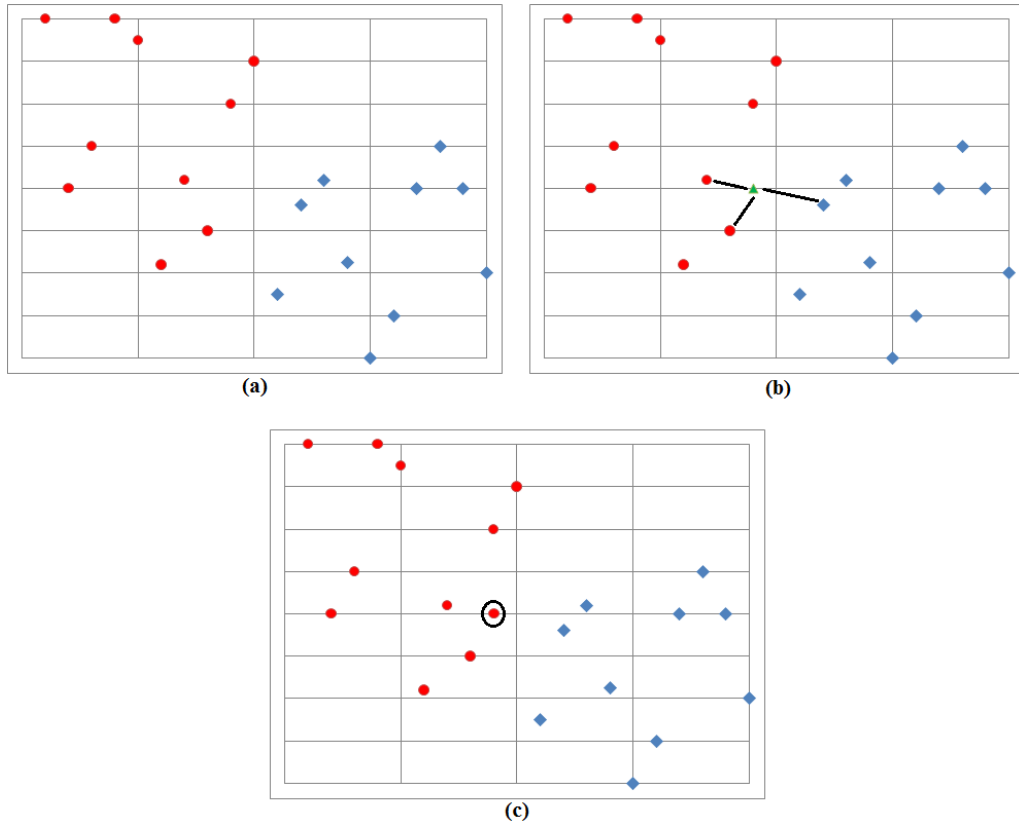
Öğrenme kümesine ait matris elde edildikten sonra En Yakın Komşuluk (EYK, Nearest Neighbors) yöntemi ile test kümesi öğrenme kümesi ile karşılaştırılmıştır. EYK yöntemi; test noktası ile öğrenme noktası arasındaki Öklid uzaklığını hesaplama temeline dayanmakta olup Öklid uzaklığı için (3.9) numaralı eşitlik kullanılmıştır.

$$L(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^d (x_i - y_i)^2} \quad (3.9)$$

Çalışmada elde edilen veriler EYK algoritması kullanılarak sınıflandırılmıştır. EYK algoritması; kolay uygulanabilir olması, yüksek işlem kabiliyeti, yüksek performans ve karmaşık sınıflandırma algoritmalarına yakın başarımlarına sahip olduğu için yeterli görülmüş ve tercih edilmiştir.

Sınıflandırıcı olarak kullanılan EYK algoritması; daha önce değerleri belirlenen ve değer uzayı oluşturulan bir küme içerisine, dışarıdan değerleri belli olan bir veri geldiğinde, bu yeni değerlerin öznitelik uzayındaki yakınlığının kontrol edilmesidir. Şekil 3.40(a)'da 10 kırmızı 10 mavi veriden oluşan bir öznitelik uzayı verilmiştir. Bu uzaya Şekil 3.40(b)'de gösterildiği gibi sınıfı bilinmeyen ancak özniteliği bilinen yabancı bir yeşil verisi girildiğinde, bu özniteliğe en yakın kırmızı ve mavi veriler kontrol edilmektedir. Bu durumda Şekil 3.40(c)'de görüleceği üzere, yeşil verinin sınıfı kırmızı olarak tespit edilmiş olacaktır. Sınıflandırıcının etkin bir şekilde çalışıp çalışmadığına dair en önemli kriterlerin başında, başarımlar

yüzdesi gelmektedir. Başarım yüzdesi, sınıflandırıcıya giren belli sayıdaki rastgele verinin doğru sınıflandırma oranını ifade etmektedir. Sınıflandırıcı başarımını değerlendirmek için kullanılan bir diğer kriter de Güvenirlik Katsayısı (κ)'dır. Güvenirlik; aynı niceliğin bağımsız sınıflandırma denemeleri arasındaki kararlılık, sınıflandırılmak istenen bir veri grubunun her defasında aynı sonucu vermesinin bir ölçütü veya sınıflandırmanın tesadüfî yanılılardan arınık olması olarak farklı şekillerde tanımlanmaktadır [130].



Şekil 3.40: En Yakın Komşuluk Sınıflandırma Prensibi [130].

a) Öznitelik Uzayı, (b) En yakın 3 komşuluk, (c) Verinin sınıflandırılması.

Güvenirlik, istatistiksel teknik bir terim olup, bilimsel çalışmanın ilk koşullarındandır. Araştırmalarda, aynı süreçlerin tekrarlanması ile aynı sonuçların alınabilmesi istenir. Aksi halde, hangi sonucun "güvenilir" olduğuna karar verilemez. Bu bir bakıma, araştırmalarda alınan bir sonucun, başka araştırmacılar tarafından da test edilebilmesidir. Güvenirlik katsayısı, 0 ile 1 arasında değişen değerler alır. Güvenirlik katsayısı aralıklarının ne anlam ifade ettiği Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1: Güvenirlik katsayısı aralıklarının izahı.

| κ | Yorum |
|-------------|----------------------------------|
| < 0 | Hiç uyuşma olmaması |
| 0.0 - 0.20 | Önemsiz uyuşma olması |
| 0.21 - 0.40 | Orta derecede uyuşma olması |
| 0.41 - 0.60 | Ekseriyetle uyuşma olması |
| 0.61 - 0.80 | Önemli derecede uyuşma olması |
| 0.81 - 1.00 | Neredeyse mükemmel uyuşma olması |

(3.9) numaralı eşitlikle 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 ve eşik değerinin belirlenmesi için program çalıştırılarak on adet test kümesine karşılık alınan yakınlık değerleri hesaplatılarak Excel'e aktarılmıştır. Tüm öğrenme kümeleri ile yapılan hesaplamalarda alınan Öklid mesafeleri (EYK) Tablo 3.2'de verilmiştir. Sınıflandırma amacıyla geliştirilen prosedür ve yazılımlar EK'ler bölümünde sunulmuştur.

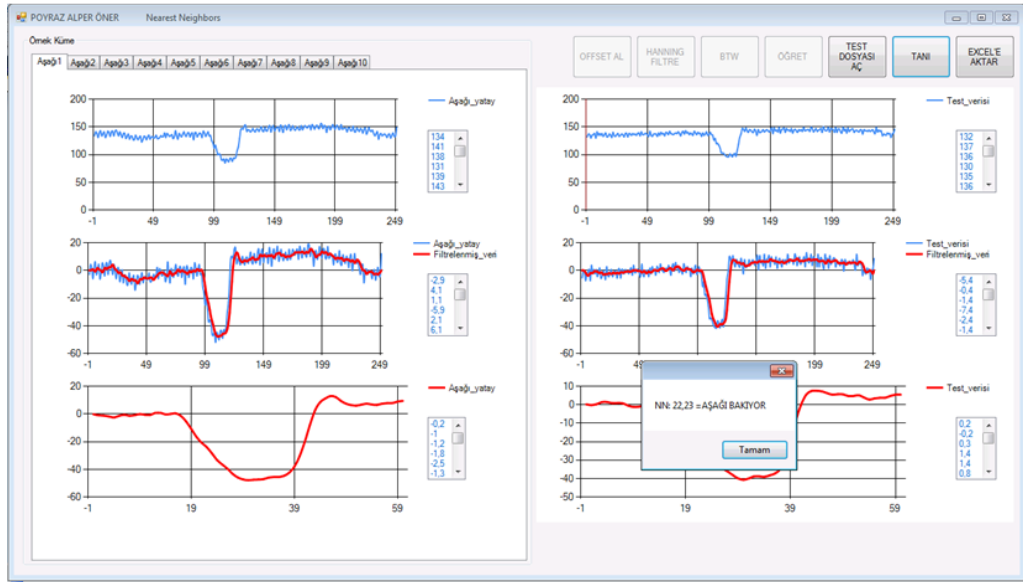
Tablo 3.2: Öğrenme kümelerinden hesaplanan EYK değerleri

| Küme1 | Küme2 | Küme3 | Küme4 | Küme5 | Küme6 | Küme7 | Küme8 | Küme9 | Küme10 | | |
|--------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|-------|
| 39,45 | 27,31 | 37,31 | 83,17 | 68,91 | 73,58 | 53,63 | 71,70 | 48,24 | 128,89 | | |
| 105,45 | 92,45 | 100,29 | 48,36 | 74,84 | 55,50 | 77,76 | 75,26 | 76,00 | 61,38 | | |
| 89,27 | 77,47 | 85,83 | 25,70 | 52,04 | 32,12 | 56,09 | 51,50 | 63,67 | 61,36 | | |
| 92,72 | 83,50 | 84,93 | 39,67 | 62,15 | 47,26 | 68,36 | 63,13 | 58,90 | 71,73 | | |
| 50,58 | 46,63 | 48,96 | 44,17 | 31,48 | 37,32 | 24,18 | 30,46 | 46,03 | 95,89 | | |
| 82,21 | 73,00 | 80,88 | 28,38 | 45,79 | 32,00 | 48,64 | 44,28 | 65,23 | 67,78 | | |
| 72,77 | 59,72 | 66,53 | 21,23 | 39,72 | 18,54 | 38,63 | 38,48 | 42,57 | 77,17 | | |
| 53,07 | 34,31 | 58,55 | 45,87 | 37,00 | 35,00 | 22,23 | 37,34 | 48,49 | 94,67 | | |
| 88,50 | 76,33 | 88,41 | 26,51 | 48,19 | 30,82 | 50,47 | 46,13 | 70,20 | 62,94 | | |
| 69,04 | 55,79 | 55,26 | 64,53 | 65,29 | 56,53 | 57,87 | 66,84 | 32,48 | 113,17 | | |
| Min | 39,45 | 27,31 | 37,31 | 21,23 | 31,48 | 18,54 | 22,23 | 30,46 | 32,48 | 61,36 | 32,19 |
| Ort. | 74,30 | 62,65 | 70,69 | 42,76 | 52,54 | 41,87 | 49,79 | 52,51 | 55,18 | 83,50 | 58,58 |
| Maks. | 105,45 | 92,45 | 100,29 | 83,17 | 74,84 | 73,58 | 77,76 | 75,26 | 76,00 | 128,89 | 88,77 |

Tablo 3.2 incelendiğinde test kümeleri ile öğrenme kümeleri arasındaki EYK değerlerinin ortalama değerleri anlamlı olmaktadır. Tüm test kümesi sonuçları ile öğrenme kümelerinin ortalama değerlerinin ortalamasının alınmasıyla en uygun eşik değerinin elde edileceğine karar verilmiştir. Bu durumda yazılımda kullanılan eşik değer 58,58 olarak belirlenmiştir.

Sayısal sinyal işleme ve sınıflandırma işlemleri için C# kullanılarak bir yazılım geliştirilmiştir. Yazılım ile öğrenme kümeleri değiştirilerek farklı

sinyaller sisteme öğretilenmektedir. Eşik değeri değiştirilerek sınıflandırma başarımına etkisi incelenebilmektedir. Aynı zamanda DC bileşen bastırma ve filtreleme işlemleri yapılabilmektedir. Farklı filtreleme algoritmaları seçilerek aralarındaki farklar gözlenebilmekte, verilerin tamamı MS Excel programına aktarılabilir ve gerektiğinde kullanılabilir. Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü Şekil 3.41’de verilmiştir. Ekran görüntüsünde test sinyalinin Öklid uzaklığının en küçük değeri 22,23 olarak bulunduğu görülmektedir. Bu değer eşik değerimiz olan 58,58’un altında olduğu için aşağı bakma sinyali olarak kabul edilmiştir. Detaylı değerlendirme yapmak amacıyla 40 farklı test verisi sisteme tabi tutulmuş ve test verileri %95 oranında bir başarımla sınıflandırılmıştır.

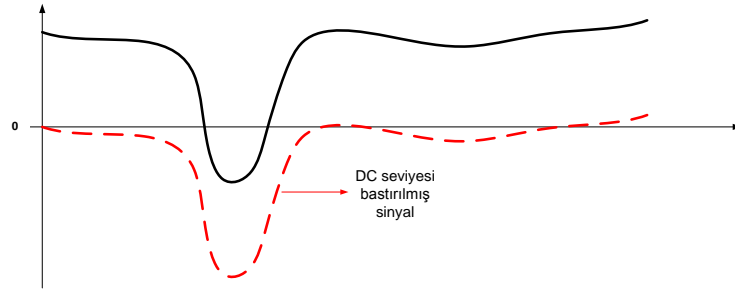


Şekil 3.41: Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü.

Öğrenme kümesine ait EOG matrisindeki her bir satırın ortalama değeri hesaplanmış ve matristeki her bir elemandan çıkarılması sonucu DC seviyesi bastırılmış EOG sinyaline ait yeni bir matris elde edilmiştir. Ortalama değerinin bulunması için (3.10) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır.

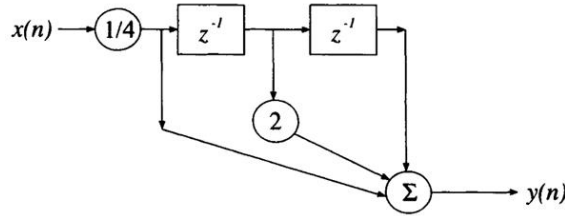
$$V_{DC} = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt \quad (3.10)$$

Elde edilen DC seviyesi bastırılmış EOG sinyalinin durumu Şekil 3.42’de gösterilmiştir.



Şekil 3.42: DC seviyesi bastırılmış EOG sinyali.

EOG aşağı bakma sinyali DC bileşenleri alındıktan sonra filtreleme yapılabilmesi için Hanning veya Butterworth algoritmalarından biri seçilebilmektedir. 50Hz hat 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 3.43’da verilmiştir.



Şekil 3.43: Hanning filtreleme algoritması.

Verilen Hanning filtresine ait transfer fonksiyonu (3.11) numaralı eşitlikte verilmiştir.

$$H(z) = \frac{1}{4} [1 + 2z^{-1} + z^{-2}] \quad (3.11)$$

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

$$H(\omega) = \frac{1}{4} [1 + 2e^{-j\omega} + e^{-j2\omega}] \quad (3.12)$$

ve $e^{-j\omega} = \cos \omega - j \sin \omega$ değeri (3.12) nolu eşitlikte yerine yazılarak;

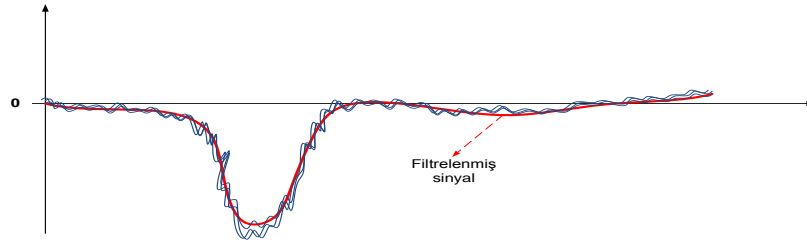
$$H(\omega) = \frac{1}{2} [(1 + \cos \omega)e^{-j\omega}] \quad (3.13)$$

eşitliği elde edilebilir. Bu eşitlik filtrenin genlik ve faz kaymasını göstermektedir.

Hannig filtreleme algoritmasının ayrık zamanda kullanımı için (3.14) numaralı eşitlikten yararlanılmıştır.

$$y(n) = \frac{1}{4} [x(n) + 2x(n-1) + x(n-2)] \quad (3.14)$$

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



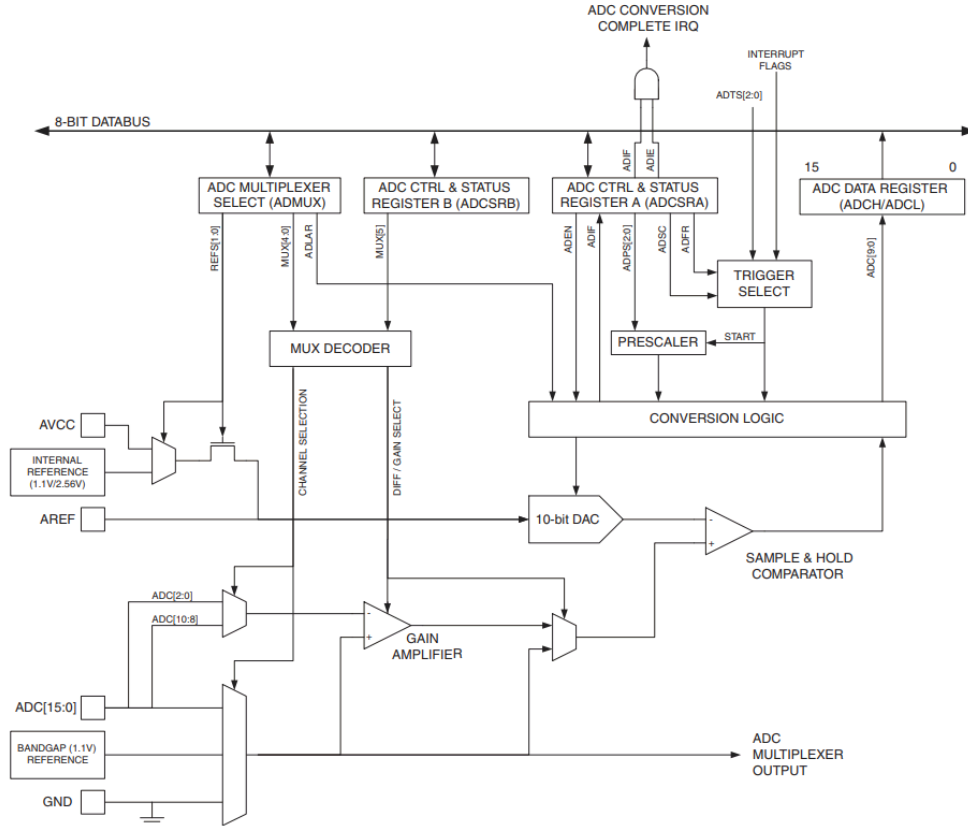
Şekil 3.44: Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş EOG sinyalleri

Bu matrisin ilk kümesine ait filtrelenmiş ve filtrelenmemiş sinyaller Şekil 3.44'de görülmektedir. Sinyallerde küçük bir faz kayması oluştuğu ancak gürültülerin belirgin bir şekilde bastırıldığı görülmektedir.

3.7 Analogtan Sayısal Dönüştürme (ADC) Birimi

Bu çalışmada ATMEL firmasına ait ATmega 2560 mikro işlemcisi kullanılmıştır. Söz konusu işlemci 16 kanal 10bit çözünürlüğe, 13µs-260µs çevrim

hızına, gürültü bastırma, düşük güç gereksinimli ADC'lere sahiptir. ATmega 2560 mikro işlemcisine ait ADC blok şeması Şekil 3.45'da verilmiştir.



Şekil 3.45: ATmega 2560 ADC katına ait blok şema.

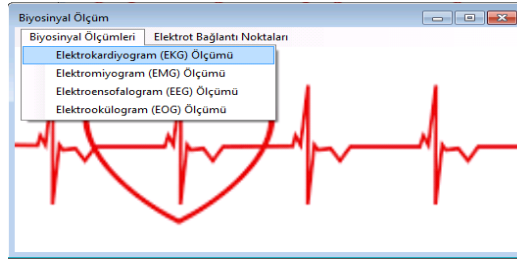
3.8 C# Yazılımı ile Arayüz Oluşturulması

Bu çalışmada gerçekleştirilen biyosinyal ölçüm sistemi ile birlikte C# yazılımı kullanılarak bir yazılım geliştirilmiş ve bu yazılım aracılığı ile tasarlanan sistem kontrol edilerek farklı biyosinyallerin ölçümlerinin yapılabilmesi yanında ölçülmüş olan sinyallerin görüntülenmesi de sağlanmıştır. Şekil 3.46'da geliştirilen C# arayüzünün ekran görüntüsü verilmiştir.



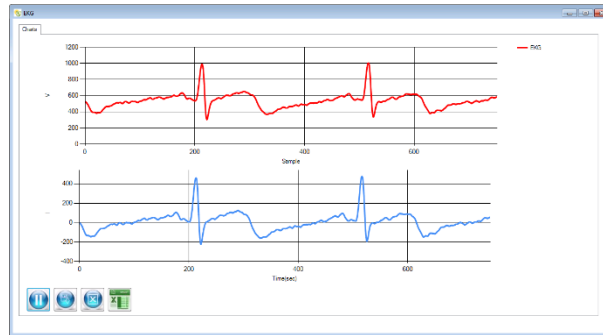
Şekil 3.46: C# ile geliştirilen arayüz görüntüsü.

Çalışma kapsamında geliştirilen yazılımda “Biyosinyal Ölçüm” seçeneğinin seçilmesiyle alınan ekran görüntüsü Şekil 3.47’de verilmiştir. Şekilde görülen menüden istenen sinyale ait seçimin yapılmasıyla ölçüm işlemi başlatılabilmektedir.



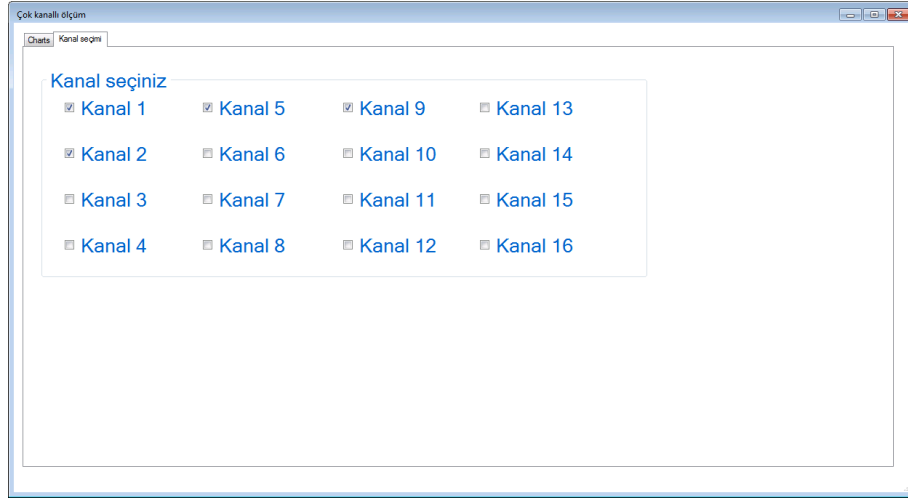
Şekil 3.47: Biyosinyal ölçüm arayüzü.

Geliştirilen yazılımla daha önceden alınmış olan bir EKG sinyaline ait verilerin çağırılarak ekranda görüntülenmesi Şekil 3.48’de verilmiştir.



Şekil 3.48: Kayıtlı EKG verisinin ekranda görüntülenmesi.

Bu tez çalışması ile geliştirilen çok kanallı biyosinyal ölçüm sisteminde kanallar sayısal olarak seçilebilmekte, tek veya çok kanallı uygulamalar (16 kanala kadar) yapılabilmektedir. Kanal seçimi, Şekil 3.49'da verilen arayüz üzerinden yapılabilmektedir. Görseli verilen Şekil 3.49'da geliştirilen program vasıtası ile örneğin dört kanalın (kanal1, kanal2, kanal5 ve kanal9) aktif hale getirilmesi gösterilmiştir.



Şekil 3.49: Kanalların aktif hale getirilmesi görseli.

4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR VE BULGULAR

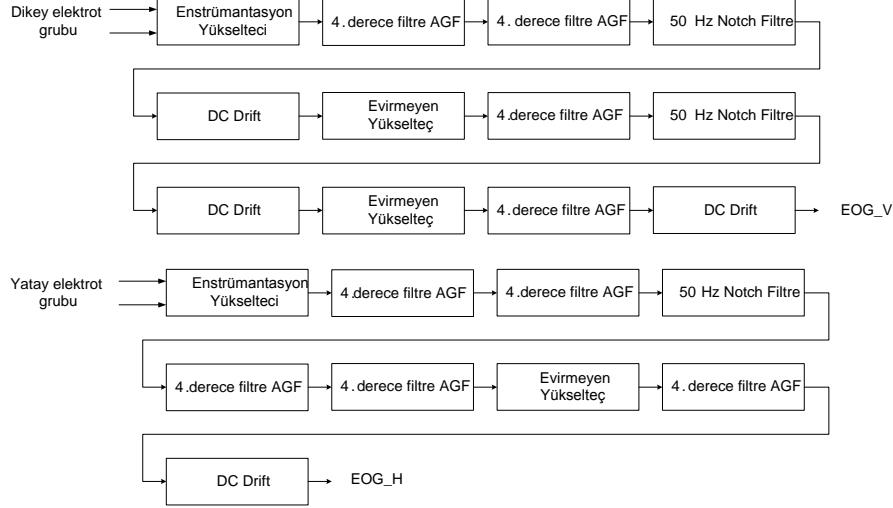
Bu çalışmada; çok kanallı biyosinyal ölçüm sistemi tasarlanarak imal edilmiş, bilgisayar ortamında sayısal sinyal işleme teknikleri kullanılmış ve EOG tabanlı bir İMA uygulaması gerçekleştirmek üzere sınıflandırma çalışması yapılmış, tek ve yapılandırılabilir bir platform oluşturulması sağlanmıştır. Bu amaca yönelik olarak; tasarım ve üretim aşamalarının ardından deneysel çalışmalar ve veri toplama işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ile;

- Biyosinyal ölçüm sisteminin bileşenlerinin (filtre, yükselteç vb.) çalışmaları test edilerek gerekli iyileştirmeler yapılmış,
- Sayısal sinyal işleme teknikleri ile filtreleme, DC bileşen bastırma, sınıflandırma işlemleri yapılmış,
- EEG verileri toplanmış,
- EMG verileri toplanmış,
- EKG verileri toplanmış,
- EOG verileri toplanmış,
- Geliştirilen C# yazılımı ile alınan sinyaller incelenmiş,
- Toplanan veriler Excel, MatLab gibi platformlarda oluşturulan arayüzler ile grafiksel olarak incelenmiş,
- Çok kanallı biyosinyal ölçme ve toplama uygulamaları gerçekleştirilmiş,
- EOG verileri için en yakın komşuluk sınıflandırıcının kullanılmasıyla, en uygun öznitelik grubunun belirlenmesi sağlanmış,
- Test sinyalinin eğitim kümesinde bulunan bir biyosinyale mi yoksa farklı bir sinyale mi ait olduğunun tespiti işlemleri gerçekleştirilmiştir.
- Platformun modüler yapısı ve her bir modülün parametrelerinin ayarlanabilir olmasının sağladığı faydalar gösterilmiştir.

4.1 Elektrookülogram (EOG) Ölçüm Sonuçları

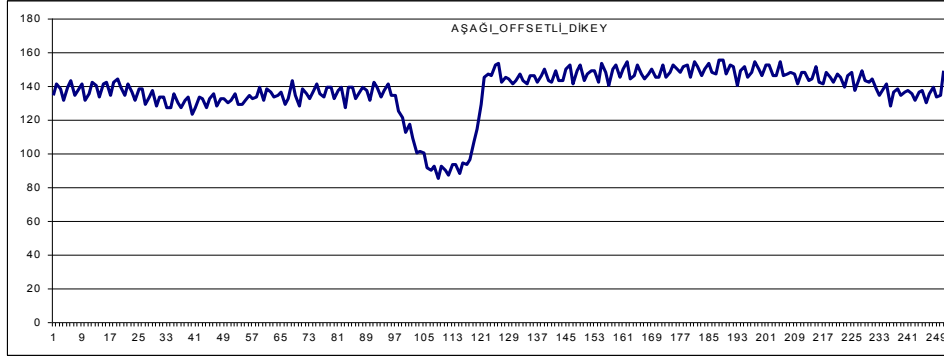
EOG sinyalleri çift kanal ile ölçülen sinyallerdir. Dikey kanal gözün aşağı ve yukarı hareketi ile göz kırpması, yatay kanal ise gözün sağa ve sola bakması sonucu oluşan sinyalleri içerir. Geliştirilen ölçüm sistemi ile EOG'nin dikey ve yatay kanallarının ölçümü için kullanılan bağlantı Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



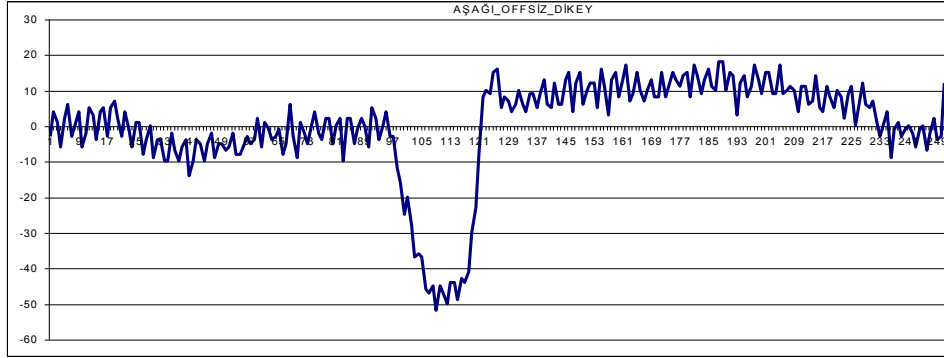
Şekil 4.1: Dikey ve yatay kanal EOG ölçümü için modül bağlantıları.

