

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**



**BİYOLOJİK SİNYALLERİN İŞLENMESİ AMACIYLA
DONANIMSAL VE YAZILIMSAL ALTYAPININ
OLUŞTURULMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Ertuğrul Furkan SAVAŞTAER

Danışman
Dr. Öğretim Üyesi Cengiz TEPE

SAMSUN
2021

TEZ KABUL VE ONAYI

Ertuğrul Furkan SAVAŞTAER tarafından, Dr. Öğretim Üyesi Cengiz TEPE danışmanlığında hazırlanan “Biyolojik İşaretlerin İşlenmesi Amacıyla Donanımsal Ve Yazılımsal Altyapının Oluşturulması” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 12.11.2021 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Unvanı Adı Soyadı		İmza	Sonuç
Üniversitesi			
Ana Bilim/Ana Sanat Dalı			
Başkan	Dr. Öğr. Üyesi İlyas EMİNOĞLU		☒
	Ondokuz Mayıs Üniversitesi		Kabul
	Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Ret
Üye (Danışman)	Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE		☒
	Ondokuz Mayıs Üniversitesi		Kabul
	Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Engin Ufuk ERGÜL		☒
	Amasya Üniversitesi		Kabul
	Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Yüksek Lisans tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

İmza

06 /12 / 2021

Ertuğrul Furkan SAVAŞTAER

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Biyolojik İşaretlerin İşlenmesi Amacıyla Donanımsal Ve Yazılımsal Alt Yapının Oluşturulması

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 03/11/2021 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 3

Tek kaynak oranı : % 1 çıkmıştır.

İmza

06 /12 / 2021

Dr. Öğretim Üyesi Cengiz TEPE

ÖZET

BİYOLOJİK SİNYALLERİN İŞLENMESİ AMACIYLA DONANIMSAL VE YAZILIMSAL ALTYAPININ OLUŞTURULMASI

Ertuğrul Furkan SAVAŞTAER
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Yüksek Lisans, Aralık/2021
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Cengiz TEPE

Biyolojik işaretlerin ölçülmesi birçok hastalık hakkında daha iyi bilgi edinilmesi ve bu hastalıkların teşhisi amacıyla sağlık alanında uzun zamandır kullanılmaktadır. Bununla birlikte engelli bireylerin sahip olduğu engellerin aşılması, protezlerin geliştirilmesi içinde biyolojik işaretleri ölçen ve işleyen sistemler mühendislik alanlarında kullanılmakta ve geliştirilmektedir. Ancak bu sistemlerin daha da geliştirilebilmesi için bu konuda daha fazla çalışmanın literatüre kazandırılması gerekmektedir.

Bu çalışmada EEG, EOG, ECG ve EMG gibi biyoelektrik işaretleri yükseltip süzgeçleyen, Raspberry Pi 3B+ kartına modüler tek kanallı analog yükselteç ve süzgeç devresi gerçekleştirilmiştir. Alınan biyoelektrik işaret verileri Raspberry Pi' de Python programlama dilinde yazılan arayüz ile gerçek zamanlı olarak görüntülenmiştir. Oluşturulan arayüz ile alınan işaretler gerçek zamanlı olarak çizdirilebilmekte, kaydedilebilmekte ve kaydedilen işaretler tekrardan çizdirilebilmektedir. Ayrıca EEG, EOG, ECG ve EMG işaretleri için ayrı ayrı arayüzler oluşturularak bu işaretlerin farklı karakteristikleri de gözlenmiştir. Kaydedilen işaretleri tekrar çizdirmek ve incelemek için çevrim dışı arayüzler oluşturulmuştur. Bu arayüzler ile csv formatında kaydedilen işaretler tekrar çizdirilmekte; yüksek geçiren, alçak geçiren, bant geçiren ve bant durduran süzgeçler uygulanıp çizdirilebilmekte ve işaretlerin FFT dönüşümleri alınabilmektedir. Süzgeçlenen işaretler ve FFT dönüşümü alınan işaretler tekrardan kaydedilebilmektedir. İşaretleri görüntülemek ve işlemek için Raspberry Pi seçilerek tüm sistemin kolay taşınabilir olması sağlanmıştır. Ayrıca arayüz yazılımı için Python dilinin tercih edilmesinin sebebi açık kaynak kodlu popüler bir yazılım dili olması ve geniş bir kütüphaneye sahip olmasıdır.

Anahtar Sözcükler: Biyolojik işaretler, EEG, EMG, EKG, EOG, Python, Arayüz

ABSTRACT

IMPLEMENTATION OF HARDWARE AND SOFTWARE INFRASTRUCTURE FOR PROCESSING BIOLOGICAL SIGNALS

Ertuğrul Furkan SAVAŞTAER
Ondokuz Mayıs University
Institute of Graduate Studies
Department of Electrical Electronics Engineering
Master, December/2021
Supervisor: Assist. Prof. Dr. Cengiz Tepe

Measurement of biological signals has been used in the field of health for a long time to gain better information about many diseases and to diagnose these diseases. In addition, systems that measure and process biological signals are used and developed in engineering fields in order to overcome the obstacles of disabled individuals and to develop prostheses. However, in order for these systems to be develop further, more studies on this subject should be brought to the literature.

In this study, a modular single-channel analog amplifier and filter circuit that amplifies and filters bioelectric signals such as EEG, EOG, ECG and EMG is implemented on the Raspberry Pi 3B+ board. The received bioelectrical signal data was displayed in real time with the interface written in the Python programming language on the Raspberry Pi. With the created interface, the received signals can be plotted in real time, recorded and recorded signals can be redrawn. In addition, different characteristics of these signals were observed by creating separate interfaces for EEG, EOG, ECG and EMG signals. Offline interfaces have been created to redraw and examine the recorded signals. With these interfaces, the signals recorded in csv format are redrawn; high-pass, low-pass, band-pass and band-stop filters can be applied and plotted, and FFT transformations of signals can be obtained. Filtered signals and fft transform received signals can be re-recorded. By choosing Raspberry Pi to view and process data, the entire system is easily portable. In addition, the reason why Python language is preferred for interface software is that it is a popular open source software language and has a large library.

Keywords: Biological signals, EEG, EMG, ECG, EOG, Python, Interface

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışmada bana yardımını ve desteğini esirgemeyen Doktor Öğretim Üyesi Cengiz Tepe hocama, mesleki bilgisini ve ekipmanlarını benimle paylaştığı için Önder Şişer' e, EEG ölçümü hakkında verdiği bilgiler için Yasemin Gündüztepe' ye, elde edilen EEG verilerinin nasıl değerlendirileceği hakkında bilgi veren Doktor Öğretim Üyesi Hürrem Evren Boran hocama, Python dilinde yazılan arayüz kodlarında çıkan sorunları çözmemde bana yardımcı olan Ömer Kurt'a, teşekkürü borç bilirim.

Ertuğrul Furkan Savaştaer

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI.....	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. EKG İşareti ve Oluşumu.....	1
1.2. EMG İşareti ve Oluşumu	3
1.3. EEG İşareti ve Oluşumu	3
1.4. EOG İşareti ve Oluşumu.....	5
1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı.....	6
2. LİTERATÜR TARAMASI	7
2.1. EEG Literatür Taraması	7
2.2. EOG Literatür Taraması.....	19
2.3. EMG Literatür Taraması.....	28
2.4. EKG Literatür Taraması.....	32
2.5. Literatürdeki Açık Kaynak Kodlu ve Ticari Arayüzler	36
3. MATERYAL METOT	43
3.1. Donanım.....	43
3.1.1. Elektrot.....	43
3.1.2. Kafesli Kablo	43
3.1.3. Enstrümantasyon Yükselteci.....	44
3.1.4. AD708 Yükselteci.....	46
3.1.5. TLP521-2 Optokuplör.....	46
3.1.6. MCP3008 ADC.....	47
3.1.7. Raspberry Pi 3B+	48
3.2. Devre Bloklarının Testleri, Benzetim Sonuçları ve Gerçeklenmesi	48
3.2.1. RFI Süzgeci.....	48
3.2.2. Giriş İzolasyon Devresi.....	49
3.2.3. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi	50
3.2.4. Enstrümantasyon Yükselteci Test Devresi.....	51
3.2.5. Sağ Bacak Sürücüsü Devresi	53
3.2.6. Yüksek Geçiren Süzgeç Devresi.....	54
3.2.7. Ana Yükselteç Devresi.....	55
3.2.8. Bant Geçiren Süzgeç Devresi	57
3.2.9. Ayarlı Yükselteç Devresi	59
3.2.10. 50Hz Çentik Süzgeç Devresi	60
3.2.11. DC Ofset Devresi (Kenetleyici Devresi).....	62
3.2.12. Çıkış İzolasyon Devresi	63
3.2.13. ADC	64
3.2.14. Gerçeklenen Devre.....	67
3.3. Arayüz Yazılımı.....	69
3.3.1. Ana Arayüz	70
3.3.2. EKG Arayüzü.....	70
3.3.3. EMG Arayüzü.....	71
3.3.4. EOG Arayüzü.....	72
3.3.5. EEG Arayüzü	72

3.3.6. EEG Frekans Bantları Arayüzü.....	73
3.3.7. Çevrim dışı EEG Frekans Bantları Arayüzü.....	74
3.3.8. Çevrim dışı Arayüz	74
3.3.9. Çevrim Dışı FFT Arayüzü	75
3.3.10. İşaret Karşılaştırma Arayüzü	76
3.3.11. Yüksek Hızlı Arayüz.....	76
3.4. Biyoelektrik İşaretlerin Alınması.....	76
3.4.1. EEG İşaretlerinin Alınması.....	76
3.4.2. EKG İşaretlerinin Alınması	78
3.4.3. EMG İşaretlerinin Alınması.....	79
3.4.4. EOG İşaretlerinin Alınması	80
4. BULGULAR.....	82
4.1. Elde Edilen EEG Verileri.....	82
4.2. Elde Edilen EKG Verileri	84
4.3. Elde Edilen EMG Verileri.....	87
4.4. Elde Edilen EOG Verileri	91
5. TARTIŞMA.....	94
5.1. Gerçeklenen Donanımın Literatürdeki Donanımlarla Karşılaştırılması	94
5.2. Oluşturulan Arayüz Yazılımının Literatürdekilerle Karşılaştırılması.....	97
5.3. Elde Edilen EEG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması	98
5.4. Elde Edilen EKG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması	99
5.5. Elde Edilen EMG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması	102
5.6. Elde Edilen EOG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması	103
6. SONUÇLAR	106

SİMGELER VE KISALTMALAR

EEG	: Elektroensefalografi
EKG	: Elektrokardiyografi
EMG	: Elektromiyografi
EOG	: Elektrookülografi
ADC	: Analog-Digital Converter(Analog-Dijital Dönüştürücü)
RC	: Resistor-Capacitor Circuit(Direnç-Kapasitör Süzgeci)
RFI	: Radio Frequency Interference(Radyo Frekansı Paraziti)
AFE	: Analog Front-end(Analog Ön-uç)
NSS-ADC	: Neural Signal Specific ADC(Sinirsel Sinyale Özgü ADC)
CMRR	: Common Mode Rejection Ratio(Ortak Mod Reddetme Oranı)
DSP	: Digital Signal Processing(Dijital İşaret İşleme)
ERP	: Event Related Potential(Olaya İlişkin Potansiyel)
TFT	: Thin-film Transistor(İnce film Transistör)
SoC	: System on Chip(Çipte Sistem)
SVM	: Support Vector Machine(Destek Vektör Makinesi)
PCB	: Printed Circuit Board(Baskı Devre)
EMI	: Electromagnetic Interference(Elektromanyetik Parazitler)
FFT	: Fast Fourier Transform(Hızlı Fourier Dönüşümü)
SPI	: Serial Peripheral Interface(Seri Çevre Birimi Arayüzü)
I2C	: Inter-Integrated Circuit(Dahili Entegre Devre)
bpm	: Beat Per Minute(Dakika Başına Atım)
LDA	: Linear discriminant analysis(Doğrusal Diskriminant Analizi)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. (A) Biyolojik işaretlerin oluşumu, (B) EKG İşareti, (C) EEG İşareti, (D) EMG İşareti (Güven, 2012).....	1
Şekil 1.2. Kalbin belli bölgelerinin oluşturdıkları işaretler ve bu işaretlerin bir araya gelmesiyle oluşan EKG işareti (Malmivuo & Plonsey, 1995).....	2
Şekil 1.3. Einthoven Üçgeninde Lead 1, 2 ve 3 çiftleri(Malmivuo & Plonsey, 1995)	2
Şekil 1.4. EKG işareti (Hammad, Maher, Wang, Jiang, & Amrani, 2018)	3
Şekil 1.5. MYO bilekliğinin tek kanalından alınan EMG işareti.....	3
Şekil 1.6. EEG işareti frekans bantları(Malmivuo & Plonsey, 1995).....	4
Şekil 1.7. Beyin bölgeleri (Malmivuo & Plonsey, 1995).....	5
Şekil 1.8. EOG işaretlerinin oluşumu(Malmivuo & Plonsey, 1995)	5
Şekil 2.1. BioExplorer gerçek zamanlı arayüzü.....	37
Şekil 2.2. BioExplorer çevrim dışı arayüzü	37
Şekil 2.3. BioExplorer blok diyagramı	37
Şekil 2.4. BioExplorer süzgeç ayarları.....	38
Şekil 2.5. Ana arayüz	38
Şekil 2.6. Biyoelektrik işaret işleme arayüzü.....	39
Şekil 2.7. Biyoelektrik işaret işleme arayüzündeki süzgeçler.....	39
Şekil 2.8. Tıbbi görüntüleme arayüzü	39
Şekil 2.9. Tıbbi görüntüleme arayüzündeki süzgeçler	40
Şekil 2.10. BIOPAC AcqKnowledge 5 arayüzü	41
Şekil 2.11. BioSig yazılımıyla alınan EEG işareti	41
Şekil 2.12. BioSigKit ile alınan EKG işareti.....	42
Şekil 3.1. Ag/AgCl jelli elektrot	43
Şekil 3.2. Kafesli kablo ve RJ45 soket bağlantıları	44
Şekil 3.3. Kafesli kablo bağlantıları.....	44
Şekil 3.4. INA129 enstrümantasyon yükseltecinin yapısı	45
Şekil 3.5. INA128P nin kazanç katlarına göre CMRR-frekans grafiği	46
Şekil 3.6. AD708 iç yapısı ve pinleri	46
Şekil 3.7. TLP521-2 optokuplör pinleri	47
Şekil 3.8. MCP3008 ADC pinleri	47
Şekil 3.9. ADC ile analog işaretin dijital işarete dönüştürülmesi	48
Şekil 3.10. Raspberry Pi 3B+ modeli.....	48
Şekil 3.11. RFI süzgeci proteus çizimi.....	49
Şekil 3.12. RFI filtesi bloğu frekans tepkisi grafiği	49
Şekil 3.13. Giriş koruma devresi proteus çizimi	50
Şekil 3.14. INA128P enstrümantasyon yükselteci proteus çizimi	50
Şekil 3.15. Enstrümantasyon yükselteci osiloskop çıktısı	51
Şekil 3.16. Enstrümantasyon yükselteci test devresi	51
Şekil 3.17. Sağlam INA128P entegresinin test devresinin osiloskop çıktısı	52
Şekil 3.18. Bozuk INA128P entegresinin test devresinin osiloskop çıktısı.....	52
Şekil 3.19. Proteusta oluşturulan test devresi	53
Şekil 3.20. Proteusta oluşturulan devrenin osiloskop çıktısı	53
Şekil 3.21. Sağ bacak sürücü devresi proteus çizimi	54
Şekil 3.22. Sağ bacak sürücü bloğu proteus osiloskop çıktısı.....	54
Şekil 3.23. Yüksek geçiren süzgeç proteus çizimi	55
Şekil 3.24. Yüksek geçiren süzgeç frekans tepkisi grafiği.....	55
Şekil 3.25. Ana yükselteç proteus çizimi	56
Şekil 3.26. Ana yükselteç bloğu proteus osiloskop çıktısı.....	57

Şekil 3.27. Ana yükselteç alçak geçiren süzgeç frekans tepkisi grafiği.....	57
Şekil 3.28. Bant geçiren süzgeç proteus çizimi.....	58
Şekil 3.29. 20Hz'te bant geçiren süzgeç bloğu proteus osiloskop çıktısı	58
Şekil 3.30. 150Hz'te bant geçiren süzgeç bloğu proteus osiloskop çıktısı	59
Şekil 3.31. Bant geçiren süzgeç bloğu frekans tepkisi grafiği	59
Şekil 3.32. Ayarlı yükselteç proteus çizimi	60
Şekil 3.33. Ayarlı yükselteç bloğu proteus osiloskop çıktısı	60
Şekil 3.34. 50Hz çentik süzgeç proteus çizimi	61
Şekil 3.35. 50Hz işaret girişine karşılık çentik süzgeç çıkışı.....	61
Şekil 3.36. Çentik süzgecinin frekans tepkisi grafiği.....	62
Şekil 3.37. Gerçeklenen devrenin çentik süzgecinden alınan osiloskop çıktısı.....	62
Şekil 3.38. DC ofset devresi proteus çizimi	63
Şekil 3.39. DC ofset devresi bloğu proteus osiloskop çıkışı.....	63
Şekil 3.40. TLP521-2 optokuplör devresi proteus çizimi	64
Şekil 3.41. TLP521-2 optokuplör devresi bloğu proteus osiloskop çıkışı	64
Şekil 3.42. MCP3008 ADC-raspberry pi pin bağlantısı proteus çizimi.....	65
Şekil 3.43. ADC test devresi	65
Şekil 3.44. Proteus ISIS tüm devrenin şeması	66
Şekil 3.45. Proteus ARES PCB çizimi.....	66
Şekil 3.46. Proteus PCB devresi 3D görüntüsü	67
Şekil 3.47. Tasarlanan devrenin blok şeması	67
Şekil 3.48. Gerçeklenen modüler devre kartı ve Raspberry Pi 3B+	69
Şekil 3.49. a) Raspberry Pi 3B+ ve b) Gerçeklenen modüler devre kartı	69
Şekil 3.50. Oluşturulan arayüzlerin birbirleriyle olan bağlantıları	70
Şekil 3.51. Ana arayüz	70
Şekil 3.52. Gerçek zamanlı EKG arayüzü	71
Şekil 3.53. Gerçek zamanlı EMG arayüzü.....	72
Şekil 3.54. Gerçek zamanlı EOG arayüzü	72
Şekil 3.55. Gerçek zamanlı EEG arayüzü	73
Şekil 3.56. Gerçek zamanlı EEG frekans bantları arayüzü	74
Şekil 3.57. Çevrim dışı EEG frekans bantları arayüzü	74
Şekil 3.58. Çevrim dışı arayüz	75
Şekil 3.59. Çevrim dışı FFT arayüzü	75
Şekil 3.60. İşaret karşılaştırma arayüzü	76
Şekil 3.61. Gerçek zamanlı yüksek hızlı arayüz	76
Şekil 3.62. Uluslararası 10-20 EEG elektrot yerleşim Sistemi(Malmivuo & Plonsey, 1995)	77
Şekil 3.63. EEG elektrot yerleri	77
Şekil 3.64. 10-20 Elektrot yerleşimine göre O2, A2 ve Fpz noktaları.....	78
Şekil 3.65. Gümüş kuru elektrotlar	78
Şekil 3.66. EKG elektrot yerleri.....	79
Şekil 3.67. Tek kanal ile EKG alım yöntemleri	79
Şekil 3.68. EMG elektrot yerleri	80
Şekil 3.69. Kol kaslarının Latince isimleri(Roell, Sikula, & Desai, 2015).....	80
Şekil 3.70. EOG elektrot yerleri.....	81
Şekil 3.71. Devreden üzerinden alınan dikey ve yatay EOG işaretleri(sol baştan sırasıyla: göz kırpması, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma)	81
Şekil 4.1. Yukarıdan aşağıya sırasıyla ham EEG işareti, filtelenmiş EEG işareti ve ham EEG işaretinin FFT dönüşümü.....	83
Şekil 4.2. Süzgeçlenmiş EEG işareti.....	83

Şekil 4.3. Frekans bantlarına ayrılmış EEG işareti	84
Şekil 4.4. Osiloskoptan alınan EKG işareti.....	84
Şekil 4.5. Arayüzden alınan gerçek zamanlı EKG işareti.....	85
Şekil 4.6. Ham EKG işareti, taban hattı kayması ve ham EKG işaretinin FFT'si	86
Şekil 4.7. Ham EKG işareti, süzgeçlenmiş EKG işareti ve ham EKG işaretinin FFT'si.....	86
Şekil 4.8. Ham EKG işaretinin FFT'si ve 0-2Hz aralığı süzgeçlenmiş EKG işaretinin FFT'si.....	87
Şekil 4.9. Osiloskoptan alınan EMG işareti	87
Şekil 4.10. Arayüzden alınan EMG işareti.....	88
Şekil 4.11. Çevrim dışı arayüzde süzgeçlenen osiloskop EMG işareti.....	88
Şekil 4.12. Çevrim dışı arayüzde süzgeçlenen arayüz EMG işareti	89
Şekil 4.13. Yukarıdan aşağıya sırasıyla; süzgeçlenmiş osiloskop EMG işareti ve süzgeçlenmiş arayüz EMG işareti	89
Şekil 4.14. Sol baştan sırasıyla: Sağ bacak sürücüsü bağlıyken EMG işareti ve sağ bacak sürücüsü bağlı değilken EMG işareti.....	90
Şekil 4.15. Bant geçiren süzgeç bloğu bağlı değilken alınan EMG işareti	90
Şekil 4.16. Bant geçiren süzgeç bloğu bağlıyken alınan EMG işareti	91
Şekil 4.17. 50Hz çentik süzgeç bloğu bağlı değilken alınan EMG işareti	91
Şekil 4.18. Osiloskoptan ölçülen EOG verileri (sol baştan sırasıyla: göz kırpması, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma)	92
Şekil 4.19. Gerçek zamanlı arayüzden ölçülen EOG verileri (sol baştan sırasıyla: göz kırpması, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma).....	92
Şekil 4.20. Yukarıdan aşağıya sırasıyla; ham EOG işareti, süzgeçlenmiş EOG işareti, ham EOG işaretinin FFT dönüşümü	93
Şekil 4.21. Yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla; arayüz üzerinden kaydedilen işaret ve osiloskop üzerinden kaydedilen işaret	93
Şekil 5.1. Geske ve Bellur'un yaptıkları çalışmada elde ettikleri EEG alfa dalgası(Geske & Bellur, 2008).....	98
Şekil 5.2. Zhang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde ettikleri EEG alfa dalgası(Zhang et al., 2013).....	98
Şekil 5.3. Bu tez çalışmasında elde edilen EEG alfa dalgası	99
Şekil 5.4. Petaş firmasının KMA 150 adlı hasta bakım monitörü üzerinden alınan EKG işareti.....	100
Şekil 5.5. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EKG işareti	100
Şekil 5.6. Luo ve Arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri ham EKG ve süzgeçlenmiş EKG işareti(Luo et al., 2013)	101
Şekil 5.7. Arayüz üzerinden kaydedilen ham EKG işareti ve taban hattı kayması süzgeçlenmiş hali	101
Şekil 5.8. Tepe ve Demir'in yaptıkları çalışmada MYO bilekliğinin tek bir kanalından elde ettikleri EMG işareti(Cengiz & Demir, 2020).....	102
Şekil 5.9. Thalmic Labs MYO bileklik	102
Şekil 5.10. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EMG işareti.....	103
Şekil 5.11. Heo ve Arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri EOG işaretleri(Heo et al., 2017).....	103
Şekil 5.12. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EOG işaretleri	104
Şekil 5.13. İşaret genlik değerlerine bakılarak sınıflandırılan göz hareketleri	104

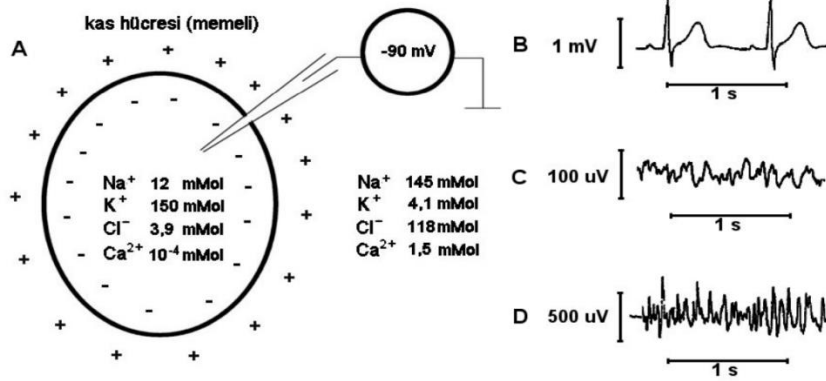
TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Kullanılan materyaller ve fiyatları	68
Tablo 5.1. Literatür taramasında kullanılan cihazların yapısı.....	95
Tablo 5.2. Arayüz karşılaştırma tablosu	97
Tablo 5.3. Literatürde EOG işaretlerini sınıflandıran bazı çalışmalar	105



1. GİRİŞ

Biyolojik işaretler (biyosinyaller, biyomedikal işaretler, biyopotansiyeller, biyoelektrik işaretler), canlı varlıklarda sürekli olarak ölçülebilen ve izlenebilen işaretlerdir. Biyosinyal terimi genellikle biyoelektrik işaretleri ifade etmek için kullanılırlar. Zaman düzleminde tanımlı Biyoelektrik işaretlere örnek olarak EKG(Şekil 1.4), EMG(Şekil 1.5), EEG(Şekil 1.6) ve EOG(Şekil 1.8) işaretleri verilebilir. Kısaca EKG işaretleri kalp atması sonucu oluşan işaretlerdir, EMG kas hareketleri sonucunda oluşan işaretlerdir, EEG belli dış uyaranlar etkisiyle düşüncelerin oluşturduğu beyin işaretleridir ve son olarak EOG ise göz hareketleri sonucu oluşan elektriksel işaretlerdir. Genel olarak tüm biyolojik işaretlerin oluşması aynı mantığa dayanır. Şekil 1.1’de görülen vücuttaki sinir, kas ve salgı bezleri gibi dokuların aktiviteleri sonucu içlerinde barındırdıkları iyonların iletimi sonucunda bulundukları bölgedeki yük durumunu değiştirmeleriyle biyopotansiyeller oluşur.

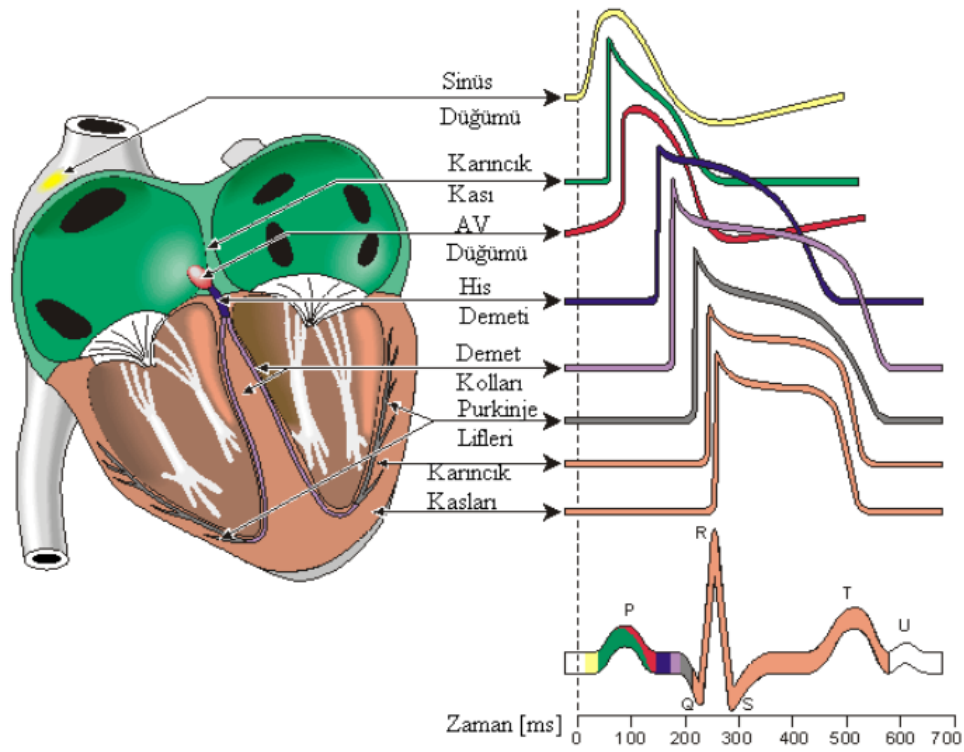


Şekil 1.1. (A) Biyolojik işaretlerin oluşumu, (B) EKG İşareti, (C) EEG İşareti, (D) EMG İşareti (Güven, 2012)

Bu işaretlerin her birinin frekans aralığı, genlik değeri, oluşturdukları gerilim vb gibi farklı karakteristikleri vardır(Güven, 2012; Stephen Lee & Kruse, 2008).

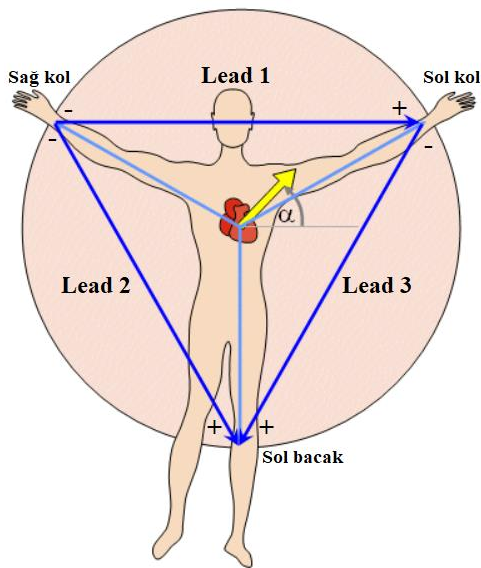
1.1. EKG İşareti ve Oluşumu

EKG kalp kaslarının kasılması sonucunda oluşan bir biyoelektrik işarettir. Ham EKG işaretinin genliği 0,5-5mV aralığında değişmektedir. EKG işareti, genellikle 0,05-150Hz frekans aralığında oluşmaktadır(Golden, Wolthuis, & Hoffler, 1973). EKG işaretleri diğer biyoelektrik işaretlerinden farklı olarak kendine has bir karakteristiğe sahiptir. Kalbin odacıklı yapısı ve odacıklardan geçen kan ile kalbin belli bölgelerinde belli işaretler oluşur. Bu işaretlerin toplamı Şekil 1.2’de görüldüğü gibi EKG biyoelektrik işaretini oluşturur.



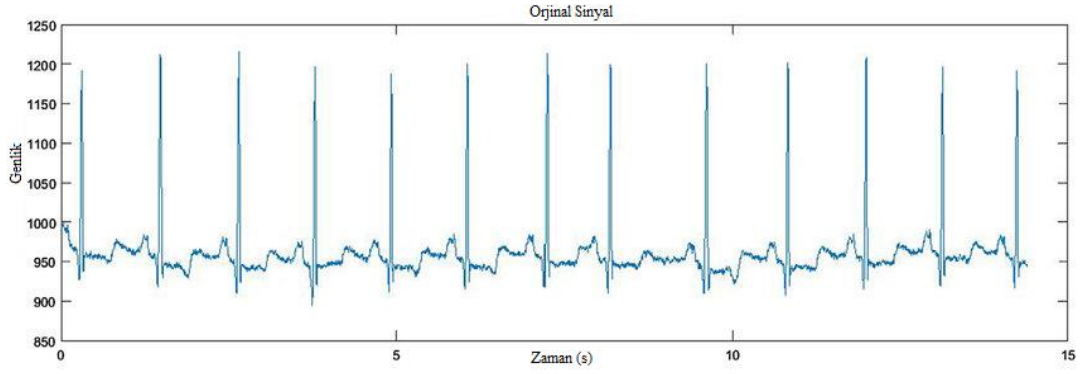
Şekil 1.2. Kalbin belli bölgelerinin oluşturdukları işaretler ve bu işaretlerin biraraya gelmesiyle oluşan EKG işareti (Malmivuo & Plonsey, 1995)

Bu EKG işaretini almak için Einthoven Üçgeni kullanılır. Einthoven üçgeni vücut üzerinde belirlenen 3 noktayı birbirine bağlayan vektörlerden oluşur. Bu vektörler Lead 1, 2 ve 3 olarak isimlendirilmiştir. EKG işareti bu vektörlerin başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki potansiyel farka bakılarak ölçülür(Malmivuo & Plonsey, 1995).



Şekil 1.3. Einthoven Üçgeninde Lead 1, 2 ve 3 çiftleri(Malmivuo & Plonsey, 1995)

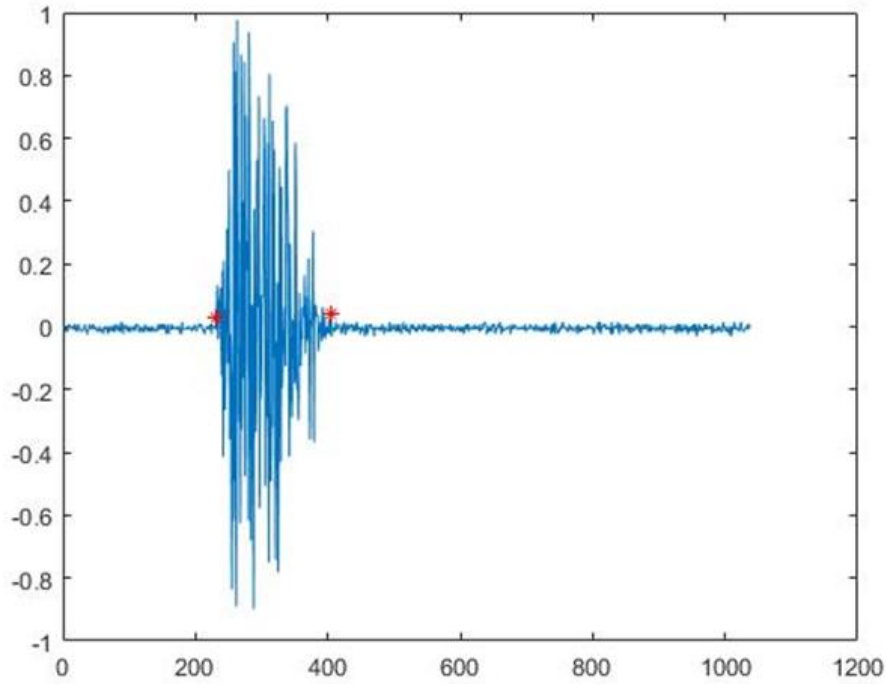
Şekil 1.4'te örnek bir EKG işareti görülmektedir.



Şekil 1.4. EKG işareti (Hammad, Maher, Wang, Jiang, & Amrani, 2018)

1.2. EMG İşareti ve Oluşumu

EMG kas hareketleri sonucunda oluşan biyoelektrik işaretleridir. Ham EMG işaretinin genliği 0,1-10mV aralığında değişmektedir. Bu işaret, 0-500 Hz frekans aralığında yer alır ve en baskın 50-150 Hz frekans aralığında oluşur(De Luca, 2002). Şekil 1.5'te 12 saniyelik zaman düzleminde 2. ve 4. saniyeler arasında gerilen bir kol kasının oluşturduğu EMG işaretleri gösterilmiştir.

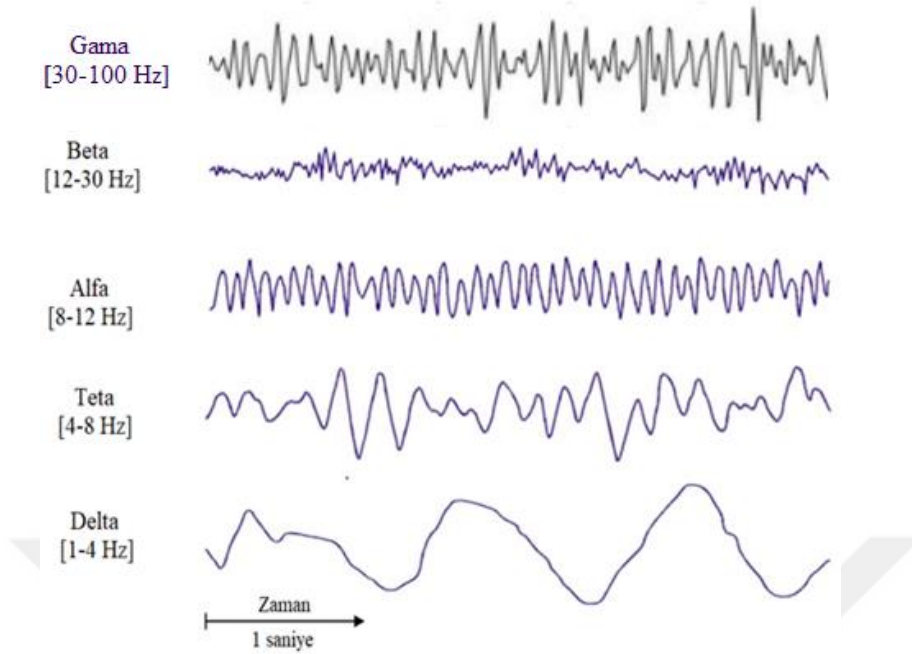


Şekil 1.5. MYO bilekliğinin tek kanalından alınan EMG işareti

1.3. EEG İşareti ve Oluşumu

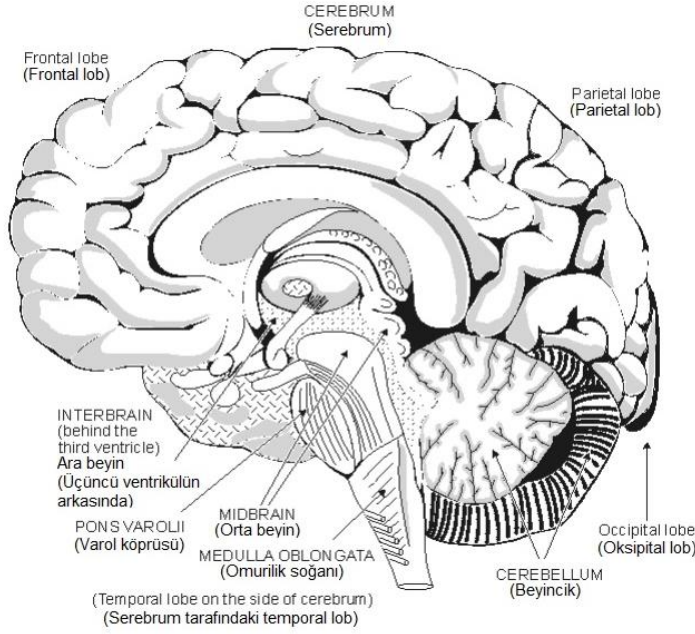
EEG beynin belli durumlarda (uyku-uyanıklık, uyarılma vb.) oluşturduğu biyoelektrik işaretlerdir. Genlik değeri 10-100uV arasında değişen EEG işaretleri en düşük genlikli biyoelektrik işarettir. EEG işaretleri delta (δ), teta (Θ), alfa (α), beta (β) ve gama (γ) dalgalarından oluşur(Malmivuo & Plonsey, 1995). Her bir dalga

formunun bir örneği Şekil 1.6'te gösterilmiştir.



Şekil 1.6. EEG işareti frekans bantları(Malmivuo & Plonsey, 1995)

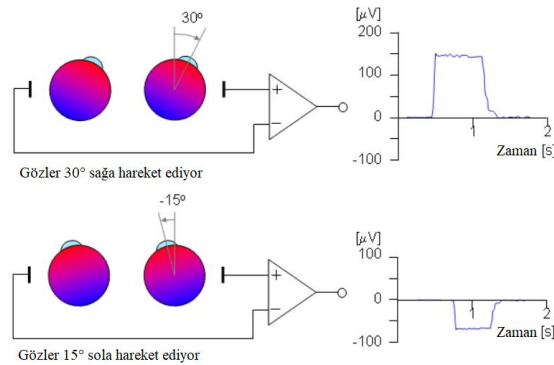
Delta dalgaları 1-4 Hz frekans aralığına sahiptir ve yetişkinlerde frontal lobda, çocuklarda posterior kortekste yüksek genlikli dalgalar olarak oluşur. Bebeklerde ve uyuyan yetişkinlerde tespit edilebilir. Dikkat gerektiren işler yapılırken gözlemlenir. Teta dalgaları 4-8 Hz frekans aralığına sahiptir ve çocuklardan ve uyuyan yetişkinlerden elde edilir. Kişinin aktif olarak bir tepkiyi veya eylemi bastırmaya çalıştığı durumlarda bu dalga ani artışı gözlemlenmiştir. Alfa dalgaları 8-12 Hz frekans spektrumuna sahiptir ve uyanık bir kişide gözler kapalıyken oksipital bölgeden ölçülebilir. Beynin farklı yerlerindeki inhibitör aktivitenin olduğu zamanlarda gözlemlenir. Beta dalgalarının frekans bandı 12-30 Hz'dir ve bu dalga parietal ve frontal loblar üzerinde tespit edilebilir. Kişinin stresli olduğu durumlarda daha çok gözlemlenir. Ayrıca bir işe odaklanıldığı ve endişeli olduğu durumlarda da gözlemlenir. Gama dalgaları 30-100 Hz frekans aralığında ve Somatosensoriyel kortekste oluşur. Crossmodal duyuşal işleme sırasında yani ses ve görüntü gibi iki farklı duyuyu birleştiren algı sırasında görüntülenir. Ayrıca tanınan nesnelerin, seslerin veya dokunsal duyuların kısa süreli bellek eşleştirmesi sırasında da gözlemlenir(Malmivuo & Plonsey, 1995). Şekil 1.7'da beynin bölümleri görülmektedir.



Şekil 1.7. Beyin bölgeleri (Malmivuo & Plonsey, 1995)

1.4. EOG İşareti ve Oluşumu

Biyoelektrik işaretlerin ana kaynağı, uyarılabilir dokular, yani sinir ve kas hücrelerinden oluşan dokulardır. Bunun dışında oluşan başka biyoelektrik işaretleri de vardır. Önemli bir örnek EOG işaretleridir. EOG, uyarılabilir bir doku tarafından değil, gözün statik elektrik polarizasyonu ile üretilir. Gözün hareketiyle göz çevresinde ölçülebilen elektrik potansiyeli değişiklikleri oluşur. Bu fenomen elbette manyetik olarak da tespit edilebilir. EOG ve alt bölümü olan elektronistagmogram (ENG) geniş klinik uygulamalara sahiptir(Malmivuo & Plonsey, 1995). Ancak bu tezde sadece EOG işaretinin ölçümü tartışılacaktır. EOG sinyalinin frekans aralığı 0.1-20 Hz' dir ve genlik değeri 0.1-3.5mV arasındadır(Choudhury, Venkataramanan, Nemade, & Sahambi, 2005). Şekil 1.8'de göz hareketleri sonucu oluşan EOG işaretleri görülmektedir.



Şekil 1.8. EOG işaretlerinin oluşumu(Malmivuo & Plonsey, 1995)

1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı

Tezde EEG, EOG, EMG ve EKG gibi biyolojik işaretlerin alınması, süzgeçlenmesi ve yükseltilmesi için Raspberry Pi kartlarına uyumlu, düşük maliyetli, taşınabilir bir genişletme kartı tasarımı ve gerçekleştirilmesi yapılmıştır. Elde edilen işaretlerin gerçek zamanlı görüntülenmesi için Raspberry Pi üzerinde Python dili kullanılarak açık kaynak kodlu kapsamlı bir arayüz uygulaması oluşturulmuştur. Bu arayüz uygulaması aracılığıyla alınan işaretlerin gerçek zamanlı olarak görüntülenmesi ve kaydedilmesi amaçlanmıştır. Kaydedilen işaretlerin süzgeçlenmesi ve tekrar çizdirilerek incelenmesi gerçekleştirilmiştir. Sistemin taşınabilir olması, oluşturulan arayüzün açık kaynak kodlu Python programlama dilinde yazılmış olması, düşük maliyetli olması ve farklı biyolojik işaretlerin tek bir cihaz ile ölçülebilmesi sayesinde yüksekokul, lisans ve lisansüstündeki öğrencilerin bu sistemi hem eğitim hem de akademik amaçlı kullanmaları hedeflenmiştir.

2. LİTERATÜR TARAMASI

2.1. EEG Literatür Taraması

Balım ve Acır yaptıkları çalışmada EEG işareti ölçümü için 8 kanallı bir devre tasarımı yapmışlardır. Oluşturdukları devrenin taşınabilir olması, düşük güç tüketimine sahip olması ve ucuza mal edilebilir olmasını amaçlamışlardır. EEG ölçümü için elektrotları 10-20 elektrot yerleşim sistemine göre FP1, FP2, C3, C4, P3, P4, O1, A1, A2 ve O2 noktalarına yerleştirmiş, bu elektrotlardan ortak referans elektrodunu A1 noktasına, sağ bacak sürücü elektrodunu ise A2 noktasına yerleştirmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Başlık ve Ag/AgCl elektrotlar
- RC süzgeç
- ADS1299 ADC si
- Atmel Atmega328p Mikrodenetleyici
- SD kart
- RN4020 Bluetooth modülü
- Laptop Merkezi birimi
- Li-ion 3.7V' luk batarya
- Gerilim düzenleyicileri kullanmış;

Yazılımsal olarak:

- Python programlama dili
- Labview programı
- USBASP programlayıcısı
- EAGLE pcb tasarımı için kullanılmıştır.
- ADS1299EEGFE-PDK kitinden elde ettiği EEG verilerini Octave programını kullanarak incelemiştir.

Bu çalışmada 19, 25 ve 27 yaşlarındaki 3 sağlıklı erkek bireyden EEG verilerini alınmıştır. Çalışmasının sonucunda küçük boyutlu, düşük güç tüketimine

sahip ve ucuza mal edilmiş bir 8 kanallı taşınabilir EEG ölçüm cihazı oluşturulmuştur. Görüntülediği EEG verilerinden anlaşıldığı üzere anlamlı EEG verileri elde edilmiştir(Balim & Acir, 2018).

