

**ELEKTRİKSEL KAYNAK GÖRÜNTÜLEME AMAÇLI
256 KANALLI ELEKTROENSEFALOGRAFİK
VERİ TOPLAMA SİSTEMİ**

Ali Bülent UŞAKLI

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2006

ANKARA

Ali Bülent UŞAKLI tarafından hazırlanan ELEKTRİKSEL KAYNAK GÖRÜNTÜLEME AMAÇLI 256 KANALLI ELEKTROENSEFALOGRAFİK VERİ TOPLAMA SİSTEMİ adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof.Dr. Nevzat G. GENÇER
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof.Dr.Pekcan UNGAN
Üye : Prof.Dr.Nevzat G. GENÇER
Üye : Doç.Dr.Cüneyt GÖKSOY
Üye : Doç.Dr. Osman EROĞUL
Üye : Yrd.Doç.Dr. Yılmaz SAVAŞ
Tarih : 22/12/2006

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Ali Bülent UŞAKLI

**ELEKTRİKSEL KAYNAK GÖRÜNTÜLEME AMAÇLI 256 KANALLI
ELEKTROENSEFALOGRAFİK VERİ TOPLAMA SİSTEMİ**

(Doktora Tezi)

Ali Bülent UŞAKLI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Aralık 2006

ÖZET

İnsan beynindeki sinir hücreleri, işitme, görme veya dokunma gibi vücut fonksiyonlarıyla ilişkili olarak beyindeki değişik bölgelerde elektriksel aktivite üretirler. Bu aktiviteler, kafa yüzeyinde bir elektriksel potansiyel dağılımı yaratırlar. Saçlı deri yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ile potansiyel farkları (0,5-70 Hz ve <300µV) ölçülebilmektedir (Elektroensefalografi, EEG). Tez çalışmaları kapsamında 256 kanallı EEG veri toplama sistemi (EEGDAS) tasarlanarak gerçekleştirilmiştir. Sistem DC yükseltme, 24-bit analog sayısal dönüştürücü, evrensel veri iletim yolu (USB) ile veri transferi üzerine temellendirilmiş ve tamamen yeni bir yaklaşımla tasarlanarak gerçekleştirilmiştir. Yeni bir 256 kanallı EEG sisteminin tasarlanarak gerçekleştirilmesindeki amaç, daha hassas elektriksel kaynak görüntülemesi yapmaktır. Yerellemedeki duyarlılık, insan beynindeki epileptik merkez gibi oluşumların yerlerinin daha doğru bir şekilde bulunmasını sağlayabilecektir. Elektrotlardan alınan analog sinyal, DC kuplajlı olarak 13,8 kazançla yükseltilerek, 24 bit sigma-delta teknoloji analog sayısal dönüştürücü ile 18 etkin bit ile sayısallaştırılmıştır. Veri 144 Kbyte/s hızda geçici saklama belleğine ve 1 Mbyte/s hızda bilgisayara aktarılmaktadır. Veri toplama sisteminin örnekleme hızı 140 Hz'tir. İşitsel uyarıcı sinyali (yaklaşık 1 s aralıklarla) kulaklığa uygulanabileceği gibi dışarıdan bağlanacak bir uyarıcının

tetiklenmesi için de kullanılabilir. Sistemde ortak modun atılma oranı 102 dB, elektronik gürültü 1,76 μ V (rms)'tir. Dinamik aralık 108 dB olarak hesaplanmıştır. EEGDAS'la 256 kanallı spontane EEG, işitsel uyarılmış potansiyel kayıtları, bunların ortalamaları ve beyin haritaları elde edilmiştir. Sistem, kullanımı kolay nitelikte, donanım ve yazılımın her noktasına erişilebilen esnek bir ölçme sistemi olarak farklı bir yaklaşımla gerçekleştirilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Performans ölçmeleri ve sinyal kayıtları, sistemin insan beyninin elektriksel kaynak görüntülemesi amacıyla kullanılabileceğini göstermektedir.