EOG sinyallerinin ölçülmesi için deneysel çalışmada aşağı bakma, yukarı bakma, sağa bakma, sola bakma, göz kırpması ve bunların art arda uygulanması tek tek incelenmiştir. Bilgisayara aktarılan EOG sinyalleri hem Excel hem de MatLab arayüzünde görüntülenmiş ve işlenmiştir. EOG sinyallerinin sinyal işleme tekniği ile önce DC ofset değeri bastırılmış, DC ofset değeri bastırılan sinyal Hanning algoritması ile filtrelenmiş ve filtrelenen sinyal görüntülenmiştir.

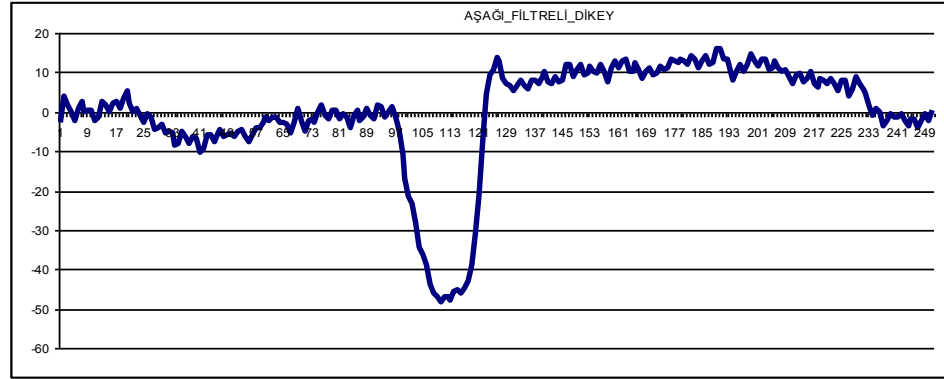
Şekil 4.2 - Şekil 4.23'de; aşağı bakma, yukarı bakma, sağa bakma, sola bakma, göz kırpması ve ardışık bakma (göz kırpması-aşağı bakma-yukarı bakma) hareketleri ile elde edilen verilere ait Excel ve MatLab arayüz görüntüleri verilmiştir.



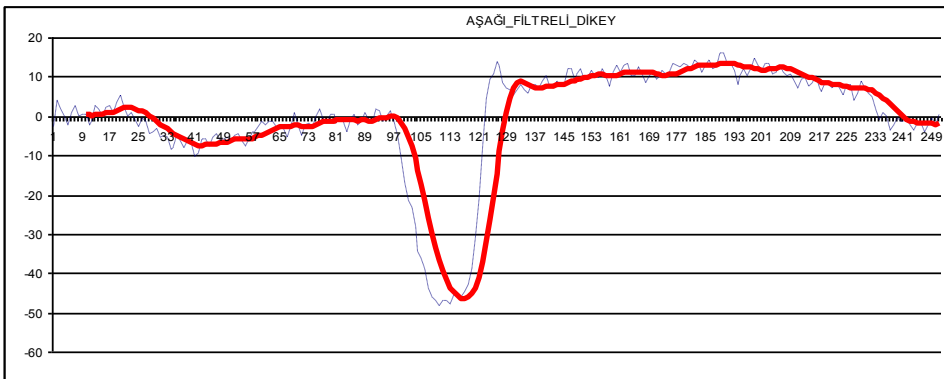
(a)



(b)



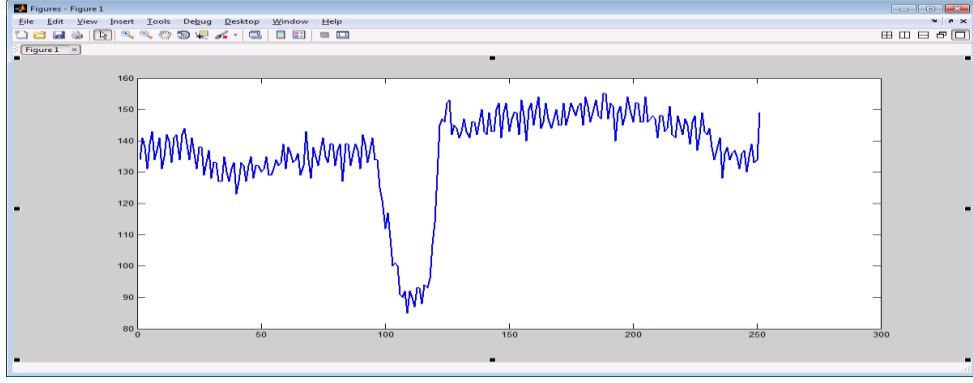
(c)



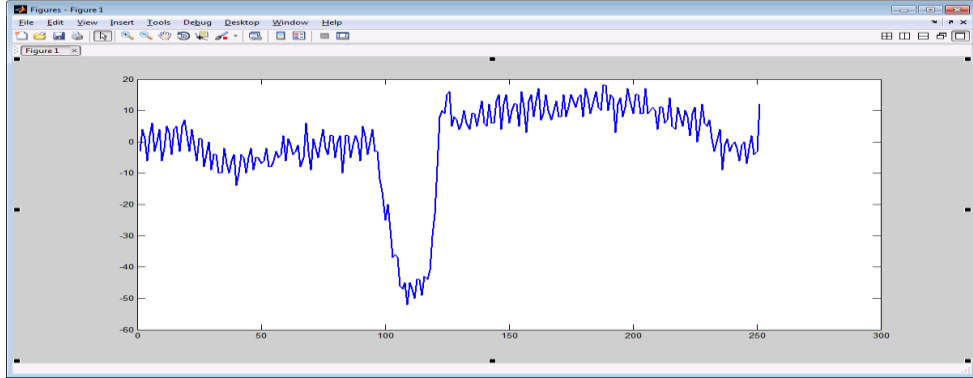
(d)

Şekil 4.2: EOG aşağı bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

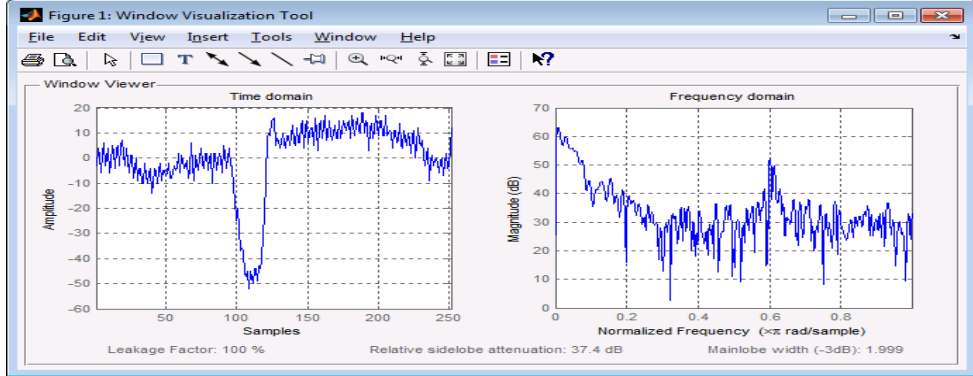
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



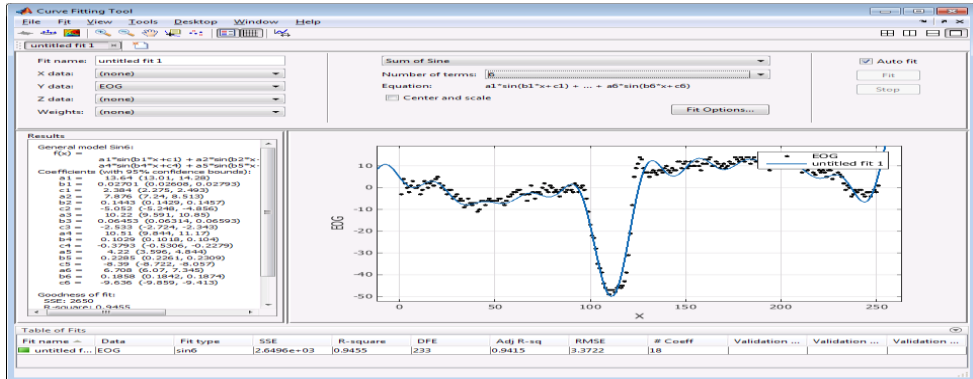
(a)



(b)



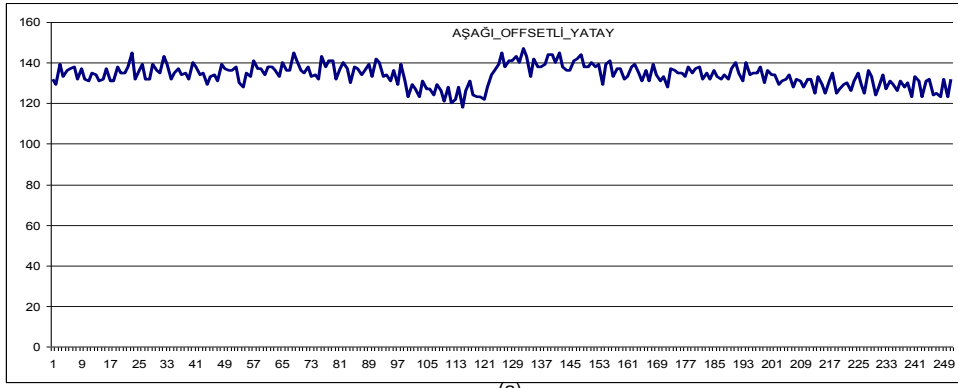
(c)



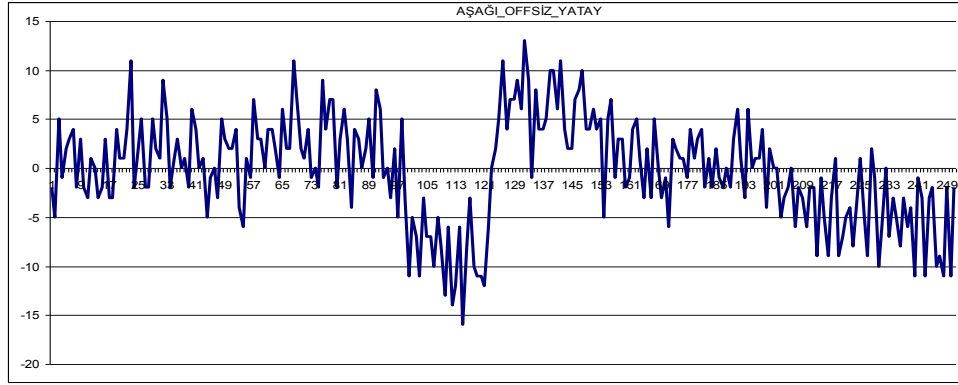
(d)

Şekil 4.3: EOG aşağı bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

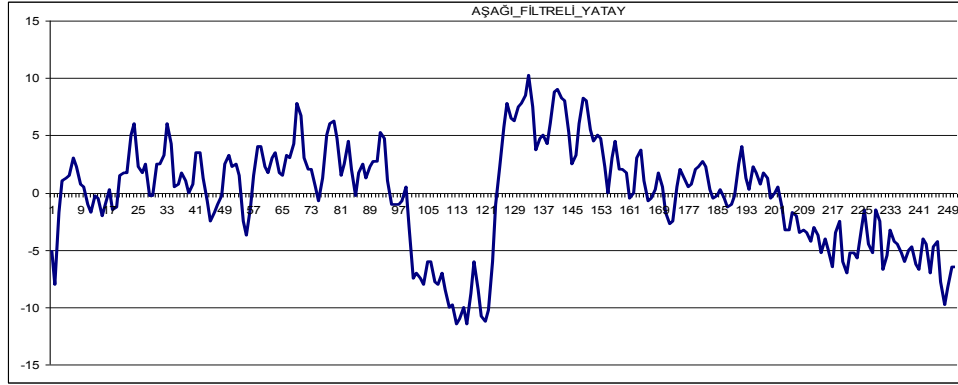
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



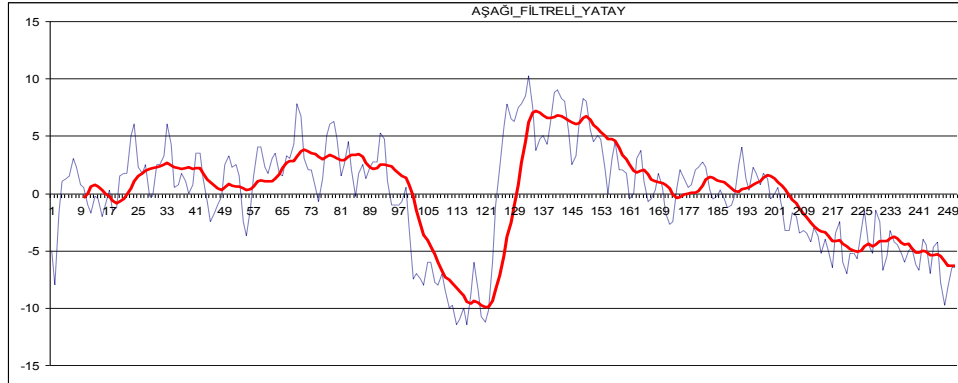
(a)



(b)



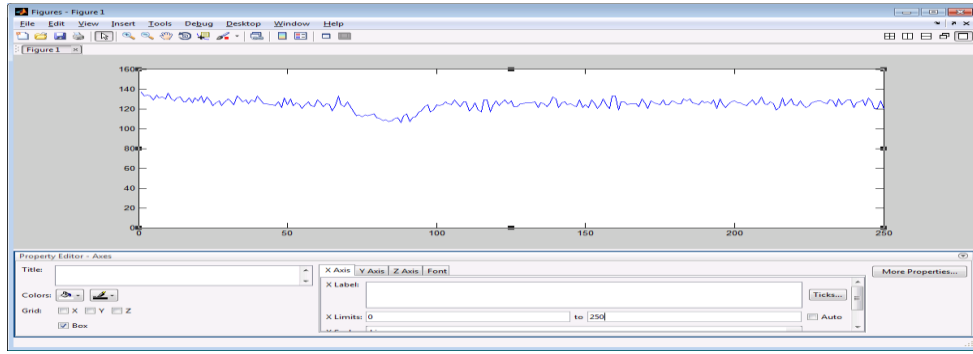
(c)



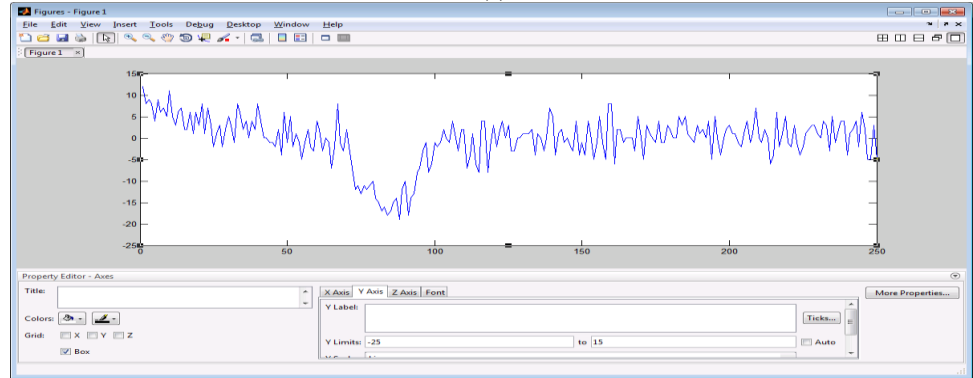
(d)

Şekil 4.4: EOG aşağı bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

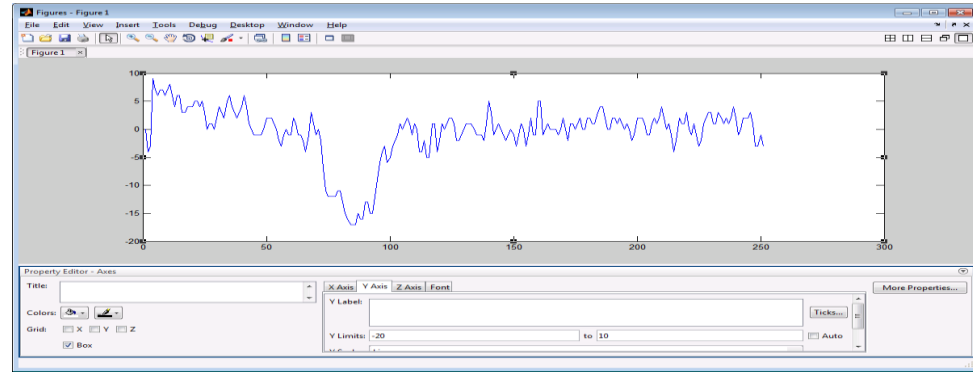
(a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



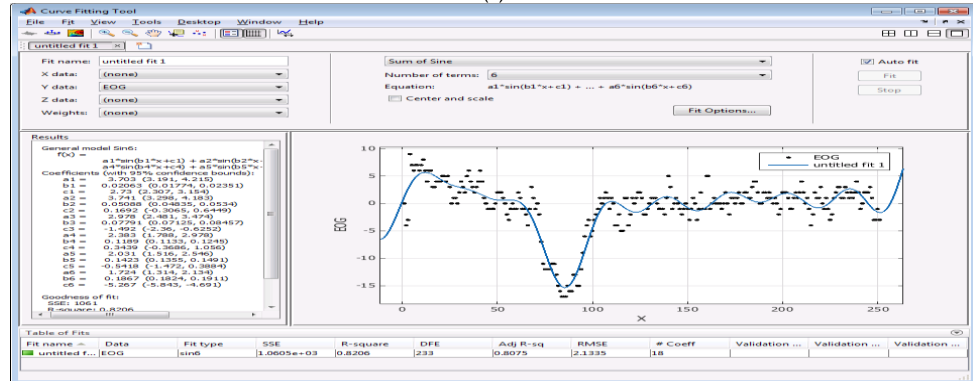
(a)



(b)



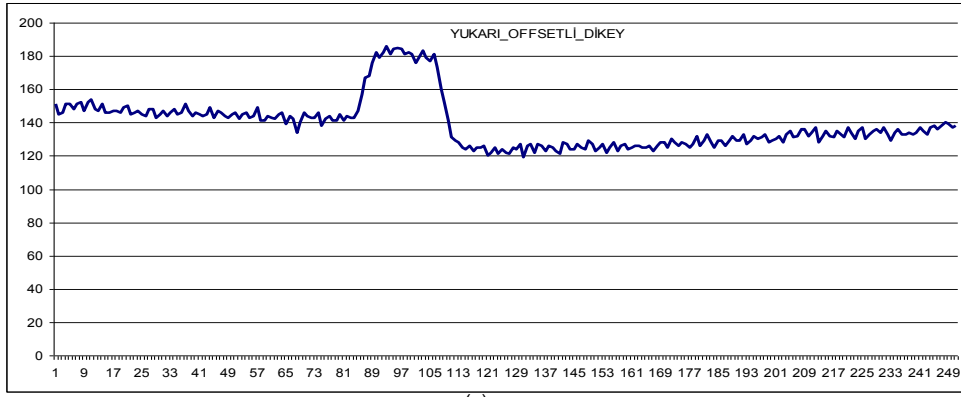
(c)



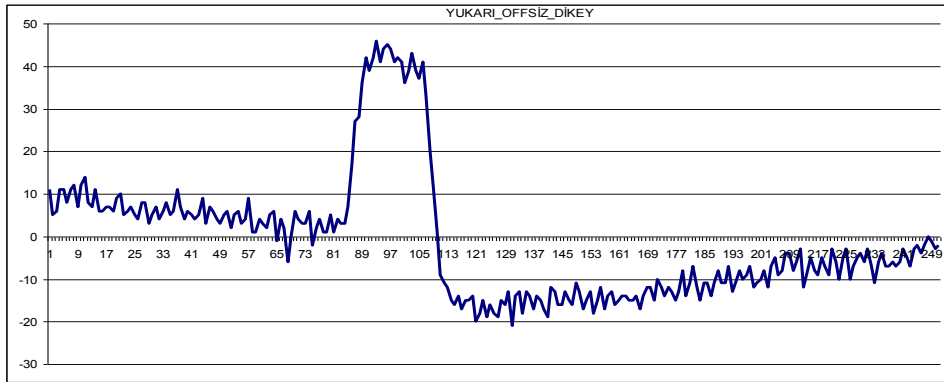
(d)

Şekil 4.5: EOG aşağı bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

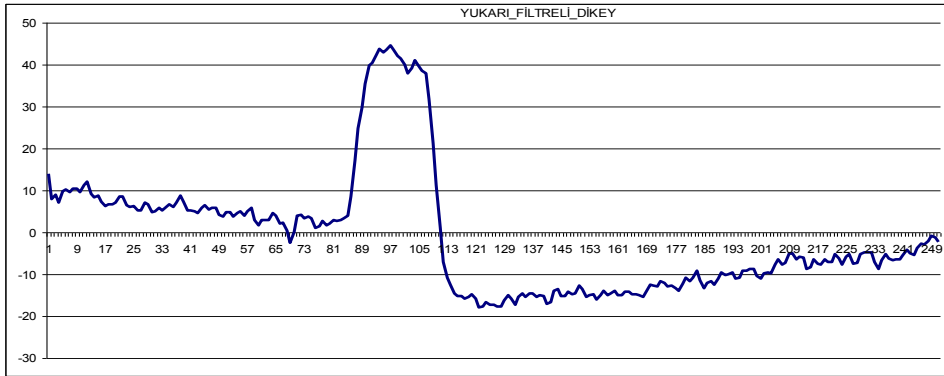
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



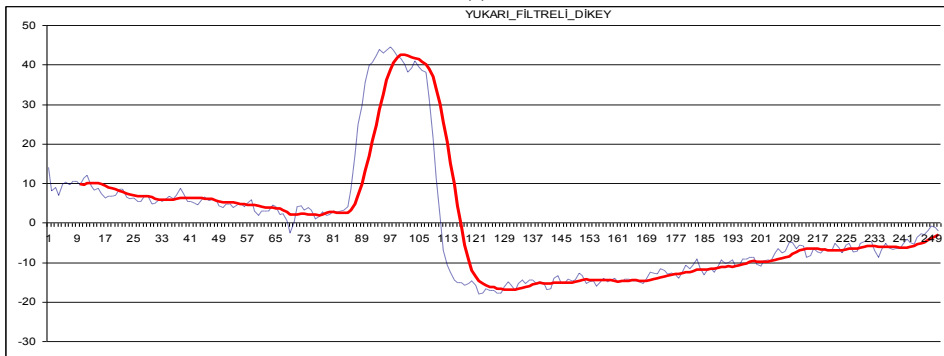
(a)



(b)



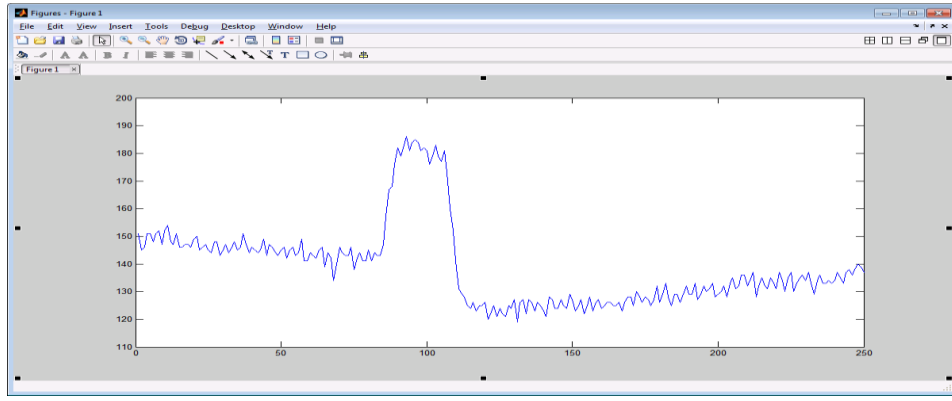
(c)



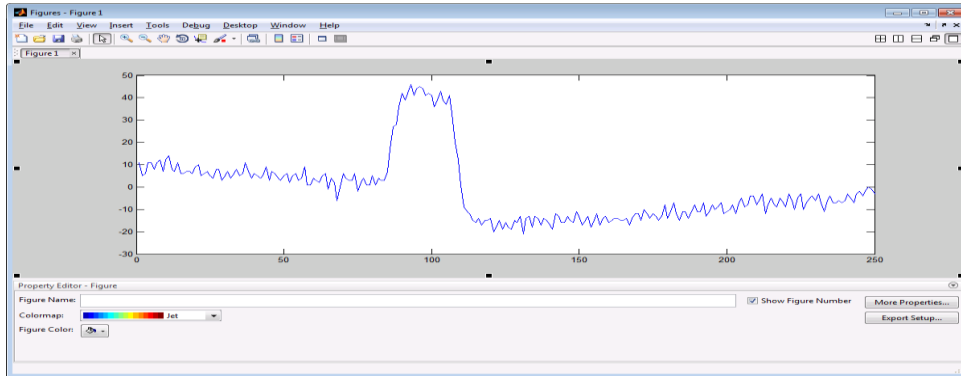
(d)

Şekil 4.6: EOG yukarı bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

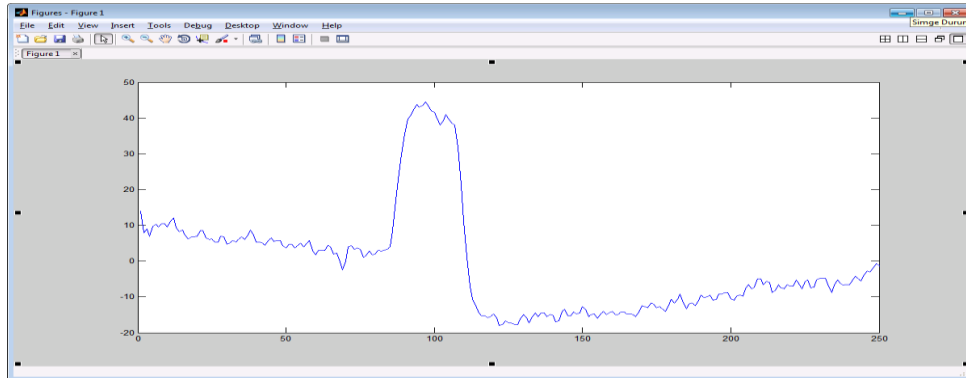
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



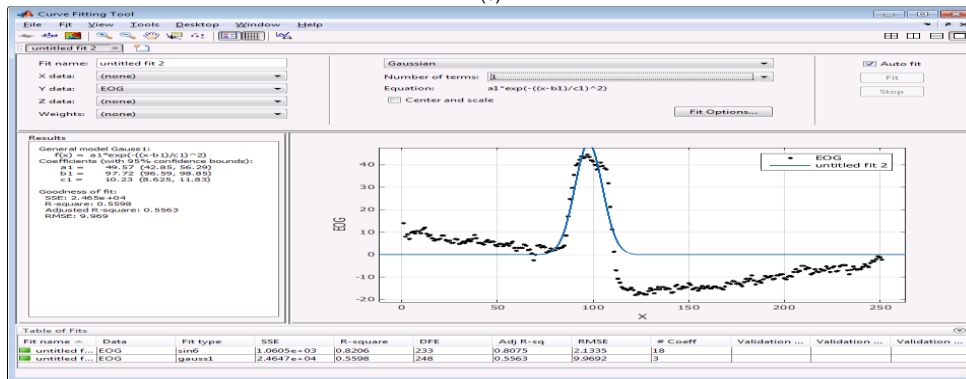
(a)



(b)



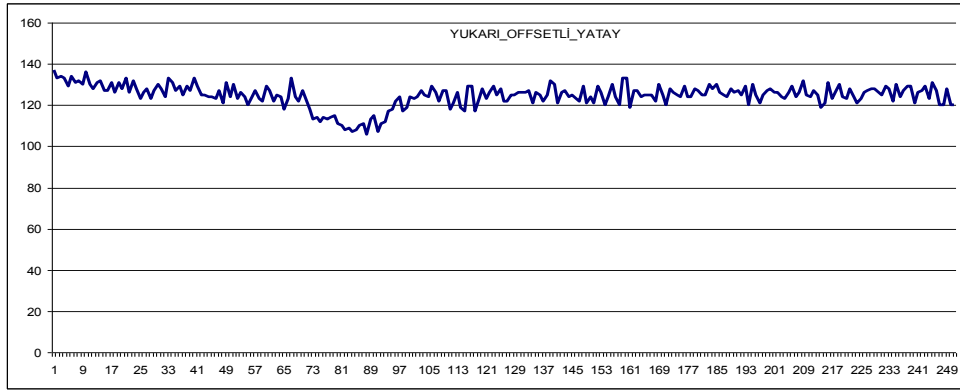
(c)



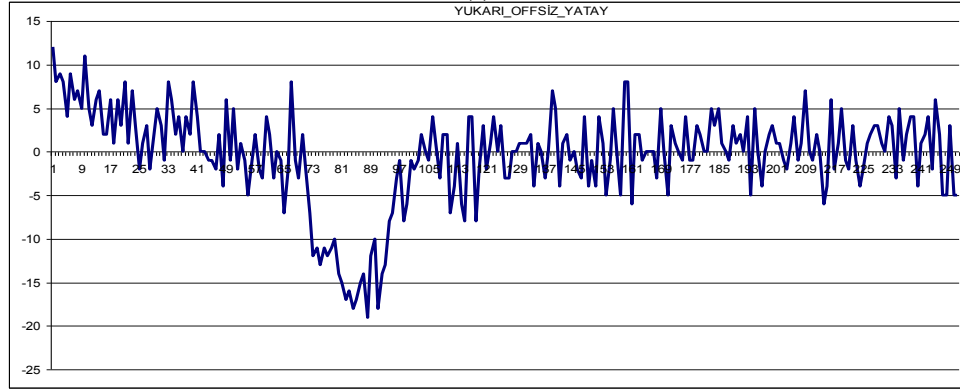
(d)