Zhang ve arkadaşları çalışmalarında EEG işareti ölçümü için tek kanallı bir devre tasarımı yapmışlardır. Beyin-bilgisayar arayüzü çalışmalarında kullanmak için EEG verisi elde etmenin profesyonel ekipman gerektirmesi ve ticari amaçla üretilen EEG sistemlerinin pahalıya mal olması nedeniyle ucuza mal edilen bir EEG veri alımı devresini oluşturmayı amaçlamışlardır. Oluşturdukları devre ile elektrotlardan alınan verileri kullandıkları devre elemanlarıyla analog olarak yükseltip süzgeç etmişlerdir. EEG ölçümü için elektrotları 10-20 elektrot yerleşim sistemine göre OZ, A2 ve FPZ noktalarına yerleştirmişlerdir. Bu elektrotlardan referans elektrodunu A2 noktasına, sağ bacak sürücü elektrodunu ise FPZ noktasına yerleştirmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrotlar
- RFI süzgeç
- Koruma devresi
- Enstrümantasyon yükselteci(INA128P)
- Ortak mod bastırma devresi
- Yüksek geçiren süzgeç
- Ana yükselteç
- Bant geçiren süzgeç
- Değişken yükselteç
- Çentik süzgeç
- Optokuplör izolasyon entegresini(TLP521-2) kullanmışlardır.

Çalışmalarında 28 yaşında 1 erkek bireyden EEG verilerini almışlardır. Sonuç olarak ucuza mal ettikleri tek kanallı devreden elde ettikleri EEG işaretleri ile gözler açık ve kapalıyken görsel korteksin çalışma durumunu açık bir şekilde gözlemlemeyi başarmışlardır(Zhang, Guo, Wu, & Zhou, 2013).

Engin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG işareti ölçümü için iki kanallı

analog ve dijital devre elemanlarından oluşan bir devre tasarımı yapmışlardır. Tasarladıkları devre ile biyomedikal laboratuvarlarında ve akademik çalışmalarında kullanmak için gerçek zamanlı veri edebilmektedirler. Ölçülen EEG işaretlerinin zamana bağlı spektrumunun analizi için kısa süreli Fourier dönüşümü, Wigner - Ville dağılımı ve dalgacık dönüşümünü kullanmışlardır. EEG verilerini aldıkları elektrot bağlantı noktaları hakkında bilgi vermemişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Aktif elektrot
- Koruma devresi
- Enstrümantasyon yükselteci
- Ana yükselteç
- Alçak geçiren süzgeç
- Sağ bacak sürücü devresi(TLC277P opamp)
- ADC
- Mikrokontrolör
- Bilgisayar
- Güç kaynağı

Yazılımsal olarak:

- Bioexplorer yazılımını kullanmışlardır.

Sonuç olarak yaptıkları çalışmada EEG verilerini aldıkları 23 yaşındaki sağlıklı erkek bireyin fotik stimülasyonuna (florosan lamba aracılığıyla) tepki verdiğini EEG işaretindeki alfa bandında görüntülemeyi başarmışlardır(Engin, Dalbastı, Güldüren, Davaslı, & Engin, 2007).

Lin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG işareti ölçümü için kuru aktif elektrot kullanan başlık tasarımı yapmışlardır. Tasarlanan sistemde kuru aktif elektrot kullanımını tercih ederek veri alımını kolaylaştırmayı amaçlamışlardır. Ayrıca oluşturdukları sistemde anlamlı veri aldıkları kanalları sistemdeki toplam 8 kanal içerisinde otomatik olarak seçerek yüksek başarımlı veri sınıflandırması yapmayı amaçlamışlardır. Oluşturdukları sistemin kullanımını kolaylaştırmak ve

kullanım öncesi herhangi bir hazırlığa ihtiyaç duyulmaması için kuru aktif elektrot kullanmayı tercih etmişlerdir.

Aldıkları verilerin sınıflandırılmasında daha yüksek başarımlar elde etmek için gürültülü ve zayıf veri veren kanalları otomatik olarak eleyen bir sistem gerçekleştirmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Kuru aktif elektrot
- Ortak ortalama referans uzaysal süzgeçleme devresi
- Yükselticiler
- Yüksek geçiren süzgeç
- ADC
- Mikroişlemci
- Deri elektrot arayüz empedans testi devresi
- Bluetooth modülünü kullanmışlardır.

Çalışmalarında yaşları 23 ve 26 arasında değişen 10 sağlıklı erkek bireyden elde ettikleri EEG verilerini kullanmışlardır. Sonuç olarak yaptıkları çalışmada hareket görüntüsüne dayalı beyin makinesi arayüzü testlerinde yaklaşık olarak %73 başarımlar elde etmişlerdir(Lin, Huang, & Lin, 2019).

Uktveris ve Jusas yaptıkları çalışmada EEG işareti ölçümü için ADS1298 tabanlı modüler kartın geliştirilmesini gerçekleştirmişlerdir. Oluşturulan kartın ucuz, taşınabilir, modüler, kablosuz veri aktarımı yapabilir ve kaliteli veri ölçülebilir olmasını amaçlamışlardır. Kartın uygun fiyata kaliteli EEG veri ölçümü yapabilmesi için literatürde sıkça kullanılan ve kaliteli veri alabilmesini kolaylaştıran entegre ve modüller bir araya getirilerek sistem oluşturulmuştur. 2 adet ADS1298 tümdevresi kullanılarak EEG ölçümü için 16 adet kanal kullanımı sağlanmıştır. Mikroişlemci olarak Atmega2560 kullanılmıştır. Veri transferi için hem Bluetooth modülü hemde Wifi modülü kullanılmıştır.

Donanımsal olarak:

- 2 adet ADS1298IPAG

- 4 katlı PCB
- ESP8266-12E Wifi modülü
- MPU6050 GY-521 jiroskop modülü
- Atmega2560 mikroişlemcisi
- HM-11 Bluetooth 4.0 modülü
- SN74LVCC3245 TTL to 3V3 seviye değıştirici
- LM2664 Gerilim dönüştürücüsü
- MCP1825S 5V 0.5A Lineer voltaj regülatörü
- MCP1825S-3V3 3.3V 0.5A Lineer voltaj regülatörü
- MIC5219-2.5 2.5V 0.5A Lineer voltaj regülatörü
- TPS72325 -2.5V 0.5A Lineer voltaj regülatörü
- Kapasitörler
- Dirençler
- Diyotlar
- Butonlar
- Soketler

Yazılımsal olarak:

- OpenBCI grafik kullanıcı arayüzünü kullanmışlardır.

Sonuç olarak geliştirdikleri kartı 113.68 Euro ya mal etmişlerdir. Karşılaştırılan benzer çalışmalara benzer ve bazılarına kıyasla daha iyi EEG ölçümü yaptığını belirtmişlerdir. Oluşturulan kartla yapılan göz kırpma ve çene kaslarını sıkma testlerinde anlamlı veriler alınabildiğini belirtmişlerdir. EEG verisi haricinde oluşturulan kart ile başarılı bir şekilde EKG verilerinin de alınabildiği çalışmada paylaşılan görseller ile belirtmişlerdir(Uktveris & Jusas, 2018).

Tohidi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada EEG işaretlerinin sürekli edinimi için bir enstrümantasyon amplifikatörü (IA) ve nöral işarete özgü ADC (NSS-ADC) içeren düşük güçlü, yüksek giriş empedanslı bir analog ön uç (AFE) tüm devresi tasarımı sunulmuştur. Yaptıkları çalışma ile kuru elektrot kullanan günlük kullanıma

daha uygun bir EEG ölçüm sistemi ortaya koymuşlardır. Sistemin daha kararlı çalışması ve özellikle epilepsi hastalarının kriz anındaki yüksek frekanslı beyin işaretlerini ölçebilmek için yeni bir enstrümantasyon yükselteci dizaynı ve nörolojik işarete özgü ADC (NSS-ADC) kullanımını gerçekleştirmişlerdir. EEG ölçüm cihazlarının günlük kullanıma daha uygun olması için jelli elektrotlar yerine kuru elektrotların kullanılmasını önermişlerdir. Kuru elektrot kullanımı sonucu ortaya çıkan yüksek deri-elektrot empedansının ölçüme olan etkisini düşürmek için yeni bir enstrümantasyon yükselteci dizaynı ortaya koymuşlardır. Ayrıca epilepsi hastalarında epileptik nöbet anında ortaya çıkan yüksek frekanslı beyin işaretlerini görüntüleyebilmek için NSS-ADC kullanmışlardır. Oluşturdukları sistemde değişken çözünürlüklü NSS-ADC kullanılarak, daha önemli bilgileri içeren yüksek genlikli EEG verileri daha yüksek çözünürlüklerle dönüştürülürken, EEG işaretinin arka plan gürültüsü (B-Noise) en düşük çözünürlükle dönüştürülür. Bu nedenle, NSS ADC aktif olmayan bölgeye girdiğinde, çözünürlük NSS-ADC'nin analog ve dijital bileşenlerini kapalı moda ayarlar ve bu da güç tüketimini düşürür.

Donanımsal olarak:

- Nörolojik işarete özgü ADC
- Enstrümantasyon yükselteçleri
- Transistörler
- Programlanabilir kazançlı yükselteçler
- Yüksek geçiren süzgeç
- Alçak geçiren süzgeç
- Rohde Schwarz analizörü, osiloskop ve jeneratörü

Yazılımsal olarak:

- MATLAB
- Python

Sonuç olarak bu çalışmada düşük güç tüketimine sahip EEG ölçüm devresi oluşturulmuştur. Devrede düşük voltajlı düşük güç tasarım teknikleri ve çözünürlük değişkenli NSS-ADC kullanılarak, 20 KS / s örnekleme hızı altında güç tüketimi 3,7 μ W olarak elde edilmiştir. Devrede enstrümantasyon yükseltecinin giriş empedansı 1

Hz'de 102 G ohm ve 20 Hz'de 5.2 G ohm olacak şekilde ayarlanmıştır. 0,5-1,2 kHz bant genişliğinde giriş kaynaklı gürültü, 1.5 μ Vrms'e kadar düşürülebilmektedir. Enstrümantasyon yükseltecinin CMRR'si(Ortak Mod Reddetme Oranı) 108 dB'ye kadar artırılmıştır. Çözünürlük değişkenli NSS-ADC ile, önemli EEG işaretleri 6, 8 ve 10 bitlik daha yüksek çözünürlüklerle sayısallaştırılırken, arka plan gürültüsü en düşük çözünürlük olan 4 bit ile dönüştürülmüştür(Tohidi, Madsen, & Moradi, 2019).

Guermandi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sağ bacak sürücüsü devresi, elektrotlara entegre edilmiş ön yükselteç devreleri ve ADC ye sahip yüksek ortak mod gürültüsü bastırma oranına sahip bir EEG ölçüm devresini gerçekleştirmişlerdir. Yüksek seviyede gürültü bastırabilmesi sayesinde düşük gürültü seviyesine sahip olması, kurulumunun hızlı yapılabilmesi sayesinde, sistemin özellikle evde bakım, beyin bilgisayar arayüzleri veya tüketici odaklı uygulamalar gibi klinik ortamların dışında kullanım için uygun olması amaçlamışlardır. Sistemde oluşabilecek gürültüleri en aza indirmek için ön yükselteci elektrotlara entegre etmişler ve ADC' yi elektrotlara yakın tutarak uzun kablo bağlantısını engellemişlerdir. EEG ölçümleri tek uçlu olarak gerçekleştirmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Islak ve kuru elektrotlar
- Yükselteçler(OPA378)
- ADC(ADS1198)
- ADC içindeki süzgeçler(Yüksek geçiren, alçak geçiren)
- Sağ bacak sürücüsü devresi

Sonuç olarak bu çalışmada veri alımı için herhangi bir ön hazırlık gerektirmeyen, hızlı kurulan, yüksek ortak mod gürültüsü bastırma oranına sahip, düşük maliyetli ve kolay ulaşılabilir devre elemanlarıyla oluşturulmuş bir EEG ölçüm sistemi gerçekleştirilmiştir(Guermandi, Bigucci, Scarselli, & Guerrieri, 2015).

Poirier ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada Analog ön uç(AFE) devresi kullanılarak düşük güç tüketimi ve kaliteli işaret ölçümü sağlayan devre tasarımını yapmışlardır. Yüksek güç tüketimli yüksek çözünürlüklü ADC ve diğer devre elemanları kullanmak yerine AFE ve düşük çözünürlüklü, düşük güç tüketimli devre elemanları kullanarak endüstriyel standartlardaki bir EEG işaret ölçümü sistemiyle

aynı kalitede veri alımını sağlamak amaçlamışlardır. Her bir kanal için düşük gürültülü yükselteç, değişken kazançlı yükselteç ve dijitalden analoğa dönüştürücü tarafından modüle edilen değişken ofset kontrolörü kullanmışlardır. Tüm kanallar ultra düşük güçlü dijital işaret işlemcisini(DSP) ortak kullanarak güç tasarrufu sağlamışlardır. Oluşturulan sistemde 20 bitlik ADC kullanılmasına rağmen yapılan testler boyunca 14 bitlik kullanım hiçbir zaman aşılmamıştır. Bundan dolayı sistemde düşük çözünürlüklü ADC kullanımının önünde hiçbir engel olmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Donanımsal olarak:

- Elektrot
- Biosemi ActiveTwo sistemi
- National Instruments 9269 dijital analog dönüştürücüsü
- düşük gürültülü yükselteç
- değişken kazançlı yükselteç
- değişken ofset kontrolörü
- 20 bitlik ADC

Sonuç olarak kullanılan AFE algoritmasının 9-11 bit arasındaki ADC bit derinlikleriyle yüksek çözünürlüklü veri toplamayı mümkün kıldığını göstermektedir. Bu, geleneksel ADC yöntemlerini kullanan 16-24 bit arasında kalan ticari yüksek çözünürlüklü veri toplama sistemlerinden çok daha düşüktür(Poirier et al., 2018).

Lee ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın konusu aynı anda 10 yada 20 kişiden gerçek zamanlı olarak EEG verisinin alınmasıdır. Aynı anda iletişim halinde olan kişilerden EEG verisi olarak sosyal iletişimin EEG işaretleri üzerindeki etkisi incelenmesi ve kurulacak sistemin düşük maliyetli olması amaçlamışlardır. BioBrain A.Ş. tarafından oluşturulan ADS1299 ADC sini, 2.4 GHz lik wifi modülü ve Raspberry Pi Zero' yu içeren 8 kanallı EEG ölçüm modüllerini oluşturmuşlardır. Oluşturdukları bu modülleri veri alınacak kişilere kuru elektrotlar aracılığıyla bağlamışlardır. Modüllerdeki wifi modülü sayesinde EEG verileri kablosuz olarak Server olarak kullanılan bilgisayara gerçek zamanlı olarak iletmışlerdir. EEG verileri OpenVibe arayüzü üzerinden görüntülemişlerdir. Aynı anda birçok kişiden veri

alınabilmesine olanak sağlamak için gelişmiş bir bilgisayarı server olarak kullanmışlardır.

Donanımsal olarak:

- ADS1299 ADC
- 2.4 GHz lik wifi modülü
- Raspberry Pi Zero
- DIN 42802 elektrot kablosu
- Geliştirilen esnek PCB elektrot ve kablosu
- Wifi yönlendirici(AD7200-Nighthawk X10 modeli)
- Server bilgisayarı
- 10000 mA Xiaomi batarya

Yazılımsal olarak:

- OpenVibe yazılımını kullanmışlardır.

Sonuç olarak EEG verilerinin bir grup insandan (10'un üzerinde ve 20'ye kadar) eşzamanlı olarak alınmasına izin veren sistem tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Oluşturulan Sistemi doğrulamak için Olaya ilişkin potansiyel (ERP) deneyi de yürütülmüş ve zamana duyarlı ERP bileşenlerinin dokuz kişilik bir gruptan eşzamanlı olarak kaydedilen EEG verileriyle başarıyla elde edildiğini görmüşlerdir(Sunghan Lee, Cho, Kim, & Jun, 2019).

Moy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada tek kullanımlık elektrotlar ve bunlara harici kablolarla bağlı EEG ölçüm devreleri yerine ince film transistörlerine (TFT) dayalı EEG ölçüm sistemini oluşturmuşlardır. EEG işaretlerinin düşük genlikli olması ve gürültülere kolay maruz kalmasından dolayı gürültünün az işaret kalitesinin yüksek olduğu elektrotların ve diğer tüm devre elemanlarının bir arada bulunduğu TFT bir EEG ölçüm sistemini gerçekleştirmeyi amaçlamışlardır. Oluşturdukları sistem, işaret bütünlüğünü geliştirmek için gömülü kısıyıcı stabilize amorf silikon (a-Si) TFT düşük gürültülü amplifikatörleri ve bir CMOS IC tarafından daha sonra işlenmek üzere birçok kanaldan gelen EEG verilerinin tek bir arayüze indirgenmesini sağlamak için a-Si TFT sıkıştırılmalı algılama tarama devrelerini içerir. Ayrıca sistemde, temel bir EEG biyobelirteci olan spektral enerji özelliklerinin

doğrudan sıkıştırılmış işaretlerden çıkarıldığı bir algoritma kullanmışlardır. Bir insan denekten EEG alımı gerçekleştiren prototip ve hasta verilerinin analog olarak yeniden oynatılması yoluyla sıkıştırılmış EEG rekonstrüksiyonu ve nöbet tespiti yapmışlardır.

Donanımsal olarak:

- Fark yükselteci
- Kısıyıcı Stabilize TFT Amplifikatörleri
- Alt Nyquist tarama devresi
- Çoklama devresi

Yazılımsal olarak:

- MATLAB yazılımını kullanmışlardır.

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile, bir insan denekten EEG alfa-dalgası kaydı gerçekleştirmişlerdir. CHB-MIT veritabanındaki epileptik bir hastadan alınan verileri kullanarak sıkıştırılmış EEG verileri de göstermişlerdir. Sıkıştırılmış olarak algılanan EEG dalga biçimlerinin 8 kat sıkıştırmaya kadar yeniden yapılandırılması başarıyla göstermişlerdir. Ayrıca, 7 kanallı sıkıştırılarak örneklenmiş EEG verileri kullanarak nöbet tespiti için spektral özellik çıkarma da, büyük sıkıştırma faktörlerine kadar yüksek performansla başarılı bir şekilde göstermişlerdir(Moy et al., 2016).

Verma ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Epilepsi hastalarının nöbet başlangıcını tespit etmek için geliştirilen ve içinde enstrümantasyon yükselteci, ADC ve dijital işlemci barındıran Çip Üzerinde Sistem(SoC) oluşturmuşlardır. Oluşturulan sistem ile Epilepsi hastalarının nöbet anının belirlenmesi amaçlamışlardır. Sistemin küçük ve güç tüketiminin düşük olmasına önem vermişlerdir. Oluşturulan SoC her bir elektrot kanalı için ayrı yapılmıştır. Her bir SoC içinde enstrümantasyon yükselteci, ADC, dijital işlemci ve düşük güçlü paralel seri arabirimi entegre barındırmaktadır. 18' e kadar çıkarılabilen elektrot sayısına sahiptir. Prototip SoC 2.5x2.5mm boyutundadır. SoC' larda kullanılan enstrümantasyon yükselteci kısıyıcı stabilizasyonu kullanarak gürültü giderimi sağlanmıştır. Ayrıca sistem elektrotlara olabildiğince yakın tutularak EMİ gürültüleri engellenmeye çalışılmıştır. SoC barındırdığı dijital işlemci sayesinde EEG verilerinin özneteliklerini çıkarıp nöbet tespiti yapılmasını sağlamaktadır. Epilepsi nöbet anı tespiti için SVM sınıflandırma

yöntemi kullanılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrot
- Enstrümantasyon yükselteci
- ADC
- Dijital işlemci
- Yükselteçler kullanmışlardır.

Sonuç olarak oluşturulan SoC ile 16 adet epilepsi hastasından EEG verisi edinimi, sayısallaştırma ve öznitelik vektör çıkarımını gerçekleştirmişlerdir. Her SoC, bir elektrot kanalına karşılık gelir ve hastaya bağlı olarak 18 adede kadar kanal gerekebilir. Her SoC, 1 V'luk bir beslemeden çalışır ve bir özellik vektörü türetmek için 9 uJ tüketir. Öznitelik vektörleri, 0,5 Hz oranında türetilir(Verma et al., 2010).

Yoo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada hastalara özgü nöbet başlangıç aktivitelerini sürekli olarak tespit etmek ve kaydetmek için 8 kanallı ölçeklenebilir bir EEG ölçüm SoC' u oluşturmuşlardır. Oluşturulan sistem ile çeşit hastalıklar sonucu oluşabilen nöbet geçirme anının belirlenmesi amaçlamışlardır. Sistemin küçük ve güç tüketiminin düşük olmasına önem vermişlerdir. Oluşturdukları 25 mm² lik SoC 8 kanallı bant genişliği ve kazancı ölçeklenebilir Analog Ön Uç (AFE), bir makine öğrenimi nöbet sınıflandırma işlemcisini, düşük gürültülü düşük güç tüketimli enstrümantasyon yükseltecini, ADC' yi ve 64 KB veri hafızasını içinde barındırmaktadır. Kıyıcıyla Stabilize Edilmiş Kapasitif Bağlantılı Enstrümantasyon Amplifikatörü kullanılarak gürültü giderimi sağlanmıştır. Ölçülen EEG verilerinin öznitelikleri çıkarılarak SVM sınıflandırma yöntemiyle nöbet başlangıç anı belirlenmeye çalışmışlardır.

Donanımsal olarak:

- Kuru elektrot
- Enstrümantasyon yükselteci
- ADC
- 8 kanallı sınıflandırma işlemcisi
- Yükselteçler

- 8 kanallı bant genişliği ve kazancı ölçeklenebilir Analog Ön Uç (AFE) devresi
- 64 KB hafıza birimi

Yazılımsal olarak:

- MATLAB yazılımını kullanmışlardır.

Sonuç olarak SVM sınıflandırma yöntemini kullanan oluşturdukları SoC ile CHB-MIT veritabanından alınan 24 hastanın verisi içinde en çok %88.0 ile en az %71.4 arasında nöbet başlangıç anı belirleme başarımı elde etmişlerdir. Hızlı göz kırpmada testinde ise %84.4 lük başarımları elde etmişlerdir(Yoo et al., 2012).

Xu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Aktif elektrotların giyilebilir EEG ölçüm sistemlerinde kullanımını incelemişlerdir. EEG ölçümlerinde işaretlerin elektrotlarla aktarılması sırasında uV seviyesinde işaret ileten elektrot kablolarının maruz kaldığı gürültüyü engellemek için içinde yükseltici devresi barındıran aktif elektrotların kullanılmasının önemine değinmişlerdir. Yaptıkları çalışmada günümüzde kullanılan elektrot tiplerinin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarına kısaca değinmişlerdir. Bunun haricinde aktif elektrotlar içinde kullanılan tampon ve yükseltici devre çeşitleri bunların birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarına değinmişlerdir. Son olarak aktif elektrotların kullanıldığı EEG ölçümü sistemleri için şimdilik ideal bir modelin bulunmadığını, yapılan çalışmalarda EEG ölçümünü iyileştirmek, gürültüyü engellemek, güç tüketimini düşürmek ve sistemin kullanımını kolaylaştırmak için uygulanan farklı yaklaşımları açıklamışlardır.

Bu makale aktif elektrotların kullanıldığı farklı çalışmalardaki sistemlerin metodolojilerini inceleyen bir derleme makalesidir. Bu yüzden herhangi bir donanım ya da arayüz oluşturulmamıştır.

Sonuç olarak bu makalede aktif elektrotların gelişmiş kullanıcı konforu sağladığı ve içeriğindeki kuru elektrotlar sayesinde uzun vadeli EEG ölçümünü mümkün kıldığı belirtilmiştir. Ancak düşük güçte veri alımını ve kaliteli işaret edinimini zorlaştırdığı da görülmüştür. Bunun için aktif elektrotların kullanıldığı farklı EEG sistemlerinin bu sorunları çözmek için ortaya koydukları elektronik tasarım metodolojilerini açıklamışlardır(Xu, Mitra, Van Hoof, Yazicioglu, & Makinwa, 2017).

Wang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Esnek kuru elektrotlar tasarlayıp bu elektrotları EEG ölçümü için oluşturdukları sistemde test etmişlerdir. EEG ölçümünü daha kolaylaştırmak ve jelli elektrotların oluşturdukları cilt tahrişini önlemek için esnek kuru elektrotlar tasarlamışlardır. Analog ön uç ADS1299 devresinin ve STM32 mikrodenetleyicisinin kullanıldığı bir EEG ölçüm sistemi oluşturup bu sistemi jelli tek kullanımlık Ag/AgCl elektrodu, altın disk elektrodu ve kendilerinin tasarladıkları esnek kuru elektrodu ile test etmişlerdir. Ayrıca oluşturdukları EEG ölçüm sistemi ve tasarladıkları esnek kuru elektrotları, Brain Products' ın EEG ölçüm sistemi ile kıyaslamış ve test etmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrot
- Altın disk elektrot
- Esnek kuru elektrot(Ag NWs/PDMS)
- ADS1299
- STM32
- ZAHNER - Zennium (Üç çeşit elektrodun ölçümlerini karşılaştırmak için kullanılmıştır.)
- Brain Products EEG ölçüm sistemi (Oluşturulan sistem ile karşılaştırmak için kullanılmıştır.)

Sonuç olarak tasarlanan esnek kuru elektrotların en az tek kullanımlık Ag/AgCl elektrotlar ve altın disk elektrotlar kadar verimli çalıştığını yapılan testlerle ortaya koymuşlardır. Ayrıca Brain Products' ın EEG ölçüm sistemi ile yaptıkları karşılaştırmada da oluşturulan EEG ölçüm sisteminin kaliteli işaret ölçümü sağladığını gözlemlemişlerdir(Wang et al., 2018).

2.2. EOG Literatür Taraması

He ve Li çalışmalarında oluşturulan tek kanallı EOG sistemi sayesinde sadece göz kırpma hareketine bakılarak 40 butonun 40 karaktere karşılık geldiği bir heceleme arayüzün kontrolü sağlanmıştır. Oluşturulan 40 karakterli arayüz sayesinde sadece göz kırpma hareketine bakılarak engelli bireylerin çevreleriyle etkileşime geçebilmeleri amaçlanmıştır.

Çalışmada EOG işaretlerini almak için NuAmps cihazı kullanılmıştır. Bu cihazın tek bir kanalı göz kırpma işaretini almak için kullanılmıştır. Alınan EOG işareti ile 2 farklı yöntem uygulanmıştır. İlk yöntemde arayüzdeki 40 karaktere karşılık gelen 40 buton rastgele bir şekilde yanmış ve göz kırpma hareketiyle bu yanan buton seçilmiştir. Diğer yöntemde 40 buton sırasıyla yanmış ve gene göz kırpma hareketiyle seçilmiştir. Göz kırpma hareketi makine öğrenme yöntemlerinden SVM ile sınıflandırılmıştır. Arayüz 26 ingiliz alfabesi, rakamlar, boşluk, geri, shift ve aç-kapa tuşlarından oluşmaktadır.

Donanımsal olarak:

- NuAmps cihazı

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan tek kanallı EOG sistemi sayesinde kişinin sadece göz kırpma hareketine bakılarak 40 karakter barındıran arayüzde seçim yapılabilmesi sağlanmıştır. 8 sağlıklı birey ile yapılan arayüz üzerindeki gerçek zamanlı karakter seçimi testlerinde ortalama %93,43 lük başarımları elde edilmiştir(He & Li, 2017).

Yathunathan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EOG işaretleri ile akülü tekerlekli sandalye kontrolü gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan bu çalışma ile yaşlı ve engelli bireylerin akülü tekerlekli sandalyeyi kontrol edebilmeleri amaçlanmıştır. Bu sayede engelli bireylerin çevreleriyle olan etkileşimi artırmaları amaçlanmıştır.

Çalışmada oluşturdukları 2 kanallı EOG devresi sayesinde alınan dikey ve yatay göz hareketleri genlik değerlerine eşikleme uygulayarak akülü tekerlekli sandalye kullanımını sağlamışlardır. Elektriksel ve göz kırpması sonucu oluşan gürültüleri engellemek için Sallen-Key süzgeç topolojisine sahip Butterworth alçak geçiren süzgeç kullanmışlardır. EOG işaretlerini işlemek için mikrodenetleyici kullanarak sistemi düşük maliyette üretmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrotları
- Enstrümantasyon yükselteci
- Yüksek geçiren filtre
- Alçak geçiren süzgeç

- Çentik süzgeç
- İşaret bölücü modül
- Mikrodenetleyici

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan düşük maliyetli EOG sistemi sayesinde engelli bireylerin kendi başlarına gerçek zamanlı olarak akülü tekerlekli sandalyeyi kullanmaları sağlanmıştır. Sistem EOG verilerini yüksek başarımla sınıflandırmayı başarmıştır(Yathunathan, Chandrasena, Umakanthan, Vasuki, & Munasinghe, 2008).

Bulling ve arkadaşları yaptıkları çalışmada bireyin yaptığı aktiviteler EOG verilerine bakılarak tanımlanmıştır. Kullanılan sistem ile EOG verisi alınan bireyin yaptığı aktivitelerin sınıflandırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada EOG verisi alınan bireyin yazı yazma, kitab okuma, internette gezinme, video izleme, el yazısı kopyalama ve belirli bir aktivitenin yapmadığı anların öznetliği (mRMR) çıkarılmış ve bu veriler SVM sınıflandırma yöntemi ile çevrim dışı olarak sınıflandırılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Mobi8 TMSI cihazı

Yazılımsal olarak:

- MATLAB ve C programları

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile EOG verileri alınmış ve analiz edilmiştir. Yaşları 23 ile 31 arasında değişen (iki kadın ve altı erkek) 8 öğrenciden alınan verilerle ortalama %76.1 oranlık sınıflandırma başarımla elde edilmiştir. Bu çalışma EOG verileri alınan bireyleri o anda yaptığı aktivitelerin tanımlanıp sınıflandırılabilceğini göstermiştir(Bulling, Ward, Gellersen, & Tröster, 2010).

Heo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EOG verilerini alan ve bu verileri gerçek zamanlı sınıflandırarak heceleme arayüzü ve akülü tekerlekli sandalyeyi kontrol eden bir sistem tasarlanmıştır. ALS hastalarının hareket etmede ve konuşmada yaşadıkları sorunları ortadan kaldırmak için bu sistem oluşturulmuştur.

Bu çalışmada gerçekleştirilen 2 kanallı EOG sistemi literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak elektrotların tamamı bireyin alına yerleştirilmiştir.

Elektrotlardan alınan EOG verileri ön yükseltmeye ve süzgeçlemeye tabi tutularak Bluetooth modülü ile bilgisayara aktarılmıştır. Burada işaretler genliklerine bakılarak eşikleme yöntemi ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırılan EOG işaretleri ile heceleme arayüzü ve tekerlekli sandalye kontrolü gerçekleştirilmiştir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrotlar
- Enstrümantasyon yükselteci
- Alçak geçiren süzgeç
- Bluetooth 2.0 modülü
- Li-polimer batarya

Yazılımsal olarak:

- Bremen BCI heceleyici
- Microsoft Visual Studio 8.0

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile 2 farklı heceleme arayüzü ve tekerlekli sandalye kontrolü gerçekleştirilmiştir. İlk heceleme arayüzünde %91.25 lik, ikinci arayüzde %95.12 lik başarımlar elde edilmiştir. Ancak tekerlekli sandalye kontrolünde gecikme söz konusudur. İleriki çalışmalarda bu gecikme sürelerinin kısaltılması ve daha fazla kişiden veri alınması planlanmıştır(Heo, Yoon, & Park, 2017).

Wu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 8 yönlü EOG verilerini alan devre ve bu verileri sınıflandıran bir insan bilgisayar arayüzü oluşturulmuştur. Oluşturulan sistem sayesinde yukarı, aşağı, sağ, sol, yukarı sağ, yukarı sol, aşağı sağ ve aşağı sol yönlerindeki göz hareketlerinin sınıflandırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada oluşturulan EOG cihazı ön yükseltme devresi, ADC, mikrodenetleyici ve Bluetooth modülünden oluşmaktadır. Islak elektrotlardan alınan EOG verileri oluşturulan cihazdan geçip kablosuz olarak bilgisayara aktarılmaktadır. Burada eşikleme metodunu kullanan algoritma ile EOG verilerinin öz nitelikleri çıkartılıp sınıflandırılmaktadır.

Donanımsal olarak:

- Islak elektrot

- Enstrümantasyon yükselteci (INA2126)
- Yüksek geçiren süzgeç
- Bluetooth modülü (BM0203)
- ADC
- Mikrodenetleyici (MSP430F1611)
- Li-iyon batarya
- Bilgisayar

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile sekiz erkek katılımcıdan EOG verileri başarılı bir şekilde alınmış ve bu veriler bilgisayar ortamında 8 ayrı sınıf için sınıflandırılmıştır. Sekiz kişi içerisinde sekiz ayrı göz hareketi için yapılan sınıflandırmada ortalama %88.59 başarımla elde edilmiştir. Bu sınıflandırma işlemi çevrim dışı olarak yapılmıştır(Wu et al., 2013).

Martinez ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EOG tabanlı insan-makine arayüzünü donanımsal ve yazılımsal olarak oluşturmuşlardır. Bu arayüzü felçli bireylerin EOG işaretleri ile kullanabilmeleri için oluşturmuşlardır.

Oluşturulan sistemde EOG verilerini almak için 4 adet ıslak elektrot kullanılmıştır. Bu elektrotlar Cyton board una 2 kanal fark modunda bağlanmıştır. Yani her iki elektrot + ve - olara bağlanmış ve farkları alınıp yükseltilmiştir. Sistemin referans elektroduna ihtiyacı yoktur. Sonrasında bu EOG verileri ADS1299 ADC si aracılığıyla Raspberry pi a iletilmiştir. Burada 4 farklı EOG verisi (yukarı, aşağı, sağ ve sol) 10 adet sağlıklı bireyden alınmış ve bu veriler OpenBCI tarafından yayınlanan Python kütüphaneleri ile işlenmiştir. Support Vector Machine (SVM) sınıflandırma yöntemi ile 10 adet kişi içinden 7 tanesinin EOG verileri %90 başarımla sınıflandırılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Islak elektrot
- OpenBCI Cyton board sistemi ve bu sistemin içinde PIC32MX250F128B mikrodenetleyicisi, ADS1299 ADC'si, işaret yükselteçleri ve 8 kanallı sinirsel arayüz bulunmaktadır.
- Raspberry pi 3B+

Yazılımsal olarak:

- OpenBCI tarafından yayınlanan Python kütüphaneleri

Sonuç olarak oluşturdukları donanım ve yazılım ile yaşları 24-35 arasında değişen 10 sağlıklı birey içinden 7 tanesinin EOG verilerini %90 başarımla sınıflandırmayı başarmışlardır(Martínez-Cerveró et al., 2020).

Karagöz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada felçli ve ALS hastaları gibi hareket kısıtlaması olan hastalar için EOG tabanlı bir HMI arayüzü oluşturmuşlardır. Oluşturulan HMI sayesinde yatalak hastalardan alınan EOG verileri işlenip sınıflandırılarak kişinin çevresiyle etkileşime geçmesi amaçlanmaktadır. Bulunduğu odanın ışığını açıp kapama, televizyonu açıp kapama ve acil durum sinyali göndermek gibi.

Hastalardan EOG verilerini alabilmek için 2 kanallı devre oluşturmuşlardır. Bu kanallardan bir çifti gözlerin yatay düzlemine bir çiftide dikey gözleme yapıştırılmıştır. 2 adet elektrot ise alın bölgesine topraklama noktası olarak bağlanmıştır. Bu noktalardan alınan veriler enstrümantasyon yükseltecinde 14 kat ön yükseltmeye tabi tutulmuş sonrasında 2 kez 0.15 Hz lik yüksek geçiren süzgeç ile devrede oluşabilecek dc ofsetler kaldırılmış, 50 Hz lik çentik süzgeç uygulanmış, ayarlı yükselteç ile işaret 20-100 kat aralığında yükseltilmiş, 60 Hz lik alçak geçiren süzgeç uygulanmış ve işaretler Raspberry pi 3 bilgisayarından Bluetooth modülü aracılığıyla bilgisayara aktarılmıştır. Burada işaretler MATLAB programıyla işlenip sınıflandırılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrot
- AD620 enstrümantasyon yükselteci
- LMC6001 opampli ayarlı yükselteç
- Alçak geçiren, yüksek geçiren ve çentik süzgeç
- Raspberry pi 3
- Bluetooth modülü
- Bilgisayar

Yazılımsal olarak:

- MATLAB

Sonuç olarak oluşturdıkları sistem ile yaşları 19-38 arasında değişen 9 erkek ve 4 kadın gönüllüden aldıkları EOG işaret verilerine k-NN ve SVM sınıflandırma yöntemlerini uygulamışlardır. 5 hareket için (yukarı, aşağı, sağ, sol ve göz kırpma) bu sınıflandırma yöntemleriyle sırasıyla %90.3 ve %92.6 lık başarımlar elde etmişlerdir(Karagöz, Gül, & Çetinel, 2017).

Hossain ve arkadaşları yaptıkları çalışmada gönüllülerden alınan EOG işaretleri ile gerçek zamanlı olarak fare imleci, robot kol ve tekerlekli sandalye kontrolünün gerçekleştirilebileceğini göstermektedir. Oluşturulan donanım ve yazılım sayesinde bireylerden ölçülen EOG işaretleri ile fare imleci, robot kol ve tekerlekli sandalye kontrolünün gerçekleştirilmesi amaçlanıp bu sayede engelli bireylerin çevreleriyle olan etkileşimin artırılması amaçlanmıştır.

Oluşturdıkları donanım Ag/AgCl jelli elektrotları, AD620 enstrümantasyon yükselteci, LM741 opampları ile oluşturdıkları yükselteç ve aktif bant geçiren süzgeç, Arduino Mega 2560 ve bilgisayardan oluşmaktadır. Bu donanım aracılığıyla aldıkları EOG işaretlerini 5940 kat yükseltip bilgisayara aktarmışlardır. Bilgisayarda Python dilinde yazılmış olan Scikit-Learn modülü sayesinde işaretlere SVM ve LDA sınıflandırma yöntemlerini uygulamışlardır. 4 farklı göz hareketi için (yukarı, aşağı, sağ ve sol) LED kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca oluşturdıkları arayüzde EOG işaretleri ile fare imlecini aşağı yukarı sağa ve sola hareket ettirmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl jelli elektrot
- AD620 enstrümantasyon yükselteci
- LM741 opamp
- 0.3 Hz aktif yüksek geçiren süzgeç
- 15 Hz aktif alçak geçiren süzgeç
- LM7805 5V voltaj regülatörü
- Arduino Mega 2560 ADC olarak kullanılmış
- Bilgisayar

Yazılımsal olarak:

- Python Scikit-Learn modülü EOG işaretine SVM ve LDA sınıflandırma yöntemlerini uygulamak için kullanılmış

Sonuç olarak oluşturdukları donanımsal ve yazılımsal sistem ile EOG verilerini alıp başarılı bir şekilde işlemişlerdir. EOG işareti ile fare imlecini ve LED kontrolü gerçekleştirmişlerdir. LED kontrolündeki aynı mantığı bir robot kola veya tekerlekli sandalyeye uygulanabileceğini belirtmişlerdir(Hossain, Shuvo, & Sarker, 2017).

Champaty ve arkadaşları yaptıkları çalışmada engelli bireylerin tekerlekli sandalyeyi kontrol edebilmesi için EOG işaretlerini sınıflandıran bir sistem geliştirmişlerdir. Oluşturulan bu sistem aracılığıyla hareket imkanı çok kısıtlı olan engelli bireylerin günlük hayatta daha kolay bir şekilde hareket edebilmeleri amaçlanmıştır.

Oluşturdukları sistem donanımsal ve yazılımsal olarak ikiye ayrılmaktadır. EOG verilerini almak için 2 kanallı yükselteç devresi oluşturmuşlardır. Bu devre ve bu devre aracılığıyla kontrol ettikleri model tekerlekli sandalye AD620, OP07), Arduino UNO, Bilgisayar, USB-4704 veri alım cihazı , Ag/AgCl elektrot, RF alıcı-verici, 100 RPM 12V DC motor ve pasif devre elemanlarından(direnç, kapasitör) oluşmaktadır. EOG işaretlerini çizdirmek ve sınıflandırmak için ise LabVIEW programını kullanmışlardır. EOG verilerini sınıflandırmak için işaretlerin genliklerine ve sürelerine eşikleme yapmışlardır. Burada sınıflandırdıkları beş göz hareketi ile (göz kırpma, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma) model tekerlekli sandalyeyi kontrol etmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl jelli elektrot
- AD620 enstrümantasyon y.
- OP07 opamp
- Arduino UNO
- Bilgisayar
- USB-4704 DAQ
- RF verici (WSTX01) ve alıcı (WSTX02)
- 100 RPM 12V DC motor

- Direnç ve kapasitörler

Yazılımsal olarak:

- LabVIEW

Sonuç olarak oluşturulan iki kanallı EOG yükselteç devresi ile işaret verileri alınmış ve USB-4704 veri alım cihazı ile bu veriler bilgisayara aktarılmıştır. Bilgisayarda LabVIEW programı aracılığıyla EOG işaretleri eşikleme yöntemi ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırılan beş göz hareketi kablosuz olarak aktarılacak model tekerlekli sandalye kontrol edilmiştir(Champaty, Jose, Pal, & Thirugnanam, 2014).

Nayak ve arkadaşları yaptıkları çalışmada engelli bireylerin EOG verileri ile kontrol edebildikleri telefon iletişim arayüzü ve EOG ölçüm cihazı oluşturmuşlardır. Oluşturulan donanımsal ve yazılımsal sistem ile hareket imkanı kısıtlı olan engelli bireylerin sadece EOG işaretleri ile kontrol edebildikleri bir telefon iletişim arayüzü oluşturulmuştur. Bu sayede engelli bireylerin başkasına ihtiyacı olmadan telefon gibi iletişim araçlarını kullanmaları amaçlanmıştır.

Oluşturdukları sistem donanımsal ve yazılımsal olarak ikiye ayrılmaktadır. Gerçeklenen 2 kanallı yükselteç devresi ile EOG verileri alınmaktadır. Bu devrenin dahil olduğu donanım AD620, NI USB-6008, bilgisayar, Arduino UNO, GPRS kartı, Ag/AgCl elektrot ve bağlantı kablolarından oluşmaktadır. EOG işaretlerini görüntülemek ve sınıflandırmak için ise MATLAB programı kullanılmıştır. MATLAB'ta işaretlerin(göz kırpma, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma) sadece genlik değerlerine bakılarak sınıflandırma yapılmıştır. EOG işaretleri ile kontrol edilen telefon iletişim arayüzü(Teleprotocol) MATLAB GUI'de oluşturulmuştur. Bu arayüz ile kayıtlı telefon numarasına arama yapılabilmekte ve arama sonlandırılabilir. Ayrıca kayıtlı SMS mesajı ve email gönderilebilmektedir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl jelli elektrot
- Elektrot bağlantı kabloları
- AD620 enstrümantasyon y.
- NI USB-6008 DAQ
- Arduino UNO

- GPRS kartı V1.0
- Bilgisayar

Yazılımsal olarak:

- EAGLE PCB programı
- MATLAB

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan iki kanallı yükselteç devresi ile EOG işaretleri başarılı bir şekilde alınmıştır. Alınan EOG verileri MATLAB ta sınıflandırılarak GUI'de oluşturulan arayüz başarılı bir şekilde kontrol edilmiştir(Nayak, Pal, & Thirugnanam, 2015).

2.3. EMG Literatür Taraması

Hardalaç ve Canal çalışmalarında oluşturulan EMG cihazı aracılığıyla 27 kişinin ulnar siniri üzerinden EMG işaretleri alınmış ve alınan işaretlere otoregresif(AR) analizi yapılmıştır. Bu çalışmada oluşturulan EMG ölçüm sistemi sayesinde veri alınan kişilerde kas rahatsızlıklarının olup olmadığının bulunması amaçlanmıştır.

Çalışmada 27 kişinin kaslarına bir uyarıcı aracılığıyla uyarıcı darbeler gönderilmiş ve tepkileri Extensor Digitorum Brevis (EDB), Abductor Hallucis Brevis (APB), Abductor Digiti Mini (ADM), ayak bileği ve ayak parmağı gibi bölgelerden oluşturdukları EMG cihazı aracılığıyla ölçülmüştür. Elde edilen verilere otoregresif(AR) analizi yapılarak veri alınan kişilerin motor sinirlerinin dejenerasyon derecesine göre hangi hastalıklara sahip oldukları anlaşılmaya çalışılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrot
- LMC6484, AD627, LF356A/LT opampları
- UAF42 süzgeç entegresi
- Direnç ve kapasitörler
- AT90S4434DIL mikrodenetleyicisi
- MAX232 seri haberleşme entegresi
- Bilgisayar

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan EMG cihazı ile 27 kişinin kaslarına verilen uyarıcı darbelerin tepkileri lmüştür. Elde edilen verilere yapılan otoregresif(AR) analizi sonucu veri alınan 27 kişiden 9'unun miyopati, 9'unun nöropati, 9'unun ise sağlıklı olduğu anlaşılmıştır(Hardalaç & Canal, 2004).

Chen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EMG-Köprü sistemlerinde kontrol işaretinin alınması için yüzey EMG işaretlerini en bir devre tasarlanmıştır. Oluşturulan devre ile yüzey EMG işaretleri lmüştür. Bu len işaretler EMG-Köprü sistemleri ile elektrik stimlasyonları üretmek amacıyla kullanılmıştır. EMG-Köprü sistemleri özellikle inme geçirmiş hastalarda oluşan kısmi felci tedavi etmede kullanılmaktadır. Felten etkilenmeyen bölgeden alınan EMG işaretleri ile üretilen elektrik stimlasyonları felten etkilenen bölgeleri rehabilite etmek için kullanılır.

Gerçeklenen EMG devresi enstrümantasyon yükselteçli n yükselteç devresi, sağ bacak sürücü devresi, yüksek ve alçak geçiren süzgeç devresi, ayarlı yükselteç devresi, DC ofset devresi ve ADC entegresinden oluşmaktadır. Giriş direncini küçük tutmak ve oluşabilecek elektriksel gürültüyü aza indirmek için enstrümantasyon yükseltecinin olduğu n yükselteç devresi kuru gümüş filamentli elektrotlarla birlikte tek bir sensör olarak bir araya getirilmiştir. Devrenin geri kalanı ayrı tutulmuştur. Bu şekilde birbirinden ayrılan n yükselteç ve süzgeç-ayarlı yükseltecin bulunduğu devrelerden 8 adet oluşturularak 8 kanallı EMG lm sistemi oluşturulmuştur.