Bilim Kodu : 704.3.013
Anahtar Kelimeler : Elektroensefalografi, çok kanallı veri toplama, biyopotansiyel ölçmeler, performans testleri
Sayfa Adedi : 212
Tez Yöneticisi : Prof.Dr. Nevzat G. GENÇER

**256-CHANNEL ELECTROENCEPHALOGRAPHIC
DATA-ACQUISITION SYSTEM FOR ELECTRICAL SOURCE IMAGING
(Ph.D.Thesis)**

Ali Bülent UŞAKLI

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY
December 2006**

ABSTRACT

The neurons of the human brain generates electrical activities due to auditory, visual or somatosensory stimuli. The activities create electrical potential on the scalp (0.5-70 Hz and $<300 \mu\text{V}$) (electroencephalography, EEG). In this thesis, to increase the performance of electrical source localization by using more channel numbers, a novel 256-channel EEG data-acquisition system (EEGDAS) is designed and realized. Design strategy is based on DC coupling, 24 bit analog to digital conversion and universal serial bus. The motivation behind the design and realization of a novel 256-channel EEG system is to obtain more accuracy in electrical source localization. This helps finding more accurately the epileptic foci or other anomalies in the human brain. Analog signals coming from electrodes are amplified (gain 13.8) and converted with 24-bit sigma delta technology analog to digital converter. Data is transferred via USB at the rate of 144 Kbyte/sec to temporary storage and then 1 Mbyte/sec to the computer. The sampling rate of the system is 140 Hz. The system can produce auditory click signal for the head phone or a trigger signal for the external stimulator at about one second interval. The common mode rejection ratio of the system is measured as 102 dB and electrical noise is $1.76 \mu\text{V}$ (rms). The dynamic range of the system is found to be

108 dB. 256-channel spontaneous EEG and auditory evoked potential recordings, averaged signals and brain maps were obtained in this study. EEGDAS can operate user friendly and each point of the hardware and software can be reached for any modification to conduct different types of EEG measurement experiments. Performance tests and signal recordings show that the system can be used for the electrical source imaging in the human brain.

Science code : 704.3.013

**Key words : Electroencephalography, multi-channel data acquisition,
bio-potential measurements, performance tests**

Page number : 212

Adviser : Prof.Dr. Nevzat G. GENÇER

TEŞEKKÜR

Öncelikle, disiplinler arası bir çalışma olan bu tez konusunda, araştırma imkânı sağlayan danışmanım Prof.Dr. Nevzat G. Genç'er'e teşekkür ederim. Bilimsel araştırma anlayışı ve bilimsel etik değerler konularında kendisinden öğrendiklerim, gelecekteki çalışmalarım için önemli kazanımlarım olmuştur.

Çalışmalarım süresince tecrübelerinden yararlandığım başta Doç.Dr. Cüneyt Göksoy olmak üzere, sistemin yazılımını gerçekleştirmemdeki desteklerinden dolayı Haldun Özdemir'e, Mert Özdağ'a, Dr. Ö.Haluk Tekbaş'a, Dr. Faruk Kural'a ve denek olarak beyin sinyallerini kaydettiğim Ortadoğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Beyin Araştırmaları Laboratuvarındaki araştırmacılar Koray Özdal, Evrim Çolak, Dr. Zeynep Akalın-Acar'a ve diğer araştırmacılara teşekkür ederim. Tez izleme komitesi üyesi Yrd.Doç.Dr. Yılmaz Savaş'a ve Gazi Üniversitesi, Elektronik Bilgisayar Eğitimi Bölümü Başkanı Prof.Dr. İnan Güler'e destekleri için teşekkür ederim. Ayrıca değerli katkılarından dolayı tez jürisi üyelerine içten teşekkürlerimi sunarım .

Tez çalışmalarının veri toplama sisteminin geliştirilmesinde finansman desteği, ODTÜ tarafından Bilimsel Araştırma Projesi (BAP 2003-03-01-01) olarak sağlanmıştır, ilgililere teşekkür ederim.

Ayrıca çalışmalarım boyunca destek olan görev yaptığım Kara Harp Okulundaki eski ve yeni sıralı tüm komutanlarıma bilimsel çalışmalara verdikleri destekten dolayı şükranlarımı sunarım.