Şekil 4.7: EOG yukarı bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

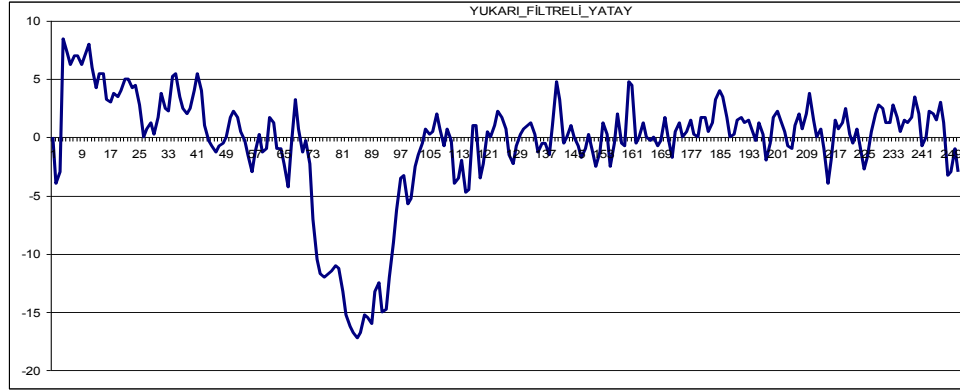
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



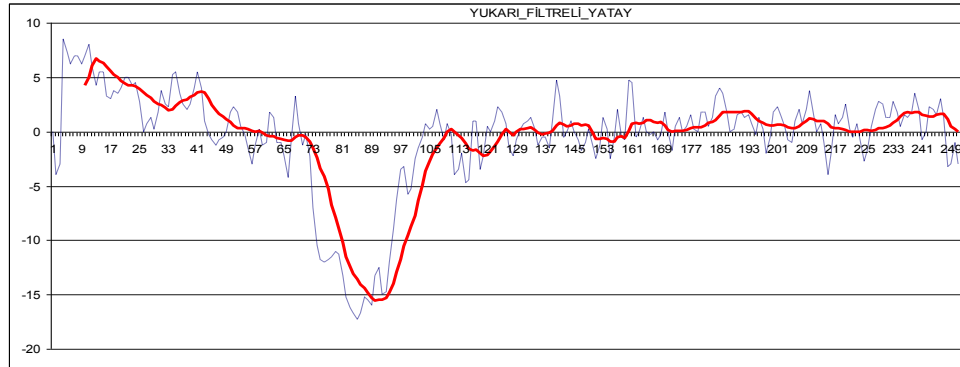
(a)



(b)



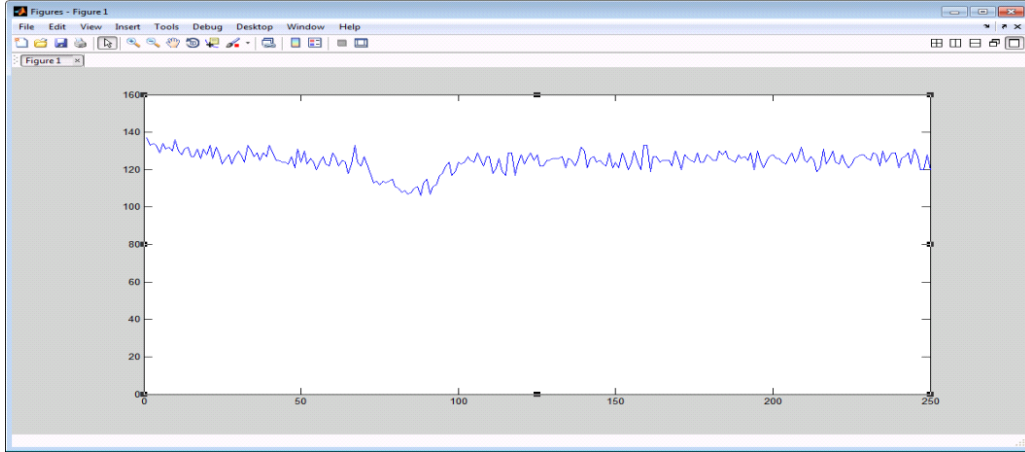
(c)



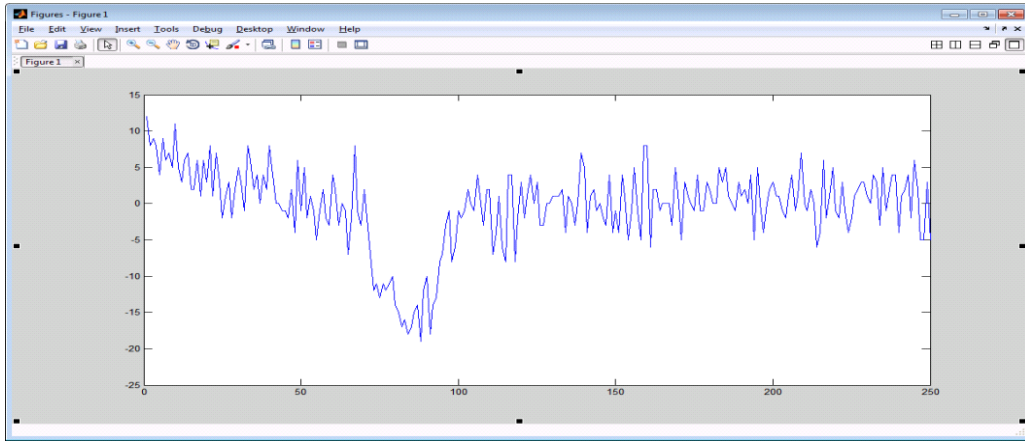
(d)

Şekil 4.8: EOG yukarı bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

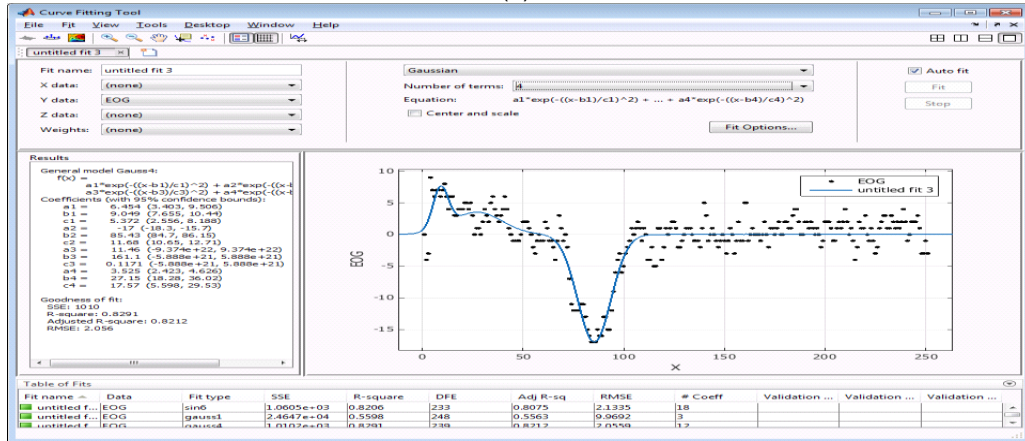
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



(a)

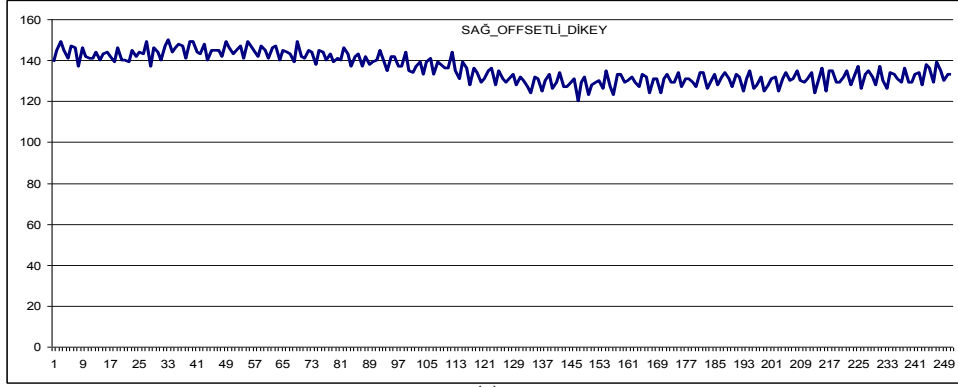


(b)

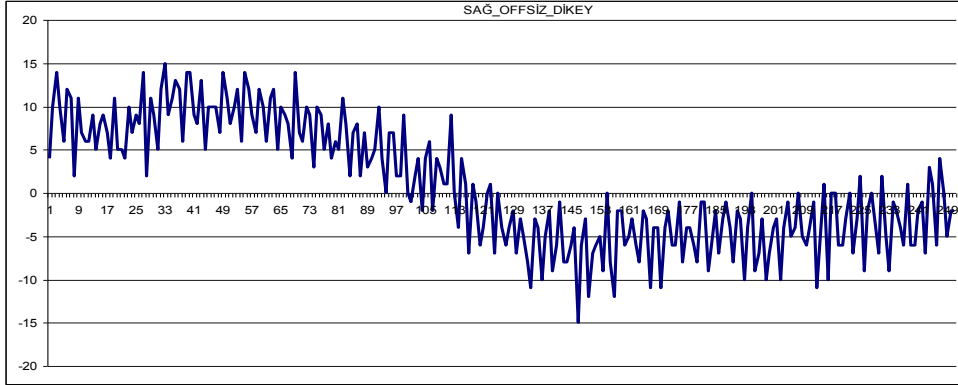


(c)

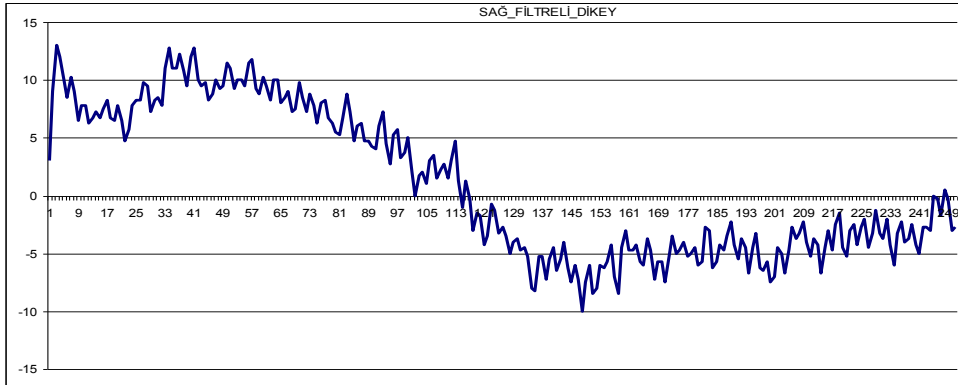
Şekil 4.9: ECG yukarı bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.
 (a) İşlenmemiş ECG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış ECG sinyali, (c) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



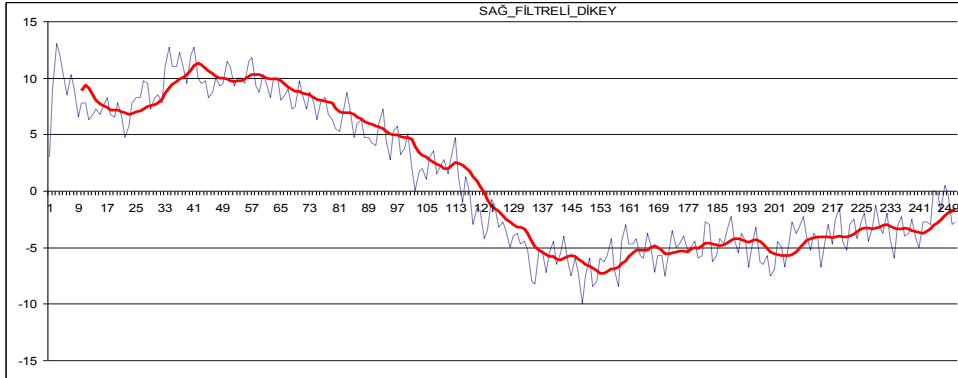
(a)



(b)



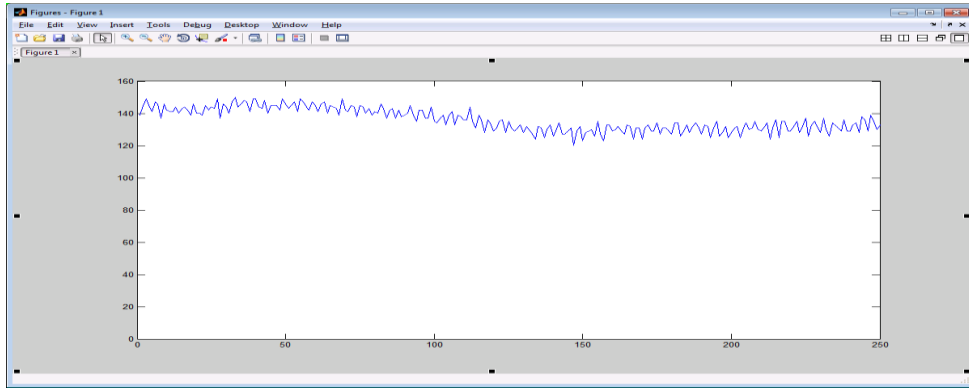
(c)



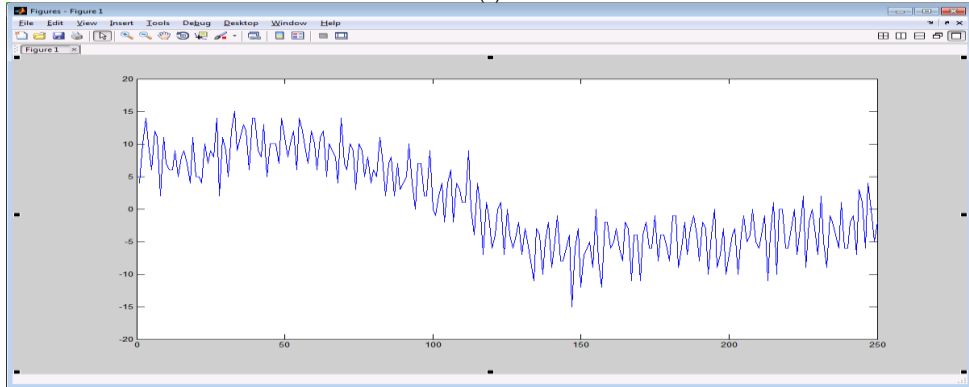
(d)

Şekil 4.10: EOG sağa bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

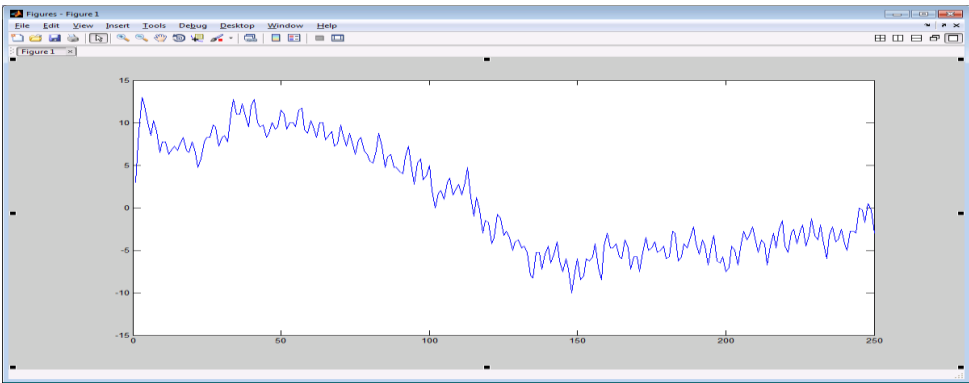
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



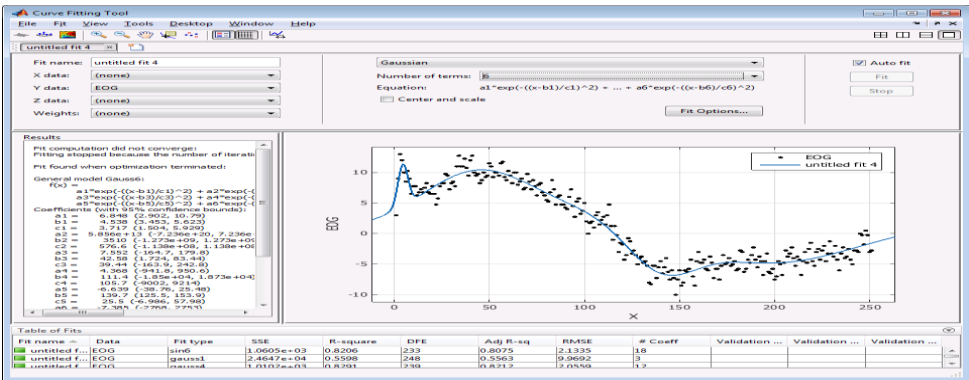
(a)



(b)



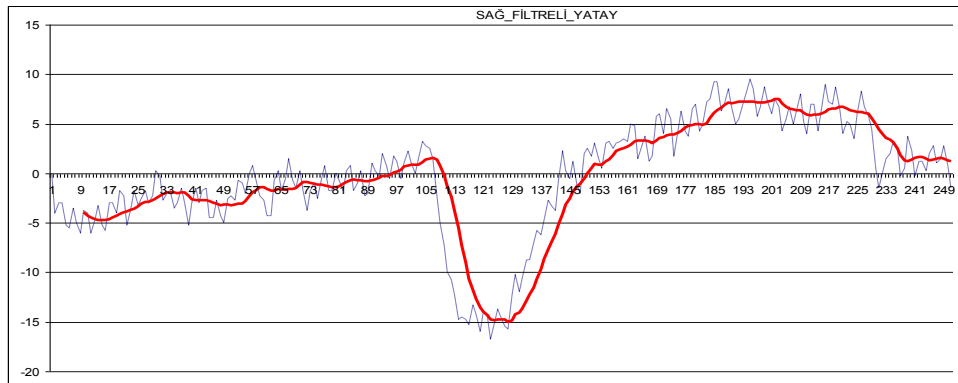
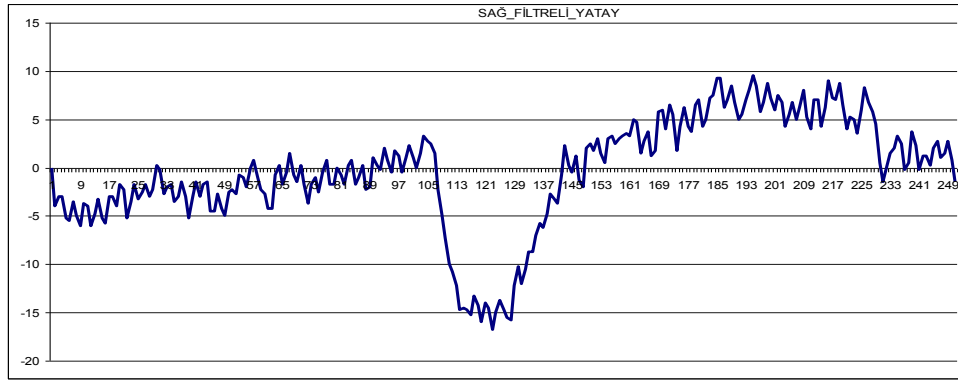
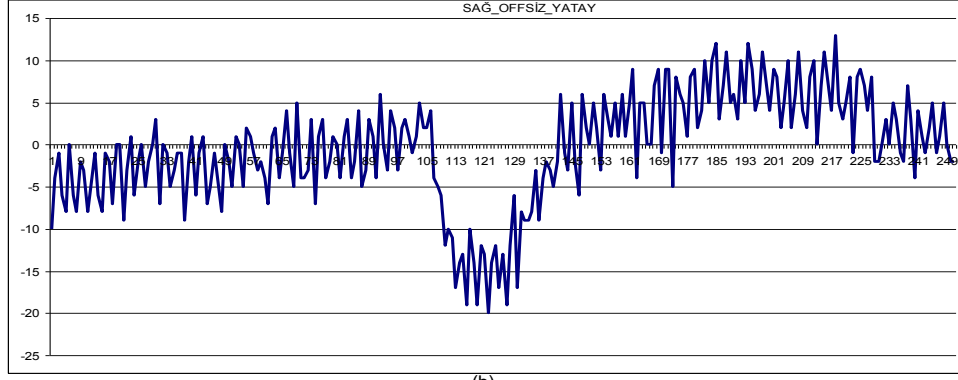
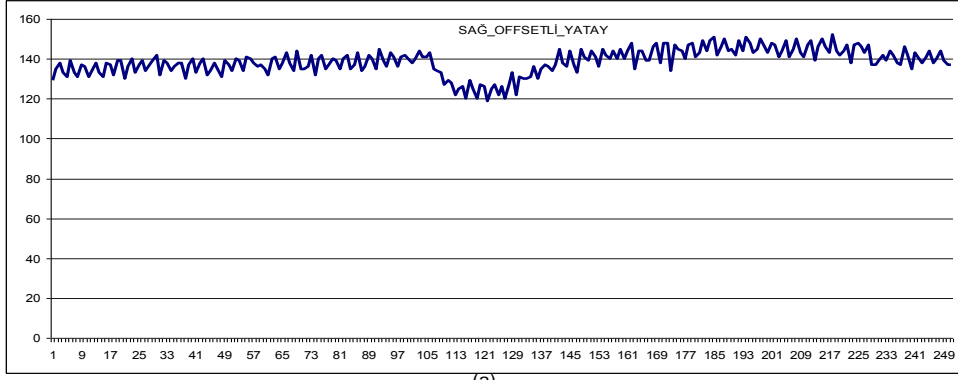
(c)



(d)

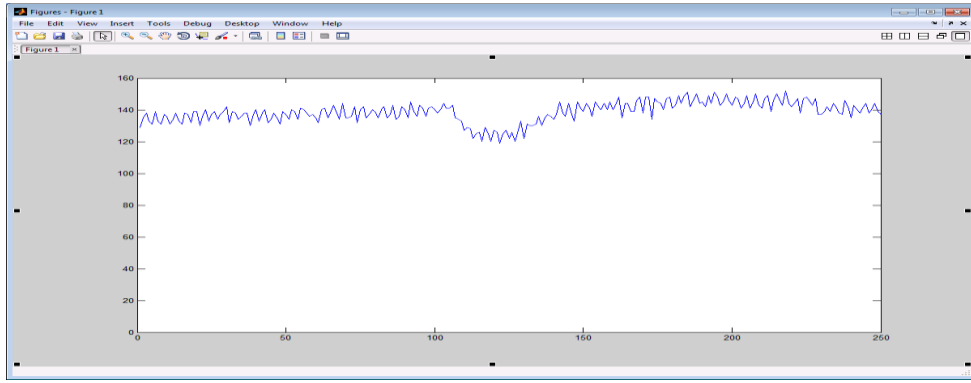
Şekil 4.11: EOG sağa bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.

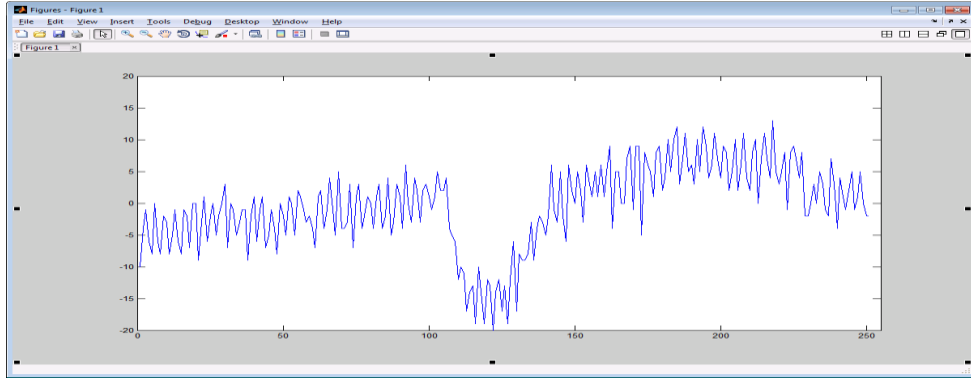


Şekil 4.12: EOG sağa bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

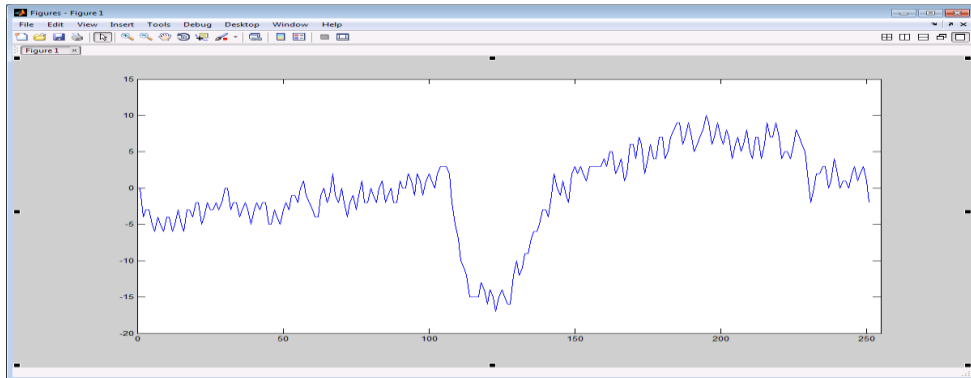
(a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



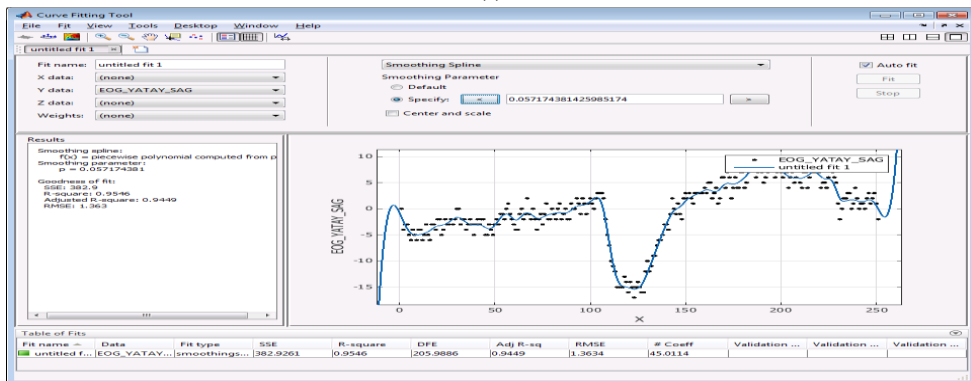
(a)



(b)



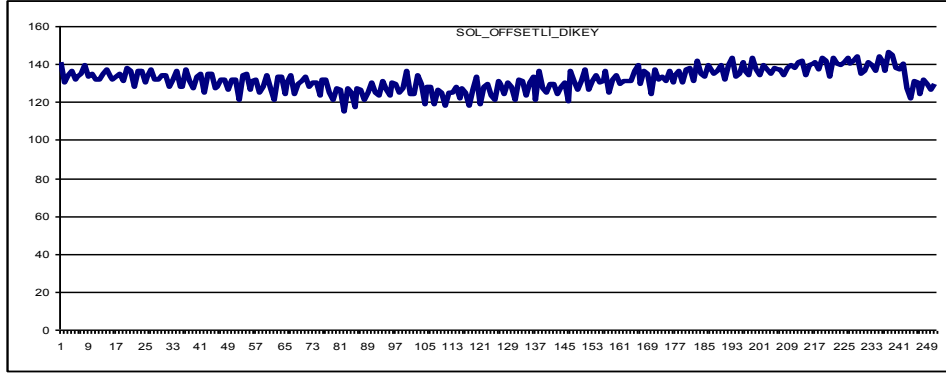
(c)



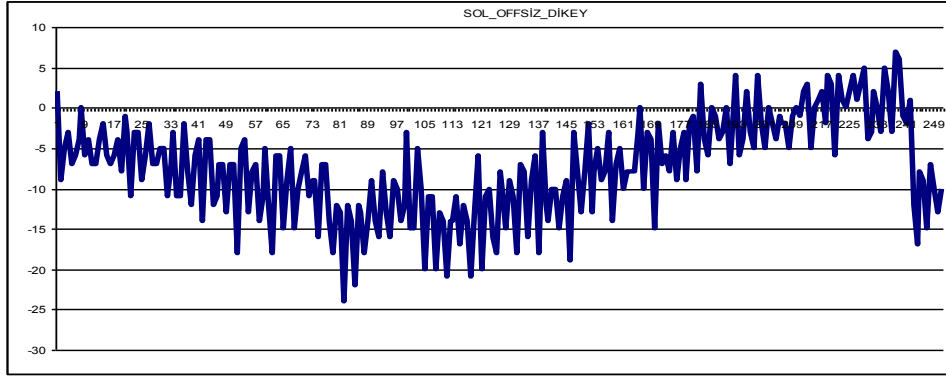
(d)

Şekil 4.13: EOG sağa bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

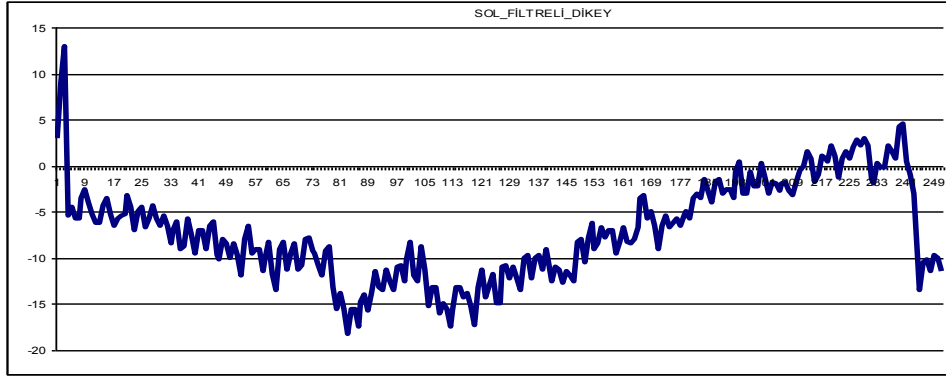
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