Donanımsal olarak:

- Silindirik şekilli gümüş elektrot
- INA128 enstrümantasyon yükselteçli n yükselteç devresi
- OPA132,OPA120, TLC2252 opampları
- Kapasitör ve dirençler
- Yüksek geçiren ve alçak geçiren süzgeç devreleri
- DC ofset devresi
- ADC

Sonuç olarak yüzey EMG işaretlerini en sistem başarılı bir şekilde oluşturulmuştur. Sistemden alınan işaretleri inceledikleri de bu sistemin EMG-Köprü sistemleri için elektrik stimlasyonları üretmek için kullanılabileceğini

gözlemlemişlerdir. İleriki çalışmalarında oluşturdukları sistemi daha küçük ve taşınabilir olmasını ve kablosuz veri aktarabilmesini sağlamayı amaçlamaktadırlar(Chen, Zhou, Wang, Lü, & Wang, 2017).

Benatti ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EMG işaretlerini alıp işleyebilecek düşük maliyetli bir devre dizaynı yapılmıştır. Oluşturulan 8 kanallı PCB ile 7 el hareketinin EMG verilerinin alınıp bu hareketlerin kart üzerindeki mikrodenetleyici vasıtasıyla sınıflandırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada oluşturulan EMG devresi 8 kanallı olup analog ve dijital devre elemanlarında oluşmaktadır. Elektrotlardan alınan EMG işaretleri Cerebro AFE devresinde yükseltilip süzgeçlenip PCB nin dijital devre elemanlarına iletilmiştir. ARM Cortex M4 mikrodenetleyicisine gelen işaretler burada öznitelikleri çıkarılıp SVM sınıflandırma yöntemiyle sınıflandırılmıştır. Sınıflandırılan EMG verileri Bluetooth modülü yardımıyla başka bir cihaza aktarılabilmiş ve PCB üzerindeki SD karta kaydedilmiştir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrotları
- Enstrümantasyon yükselteci
- Alçak geçiren süzgeç
- Çentik süzgeç
- ARM Cortex M4 mikrodenetleyici (STM32F407)
- Bluetooth modülü
- SD kart
- Batarya

Yazılımsal olarak:

- MATLAB

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan devre ile yüksek kalitede düşük maliyetle EMG verileri alınıp sınıflandırılmıştır. Kalite açısından Ottobock 13E200 sensörleriyle ve düşük maliyetli olması yönüyle MYO bileklikleriyle kıyaslanabilir performansta veri edinimi gerçekleştirilmiştir(Benatti et al., 2015).

Akhmadeev ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Thalmic Labs tarafından üretilen Myo kol bandı ile alınan EMG işaretlerinin sınıflandırılması yapılmıştır. Bu çalışmanın amacı literatürde yaygın olarak kullanılan Myo kol bandı performansını değerlendirmek ve ileriki çalışmalarda oluşturulacak farklı sınıflandırma metotlarının performanslarının kıyaslanabileceği bir test sistemi ortaya çıkarmaktır.

Oluşturulan test sistemi Thalmic Labs tarafından üretilen Myo kol bandını kullanarak 6 farklı el hareketi için 7 kişiden alınan EMG işaret verilerini sınıflandırmaktadır. Verileri sınıflandırmak için EMG işaretlerinin ortalama mutlak değer (MAV), sıfır geçişler (ZC), eğim işareti değişiklikleri (SSL), dalga biçimi uzunluğu (WL) ve otoregresif katsayılar (AR) özniteliklerini çıkarmışlardır. Destek vektör makinesi (SVM) yöntemi ile EMG verilerini sınıflandırmışlardır. EMG verilerinin alındığı her bir kişinin her bir hareketi için ayrı ayrı başarımları hesaplanmıştır. Bu işlemler için MATLAB programını kullanmışlardır.

Donanımsal olarak:

- Thalmic Labs Myo armband

Yazılımsal olarak:

- MATLAB (MEX Wrapper)

Sonuç olarak oluşturdukları sistem ile gerçek zamanlı olarak alınan EMG verilerini yüksek başarımla sınıflandırmayı başarmışlardır. Böylece Thalmic Labs tarafından üretilen Myo kol bandının gerçek zamanlı uygulamalar için uygun bir cihaz olduğunu göstermişlerdir. Bu sistemi ileride farklı EMG cihazı ve farklı sınıflandırma yöntemi kullanarak oluşturulacak sistemlerin testi ve kıyaslaması için kullanacaklardır(Akhmadeev, Rampone, Yu, Aoustin, & Le Carpentier, 2017).

Pancholi ve Joshi çalışmalarında EMG verilerini alan donanım ve bu verileri gerçek zamanlı çizdiren arayüz yazılımı oluşturulmuştur. Çalışma protez kol uygulamalarında kullanılması için EMG verileri toplanması amacıyla oluşturulmuş ve bu yönüyle literatüre katkıda bulunmaktadır.

Oluşturulan EMG cihazı 5 kanallı olup her bir kanal üst kolun farklı kas gruplarında veri almaktadır. Cihaz temel olarak 3 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar ADS1298 ADC si, ARM cortex M4 işlemcisi ve Bluetooth modülüdür. Ag/AgCl elektrotlarından alınan EMG verileri ADS1198 entegresinde ön yükseltme,

süzgeçleme ve analogtan dijitale dönüştürülmektedir. ADC den geçen veriler Bluetooth modülü ile bilgisayara aktarılmaktadır. Bilgisayarda kaydedilen veriler MATLAB programı aracılığıyla öznitelikleri çıkartılıp sınıflandırılmıştır. Frekans ve zaman ekseninde 16 adet öznitelik çıkarılıp bu öznitelikler 6 farklı sınıflandırma yöntemi ile sınıflandırılarak başarımları hesaplanmıştır.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrotlar
- ADS1298 ADC
- ARM cortex M4 işlemcisi
- Bluetooth modülü

Yazılımsal olarak:

- MATLAB
- Java

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile 25 i sağlıklı, dördü ampute bireyden EMG verileri alınmış ve bu veriler başarılı bir şekilde sınıflandırılmıştır. 6 farklı sınıflandırma metodunun başarımları her bir üst kol hareketi için kıyaslanmıştır. Sistem şu anki haliyle verileri çevrim dışı olarak sınıflandırabilmektedir. Protez kontrolü gibi gerçek zamanlı uygulamalarda veri toplama amacıyla kullanılması planlanmıştır.

2.4. EKG Literatür Taraması

Türker ve Güler çalışmalarında EKG ölçümlerinde kullanılan devreleri elektriksel olarak izole etmek için optokuplör kullanımına değinmişlerdir. EKG ölçümü sırasında hasta ile EKG ölçüm cihazının birbirinden izole etmenin önemine dikkat çekmiş aksi halde oluşabilecek kazalardan kaçınılması için izolasyon devrelerinin kullanılması gerektiği savunmuşlardır. Bu amaçla çalışmalarında kullanılan EKG ölçüm devresi optokuplör devresi ile izole etmiş ve sonuçları paylaşmışlardır. EKG ölçüm devresini izole etmek için kullanılan bataryalı yalıtım, taşıyıcı yalıtım, optik kuplaj ve akım yüklemeli yalıtım yöntemlerinden optik kuplaj yöntemini tercih etmişlerdir.

Donanımsal olarak:

- Tek kullanımlık elektrotlar
- Ön yükselteç(INA128)
- Yüksek geçiren süzgeç
- Alçak geçiren süzgeç
- İzolasyon yükselteci(4N35 optokuplör)
- Çentik süzgeç(LM324 opamp)
- IL300 optokuplör kullanmışlar.

Çalışmalarında veri aldıkları bireylerin yaş ve cinsiyet bilgilerini belirtmemişlerdir. Sonuç olarak çalışmalarının sonunda EKG ölçüm devreleri için optokuplör izolasyon devresi kullanımı transformatör ile yalıtım sağlayan devrelerden daha ekonomik olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Ancak optokuplör kullanılmasıyla oluşan işaretteki lineerlik sorunu giderilmesi gerektiğini de belirtmişlerdir(TÜRKER & GÜLER, 2014).

Pan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tamamen kablosuz bir EKG ölçüm sistemini önermişlerdir. Yaptıkları çalışmada klasik 3 elektrotlu EKG elektrot yerleşimi sistemine alternatif olacak ve kablo gerektirmeyen bir ölçüm sistemin oluşturulması amaçlamışlardır. Bu şekilde EKG ölçümlerin daha rahat alınabilmesi ve kabloların hareketinden dolayı oluşabilecek gürültülerin önüne geçilmesini hedeflemişlerdir.

Klasik yöntemde sağ kol, sol kol ve sol bacak taraflarına takılan 3 elektrot +,- ve toprak olarak belirlenir. Bu çalışmada elektrotlar arası kabloları kaldırabilmek için her bir elektrodun topraklaması birbirinden ayrılmıştır. Sağ kol, sol kol ve sol bacak noktalarının her birinin 5 cm yanına 3 toprak noktası belirlenmiştir. Bu ikili elektrotların farkları oluşturdukları analog devrelerle alınmış ve RF modülleri ile bu noktalardan elde edilen Vr, Vl ve Vf gerilimleri asıl ölçüm devresine aktarmışlardır. Asıl ölçüm devresinde bu gerilimlerinde kendi aralarında farkları alınmış ve belirlenen kat sayılarla çarpılarak Lead 1, 2 ve 3 değerleri bulunmuştur. Sonrasında bulunan Lead 1, 2 ve 3 değerleri ile EKG işaretinin çizdirme işlemini yapabilmışlerdir.

Donanımsal olarak:

- Ag/AgCl elektrot
- NRF24L01P alıcı ve vericisi
- Batarya
- Analog ön uç devresi
- DEO-nano FPGA (Field Programmable Gate Array) devresi
- ML507 FPGA devresi

Yazılımsal olarak:

- MATLAB

Sonuç olarak oluşturdukları EKG ölçüm sistemi ve devreleriyle sağlıklı bir bireyden başarılı bir şekilde EKG işaretini almayı başarmışlardır(Pan, Chua, Pathmasuntharam, & Xu, 2014).

Weeks ve arkadaşları yaptıkları çalışmada EKG ölçümü için Ag/AgCl elektrotları kullanmak yerine 128 adet sensör ile kişinin sırtından kıyafetleri üzerindeyken ölçüm almayı başarmışlardır. Oluşturdukları sistemle EKG ölçümü için bir ön hazırlık ve bir teknisyen ihtiyacını ortadan kaldırmışlardır. Bu sayede EKG ölçümünü kolaylaştırmayı amaçlamışlardır.

Oluşturdukları EKG ölçüm sistemin Ag/AgCl elektrotları kullanmak yerine 128 adet kapasitif elektrot kullanmışlardır. Hastane minderine işledikleri bu kapasitif elektrotlar ile ham EKG işaretlerini alıp bant geçiren süzgeçten ve 60Hz lik çentik süzgeçten geçirmişlerdir. Sonrasında elde ettikleri analog işaretleri 16 adet ADC ile dijital çevirmiş ve DSP cihazı ile bu işaretleri EKG monitörüne aktarıp görüntülemişlerdir. Oluşturdukları yazılım sayesinde bu sensörlerden gelen EKG işaret karakteristiğini göstermeyen işaretleri ayıklamışlardır.

Donanımsal olarak:

- Kapasitif elektrotlar
- Alçak geçiren süzgeç
- Yüksek geçiren süzgeç
- ADC
- DSP (Dijital işaret işleme) cihazı

- Monitör

Sonuç olarak oluşturdukları sistem EKG işaretinin karakteristik noktalarından olan QRS bölgelerini %100 başarımla tespit etmiştir. Hastanelerde kullanılan standart EKG cihazlarına kıyasla %4 hata oranıyla EKG işaretini alabilmektedir. Bireyin sırtından kıyafetleri üzerindeyken EKG işaretini alabilmesiyle işaret ölçümünü büyük oranda kolaylaştırmıştır(Weeks et al., 2020).

Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada düşük güç tüketimine sahip kablosuz EKG verileri alıp sınıflandıran devre ve bu verileri çizdiren arayüz uygulaması oluşturulmuştur. Oluşturulan bu cihaz ile bireyin EKG verilerinin uzun süreli olarak alınıp kalp hastalıkları yönünden incelenmesi amaçlanmaktadır.

Bu çalışmada oluşturulan sistem elektrot, biyosinyal işlemci (BSP) çipi, kısa mesafe alıcı verici çipi, dijital işaret işlemcisi (DSP), Bluetooth modülü ve akıllı telefondan oluşmaktadır. Elektrotlar aracılığıyla alınan EKG işaretleri BSP aracılığıyla yükseltilip kısa mesafeli verici ile DSP ye aktarılmaktadır. Burada işlenen işaretler Bluetooth modülü ile telefona aktararak çizdirilmekte ve kalp atım sayısı belirtilmektedir. Tayvan Yarı İletken Üretim Şirketi (TSMC) tarafından üretilen çipler sayesinde sistemin güç tüketimi çok düşüktür. Tüm sistem 2 adet çinko-hava pili ile yaklaşık olarak 80 gün çalışabilmektedir.

Donanımsal olarak:

- Elektrot
- Yüksek geçişli sigma delta modülatör tabanlı biyosinyal işlemci
- Kısa mesafeli alıcı verici
- Dijital işaret işlemcisi
- Bluetooth modülü
- Akıllı telefon
- Çinko-hava pilleri

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile bireylerin EKG verileri alınıp bu veriler kablosuz olarak akıllı telefona başarılı bir şekilde aktarılmıştır. Telefon için oluşturulan uygulama sayesinde EKG işaretleri çizdirilmiş ve kalp atım sayısı %99.44 başarımla belirlenmiştir. Düşük güç tüketimi sayesinde cihaz 2 adet

pil ile 80 gün boyunca çalışmıştır(S.-Y. Lee et al., 2014).

Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada düşük güç tüketimine sahip az yer kaplayan bir EKG ölçüm devresi tasarlanmıştır. Tasarlanan devrenin düşük güç tüketimine sahip olması, az yer kaplaması ve kablosuz veri aktarabilmesi sayesinde bireylerin uzun süreli kardiyovasküler durumunu ölçmek amaçlanmaktadır.

Oluşturulan EKG ölçüm sistemi içinde ön yükseltici, ayarlanabilir yükselteç ve Sigma-Delta ADC sini barındıran bir çip şeklinde tasarlanmıştır. Bu sayede az yer kaplayan ve düşük güç tüketimine sahip bir devre ortaya çıkarılmıştır. Devre bireylerin uzun süreli kardiyovasküler durumunu gözlemlemek için uygundur. Devrenin gerçekleştirilmesinden önce devre şeması MATLAB üzerinde benzetim yapılmıştır.

Donanımsal olarak:

- Elektrotlar
- Analog ön işleme devresi (Ön yükseltici, Ayarlanabilir yükselteç)
- Dijital uygulamaya özel entegre devre (Sigma-Delta ADC)

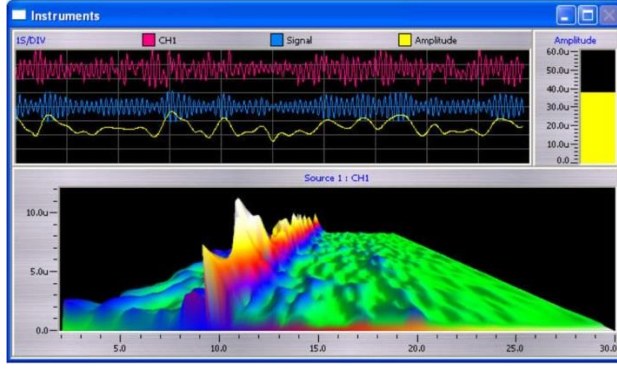
Yazılımsal olarak:

- MATLAB

Sonuç olarak oluşturulan sistem ile alınan EKG verisinin QRS karakteristiği başarıyla gözlenmiştir. Oluşturulan devrenin boyutunun küçük olması ve düşük güç tüketimi sayesinde sisteme kablosuz iletişim modülünün de eklenmesiyle sistem kablosuz vücut alanı ağı(WBAN) uygulamalarında kullanılabilir hale gelecektir(Liu et al., 2012).

2.5. Literatürdeki Açık Kaynak Kodlu ve Ticari Arayüzler

BioExplorer, gerçek zamanlı veri toplama, işleme ve görüntüleme için oluşturulmuş bir Windows programıdır. Eğitim ve kişisel deneylerde kullanım için tasarlanmıştır. Şekil 2.1’de görüldüğü gibi BioExplorer, cihazlardan alınan işaret verilerini gerçek zamanlı işlemeyi ve görüntülemeyi sağlar.



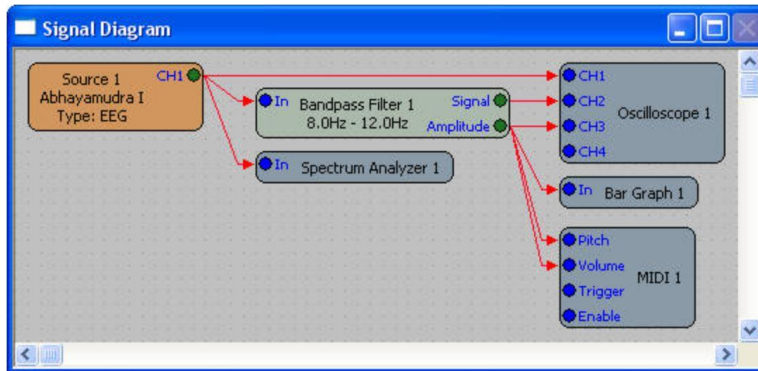
Şekil 2.1. BioExplorer gerçek zamanlı arayüzü

Ayrıca önceden kaydedilmiş işaret verilerini Şekil 2.2'daki gibi tekrardan oynatabilmekte ve analiz edebilmektedir.



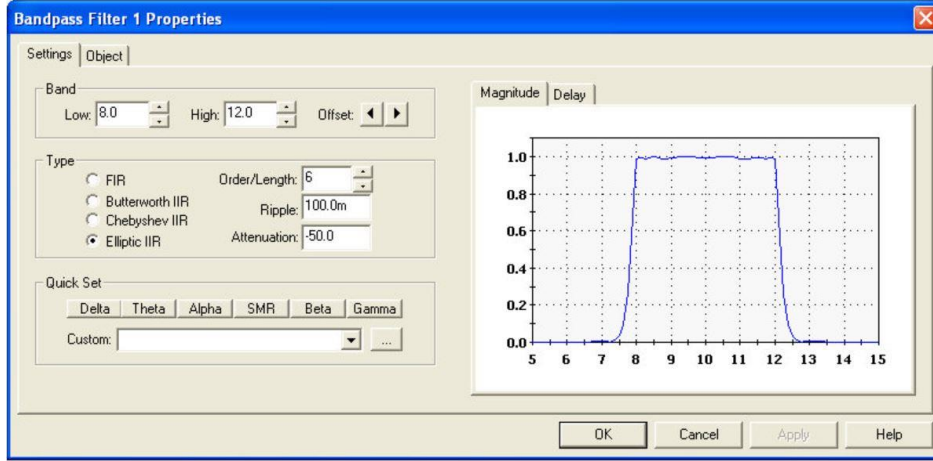
Şekil 2.2. BioExplorer çevrim dışı arayüzü

BioExplorer, Şekil 2.3' da görüldüğü üzere blok diyagramı oluşturularak kullanılır.



Şekil 2.3. BioExplorer blok diyagramı

Blok diyagramına eklenen bloklar ile gelen işaretler süzgeçleme, yükseltme ve çizdirme gibi Şekil 2.4 de görülen işlemlere tabi tutulabilmektedir.



Şekil 2.4. BioExplorer süzgeç ayarları

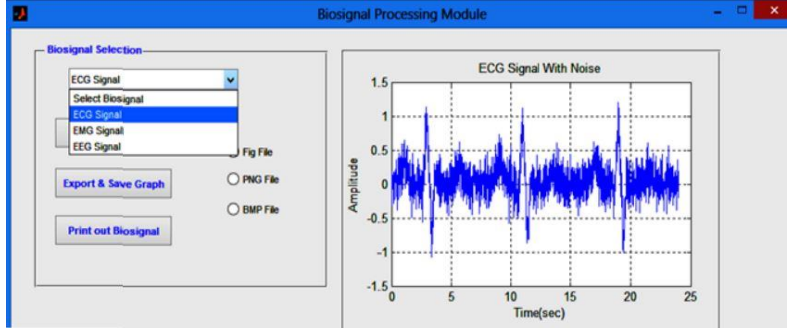
AlJobouri ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ECG, EEG ve EMG gibi biyoelektrik işaretleri görüntüleyen ve işleyen bir arayüz geliştirilmişlerdir. Oluşturulan arayüz aracılığıyla lisans-lisansüstü öğrenci ve araştırmacıların pahalı cihazlara yada yazılımlara para vermeden biyoelektrik işaret işleme ve tıbbi görüntü işleme hakkında bilgi edinmeleri amaçlanmıştır.

Arayüz Matlab GUI'de oluşturulmuştur. Arayüz exe. dosyası şeklinde oluşturularak başka bir programa ihtiyaç duymadan çalışması sağlanmıştır. Şekil 2.5'ten görüleceği üzere arayüz yazılımı temel olarak iki parçadan oluşmaktadır. Bunlar Biyoelektrik İşaret İşleme ve Tıbbi Görüntüleme arayüzüdür.



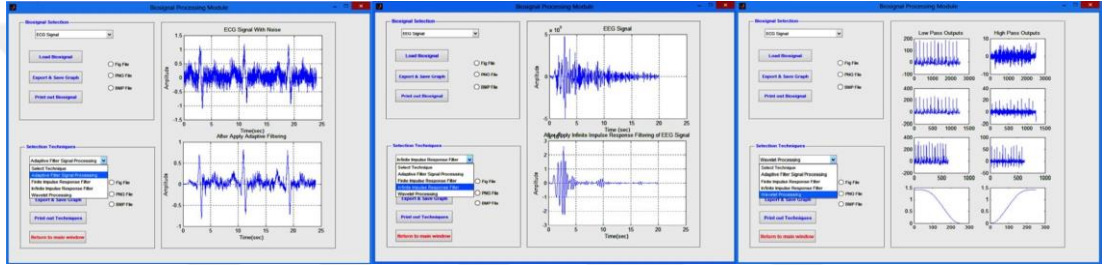
Şekil 2.5. Ana arayüz

Şekil 2.6'daki Biyoelektrik İşaret İşleme arayüzünde kayıtlı ham ECG, EMG ve EEG işaret verileri bulunmaktadır.



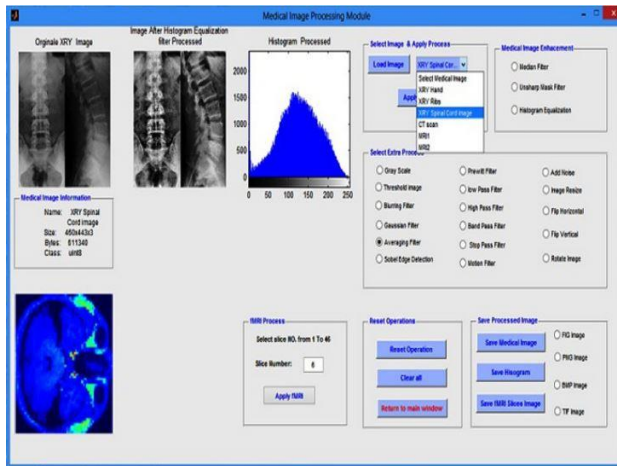
Şekil 2.6. Biyoelektrik işaret işleme arayüzü

Ayrıca bu işaretlere Şekil 2.7'deki çeşitli süzgeçler(Uyarlanabilir Süzgeç, Dijital Süzgeçler ve Dalgacık Analizi) uygulanarak tekrar çizdirilebilmekte ve .png ve .bmp dosya tipinde kayıt edilebilmektedir.

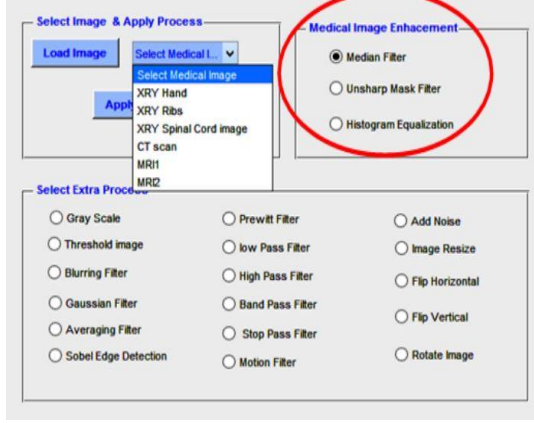


Şekil 2.7. Biyoelektrik işaret işleme arayüzündeki süzgeçler

Şekil 2.8'teki Tıbbi Görüntüleme arayüzünde ise X-ray, Tomografi ve MRI çıktıları görüntülenerek bu çıktılara Şekil 2.9'daki süzgeçler(Medyan, UnSharp Mask, CLAHE, alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren, bant durduran) uygulanabilmektedir.



Şekil 2.8. Tıbbi görüntüleme arayüzü

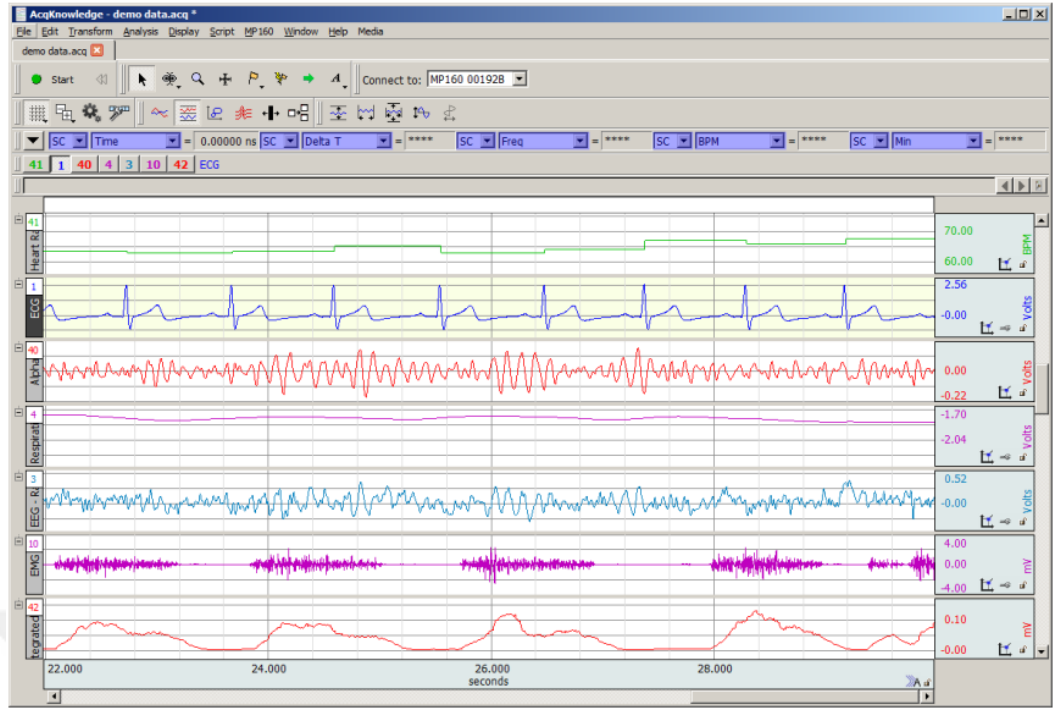


Şekil 2.9. Tıbbi görüntüleme arayüzündeki süzgeçler

Sonuç olarak bu çalışmada oluşturulan arayüz ile kayıtlı biyoelektrik işaretleri, X-ray, Tomografi ve MRI çıktıları başarılı bir şekilde çizdirilmiş ve süzgeçlenmiştir. Bu arayüz sayesinde öğrenciler ve araştırmacılar biyoelektrik işaret işleme ve tıbbi görüntü işleme gibi işlemleri ücretli arayüzleri kullanmadan gerçekleştirebileceklerdir(AlJobouri & Çankaya, 2015).

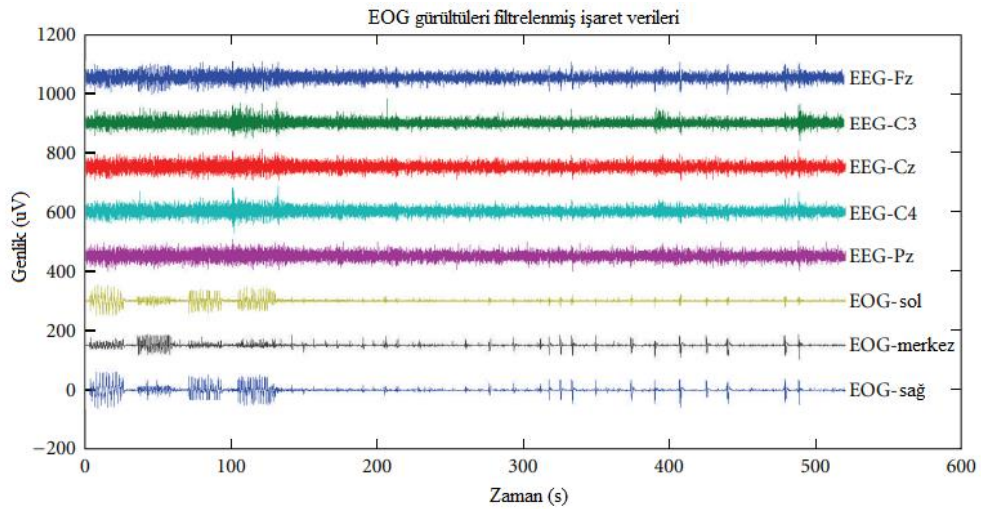
BİOPAC firmasının ürettiği AcqKnowledge 5 adlı ticari arayüz EEG, EMG ve EKG gibi biyoelektrik işaretleri kaydetmek ve işlemek için literatürde kullanılmaktadır(Tinga, de Back, & Louwerse, 2020; Tinga, Nyklíček, Jansen, de Back, & Louwerse, 2019). Ayrıca gerçek zamanlı işaret görüntüleme ve süzgeçleme içinde bu arayüz kullanılabilir.

Şekil 2.10’da arayüzle EKG,EMG ve EEG verileri görülmektedir. Bu işaret verileri arayüz yazılımıyla birlikte gelmektedir. Kullanıcı bu verileri kendi çalışmalarında kullanabilir, arayüzde işleyip çizdirebilmektedir.



Şekil 2.10. BIOPAC AcqKnowledge 5 arayüzü

BioSig biyolojik işaret işleme için kullanılan açık kaynaklı bir yazılım kütüphanesidir. EMG, EEG, EKG ve EOG gibi işaret verilerini incelemek, öznelik çıkarmak, sınıflandırmak, süzgeçlemek vb. işaret işleme amacıyla kullanılmaktadır. Bu yazılım kütüphanesi Matlab ve Octave gibi programlarla beraber kullanılabilir. Bu kütüphane yazılımı daha çok çevrim dışı olarak kaydedilmiş biyolojik işaretleri incelemek için kullanılmaktadır. Şekil 2.11’de BioSig kütüphanesi kullanılarak alınan EOG gürültüsü süzgeçlenmiş EEG işaretleri görülmektedir.(Vidaurre, Sander, & Schlögl, 2011).



Şekil 2.11. BioSig yazılımıyla alınan EEG işareti

BioSigKit MATLAB’ta biyolojik işaret işlemek için oluşturulmuş bir (toolbox) araçtır. Bu araç ile EMG, ECG ve EEG gibi biyolojik işaret verileri incelenebilmektedir. Şekil 2.12’de BioSigKit ile alınan EKG işareti ve bu işaretin PQRST tepeleri arasındaki süreler görülmektedir. BioSigKit uygulama aracı gerçek zamanlı EKG ölçümü ve görüntüleme, süzgeçleme, gürültü giderimi gibi işlemler için kullanılabilmektedir(Sedghamiz, 2018).



Şekil 2.12. BioSigKit ile alınan EKG işareti

3. MATERYAL METOT

Biyolojik işaretler çok düşük genliklidir. Bu işaretleri doğru şekilde görüntüleyebilmek ve anlamlandırabilmek için işaretlerin yükseltilmesi ve süzgeçlenmesi gerekmektedir. Biyolojik işaretler çevresel gürültülerden, elektromanyetik girişim(EMI) gürültülerinden ve vücutta oluşan gürültülerden kolaylıkla etkilenebilmektedir. İşareti bu gürültülerden arındırmak ve doğru bir şekilde yükseltebilmek için doğru devre elemanlarının seçilmesi gerekmektedir. Bu devre elemanları ile yükseltme ve süzgeçleme işlemlerinin doğru oranlarda yapılması gerekmektedir. Bunun için devre PCB olarak tasarlanmadan önce Proteus programında devre bloklarının benzetimi yapılmıştır. Ayrıca bazı devre elemanları devre tahtası üzerinde test edilmiştir. Burada elde edilen sonuçlara göre süzgeçlerin kesim frekansları, yükselteçlerin yükseltme katsayıları ve bu işler için doğru devre elemanları belirlenmiştir.

3.1. Donanım

3.1.1. Elektrot

Oluşturulan devre ile biyoelektrik işaretleri almak için Şekil 3.1'deki tek kullanımlık Ag/AgCl jelli elektrotlar kullanılmıştır. Bu elektrotlar aracılığıyla vücutta hücre içindeki iyonların yoğunluğunun değişmesiyle oluşan elektriksel işaretler algılanmıştır. Tek kullanımlık elektrotlar haricinde EEG verileri alınırken saçların sık olduğu bölge için Şekil 3.65 kuru gümüş elektrot kullanılmıştır.

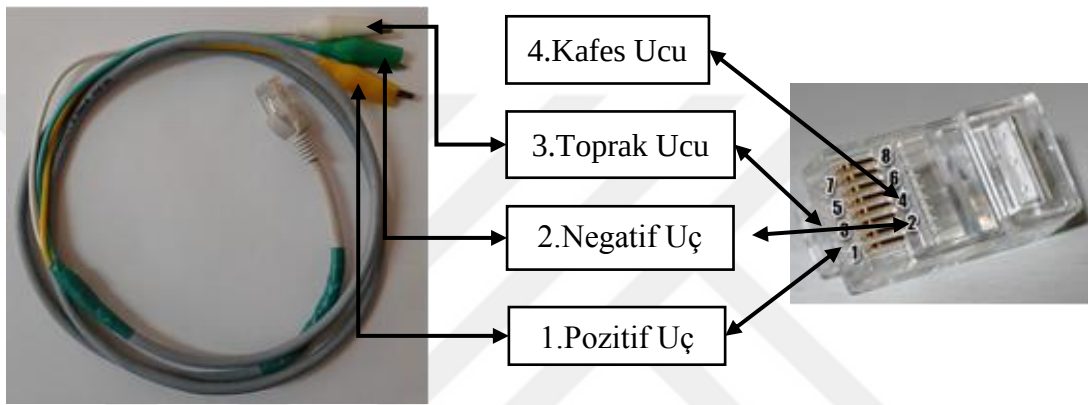


Şekil 3.1. Ag/AgCl jelli elektrot

3.1.2. Kafesli Kablo

Elektrotlardan alınan biyoelektrik işaretleri ölçüm cihazına aktarmak için Şekil 3.2'deki kafesli kabloyla birleştirilmiş timsah ucu(krokodil) kablolar kullanılmıştır. Kafesli kablolar içinde bir veya birden fazla yalıtılmış kablo bulunduran ve bu

kabloların etrafını saran iletken metal (bakır, alüminyum vb.) yüzeyi olan kablolardır. Kablonun içindeki iletken yüzey bir Faraday kafesi gibi davranarak dışardaki EMI gürültülerinin kablolar üzerinden geçen elektrik sinyallerine olan etkisini engeller. Kafesli kablo içerisinde bulunan 3 kablonun ucuna timsah uçlu kablolar bağlanmıştır. Bu kablolar elektrolara bağlanan pozitif, negatif ve sağ bacak sürücüsü(Toprak) kablolarıdır. Kablonun diğer ucuna RJ45 soketi bağlanmıştır. Bu sokete kablonun içindeki 3 kablo ve bunların haricinde kafesli kablonun içindeki kabloları saran iletken kafes ise ucu bağlanmıştır. Şekil 3.3 bu bağlantılar görülmektedir.



Şekil 3.2. Kafesli kablo ve RJ45 soket bağlantıları



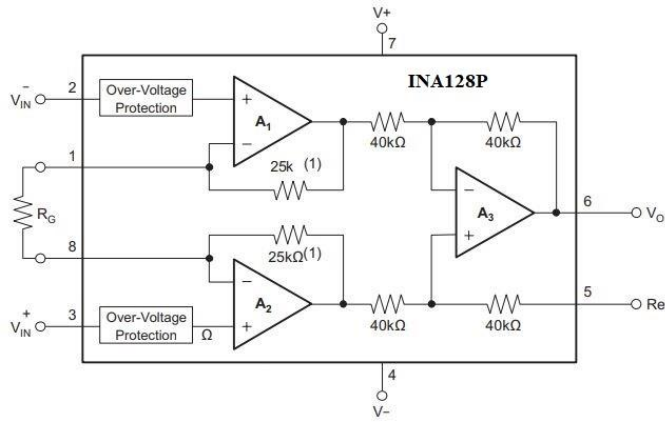
Şekil 3.3. Kafesli kablo bağlantıları

3.1.3. Enstrümantasyon Yükselteci

4. ENSTRÜMANTASYON YÜKSELTEÇLERİ BİYOLOJİK İŞARET ALMADA KULLANILAN DEVRELERİN EN ÖNEMLİ PARÇALARINDANDIR.

LİTERATÜR TARAMASI başlığında görüleceği üzere literatürde kullanılan cihazların neredeyse tamamında bulunmaktadır. Enstrümantasyon yükselteçleri iki gerilim izleyici ve bir fark yükselteci opampının birleştirilmesiyle oluşur(Kitchin & Counts, 2006). Gerilim izleyici yükselteçlerin iç dirençleri çok yüksektir. Bu sayede biyolojik işaret almak için kullanılan elektrotlar ile deri arasında oluşan direncin ölçüme olan etkisi giderilir.

Gerçeklenen devre için INA128P enstrümantasyon yükselteci seçilmiştir. Kaynak taramalarında AD620 enstrümantasyon yükseltecinin de kullanıldığı görülmüştür ancak maksimum kazanç hatası oranının INA128P ye kıyasla çok daha büyük (1000 kat kazançta +-%50) olduğu görüldüğü için tercih edilmemiştir. Şekil 4.1'te INA128P entegresinin iç yapısı gösterilmiştir.



Şekil 4.1. INA129 enstrümantasyon yükseltecinin yapısı

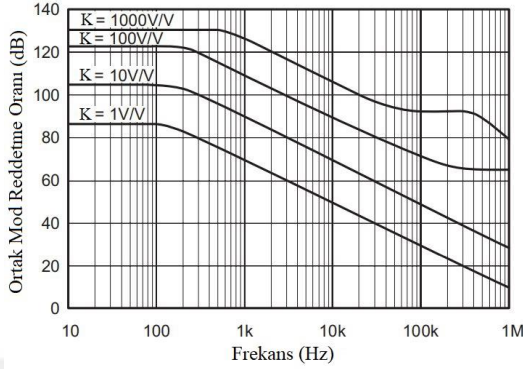
Yükseltecin kazanç katı Denklem 4.1'teki formül ile hesaplanmaktadır.

$$K = 1 + \frac{50k}{R_G} = 13.5 \quad \text{Denklem 4.1}$$

Bu devrede INA128P nin tercih edilmesinin en büyük sebebi yüksek CMRR(en az 120dB) değerine sahip olması, maksimum kazanç hatası oranının düşük olması (1000 kat kazançta +-%2) ve yapılan kaynak taramalarında sıkça kullanıldığı görülmüştür. CMRR ingilizce açılımı Common Mode Rejection Ratio ve türkçe açılımı Ortak Mod Reddetme Oranı anlamına gelen bir değerdir. CMRR Denklem 4.2'de görüldüğü gibi yükseltecin fark kazancının(K_f), ortak mod kazancına(K_{om}) oranıdır.

$$CMRR = \frac{K_f}{K_{om}} \quad \text{Denklem 4.2}$$

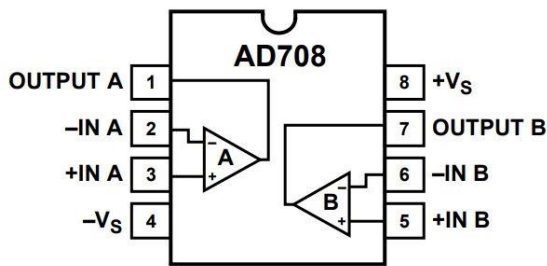
Bu oran ne kadar büyükse EMI gibi çevresel gürültülerin işarete olan etkisi o kadar azalır. CMRR aynı zamanda işaretin frekans değerine bağlıdır. Şekil 4.2’te görüleceği üzere frekans arttıkça CMRR değeri azalmaktadır.



Şekil 4.2. INA128P nin kazanç katlarına göre CMRR-frekans grafiği

4.1.1. AD708 Yükseltici

AD708 Şekil 4.3’da görüldüğü gibi içinde iki adet opamp bulunan, yüksek CMRR(en az 130dB) oranına sahip bir yükselteçtir. Bu devrede en çok kullanılan entegredir. Yüksek CMRR oranına sahip olması sayesinde EEG gibi çok düşük genlikli işaretlerin ölçülmesini sağlamıştır. Devre proteusta test edildikten sonra devre tahtasında kurulması planlandığı için DIP olarak alınmıştır. İçinde 4 adet opamp bulunan ve yüksek CMRR değerine sahip entegrelerin devre elemanları alınırken Türkiye’de bulunmamasından ötürü bu entegre tercih edilmiştir.

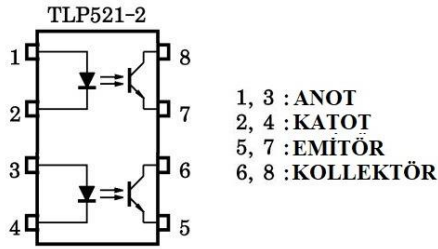


Şekil 4.3. AD708 iç yapısı ve pinleri

4.1.2. TLP521-2 Optokuplör

Optokuplör entegresi elektronik cihazlarda besleme voltajlarının ayrılması için kullanılır. Bu devrede yükseltilip süzgeçlenen işaretler Raspberry Pi ye aktarılmadan önce kısa devre gibi arızalar sonucunda yüksek gerilimlerin cihaza zarar vermemesi için bu entegre kullanılmıştır. Devreyi bir adaptör ile şehir şebekesi üzerinden çalıştırmak istersek bu entegre sayesinde devreye bağlanan Raspberry Pi’yi yüksek

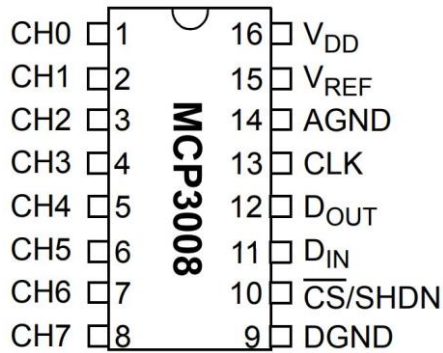
gerilimlere karşı koruyabiliriz. Şekil 4.4’de pin numaraları görülen entegrenin 5. ve 6. ayağı farklı voltaj kaynağı ile beslenerek izolasyon sağlanır.



Şekil 4.4. TLP521-2 optokuplör pinleri

4.1.3. MCP3008 ADC

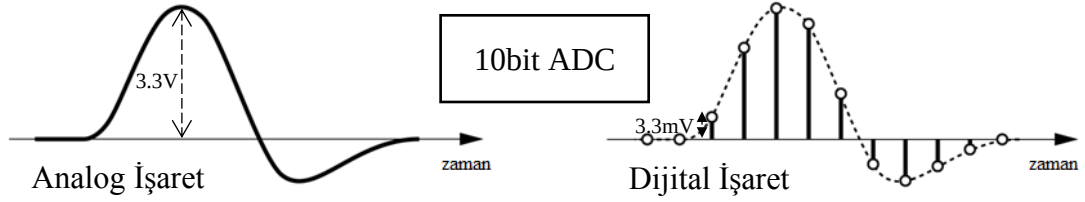
Devreden elde edilen analog işaretlerin dijital işaretlere dönüştürülüp Raspberry Pi ye aktarılabilmesi için MCP3008 ADC entegresi kullanılmıştır. Raspberry Pi üzerinde analog giriş pini bulunmadığı için bu entegre kullanılmıştır. MCP3008 Şekil 4.5’de görüldüğü gibi 8 kanallı bir ADC’dir. Ancak gerçekleştirilen devre tek kanallı olduğu için bu entegrenin tek bir kanalı kullanılmıştır.



Şekil 4.5. MCP3008 ADC pinleri

MCP3008 10bit’lik bir ADC’dir. Bu bit değeri ile genlik değeri 3.3V olan bir analog işareti 2^{10} ’a bölerek yaklaşık olarak analog işarettaki 3.3mV’luk değişimler algılanabilir. Şekil 4.6’da analog işaretlerin dijital işaretlere dönüşümü gösterilmiştir. ADC’nin bit sayısı arttıkça yapılan ölçümlerin hassasiyeti artar. Ancak bu tezde sadece işaretlerin karakteristiklerini görmek için 10bit değerinin yeterli olduğuna karar verilmiştir. Devredeki diğer elemanlardan farklı olarak bu entegrenin beslemesi Raspberry Pi üzerinden 3.3V ile yapılmıştır. Bu sayede devrede yükseltilemeyen analog işaretin genliği bu gerilimin üstünde olduğunda gerilim kesime uğrayarak Raspberry Pi nin GPIO pinleri korunmuştur. Ayrıca MCP3008 3.3V besleme ile saniyede yaklaşık olarak 100000 örnekleme frekansında veri elde edilebilir. Ancak Raspberry Pi işlemcisinin aynı anda çoklu iş yapabilmesi ve bu işlerin ağırlığına göre

yavaşlayabilmesinden ötürü özellikle işaret verileri çizdirilirken 100000Hz örnekleme hızında veri alınamamaktadır. Oluşturulan arayüzde yaklaşık olarak saniyede 300Hz veri alınabilmektedir.