Bu alanda yapılacak çalışmalara katkı sağlaması dileklerle, çalışmayı aileme armağan ediyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. ELEKTRİKSEL KAYNAK GÖRÜNTÜLEME	19
2.1. Kaynak Görüntülemenin Esasları.....	19
2.2. Kaynak Görüntülemenin İyileştirilmesi.....	22
3. ELEKTROENSEFALOGRAFi SİSTEMLERİ.....	24
3.1. Elektrot ve EEG Başlığı	26
3.2. Biyopotansiyel Yükselteç.....	30
3.3. Veri Transferi	34
3.4. Veri İşleme.....	35
3.5. Besleme	36
3.6. Analog Sayısal Dönüştürücü	38
3.6.1. Dinamik aralık	40
3.6.2. Kuantalama hatası	41

Sayfa

3.6.3. Sinyal gürültü oranı	42
3.7. Elektronik Gürültü	44
3.8. Uyarılmış Potansiyeller	44
3.9. Veri Saklama	44
3.10. EEG Çalışmaları.....	45
4. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMİN YAPISI.....	49
4.1. Tasarım Yaklaşımı.....	49
4.2. Tasarım Temelleri.....	50
4.3. Sistem Donanımı.....	53
4.3.1. EEG başlığı	58
4.3.2. Analog devre	60
4.3.3. Sayısal devre	64
4.3.4. İşitsel uyarı devresi.....	65
4.3.5. Bellek tamponu	67
4.3.6. USB modülü	68
4.3.7. Güç kaynağı	70
4.3.8. Bilgisayar.....	71
4.4. Sistem Yazılımı.....	71
4.4.1. Kullanıcı arayüzü	71
4.4.2. Gömülü kod	73
4.4.3. Algoritma.	73
4.4.4. Sayısal filtre	75
5. PERFORMANS TESTLERİ.....	78

Sayfa

5.1. CMRR Ölçmeleri.....	78
5.2. DC Sürüklenme	81
5.3. Doğrusallık.....	82
5.4. Elektronik Gürültü.....	86
5.5. Kanallar Arası Sızma ve Sinyal Gürültü Oranı.....	91
5.6. Dinamik Aralık	92
5.7. İşitsel Uyarı.....	93
5.8. Güç Harcama	94
5.9. Giriş Empedansı	94
6. DENEYSEL SONUÇLAR.....	97
6.1. Test Sinyalleri.....	97
6.2. EEG Kayıtları	104
6.3. Dişlerin Sıkılmasıyla Alınan Kayıtlar.....	115
6.4. İşitsel Uyarılmış Potansiyel Kaydı	121
7. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	128
KAYNAKLAR.....	134
EKLER.....	140
EK-1. İleri ve Geri Problem.....	141
EK-2. Elektronik Gürültü ve Azaltılmasına Yönelik Yöntemler.....	149
EK-3. Uyarılmış Potansiyeller.....	160
EK-4. EEG Verisinin Saklama Formatları.....	168
EK-5. 256 Kanallı EEG Başlığı ve Konnektör Bağlantısı.....	175
EK-6. Elektronik Devrelerin Şemaları.....	178
EK-7. Sayısal Filtreleme.....	186
EK-8. Kayıt Örnekleri.....	193
EK-9. Sisteme ait Görüntüler.....	203
ÖZGEÇMİŞ.....	211

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Ticari EEG uygulamalarında çoğullama yöntemi ve dinamik aralık değerleri.....	40
Çizelge 3.2. EEG donanımı çalışmalarının özeti.....	47
Çizelge 4.1. İşlem denetçilerinin veri yolundaki yerleri.....	74
Çizelge 4.2. SELECT0, SELECT1 ve yapılacak işlemler.....	74
Çizelge 5.1. CMRR-frekans ilişkisi.....	79
Çizelge 5.2. DC sürüklenme-sıcaklık ilişkisi.....	81
Çizelge 5.3. Sıcaklıkla çıkış voltajı ilişkisi.....	83
Çizelge 5.4. Frekansla çıkış voltajı ilişkisi.....	84
Çizelge 5.5. Giriş gerilimi ile çıkış gerilimi ilişkisi.....	85
Çizelge 5.6. Ölçülen gürültü değerleri.....	86
Çizelge 5.7. EEG voltajı ile etkin bit (dinamik aralık) durumu.....	92
Çizelge 5.8. Giriş empedansının frekansla ilişkisi.....	96