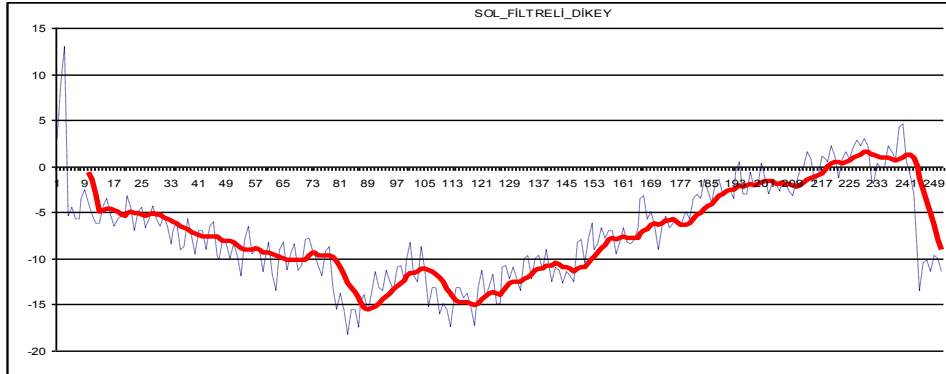
(a)



(b)



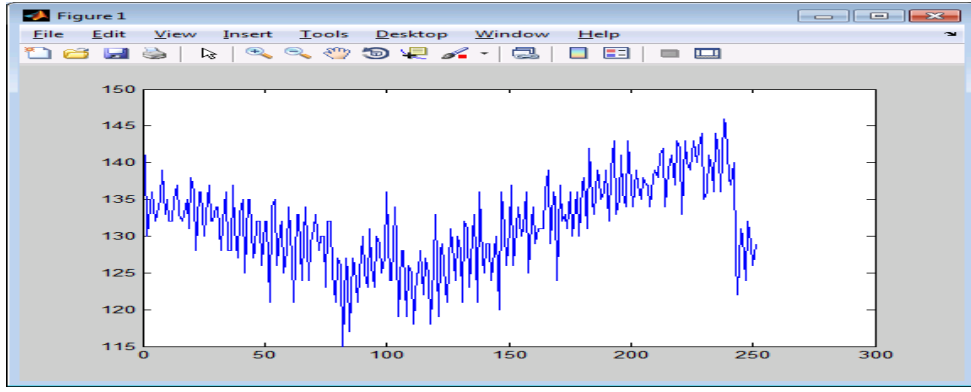
(c)



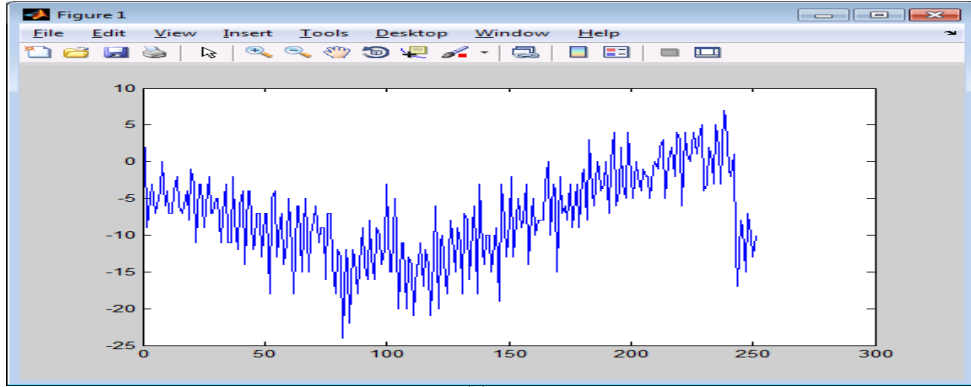
(d)

Şekil 4.14: EOG sola bakma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

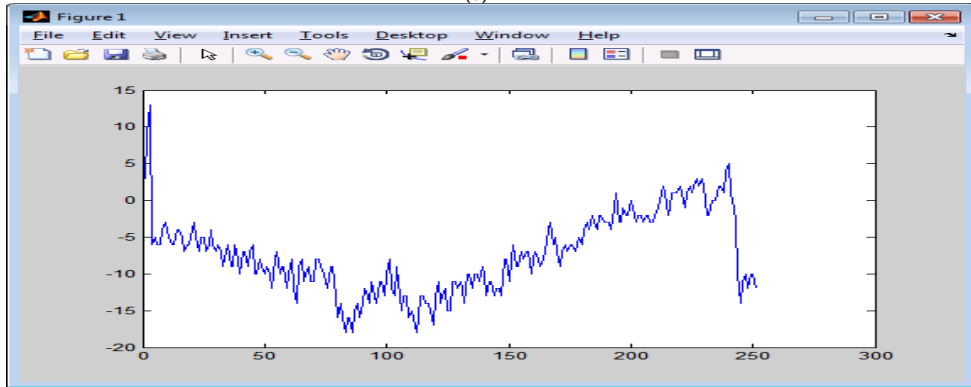
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



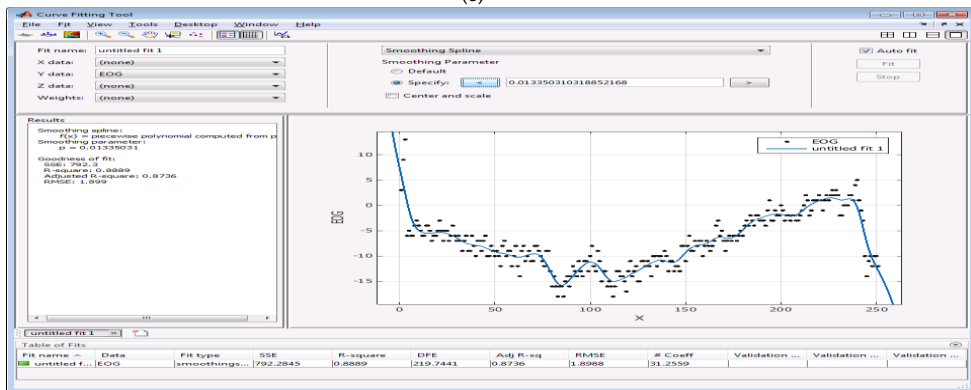
(a)



(b)

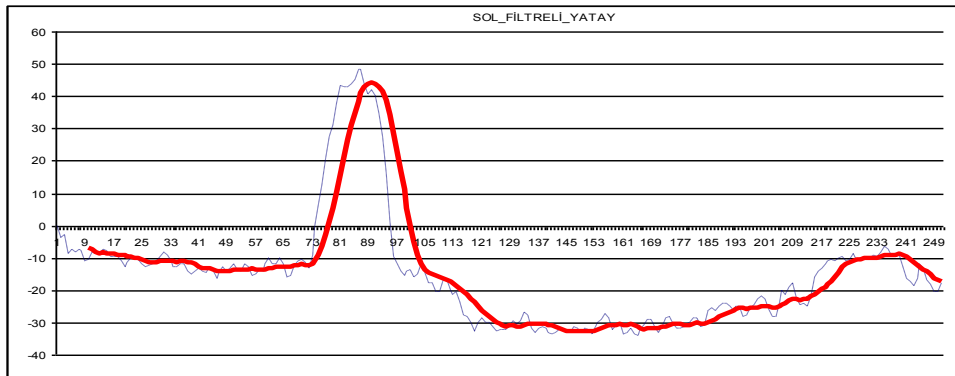
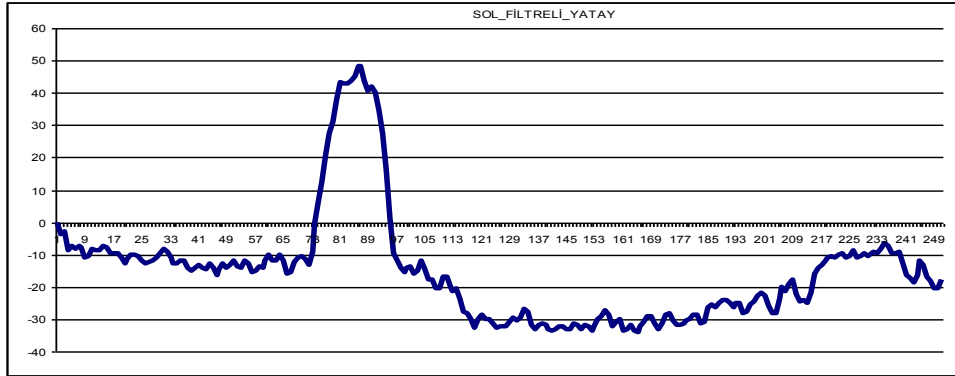
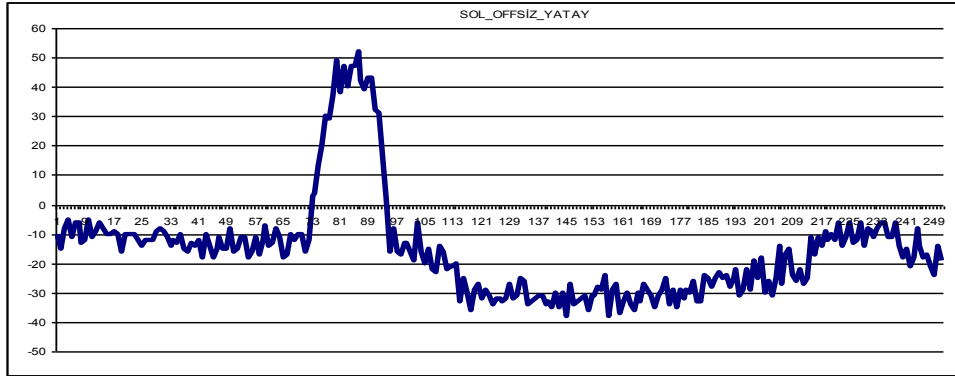
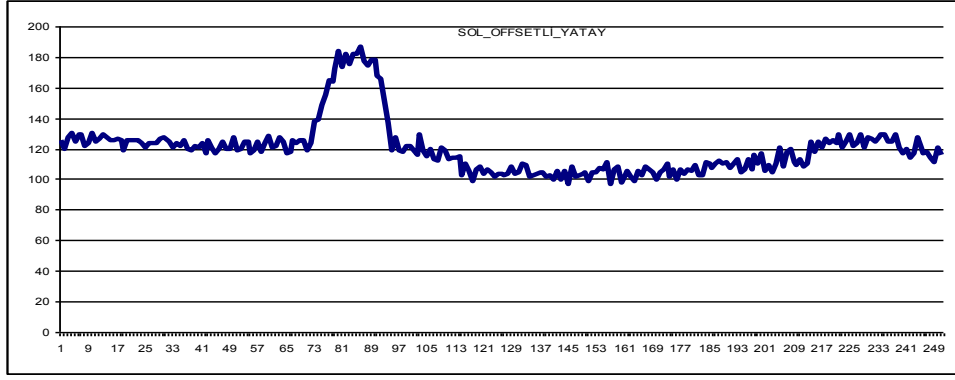


(c)



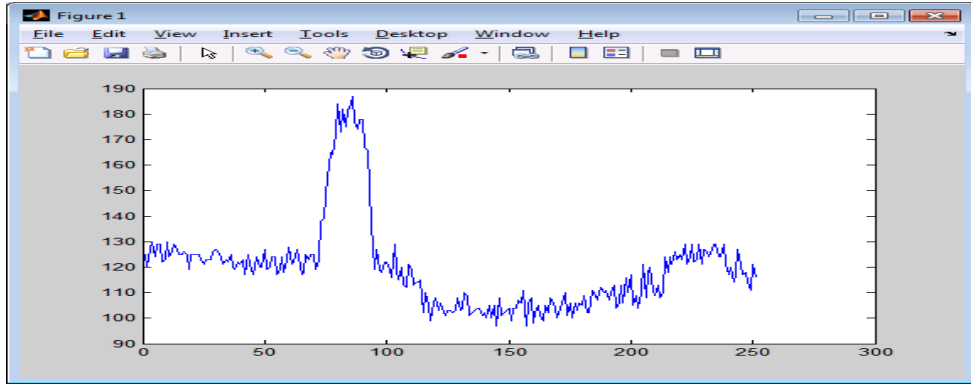
(d)

Şekil 4.15: EOG sola bakma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri. (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.

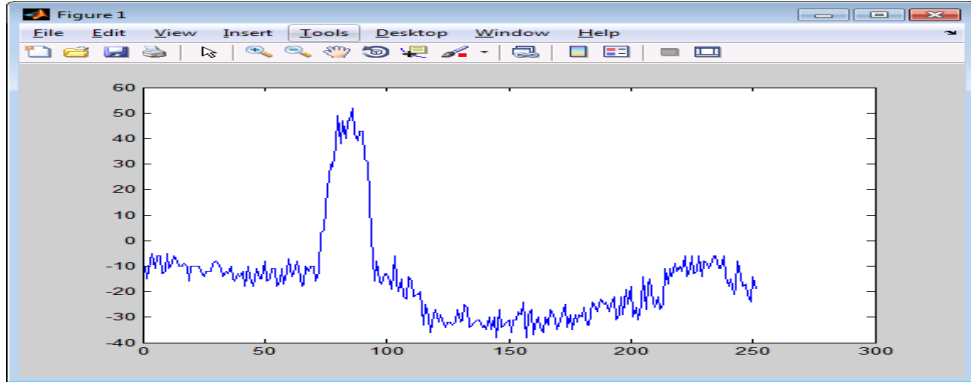


Şekil 4.16: EOG sola bakma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

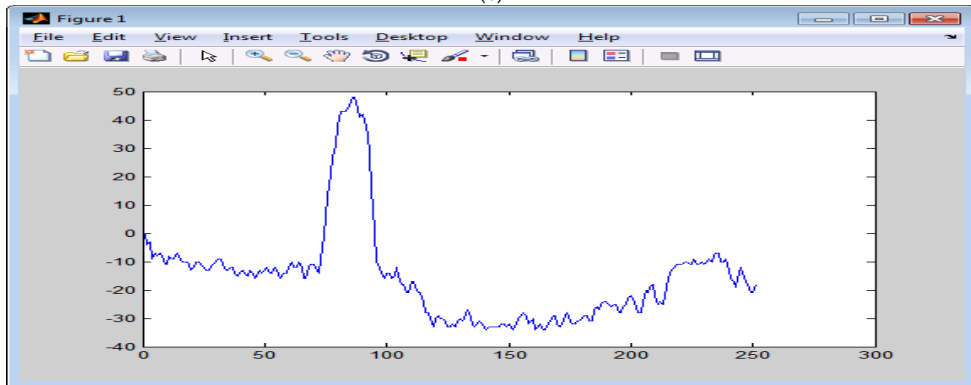
(a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



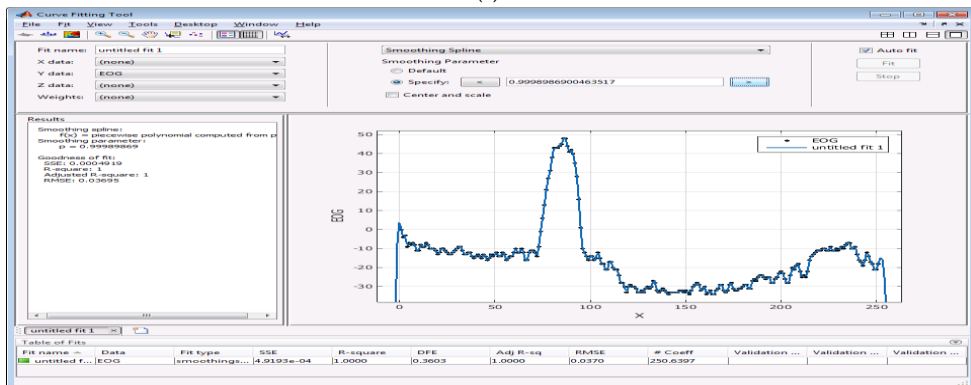
(a)



(b)



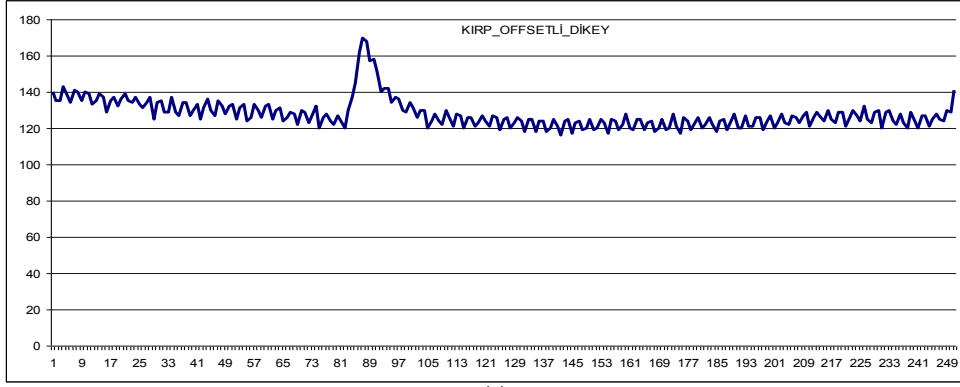
(c)



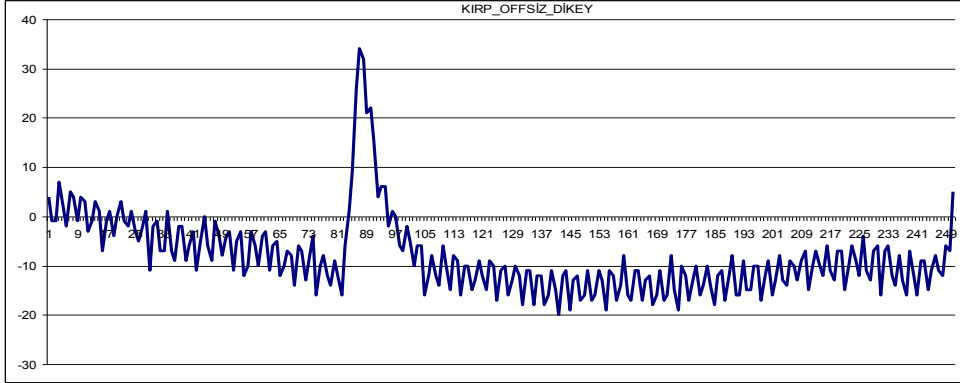
(d)

Şekil 4.17: EOG sola bakma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

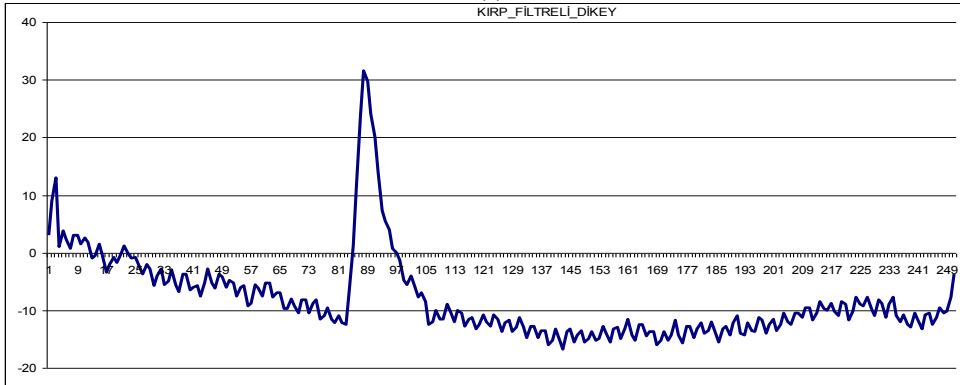
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



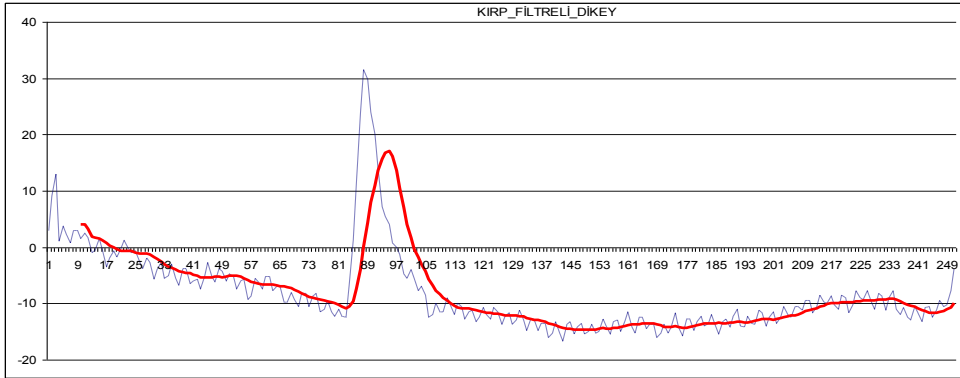
(a)



(b)



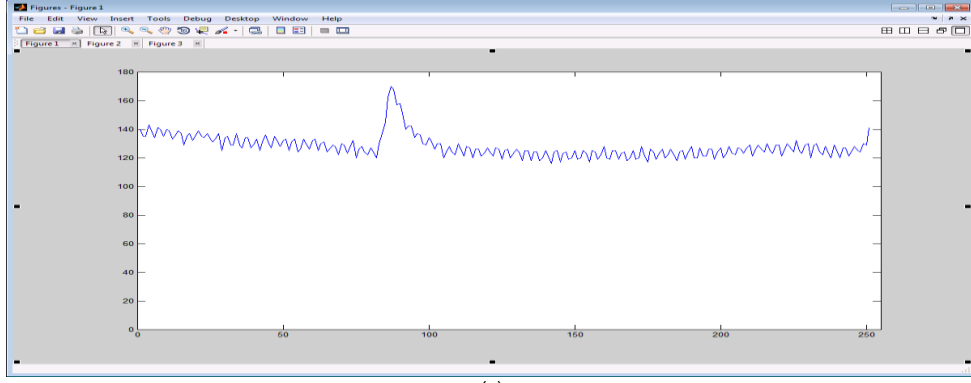
(c)



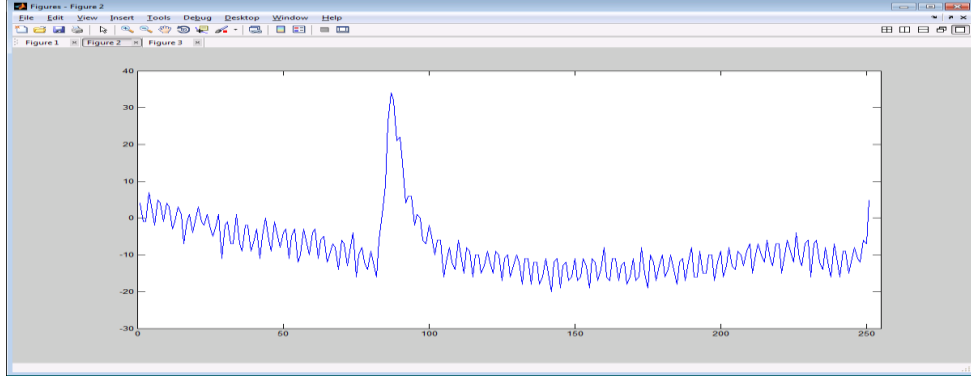
(d)

Şekil 4.18: EOG göz kırpma dikey kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

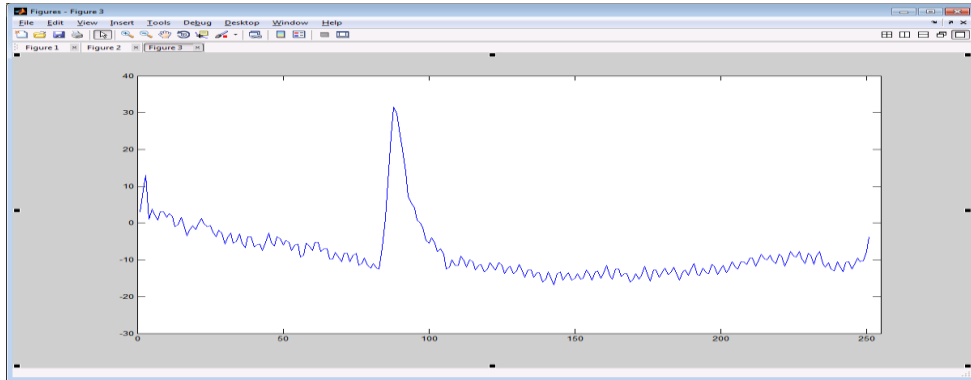
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



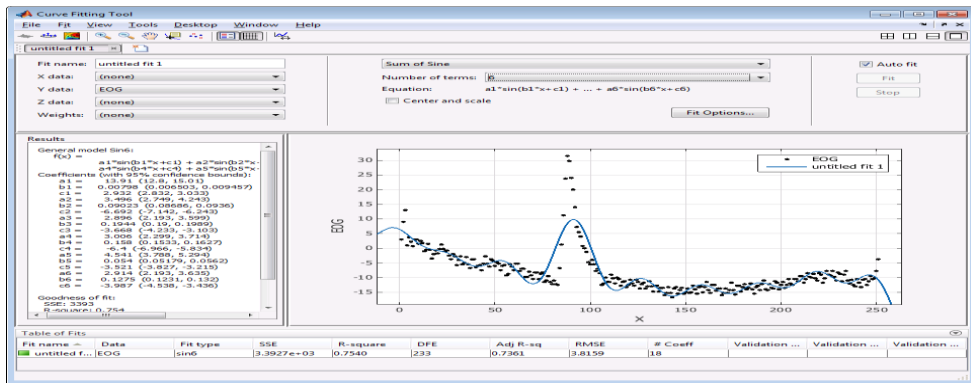
(a)



(b)



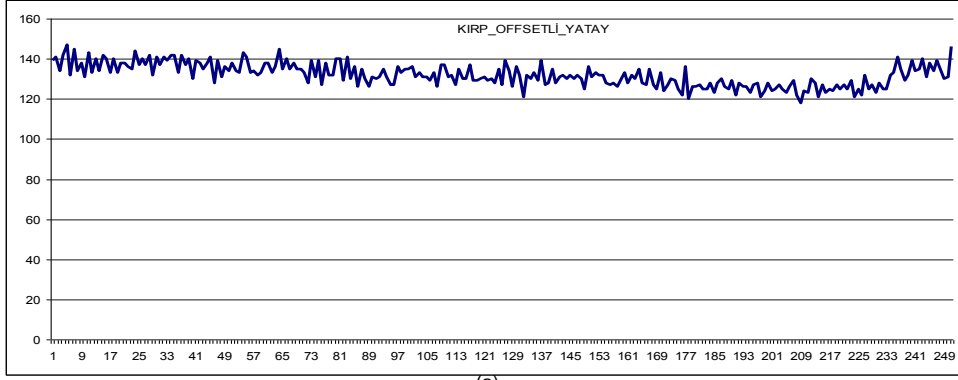
(c)



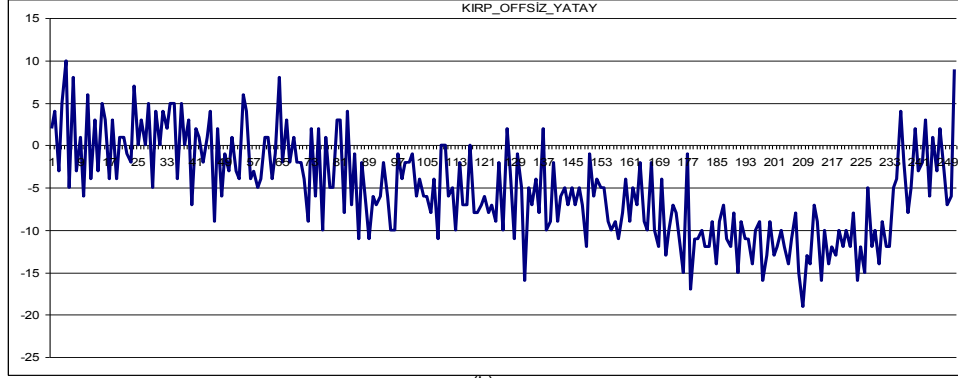
(d)

Şekil 4.19: EOG göz kırpma dikey kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

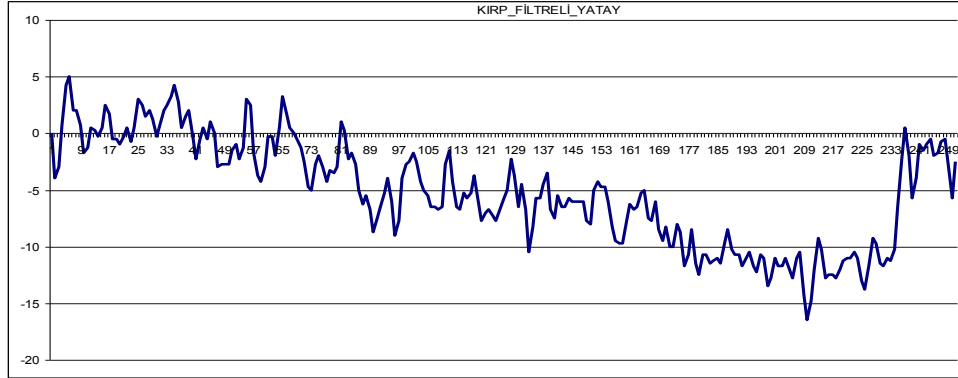
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



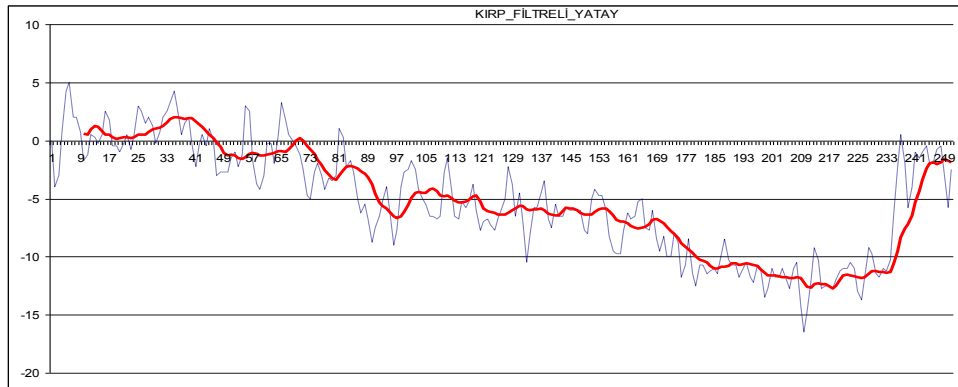
(a)



(b)



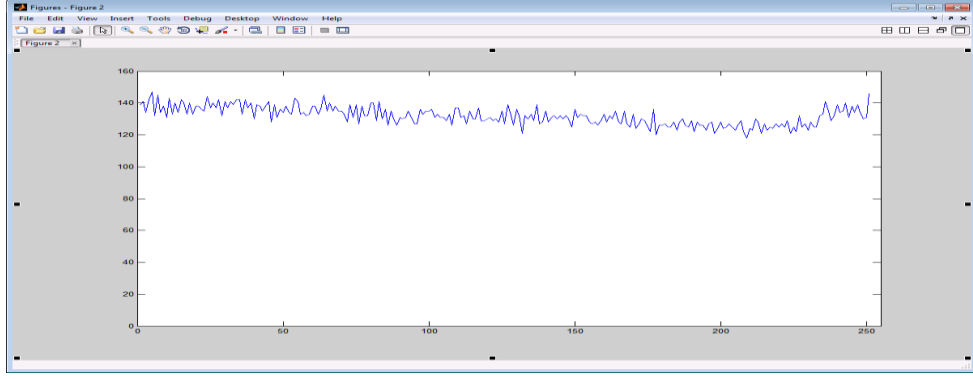
(c)



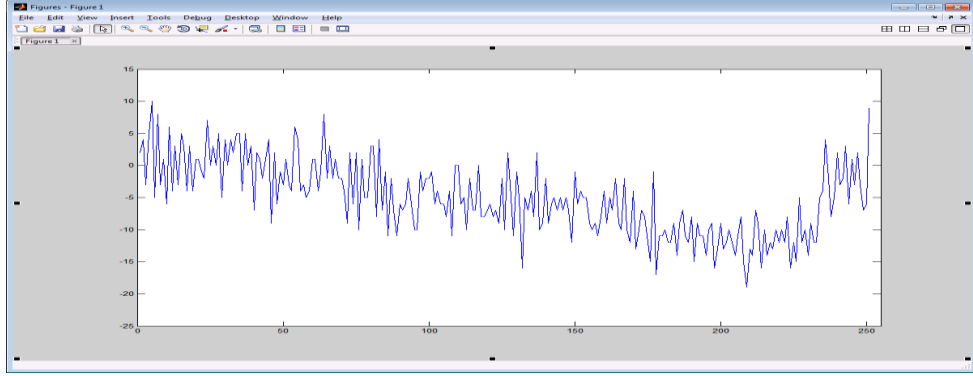
(d)

Şekil 4.20: EOG göz kırpma yatay kanal sinyalinin Excel arayüzleri.