Şekil 4.6. ADC ile analog işaretin dijital işarete dönüştürülmesi

4.1.4. Raspberry Pi 3B+

Raspberry Pi 3B+ Debian tabanlı kendi işletim sistemi olan, 4 çekirdek 1.6Ghz işlemcisi, 1gb rami ve SD kartı hafıza birimi olarak kullanan küçük bir bilgisayardır. Şekil 4.7’deki modelinin üzerinde bulunan 40 adet GPIO pini sayesinde birçok devre ve entegre ile bağlantısı yapılabilir. Gerçeklenen analog süzgeç devresi bu bilgisayara modüler olacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 4.7. Raspberry Pi 3B+ modeli

4.2. Devre Bloklarının Testleri, Benzetim Sonuçları ve Gerçeklenmesi

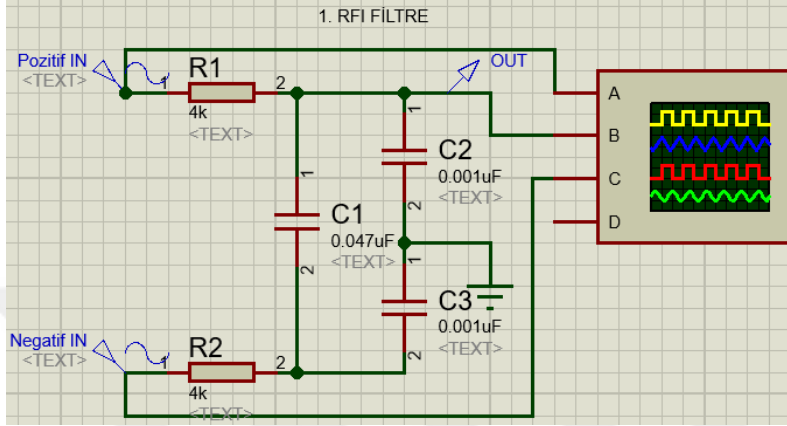
4.2.1. RFI Süzgeci

Elektrotlardan alınan biyoelektrik işaretler yükseltilmeden önce radyo işaretlerinin karışmasını engellemek için RFI(Radyo Frekanslı Paraziti) süzgeci kullanıldı. Kullanılan RFI süzgeç devresinin frekans bandı aralığı Denklem 4.3’deki gibi hesaplanmıştır. RFI süzgeci Şekil 4.8’teki gibi kurulmuştur. Bu süzgeç için yapılan benzetim sonucu Şekil 4.9’da görüldüğü gibi yaklaşık olarak 400Hz’in

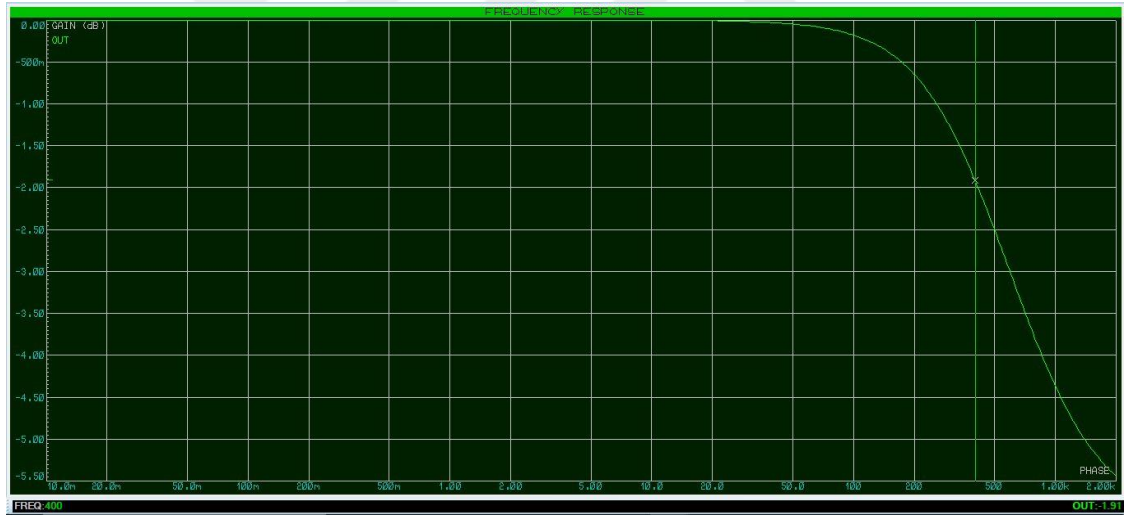
üstünde frekansa sahip giriş işaretlerinin genlikleri bastırılmıştır. Buradan görüleceği üzere bu süzgeç 400Hz kesme frekansına sahip bir alçak geçiren süzgeç gibi davranmıştır.

$$Bant\ Aralığı = \frac{1}{2 * \pi * R1 * (2 * C1 * C2)} \cong 400Hz$$

Denklem 4.3



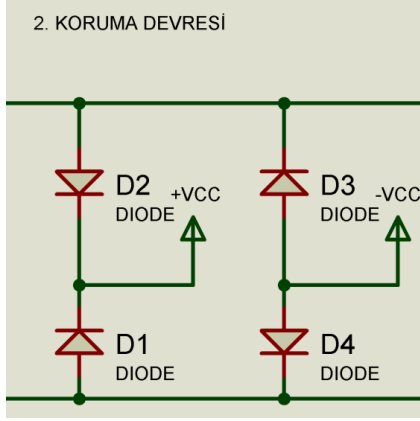
Şekil 4.8. RFI süzgeci proteus çizimi



Şekil 4.9. RFI filtesi bloğu frekans tepkisi grafiği

4.2.2. Giriş İzolasyon Devresi

Oluşturulan devre ile işaretlerin alındığı kişi arasında Şekil 4.10'deki gibi bir koruma devresi konuldu. Bunun amacı oluşabilecek yüksek elektrik yüklerinden hem kişiyi hem de cihazı korumaktır.



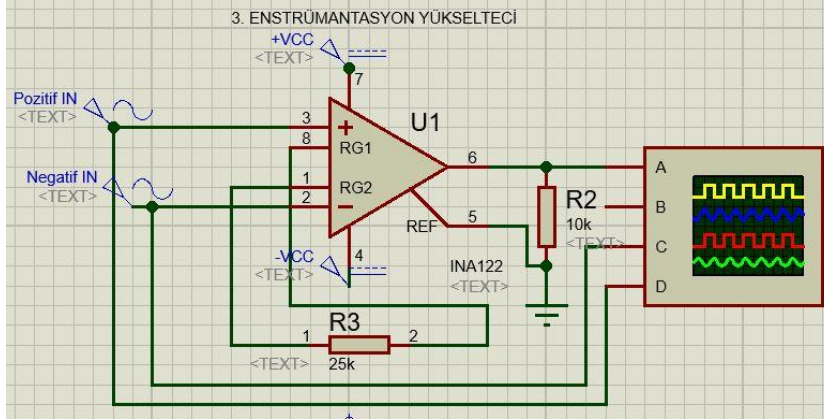
Şekil 4.10. Giriş koruma devresi proteus çizimi

4.2.3. Enstrümantasyon Yükselteç Devresi

Gerçeklenen devrede kullanılmadan önce enstrümantasyon yükselteci devresi Proteus’da benzetim yapılmıştır. Proteusta INA128P entegresi olmadığı için INA128P yerine INA122 ile benzetim yapılmıştır. Pozitif girişine 100uV, negatif girişine ise 10uV verilerek 90uV lik gerilim farkı Denklem 4.4’de göre 13kat yükseltilmiştir. Genliği yaklaşık olarak 1.2V olan sinüs işaretleri elde edilmiştir. Enstrümantasyon yükselteci bloğu Şekil 4.11’deki gibi oluşturulmuştur.

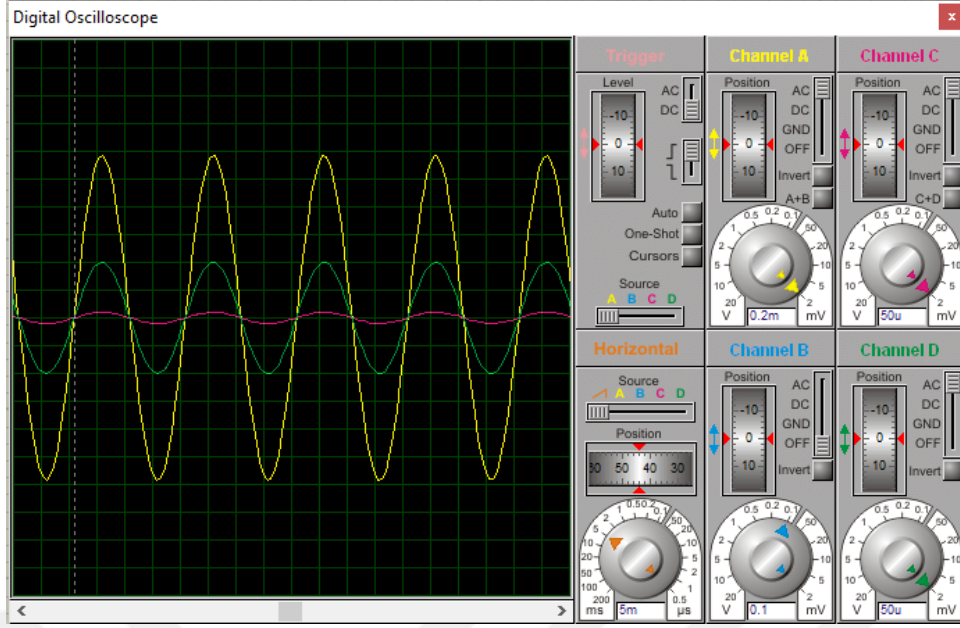
$$K = 5 + \frac{200k}{R_G} = 13$$

Denklem 4.4



Şekil 4.11. INA128P enstrümantasyon yükselteci proteus çizimi

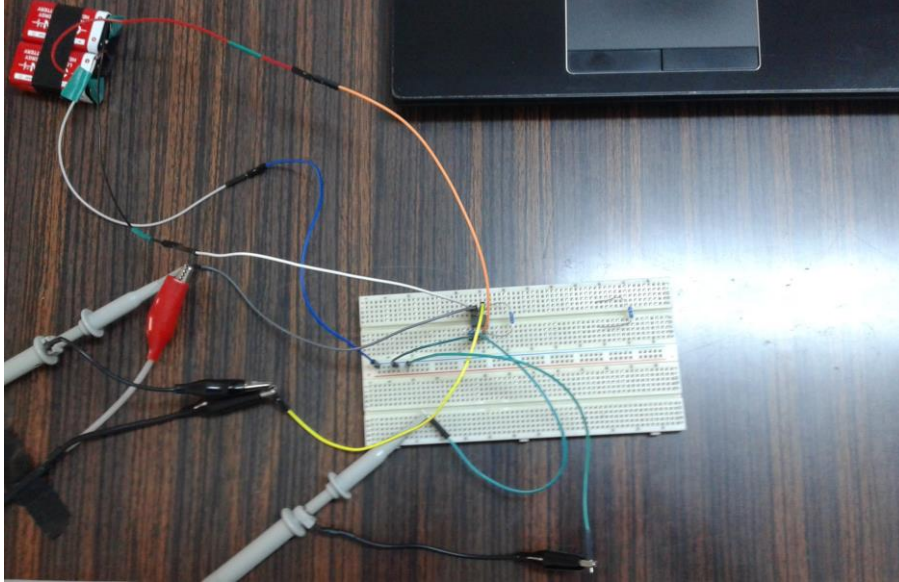
Şekil 4.12’da yeşil ve mor sinüs dalgaları sırasıyla pozitif ve negatif elektrot çıktılarını temsil etmektedir. Sarı sinüs dalgası ise giriş işaretlerinin farklarının yükseltildiği enstrümantasyon yükseltecinin çıkışını göstermektedir.



Şekil 4.12. Enstrümantasyon yükselteci osiloskop çıktısı

4.2.4. Enstrümantasyon Yükselteci Test Devresi

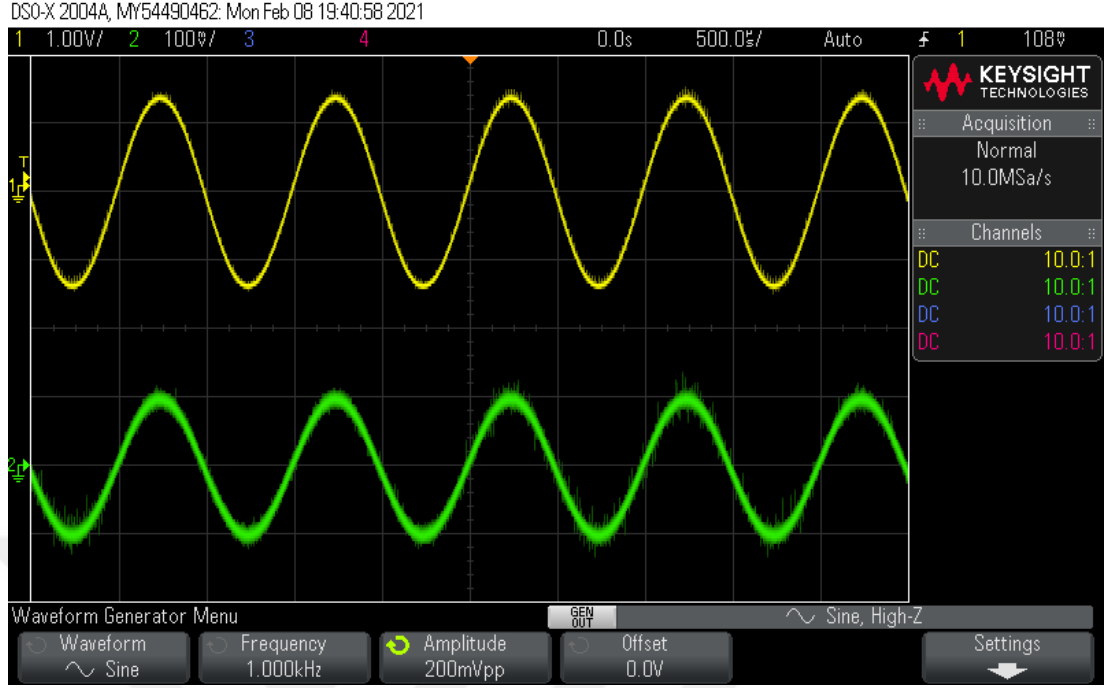
Şekil 4.13’da görüldüğü gibi enstrümantasyon yükselteci INA128P devre tahtasında test edilmiştir. Gerilim beslemelerinin yanlış bağlanması sonucu bozulan entegre ile sağlam olanı karşılaştırılmıştır.



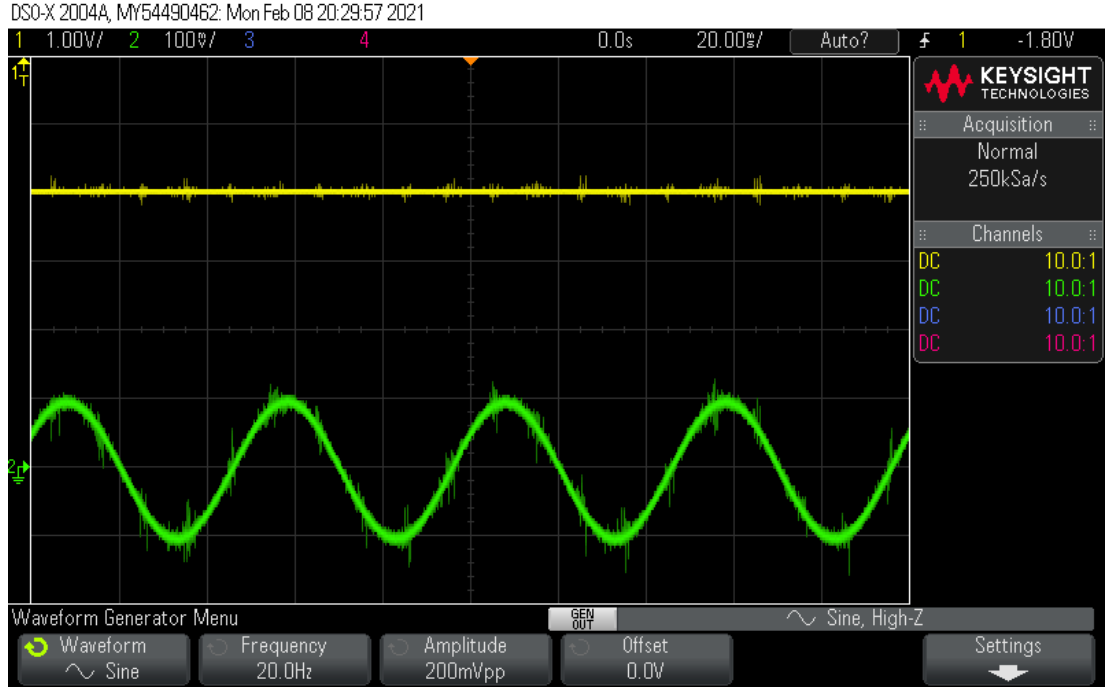
Şekil 4.13. Enstrümantasyon yükselteci test devresi

Şekil 4.14 ve Şekil 4.15’de test devresinin osiloskop çıktıları görülmektedir. Yeşil renkli sinüs işareti osiloskobun işaret jeneratöründen elde edilip enstrümantasyon yükselteciye verilen 200 mV’luk tepeden tepeye giriş işaretidir. Sarı renkli sinüs işareti ise enstrümantasyon yükselteci ile giriş işaretinin 13.5 kat

yükseltilmiş halidir.

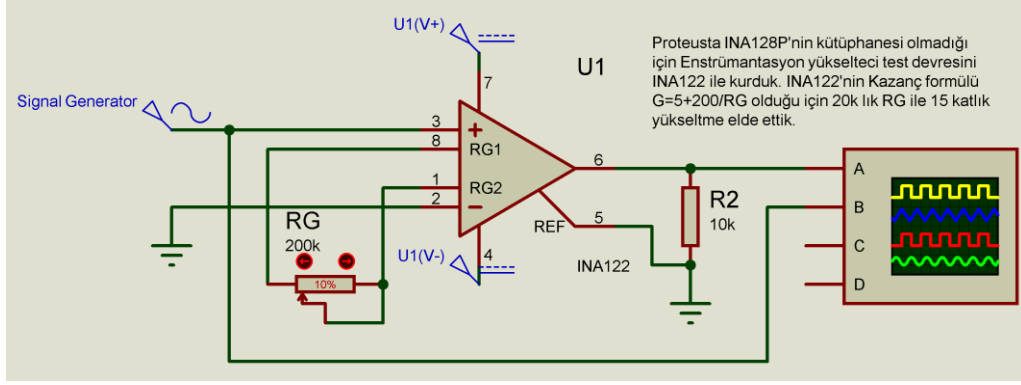


Şekil 4.14. Sağlam INA128P entegresinin test devresinin osiloskop çıktısı



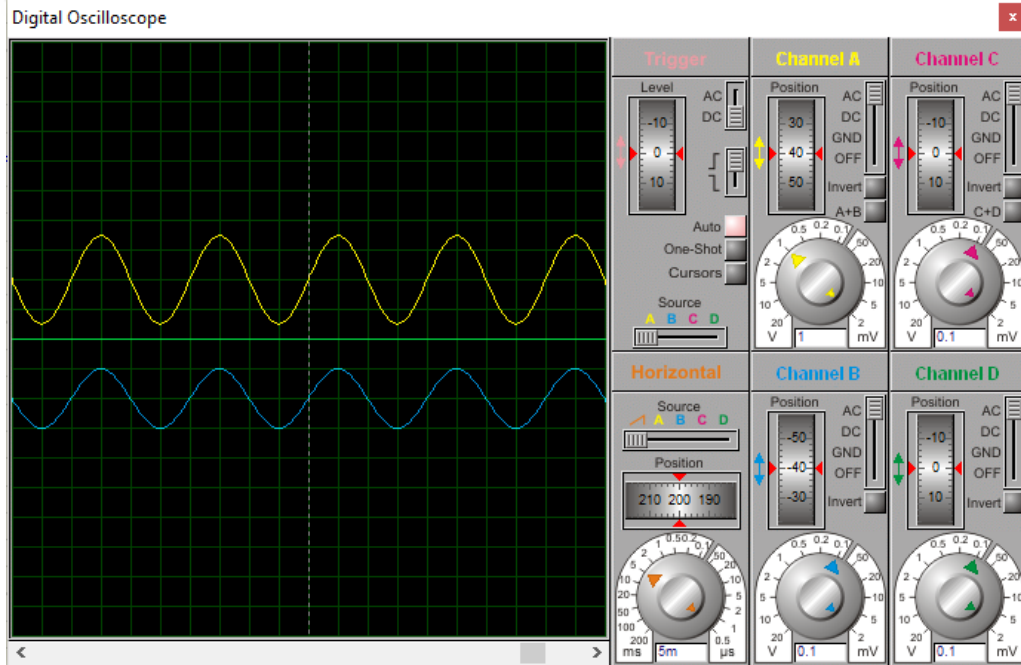
Şekil 4.15. Bozuk INA128P entegresinin test devresinin osiloskop çıktısı

Şekil 4.16'te test devresinin benzetimi yapılmıştır. Proteusta benzetime uygun INA128P kütüphanesi bulunmadığı için INA122 kullanılmış ve onun kazanç formülüne uygun R_g direnci kullanılmıştır. Test devresinin osiloskop çıktısı ve benzetimi yapılan test devresinin osiloskop çıktısı hemen hemen aynıdır.



Şekil 4.16. Proteusta oluşturulan test devresi

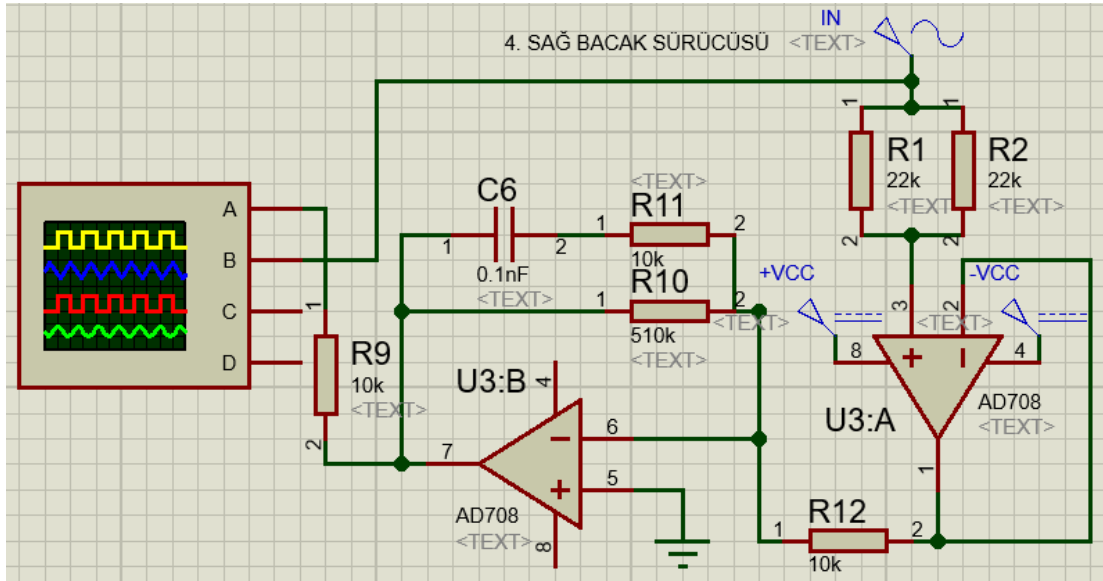
Şekil 4.17’de mavi renkli sinüs işaretini İşaret Jeneratöründen üretilen 100mV’luk giriş işaretidir. Sarı renkli sinüs işaretini ise giriş işaretinin 15 kat yükseltilmiş halidir.



Şekil 4.17. Proteusta oluşturulan devrenin osiloskop çıktısı

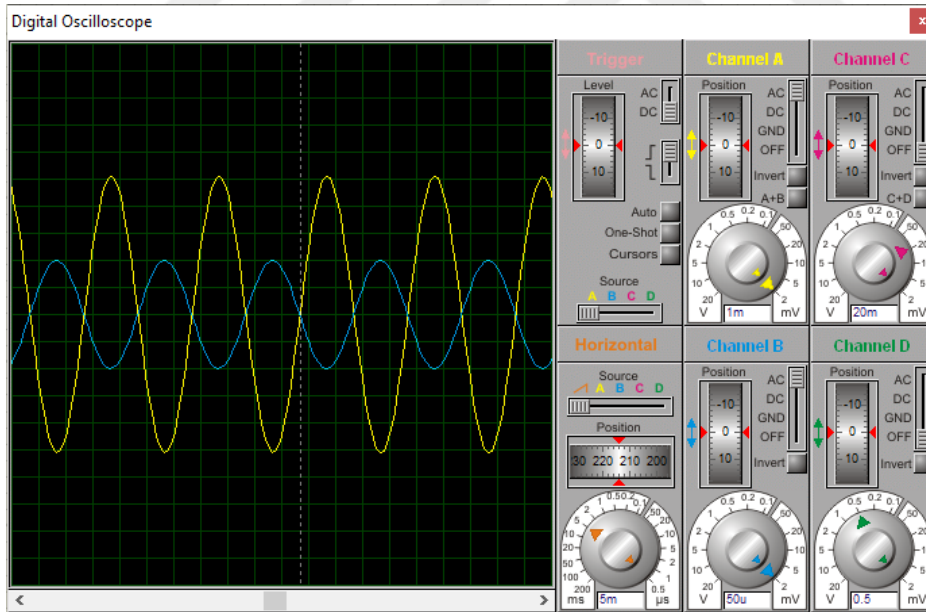
4.2.5. Sağ Bacak Sürücüsü Devresi

Şekil 4.18’teki enstrümantasyon yükselteciye bağlı sağ bacak sürücü devresiyle ortak mod gürültüsü 180 derece evrilip elektrot ile vücuda geri beslendi. Bu devrenin amacı işaret istenen değer aralığına yükseltilmeden önce şebekeden ya da güç kaynağından kaynaklanan gürültünün işareten arındırılmasıdır.



Şekil 4.18. Sağ bacak sürücü devresi proteus çizimi

Şekil 4.19' te sarı renkli dalga sağ bacak sürücüsü çıkışını, mavi renkli dalga ise enstrümantasyon yükseltecinden gelip sağ bacak sürücüsü bloğuna giren giriş işaretini temsil etmektedir.



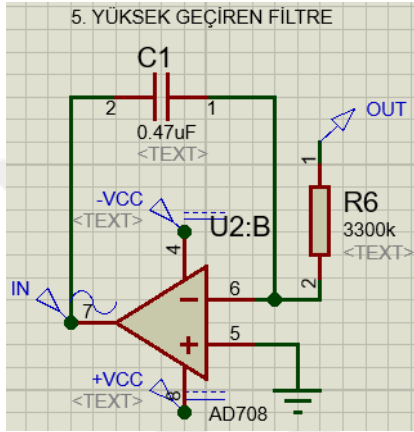
Şekil 4.19. Sağ bacak sürücü bloğu proteus osiloskop çıktısı

4.2.6. Yüksek Geçiren Süzgeç Devresi

Bir sonraki adımda DC voltaj ofsetlerini gidermek için Şekil 4.20'teki gibi kurulan aktif bir yüksek geçiren süzgeç kullanıldı. Altın veya çelik gibi bazı elektrot malzemeleri polarize edilebilir. Bu, elektrot yüzeyinde elektrik yükünün birikerek nispeten büyük bir DC voltajı oluşabilmesine neden olur. Sonuç olarak oluşan DC

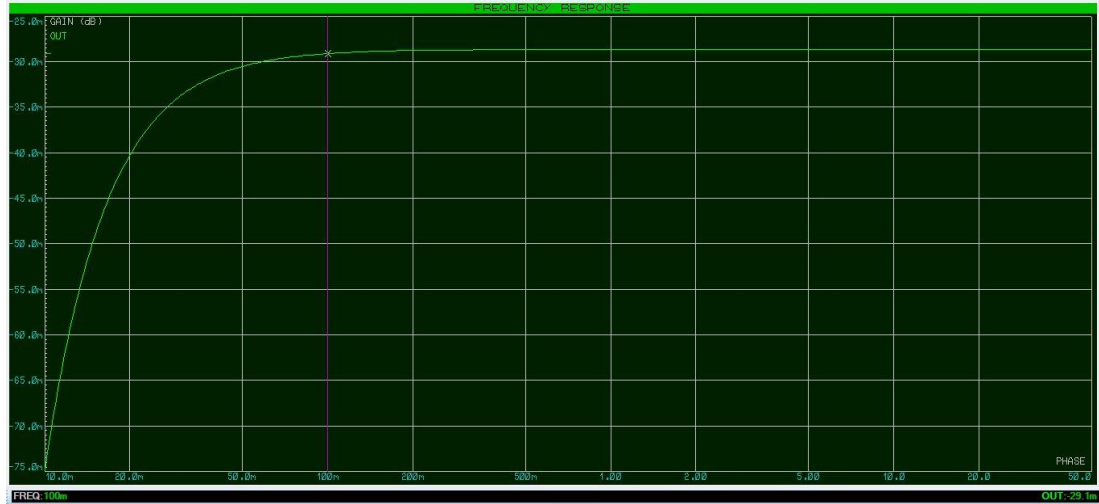
voltaj devreden biyolojik işaretlerin geçişini engeller. Denklem 4.5’te hesaplanan 0.1 Hz kesme frekansına sahip pasif yüksek geçiren süzgeç bu sorunu çözmeye çalışır. Bu süzgecin devre yapısı incelendiğinde alçak geçiren süzgeç devresine benzemektedir. Ancak süzgecin çıkışının, enstrümantasyon yükseltecinin REF bacağına bağlanmasıyla bu devre DC ofsetleri gideren bir yüksek geçiren süzgeç gibi çalışır.

$$F_h = \frac{1}{2 * \pi * R6 * C1} \cong 0.1Hz \quad \text{Denklem 4.5}$$



Şekil 4.20. Yüksek geçiren süzgeç proteus çizimi

Yüksek geçiren süzgecinin frekans tepkisi Şekil 4.21’te görülmektedir.



Şekil 4.21. Yüksek geçiren süzgeç frekans tepkisi grafiği

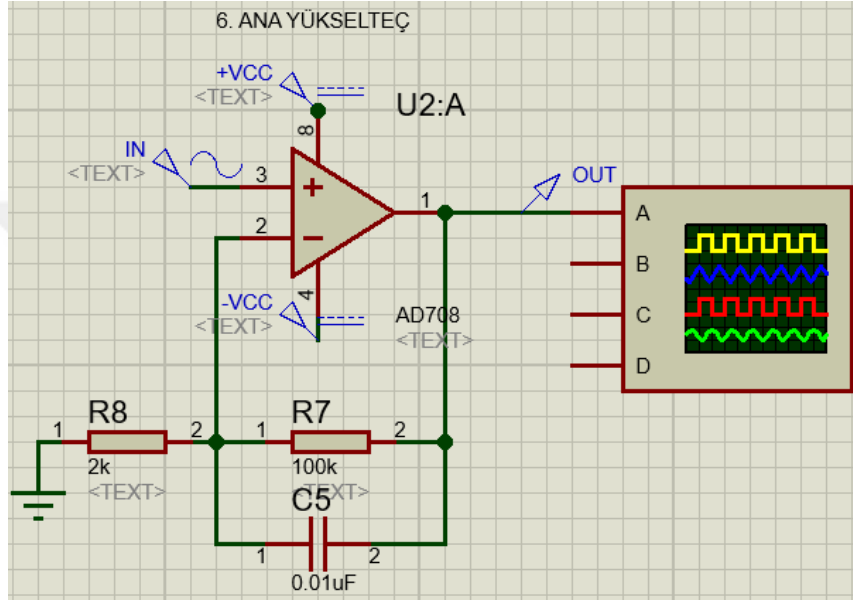
4.2.7. Ana Yükselteç Devresi

Ana yükselteç devresi Şekil 4.22’te gösterildiği gibi kurulmuştur. Yüksek geçiren süzgeçten gelen işaretin gücü, ana yükselteç bloğu tarafından Denklem 4.6’te hesaplandığı gibi 51 kat artırılır. Ayrıca devre şemasındaki R7 ve C5 devre

elemanları Denklem 4.7’te hesaplanan 159Hz’lik bir alçak geçiren süzgeç oluşturarak işareten yüksek frekanslı bileşenleri süzgeçler.

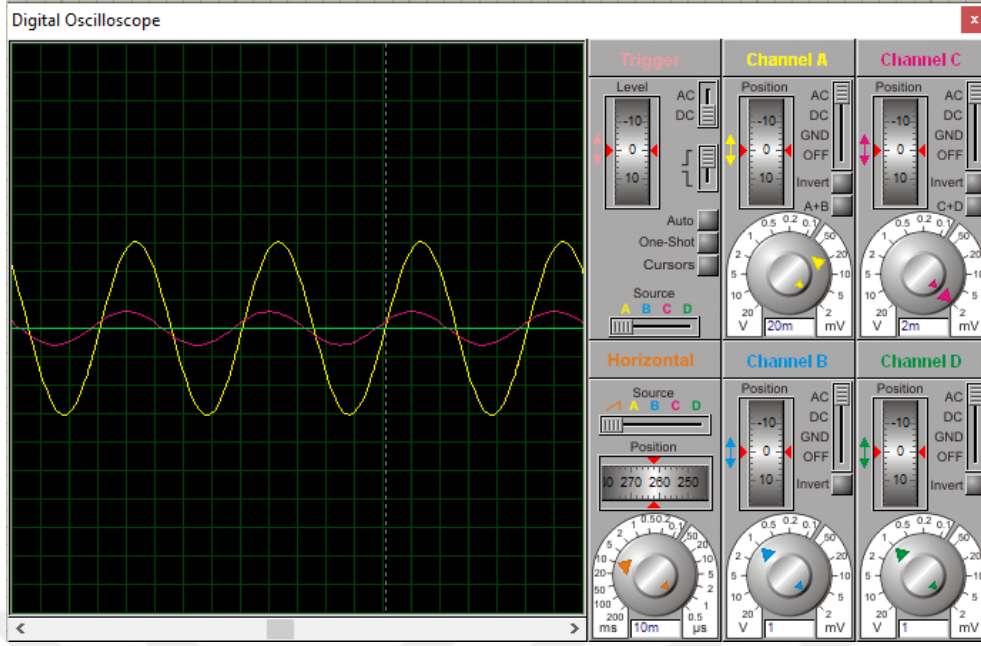
$$K = 1 + \frac{R7}{R8} = 51 \quad \text{Denklem 4.6}$$

$$Fl = \frac{1}{2 * \pi * R7 * C5} \cong 159Hz \quad \text{Denklem 4.7}$$



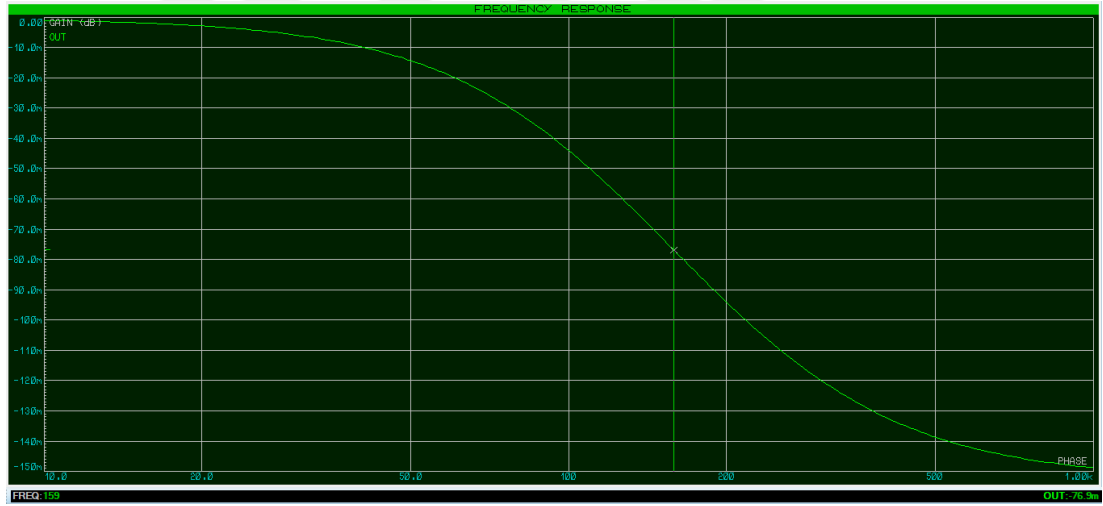
Şekil 4.22. Ana yükselteç proteus çizimi

Şekil 4.23’ de sarı renkli dalga ana yükselteç çıkışını, mor renkli dalga ise enstrümantasyon yükseltecinden gelen giriş işaretini temsil etmektedir.



Şekil 4.23. Ana yükselteç bloğu proteus osiloskop çıktısı

Bu devrenin frekans tepkisi Şekil 4.24görülmektedir.



Şekil 4.24. Ana yükselteç alçak geçiren süzgeç frekans tepkisi grafiği

4.2.8. Bant Geçiren Süzgeç Devresi

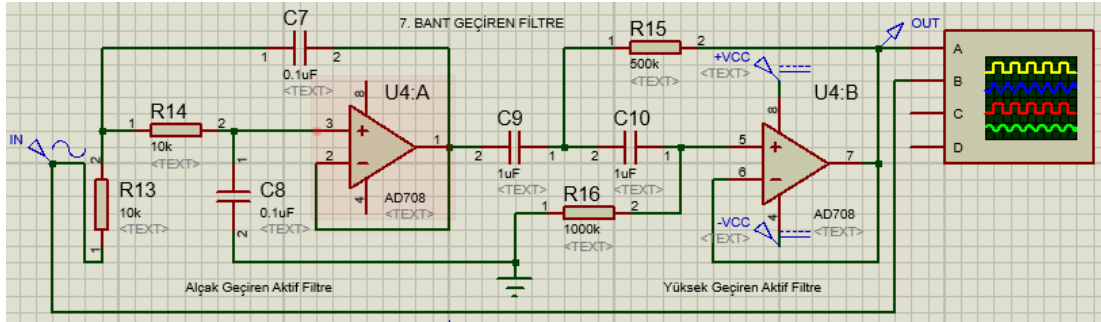
Bant geçiren süzgeç devresi Şekil 4.25'deki gibi kurulmuştur. Bu devrede bulunan alçak ve yüksek geçiren aktif süzgeçler sayesinde işaret Denklem 4.9 ve Denklem 4.8'da hesaplanan 0.23-102.43Hz aralığında süzgeçlenir. Böylece işaretteki gürültüler en aza indirilir.

$$Fl = \frac{\sqrt{\sqrt{2} - 1}}{2 * \pi * R13 * C7} \cong 102.43Hz$$

Denklem 4.8

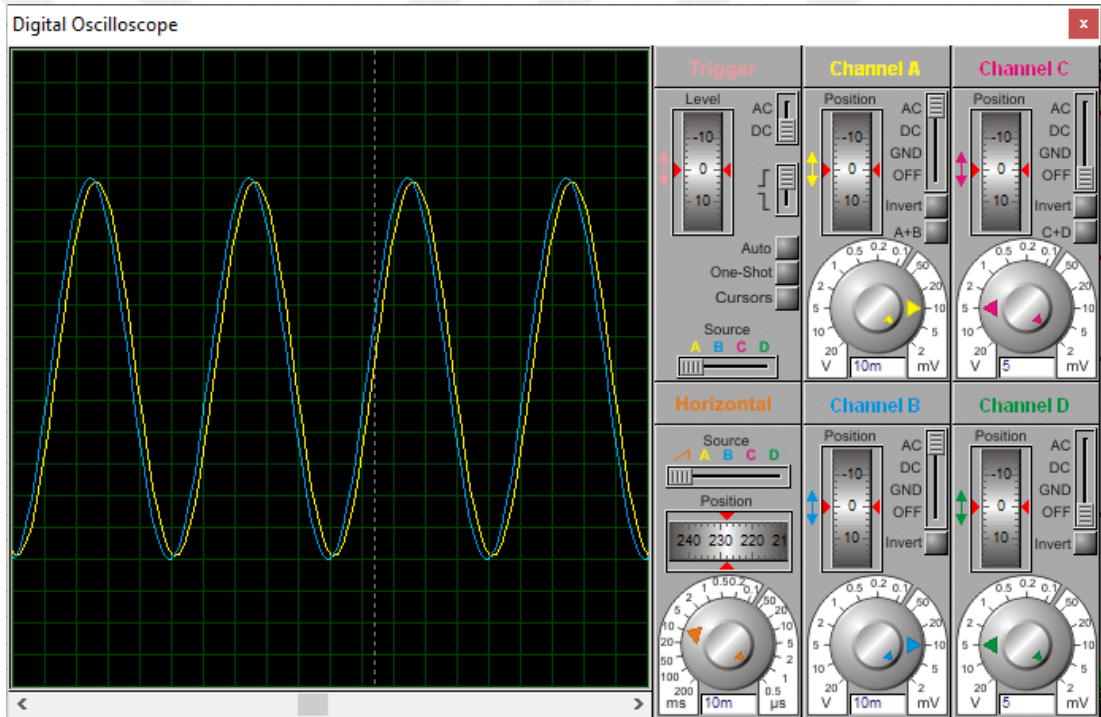
$$Fh = \frac{\sqrt{2}}{2 * \pi * R16 * C10} \cong 0.23Hz$$

Denklem 4.9



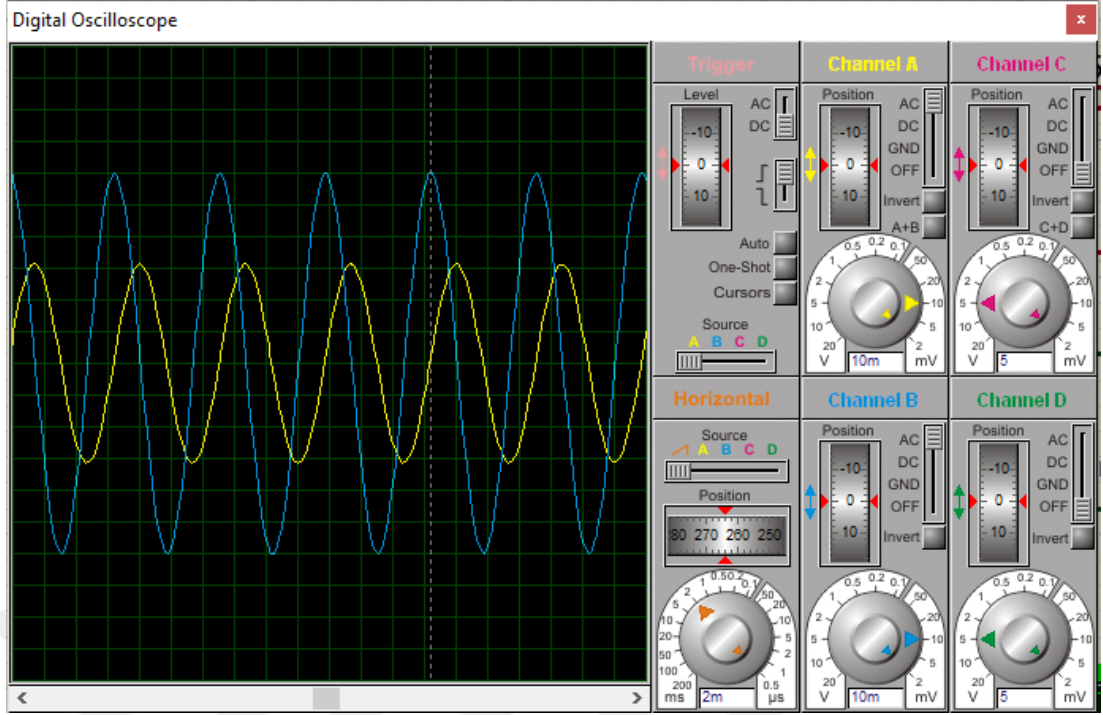
Şekil 4.25. Bant geçiren süzgeç proteus çizimi

Şekil 4.26’te sarı renkli dalga bant geçiren süzgeç çıkışı, mavi renkli dalga ise ana yükselteçten gelen 20Hz’lik giriş işaretidir.



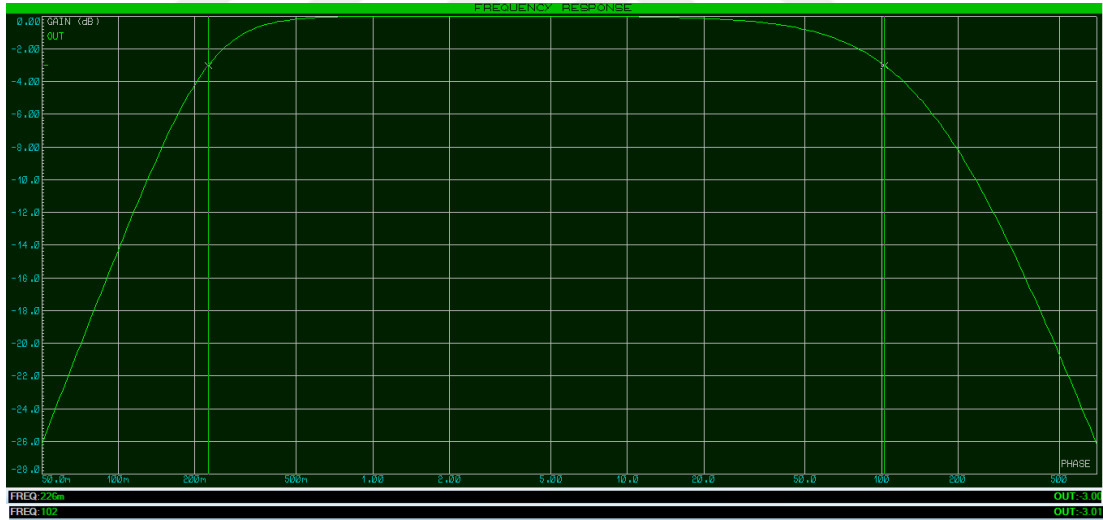
Şekil 4.26. 20Hz’te bant geçiren süzgeç bloğu proteus osiloskop çıktısı

Bant Geçiren Süzgeç Bloğunun düzgün çalıştığını görmek için Şekil 4.27’te mavi renkli giriş işareti frekansı 150Hz’e ayarlandı ve sarı renkli çıkış işaretinden görüleceği üzere süzgeç bloğu bu dalganın genliğini düşürmüştür.