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. İnsan beyni.....	3
Şekil 1.2. Nöronun temel bileşenleri	5
Şekil 1.3. Nöronda oluşan aksiyon potansiyeli.....	6
Şekil 1.4. Saçlı deri, kafatası ve beyin kabuğundaki kortikal dipoller.....	8
Şekil 1.5. EEG örnekleri.....	10
Şekil 1.6 Spontane bir EEG dalgasının frekans spektrumu.....	11
Şekil 1.7. Profesyonel bir EEG cihazından alınan kayıt	11
Şekil 1.8. 10-20 EEG elektrot yerleştirme sistemi.....	13
Şekil 1.9. EEG sinyallerinin farklı şekillerde alınması.....	14
Şekil 2.1. Gerçekçi kafa modelinin kullanıldığı bir ESI sisteminin blok şeması.....	20
Şekil 2.2. Kaynak görüntülemenin aşamaları.....	21
Şekil 2.3. x-yönünde kafa yüzeyine yakın konumlanmış bir dipol (p) için potansiyel ve manyetik alanların gösterimi.....	22
Şekil 3.1. Elektromanyetik alanların girişim etkisi.....	31
Şekil 3.2. Besleme kaynaklarının etkileri.....	37
Şekil 3.3. Farklı yapılardaki ADC'lerin göreceli olarak çözünürlük ve bant genişliği ilişkisi.....	39
Şekil 3.4. Birinci dereceden sigma delta analog sayısal dönüştürücü.....	39
Şekil 3.5. Hatanın düzgün olasılık dağılımı.....	41
Şekil 3.6. Bazı medikal uygulamalarının dinamik aralık (dB) ve örnekleme frekansı (Hz) ilişkisi.....	43
Şekil 4.1. Sistemin blok şeması.....	54
Şekil 4.2. Tasarıma esas sistem görüntüsü.....	55

Şekil	Sayfa
Şekil 4.3. İşitsel uyarıcı devresi.....	66
Şekil 4.4. İşitsel uyarıcı olarak kullanılan sinyal.....	66
Şekil 4.5. Bellek tamponu ve sistem arasındaki sinyal akışı.....	67
Şekil 4.6. USB denetleyicisinin kontrol sinyalleri.....	69
Şekil 4.7. Kullanıcı ara yüz ekranı.....	72
Şekil 4.8. Kullanılan filtrelerin frekans tepkisi.....	77
Şekil 5.1. Frekans-CMRR ilişkisi.....	80
Şekil 5.2. 18 – 25 °C sıcaklık aralığı için DC sürüklenme.....	82
Şekil 5.3. 18 – 24 °C sıcaklık aralığı için çıkış voltajı değişimi.....	83
Şekil 5.4. Giriş sinyal frekansının çıkış voltajına etkisi.....	84
Şekil 5.5. Giriş sinyal genlik değişiminin çıkış voltajına etkisi.....	85
Şekil 5.6. Girişlerin doğrudan analog toprağa bağlanması durumunda ölçülen elektronik gürültü.....	87
Şekil 5.7. Girişler 1 K Ω ile topraklandığında ölçülen elektronik gürültü.....	88
Şekil 5.8. Girişler 5 K Ω ile topraklandığında ölçülen elektronik gürültü.....	89
Şekil 5.9. Girişin 1 K Ω dirençle topraklanması durumunda ölçülen gürültü sinyalinin spektrumu:.....	90
Şekil 5.10. İşitsel uyarı sinyali.....	94
Şekil 5.11. Giriş empedansının ölçülmesi.....	95
Şekil 5.11. Giriş empedansının frekansla ilişkisi.....	96
Şekil 6.1. 10 Hz-120 μ V (pp) sinüs test sinyali kaydı.....	98
Şekil 6.2. 10 Hz-120 μ V (pp) testere test sinyali kaydı.....	99
Şekil 6.3. 5 Hz-100 μ V (pp) üçgen test sinyali kaydı.....	100
Şekil 6.4. 0-30 Hz 180 μ V (pp), 1 s süpürmeli sinüs test sinyali kaydı.....	101