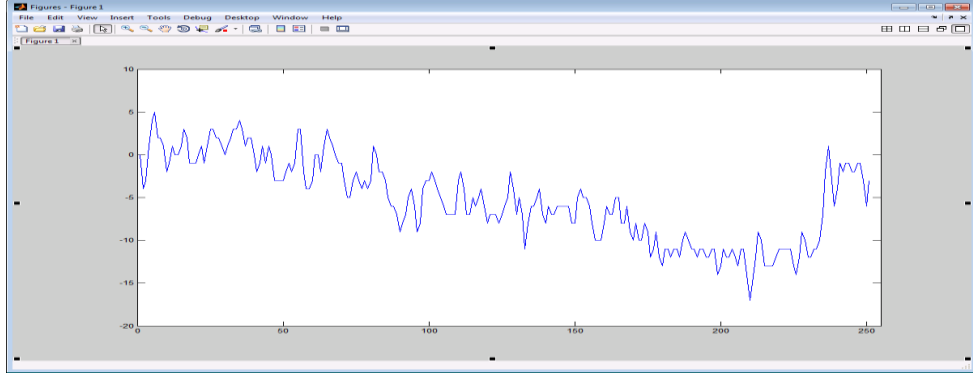
(a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali,
(c) Filtrelenmiş EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş EOG sinyali.



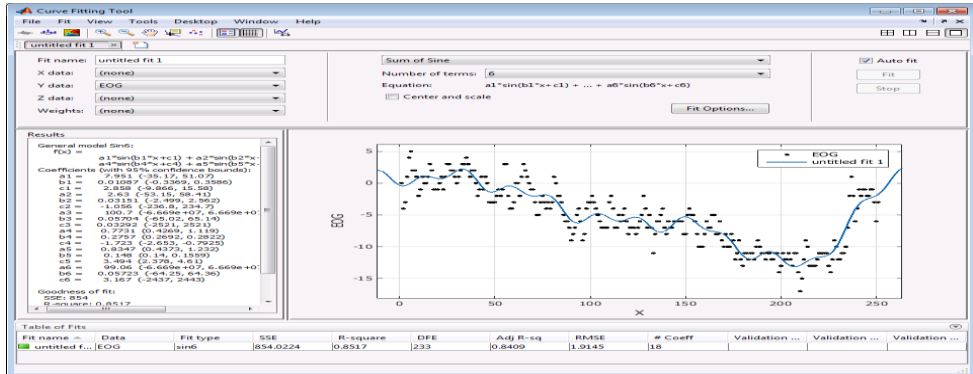
(a)



(b)



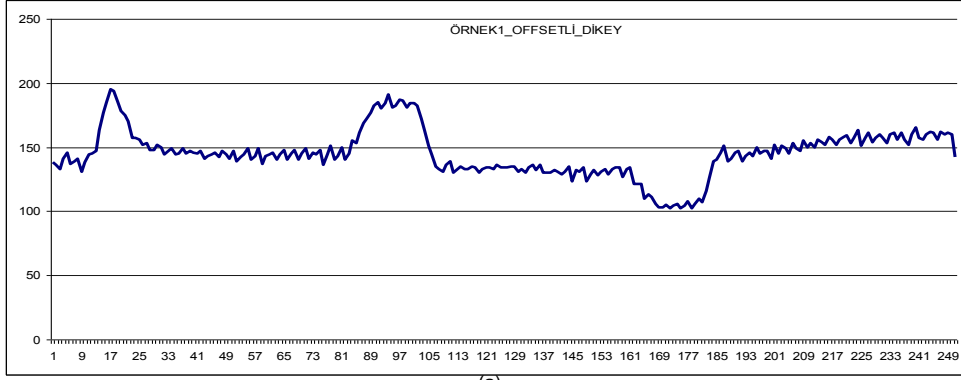
(c)



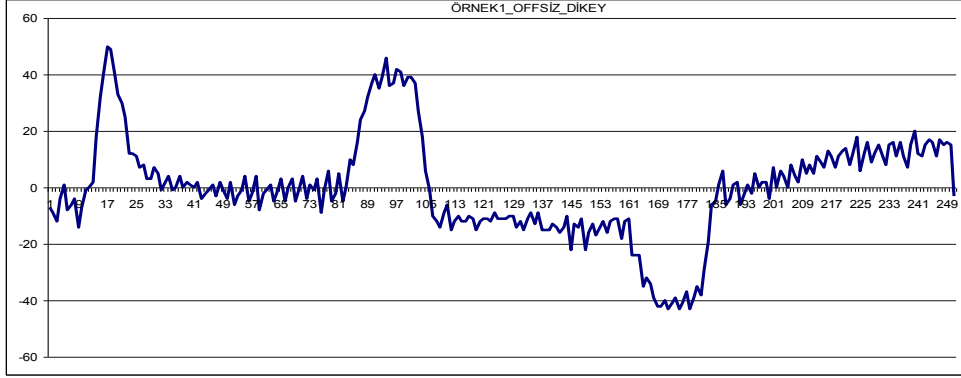
(d)

Şekil 4.21: EOG göz kırpma yatay kanal sinyalinin MatLab arayüzleri.

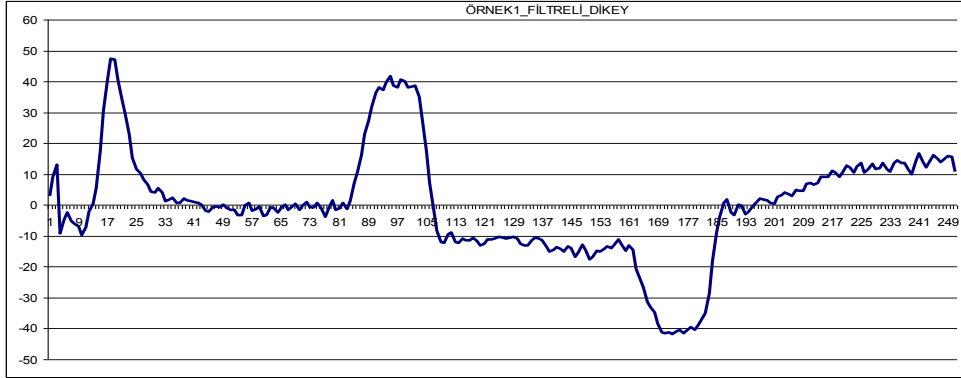
- (a) İşlenmemiş EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış EOG sinyali, (c) Frekans domeni görüntüsü, (d) Curve Fitting uygulaması görüntüsü.



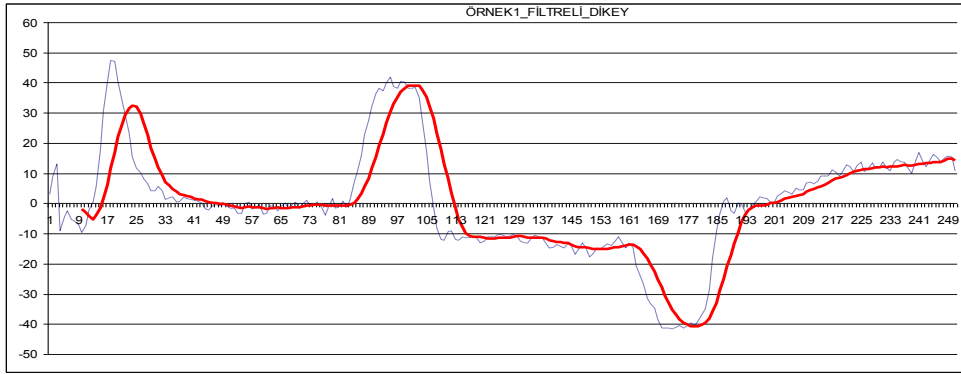
(a)



(b)

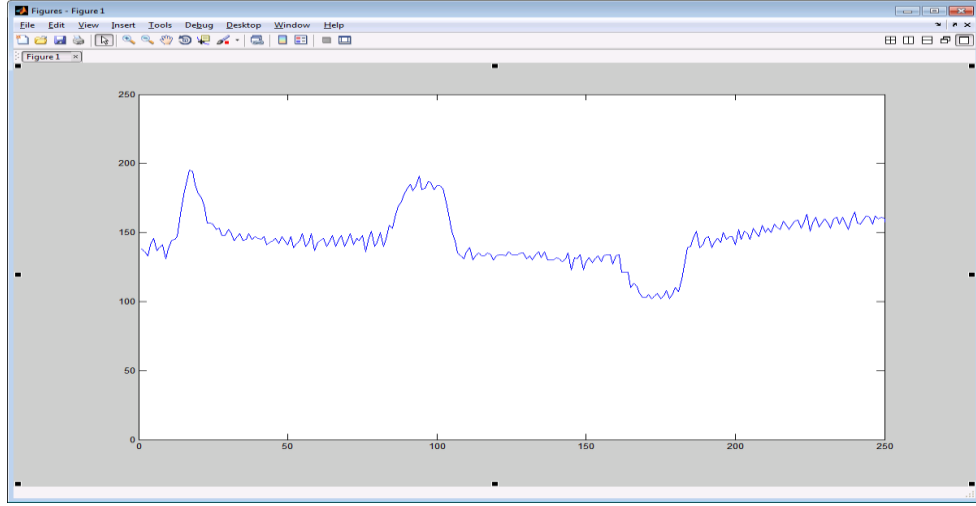


(c)

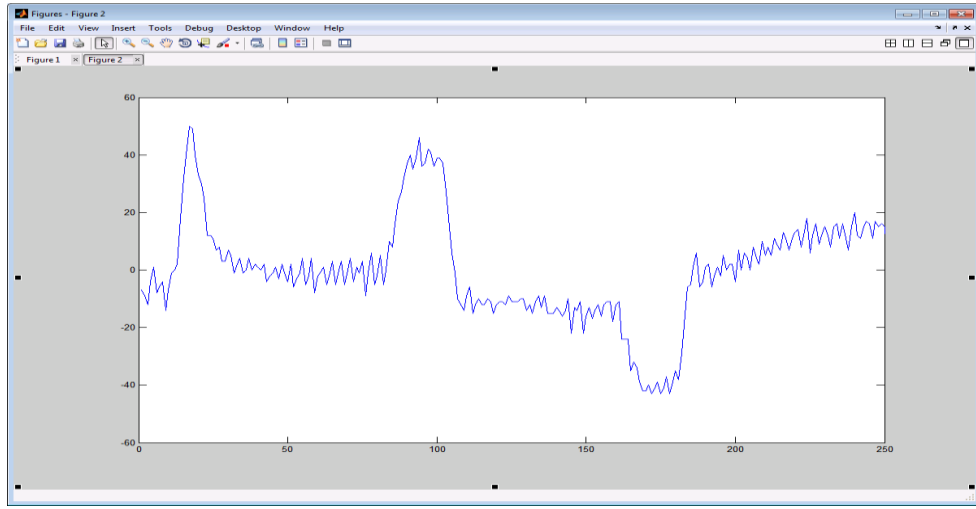


(d)

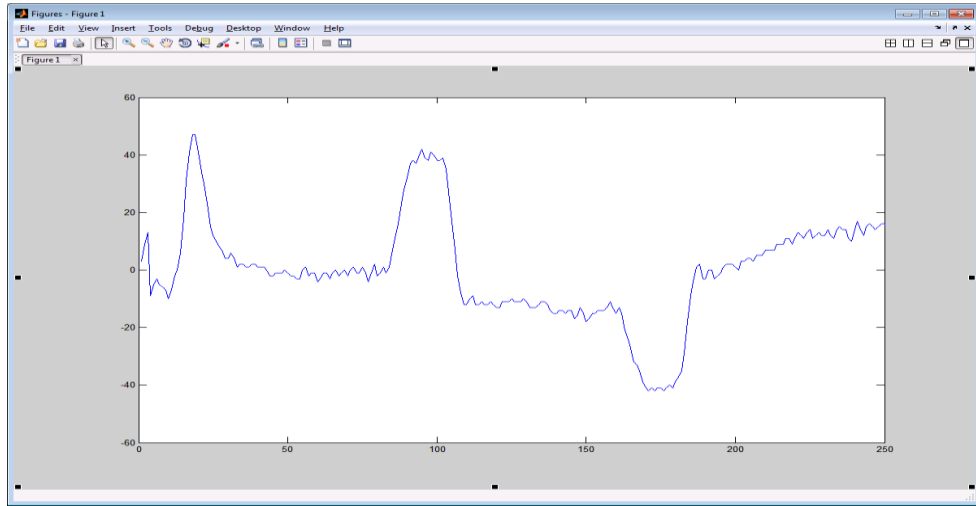
Şekil 4.22: Ardışık bakma (göz kırpma, önce yukarı sonra aşağı bakma) sinyalinin Excel arayüzleri. (a) İşlenmemiş ardışık EOG sinyali, (b) DC offset bastırılmış ardışık EOG sinyali, (c) Filtrelenmiş ardışık EOG sinyali, (d) İkinci kez filtrelenmiş ardışık EOG sinyali.



(a)



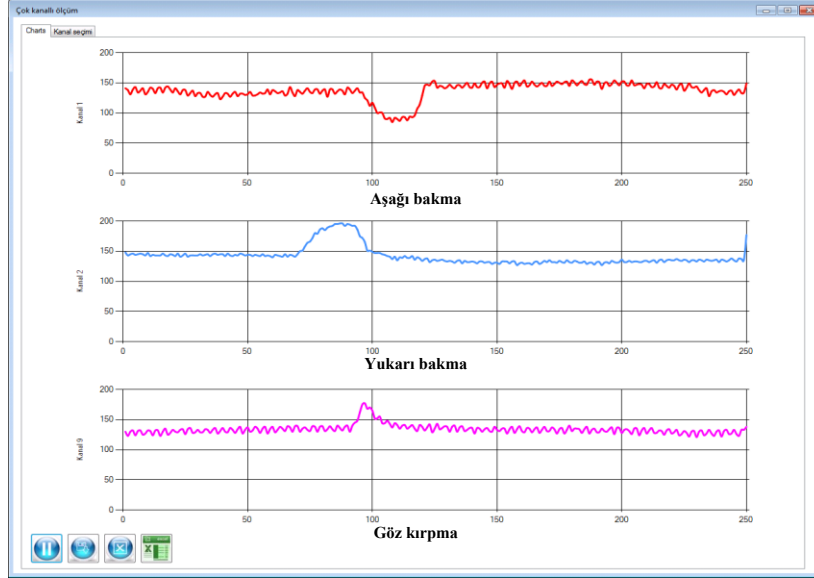
(b)



(c)

Şekil 4.13: Ardışık bakma (göz kırpma, önce yukarı sonra aşağı bakma) sinyalinin MatLab arayüzleri. (a) İşlenmemiş ardışık EOG sinyali, (b) DC ofset bastırılmış ardışık EOG sinyali, (c) Filtrelenmiş ardışık EOG sinyali.

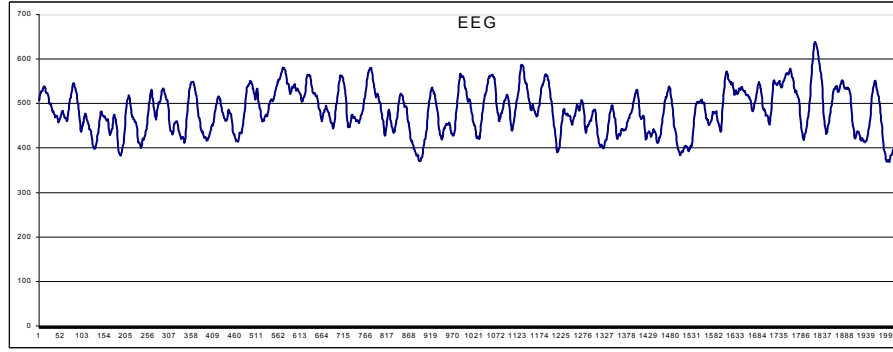
Elde edilen EOG sinyallerinin bu tez çalışması kapsamında geliştirilen C# arayüzü kullanılarak görüntülenmiş hallerinin aşağı bakma, yukarı bakma ve göz kırpmaları Şekil 4.24’de verilmiştir.



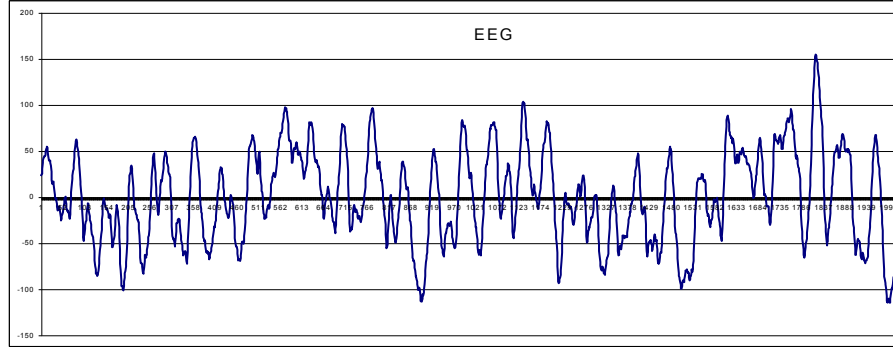
Şekil 4.24: Ölçülen EOG sinyallerinin C# arayüzü kullanılarak görüntülenmesi.

4.2 Elektroensofalogram (EEG) Ölçüm Sonuçları

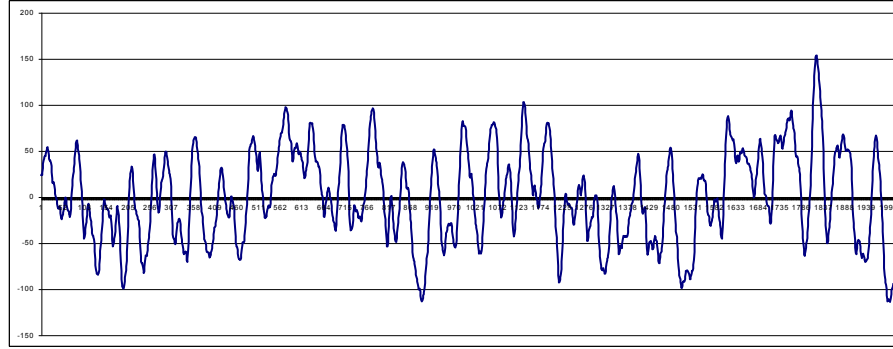
EEG sinyallerinin değerlendirmesi zor olması yanında, yorumlanması için de oldukça yoğun bir sinyal işleme faaliyeti gerektirir. Bu çalışmada, EEG ölçümleri sırasında referans noktası olarak sağ kulak kısmına yerleştirilen elektrot temel alınmış ve fark sinyali buna göre görüntülenmiştir. Kullanılan kanala ait analog çıkış, denek tarafında bulunan osiloskopta görüntülenerek, deneğin hareket vb. sebeplerle sinyaldeki bozulmayı görmesi ve uygun pozisyon alması için kullanılmaktadır. Aynı kanaldan alınan analog sinyal eş zamanlı olarak ADC vasıtasıyla sayısal sinyale çevirilmekte ve bilgisayara aktarılmaktadır. Bilgisayara aktarılan EEG sinyalinin Excel, MatLab ve C# arayüz görüntüleri Şekil 4.25 ve Şekil 4.26’da verilmiştir.



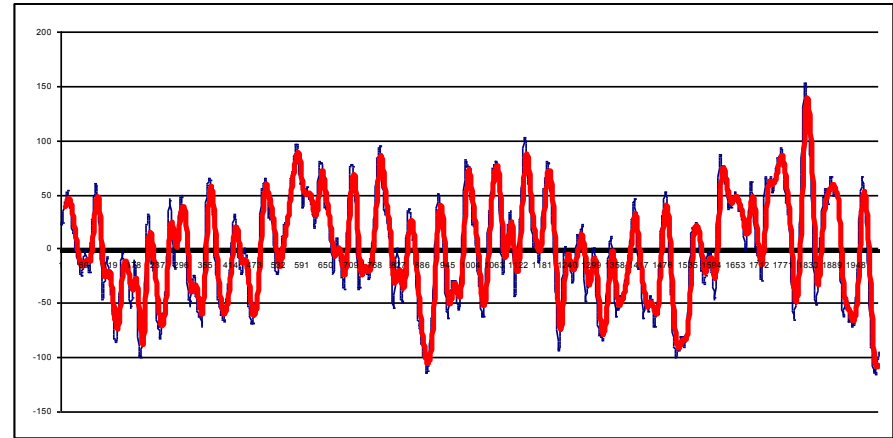
(a)



(b)

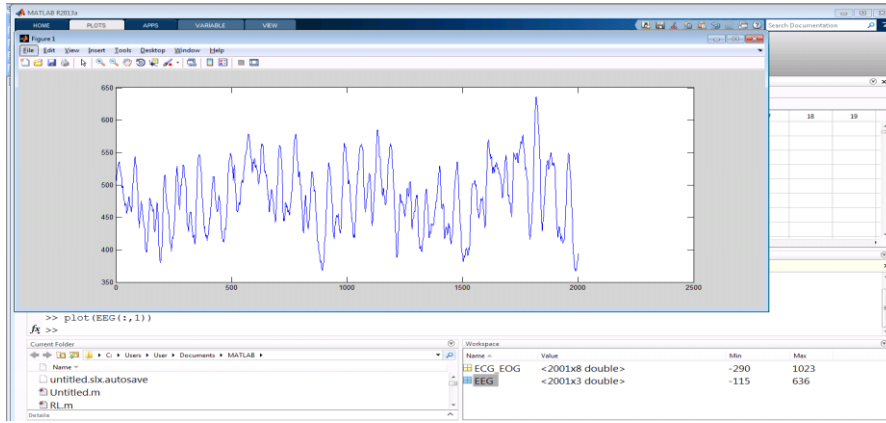


(c)

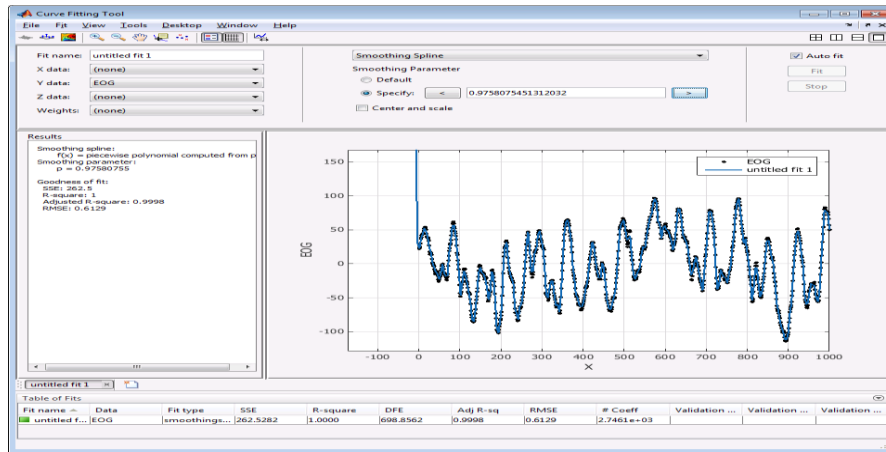


(d)

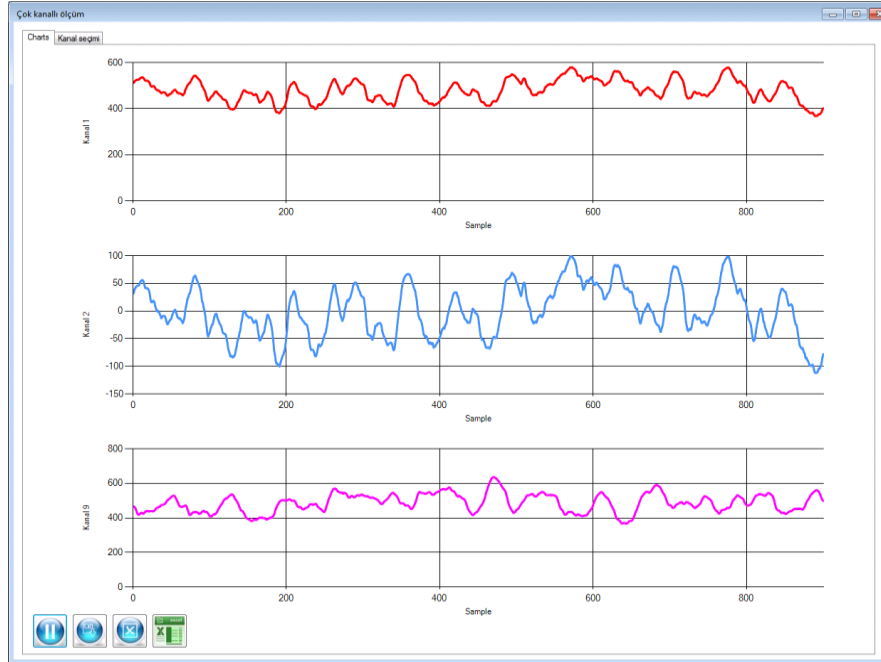
Şekil 4.25: EEG sinyalinin Excel arayüzleri. (a) İşlenmemiş EEG sinyali, (b) DC ofseti bastırılmış EEG sinyal, (c) Filtrelenmiş EEG sinyali. (d) İkinci kez filtrelenmiş EEG sinyali.