Şekil 4.27. 150Hz'te bant geçiren süzgeç bloğu proteus osiloskop çıktısı

Şekil 4.28'de bant geçiren süzgeç devresinin frekans tepkisi görülmektedir.



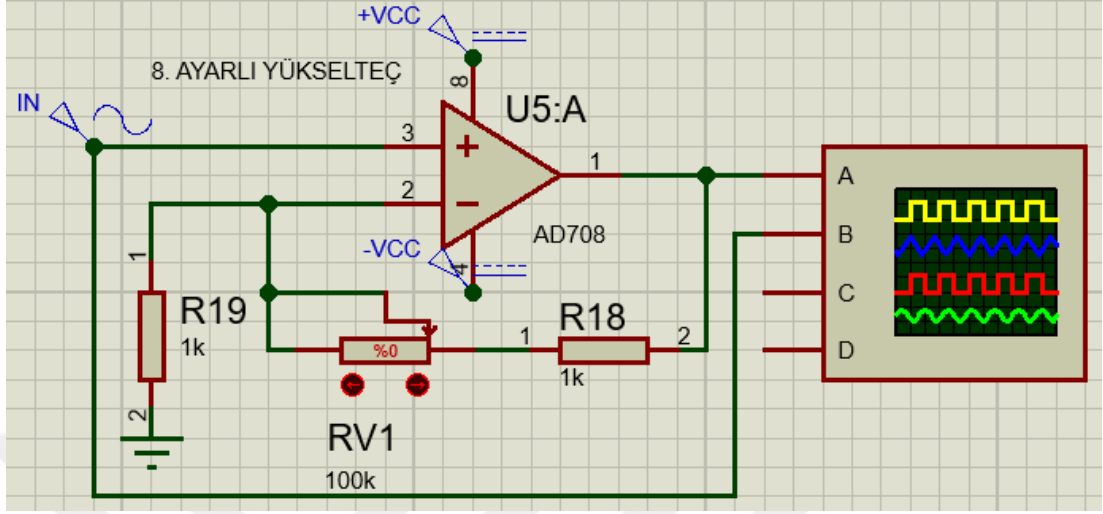
Şekil 4.28. Bant geçiren süzgeç bloğu frekans tepkisi grafiği

4.2.9. Ayarlı Yükselteç Devresi

Devrede kullanılan üçüncü yükselteç Şekil 4.29'deki ayarlı yükselteç olup işaretin genliğini Denklem 4.10'deki formüle göre yükseltebilmektedir. Devre ile EKG ve EOG ölçülürken bu yükseltme katı en düşük seviye yani 2 kat olarak ayarlanmıştır. Devrenin kazancı EEG ve EMG ölçülürken daha yüksek katlara ayarlanmaktadır.

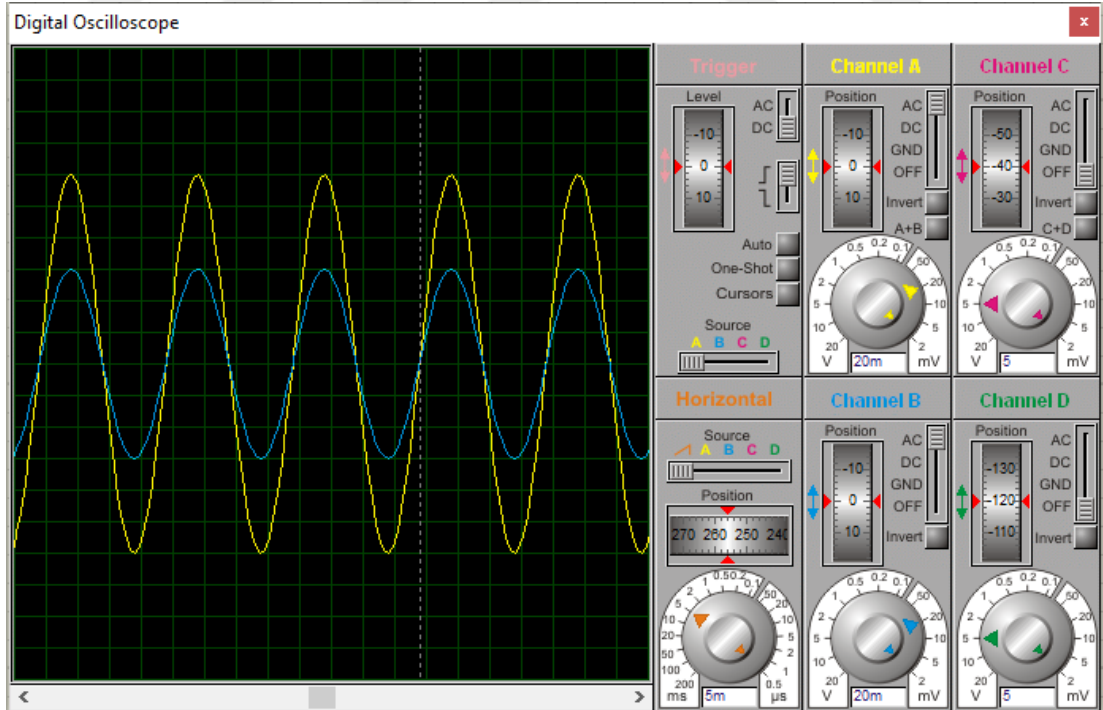
$$K = 1 + \frac{RV1 + R18}{R19} = 2$$

Denklem 4.10



Şekil 4.29. Ayarlı yükselteç proteus çizimi

Şekil 4.30' te sarı renkli dalga ayarlı yükselteç çıkışı, mavi renkli dalga ise bant geçiren süzgeç bloğundan gelen giriş işaretidir. Burada giriş işareti 2 kat yükseltilmiştir.



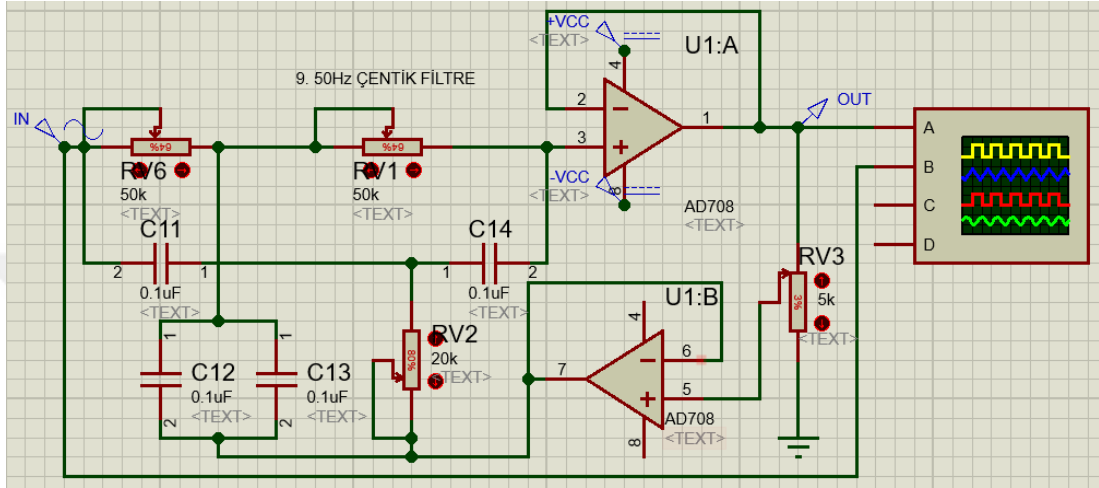
Şekil 4.30. Ayarlı yükselteç bloğu proteus osiloskop çıktısı

4.2.10. 50Hz Çentik Süzgeç Devresi

Şebeke gürültüsünün işaret üzerindeki etkisinin tamamen giderildiğinden emin

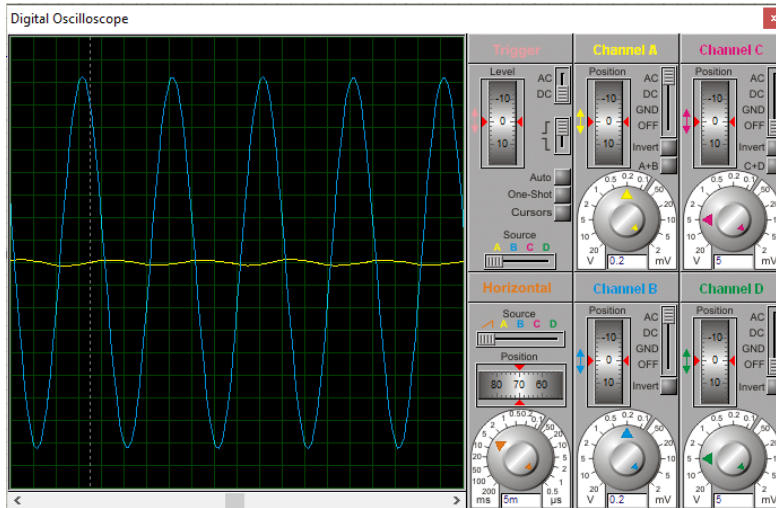
olmak için Şekil 4.31'deki çentik süzgeç kullanılmıştır. Devre üzerindeki ayarlı dirençler ile çentik süzgecinin frekansı 50Hz'lik işaretleri bastırarak şekilde ayarlanmıştır.

$$Fn = \frac{1}{4 * \pi * RV2 * C14} = 49.73 \cong 50Hz \quad \text{Denklem 4.11}$$



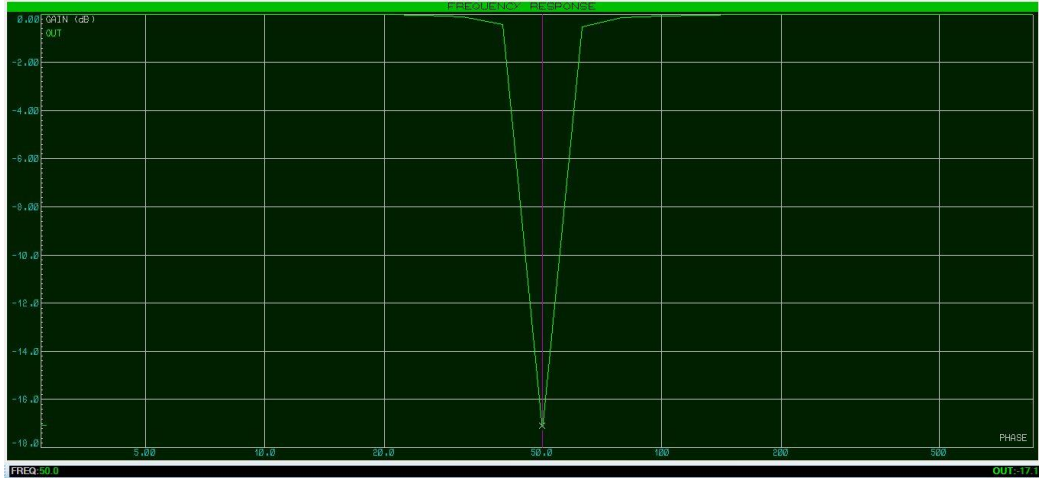
Şekil 4.31. 50Hz çentik süzgeç proteus çizimi

Şekil 4.32'da mavi renkli dalga 50Hz'lik giriş işaretini, sarı renkli dalga ise çıkış işaretini göstermektedir. Görüldüğü üzere 50Hz'lik işaret büyük oranda bastırılmıştır.



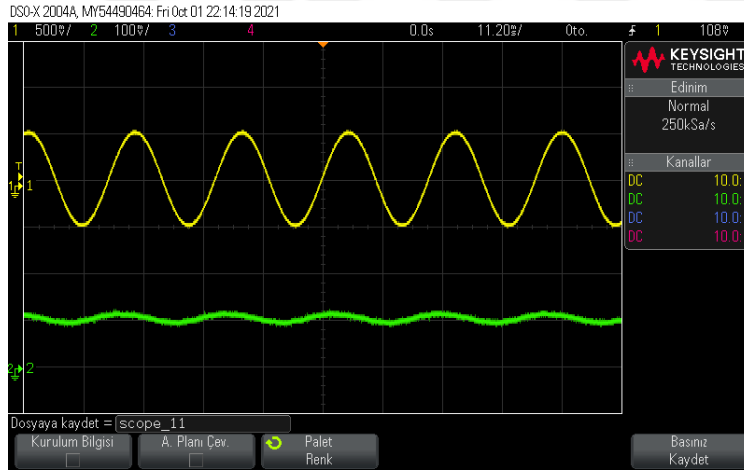
Şekil 4.32. 50Hz işaret girişine karşılık çentik süzgeç çıkışı

Şekil 4.33'da çentik süzgecinin frekans tepkisi gösterilmektedir.



Şekil 4.33. Çentik süzgecinin frekans tepkisi grafiği

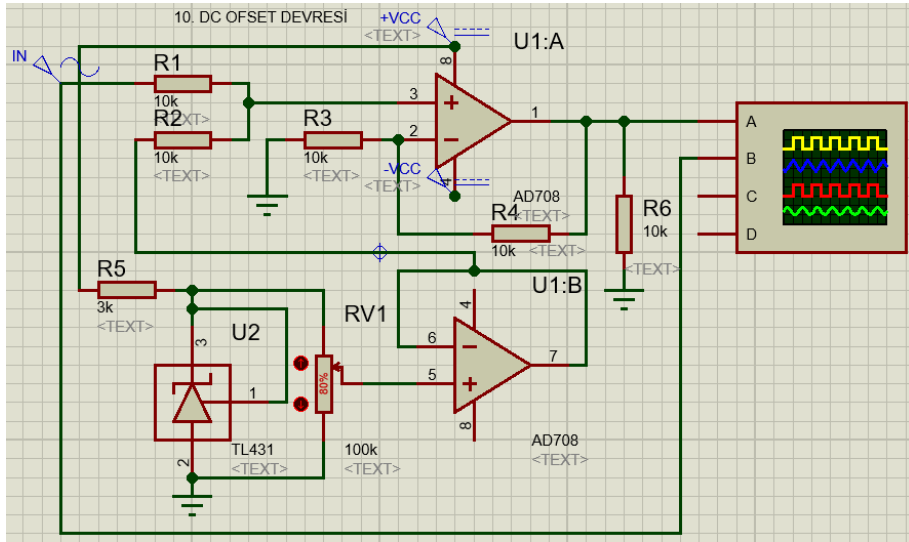
Aşağıdaki Şekil 4.34 gerçekleştirilen devre üzerinden osiloskop ile alınmıştır. Sarı renkli giriş işaretinin frekansı 50Hz’dir. Yeşil renkli dalga çıkış işaretidir. Buradan 50Hz çentik süzgecinin doğru bir şekilde çalıştığı görülmektedir.



Şekil 4.34. Gerçeklenen devrenin çentik süzgecinden alınan osiloskop çıktısı

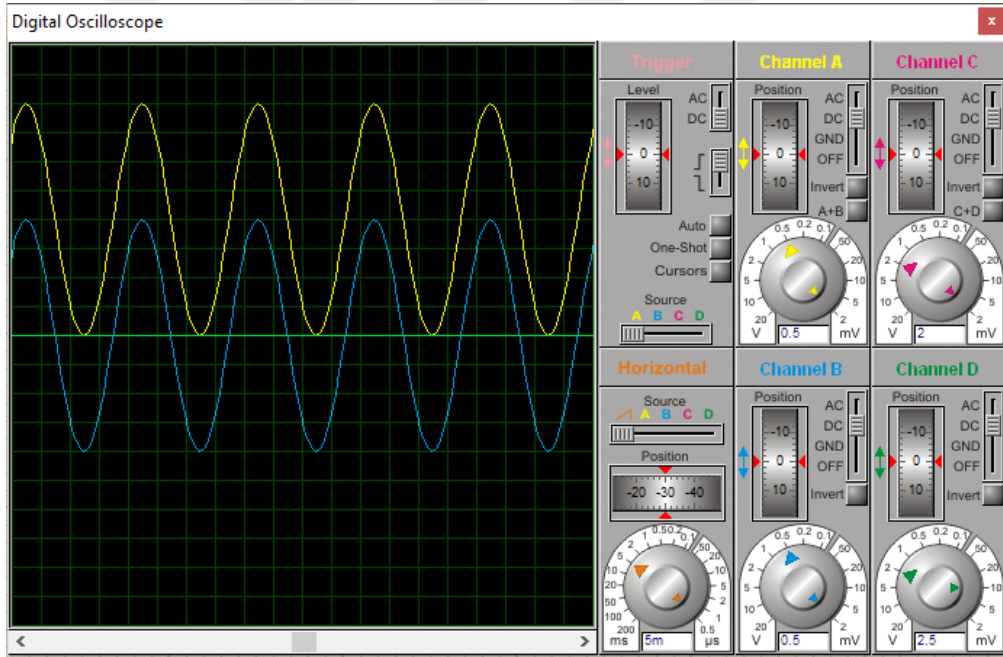
4.2.11. DC Ofset Devresi (Kenetleyici Devresi)

Analog işaretleri sayısal işaretlere çevirmeden önce veri kaybını önlemek için işaretin negatif eksenindeki değerlerinin pozitif eksene kaydırılması gerekir. Bunun sebebi analog verilerinin aktarılacağı analog-sayısal çevirici devrelerin (ADC) ancak pozitif değer aralığındaki verileri dönüştürebilir olmasıdır. Bu iş için Şekil 4.35’deki DC ofset(kenetleyici) devresi kullanılmıştır.



Şekil 4.35. DC ofset devresi proteus çizimi

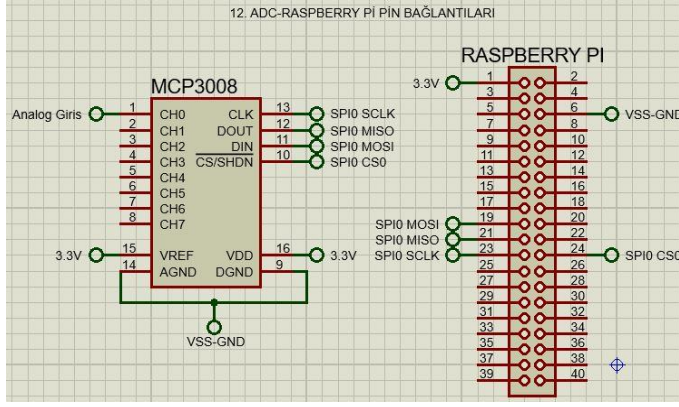
Şekil 4.36’ da görüldüğü gibi DC ofset devresi 50Hz çentik süzgeci bloğundan gelen mavi renkli işareti pozitif eksene taşıyarak sarı renkli işaret elde edilmiştir.



Şekil 4.36. DC ofset devresi bloğu proteus osiloskop çıkışı

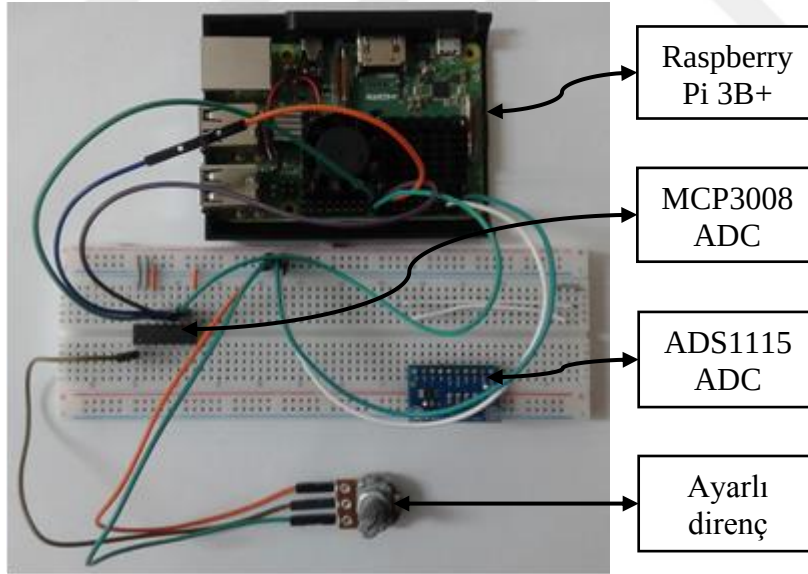
4.2.12. Çıkış İzolasyon Devresi

Pozitif eksene kaydırılan analog işaretler son aşamada ADC ye verilmeden önce Şekil 4.37’deki optokuplör(TLP521-2) izolasyon devresi kullanılarak devre son kez izole edilmiştir. Optokuplör aracılığıyla devrenin beslemesiyle işaret çıkışının beslemesi birbirinden ayrılmıştır. Bu sayede Raspberry Pi bilgisayarı şehir şebekesinden gelebilecek yüksek gerilimlerden korunur. Şebeke ile yükselteç bölümün yalıtılmasını sağlar. Elektrik çarpmasını engellemek ve şebeke



Şekil 4.39. MCP3008 ADC-raspberry pi pin bağlantısı proteus çizimi

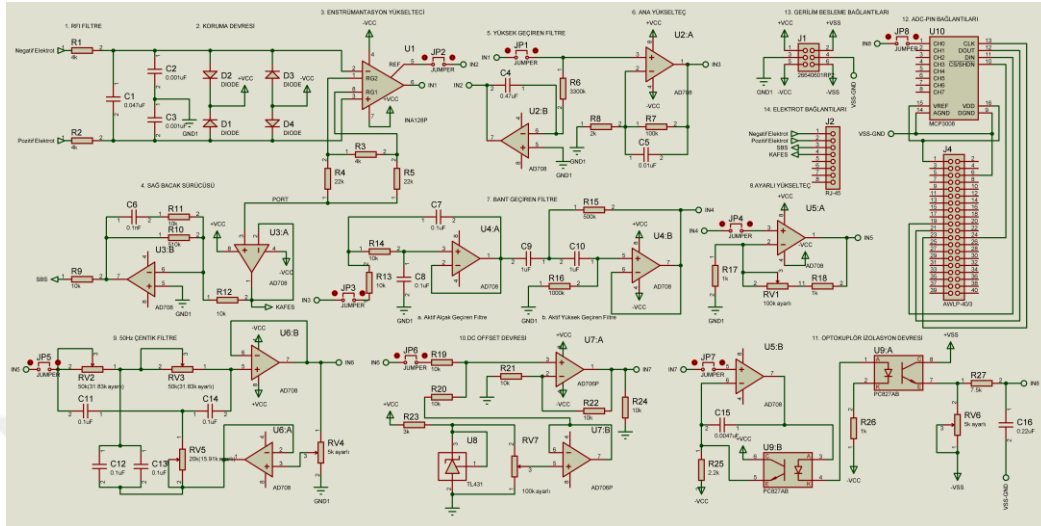
Ayarlı direnç ile oluşturulan analog işaret MCP3008 ile dönüştürülüp Raspberry Pi'ye aktarılmıştır. Şekil 4.40'deki düzen ile hem ADC-Raspberry Pi bağlantısı test edilmiş, hem de analog devreyi bağlamaya gerek duymadan arayüz yazılımları test edilmiştir. Ayrıca MCP3008 dışında ADS1115 adlı 16 bit, 4 kanal, 860sps hızında ADC'de test edilmiştir. Bu ADC MCP3008'den farklı olarak I2C veri yolunu kullanarak Raspberry Pi ile haberleşmektedir. Ancak MCP3008'in entegre şeklinde olması ve saniyede çok daha yüksek hızda veri iletebilmesi (100kps) nedeniyle PCB tasarımı için daha uygun olduğuna karar verilmiş.



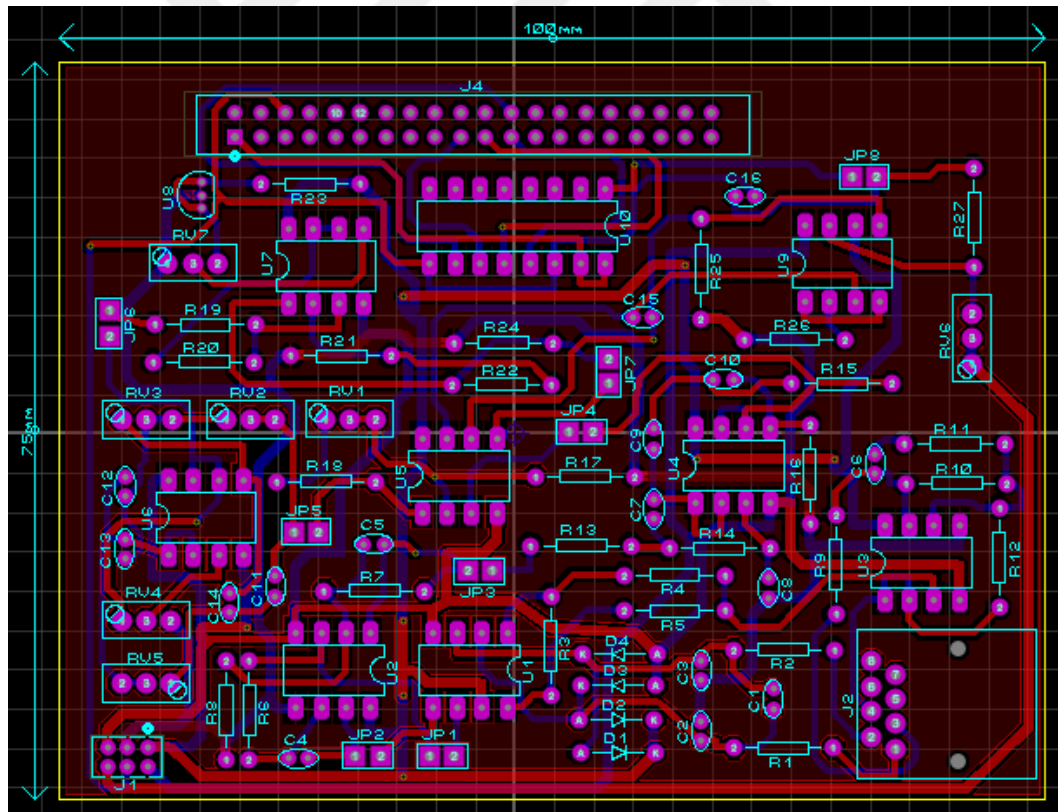
Şekil 4.40. ADC test devresi

Tüm devre bloklarının benzetimi yapıldıktan sonra bu bloklar bir araya getirilip Proteus'ta Şekil 4.41'deki devre şeması çizildi. Devre şemasında görüldüğü gibi her bir devre bloğu birbirinde 2 pinli jumper konektörleriyle ayrılmıştır. Bu sayede devre bloklarının birinde yaşanabilecek arıza devrenin bütününün çalışmasını

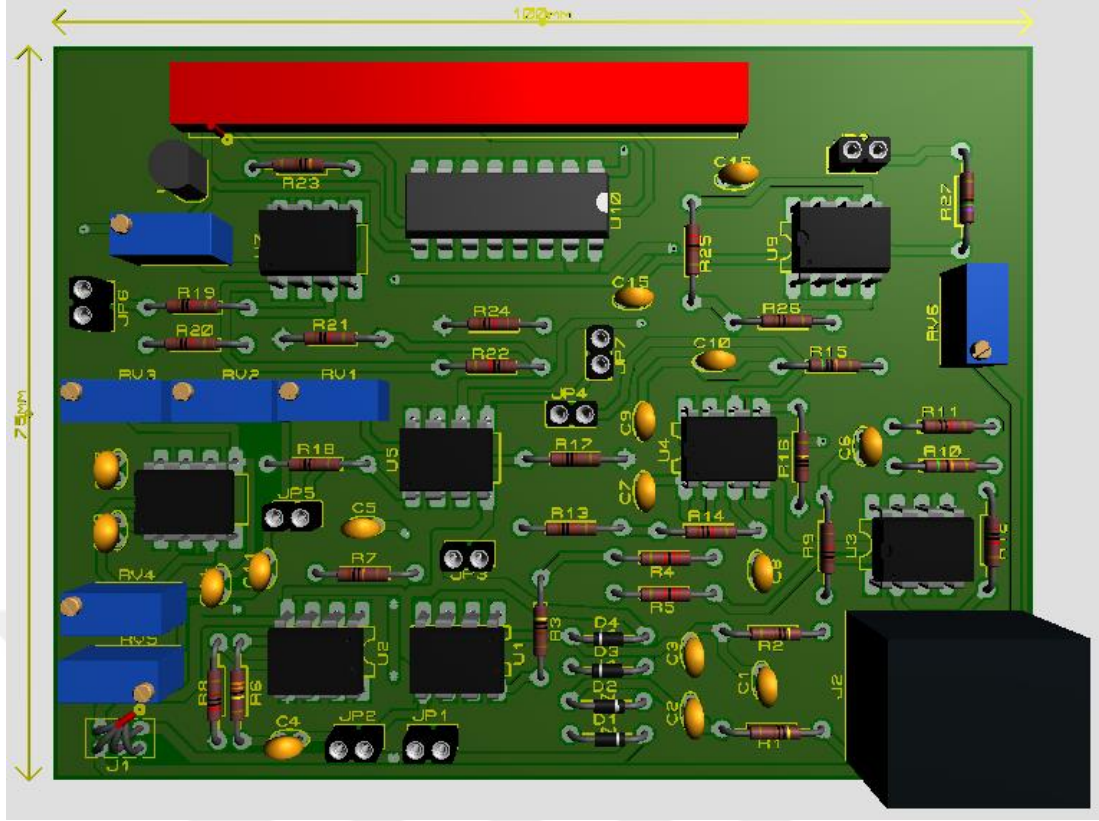
Oluşturulan devre şemasına göre Şekil 4.42'deki PCB tasarımı yapıldı. Tasarımı yapılan devrenin 3B görüntüsü Şekil 4.43'te verilmiştir.



Şekil 4.41. Proteus ISIS tüm devrenin şeması

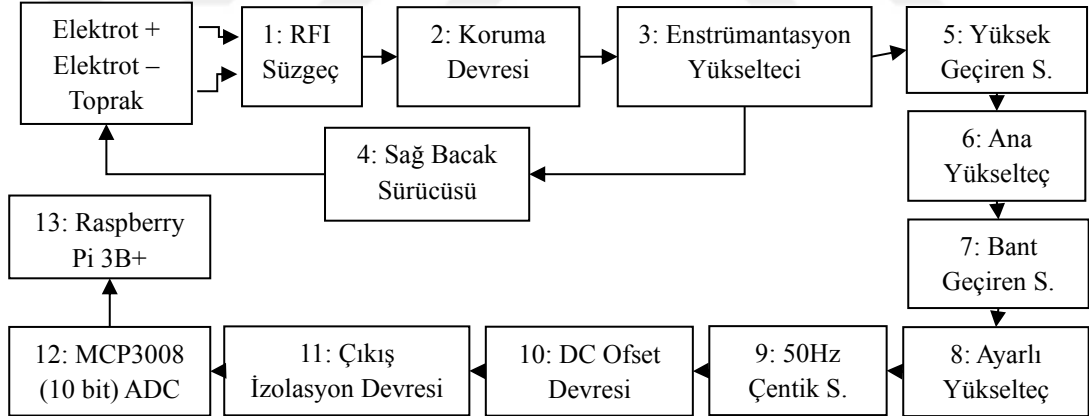


Şekil 4.42. Proteus ARES PCB çizimi



Şekil 4.43. Proteus PCB devresi 3D görüntüsü

Tasarlanan devrenin blok şeması Şekil 4.44’te görülmektedir.



Şekil 4.44. Tasarlanan devrenin blok şeması

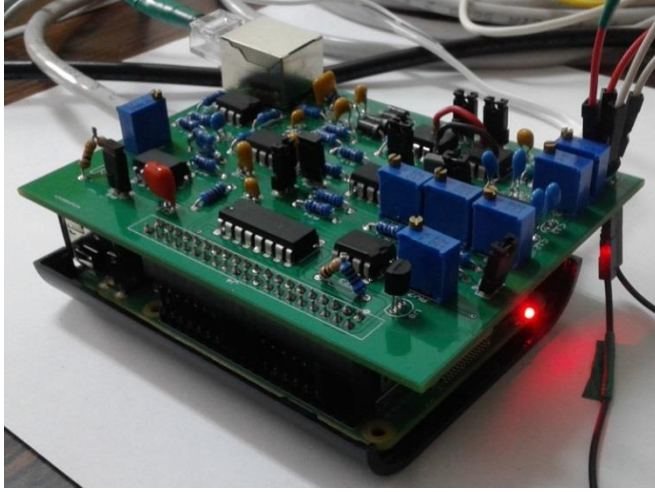
4.2.14. Gerçeklenen Devre

Proteus’ta devre şeması çizilen ve her bir bloğu benzetimi yapılan devrenin son olarak PCB tasarımı da yapılarak gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan analog cihazın devre elemanları ve maliyeti Tablo 4.1’de belirtilmiştir.

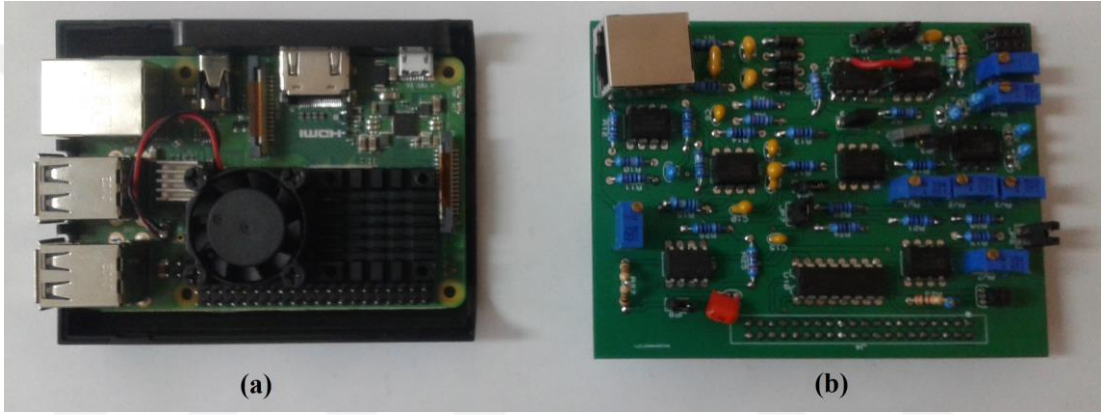
Tablo 4.1. Kullanılan materyaller ve fiyatları

Materyal	Sayı	Fiyat(TL)
Raspberry Pi 3B+	1	467,86
INA128P	1	40,65
AD708 DIP	6	167,1
TLP521-2	1	3,45
MCP3008	1	18,67
Dirençler	28	5,03
Kapasitörler	15	6,28
9V Pil	4	51,6
Elektrot	3	1,5
Trimpot	7	8,5
Diğer malzemeler(kablolar, PCB, pin bağlantıları vb.)	Gerektiğinde	34,25
Toplam tutar		804,89

Şekil 4.45 ve Şekil 4.46’da görüldüğü gibi gerçekleştirilen devre Raspberry Pi 3B+ modeline genişletme kartı olarak tasarlanmıştır. Genişletme kartı Raspberry Pi üzerindeki 3.3V, GND, GPIO10, GPIO9, GPIO11 ve GPIO8 pinlerini kullanmaktadır. Raspberry pi 400 ve Raspberry pi Pico haricindeki diğer tüm Raspberry Pi modellerinde bu pinler aynı noktalarda bulunduğu için oluşturulan genişletme kartı tüm Raspberry Pi 1, 2, 3 ve 4 modellerine uygundur. Devre üzerindeki ADC Raspberry Pi üzerinde 3.3V DC gerilim ile beslenmiştir. Bunun temel sebebi Raspberry Pi nin GPIO pinlerinin 3.3V ile çalışmasından kaynaklanmaktadır. ADC referans geriliminin 3.3V olması sayesinde devre üzerinden gelen analog gerilim 3.3V’u aştığında kesime gidecektir. Bu sayede yüksek gerilimli analog işaretleri Raspberry Pi pinlerine zarar veremeyecektir. Ayrıca devrenin 9V ile beslenmesi sayesinde şehir şebekesinden gelebilecek yüksek gerilimlere karşı hem analog devre hem de Raspberry Pi korunmuştur.



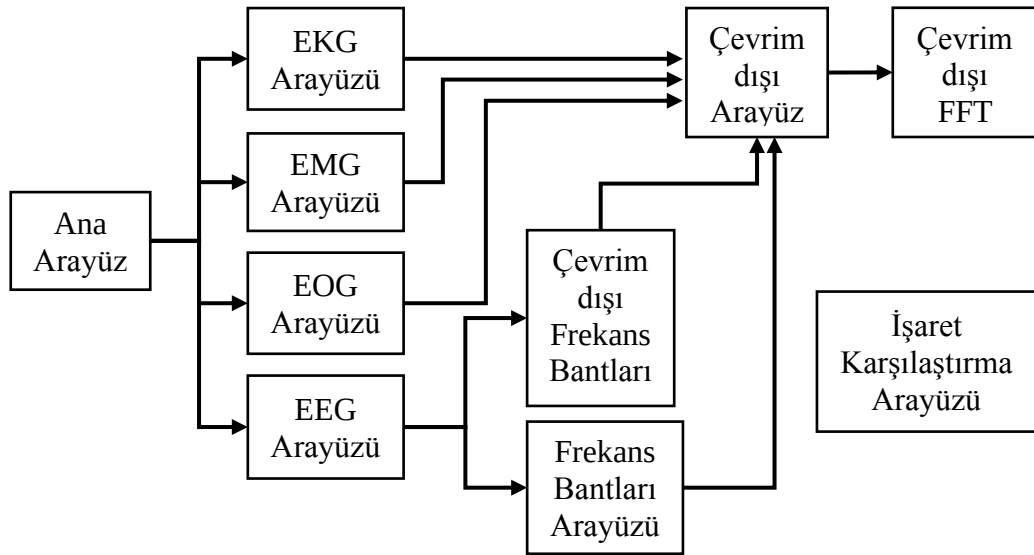
Şekil 4.45. Gerçeklenen modüler devre kartı ve Raspberry Pi 3B+



Şekil 4.46. a) Raspberry Pi 3B+ ve b) Gerçeklenen modüler devre kartı

4.3. Arayüz Yazılımı

Gerçeklenen devre kartından alınan işaretlerin görüntülenmesi, kaydedilmesi ve işlenmesi için Raspberry Pi üzerinde Python dilinde bir arayüzler oluşturuldu. Bu arayüzler birbirine bağlı birçok pencereden oluşmaktadır. Şekil 4.47’de arayüzlerin birbirleriyle olan bağlantısı görülmektedir.



Şekil 4.47. Oluşturulan arayüzlerin birbirleriyle olan bağlantıları

4.3.1. Ana Arayüz

İlk olarak Şekil 4.48’da görülen Ana Arayüz aracılığıyla biyolojik işaretleri gerçek zamanlı olarak çizdiren arayüz pencereleri açılmaktadır. Bu penceredeki ECG, EMG, EOG ve EEG butonları ile ilgili arayüzler açılabilir.

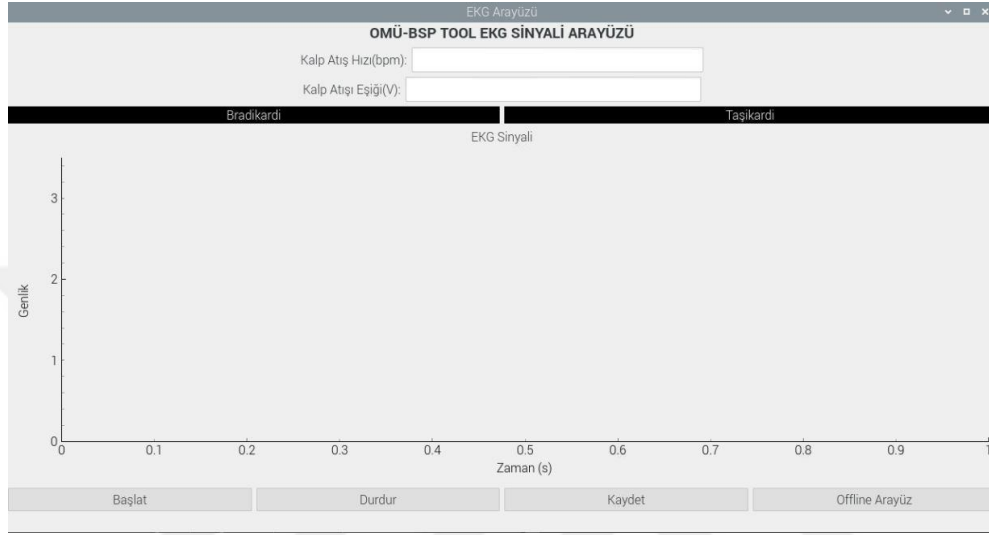


Şekil 4.48. Ana arayüz

4.3.2. EKG Arayüzü

Ana arayüzdeki EKG butonu ile Şekil 4.49’daki EKG Arayüzü açılmaktadır. Bu arayüzde Kalp Atışı Eşiğine yazılan genlik değerine göre dakikadaki kalp atışı sayısı belirlenmektedir. Dakikadaki kalp atışı sayısının 60’ın altında olduğu durumlarda Bradikardi lambası, 100’ün üstünde olduğu durumlarda is Taşikardi

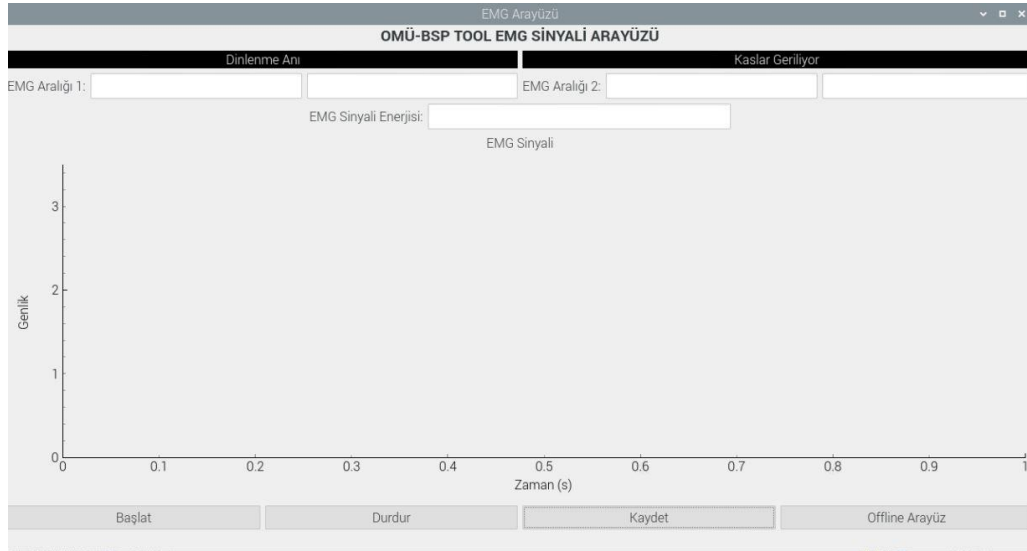
lambası yanmaktadır(Ganz & Friedman, 1995; Hernandez, Farwell, Cantor, & Lawler, 2009). Arayüzün altında bulunan Başlat butonu ile işaretler gerçek zamanlı olarak çizdirilmekte, Durdur butonu ile durdurulmakta, Kaydet butonu ile işaret verileri .txt, .csv, .mat vb dosya türleri olarak kaydedilebilmektedir. Ayrıca arayüzde kaydedilen işaret verileri Çevrim dışı Arayüz butonu ile açılan arayüzde tekrar çizdirilebilmekte ve süzgeçlenip kaydedilebilmektedir.



Şekil 4.49. Gerçek zamanlı EKG arayüzü

4.3.3. EMG Arayüzü

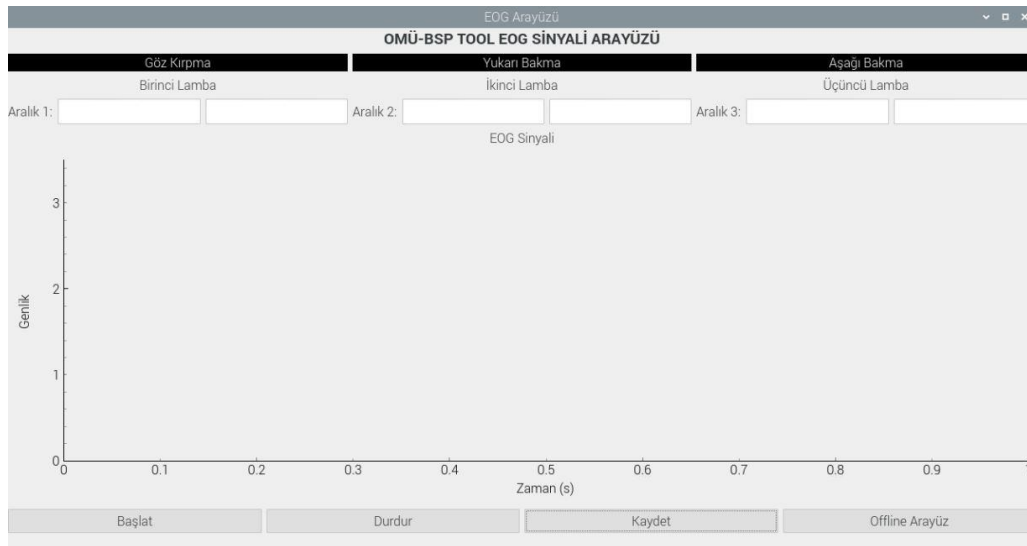
Şekil 4.50’de görülen EMG arayüzü EKG arayüzünde olduğu gibi Başlat, Durdur, Kaydet ve Çevrim dışı Arayüz butonlarına sahiptir. Arayüzde kol kaslarının gergin ya da dinlenme durumunda olduğu bilgisine arayüzdeki uyarı lambalarıyla ulaşılabilmektedir. İşaret genliklerinin belirlenen bir değeri aşması, yani eşikleme yapılarak bu çıkarım yapılmaktadır. Ayrıca bu arayüzde EMG işaretinin enerjisi hesaplanmaktadır.



Şekil 4.50. Gerçek zamanlı EMG arayüzü

4.3.4. EOG Arayüzü

Şekil 4.51’deki EOG arayüzü EKG ve EMG arayüzlerinde olduğu gibi Başlat, Durdur, Kaydet ve Çevrim dışı Arayüz butonlarına sahiptir. EMG arayüzünden farklı olarak burada 3 farklı göz hareketi sınıflandırılabilir. Ancak EMG arayüzündeki aynı mantıkla yani işaretin genlik aralıklarına bakılarak sınıflandırma yapılmaktadır. Göz kırpma, yukarı bakma ve aşağı bakma sonucu oluşan EOG işaretlerinin belirlenen genlik aralığına denk gelmesi ile ilgili lambalar yanarak sınıflandırma gerçekleşmektedir.