Şekil	Sayfa
Şekil 6.5. Bir kanala ait kaydedilen bir saniyelik 10 Hz 120 μ V (pp) sinüs test sinyalinin görüntüsü.....	102
Şekil 6.6. 10 Hz 120 μ V (pp) sinüs test sinyalinin filtrelendikten sonraki görüntüsü.....	103
Şekil 6.7. Filtrelenmemiş spontane EEG kaydının 1 saniyelik zaman serisi.....	106
Şekil 6.8. Filtrelenmemiş spontane EEG kaydının frekans spektrumu.....	107
Şekil 6.9. Spontane EEG kaydı.....	108
Şekil 6.10. Farklı kanallardan alınan 2 saniyelik spontane EEG kayıt örnekleri.....	110
Şekil 6.11. Farklı modüller için 0,5 saniyelik spontane kayıtlar.....	112
Şekil 6.12. Yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerin sıkılmasıyla alınan EEG kaydı.....	115
Şekil 6.13. Yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerin sıkılmasıyla aynı anda farklı kanallardan alınan EEG kayıtları.....	117
Şekil 6.14. Dişlerin sürekli sıkılmasıyla alınan EEG kaydı.....	118
Şekil 6.15. Dişlerin sürekli sıkılması durumunda farklı kanallardan alınan 5 saniyelik kayıtlar.....	120
Şekil 6.17. İşitsel uyarıcı (klik sinyali) için iki modüle ait 26 defa ortalaması alınmış sinyaller.....	122
Şekil 6.17. Sol kulaktan verilen 26 klik sinyalinin 27 elektrot yeri için alınan sinyallerin ortalamalarının kafa üzerinde, yaklaşık elektrot yerlerine göre gösterilmesi.....	124
Şekil 6.18. 256 kanaldan uygun olanların alındığı 26 şar ortalamalı sinyaller.....	125
Şekil 6.19. Sol kulaktan verilen işitsel uyarı (klik) için beyin haritası.....	126

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. EEG başlıklarından örnekler.....	28
Resim 4.1. Geliştirilen sistemin görüntüleri.....	56
Resim 4.2. EEG başlığı.....	59
Resim 4.3. Analog kart.....	61
Resim 4.4. Anakartın yerleştirilmesi.....	64
Resim 4.5. Bellek tamponunun kutu içerisindeki görüntüsü.....	68
Resim 4.6. Güç kaynağının yerleştirilmesi.....	70
Resim 4.7. Kullanıcı ara yüzü ekranı.....	72
Resim 6.1. EEG başlık konnektörlerinin EEGDAS giriş konnektörlerine bağlanması ve başlığın kafaya takılması.....	105

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılan bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
a	Analog sayısal dönüştürücüde adım voltajı
e	Hata fonksiyonu
P(e)	Hatanın olasılık dağılım fonksiyonu
E[e]	Beklenen değer
K	Boltzman sabiti ($1,38 \times 10^{-23}$ joule / °K)
T	Mutlak sıcaklık (°K),
B	Gürültü bant genişliği (Δf , Hz),
$\sigma(x,y,z)$	İletkenlik
p	Akım dipolü
B	Manyetik alan
ϕ	Potansiyel alan
$\Sigma\Delta$	Sigma Delta teknoloji ADC
μC	Mikro denetleyici

Kısaltmalar	Açıklama
ADC	Analog sayısal dönüştürücü
AEP	İşitsel uyarılmış potansiyel
AGND	Analog toprak
BDF	Biosemi Data Format
BEM	Sınır eleman sayısal modeli
BJT	İki kutuplu eklem transistör
BPF	Bant geçiren filtre
CMRR	Ortak modun atılma oranı

Kısaltmalar	Açıklama
CSF	Serebrospinal sıvı
DGND	Sayısal toprak
DR	Dinamik aralık
EDF	European Data Format
EEG	Elektroensefalografi
EEGDAS	Geliştirilen EEG veri toplama sistemi
ESD	Elektrostatik boşalma
ESI	Elektriksel kaynak görüntüleme
EMSI	Elektro manyetik kaynak görüntüleme
EP	Uyarılmış potansiyel
EPSP	Uyarıcı postsnaptik potansiyel
ERP	Olaya ilişkin potansiyel
FEM	Sonlu eleman sayısal modeli
FIFO	İlk giren ilk çıkar yapı
fMRI	Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme
IPSP	Engelleyici postsnaptik potansiyel
JFET	Eklem alan etkili transistör (FET)
KA	Kanallar arası ayırma
KSB	Kanallar arası sızmayı bastırma
LPF	Alçak geçiren filtre
MEG	Magnetoensefalografi
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
pp	Tepeden tepeye değer
RAM	Rasgele erişimli bellek
RMS	Etkin değer
SEP	Somatosensör uyarılmış potansiyel
USB	Evrensel seri veri yolu
VEP	Görsel uyarılmış potansiyel

1. GİRİŞ

Yıllardır süren araştırmalara, tıptaki ilerlemelere ve teknolojik gelişmelere rağmen, insan beyninin özellikleri hâlâ tam olarak anlaşılmış değildir. Sinir sisteminin merkezi olan bu organ, gerek vücut doku ve organlarının çalışmalarıyla ilgili olarak kendiliğinden (spontane), gerekse dışarıdan gelen uyarıcı etkiler (uyarılmış veya olaya ilişkin potansiyeller) nedeniyle elektriksel sinyal üretmektedir. Üretilen bu sinyallerin doğru ölçülmeleri ve işlenmeleri, beyindeki epileptik nöbet, tümör gibi oluşumlara neden olan dokuların, gerektiğinde cerrahi müdahale yapılmak üzere yerlerinin tespit edilmesi ve vücut fonksiyonlarının incelenmesi imkânını sağlamaktadır.