(a)



(b)

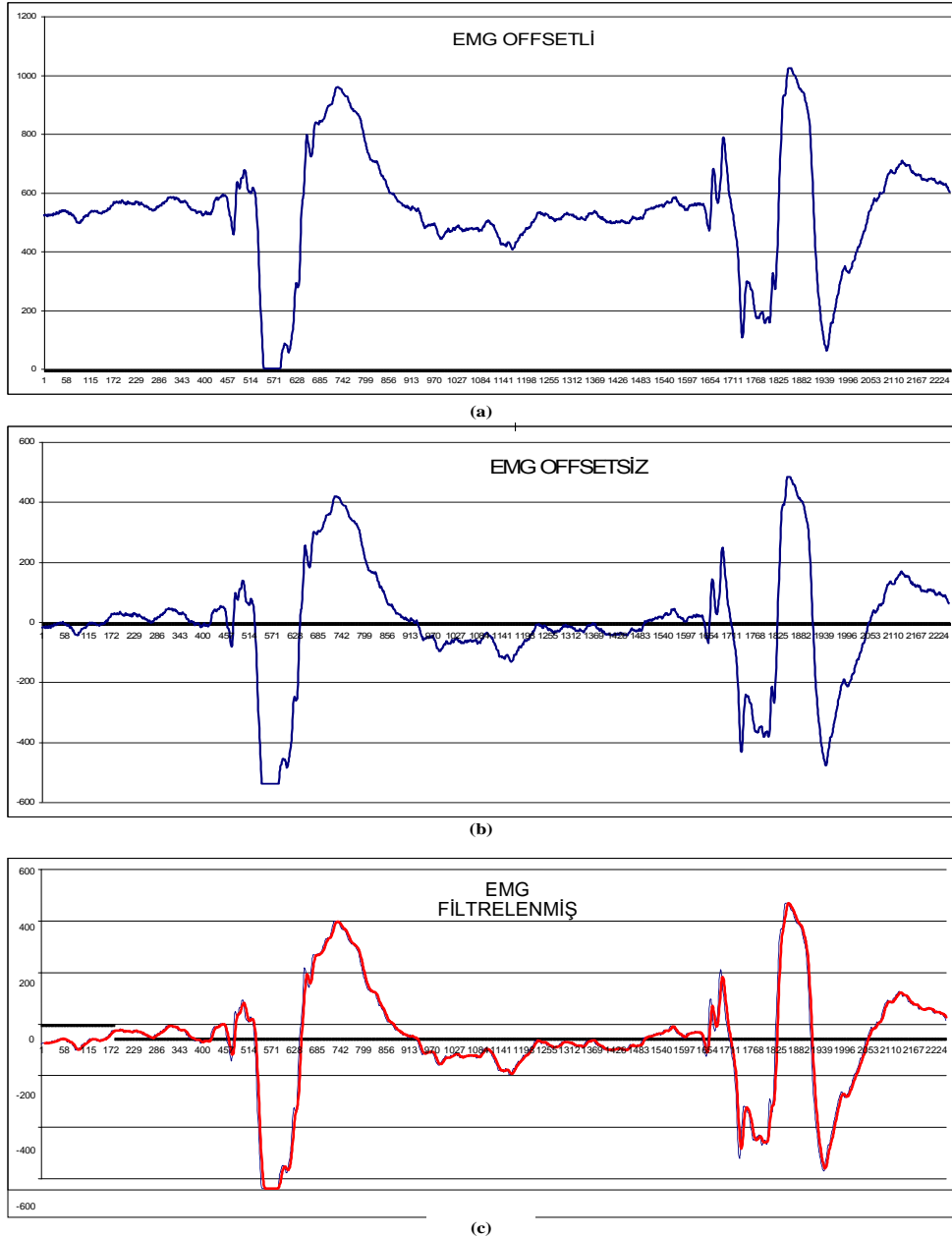


(c)

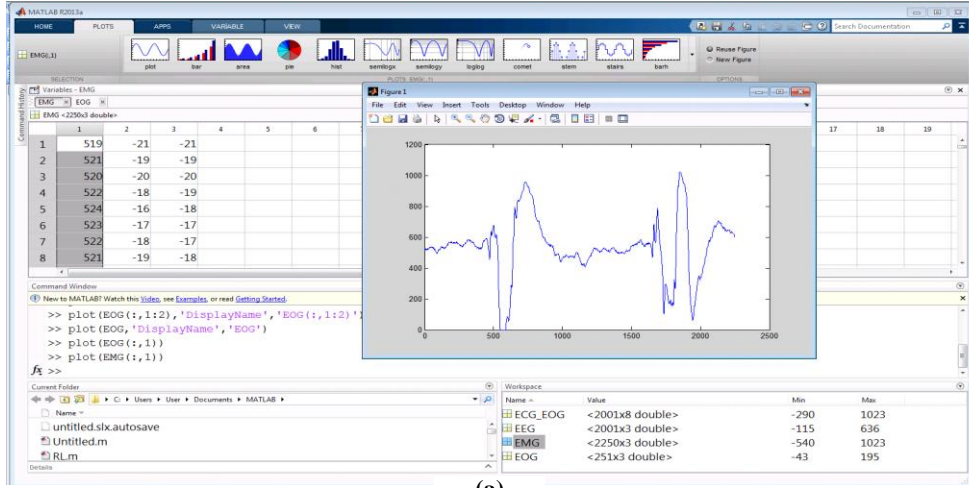
Şekil 4.26: EEG sinyalinin, (a) MatLab arayüzü ile görüntülenmesi, (b) MatLab Curve Fitting uygulaması ile kontraksiyonların tespit edilmesi, (c) C# arayüzü ile görüntülenmesi.

4.3 Elektromiyogram (EMG) Ölçüm Sonuçları

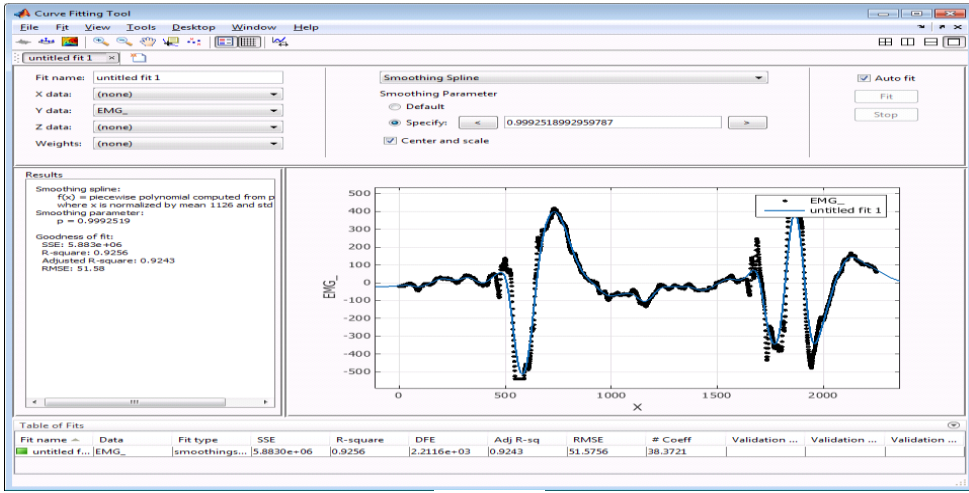
Bu çalışmada tasarlanan biyosinyal ölçüm sistemi tarafından gerekli sinyal işleme adımlarından geçirilerek elde edilen EMG sinyalinin, ADC tarafından sayısal olarak dönüştürülerek bilgisayara aktarılması sonrasında, Excel ve Matlab arayüzü aracılığıyla görüntülenmesi sırasıyla Şekil 4.27 ve Şekil 4.28’de verilmiştir.



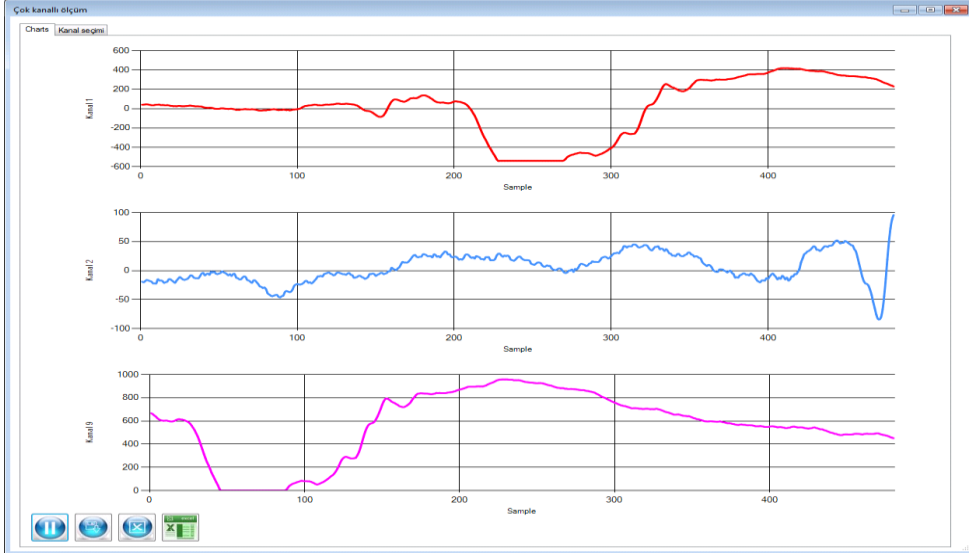
Şekil 4.27: EMG sinyalinin; (a) Excel arayüzü ile görüntülenmesi, (b) DC offsetinin bastırılması, (c) Filtrenmesi.



(a)



(b)

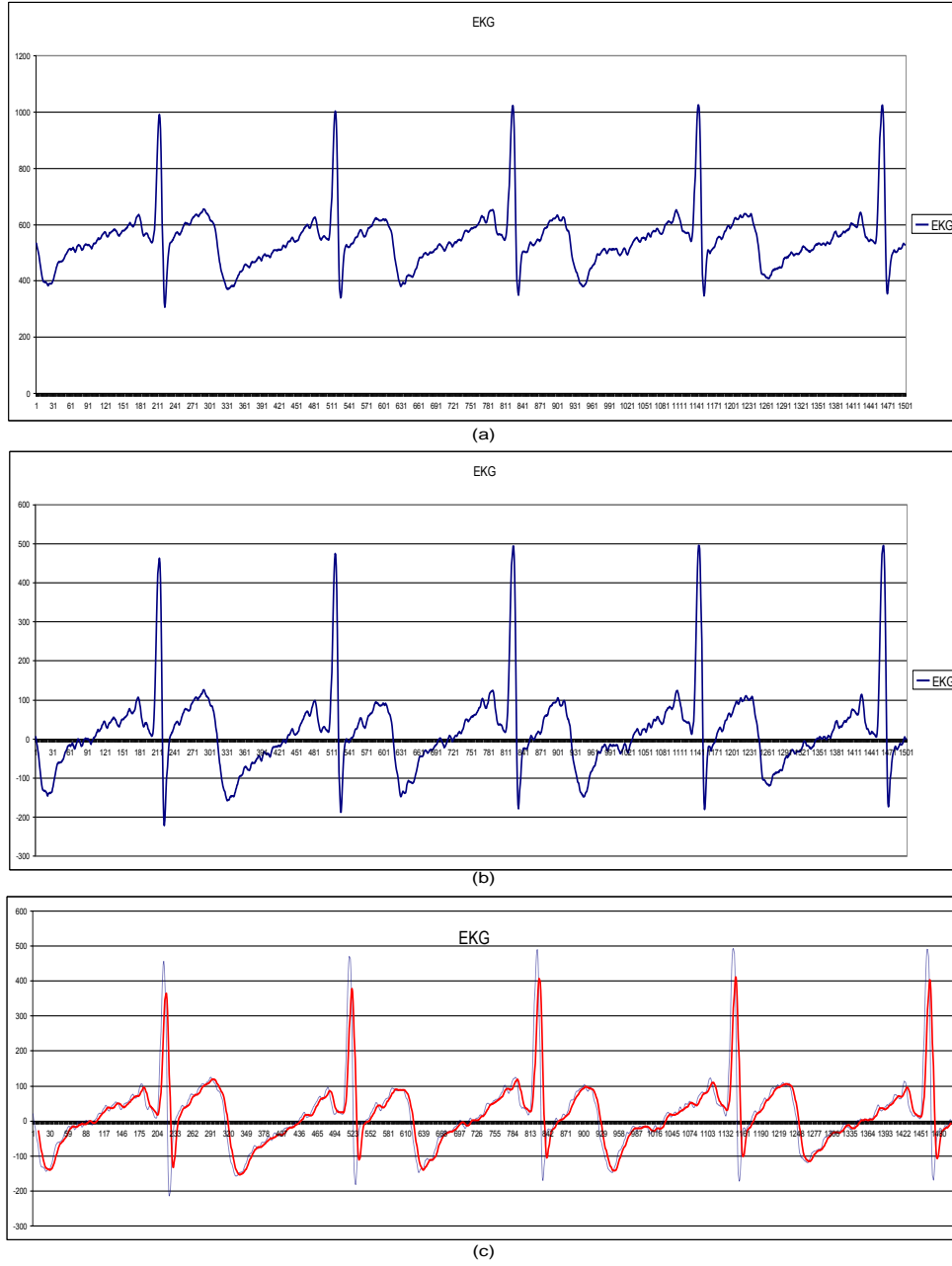


(c)

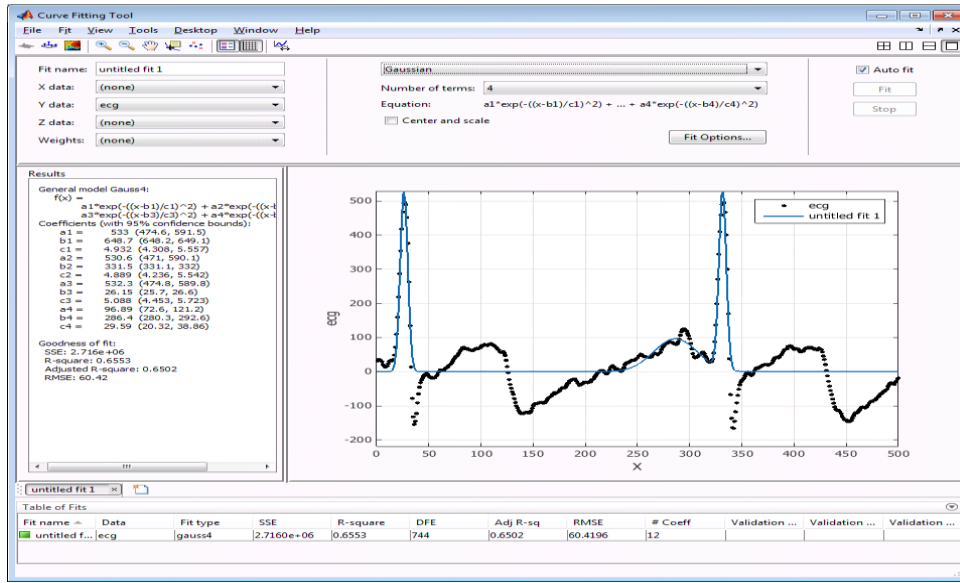
Şekil 4.28: EMG sinyalinin; (a) MatLab arayüzü ile görüntülenmesi, (b) MatLab Curve Fitting uygulaması işlenmesi, (b) C# arayüzü ile görüntülenmesi.

4.4 Elektrokardiyogram (EKG) Ölçüm Sonuçları

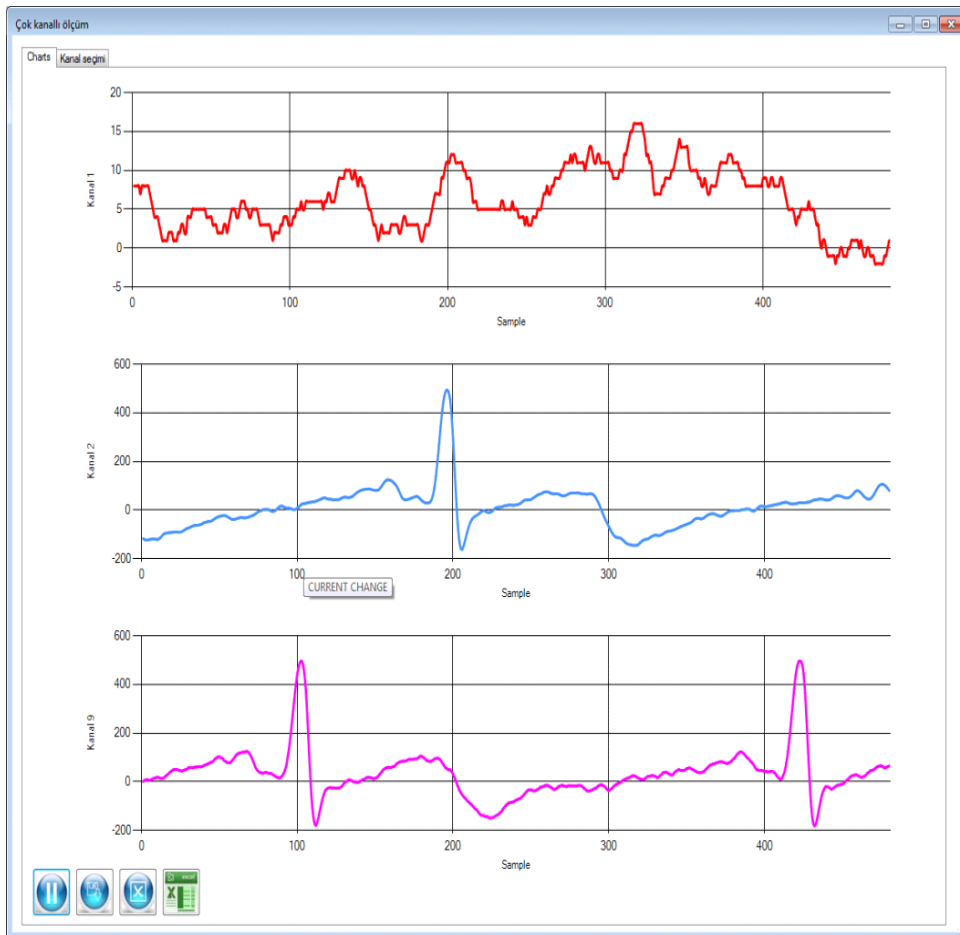
Bu çalışmada tasarlanan biyosinyal ölçüm sistemi tarafından gerekli sinyal işleme adımlarından geçirilerek elde edilen EKG sinyalinin, ADC tarafından sayısal olarak dönüştürülerek bilgisayara aktarılması sonrasında, Excel ve Matlab arayüzü aracılığıyla görüntülenmesi sırasıyla Şekil 4.29 ve Şekil 4.30'da verilmiştir.



Şekil 4.29: EKG sinyalinin; (a) Excel arayüzü ile görüntülenmesi, (b) DC ofsetinin bastırılması, (c) Filtrelenmesi.



(a)



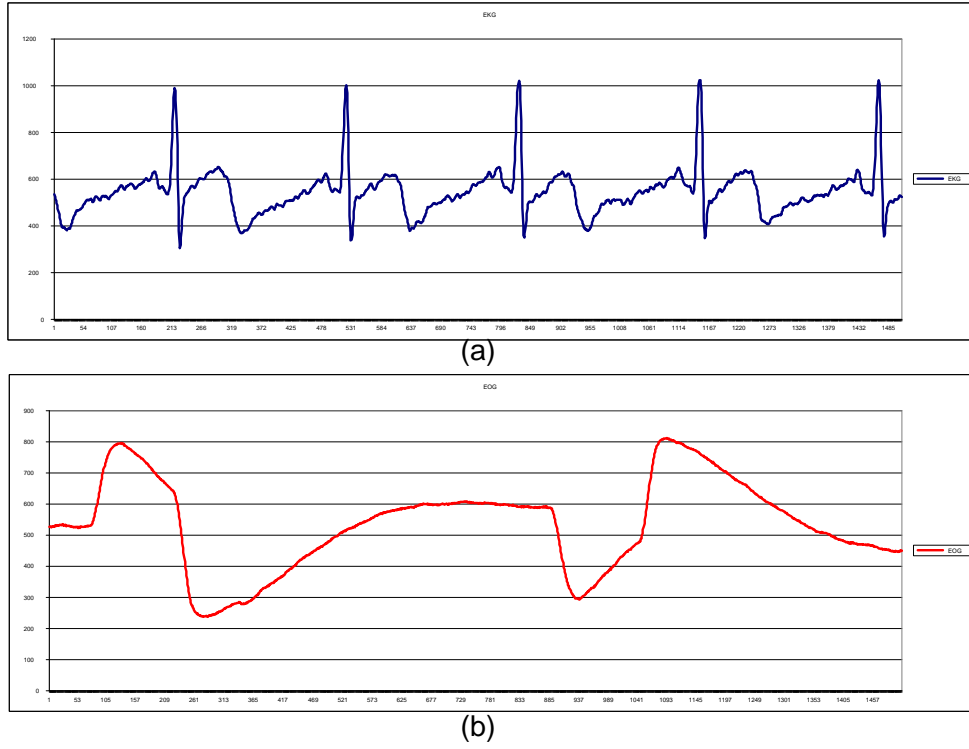
(b)

Şekil 4.30: EKG sinyali.

(a) MatLab Curve Fitting ile işlenmesi, (b) C# arayüzü ile alınan EKG.

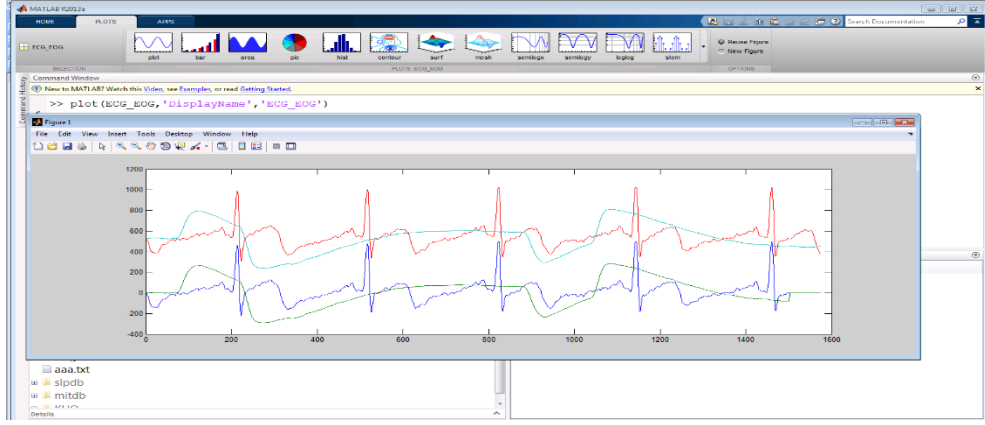
4.5 Çok Kanallı Ölçüm Sonuçları

Geliştirilen çok kanallı biyosinyal ölçüm sisteminin en büyük avantajlarından bir tanesi araştırmacılara eş zamanlı olarak birden fazla biyosinyali ölçme ve kaydetme olanağı sunmasıdır. Deneysel çalışma anlamında aynı anda EOG ve EKG sinyalinin ölçümü ve görüntülenmesine yönelik uygulama gerçekleştirilmiştir. Analog çıkış, sayısala dönüştürülmekte, eş zamanlı olarak bilgisayara aktarılmakta, Excel ve MatLab arayüzleri ile görüntülenmektedir. Excel arayüzü kullanılarak görüntülenen EKG ve EOG verilerine ait görünüm Şekil 4.31’de verilmiştir.



Şekil 4.31: Çok kanallı ölçüm.
(a) EKG sinyali, (b) EOG sinyali.

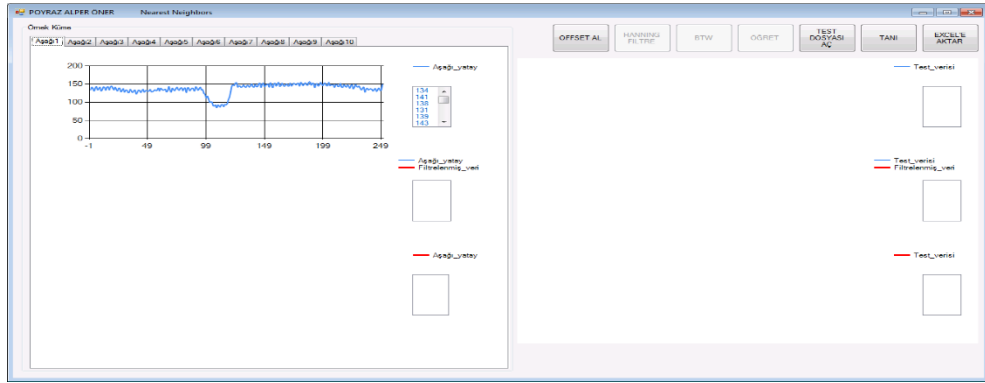
Şekil 4.32’de MatLab arayüzü kullanılarak görüntülenen EKG ve EOG sinyalleri görülmektedir.



Şekil 4.32: MatLab arayüzü ile görüntülenen EKG ve EOG sinyalleri.

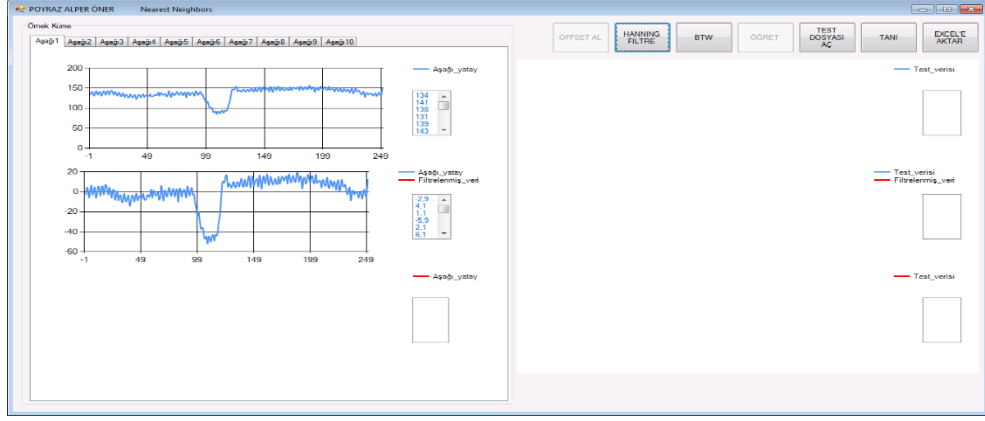
4.6 Elektrokülogram Tabanlı İMA Sınıflandırma Uygulaması

Geliştirilen biyosinyal ölçüm sisteminin bir uygulaması olarak EOG tabanlı insan makine arabirimi sınıflandırma uygulaması yapılmış ve EOG sinyalleri sınıflandırılmıştır. İMA uygulamasına ait geliştirilen yazılım ilk çalıştırıldığında alınan ekran görüntüsü Şekil 4.33’de verilmiştir.



Şekil 4.33: Yazılım ilk çalıştırıldığında ekran görüntüsü.

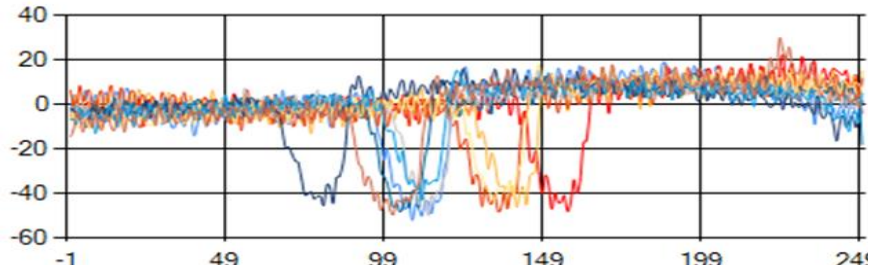
Sisteme eğitim verilebilmesi için 10 adet aşağı bakma EOG sinyali kullanılmıştır. Öncelikle sinyallerin DC ofsetlerinin bastırılması için OFFSET AL butonuna basılmaktadır. Bu butona basılmasıyla oluşan ekran görüntüsü Şekil 4.34’de verilmiştir.



Şekil 4.34: OFFSET AL Butonuna basılması ile alınan ekran görüntüsü.

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.

Elde edilen DC seviyesi bastırılmış EOG sinyalleri Şekil 4.35’de verilmiştir. Bu sinyal şekillerinde hat gürültüsü daha belirgin olarak görülmektedir.

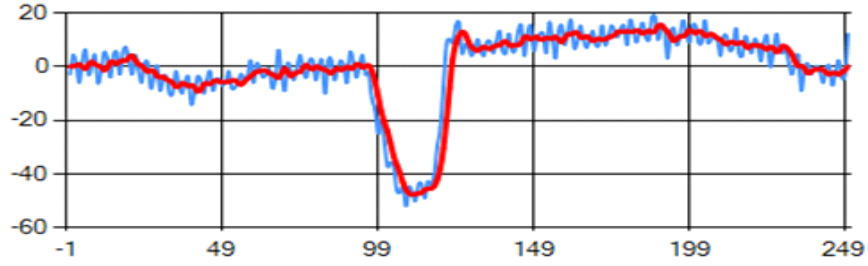


Şekil 4.35: DC seviyesi bastırılmış EOG sinyalleri.

EOG aşağı bakma sinyali DC bileşenleri alındıktan sonra filtreleme yapılabilmesi için Hanning veya Butterworth algoritmalarından biri seçilebilmektedir. Birinci algoritmada hareketli ortalama alma yönteminin özel hali olan Hanning filtrelemesi, ikinci algoritmada ise Butterworth filtreleme yöntemi kullanılmıştır.

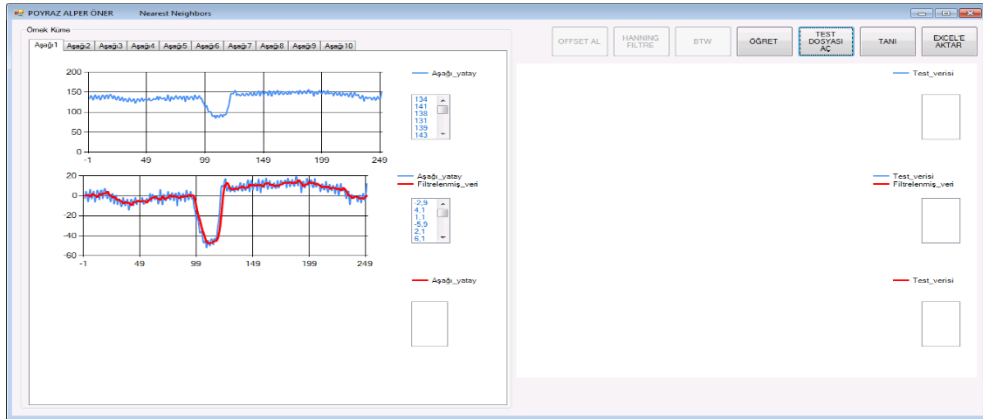
Hanning filtresinin DC seviyesi bastırılmış EOG matrisine uygulanması ile filtrelenmiş verilerin bulunduğu yeni bir matris elde edilmiştir. Bu matrisin ilk kümesine ait filtrelenmiş ve filtrelenmemiş sinyaller

Şekil 4.36’da görülmektedir. Sinyallerden küçük bir faz kayması olduğu ancak gürültülerin belirgin bir şekilde bastırıldığı görülmektedir.