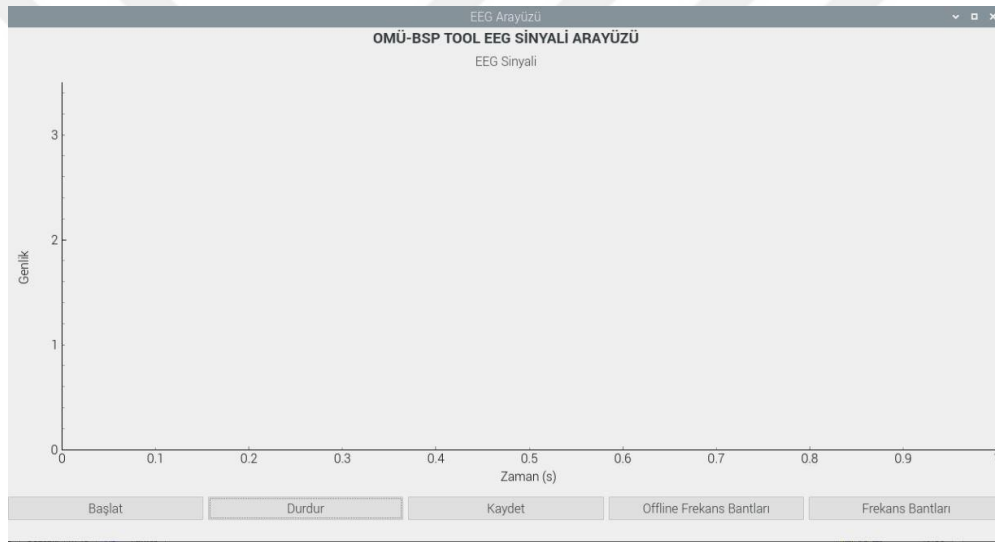


Şekil 4.51. Gerçek zamanlı EOG arayüzü

4.3.5. EEG Arayüzü

EKG, EMG ve EOG arayüzlerinden farklı olarak Şekil 4.52’teki EEG

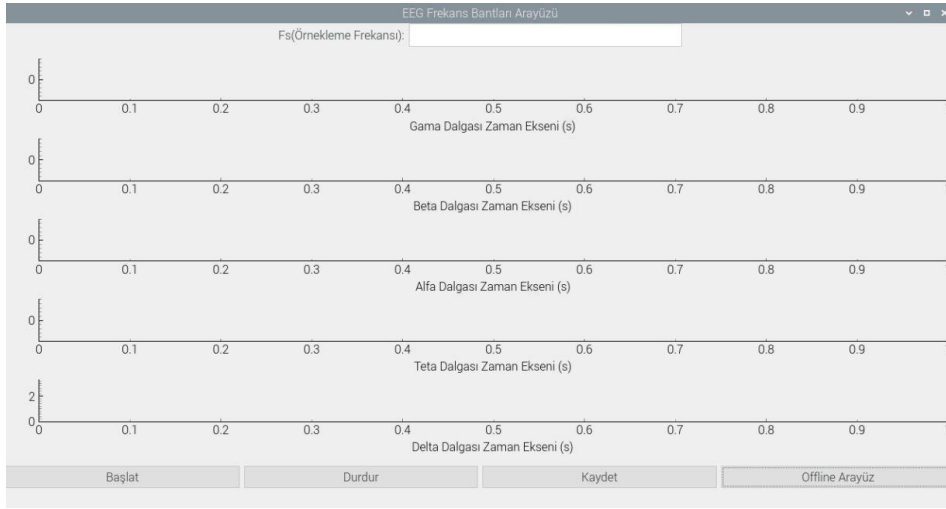
arayüzünde sınıflandırma yapılmamaktadır. Bu arayüzde ham EEG verileri çizdirilmektedir. Ancak EEG verilerinin daha iyi analiz edilebilmesi için frekans bantlarına ayrılması gerekmektedir. Bunun için arayüzün altındaki Frekans Bantları butonu ile açılan arayüz kullanılmaktadır. Ayrıca bu arayüz üzerinde kaydedilen işaretler Çevrim dışı Frekans Bantları butonu ile açılan arayüzde de incelenebilmektedir. Gerçeklenen devre ile alınan biyolojik işaretler bulunan çevreye ve elektrotların iyi temas etmemesi gibi durumlara göre gürültülü olabilmektedir. Özellikle 0-1Hz aralığında oluşan çevresel gürültüler elde edilen işaretlerin kalitesini büyük oranda düşürebilmektedir. Bu çevresel gürültüleri görebilmek amacı ile EEG işaretleri frekans bantlarına ayrılmadan önce bu arayüz aracılığıyla kontrol edilmektedir.



Şekil 4.52. Gerçek zamanlı EEG arayüzü

4.3.6. EEG Frekans Bantları Arayüzü

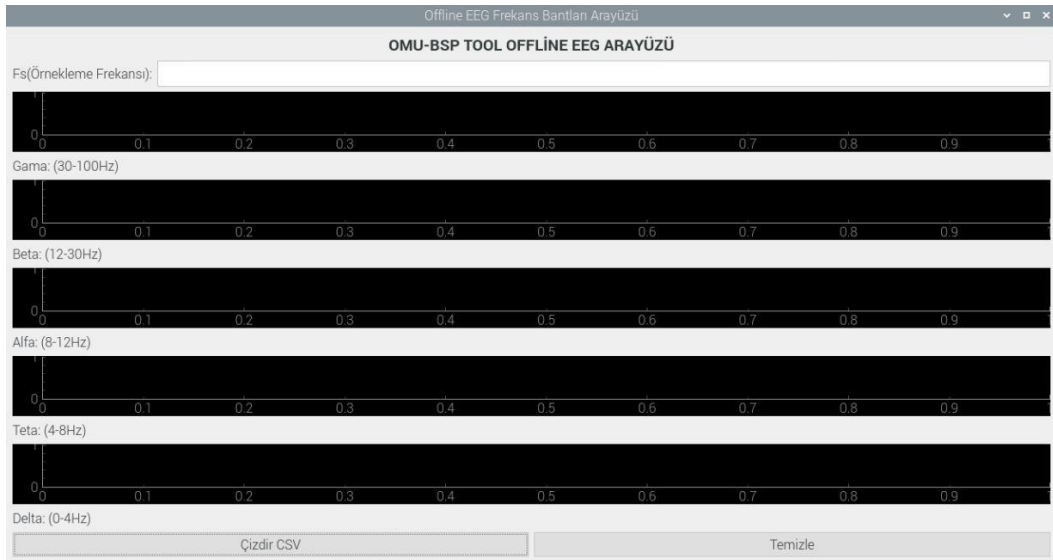
EEG arayüzü üzerinden açılan Şekil 4.53'teki arayüz sayesinde EEG işaretleri frekans bantlarına ayrılabilir. Raspberry Pi'nin arka planda yaptığı işlemlere ve sıcaklığına bağlı olarak elde edilen işaretlerin örnekleme frekansı düşürebilmektedir. Bundan dolayı bu arayüzden F_s örnekleme frekansı manuel olarak girilebilmekte ve bu şekilde EEG işaretleri frekans bantlarına ayrılabilir. Ayrıca bu arayüzde Başlat, Durdur, Kaydet ve Çevrim dışı Arayüz butonları bulunmaktadır.



Şekil 4.53. Gerçek zamanlı EEG frekans bantları arayüzü

4.3.7. Çevrim dışı EEG Frekans Bantları Arayüzü

EEG Arayüzü üzerinde kaydedilen ve bunun haricinde oluşturulan devrenin osiloskopa bağlanmasıyla osiloskop üzerinden kaydedilen .csv formatındaki verileri Şekil 4.54’teki arayüzde tekrar çizdirmek mümkündür. Bu arayüz yapı olarak gerçek zamanlı EEG frekans bantları arayüzüne benzemektedir. Burada da Fs örnekleme frekansı dışarıdan girilmektedir. Çizdir CSV butonu ile veriler seçilip çizdirilmekte, Temizle butonu ile çizdirilen işaret silinmektedir.

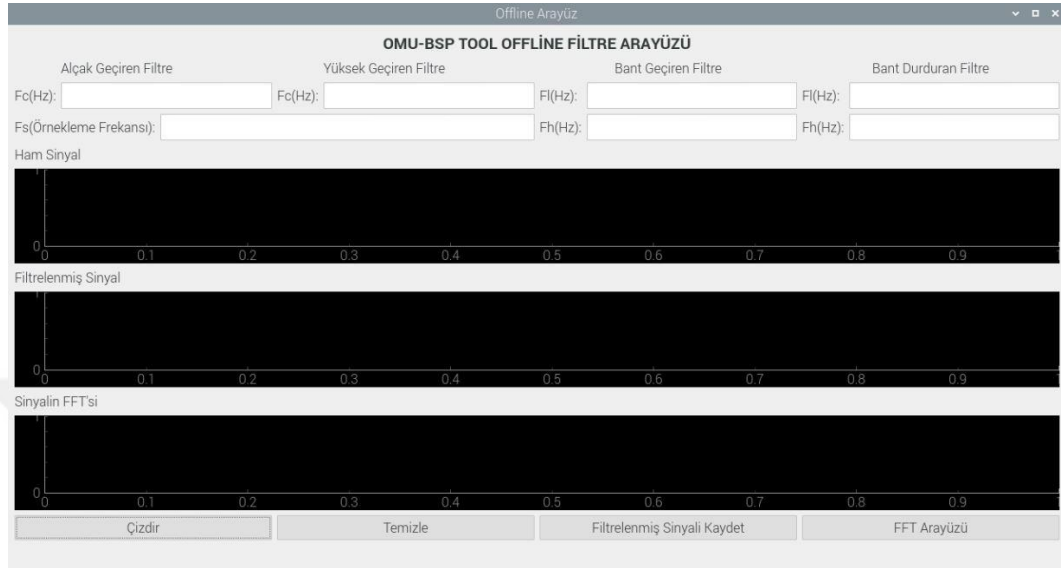


Şekil 4.54. Çevrim dışı EEG frekans bantları arayüzü

4.3.8. Çevrim dışı Arayüz

Gerçek zamanlı arayüzler üzerinden kaydedilen işaret verilerinin sonradan işlenip görüntülenebilmesi için Şekil 4.55’deki Çevrim dışı Arayüz oluşturulmuştur. Bu arayüz ile işaret verilerine yüksek geçiren, alçak geçiren, bant geçiren ve bant

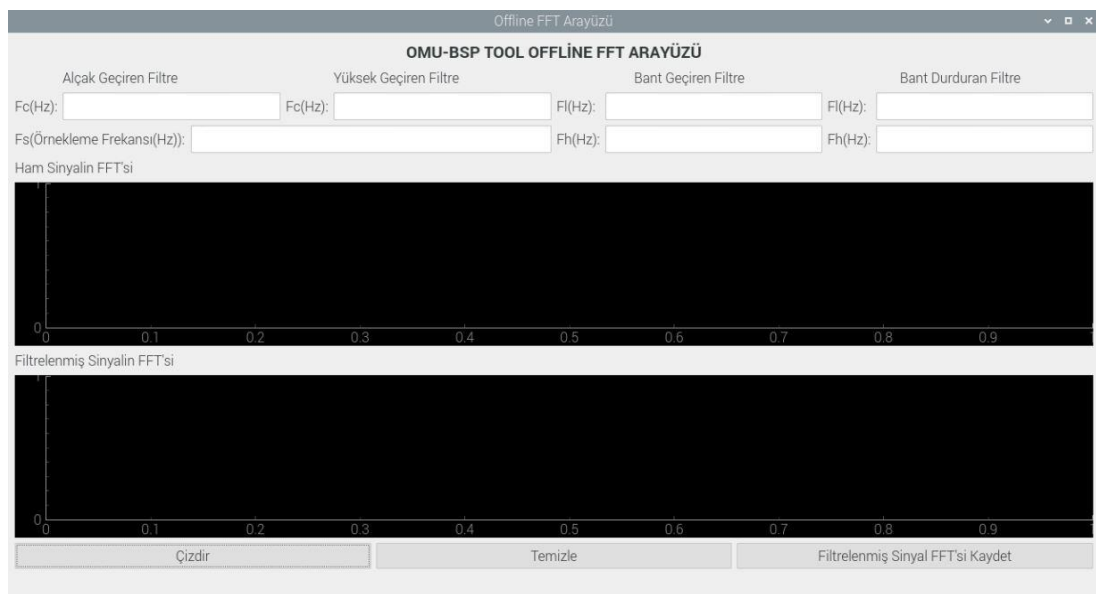
durduran süzgeçleri uygulanabilmekte ve süzgeçlenmiş işaret verileri tekrardan kaydedilebilmektedir. Bu süzgeçleme işlemleri için 2. dereceden Butterworth süzgeci kullanılmıştır. Ayrıca seçilen işaretlerin FFT dönüşümü alınıp çizdirilebilmekte bu sayede işaretlerin anlamlı olduğu frekans aralığı belirlenebilmektedir.



Şekil 4.55. Çevrim dışı arayüz

4.3.9. Çevrim Dışı FFT Arayüzü

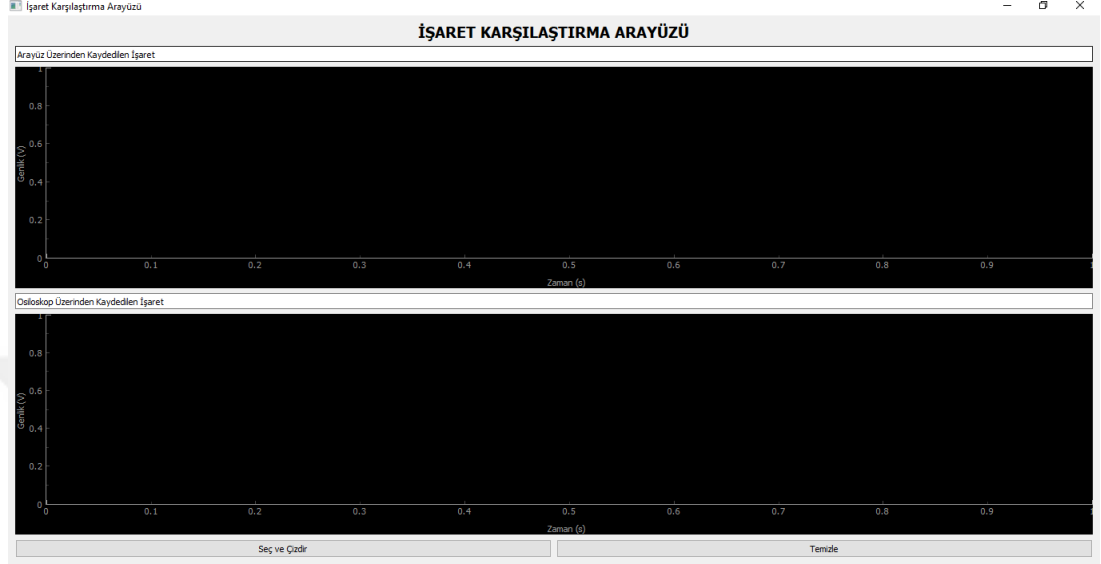
Çevrim dışı arayüzün altında bulunan FFT arayüzü butonu ile ham işaretin ve süzgeçlenmiş işaretin FFT'lerinin karşılaştırılabildiği Şekil 4.56'deki arayüz açılmaktadır. Çevrim dışı arayüzdeki gibi bu arayüzde de işaret süzgeçlenebilmekte ve süzgeçlenmiş işaret verileri kaydedilebilmektedir.



Şekil 4.56. Çevrim dışı FFT arayüzü

4.3.10. İşaret Karşılaştırma Arayüzü

Şekil 4.57’de verilen arayüz ile iki farklı işaret verisi alt alta çizdirilip karşılaştırılabilmektedir. Çoğunlukla aynı anda hem osiloskop hem de arayüzden kaydedilen işaret verilerini karşılaştırmak için kullanılmaktadır.



Şekil 4.57. İşaret karşılaştırma arayüzü

4.3.11. Yüksek Hızlı Arayüz

Bu arayüz biyolojik işaret verisinin sadece anlık değerini ve geçen süreyi gösteren bir arayüzdür. Alınan işareti çizdirmediği için diğer gerçek zamanlı arayüzlerden daha hızlı çalışır. Bu sayede örnekleme frekansı daha yüksek olan verileri kaydedebilir. Yaklaşık olarak 1400Hz örnekleme hızında veri alabilmektedir.



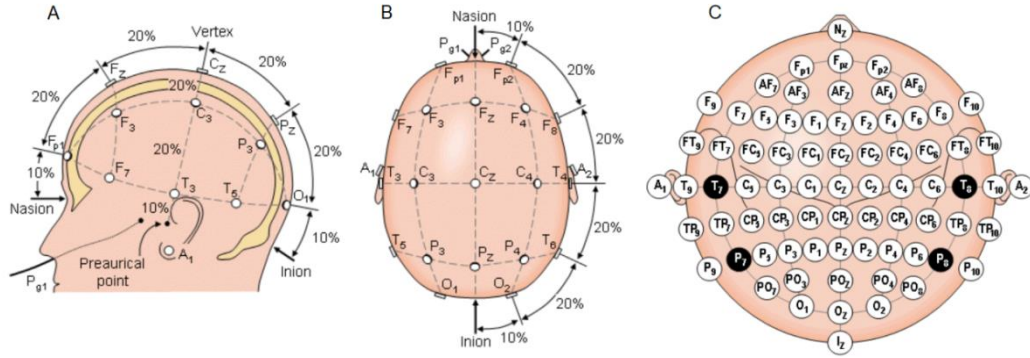
Şekil 4.58. Gerçek zamanlı yüksek hızlı arayüz

4.4. Biyoelektrik İşaretlerin Alınması

4.4.1. EEG İşaretlerinin Alınması

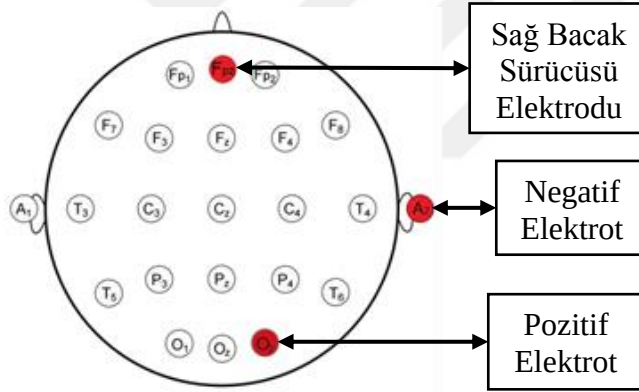
Bu çalışmada EEG işaretlerinden dinlenme anında oluşan alfa dalgasının ölçülmesi yapılmıştır. Bunun için elektrotlar Şekil 4.59’da verilen 10-20 elektrot

yerleşimi sistemindeki O2, A2 ve Fpz noktalarına yerleştirilmiştir. Bunun sebebi alfa dalgalarının oksipital bölgede merkezlenmesidir. Bu durumda alfa dalgalarını ölçmek için en uygun bölgeler O1, Oz ve O2 noktalarıdır. Bu noktalardaki “O” harfi Oksipital kelimesini ifade etmektedir.



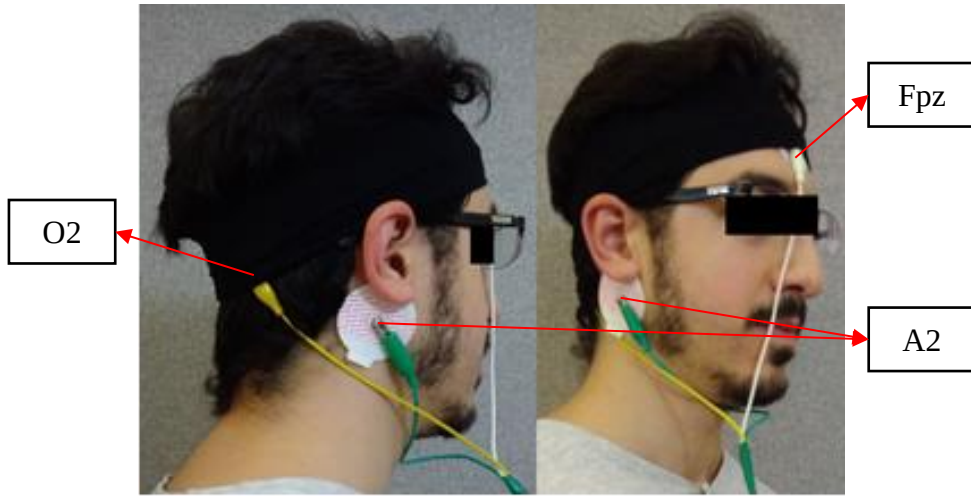
Şekil 4.59. Uluslararası 10-20 EEG elektrot yerleşim Sistemi(Malmivuo & Plonsey, 1995)

Şekil 4.60’da pozitif elektrot O2 noktasına, negatif elektrot A2 noktasına ve sağ bacak sürücüsü elektrodu ise FPZ noktasına bağlanmıştır.



Şekil 4.60. EEG elektrot yerleri

Şekil 4.61’de bu tezde EEG işaretleri için ölçüm alınan noktalar belirtilmiştir. Pozitif ucu belirten sarı kablo O2 noktasına, negatif ucu belirten yeşil kablo A2 noktasına, sağ bacak sürücüsünü belirten beyaz kablo ise Fpz noktasına bağlanmıştır. O2 bölgesinde saçların yoğunluğunda dolayı kuru elektrot kullanılmıştır. Bu elektrodu sabitlemek için saç bandı kullanılmıştır.



Şekil 4.61. 10-20 Elektrot yerleşimine göre O2, A2 ve Fpz noktaları

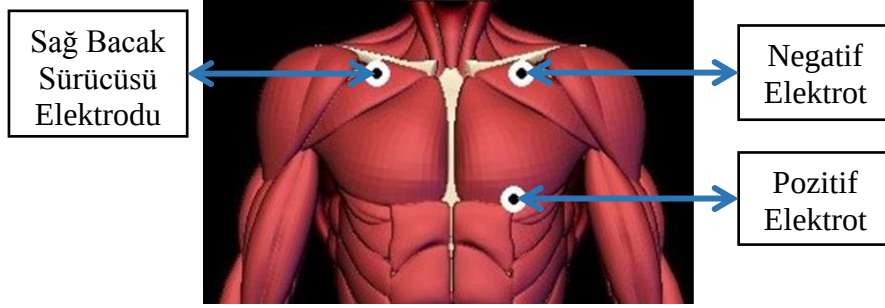
Diğer biyolojik işaretlerden farklı olarak EEG işaretinde O2 noktası için Şekil 3.65'deki kuru elektrotlar kullanılmıştır. O2 noktasının saçlarla kaplı olması sebebiyle bu elektrotlar kullanılmıştır. Bunun dışında EEG işaretinin genlik değeri yaklaşık olarak 10-100uV aralığında olduğu için EKG, EMG ve EOG alımı yapılırken kullanılan 1376 katlık kazanç katından daha yüksek bir kazanç katı kullanılmıştır (Malmivuo & Plonsey, 1995). Bunun için Ayarlı Yükselteç Bloğuna bağlı olan ayarlı dirençle kazanç katı arttırılmıştır. Yaklaşık olarak 13760 kat yükseltme yapılarak EEG verileri alınmıştır.



Şekil 3.65. Gümüş kuru elektrotlar

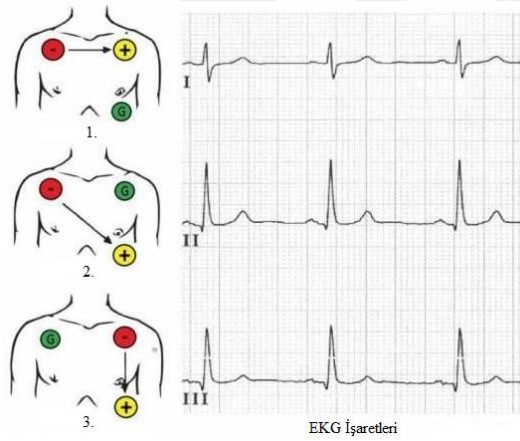
4.4.2. EKG İşaretlerinin Alınması

Gerçeklenen devre ile EKG işaretlerinin alınması için elektrotlar Şekil 4.63'deki gibi bağlanmıştır. Tek kullanımlık Ag/AgCl elektrotları tercih edilmiştir. Bu elektrotların tercih edilmesinin sebebi literatürde yaygın olarak kullanılması, ucuz olması ve iyi temas sağlamasıdır (Pan et al., 2014; TÜRKER & GÜLER, 2014).



Şekil 4.63. EKG elektrot yerleri

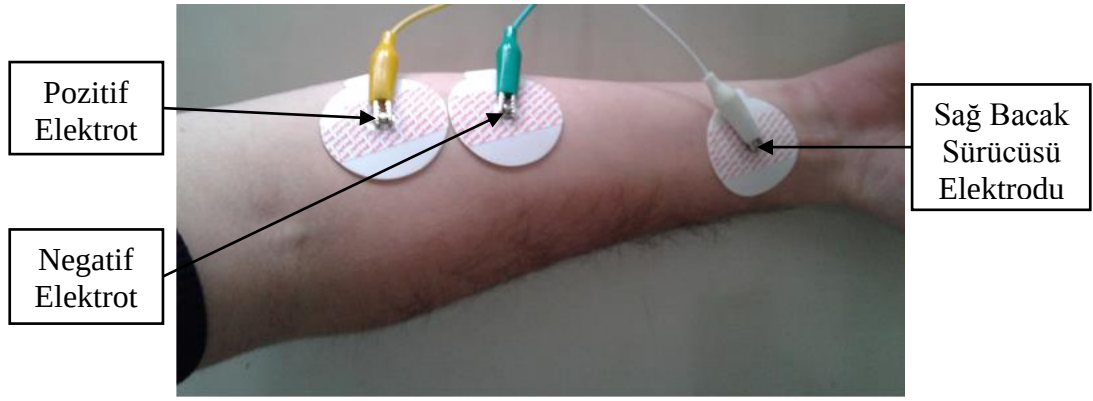
Tek kanallı ölçüm devrelerinde Şekil 4.64'deki 3 yöntem ile EKG işaretleri alınmaktadır. Bu yöntemlerden üçüncüsü tercih edilmiştir. Bunun sebebi 1. yönteme kıyasla daha yüksek genlikli işaret vermesi ancak 2. yöntemle göre daha düşük genlikli olmasıdır. Raspberry Pi GPIO pinlerine verilebilecek en yüksek voltaj değerinin 3.3V olduğu göz önüne alındığında 3. yöntem ile elde edilen EKG işaretinin genliği en uygun olanıdır. Ayrıca EKG ölçümü için gerçekleştirilen devre üzerinden 1376 katlık kazanç katı uygulanmıştır.



Şekil 4.64. Tek kanal ile EKG alım yöntemleri

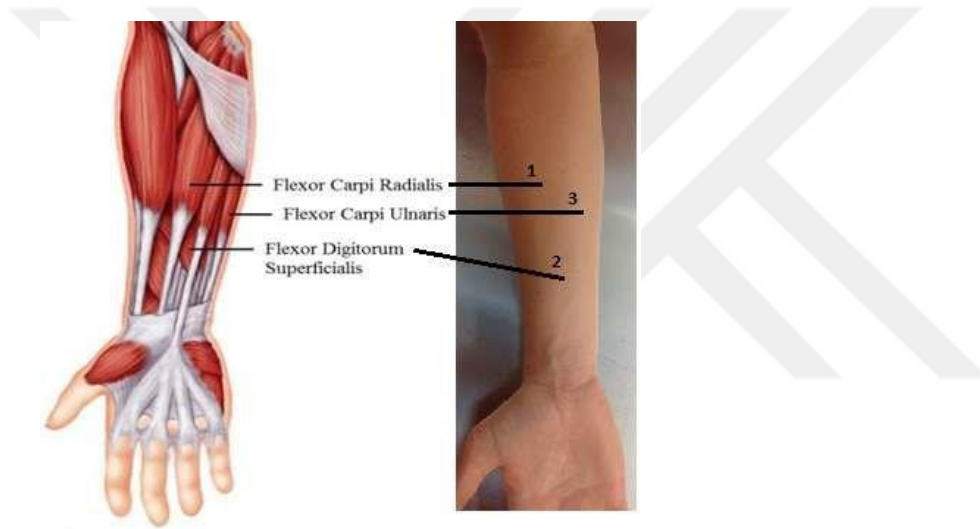
4.4.3. EMG İşaretlerinin Alınması

EMG işaretlerini almak için elektrotlar Şekil 4.65'teki gibi ön kola bağlanmıştır. Bu noktalara bağlanan elektrotlar sayesinde kasların gerildiği ve dinlenme anındaki EMG işaretleri alınmıştır. Ayrıca EMG ölçümü için gerçekleştirilen devre üzerinden 1376 katlık kazanç katı uygulanmıştır.



Şekil 4.65. EMG elektrot yerleri

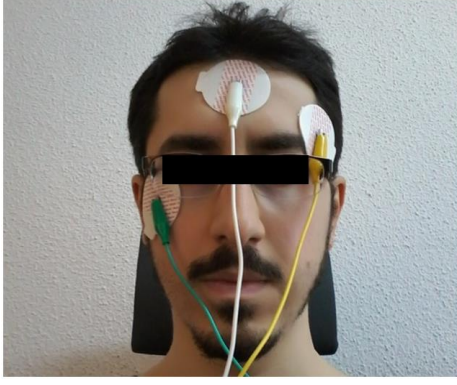
Şekil 4.66’da görülen kol kaslarından Flexor Carpi Ulnaris üzerinden EMG ölçümleri alınmıştır.



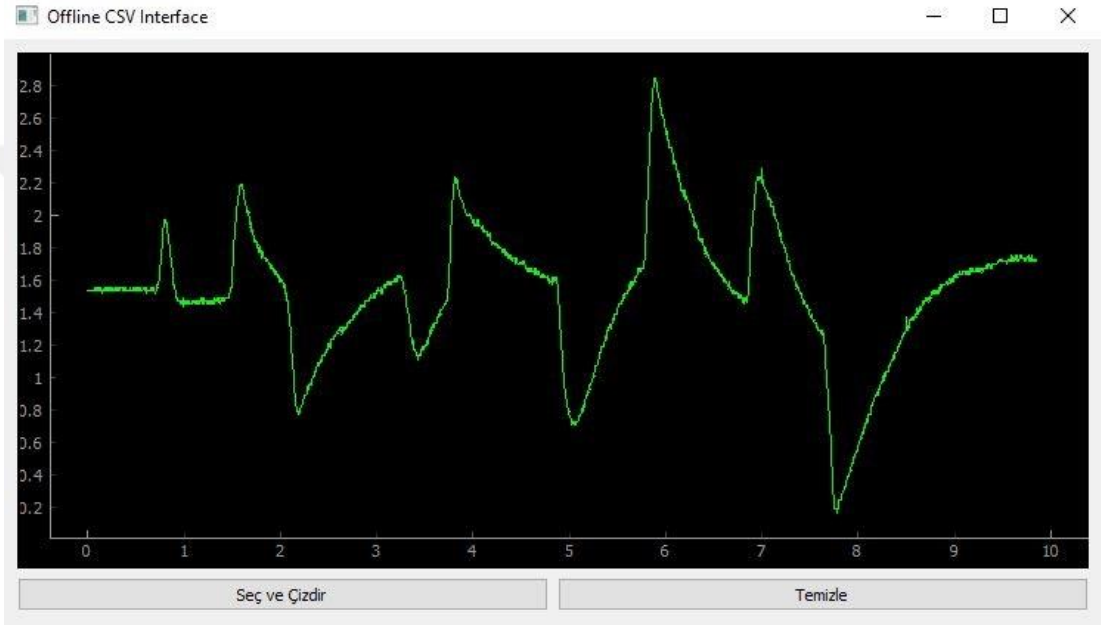
Şekil 4.66. Kol kaslarının Latince isimleri(Roell, Sikula, & Desai, 2015)

4.4.4. EOG İşaretlerinin Alınması

Literatürde yapılan çoğu çalışmada dikey ve yatay eksenindeki EOG verilerini alabilmek için çift kanallı devreler kullanılmıştır(Heo et al., 2017; Wu et al., 2013; Yathunanthan et al., 2008). Bu kanallardan biri dikey eksenindeki verileri alırken diğer bir kanal ise yatay eksenindeki EOG verilerini almaktadır. Bu şekilde EOG verilerinin alınması dikey ve yatay düzlemdeki işaretlerin sınıflandırılmasını kolaylaştırmaktadır. Ancak bu verilerin sadece gözlenmesi için çift kanallı devrelerin kullanılması şart değildir. Oluşturduğumuz tek kanallı devre ile Şekil 4.67’teki gibi yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla dikey ve yatay düzlemdeki EOG işaretleri Şekil 4.68’teki gibi alınmıştır.



Şekil 4.67. EOG elektrot yerleri



Şekil 4.68. Devreden üzerinden alınan dikey ve yatay EOG işaretleri(sol baştan sırasıyla: göz kırpmaya, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma)

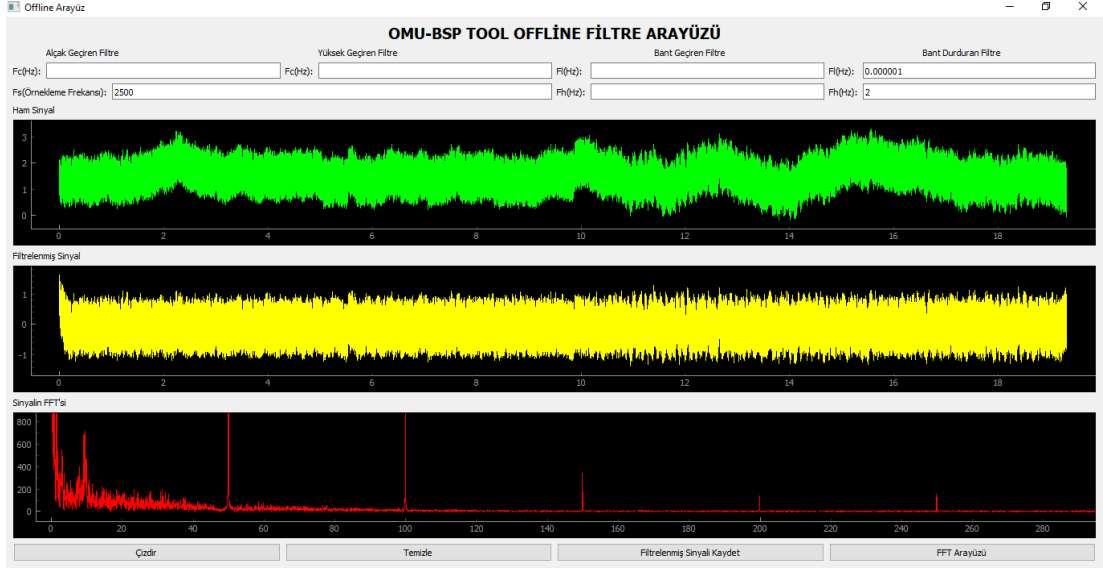
Literatürde çift kanallı bir devre ile alınan Şekil 6.11'deki EOG işaretleri ile bu devreyle alınan işaretler karşılaştırıldığında iki şekildeki EOG işaretlerinin benzer olduğu görülmüştür. Ayrıca EOG ölçümü için gerçekleştirilen devre üzerinden 1376 katlık kazanç katı uygulanmıştır.

5. BULGULAR

Gerçeklenen devre ile hem osiloskop üzerinden hem de Raspberry Pi’de oluşturulan arayüz üzerinden işaret verileri alınmıştır. Bu iki cihaz üzerinden alınan veriler karşılaştırıldığında oluşturulan arayüzün osiloskoptaki kadar kaliteli ölçüm yaptığı gözlenmiştir. Aralarındaki tek fark osiloskoptan daha yüksek örnekleme hızında veri alınabilmesi (2500sps) ve osiloskopun sabit örnekleme hızında veri verebilmesidir. Raspberry Pi’nin aynı anda birçok işlemi beraber yapan bir bilgisayar özelliğinde olması sebebiyle anlık olarak yaptığı işlemlere ve işlemcisinin sıcaklığına göre alınan verilerin örnekleme hızı değişebilmektedir. Bu değişim EMG, EKG ve EOG işaretlerini gözlemlemek ve işlemek için herhangi bir sorun oluşturmamaktadır. Ancak EEG gibi dar frekans aralıklarında(8-12Hz Alfa dalgaları) anlamlı olan işaretler için bu durum zorluk oluşturmaktadır. Bunun için EEG verileri daha çok osiloskop üzerinden alınmıştır. Osiloskop üzerinden alınan ham EEG verileri Raspberry Pi’ye aktarılarak süzgeçleme ve dalga bantlarına ayırma gibi işlemler Çevrim dışı Arayüzler üzerinden yapılmıştır.

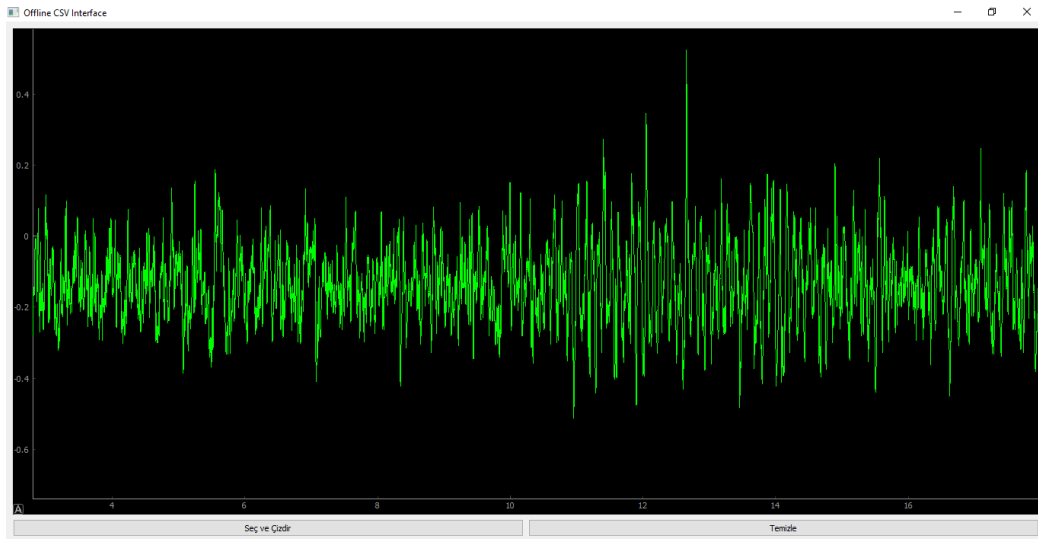
5.1. Elde Edilen EEG Verileri

EEG verileri hem arayüz üzerinden hem de osiloskop üzerinden alınmıştır. Ancak arayüzden alınan verilerin örnekleme frekansı sabit olmadığı ve gözlenmesi amaçlanan Alfa dalgalarının frekans aralığı çok küçük olduğu için (8-12Hz) osiloskoptan alınan veriler kullanılmıştır. Şekil 5.1’ de sırasıyla yukarıdan aşağı doğru ham EEG işareti, taban hattı kayması süzgeçlenmiş EEG işareti ve ham EEG işaretinin FFT dönüşümü görülmektedir. FFT dönüşümünden görüleceği üzere EEG işareti üzerinde 50Hz şebeke frekansının ve katlarının gürültüsü görülmektedir.



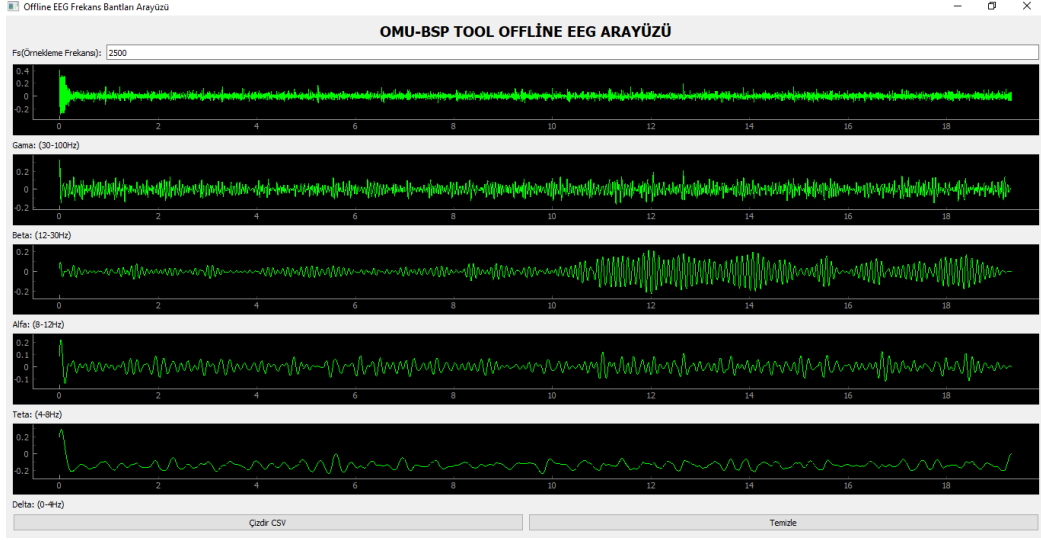
Şekil 5.1. Yukarıdan aşağıya sırasıyla ham EEG işareti, filtelenmiş EEG işareti ve ham EEG işaretinin FFT dönüşümü

Bu şebeke gürültülerini süzgeçlemek için bant durduran süzgeç kullanılmıştır. Sonuç olarak süzgeçlenen EEG işareti Şekil 5.2’de görülmektedir. Henüz dalga bantlarına ayrılmasına rağmen işaret üzerinde 10. saniyeden sonra dalga boyunda artış gözlemlenebilmektedir. Bunun sebebi ilk 10 saniyede gözlerin açık, sonraki 10 saniyede gözlerin kapalı olmasıdır. Bu şekilde 8-12Hz aralığındaki Alfa dalgalarındaki genlik artışı Şekil 5.2’deki bantlarına ayrılmamış EEG işareti yansıdığıdır.



Şekil 5.2. Süzgeçlenmiş EEG işareti

Şekil 5.3’teki dalga bantlarına ayrılmış EEG işaretlerinden 3. sıradaki Alfa dalgasında gözlerin kapatıldığı 10. saniyeden sonraki genlik artışı çok daha net bir şekilde gözlemlenebilmektedir.

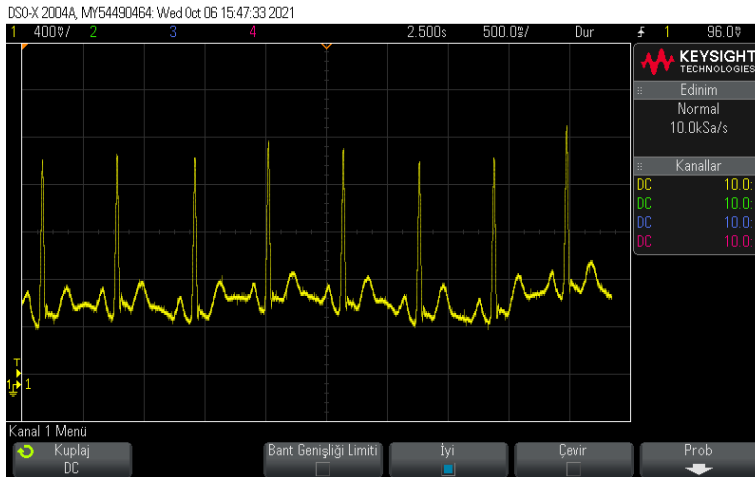


Şekil 5.3. Frekans bantlarına ayrılmış EEG işareti

Gerçeklenen devre ile osiloskop üzerinde 5 adet 20 saniyelik EEG ölçümleri alındı. Bu ölçümlerin hepsi yukarıda belirtildiği gibi süzgeçlenip frekans bantlarına ayrıldı. Bu frekans bantlarından 8-12Hz aralığındaki Alfa dalgaları ve süzgeçlenmiş EEG işareti Gazi Üniversitesi nöroloji bölümündeki hocalara gösterildi. Süzgeçlenmiş EEG işaretinin süzgeçlere rağmen gürültülü olduğunu ancak Alfa dalgalarının güzel çıktığını ifade ettiler.

5.2. Elde Edilen EKG Verileri

Aynı anda hem arayüz hem de osiloskop üzerinden EKG verileri alınmıştır. Osiloskoptan alınan EKG işareti Şekil 5.4’de görülmektedir.