Beynin elektriksel sinyalleri, elektrotlarla ölçülebilmektedir (elektroensefalografi, EEG). EEG ilk kez Alman bilim adamı Hans Berger tarafından kaydedilmiştir [Berger, 1929]. 1960'lı yıllarda geliştirilen manyetik algılayıcılarla (SQUID, Superconducting Quantum Interference Device) [Zimmerman ve ark., 1970] beyindeki elektriksel aktivitelerin yarattığı manyetik alanlar ölçülmüştür (manyetoensefalografi, MEG) [Cohen, 1972]. Her iki yöntemin ortak özelliği zaman çözünürlüklerinin yüksek olmasıdır. Ancak MEG sistemlerinin EEG sistemlerine göre daha pahalı olması, son yıllardaki teknolojik gelişmelere bağlı olarak EEG'de çözünürlüğün artırılması ve giriş empedansı yüksek yüksekteçlerin kullanılmasıyla EEG sistemleri daha yaygınlaşmıştır.

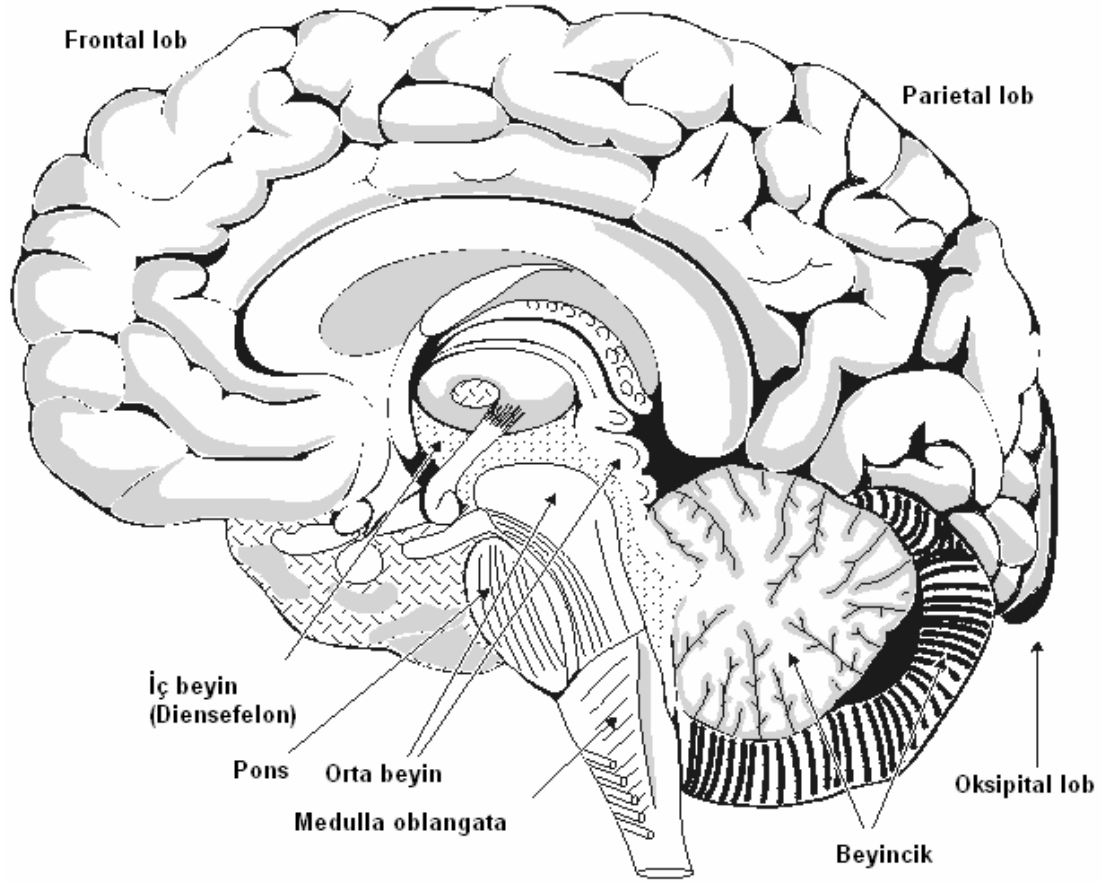
EEG sinyalleri kullanılarak, insan beyninin, işitme, görme gibi çeşitli duylara verdiği tepkilerin araştırılması yanında, öğrenme mekanizmasının anlaşılması, beyin-bilgisayar arabirimlerinin geliştirilmesi ve bazı sinir ilaçlarına beyin verdiği tepkilerin incelenmesi yapılabilmektedir. Ayrıca klinik ölümün bir diğer işareti beyinde EEG aktivitesinin kaybolmasıdır. Organ nakillerinde beyin ölümünün tespiti için de EEG sinyalleri kullanılmaktadır.