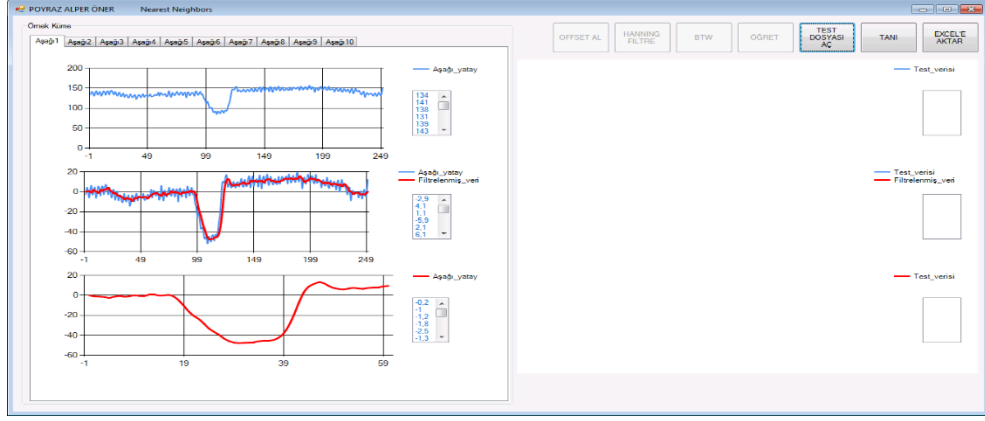
Şekil 4.36: Filtrelenmiş ve filtrelenmemiş EOG sinyalleri.

HANNING FİLTRE butonuna basılmasıyla alınan ekran görüntüsü Şekil 4.37’de verilmiştir.



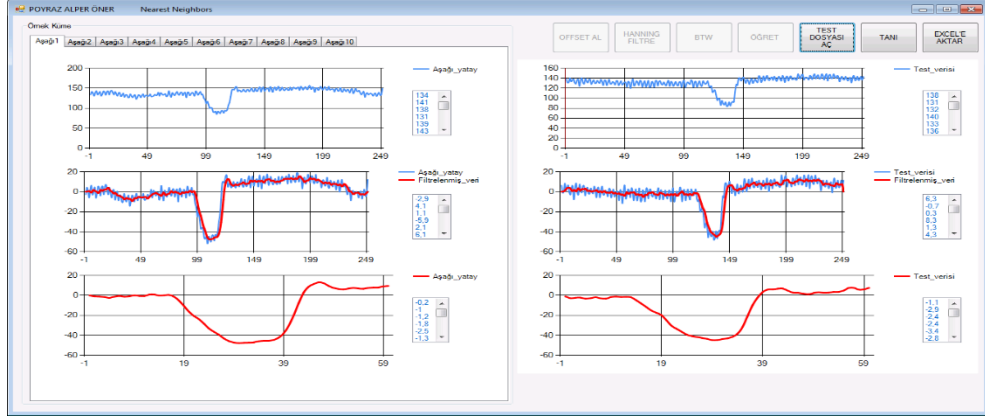
Şekil 4.37: HANNING FİLTRE ekran görüntüsü.

Filtrelenmiş on adet öğrenme kümesine ait aşağı bakma sinyali için öğrenme işleminin gerçekleştirilmesi amacıyla ÖĞRET butonuna basılmaktadır. ÖĞRET butonuna basılmasıyla alınan ekran görüntüsü Şekil 4.38’de verilmiştir.



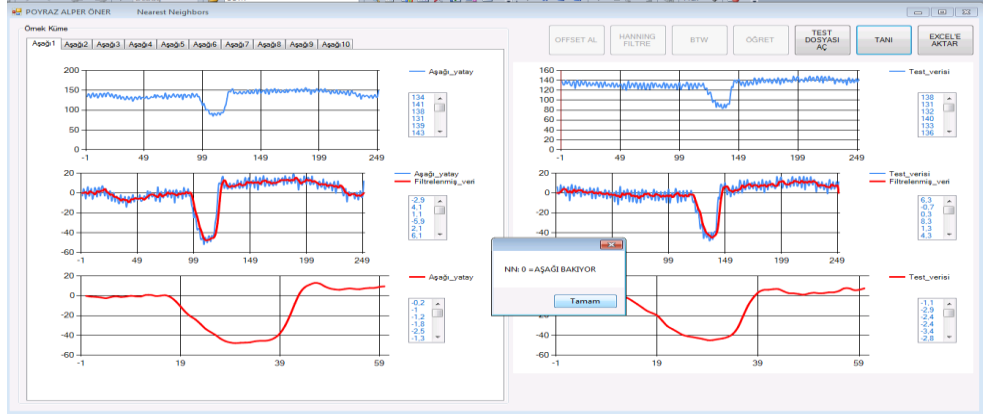
Şekil 4.38: ÖĞRET butonuna basılmasıyla alınan ekran görüntüsü.

ÖĞRET butonuna basılması ile on adet öğrenme verisine ait DC bileşeni bastırılmış, filtrelenmiş ve başlangıç-bitiş noktaları bulunmuş aşağı bakma sinyallerine ait matris oluşturulmuştur. Herhangi bir aşağı bakma sinyalinin tanınması için TEST DOSYASI AÇ butonu ile sinyal yükseltecimizden alınarak kaydedilmiş sinyallerden (aşağı bakma) biri seçilince oluşan ekran görüntüsü Şekil 4.39’da verilmiştir.



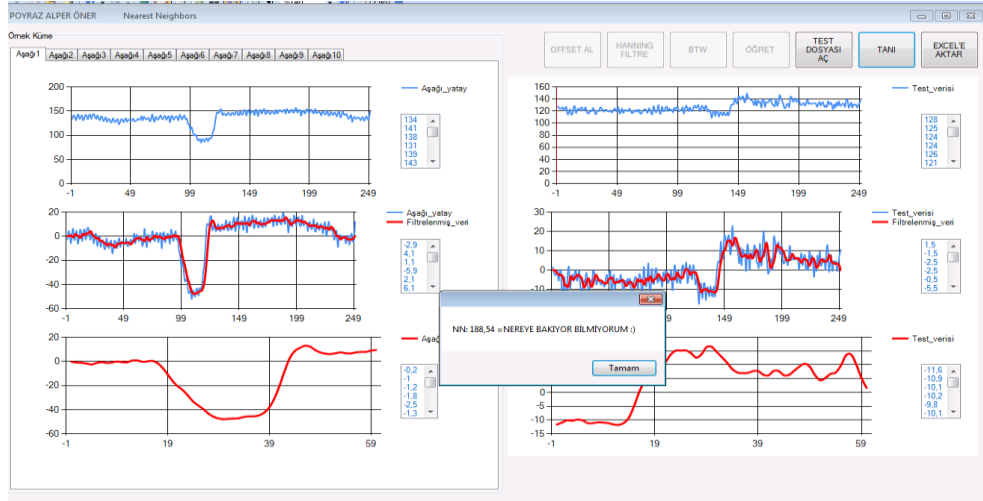
Şekil 4.39: TEST DOSYASI AÇ butonu ile seçim yapılması.

TANI butonuna basılması ile oluşan ekran görüntüsü Şekil 4.40’da verilmiştir. Test sinyalinin aşağı bakma olarak sınıflandırıldığı görülmektedir.



Şekil 4.40: TANI butonuna basılması ile alınan ekran görüntüsü

Aşağı bakma haricindeki test verisi kullanıldığında oluşan ekran görüntüsü Şekil 4.41’de verilmiştir. Bu örnekte NN değeri eşik değerden yüksek hesaplandığı için sinyal aşağı bakma olarak tanınmamıştır.



Şekil 4.41: NN değerinin eşik değerden büyük olması durumunda görüntü.

5. SONUÇLAR

Günümüzde, ülkelerin gelişmişlik düzeylerini belirlemede kullanılan parametrelerden biri de sağlık alanında yapılan harcamalar olarak karşımıza çıkmaktadır. Türkiyede sağlık alanında yapılan harcamalar incelendiğinde, bu alandaki harcamalarda 1980’li yılların sonlarından başlayarak hızlı bir artış olduğu görülmektedir [131]. Bilimsel araştırmalarda ihtiyaç duyulan tıbbi cihaz, alet, malzeme ve sistemlerin tasarımı, matematiksel analizinin yapılması, prototiplerinin oluşturulması, biyosinyallerin ve tıbbi görüntülerin algılanması, işlenmesi, yorumlanması, iletilmesi ve bunları yapan cihazların yerli ve milli olarak üretilmesi oldukça önem arz etmektedir [132]. İMA çalışmaları alanında yeni bir bilgi birikimi oluşturulması, ülkemiz açısından yeni bir biyosinyal ölçüm sisteminin tasarımı alanında çalışılmış olması ve geliştirilen cihaz ile yeni araştırmalar yapılabilecek olması oldukça önem kazanmaktadır.

Literatürde verilen çalışmalarda, bilgimiz dâhilinde, tez ile ortaya konulan yapıya benzer bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Literatürdeki çalışmalarda amaca yönelik, dar kapsamlı biyosinyal ölçüm düzenekleri veya bu düzeneklerle gerçekleştirilen İMA uygulamaları bulunmaktadır. Bu yüzden deneysel çalışmalarda kullanılan sistemler farklı biyosinyaller için kullanılmak istendiğinde protokol, yazılım, donanım uyumsuzlukları ortaya çıkabilmektedir. Bu çalışmada EEG, EMG, EOG, EKG sinyallerinin tamamı eşzamanlı olarak tek ve parametreleri ayarlanabilen bir donanım ile ölçüldüğünden literatürde mevcut olan sistemlere göre avantaj sağlamaktadır.

Tasarlanan sisteminin literatürde verilen tasarımlardan en farklı yanlarından biri modüler yapıda üretilmiş olmasıdır. Literatürde çok kanallı biyosinyal ölçüm sistemleri bulunmakla birlikte modüler yapıda sisteme rastlanılmamıştır. Modüler yapı ile sabit bir donanıma bağlı kalma zorunluluğu ortadan kaldırılmış olup bu sayede hem devre tasarımlarında farklı yaklaşımların test edilebilmesi hem de her bir modülün kazanç, bant genişliği, kesim frekansı gibi parametrelerinin ayarlanabilir özellikte olması sağlanmıştır. Örneğin EEG,

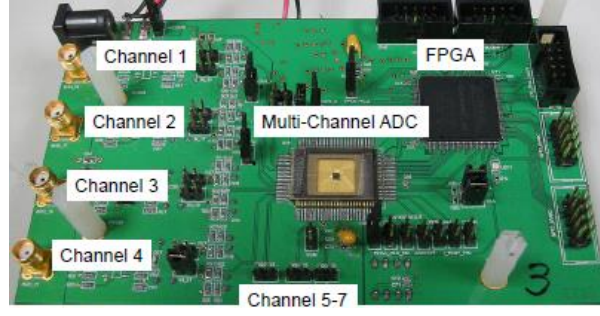
EOG, EMG ve EOG kanalları isteğe bağı olarak sadece her hangi birinden veya kombinasyonlarından oluşacak şekilde konfigüre edilebilir.

Tasarlanarak prototipi üretilen biyosinyal ölçüm sistemi ile EKG, EMG, EEG, EOG ölçümleri sırasında;

- Sinyal toplama ve depolama işlemleri,
- Biyomedikal sistemlerde kullanılan alt sistemlerin (filtre, yükselteç vb.) incelenmesi,
- Farklı biyosinyal ölçümleri,
- Gürültü ve gürültü bastırma birimlerinin incelenmesi,
- İMA uygulamalarına yönelik sinyal ölçümleri,
- Sayısal ve analog sinyal işleme ve dönüştürme işlemleri,
- Çok kanallı gerçek ve eş zamanlı sinyal ölçümleri (aynı anda hem EMG hem EEG vb. gibi),
- Modüler yapı ile alt sistemlerin konfigürasyonunun değiştirilmesi,
- Bazı modüllerin parametrelerinin ayarlanması

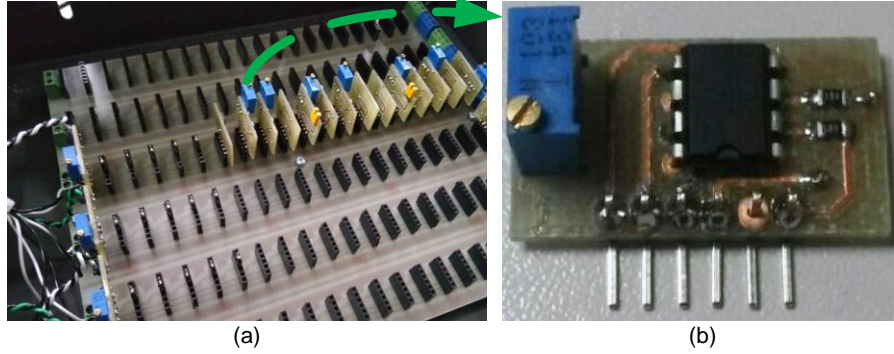
gibi işlemler bu çalışma kapsamında gerçekleştirilen deneysel faaliyetlerden bazılarını oluşturmaktadır.

Sheng-Cheng Lee ve arkadaşları tarafından FPGA kullanarak gerçekleştirilen biyosinyal ölçüm sistemi için çok kanallı bir donanım tasarladıkları çalışmada, eşzamanlı olarak EEG/EMG/EOG/EKG sinyallerini ölçen ve farklı platformlarda kullanılabilecek 7 kanallı sistemi gerçekleştirmişlerdir, ve bu çalışmaya ait donanım Şekil 5.3'de verilmiştir [31]. Donanım incelendiğinde FGGA kullanmanın paralel işlem yeteneği anlamında avantaj olabileceği değerlendirilebilse de ölçümü yapılan biyosinyallerin düşük frekanslı sinyaller olduğu düşünüldüğünde yüksek işlem hızı yerine, parametrelerin ayarlanabildiği modüler bir sistemin avantaj sağlayacağı sonucuna varılır. Bu anlamda tez çalışması ile gerçekleştirilen biyosinyal ölçüm sisteminin hem kanal sayısı anlamında (16 kanal) hem de modülerlik özelliğiyle literatürdeki benzer çalışmaya avantaj sağladığı görülmektedir.



Şekil 5.1: Sheng-Cheng Lee ve arkadaşlarınca tasarlanan donanım [31].

Wolfgang Pribyl ve arkadaşları 32+32+8 kanallı bir genel biyosinyal ölçüm düzeneği geliştirmişlerdir [32]. Gerçekleştirilen çalışmada kanal sayısının yüksek olması avantaj olarak belirtilmiştir. Gerek Sheng-Cheng Lee ve arkadaşları ve gerekse Wolfgang Pribyl ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen her iki çalışmada da, sabit bir donanım yapısı kullanılması, çok az parametre kullanılıyor olması ya da sadece yazılım tabanlı ayarlanabilmesi, modüler özellik taşımamaları bu çalışmalarda dezavantajlar olarak görünmektedir.



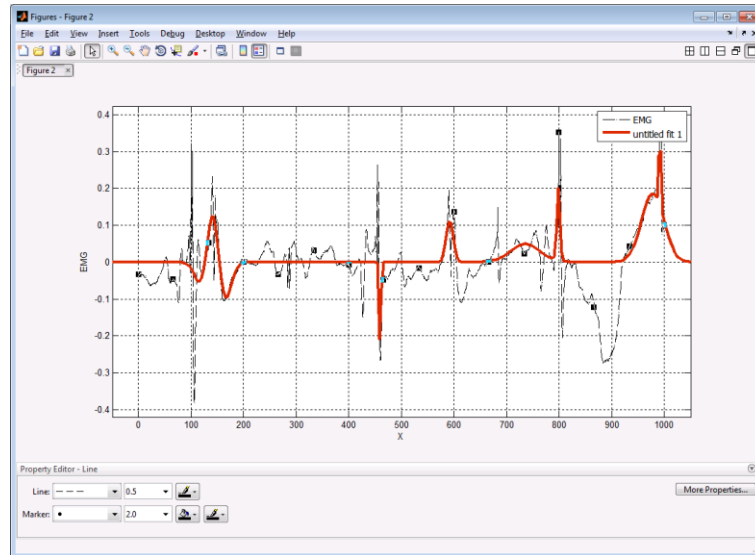
Şekil 5.2: (a) Biyosinyal ölçü sistemi modüler yapısı, (b) Modül parametrelerinin ayarlanabildiği görsel.

Bu tez çalışmasında yukarıdaki çalışmaların sahip olduğu dezavantajların ortadan kaldırılması yanında, donanımın geliştirilen yazılımla kontrol edilebilmesi, kanalların farklı kombinasyonlar içerecek şekilde yazılım tarafından kontrolünün sağlanması, verilerin Excel ve/veya MatLab ortamına akatarılabilmesi, her kanalın ayrı konfigüre edilebilmesi, elde edilen sinyaller ile İMA uygulaması gerçekleştirilebilmesi ve hem donanımsal hem de yazılımsal filtre yapılabilmesi gibi ilave özelliklerin gerçekleştirilmesi çalışmanın önemini ve

özgünlüğünü koymaktadır. Şekil 5.2’de yukarıda belirtilen özelliklere haiz olan ve bu çalışmada gerçekleştirilen biyosinyal ölçüm sisteminin modüler yapısı ve parametrelerinin donanımsal olarak ayarlandığı görsel verilmiştir.

EKG sonuçları değerlendirildiğinde, geliştirilen EKG ölçüm sistemi yardımıyla elde edilen sinyallerin şebeke girişimi durumlarının son derece başarılı bir şekilde bastırıldığı Şekil 4.43’de net bir şekilde görülmektedir. Deneysel uygulamalarda EKG sinyalinde karşılaşılan diğer bir önemli problem elektrot ve kablolarının hareketinden, deneğin uygun pozisyonda bulunmamasından kaynaklı gürültüler olsa da sistemimiz tarafından sağlanan analog çıkışın denek tarafında osiloskop ile izlenebilmesi özelliği ile bu dezavantaj büyük ölçüde ortadan kaldırılmıştır. Literatürde bu konuda benzer bir yaklaşıma rastlanamamış olup sadece elektrotların sabitlenmesi üzerinde durulduğu görülmüştür.

EMG sonuçları değerlendirildiğinde, EMG açısından temel gürültü kaynağı olarak görülen RF gürültüsü ve şebeke gürültüsünün etkin şekilde bastırıldığı Şekil 4.26’da görülmektedir. Sistem sahip olduğu arayüz sayesinde robot kol gibi birimlerin kontrol edilmesinde büyük avantaj sağlamakta ve Şekil 5.3’de görüldüğü üzere kontraksiyon noktalarının tespit edilmesini mümkün kılmaktadır.



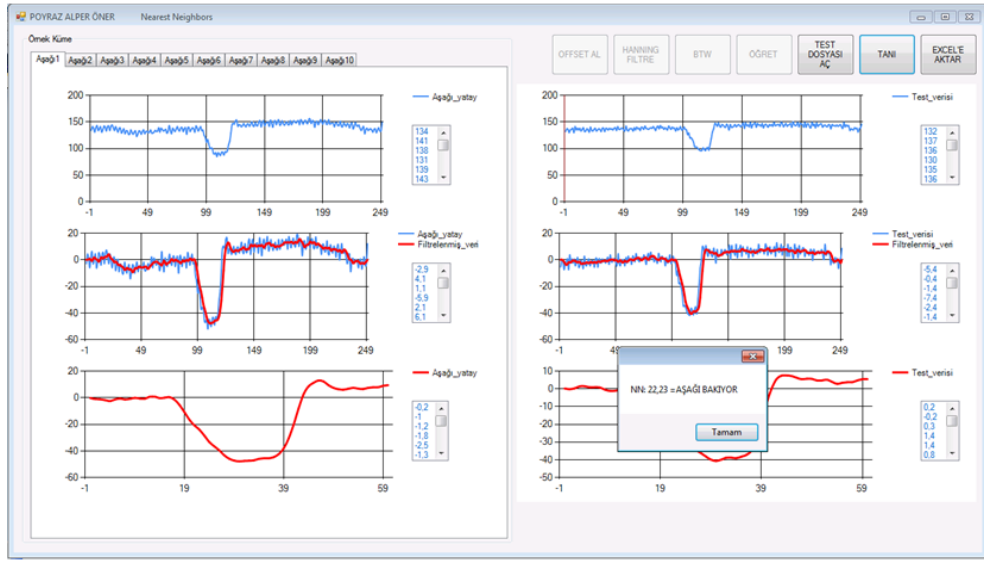
Şekil 5.3: EMG ölçümünde kontraksiyon anlarının gösterilmesi.

Bu çalışmada geliştirilen ölçüm sistemi ile elde edilen EEG verileri incelendiğinde, elde edilen sinyallerin, genliğinin anlamlı seviyeye getirilmesi ve gürültüden arındırılması bakımından oldukça iyi sonuç verdiği Şekil 4.26'da görülmektedir.

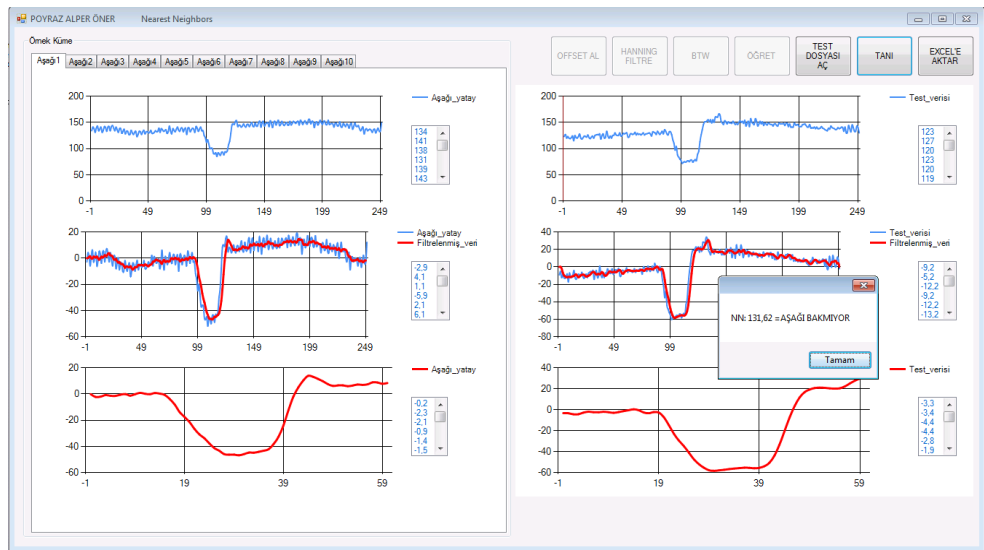
Geliştirdiğimiz EOG sinyal ölçüm sistemi hem donanımsal sinyal işleme teknikleri hem de sayısal sinyal işleme teknikleri açısından son derece başarılı ölçümler sağlamıştır. Özellikle bilgisayar ortamına aktarılan sinyallerin Hanning veya Butterworth filtreleme algoritmaları ile filtrelenmesi sonucu elde edilen sinyaller son derece anlaşılabilir, gürültüsüz ve İMA uygulamalarına uygun sinyallerdir. Bu durum aşağı bakma, yukarı bakma, sağa bakma, sola bakma ve göz kırpma hareketleri için Şekil 4.2 - Şekil 4.21 arasındaki tüm şekillerde görülmekte olup elde edilen bütün sinyallerin İMA uygulamalarına uygun olduğuna karar verilmiş ve İMA uygulamaları gerçekleştirilmiştir. İMA uygulaması için sınıflandırma yazılımı ile elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, EOG sinyallerinin İMA ve BBA uygulamalarında etkin bir şekilde kullanılabilmesi sonucuna varılmıştır. Geliştirilen sistem ile elde edilen sinyallerin kalitesi ve çok sayıda sinyal toplayabilme yeteneği sınıflandırma çalışmaları için önemli bir avantaj sağlamaktadır. İMA uygulamasında, 10 farklı denekten alınan EOG sinyallerine ait verilerden önce 10x251 boyutunda giriş matrisi oluşturulmuş, bu veri matrislerinin indirgenmesiyle elde edilen 10x61 boyutundaki veri matrisleri aşağı bakma, yukarı bakma, sağa bakma, sola bakma, göz kırpma faaliyetleri için öğrenme kümelerini oluşturmuştur. Öğrenme kümesine ait matris elde edildikten sonra, EYK yöntemi ile test kümesi ve öğrenme kümesi karşılaştırılmıştır. EYK yöntemi; karşılaştırma işlemi test noktası ile öğrenme noktası arasındaki Öklid uzaklığını hesaplayarak gerçekleştirmektedir. Öklid mesafelerinin belirlenmesinin ardından sınıflandırmaya esas eşik değeri belirlenmiştir. Eşik değer belirlenmesi aşamasında, 10 adet test kümesi ile öğrenme kümesi arasındaki Öklid uzaklıklarının ortalaması alınmış ve eşik değeri 58,58 olarak belirlenmiştir.

Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü Şekil 5.4'de verilmiştir. Ekran görüntüsünde test sinyalinin Öklid uzaklığının en küçük değeri 22,23 olarak bulunduğu görülmektedir. Bu değer eşik değerimiz olan 58,58'un altında olduğu

için aşağı bakma sinyali olarak kabul edilmiştir. Şekil 5.5’de ise test sinyali olarak sola bakma EOG sinyali kullanılmış olup görünüm olarak sinyaller benzemelerine rağmen Öklid mesafesi 161,62 olarak belirlendiği için ve hesaplanan 58,58 eşik değerinin üzerinde olduğundan dolayı sinyal aşağı bakma sinyali olarak değerlendirilmemiştir ve sonucu ekrana bildirim olarak yansıtmaktadır. Bu da sistemin başarı ile çalıştığını göstermektedir. Detaylı değerlendirme yapmak amacıyla 40 farklı test verisi sisteme tabi tutulmuş ve test verileri %95 oranında bir başarıyla sınıflandırılmıştır.



Şekil 5.4: Aşağı bakma sinyali için ekran görüntüsü.



Şekil 5.42: Sola bakma sinyali için ekran görüntüsü.

Tezin çalışma konuları içerisinde yer almayan ancak ileride ihtiyacı hasıl olduğuna/olacağına karar verilen modüllerin sisteme eklenmesi ve kullanılması da ayrı bir avantaj olarak görülebilir. Benzer şekilde;

- Farklı derivasyon tiplerinin etkilerinin incelenmesi,
- Farklı elektrot tiplerinin etkisinin, avantaj ve dezavantajlarının incelenmesi,
- Aynı veri formatı, aktarım hızı ve çözünürlüğü, farklı sinyaller için eş zamanlı ve gerçek zamanlı olarak sağlayabilmesi, örneğin tekerlekli sandalye uygulaması geliştiren bir araştırmacının, aynı anda kas ve beyin sinyalleri arasındaki ilişkiyi inceleyebilmesine ve iki sinyalli bir sınıflandırma çalışması yapabilmesine olanak sağlaması,
- Biyomedikal Mühendisliği Bilim Dalında eğitim seti olarak kullanılması

geliştirdiğimiz sistemin yapmasına haiz olduğu özellikler arasında olup ileriki aşamalarda üzerinde çalışmayı planladığımız iş paketleri arasındadır.

6. KAYNAKLAR

- [1] Tıbbi Cihaz Sektörü Strateji Belgesi Ve Eylem Planı 2017-2021, Sağlık Bakanlığı, (2017).
- [2] Gupta, R. K., NMR Studies of intracellular metal ions in intact cells and tissues, *Biophys and Bioeng.*, 13:221, (1984).
- [3] Tsien, R. Y., Intracellular measurements of ion activities, *Biophys and Bioeng.*, 12:91, (1983).
- [4] Willingham, M. C., Endocytosis and exocytosis: Current concepts of vesicle traffic in animal cells, *Cyto.*, 92:51, (1984).
- [5] Guyton, A. C., Textbook of Medical Physiology, ISBN 0-7216-0240-1, (2006)
- [6] Frankel, R. B., Magnetic guidance of organisms, *Biophys and Bioeng.*, 13:85, (1984).
- [7] Goldstein, D. B., The effects of drugs on membrane fluidity, *Pharmacol*, 24:43, (1984).
- [8] Busc, H., The Cell Nucleus, Nuclear Practicles, (1981)
- [9] Dean, R. T., Effects of exogenous amines on mammalian cells, *Biochem*, 27:217, (1984).
- [10] Goldman, R. D., Cytoplasmic fibers in mammalian cells, *Physiol.*, 41:703, (1979).
- [11] Hammersen, F., A color atlas of cytology and microscopic anatomy, 41:703, (1980).
- [12] Kung, C., Saimi Y., The physiological basis of taxes in paramecium, *Physiol.*, 44:519, (1982).
- [13] Kung, C., Saimi Y., The physiological basis of taxes in paramecium,

- Physiol.*, 44:519, (1982).
- [14] Kung, C., Saimi Y., The physiological basis of taxes in paramecium, *Physiol.*, 44:519, (1982).
- [15] Kung, C., Saimi Y., The physiological basis of taxes in paramecium, *Physiol.*, 44:519, (1982).
- [16] Decoursey TE: Voltage-gated proton channels and other proton transfer pathways, *Physiol Rev* 83:475, (2003).
- [17] Kaupp UB, Seifert R: Cyclic nucleotide-gated ion channels, *Physiol Rev* 82:769, (2002).
- [18] Kellenberger S, Schild L: Epithelial sodium channel/degenerin family of ion channels: a variety of functions for a shared structure, *Physiol Rev* 82:735, (2002).
- [19] MacKinnon R: Potassium channels, *FEBS Lett*, 55:62, (2003).
- [20] Peres A, Giovannardi S, Bossi E, Fesce R: Electrophysiological insights into the mechanism of ion-coupled cotransporters, *News Physiol Sci.*, 19:80, (2004).
- [21] Caplan MJ: Ion pump sorting in polarized renal epithelial cells, 60:427, (2001).
- [22] Decoursey TE: Voltage-gated proton channels and other proton transfer pathways, *Physiol Rev* 83:475, (2003).
- [23] Matthews GG: Cellular Physiology of Nerve and Muscle, *Blackwell Science*, (1998).
- [24] Perez-Reyes E: Molecular physiology of low-voltage-activated T-type calcium channels, *Physiol Rev* 83:117, (2003).
- [25] Poliak S, Peles E: The local differentiation of myelinated axons at nodes of Ranvier, *Nat Rev Neurosci*, 12:968, (2003).
- [26] Pollard TD, Earnshaw W., Cell Biology, *Elsevier Science*, (2002).