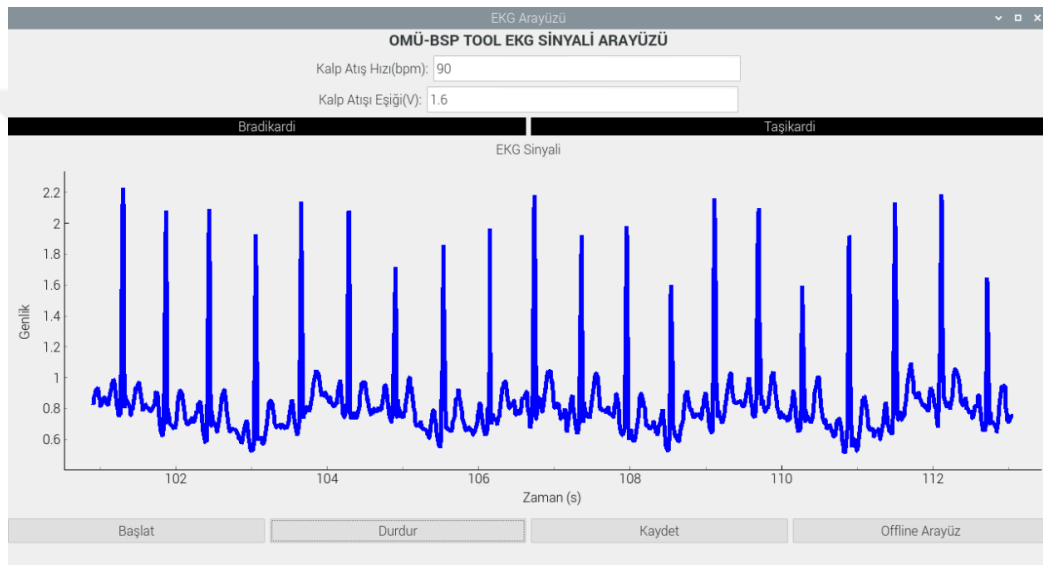


Şekil 5.4. Osiloskoptan alınan EKG işareti

Şekil 5.5’de ise gerçek zamanlı arayüzden alınan EKG işareti görülmektedir. Raspberry Pi’ye modüler kart üzerinden gelen son 6 saniyedeki EKG verilerinden arayüze girilen Kalp Atışı Eşiğini geçen işaret verileri sayılmıştır. Sonrasında bir

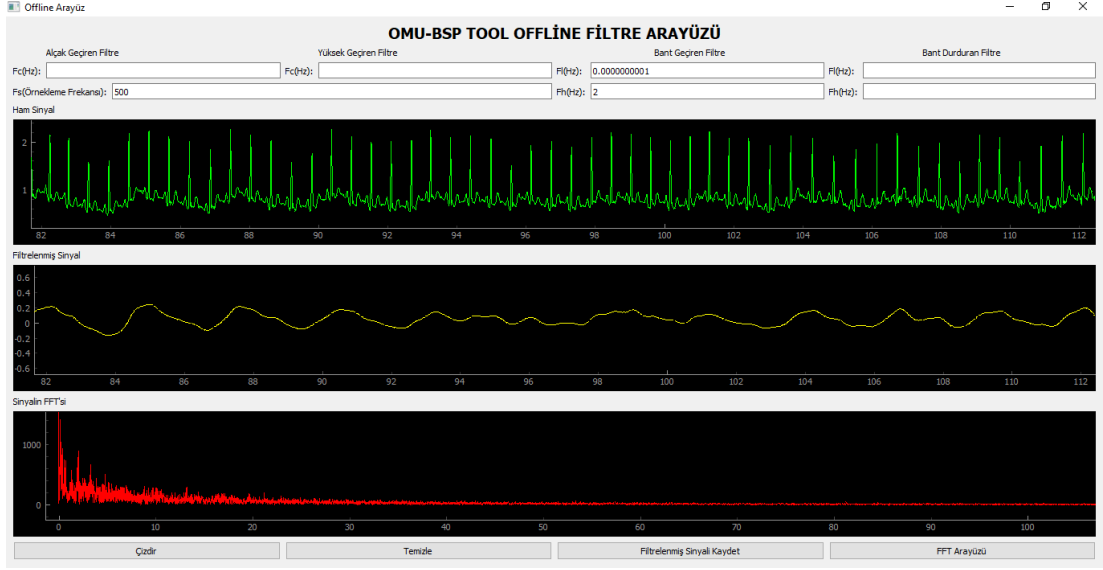
dakikadaki kalp atışı bu altı saniyelik verilerin 10 ile çarpımı ile bulunmuştur. Bu sayede daha kısa sürede dakikadaki kalp atışı sayısı hesaplanmıştır.

Hem arayüzden alınan hem de osiloskoptan alınan EKG işaretinin dalgalandığı görülmektedir. Buna duruma taban hattı kayması denmektedir. Taban hattı kayması deri ile elektrotun iyi temas etmemesi yada elektrot kablosunun çok fazla hareket etmesi durumunda ortaya çıkar. İşaret üzerinde 0-2Hz aralığında gürültüye neden olur. Bu gürültüde düşük frekanslı bir sinüs işareti yada işaret üzerinde bir dalgalanma olarak kendini gösterir. Bu gürültüden bant geçiren veya bant durduran süzgeç ile kurtulmak mümkündür(Fedotov, 2016).



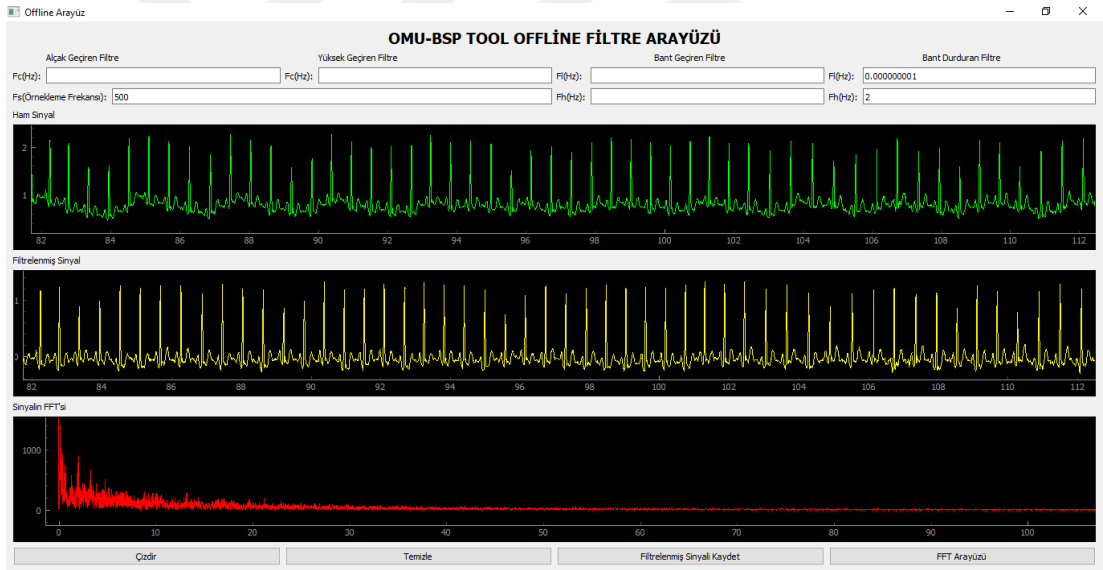
Şekil 5.5. Arayüzden alınan gerçek zamanlı EKG işareti

Şekil 5.6'de ortadaki grafikte taban hattı kaymasına sebep olan işaret görülmektedir.



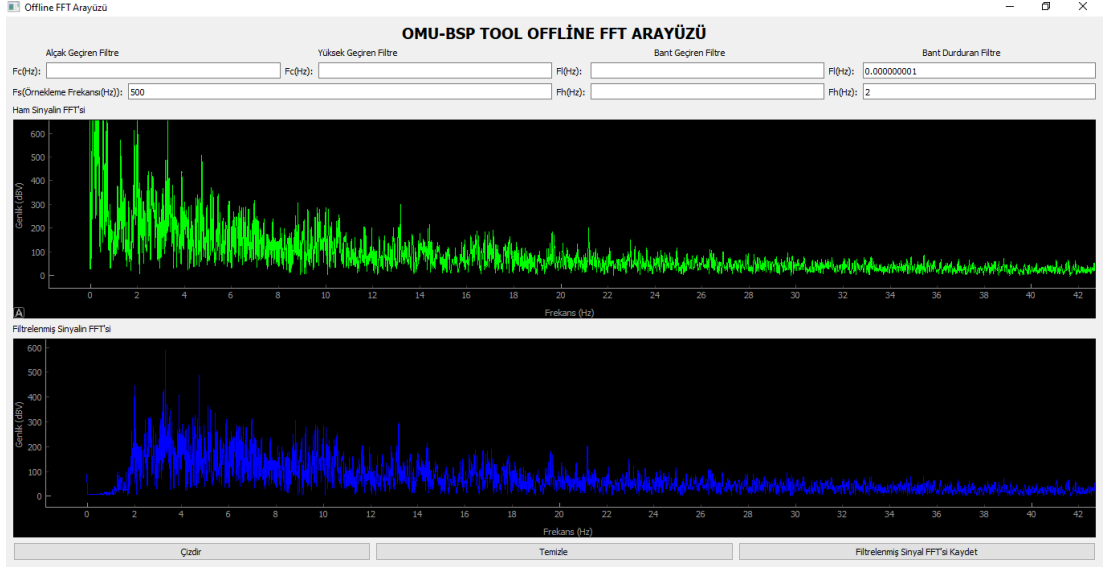
Şekil 5.6. Ham EKG işareti, taban hattı kayması ve ham EKG işaretinin FFT'si

Şekil 5.7'te ise bu dalgalanmaya sebep olan taban hattı kayması gürültüsünün süzgeçlenmesiyle elde edilen EKG işareti görülmektedir.



Şekil 5.7. Ham EKG işareti, süzgeçlenmiş EKG işareti ve ham EKG işaretinin FFT'si

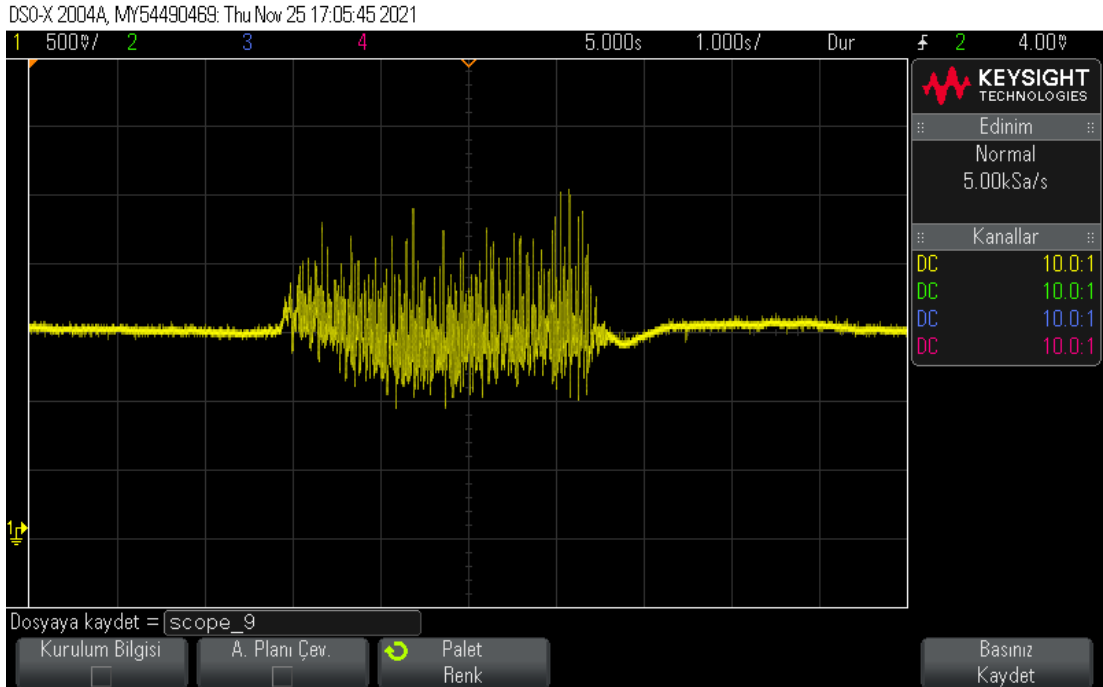
Şekil 5.8' ise ham EKG işareti ile 0-2Hz frekans aralığı süzgeçlenmiş EKG işaretinin FFT'si görülmektedir.



Şekil 5.8. Ham EKG işaretinin FFT'si ve 0-2Hz aralığı süzgeçlenmiş EKG işaretinin FFT'si

5.3. Elde Edilen EMG Verileri

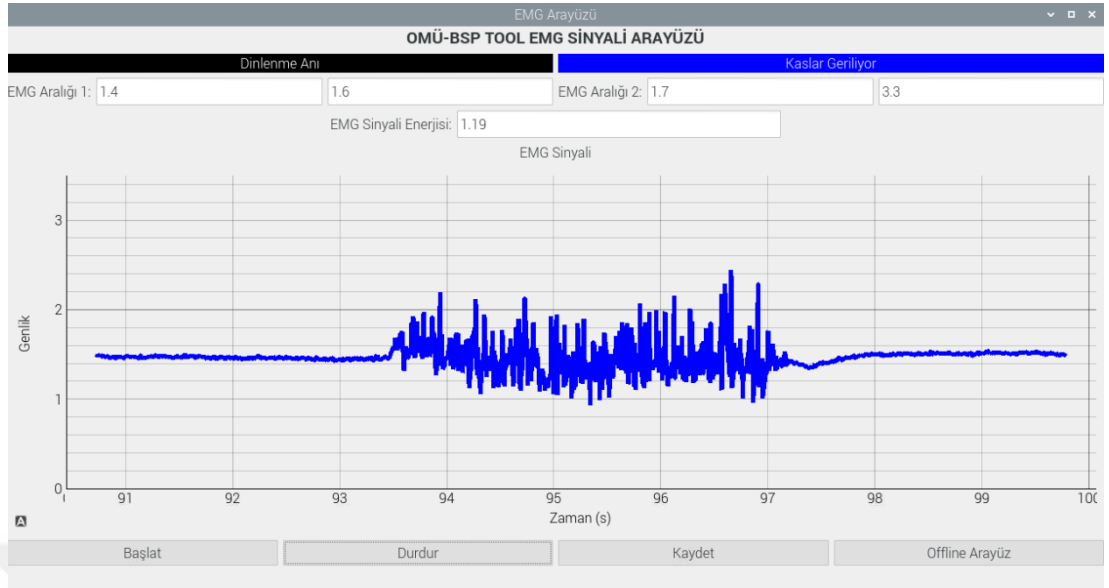
EMG işaret veriler aynı anda hem osiloskoptan hem de arayüzden alınmıştır. EMG verileri alınırken elektrotların bağlı olduğu kabloların hareketinden dolayı taban hattı kayması gürültüsü sinyalin bitiminde çok az oluşmuştur. Şekil 5.9 ve Şekil 5.10'da bu gürültünün işaret üzerindeki etkisi az da olsa görülmektedir.



Şekil 5.9. Osiloskoptan alınan EMG işareti

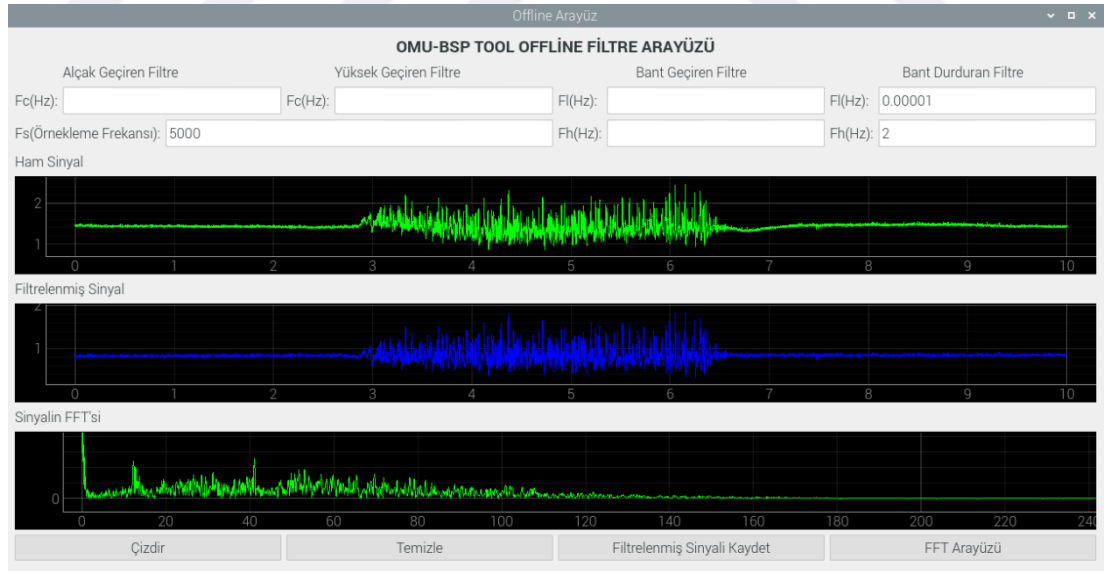
Şekil 5.10'daki Gerçek zamanlı EMG arayüzünde EMG işaretinin enerjisi hesaplanmıştır. Bu işlem anlık işaret genliği ile dinlenme anındaki yaklaşık işaret

genliği farkının kareleri toplamı alınarak hesaplanmıştır.

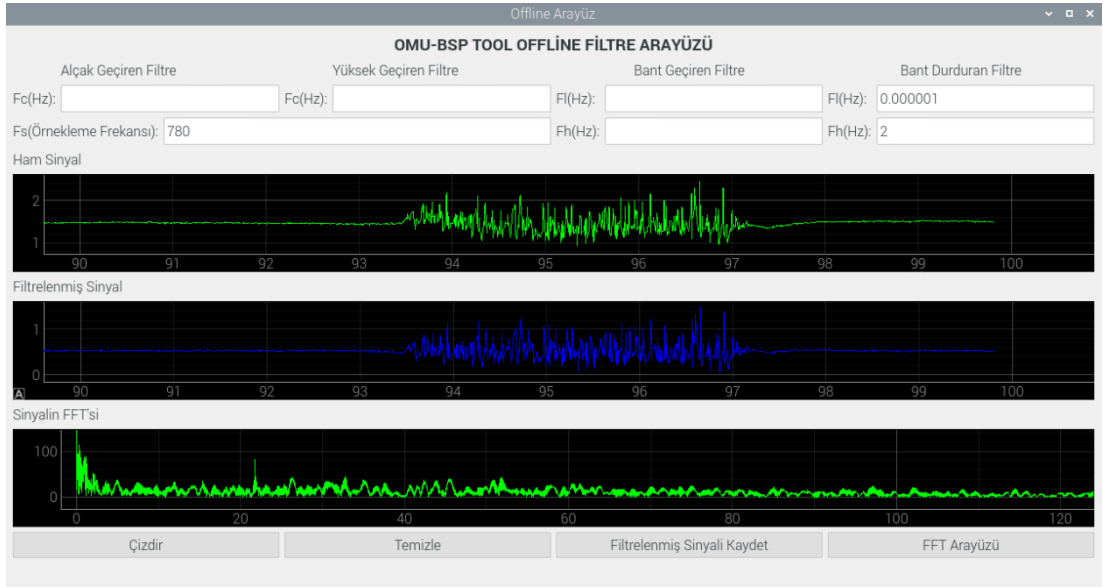


Şekil 5.10. Arayüzden alınan EMG işareti

Bu gürültüyü engellemek için hem osiloskoptan hem de arayüzden kaydedilen EMG verileri 0-2Hz aralığında bant durduran süzgeç ile süzgeçlenmiştir. Bu işlem Şekil 5.11 ve Şekil 5.12’de görüleceği üzere hem arayüzden hem de osiloskoptan kaydedilen EMG işaret verilerine uygulanmıştır.

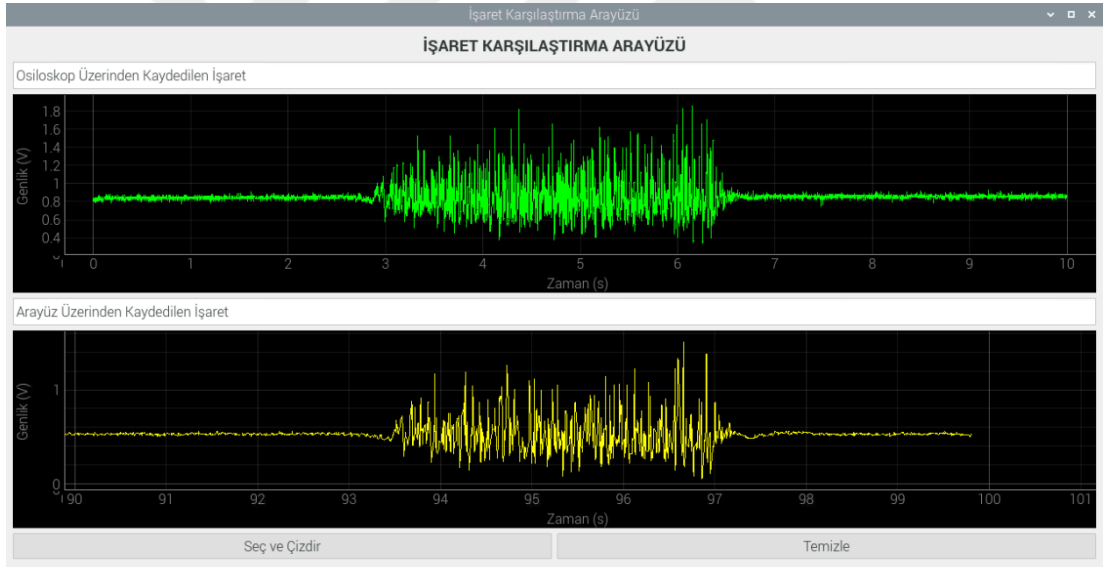


Şekil 5.11. Çevrim dışı arayüzde süzgeçlenen osiloskop EMG işareti



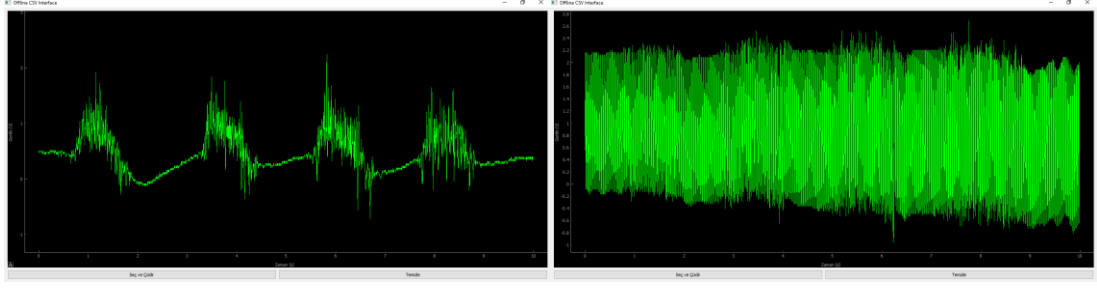
Şekil 5.12. Çevrim dışı arayüzde süzgeçlenen arayüz EMG işareti

Sonuç olarak elde edilen süzgeçlenmiş EMG işaretleri Şekil 5.13’de karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



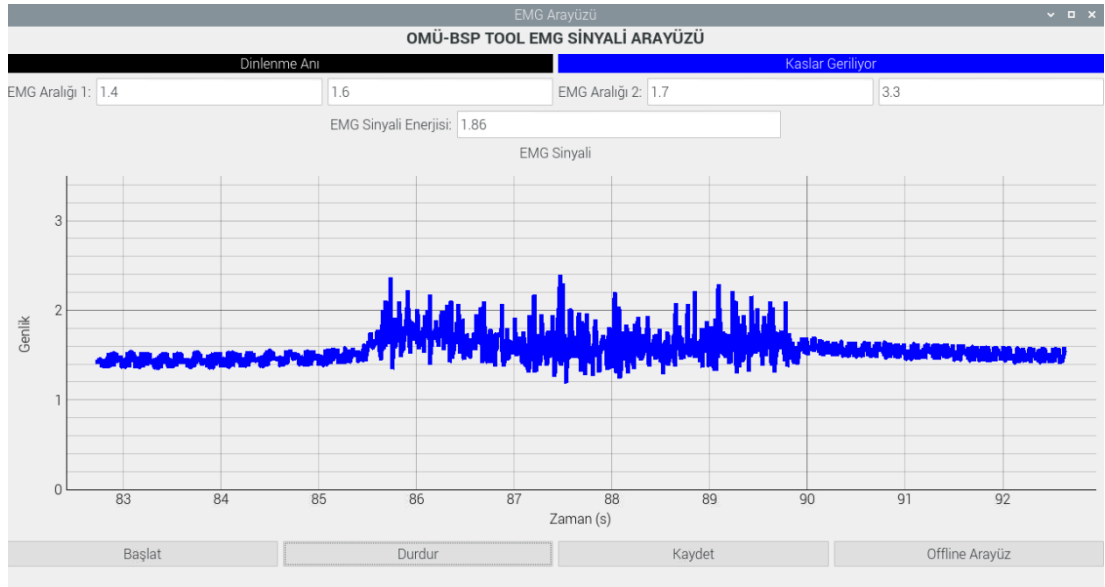
Şekil 5.13. Yukarıdan aşağıya sırasıyla; süzgeçlenmiş osiloskop EMG işareti ve süzgeçlenmiş arayüz EMG işareti

Şekil 5.14’te sağ bacak sürücüsü bağlıyken ve bağlı değilken ölçülen EMG işaretleri görülmektedir. Bu iki şekilde görüleceği üzere sağ bacak sürücüsü ortak mod gürültülerini engellemede büyük önem taşımaktadır.

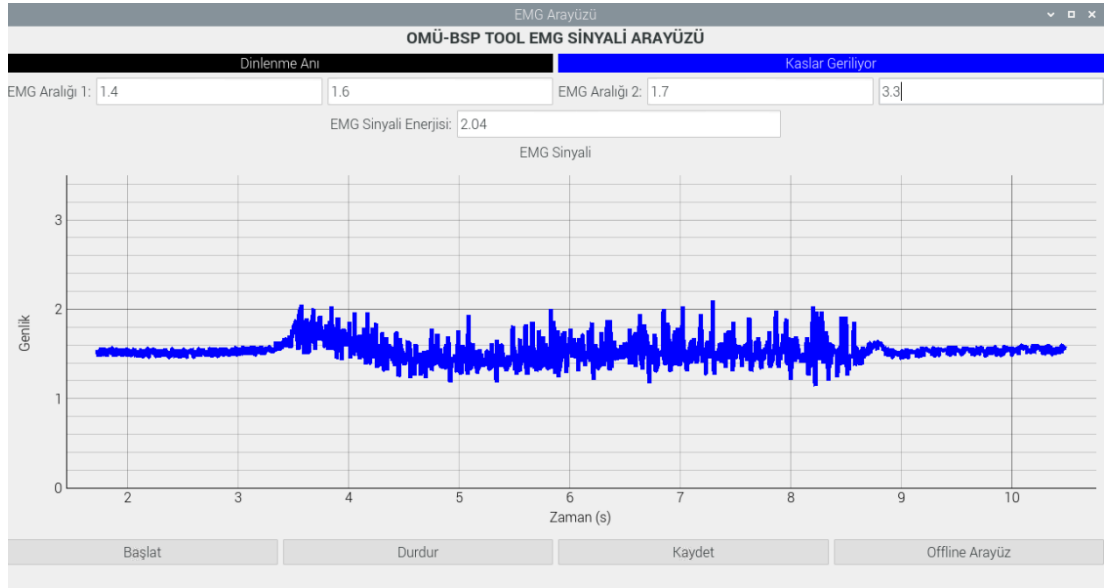


Şekil 5.14. Sol baştan sırasıyla: Sağ bacak sürücüsü bağlıyken EMG işareti ve sağ bacak sürücüsü bağlı değilken EMG işareti

Devre Proteus programında çizilirken devre bloklarının birbirine 2 pinli jumperlar aracılığıyla bağlanmaları sağlanmıştır. Bu sayede istenmesi durumunda devre blokları kısa devre edilmesi sağlanmıştır. Bunun diğer bir faydası da devre bloklarında gerçekleşebilecek bir arızanın devrenin bütününün çalışmasını engellemesini önlemektir. Bu sayede Bant Geçiren Süzgeç bloğu kısa devre edilmiş ve Ana Yükselteç Bloğu direk Ayarlı Yükselteç bloğuna bağlanarak Bant Geçiren Süzgeç Bloğunun çıkış işareti üzerindeki etkisi incelenmiştir. Şekil 5.15 ve Şekil 5.16’ da görüleceği üzere Bant Geçiren Süzgeç bloğu bağlı değilken EMG işareti üzerinde daha fazla gürültü oluşmuştur. Buradan her ne kadar devrenin içinde 0.1Hz yüksek geçiren ve 159Hz alçak geçiren pasif süzgeçler olsa da bant geçiren süzgeçin işaret üzerindeki gürültüleri süzgeçlemede önemli bir rol aldığı anlaşılmaktadır.

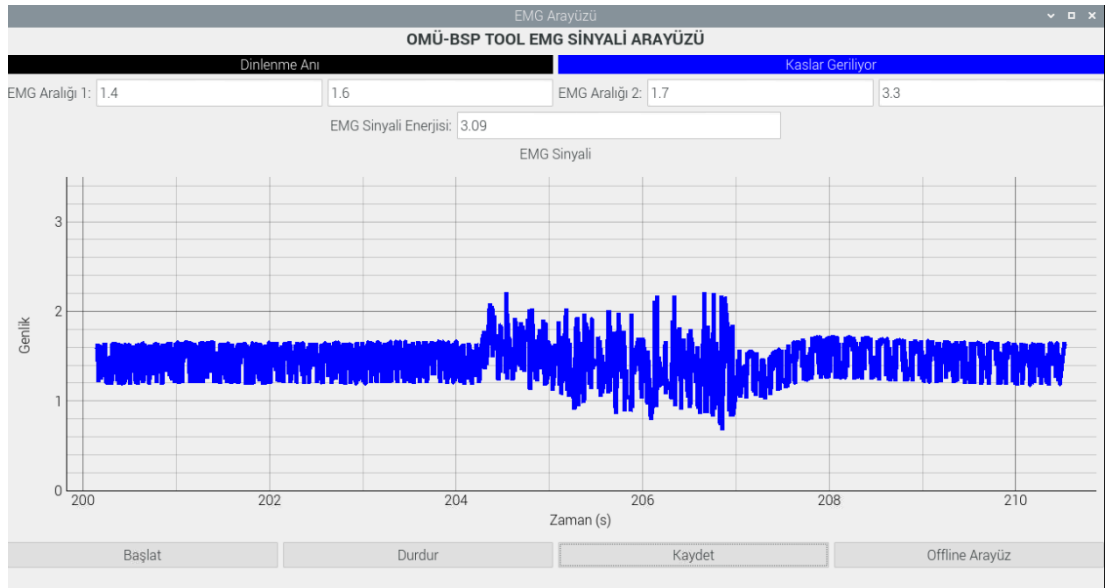


Şekil 5.15. Bant geçiren süzgeç bloğu bağlı değilken alınan EMG işareti



Şekil 5.16. Bant geçiren süzgeç bloğu bağlıyken alınan EMG işareti

Ayrıca 50Hz Çentik Süzgeç bloğunun devreden alınan işaret üzerindeki şebeke gürültüsünü engellemesindeki başarısını ölçmek için kısa devre yapılmıştır. Bunun için önce tüm devre blokları birbirine bağlıyken alınan Şekil 5.16' daki işaret alınmıştır. Sonrasında çentik süzgeç bloğu kısa devre yapılarak Şekil 5.17' deki veri alınmıştır. Bu iki şekil birbirleriyle karşılaştırıldığında görüleceği üzere çentik süzgeç yokken şebeke gürültüsü işaret üzerinde büyük bir gürültünün oluşmasına sebep olmaktadır. Buradan yola çıkarak Çentik Süzgeç Bloğunun şebeke gürültüsünü önlemede önemli bir görevinin olduğu anlaşılmaktadır.

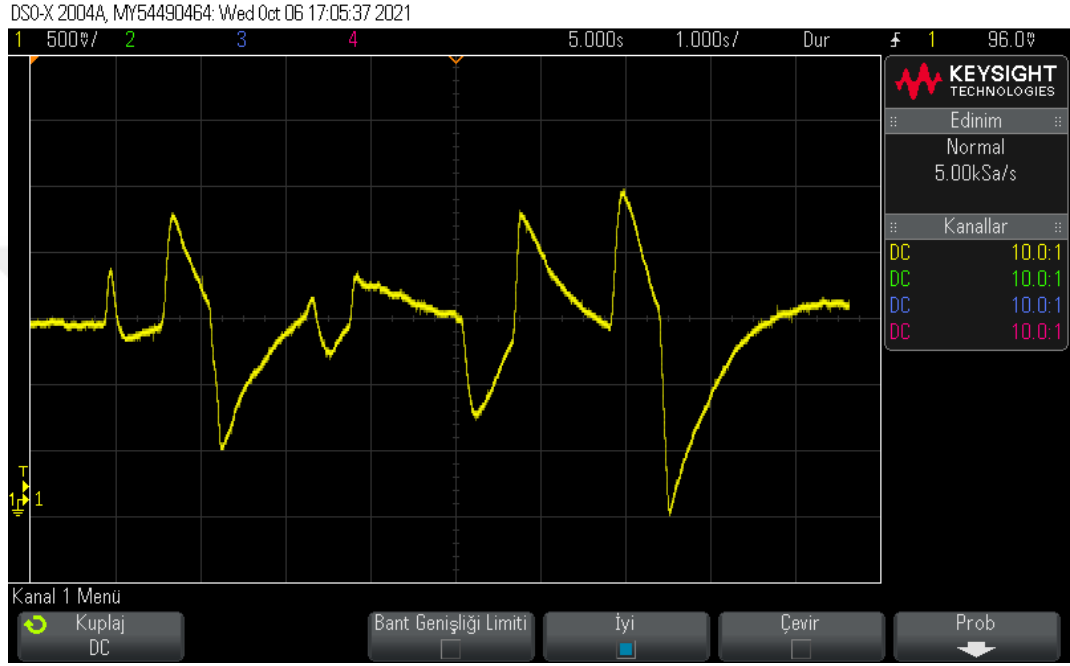


Şekil 5.17. 50Hz çentik süzgeç bloğu bağlı değilken alınan EMG işareti

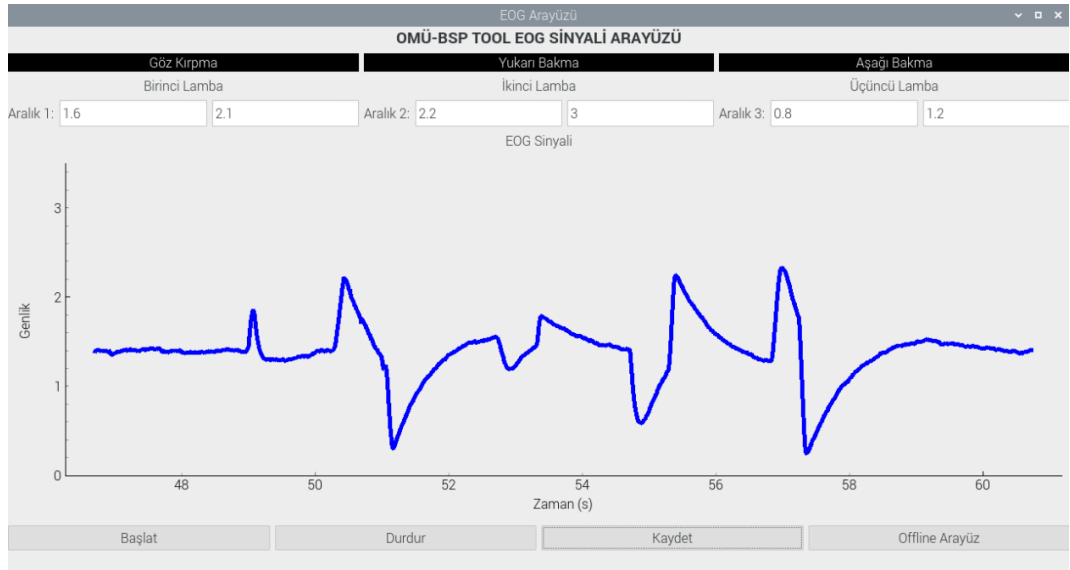
5.4. Elde Edilen EOG Verileri

EKG ve EMG işaretlerinde olduğu gibi EOG verileri de aynı anda hem osiloskoptan hem de arayüzden elde edilmiştir. Şekil 5.18’de osiloskoptan elde edilen, Şekil 5.19’de ise gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EOG işareti görülmektedir. Görüldüğü gibi iki şekil arasında herhangi bir fark yoktur.

Literatürde yapılan çoğu çalışmanın aksine bu tez çalışmasında dikey ve yatay düzlemdeki tüm göz hareketleri gerçekleştirilen tek kanallı devre ile ölçülmüştür.



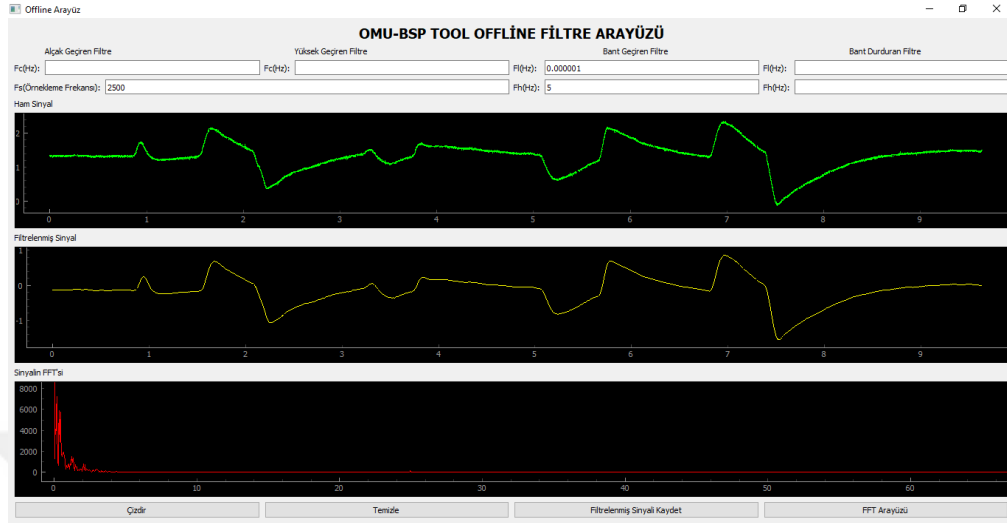
Şekil 5.18. Osiloskoptan ölçülen EOG verileri (sol baştan sırasıyla: göz kırpma, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma)



Şekil 5.19. Gerçek zamanlı arayüzden ölçülen EOG verileri (sol baştan sırasıyla: göz kırpma, yukarı, aşağı, sağa ve sola bakma)

Şekil 5.20’te FFT dönüşümü grafiğinde görüldüğü gibi Ham EOG işaretine

etki eden herhangi bir gürültü yoktur. Ayrıca işaretin özellikle 0-5Hz aralığında olduğu görülmektedir. Bu yüzden bant geçiren süzgeç ile 0-5Hz aralığındaki süzgeçlenmiş EOG işareti ortadaki grafikte sarı renkli olarak çizdirilmiştir.



Şekil 5.20. Yukarıdan aşağıya sırasıyla; ham EOG işareti, süzgeçlenmiş EOG işareti, ham EOG işaretinin FFT dönüşümü

Aynı anda hem arayüz gerçek zamanlı arayüz hem de osiloskop üzerinden görüntülenen EOG işaretleri iki ortamda da ayrı olarak kaydedilmiştir. Aşağıdaki Şekil 5.21’te bu iki ortamda kaydedilen işaretler tekrar çizdirilmiştir. Şekiller incelendiğinde aralarında neredeyse hiçbir fark olmadığı hatta arayüz üzerinden alınan işaret verisinin daha az gürültülü olduğu görülmektedir.



Şekil 5.21. Yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla; arayüz üzerinden kaydedilen işaret ve osiloskop üzerinden kaydedilen işaret

6. TARTIŞMA

6.1. Gerçeklenen Donanımın Literatürdeki Donanımlarla Karşılaştırılması

Teze başlanmadan önce gerçekleştirilecek analog devrenin yapısını belirlemek için literatürdeki birçok çalışma taranmıştır. Bu taramaların sonucunda literatürde kullanılan cihazların yapısı ve bu cihazların hangi devre elemanlarından oluştuğu bilgisi Tablo 6.1’de verilmiştir. Bu tabloya eklenen çalışmaların neredeyse tamamında elektrot, enstrümantasyon yükselteci, harici yükselteçler, sağ bacak sürücüsü devresi ve süzgeç devrelerinin kullanıldığı görülmektedir. Bunların haricinde RFI süzgeç devresi, giriş-çıkış koruma devreleri ve ADC ise bu çalışmaların hepsinde kullanılmamıştır. Devrelerin kazanç katları ve kanal sayıları da çalışmadan çalışmaya değişiklik göstermektedir. Elde edilen bu bilgiler ışığında bu tez için kullanılan donanım oluşturulmuştur. Bu donanımda aşağıdaki tabloda veriler tüm devre elemanları kullanılmıştır. RFI süzgeç aracılığıyla radyo frekanslarının oluşturabileceği gürültüler engellenmiştir. Giriş koruma devresi ile devrede oluşabilecek yüksek gerilimlerin cihazın bağlı olduğu kişiye tesir etmesi önlenmiştir. Ayrıca devre çıkışına bağlanan optokuplör izolasyon devresi ile devrenin beslemesi ikiye ayrılmıştır. Bu sayede devre üzerinde tam bir elektriksel yalıtım sağlanmıştır. Son olarak gerçekleştirilen devrede ADC kullanılarak analog işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülmüştür. Bu sayede devreden ölçülen işaret verilerinin mikrodenetleyici ve bilgisayar gibi cihazlarda incelenebilmesi sağlanmıştır.

Tablo 6.1. Literatür taramasında kullanılan cihazların yapısı

Makale	Elektrot Çeşidi	RFI S.	Giriş Koruma Devresi	Enst. Yükselteci	Geri besleme devresi	Yükselteçler	Süzgeçler	Çıkış Koruma Devresi	ADC	Kazanç Katı	Kanal sayısı
(Balim & Acir, 2018)	Ag/AgCl elektrot	X	X	√	√	ADC üzerinde	√	X	ADS1299	24	8
(Zhang et al., 2013)	Ag/AgCl elektrot	√	√	INA128P	√	OPA2227, OPA4227	√	TLP521-2	X	20655	1
(TÜRKER & GÜLER, 2014)	Ag/AgCl elektrot	X	X	INA128	√	LM324	√	IL300, 4N35	X	500	1
(Engin et al., 2007)	Aktif elektrot	X	√	√	√	√	√	X	√	Belirtilme miş	2
(Lin et al., 2019)	Aktif elektrot	X	X	√	Belirtilme miş	√	√	X	X	10000	8
(Uktveris & Jusas, 2018)	Aktif elektrot	X	X	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	X	ADS1298	12	16
(Tohidi et al., 2019)	Aktif elektrot	X	√	√	√	√	√	X	NSS-ADC	Belirtilme miş	Belirtilmemiş
(Guermendi et al., 2015)	Aktif elektrot	X	X	Belirtilmemiş	√	OPA378	ADC üzerinde	X	ADS1198	Belirtilme miş	8
(Poirier et al., 2018)	Belirtilme miş	X	X	Belirtilmemiş	Belirtilme miş	√	ADC üzerinde	X	20 bit ADC	Belirtilme miş	16

Tablo 5.1(devam)

(Sunghan Lee et al., 2019)	Kuru elektrot	X	X	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	X	ADS1299	Belirtilmemiş	8
(Moy et al., 2016)	Ag/AgCl elektrot	X	X	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş	√	√	X	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş	7
(Verma et al., 2010)	Ag/AgCl elektrot	X	X	√	√	√	√	X	√	4000	1
(Yoo et al., 2012)	Kuru elektrot	X	X	√	√	√	√	X	√	52, 60, 72, 80	8
(Wang et al., 2018)	Ag/AgCl elektrot,Altın disk elektrot,Esnek kuru elektrot	X	X	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	ADC üzerinde	X	ADS1299	Belirtilmemiş	8
Bu Tez Çalışması	Ag/AgCl ve kuru elektrot	√	√	INA128P	√	AD708	√	TLP521-2	MCP3008 ve ADS1115	1376 EEG için 13760	1

6.2. Oluşturulan Arayüz Yazılımının Literatürdekilerle Karşılaştırılması

Arayüz oluşturulurken literatürde kullanılan ticari ve açık kaynak kodlu arayüzler incelenmiştir. Yapılan literatür taraması sonucunda ticari arayüzlerin("Acqknowledge 5.0," ; "Bioexplorer,") işlevsel ve kullanımının kolay olduğu görülmüştür. Ancak bu arayüzlerin ücretli olması ve açık kaynak kodlu olmaması kullanım alanını ve kullanıcı profilini sınırlandırmıştır. Açık kaynak kodlu ve ücretsiz olan arayüzlerin(AlJobouri & Çankaya, 2015) bir kısmı ise kaydedilmiş işaret verilerini işleyen çevrim dışı arayüzlerdir. Ancak arayüzlerin açık kaynak kodlu olması sayesinde kullanıcılar tarafından yapılacak güncellemelere ve yeniliklere açıktırlar.

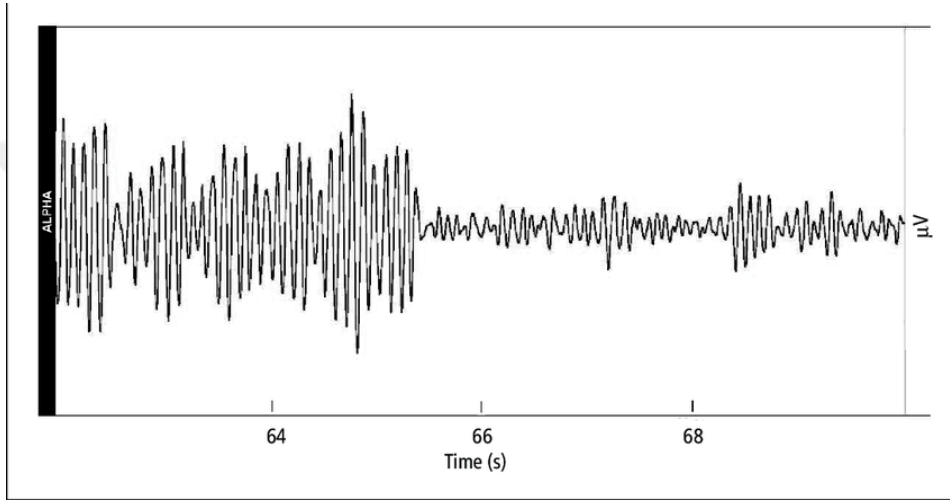
Bu incelemeler ışığında tez için oluşturulan arayüzün yapısı belirlenmiştir. Raspberry Pi'ye modüler yükselteç devresinden alınan biyolojik işaretler gerçek zamanlı olarak çizdirilmiştir. Çizdirilen işaret verileri kaydedilmiştir. Kaydedilen veriler çevrim dışı arayüzler aracılığıyla süzgeçlenmiş ve işlenmişlerdir. Arayüzün açık kaynak kodlu olması sayesinde tez yazımı boyunca güncellenmiş ve geliştirilmiştir. Arayüz, Python ve Qt Designer gibi ücretsiz yazılımlar ile oluşturulduğu için her araştırmacı ve öğrenci tarafından kullanılmaya uygundur.

Tablo 6.2. Arayüz karşılaştırma tablosu

Arayüz/Yazılım/Araç	Gerçek Zamanlı Veri Alma	Veri Kaydetme	Çevrim dışı Veri İşleme	Açık Kaynak Kodlu	Ticari	Biyolojik İşaret
BioExplorer("Bioexplorer,")	√	√	√	X	√	EKG,EMG,EEG
Acqknowledge 5.0("Acqknowledge 5.0,")	√	√	√	X	√	EKG,EMG,EEG
(AlJobouri & Çankaya, 2015)	X	X	√	√	X	EKG,EMG,EEG
(Vidaurre et al., 2011)	√	√	√	√	X	EKG,EMG,EEG,EOG
(Sedghamiz, 2018)	√	√	√	√	X	EKG,EMG,EEG
Bu Tez Çalışması	√	√	√	√	X	EKG,EMG,EEG,EOG

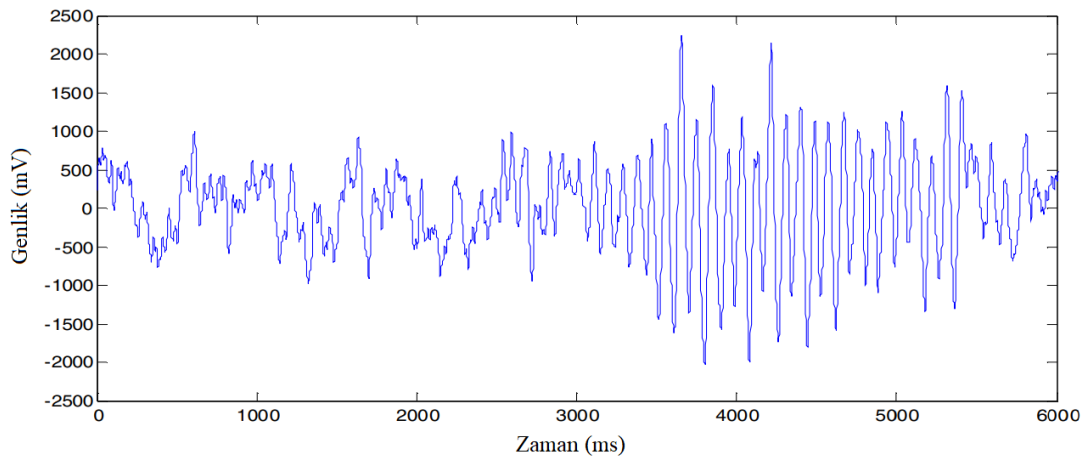
6.3. Elde Edilen EEG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması

Oluşturulan devre ve arayüz ile alınan EEG verilerinin doğruluğunun anlaşılması için literatürde bu konu hakkında yapılmış çalışmalara bakılmıştır. Şekil 6.1’de Geske ve Bellur’un(Geske & Bellur, 2008) elde ettiği EEG Alfa dalgası görülmektedir. Bu çalışmada gözleri kapalı ve dinlenme durumunda olan birey 65. saniyede uyarılarak gözlerinin açılması sağlanmıştır. Gözlerinin açılmasıyla dinlenme durumunda çıkan kişinin EEG Alfa dalgalarının genliğindeki düşüş aşağıdaki gibi gözlenmiştir.



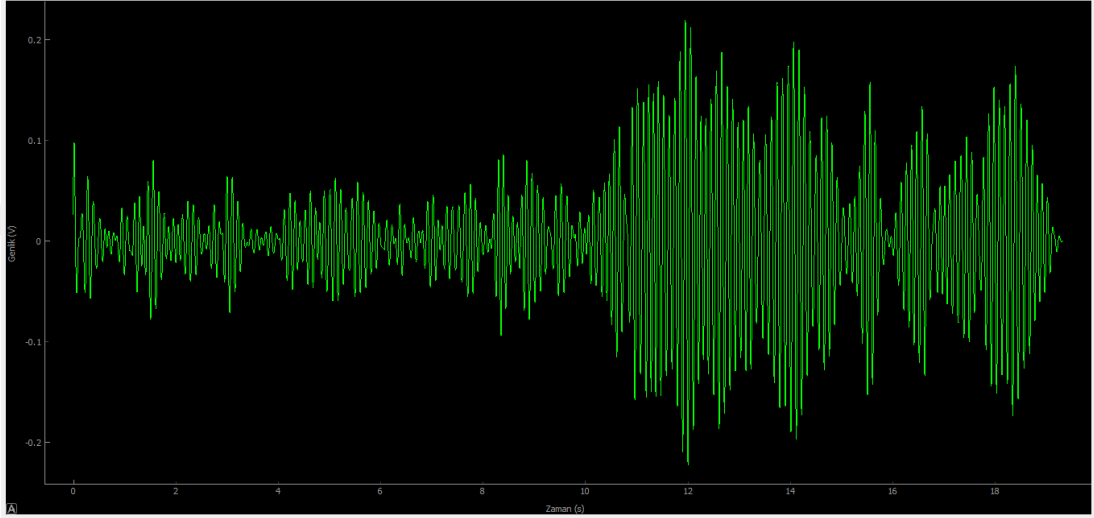
Şekil 6.1. Geske ve Bellur’un yaptıkları çalışmada elde ettikleri EEG alfa dalgası(Geske & Bellur, 2008)

Zhang ve arkadaşlarının(Zhang et al., 2013) yaptığı çalışmada; Oz, A2 ve Fpz noktalarından alınan EEG Alfa dalgası Şekil 6.2’de görülmektedir. İlk üç saniye gözleri açık olan bireyin 3. saniyede gözlerini kapatmasıyla Alfa dalgasındaki genlik artışı aşağıdaki şekildeki gibi gözlenmiştir.



Şekil 6.2. Zhang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde ettikleri EEG alfa dalgası(Zhang et al., 2013)

Yukarıdaki iki örnekte olduğu gibi bu tez çalışmasında da EEG Alfa dalgalarının gözlenmesi hedeflenmiştir. Elektrotlardan pozitif uç O2, negatif uç A2 ve sağ bacak sürücüsü ucu Fpz noktalarına bağlanmıştır. EEG verilerinin alındığı birey ilk 10 saniye boyunca gözlerini açık tutmuş ve basit matematiksel işlemler yapmıştır. 10. saniyeden sonra gözlerini kapatıp hiçbir şey düşünmemeye çalışmıştır. Bu şekilde alınan ölçüm sonucunda Alfa dalgasındaki artış Şekil 6.3'te görülmektedir.

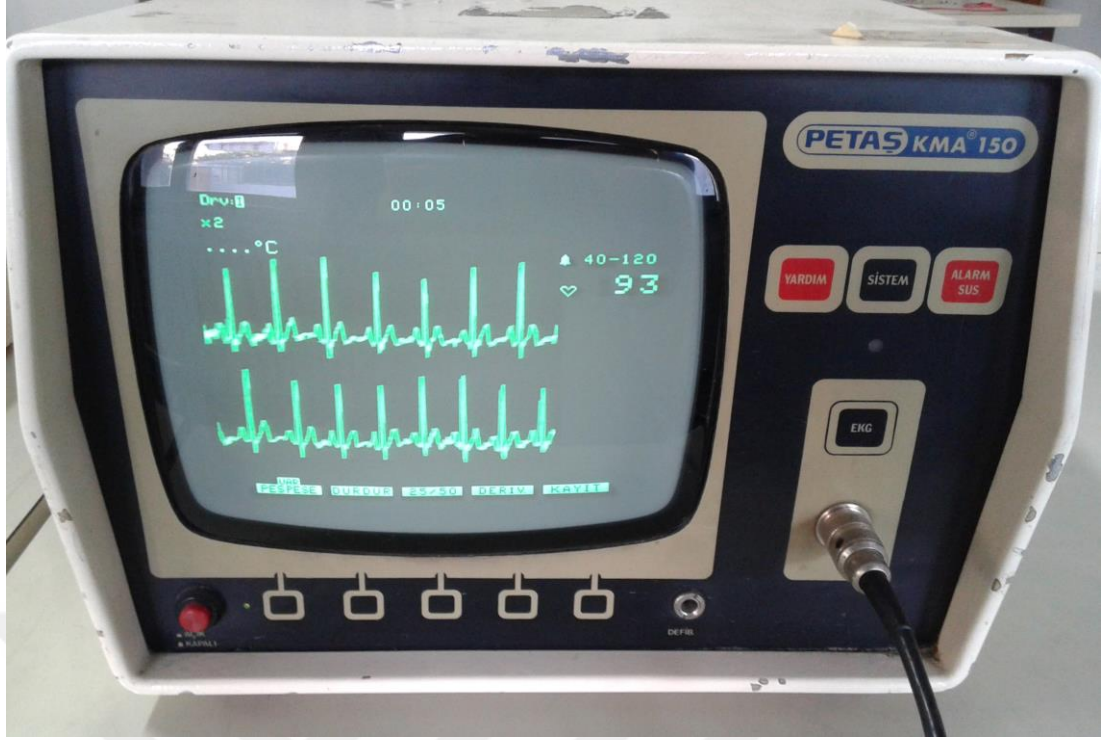


Şekil 6.3. Bu tez çalışmasında elde edilen EEG alfa dalgası

Literatürde yapılan çalışmalar(Geske & Bellur, 2008; Zhang et al., 2013) ile bu tez için oluşturulan cihazın ve arayüzün EEG ölçümü için elde edilen grafikler karşılaştırıldığında elde edilen sonucun benzer olduğu görülmektedir.

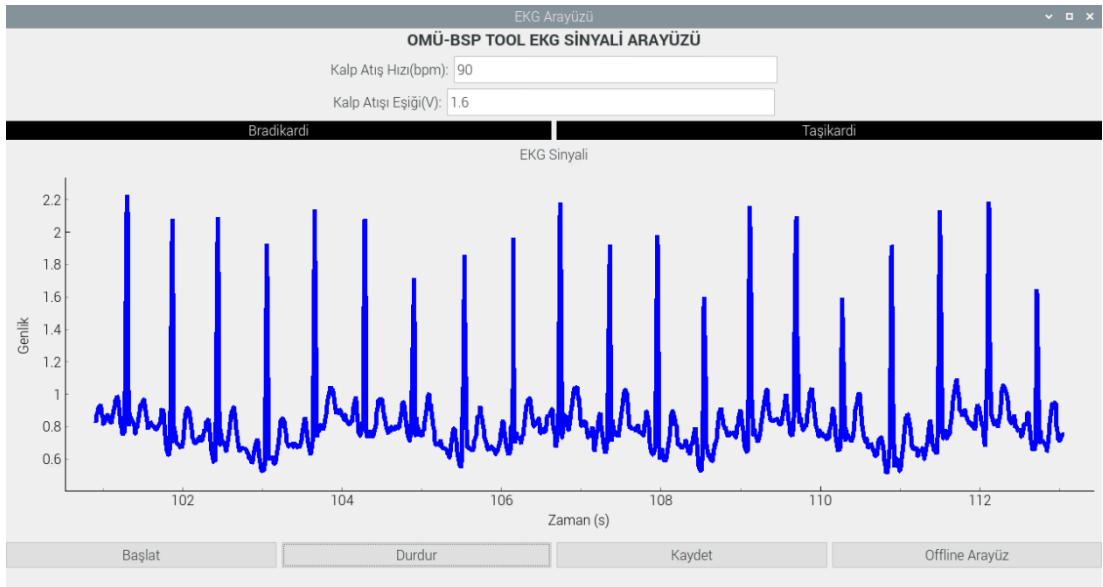
6.4. Elde Edilen EKG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması

Bu çalışmada, gerçek zamanlı EKG arayüzü için dakikadaki kalp atım sayısını hesaplaması ve bu sayıya göre ölçüm alınan kişide taşikardi yada bradikardi olup olmadığı bilgisinin verilmesi hedeflenmiştir. Bunun için öncelikle literatürde yapılan akademik çalışmalara bakılmıştır. Bu çalışmalar EKG Literatür Taraması başlığında verilmiştir. Ayrıca Gazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Tıbbi Elektronik Laboratuvarında bulunan Petaş firmasının KMA 150 adlı EKG cihazı ile ölçümler alınmıştır. Şekil 6.4'te görüldüğü gibi bu cihaz ile dinlenme anında alınan EKG ölçümünde dakikadaki kalp atım sayısı 93 çıkmıştır.



Şekil 6.4. Petaş firmasının KMA 150 adlı hasta bakım monitörü üzerinden alınan EKG işareti

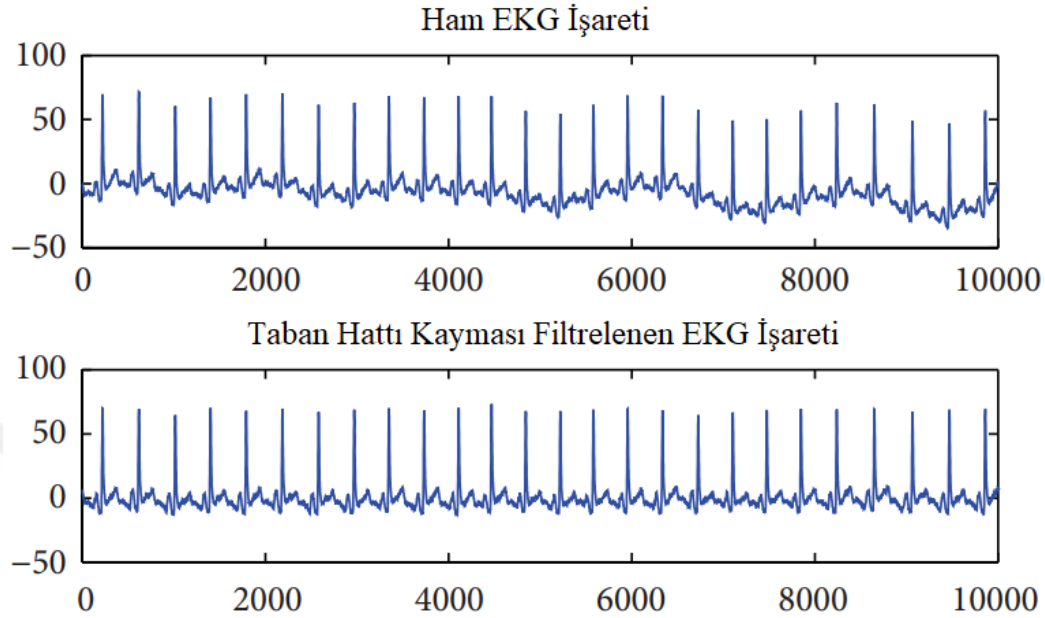
Aynı şekilde dinlenme anında Şekil 6.5’deki EKG arayüzünden alınan ölçümde kalp atım sayısı 90 olarak elde edilmiştir. KMA 150 EKG cihazı ile bu çalışmadaki arayüzden alınan ölçümler şekil ve kalp atım sayısı bakımında kıyaslandığında sonuçların birbirine çok yakın olduğu görülmektedir. Böylelikle EKG arayüzünden alınan verilerin doğru olduğu sonucuna varılmıştır.



Şekil 6.5. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EKG işareti

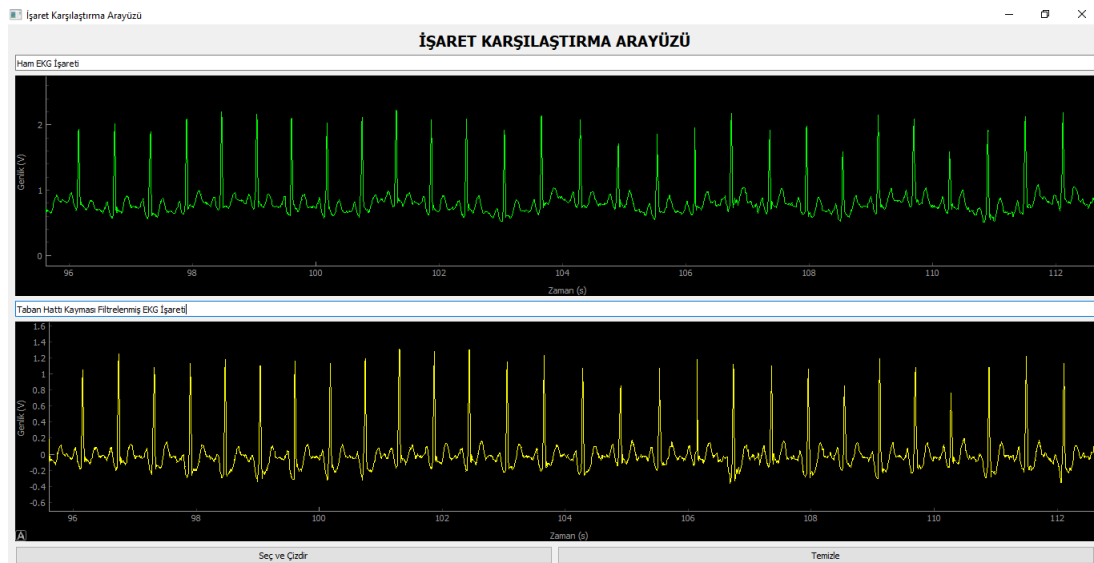
EKG ve diğer biyolojik işaretler alınırken elektrot ve kabloların hareketinden kaynaklanan taban hattı kaymasını süzgeçlemek için literatürde kullanılan farklı

yöntemler vardır. Şekil 6.6'ta Luo ve arkadaşları(Luo et al., 2013) taban hattı gürültüsünü kaldırmak için Bağımsız Bileşen Analizi yöntemini kullanmışlardır. Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi bu yöntem gürültüyü süzgeçlemede etkili olmuştur.



Şekil 6.6. Luo ve Arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri ham EKG ve süzgeçlenmiş EKG işareti(Luo et al., 2013)

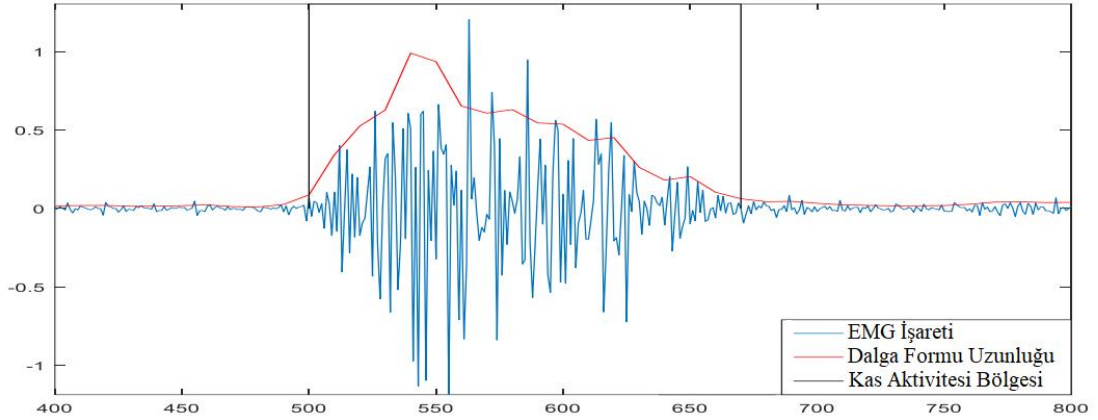
Bu tez çalışmasında ise EKG ve diğer biyolojik işaretlerdeki taban hattı gürültüsünü gidermek için 0-2Hz aralığını süzgeçleyen bant durdurucu süzgeç kullanılmıştır. Şekil 6.7 görsel olarak incelendiğinde bu yöntemin taban hattı kayması gürültüsünün işaret üzerindeki etkisini gidermek için etkili olduğu görülmektedir.



Şekil 6.7. Arayüz üzerinden kaydedilen ham EKG işareti ve taban hattı kayması süzgeçlenmiş hali

6.5. Elde Edilen EMG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması

Şekil 6.8’de Tepe ve Demirin(Cengiz & Demir, 2020) yaptıkları çalışmada MYO bilekliğin tek bir kanalından elde ettikleri EMG işareti görülmektedir. Şekil 6.9’daki MYO bileklik Thalmics Labs tarafından geliştirilen EMG işareti almak için yaygın bir şekilde kullanılan bir cihazdır. 8 kanalı olan bu cihaz bluetooth bağlantısı ile işaret verilerini kablosuz bir şekilde aktarabilmektedir.



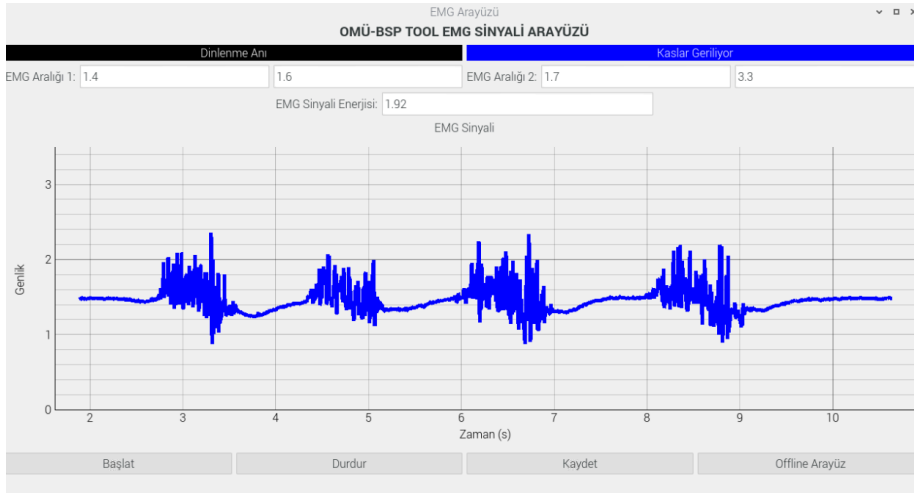
Şekil 6.8. Tepe ve Demir'in yaptıkları çalışmada MYO bilekliğin tek bir kanalından elde ettikleri EMG işareti(Cengiz & Demir, 2020)



Şekil 6.9. Thalmic Labs MYO bileklik

Bu tezde gerçekleştirilen tek kanallı devre ile alınan EMG işareti Şekil 6.10’da görülmektedir. Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi 722. saniyede kasların gerilmesiyle EMG işareti başarılı bir şekilde alınmıştır. MYO bilekliğin tek bir kanalıyla kıyaslandığında devre ile başarılı bir şekilde EMG işaretinin alındığı görülmektedir.

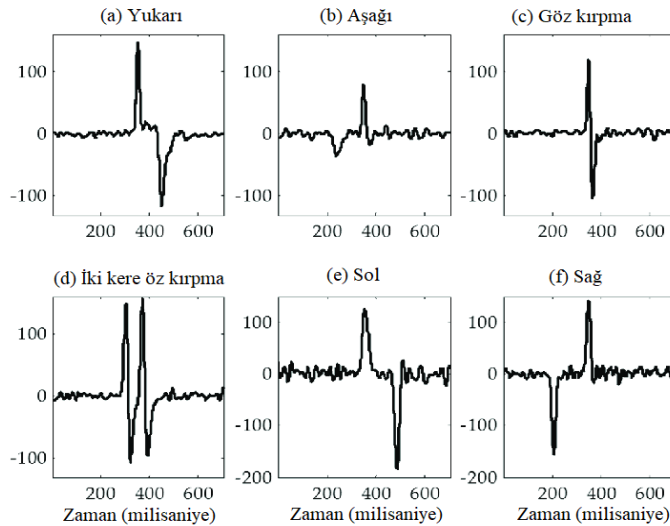
Bu arayüzde eşiklenen EMG verisi ile iki yönlü robot kol kontrolü, DC motor aç-kapa kontrolü gibi uygulamalar yapılabilir. Bu bağlamda oluşturulan arayüzde Şekil 6.10’da görüleceği üzere bu uygulamalar iki farklı uyarı lambasını (siyah ve mavi) kontrol edilerek yapılabilmektedir.



Şekil 6.10. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EMG işareti

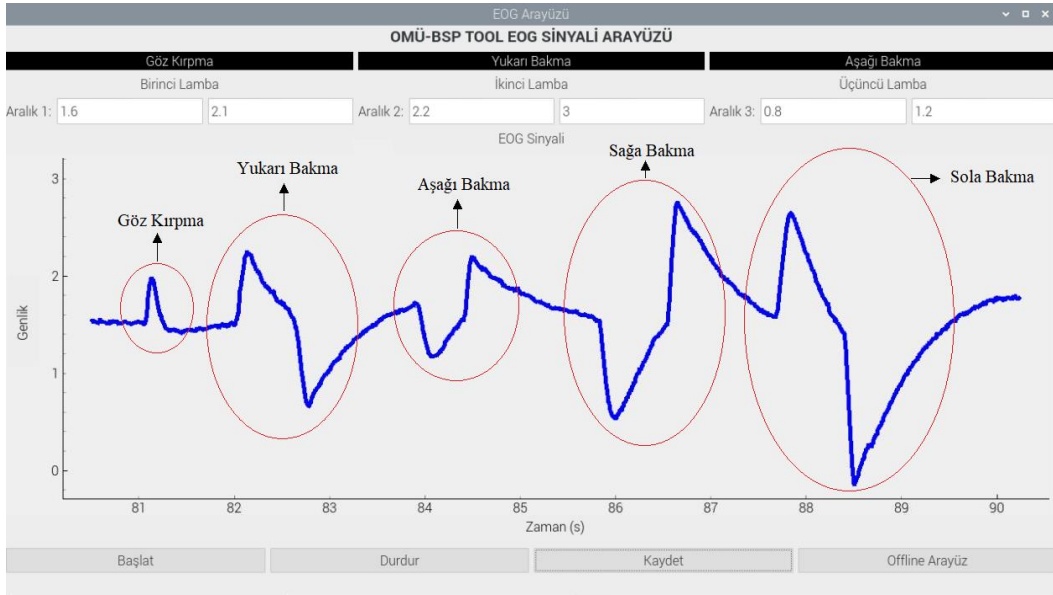
6.6. Elde Edilen EOG Verilerinin Literatürde Karşılaştırılması

Göz hareketleri sonucu oluşan EOG verileri literatürde çoğunlukla 2 kanallı yükselteç devreleriyle ölçülmektedir (Heo et al., 2017; Wu et al., 2013; Yathunanthan et al., 2008). Şekil 6.11'deki çalışmada iki kanallı bir devre ile alınan dikey ve yataydaki EOG işaretleri görülmektedir. Bu devrelerin 2 kanallı olması dikey göz hareketlerinin ve yatay göz hareketlerinin ayrı kanallardan alınması ile işaretlerin sınıflandırılmasında kolaylık sağlamaktadır. Ancak bu iki yöndeki göz hareketlerini algılamak için tek kanallı yükselteç devreside kullanılabilir.



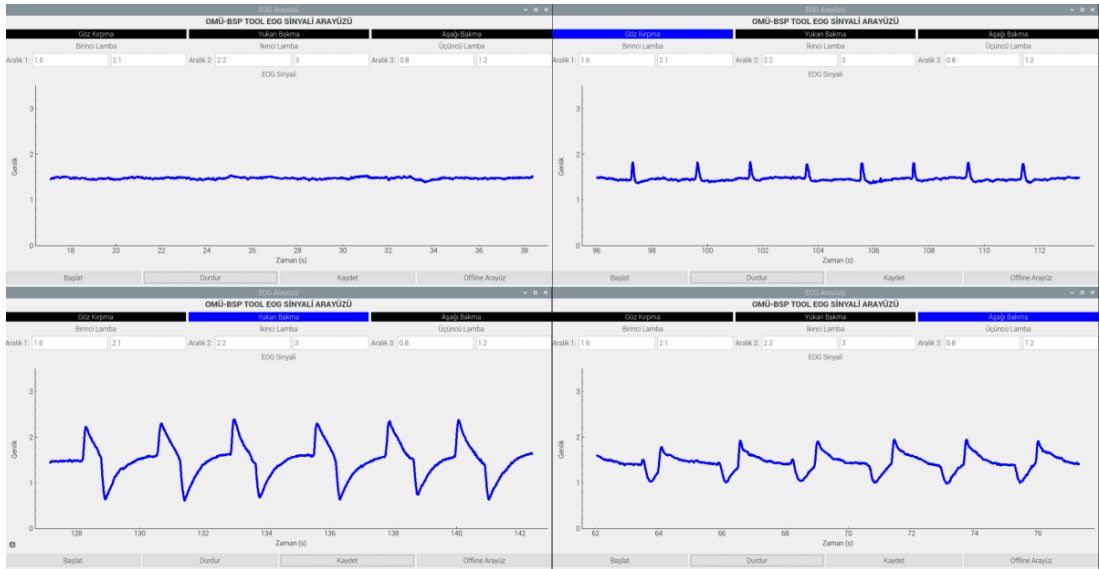
Şekil 6.11. Heo ve Arkadaşlarının yaptıkları çalışmada elde ettikleri EOG işaretleri (Heo et al., 2017)

Şekil 6.12'de bu tez çalışmasında tek kanallı yükselteç devresi ile hem dikey hem de yatay düzlemde alınan EOG işaretleri görülmektedir. Elde edilen bu işaretler Şekil 6.11'deki 2 kanallı yükselteç ile alınan EOG işaretleri ile görsel olarak karşılaştırıldığında benzer oldukları görülmektedir.



Şekil 6.12. Gerçek zamanlı arayüzden elde edilen EOG işaretleri

Gerçek zamanlı arayüzde Şekil 6.13'te bulunan uyarı lambaları aracılığıyla göz kırpma, yukarı bakma ve aşağı bakma göz hareketleri sınıflandırılmıştır. Bu işlem EOG işaretlerinin genlik değerlerine bakılarak eşikleme yöntemiyle gerçekleştirilmiştir. İşaret genliği 1.6 ile 2.1 aralığında ise göz kırpma, 2.2 ile 3 aralığında ise yukarı bakma, 0.8 ile 1.2 aralığında ise aşağı bakma olarak sınıflandırılmıştır. Bu şekilde 3 göz hareketinden her biri 100 kez tekrar edilmiştir. Toplamda elde edilen 300 göz hareketinden %91 göz kırpma, % 94 yukarı bakma ve %97 aşağı bakma başarımları elde edilmiştir. Sınıflandırılan bu EOG işaretleri ile tekerlekli sandalye, bilgisayar arayüzü, acil durum uyarı sistemleri vb. cihazların kontrol edilmesi sağlanabilir.



Şekil 6.13. İşaret genlik değerlerine bakılarak sınıflandırılan göz hareketleri

Literatürde de EOG işaretlerini sınıflandıran birçok bilimsel makale ve bildiri vardır. Tablo 6.3'te bu çalışmalar kanal sayısı, sınıflandırma yöntemi, sınıflandırılan veri sayısı, sınıflandırmanın gerçek zamanlı yapılanları ve başarımları özellikleriyle karşılaştırılmışlardır. Tablodaki incelenmiş çalışmaların hepsi iki kanallı yükselteç devreleri kullanmışlardır. Sınıflandırma yöntemi olarak bir kısmı SVM makine öğrenmesi(Hossain et al., 2017; Martínez-Cerveró et al., 2020), bir kısmı ise eşikleme yöntemini(Champaty et al., 2014; Nayak et al., 2015; Yathunanthan et al., 2008) kullanmışlardır. Sınıflandırılan veri sayısı 4 veya 5'tir. Bu çalışmalardan bazılarının elde ettikleri başarımları yüzdelik değerler olarak belirtilmişlerdir(Martínez-Cerveró et al., 2020; Yathunanthan et al., 2008). Geri kalan çalışmalarda ise başarımları verilmemiştir.

Bu tez çalışmasında tek kanallı yükselteç devresi ile eşikleme sınıflandırma yöntemi kullanılarak 3 göz hareketi(göz kırpma, yukarı ve aşağı bakma) gerçek zamanlı olarak ortalama %94 başarımla sınıflandırılmıştır.

Tablo 6.3. Literatürde EOG işaretlerini sınıflandıran bazı çalışmalar

Makale	Kanal Sayısı	Yöntem	Sınıflandırılan Veri Sayısı	Gerçek Zamanlı	Başarımları
(Champaty et al., 2014)	2	Eşikleme	5	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş
(Nayak et al., 2015)	2	Eşikleme	5	Belirtilmemiş	Belirtilmemiş
(Martínez-Cerveró et al., 2020)	2	SVM	4	Gerçek Zamanlı	%90
(Hossain et al., 2017)	2	SVM ve LDA	4	Gerçek Zamanlı	Belirtilmemiş
(Yathunanthan et al., 2008)	2	Eşikleme	4	Gerçek Zamanlı	%99
Bu Tez Çalışması	1	Eşikleme	3	Gerçek Zamanlı	%94

7. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında tez önerisinde belirtilen tüm hedeflere ulaşılmıştır. EKG, EMG, EOG ve EEG işaretlerini ölçüp süzgeçleyen, çoğu Raspberry Pi modellerine takılabilir, taşınabilir tek kanallı yükselteç devresi genişletme kartı tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu devre ile biyoelektrik işaretler 0-100Hz frekans bandında ve 1376 kat yükseltilerek alınmıştır. Literatür taramasında kullanımına sıklıkla rastlanılmayan RFI süzgeç, giriş ve çıkış koruma devreleri bu çalışmada kullanılmıştır.

Bu işaretleri ayrı ayrı görüntülemek ve incelemek için açık kaynak kodlu arayüzler oluşturulmuştur. Arayüzlerin tasarımında Qt Designer programı ve açık kaynak kodlu Python dili kullanılmıştır. Arayüzler aracılığıyla işaretler gerçek zamanlı ve çevrim dışı olarak görüntülenebilmektedir. Ölçülen veriler kayıt altına alınmakta ve sonrasında tekrardan çizdirilebilmektedir. Aynı zamanda bu arayüzde alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren ve bant durduran süzgeçler kullanılmaktadır. Ayrıca verilerin FFT dönüşümü alınarak frekans düzleminde çizdirilebilmektedir. EKG işareti için oluşturulan arayüzde dakikadaki kalp atım sayısı ölçülüp buna göre kişinin Taşikardi yada Bradikardi kalp rahatsızlığının olup olmadığı belirlenebilmektedir. EMG arayüzünde EMG işaretinin enerjisi hesaplanabilmektedir. Bir hareket için protez kol kontrol işareti üretilmekte ve arayüz üzerinde uyarı lambalarıyla benzetimi yapılmaktadır. EOG arayüzünde göz kırpması, yukarı ve aşağı bakma göz hareketleri gerçek zamanlı olarak sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırmalar uyarı lambalarıyla gösterilmektedir. EEG arayüzünde hem EEG ve alt frekans bantları olan delta, beta, alfa, teta ve gama dalgaları çevrim dışı olarak gösterilmektedir.

Bu tez çalışmasında Proteus, Qt Designer ve Python programları kullanılmıştır. Ayrıca oluşturulan analog yükselteç-süzgeç devresi ile devre tasarımı ve analog elektronik konusunda önemli bilgiler edinilmiştir. Tez boyunca yapılan literatür taramaları sayesinde biyomedikal ve elektronik ölçüm cihazları hakkında bilgiler öğrenilmiştir. Bu sayede donanım ve programlama konusunda hem akademik hem de mühendislik alanında büyük kazanımlar elde edilmiştir.

Gelecekte bu tez çalışmasını daha da geliştirmek ve stabil gerçek zamanlı süzgeçleme yapabilmek için örnekleme frekansı yazılım üzerinden sabitlenebilir.

Ölçüm hassasiyetini arttırmak için bit sayısı daha yüksek ADC kullanılabilir. Ayrıca gerçekleştirilen devrenin boyutu küçültmek için SMD devre elemanları kullanılabilir. Devrenin kanal sayısı artırılabilir. EOG işaretlerinin sınıflandırılmasında eşikleme yöntemi dışında yapay sinir ağları, k-NN ve SVM gibi yöntemler kullanılabilir.



KAYNAKÇA

- Acqknowledge 5.0. from <https://www.biopac.com/demo/acqknowledge-5-demo/>
- Akhmadeev, K., Rampone, E., Yu, T., Aoustin, Y., & Le Carpentier, E. (2017). A testing system for a real-time gesture classification using surface EMG. *IFAC-PapersOnLine*, 50(1), 11498-11503.
- AlJobouri, H. K., & Çankaya, İ. (2015). Biosignal Processing, Medical Imaging and fMRI (BSPMI) Software Package Based on MATLAB GUI for Education and Research. *International Journal of Scientific Research in Information Systems and Engineering (IJSRISE)*, 1(2), 35-43.
- Balim, M. A., & Acir, N. (2018). *8 Channel Mobile EEG Measurement Device Design*. Paper presented at the 2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO).
- Benatti, S., Casamassima, F., Milosevic, B., Farella, E., Schönle, P., Fateh, S., . . . Benini, L. (2015). A versatile embedded platform for EMG acquisition and gesture recognition. *Ieee Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 9(5), 620-630.
- Bioexplorer. from <http://www.cyberevolution.com/>
- Bulling, A., Ward, J. A., Gellersen, H., & Tröster, G. (2010). Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 33(4), 741-753.
- Cengiz, T., & Demir, M. C. (2020). Detection and Classification of Muscle Activation in EMG Data Acquired by Myo Armband. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 178-183.
- Champaty, B., Jose, J., Pal, K., & Thirugnanam, A. (2014). *Development of EOG based human machine interface control system for motorized wheelchair*. Paper presented at the 2014 Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA/iCMMD).
- Chen, X.-B., Zhou, Y.-X., Wang, H.-P., Lü, X.-Y., & Wang, Z.-G. (2017). *Design of sEMG-detecting circuit for EMG-Bridge*. Paper presented at the 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).
- Choudhury, S. R., Venkataramanan, S., Nemade, H. B., & Sahambi, J. (2005). Design and development of a novel EOG biopotential amplifier. *IJBEM*, 7(1), 271-274.
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10(2), 1-10.
- Engin, M., Dalbastı, T., Güldüren, M., Davaslı, E., & Engin, E. Z. (2007). A prototype portable system for EEG measurements. *Measurement*, 40(9-10), 936-942.
- Fedotov, A. (2016). Selection of parameters of bandpass filtering of the ECG signal for heart rhythm monitoring systems. *Biomedical Engineering*, 50(2), 114-118.
- Ganz, L. I., & Friedman, P. L. (1995). Supraventricular tachycardia. *New England Journal of Medicine*, 332(3), 162-173.
- Geske, J., & Bellur, S. (2008). Differences in brain information processing between print and computer screens: Bottom-up and top-down attention factors. *International Journal of Advertising*, 27(3), 399-423.
- Golden, D. P., Wolthuis, R. A., & Hoffler, G. (1973). A spectral analysis of the normal resting electrocardiogram. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*(5), 366-372.
- Guermendi, M., Bigucci, A., Scarselli, E. F., & Guerrieri, R. (2015). *EEG acquisition system based on active electrodes with common-mode interference suppression by Driving*

- Right Leg circuit*. Paper presented at the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).
- Güven, M. (2012). Biyopotansiyeller ve ölçüm cihazları. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 21(3), 174-188.
- Hammad, M., Maher, A., Wang, K., Jiang, F., & Amrani, M. (2018). Detection of abnormal heart conditions based on characteristics of ECG signals. *Measurement*, 125, 634-644.
- Hardalaç, F., & Canal, R. (2004). EMG circuit design and AR analysis of EMG signs. *Journal of medical systems*, 28(6), 633-642.
- He, S., & Li, Y. (2017). A single-channel EOG-based speller. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(11), 1978-1987.
- Heo, J., Yoon, H., & Park, K. S. (2017). A novel wearable forehead EOG measurement system for human computer interfaces. *Sensors*, 17(7), 1485.
- Hernandez, R. K., Farwell, W., Cantor, M. D., & Lawler, E. V. (2009). Cholinesterase inhibitors and incidence of bradycardia in patients with dementia in the veterans affairs new England healthcare system. *Journal of the American Geriatrics Society*, 57(11), 1997-2003.
- Hossain, Z., Shuvo, M. M. H., & Sarker, P. (2017). *Hardware and software implementation of real time electrooculogram (EOG) acquisition system to control computer cursor with eyeball movement*. Paper presented at the 2017 4th International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE).
- Karagöz, Y., Gül, S., & Çetinel, G. (2017). *An eog based communication channel for paralyzed patients*. Paper presented at the 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU).
- Kitchin, C., & Counts, L. (2006). *A designer's guide to instrumentation amplifiers*: Analog Devices Norwood, MA.
- Lee, S.-Y., Hong, J.-H., Hsieh, C.-H., Liang, M.-C., Chien, S.-Y. C., & Lin, K.-H. (2014). Low-power wireless ECG acquisition and classification system for body sensor networks. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(1), 236-246.
- Lee, S., Cho, H., Kim, K., & Jun, S. C. (2019). Simultaneous EEG Acquisition System for Multiple Users: Development and Related Issues. *Sensors*, 19(20), 4592.
- Lee, S., & Kruse, J. (2008). Biopotential electrode sensors in ECG/EEG/EMG systems. *Analog Devices*, 200, 1-2.
- Lin, B.-S., Huang, Y.-K., & Lin, B.-S. (2019). Design of smart EEG cap. *Computer methods and programs in biomedicine*, 178, 41-46.
- Liu, X., Zheng, Y., Phyu, M. W., Endru, F., Navaneethan, V., & Zhao, B. (2012). An ultra-low power ECG acquisition and monitoring ASIC system for WBAN applications. *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, 2(1), 60-70.
- Luo, Y., Hargraves, R. H., Belle, A., Bai, O., Qi, X., Ward, K. R., . . . Najarian, K. (2013). A hierarchical method for removal of baseline drift from biomedical signals: application in ECG analysis. *The Scientific World Journal*, 2013.
- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*: Oxford University Press, USA.
- Martínez-Cerveró, J., Ardali, M. K., Jaramillo-Gonzalez, A., Wu, S., Tonin, A., Birbaumer, N., & Chaudhary, U. (2020). Open software/hardware platform for human-computer interface based on electrooculography (eog) signal classification. *Sensors*, 20(9), 2443.

- Moy, T., Huang, L., Rieutort-Louis, W., Wu, C., Cuff, P., Wagner, S., . . . Verma, N. (2016). An EEG acquisition and biomarker-extraction system using low-noise-amplifier and compressive-sensing circuits based on flexible, thin-film electronics. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 52(1), 309-321.
- Nayak, S. K., Pal, K., & Thirugnanam, A. (2015). *Development of an EOG based computer aided communication support system*. Paper presented at the 2015 Annual IEEE India Conference (INDICON).
- Pan, R., Chua, D., Pathmasuntharam, J. S., & Xu, Y. P. (2014). *A WBAN based cableless ECG acquisition system*. Paper presented at the 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- Poirier, C. J., Gadfort, P., Dixon, A. M., Nonte, M. W., Conroy, J. K., & Hairston, W. D. (2018). *Hardware implementation of an adaptive data acquisition system for real-world EEG*. Paper presented at the 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).
- Roell, J., Sikula, J., & Desai, J. (2015). Real-time individual finger movement of a Mecha TE robotic hand using human forearm sEMG signals through hardware-software communication. *Sch. J. Eng. Technol*, 3, 252-257.
- Sedghamiz, H. (2018). BioSigKit: a matlab toolbox and interface for analysis of biosignals. *Journal of Open Source Software*, 3(30), 671.
- Tinga, A. M., de Back, T. T., & Louwerse, M. M. (2020). Neurophysiological changes in visuomotor sequence learning provide insight in general learning processes: Measures of brain activity, skin conductance, heart rate and respiration. *International Journal of Psychophysiology*, 151, 40-48.
- Tinga, A. M., Nykliček, I., Jansen, M. P., de Back, T. T., & Louwerse, M. M. (2019). Respiratory biofeedback does not facilitate lowering arousal in meditation through virtual reality. *Applied psychophysiology and biofeedback*, 44(1), 51-59.
- Tohidi, M., Madsen, J. K., & Moradi, F. (2019). Low-power high-input-impedance EEG signal acquisition SoC with fully integrated IA and signal-specific ADC for wearable applications. *Ieee Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13(6), 1437-1450.
- TÜRKER, G., & GÜLER, İ. (2014). Farksal Yalıtılmış EKG Tasarımı ve Uygulaması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 16(3), 264-268.
- Uktveris, T., & Jusas, V. (2018). Development of a modular board for eeg signal acquisition. *Sensors*, 18(7), 2140.
- Verma, N., Shoebe, A., Bohorquez, J., Dawson, J., Gutttag, J., & Chandrakasan, A. P. (2010). A micro-power EEG acquisition SoC with integrated feature extraction processor for a chronic seizure detection system. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 45(4), 804-816.
- Vidaurre, C., Sander, T. H., & Schlögl, A. (2011). BioSig: the free and open source software library for biomedical signal processing. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011.
- Wang, Z., Chen, C., Li, W., Yuan, W., Han, T., Sun, C., . . . Chen, W. (2018). *A multichannel EEG acquisition system with novel ag NWs/PDMS flexible dry electrodes*. Paper presented at the 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).
- Weeks, J., Elsaadany, M., Lessard-Tremblay, M., Targino, L., Liamini, M., & Gagnon, G. (2020). *A novel sensor-array system for contactless electrocardiogram acquisition*.

Paper presented at the 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC).

- Wu, S.-L., Liao, L.-D., Lu, S.-W., Jiang, W.-L., Chen, S.-A., & Lin, C.-T. (2013). Controlling a human-computer interface system with a novel classification method that uses electrooculography signals. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 60(8), 2133-2141.
- Xu, J., Mitra, S., Van Hoof, C., Yazicioglu, R. F., & Makinwa, K. A. (2017). Active electrodes for wearable EEG acquisition: Review and electronics design methodology. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 10, 187-198.
- Yathunanthan, S., Chandrasena, L., Umakanthan, A., Vasuki, V., & Munasinghe, S. (2008). *Controlling a wheelchair by use of EOG signal*. Paper presented at the 2008 4th International Conference on Information and Automation for Sustainability.
- Yoo, J., Yan, L., El-Damak, D., Altaf, M. A. B., Shoeb, A. H., & Chandrakasan, A. P. (2012). An 8-channel scalable EEG acquisition SoC with patient-specific seizure classification and recording processor. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 48(1), 214-228.
- Zhang, L., Guo, X.-j., Wu, X.-p., & Zhou, B.-y. (2013). *Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system*. Paper presented at the 2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics.

ÖZ GEÇMİŞ

Ertuğrul Furkan Savaştaer Elazığ Ahmet Kabaklı Anadolu Öğretmen Lisesi'ni bitirdikten sonra Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği'nden 2018 yılında mezun oldu. 2019 yılından beri OMÜ Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümü Yüksek Lisans programına devam etmektedir. 2020 yılından beri Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmakta ve orta derecede İngilizce bilmektedir. Temel ilgi alanları; mühendislik, geleneksel okçuluk, yüzme ve kampçılıktır.

İletişim Bilgileri

ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-5670-6593>

Yayınlanmış Çalışmalar:

1. E. F. Savastaer and C. Tepe, "Single Channel EOG Measurement System and Interface Design," *2021 5th International Symposium on Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies (ISMSIT)*, 2021, pp. 115-119, doi: 10.1109/ISMSIT52890.2021.9604601.