- [27] Ruff RL: Neurophysiology of the neuromuscular junction: overview, *Acad Sci.*, 998:1, (2003).
- [28] Xu-Friedman MA, Regehr WG: Structural contributions to short-term synaptic plasticity, *Physiol Rev*, 84:69, (2004).
- [29] Alberts B, Johnson A, Lewis J, et al: *Molecular Biology of the Cell*. New York: Garland Science, (2002).
- [30] Nitish V. T., *Biopotentials and Electrophysiology Measurement, CRC Press LLC*, (1999).
- [31] Lee, S.C., A multi-channel multimode physiological signals acquisition and analysis platform, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 397-400, (2013).
- [32] Wolfgang P., Hannes H., 32+32+8 Channel Data Acquisition System for Biosignals in Routine and Research Applications, *IEEE*, (2010).
- [33] Güler İ., *Biyomedikal Enstrümantasyon Ders Notları, GÜ*, (2010)
- [34] Arulmozhivarman. P, Ramachandra R., Rao T., Low cost EEG Signal Acquisition System, *Autonomou*, (2016).
- [35] Ferreira J., Cluitmans P., and Aarts R.M., Gradient artefact modelling using a set of sinusoidal waveforms for EEG correction during continuous fMRI, *Signal Processing Research*, vol. 2, pp. 39-48, (2013).
- [36] Jaime C., Real-Time Single Channel EEG Motor Imagery based Brain Computer Interface, *WAC*, (2016).
- [37] Yazgan E., Korurek M., *Tıp Elektroniği Ders Kitabı, İTÜ*, (1996).
- [38] Berchtold MW, Brinkmeier H, Muntener M., Calcium ion in skeletal muscle: its crucial role for muscle function, plasticity, and disease, *Physiol Rev*, 80:1215, (2000).
- [39] Brooks S. V., Current topics for teaching skeletal muscle physiology, *Adv Physiol Educ.*, 27:171, (2003).

- [40] Clausen T., Na+K+ pump regulation and skeletal muscle contractility, *Physiol Rev*, 83:1269, (2003).
- [41] Jurkat-Rott K, Lerche H, Lehmann-Horn F., Skeletal muscle channelopathies, *J. Neurol*, 249:1493, (2002).
- [42] Jean-Paul M., Qingguo L., Overground vs. treadmill walking on biomechanical energy harvesting: An energetics and EMG study, *Elsevier*, (2016).
- [43] Desa H.M., Zuber M.S., Jailani R., Tahir N.M., Development of EMG Circuit for Detection of Leg Movement, *IEEE*, 978-1-5090-1543-6/16, (2016).
- [44] Alessandro L., Gabriele R., Andrea C., Pietro S., An EMG-based System for Pre-impact Fall Detection, *IEEE*, 978-1-4799-8203-5/15, (2015).
- [45] Siyu H., José G., Needle Detection by Electro-Localization for a Needle EMG Exam Robotic Simulator, *IEEE*, (2015).
- [46] Sebastián A.L., An Electromyogram Study, *IEEE*, (2015).
- [47] 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).
- [48] D. Kumar and E. Poole, Classification of EOG for human computer interface, *Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conf.*, vol. 1, pp, (2002).
- [49] HIROKI T., Mouse Cursor Control System Using Electrooculogram Signals, *World Automation Congress*, (2010).
- [50] López A., Ferrero F.J., Valledor M., A Study On Electrode Placement in EOG Systems for Medical Applications, *IEEE*, 978-1-4673-9172-6/16, (2016).
- [51] Khomdram J.S. ve Dhanu C., Exploration on Low Cost and Effective EOG Bio-potential Amplifier Design and Development, *International Conference on Communication and Signal Processing*, (2016).
- [52] Masoomah R., Masoud E.A., EKG Fiducial Points Extraction Using QRS

- Morphology and Adaptive Windowing for Real-time EKG Signal Analysis, *Iranian Conference on Electrical Engineering*, (2016).
- [53] Khalil U, What ICA Provides for EKG Signal Extraction from Contaminated EKG observations without using Differential Amplifiers, *IEEE*, (2010).
- [54] Nitish V. T., Biopotentials and Electrophysiology Measurement, *CRC Press LLC*, 15:55, (1999).
- [55] Uşaklı A.B., Gürkan S., Aloisea F., Vecchiato G. , Babiloni F., n The Use of Electrooculogram For Efficient Human Computer Interfaces, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, (2009).
- [56] Uşaklı A.B. and Gürkan, S., Design of a Novel Efficient Human-Computer Interface: An Electrooculogram Based Virtual Keyboard, *IEEE Transactions*, (2009).
- [57] Youngmin K., Robust Discrimination Method Of The Electrooculogram Signals For Human-Computer Interaction Controlling Mobile Robot, *Intelligent Automation And Soft Computing*, 13, 319-336, (2007).
- [58] Kyoung C. and Sasaki, M., Mobile Robot Control by Neural Network EOG Gesture Recognition, *Proceedings of 8th International Conference on Neural Information Processing*, 206-210, (2001).
- [59] Newman Y.C., A human-robot interface based on electrooculography, *ICRA IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1, 243- 248, (2004).
- [60] Duguleana M. and Mogan, G., Using eye blinking for EOG-based robot control, *Emerging Trends in Technological Innovation*, 314, 343-350, (2010).
- [61] Nakanishi M. and Mitsukura, Y., Wheelchair control system by using electrooculogram signal processing, *19th Korea-Japan Joint Workshop on Frontiers of Computer Vision*, 137-142, (2013).
- [62] Al-Haddad A.A., Wheelchair motion control guide using eye gaze and blinks based on Bug algorithms, *IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 398-403, (2012).

- [63] Kelliher G., Designing control interfaces for powered wheelchair users, *Proceedings of the Fourth Irish Human Computer Interactions Conference*, 78-81, (2010).
- [64] Tangsuksant W., Directional eye movement detection system for virtual keyboard controller, *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON) 2012*, 1-5, (2012).
- [65] Yang S.W., Design of virtual keyboard using blink control method for the severely disabled, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 111,410-418, (2013).
- [66] Kempfner J., Automatic REM sleep detection associated with idiopathic rem sleep Behavior Disorder, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'2011 Annual International Conference of the IEEE)*, 6063-6066, (2011).
- [67] Kempfner J., Automatic detection of REM sleep in subjects without atonia, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'2012 Annual International Conference of the IEEE)*, 4242 – 4245, (2012).
- [68] Estrada E., EOG and EMG: Two Important Switches in Automatic Sleep Stage Classification, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE)*, 2458-2461, (2006).
- [69] Reddy M.S., Analysis of EOG Signals Using Empirical Mode Decomposition for Eye Blink Detection, (CMSP), *2011 International Conference on Multimedia and Signal Processing*, 2 , 293 -297, (2011).
- [70] Moon I., Wearable EMG-based HCI for Electric-Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities, *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2649 – 2654, (2011)
- [71] Moon I., Intelligent robotic wheelchair with EMG-, gesture-, and voice-based interfaces, *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4, 3453 – 3458, (2014).
- [72] Tomari M.Z, Development of Smart Wheelchair System for a User with

Severe Motor Impairment, *Procedia Engineering*, 41, 538-546, (2012).

- [73] Arjunan S.P., Towards better real-time control of smart wheelchair using subtle finger movements via wireless (blue-tooth) interface, *IHCI'2012 4th International Conference on Intelligent Human Computer Interaction*, 1-5, (2015).
- [74] Loconsole C., An emg-based robotic hand exoskeleton for bilateral training of grasp, *World Haptics Conference (WHC 2013)*, 537 – 542, (2013).
- [75] Yang D, An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals, *Journal of Bionic Engineering*, 6, 255-263, (2009).
- [76] Matsubara T., User-adaptive myoelectric interface for EMG-based robotic hand control, *Neuroscience Research*, 71, 409, (2011).
- [77] Jain, R.K., Design and control of an IPMC artificial muscle finger for micro gripper using EMG signal, *Mechatronics*, 23, 381-394, (2013).
- [78] Xing K., A real-time EMG pattern recognition method for virtual myoelectric hand control, *Neurocomputing*, 136, 345-355, (2014).
- [79] Mak J.N.F., An automated EKG-artifact removal method for trunk muscle surface EMG recordings, *Medical Engineering & Physics*, 32, 840-848, (2014).
- [80] Fatourechhi M., EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey, *Clinical Neurophysiology*, 118, 480-494, (2007).
- [81] Sethi N.K., EMG artifact in brain death electroencephalogram, is it a cry of medullary death, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 110, 729-731, (2008).
- [82] Panych L.P., Practical digital filters for reducing EMG artefact in EEG seizure recordings, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 72, 268-276, (1989).
- [83] Yi X., A Blink Restoration System With Contralateral EMG Triggered

- Stimulation and Real-Time Artifact Blanking, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7, 140-148, (2007).
- [84] Artemiadis P.K., Kyriakopoulos, K.J., EMG-based teleoperation of a robot arm using low-dimensional representation, *IROS 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 489-495, (2007).
- [85] Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J., A Switching Regime Model for the EMG-Based Control of a Robot Arm, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics*, 41, 53-63, (2011).
- [86] Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J., EMG-based position and force control of a robot arm: Application to teleoperation and orthosis, *IEEE/ASME international conference on Advanced intelligent mechatronics*, 1-6, (2007).
- [87] Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J., EMG-Based Control of a Robot Arm Using Low-Dimensional Embeddings, *IEEE Transactions on Robotics*, 26, 393 – 398, (2010).
- [88] Long J., A Hybrid Brain Computer Interface to Control the Direction and Speed of a Simulated or Real Wheelchair, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20, 720-729, (2012).
- [89] Huang, D., Electroencephalography (EEG)-Based Brain-Computer Interface (BCI): A 2-D Virtual Wheelchair Control Based on Event-Related Desynchronization/Synchronization and State Control, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20, 379-388,(2012).
- [90] Li Y., A Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60, 3156-3166, (2013).
- [91] Bi L., EEG-Based Brain-Controlled Mobile Robots: A Survey, *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 43, 161-176, (2013).
- [92] Escolano C., A Telepresence Mobile Robot Controlled With a Noninvasive

Brain–Computer Interface, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics*, 42, 793-804, (2013).

- [93] Lee P.L., A Brain-Wave-Actuated Small Robot Car Using Ensemble Empirical Mode Decomposition-Based Approach, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 42, 1053-1064, (2013).
- [94] Hoffmann M., Marques H.G., Body Schema in Robotics: A Review, *IEEE Transactions on Autonomous Mental Development*, 2, 304-324, (2010).
- [95] Iturrate I., A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation, *IEEE Transactions on Robotics*, 25, 614-627, (2009).
- [96] Akce A., A Brain–Machine Interface to Navigate a Mobile Robot in a Planar Workspace: Enabling Humans to Fly Simulated Aircraft With EEG, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21, 306-318, (2013).
- [97] Geetha G., Geethalakshmi S.N., Artifact Removal from EEG using Spatially Constrained Independent Component Analysis and Wavelet Denoising with Otsu's Thresholding Technique , *Procedia Engineering*, 30, 1064-1071, (2012).
- [98] Nguyen H.A.T., EOG artifact removal using a wavelet neural network, *Neurocomputing*, 97, 374-389, (2012).
- [99] Górecka J., Walerjan P., Artifacts Extraction from EEG Data Using the Infomax Approach, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 31, 59-74, (2011).
- [100] Allen, D.P., Suppression of deep brain stimulation artifacts from the electroencephalogram by frequency-domain Hampel filtering, *Clinical Neurophysiology*, 121, 1227-1232, (2010).
- [101] Ang K.K., A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation, *EMBC 2009 Engineering in*

Medicine and Biology Society-Annual International Conference of the IEEE, 5981-5984, (2009).

- [102] Castermans T., Optimizing the Performances of a P300-Based Brain-Computer Interface in Ambulatory Conditions, *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, 1, 566-577, (2011).
- [103] Wang Y., Brain-Computer Interfaces Based on Visual Evoked Potentials, *IEEE*, 27, 64-71, (2008).
- [104] Xu R., Enhanced Low-Latency Detection of Motor Intention From EEG for Closed-Loop Brain-Computer Interface Applications, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61, 288-296, (2014).
- [105] Sitagram R., fMRI Brain-Computer Interfaces, *IEEE Signal Processing Magazine*, 25, 95-106, (2009).
- [106] Ma R., A Stochastic Control Approach to Optimally Designing Hierarchical Flash Sets in P300 Communication Prostheses, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20, 102-112, (2010).
- [107] Ahi S.T., A Dictionary-Driven P300 Speller With a Modified Interface, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19, 6-14, (2011).
- [108] Vinjamuri R., Toward Synergy-Based Brain-Machine Interfaces, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15, 726-736, (2011).
- [109] Besio W.G., Application of Tripolar Concentric Electrodes and Prefeature Selection Algorithm for Brain-Computer Interface, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16, 191-194, (2008).
- [110] Fu K., Classification of seizure based on the time-frequency image of EEG signals using HHT and SVM, *Biomedical Signal Processing and Control*, 3, 15-22, (2014).
- [111] Nunes T.M., EEG signal classification for epilepsy diagnosis via optimum

- path forest. A systematic assessment, *Neurocomputing*, 136, 103-123, (2014).
- [112] Stewart A., Single-trial classification of EEG in a visual object task using ICA and machine learning, *Journal of Neuroscience Methods*, 228, 1-14, (2014).
- [113] Chen M., Phase space reconstruction for improving the classification of single trial EEG, *Biomedical Signal Processing and Control*, 11, 10-16, (2014).
- [114] Aydemir O., Kayikcioglu T., Decision tree structure based classification of EEG signals recorded during two dimensional cursor movement imagery, *Journal of Neuroscience Methods*, (2014).
- [115] Parvinnia E., Classification of EEG Signals using adaptive weighted distance nearest neighbor algorithm, *Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences*, 26, Issue 1, 1-6, (2014).
- [116] Joshi V., Classification of ictal and seizure-free EEG signals using fractional linear prediction, *Biomedical Signal Processing and Control*, 9, 1-5, 8, (2014).
- [117] Yang Q., Single-Trial EEG-EMG Coherence Analysis Reveals Muscle Fatigue-Related Progressive Alterations in Corticomuscular Coupling, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18, 97-106, (2010).
- [118] Di P., Design and Implementation of a Wireless In-Ovo EEG/EMG Recorder, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7, 832-840, (2013).
- [119] Liu C.C., A multichannel, wireless telemetric microsystem for small animal studies, *IEEE Sensors Journal*, 6, 187-202, (2014).
- [120] Yang Q., Single-Trial EEG-EMG Coherence Analysis Reveals Muscle Fatigue-Related Progressive Alterations In Corticomuscular Coupling, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18,

97-106, (2010).

- [121] Paul G.M., A Smart Textile Based Facial EMG and EOG Computer Interface, *IEEE Sensors Journal*, 14, 393-400, (2014).
- [122] Nam Y., GOM-Face: GKP, EOG, and EMG-Based Multimodal Interface With Application to Humanoid Robot Control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61, 453-462, (2014).
- [123] Poree F., Blind source separation for ambulatory sleep recording, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10, 293-301, (2006).
- [124] Moretti D.V., Computerized processing of EEG–EOG–EMG artifacts for multi-centric studies in EEG oscillations and event-related potentials, *International Journal of Psychophysiology*, 47, 199-216, (2003).
- [125] Gunes S., Examining the relevance with sleep stages of time domain features of EEG, EOG, and chin EMG signals, *14th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT)*, 1-4, (2009).
- [126] Ozsen S., Examining the effect of time and frequency domain features of EEG, EOG, and Chin EMG signals on sleep staging, *15th National Biomedical Engineering Meeting*, 1-4, (2010).
- [127] Dao N.T.A., An effective procedure for reducing EOG and EMG artifacts from EEG signals, *International Conference on Advanced Technologies for Communications (ATC)*, 328-332, (2013).
- [128] Gerla V., Multivariate Analysis of Full-Term Neonatal Polysomnographic Data, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 104-110, (2009).
- [129] A guide to Electrophysiology and Biophysics Laboratory Techniques, *Axon*, (2012).
- [130] Gürkan S., Manyetik Anomali Yöntemi ile Gömülü Cisim Ve Patlayıcı Tespiti Doktora Tezi

- [131] Aytaç D., Türkiye’de Savunma Eğitim ve Sağlık Harcamaları Arasındaki İlişki Hakkında Ampirik Bir İnceleme, *RESEARCH JOURNAL OF PUBLIC FINANCE*, ISSN: 2149-5203, (2017).
- [132] Eroğul O., Biyomedikal Mühendisliği ve İhtiyacı, *TMMOB Elektrik Mühendisleri Odası Dergisi*, 6, (2008).

EKLER

7. EKLER

EK A Sistem Kontrol Birimi Mikrodenetleyici Yazılımı

```
int
AnDC0,AnDC1,AnDC2,AnDC3,AnDC4,AnDC5,AnDC6,AnDC7,AnDC8,AnDC9,AnDC10,AnD
C11,AnDC12,AnDC13,AnDC14,AnDC15;
boolean
CH0_En,CH1_En,CH2_En,CH3_En,CH4_En,CH5_En,CH6_En,CH7_En,CH8_En,CH9_En,CH1
0_En,CH11_En,CH12_En,CH13_En,CH14_En,CH15_En=true;
unsigned char veri[30];
int i;

void setup() {
  Serial.begin(250000);
  for( i = 0; i < 20; i++)
    CH15_En=true;
  CH14_En=true;
  CH13_En=true;
  CH12_En=true;
  CH11_En=true;
  CH10_En=true;
  CH9_En=true;
  CH8_En=true;
  CH7_En=true;
  CH6_En=true;
  CH5_En=true;
  CH4_En=true;
  CH3_En=true;
  CH2_En=true;
  CH1_En=true;
  CH0_En=true;

  {
    veri[i]='1';
  }
}

void loop() {
  if (Serial.available() > 0) {Serial.readBytesUntil(13,veri,20);}
  if (veri[0]=='C' && veri[1]=='H') {
    if (veri[17]=='0') {CH0_En=false;}
    if (veri[17]=='1') {CH0_En=true;}
    if (veri[16]=='0') {CH1_En=false;}
    if (veri[16]=='1') {CH1_En=true;}
    if (veri[15]=='0') {CH2_En=false;}
    if (veri[15]=='1') {CH2_En=true;}
    if (veri[14]=='0') {CH3_En=false;}
```

```

if (veri[14]=='1') {CH3_En=true;}
if (veri[13]=='0') {CH4_En=false;}
if (veri[13]=='1') {CH4_En=true;}
if (veri[12]=='0') {CH5_En=false;}
if (veri[12]=='1') {CH5_En=true;}
if (veri[11]=='0') {CH6_En=false;}
if (veri[11]=='1') {CH6_En=true;}
if (veri[10]=='0') {CH7_En=false;}
if (veri[10]=='1') {CH7_En=true;}
if (veri[9]=='0') {CH8_En=false;}
if (veri[9]=='1') {CH8_En=true;}
if (veri[8]=='0') {CH9_En=false;}
if (veri[8]=='1') {CH9_En=true;}
if (veri[7]=='0') {CH10_En=false;}
if (veri[7]=='1') {CH10_En=true;}
if (veri[6]=='0') {CH11_En=false;}
if (veri[6]=='1') {CH11_En=true;}
if (veri[5]=='0') {CH12_En=false;}
if (veri[5]=='1') {CH12_En=true;}
if (veri[4]=='0') {CH13_En=false;}
if (veri[4]=='1') {CH13_En=true;}
if (veri[3]=='0') {CH14_En=false;}
if (veri[3]=='1') {CH14_En=true;}
if (veri[2]=='0') {CH15_En=false;}
if (veri[2]=='1') {CH15_En=true;}
veri[0]=' ';veri[1]=' ';
}

```

```

if (CH15_En==true) { AnDC15=analogRead(A15);Serial.print(AnDC15);Serial.write(9);}
if (CH14_En==true) { AnDC14=analogRead(A14);Serial.print(AnDC14);Serial.write(9);}
if (CH13_En==true) { AnDC13=analogRead(A13);Serial.print(AnDC13);Serial.write(9);}
if (CH12_En==true) { AnDC12=analogRead(A12);Serial.print(AnDC12);Serial.write(9);}
if (CH11_En==true) { AnDC11=analogRead(A11);Serial.print(AnDC11);Serial.write(9);}
if (CH10_En==true) { AnDC10=analogRead(A10);Serial.print(AnDC10);Serial.write(9);}
if (CH9_En==true) { AnDC9=analogRead(A9);Serial.print(AnDC9);Serial.write(9);}
if (CH8_En==true) { AnDC8=analogRead(A8);Serial.print(AnDC8);Serial.write(9);}
if (CH7_En==true) { AnDC7=analogRead(A7);Serial.print(AnDC7);Serial.write(9);}
if (CH6_En==true) { AnDC6=analogRead(A6);Serial.print(AnDC6);Serial.write(9);}
if (CH5_En==true) { AnDC5=analogRead(A5);Serial.print(AnDC5);Serial.write(9);}
if (CH4_En==true) { AnDC4=analogRead(A4);Serial.print(AnDC4);Serial.write(9);}
if (CH3_En==true) { AnDC3=analogRead(A3);Serial.print(AnDC3);Serial.write(9);}
if (CH2_En==true) { AnDC2=analogRead(A2);Serial.print(AnDC2);Serial.write(9);}
if (CH1_En==true) { AnDC1=analogRead(A1);Serial.print(AnDC1);Serial.write(9);}
if (CH0_En==true) { AnDC0=analogRead(A0);Serial.print(AnDC0);Serial.write(9);}
Serial.println();

```

```

/*Serial.print(CH15_En);
Serial.print(CH14_En);
Serial.print(CH13_En);

```



```
Serial.print(CH12_En);  
Serial.print(CH11_En);  
Serial.print(CH10_En);  
Serial.print(CH9_En);  
Serial.print(CH8_En);  
Serial.print(CH7_En);  
Serial.print(CH6_En);  
Serial.print(CH5_En);  
Serial.print(CH4_En);  
Serial.print(CH3_En);  
Serial.print(CH2_En);  
Serial.print(CH1_En);  
Serial.print(CH0_En);  
Serial.println();*/  
}
```

EK B Sınıflandırma Uygulaması İçin Kullanılan Prosedür

private void button3_Click(object sender, EventArgs e)// sinyallere ait min. nokta hesaplanarak adresi belirleniyor.

```
{
    button3.Enabled = false;
    for (int b = 0; b <= 9; b++)
    {
        min_nokta[0, b] = dosya_DC_siz[b, 0];
        for (int a = 0; a <= 250; a++)
        {
            if (min_nokta[0, b] < dosya_DC_siz[b, a])
            {
                min_nokta[0, b] = min_nokta[0, b];
            }
            else
            {
                min_nokta[0, b] = dosya_DC_siz[b, a];
                min_nokta_adr[0, b] = a;
            }
        }
    }
    label1.Text = Convert.ToString(min_nokta_adr[0, 0]);
    for (int a = 0; a < 10; a++) //bulunan min noktanın sağ ve solundan 30 örnek küme için
    diziye yazılıyor.
    {
        int k = 0;
        for (int i = (int)min_nokta_adr[0, a] - 30; i < (int)min_nokta_adr[0, a]+31; i++)
        {
            kume[a, k] = dosya_DC_siz[a, i];
            k++;
        }
    }

    for (int b = 0; b <= 60; b++) //10 adet öğrenme kümesine ait veriler ilgili test box ve
    grafiklere yazılıyor.
    {
        listBox5.Items.Add(kume[0, b]);
        listBox11.Items.Add(kume[1, b]);
        listBox17.Items.Add(kume[2, b]);
        listBox23.Items.Add(kume[3, b]);
        listBox29.Items.Add(kume[4, b]);
        listBox35.Items.Add(kume[5, b]);
        listBox41.Items.Add(kume[6, b]);
        listBox47.Items.Add(kume[7, b]);
        listBox53.Items.Add(kume[8, b]);
        listBox59.Items.Add(kume[9, b]);

        chart3.Series[0].Points.AddXY(b, kume[0, b]);
    }
}
```

```
chart6.Series[0].Points.AddXY(b, kume[1, b]);  
chart9.Series[0].Points.AddXY(b, kume[2, b]);  
chart12.Series[0].Points.AddXY(b, kume[3, b]);  
chart15.Series[0].Points.AddXY(b, kume[4, b]);  
chart18.Series[0].Points.AddXY(b, kume[5, b]);  
chart21.Series[0].Points.AddXY(b, kume[6, b]);  
chart24.Series[0].Points.AddXY(b, kume[7, b]);  
chart27.Series[0].Points.AddXY(b, kume[8, b]);  
chart30.Series[0].Points.AddXY(b, kume[9, b]);  
    }  
}
```

EK C Sayısal Sinyal İşleme ile DC Bileşen Bastırma Prosedürü

```
private void button1_Click(object sender, EventArgs e)
{
    button6.Enabled = true;
    button7.Enabled = true;
    button1.Enabled = false;
    int a = 0, b = 0;
    for (a = 0; a <= 9; a++) //DC seviye hesaplanıyor (ortalama değer alınıyor.
    {
        for (b = 0; b <= 250; b++)
        {
            DC_seviye[0, a] = (DC_seviye[0, a] + dosya[a, b]);
        }
        DC_seviye[0, a] = Math.Round((DC_seviye[0, a] / 251, 1);
    }
    for (a = 0; a <= 9; a++)
    {
        for (b = 0; b <= 250; b++)
        {
            dosya_DC_siz[a, b] = Math.Round((dosya[a, b] - DC_seviye[0, a]), 1); //DC seviye
            çıkarılarak offset alınıyor.
        }
    }
    for (b = 0; b <= 250; b++) // offset alınmış değerler ilgili test box ve grafiklere yazılıyor.
    {
        listBox3.Items.Add(dosya_DC_siz[0, b]);
        listBox9.Items.Add(dosya_DC_siz[1, b]);
        listBox15.Items.Add(dosya_DC_siz[2, b]);
        listBox21.Items.Add(dosya_DC_siz[3, b]);
        listBox27.Items.Add(dosya_DC_siz[4, b]);
        listBox33.Items.Add(dosya_DC_siz[5, b]);
        listBox39.Items.Add(dosya_DC_siz[6, b]);
        listBox45.Items.Add(dosya_DC_siz[7, b]);
        listBox51.Items.Add(dosya_DC_siz[8, b]);
        listBox57.Items.Add(dosya_DC_siz[9, b]);

        chart2.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[0, b]);
        chart5.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[1, b]);
        chart8.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[2, b]);
        chart11.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[3, b]);
        chart14.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[4, b]);
        chart17.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[5, b]);
        chart20.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[6, b]);
        chart23.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[7, b]);
        chart26.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[8, b]);
        chart29.Series[0].Points.AddXY(b, dosya_DC_siz[9, b]);
    }
}
```

EK D Hanning Sayısal Filtre Prosedürü

```
private void button6_Click(object sender, EventArgs e) //Hanning filtrsi uygulanıyor.-->
y(n)=1/4*[x(n)+2*x(n-1)+x(n-2)]
{
    button6.Enabled = false;
    button7.Enabled = false;
    chart2.Series[1].Points.Clear();
    double[,] filter1 = new double[10, 251];
    double[,] filter2 = new double[10, 251];

    for (int k = 0; k < 9; k++)
    {
        for (int i = 0; i < 250; i++)
        {
            if (i == 0) i = 2;
            if (i == 1) i = 2;
            filter1[k, i] = 0.25 * (dosya_DC_siz[k, i] + 2 * dosya_DC_siz[k, i - 1] +
dosya_DC_siz[k, i - 2]);
        }
        for (int i = 0; i < 250; i++) //2. kez filtre uygulanıyor
        {
            if (i == 0) i = 2;
            if (i == 1) i = 2;
            filter2[k, i] = 0.25 * (filter1[k, i] + 2 * filter1[k, i - 1] + filter1[k, i - 2]);
            dosya_DC_siz [k, i] = Math.Round (filter2[k, i],1);
        }
    }
    for (int i = 0; i < listBox1.Items.Count; i++)
    {
        System.Threading.Thread.Sleep (1);
        chart2.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[0, i]);
        chart2.Update();
        chart5.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[1, i]);
        chart8.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[2, i]);
        chart11.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[3, i]);
        chart14.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[4, i]);
        chart17.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[5, i]);
        chart20.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[6, i]);
        chart23.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[7, i]);
        chart26.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[8, i]);
        chart29.Series[1].Points.AddXY(i, filter2[9, i]);
    }
    button3.Enabled = true;
}
```

EK E NN Sınıflandırma Prosedürü

```
private void button2_Click(object sender, EventArgs e)//öklid uzaklığı bulunarak NN
uygulanıyor
{
    int y;
    double z;

    for (int x = 0; x < 10;x++)
    {
        for (y = 0; y < listBox5.Items.Count ; y=y+1)
        {
            NN[0, x] = NN[0, x] + (NN_kume[0, y] - kume[x, y]) * (NN_kume[0, y] - kume[x,
y]);
        }
    }
    for (int i = 0; i < 10; i++)
    {
        NN[0, i] = Math.Round (Math.Sqrt(NN[0, i]),2);
    }

    z = NN[0, 0];
    for (y = 0; y < 10; y++)
    {
        if (z < NN[0, y]) { }
        else { z = NN[0, y]; }
    }
    if (z <= 59) { MessageBox.Show(" NN: " + Convert.ToString(z) + " =AŞAĞI
BAKIYOR"); } // orjinal eşik değeri 75
    else { MessageBox.Show(" NN: " + Convert.ToString(z) + " =AŞAĞI BAKMIYOR"); }
}
```