Tez alışmaları kapsamında, yeni bir yaklaşımla 256 kanallı elektroensefalografik veri toplama sistemi gerçekleştirilmiştir. Sistemin tasarım stratejisi, DC kuplajlı yükseltme, 24 bit analog sayısal dönüştürme ve evrensel veri yolu (USB) veri transferi üzerine temellendirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem ticari cihazlara göre çoğu yönüyle farklı ve orijinal bir sistemdir. Sistemin performans testleri yapılmış ve çeşitli deneysel durumlar için kayıtlar alınmıştır. Test ve kayıtlar başarılı sonuçlar vermiştir. Sistem donanım ve yazılımıyla ihtiyaca göre değişiklik yapılabilecek esnek bir yapıdadır. Bu zellik beynin elektriksel sinyallerinin ölçülmesinde farklı beyin araştırmaları için kolaylık sağlayacaktır. Gerçekleştirilen bu sistemle, vücut fonksiyonlarının beyinde ilgili olduğu bölgenin daha doğru bir şekilde tespit edilmesi amaçlanmıştır. Aşağıda, teze ilgili genel konular ele alınmıştır.

İnsan beyninin anatomisi ve fizyolojisi

Beyin, kafatası içerisinde yumuşak sinir dokularından oluşan, merkezi sinir sisteminin en önemli organıdır ve üç ana yapıdan oluşmaktadır. Bu yapılar: beyin sapı, beyincik (serebellum) ve beyindir (serebrum). şekil 1.1.'de insan beynini oluşturan ana bileşenler gösterilmiştir.

Beyin sapında, kalp atışlarını ve solunumu kontrol eden ve öksürme, hapşırma, kusma gibi refleks fonksiyonların ilişkili olduğu medulla oblangata, n tarafında yaklaşık 2,5 cm uzunluğundaki sinir demeti (pons), beyinciğe giden lifler için anahtarlama merkezi görevi gören ortabeyin ve st kısmını oluşturan talamus ve hipotalamusun içine gömülü olduğu diensefelon bulunur. İç kulaktaki işitme yapılarından ve görme sisteminden gelen lifler talamusta toplanır. Talamus ayrıca somatik (istemli) sensör sistemleri için de geçiş noktasıdır. Kısaca talamus, duyuşsal ve motor hareketlerle serebral korteksten (beyin kabuğu) alınan bilginin, beynin ilgili diğer kısımlarına gönderilmesiyle ilgilidir.



Şekil 1.1. İnsan beyni [Malmivuo ve Plonsey, 1995].

Hipotalamus, sinir birleşimlerinden geçen kanın özelliklerine göre tepki verir. Duygusal davranış biçimlerine etki eden endokrin, sinirlerden gelen cevaplara göre kontrol edilir. Kimyasal etkileşim yoluyla hipotalamus tarafından kontrol edilen diğer fonksiyonlar: vücut sıcaklık kontrolü, su dengesi, yiyecek alımı, mide salgıların kontrolü, cinsel davranış ve uyku durumlarıdır [Carr ve Brown, 1993].

Beyincik, yumuşak kas hareketi, denge ve algılama mesajlarını bütünleştirir. Dış kabuk gri madde ve iç medulla beyaz maddedir. Vücut duruşunu, kas hareketlerini ve organ pozisyonlarını organize eder.

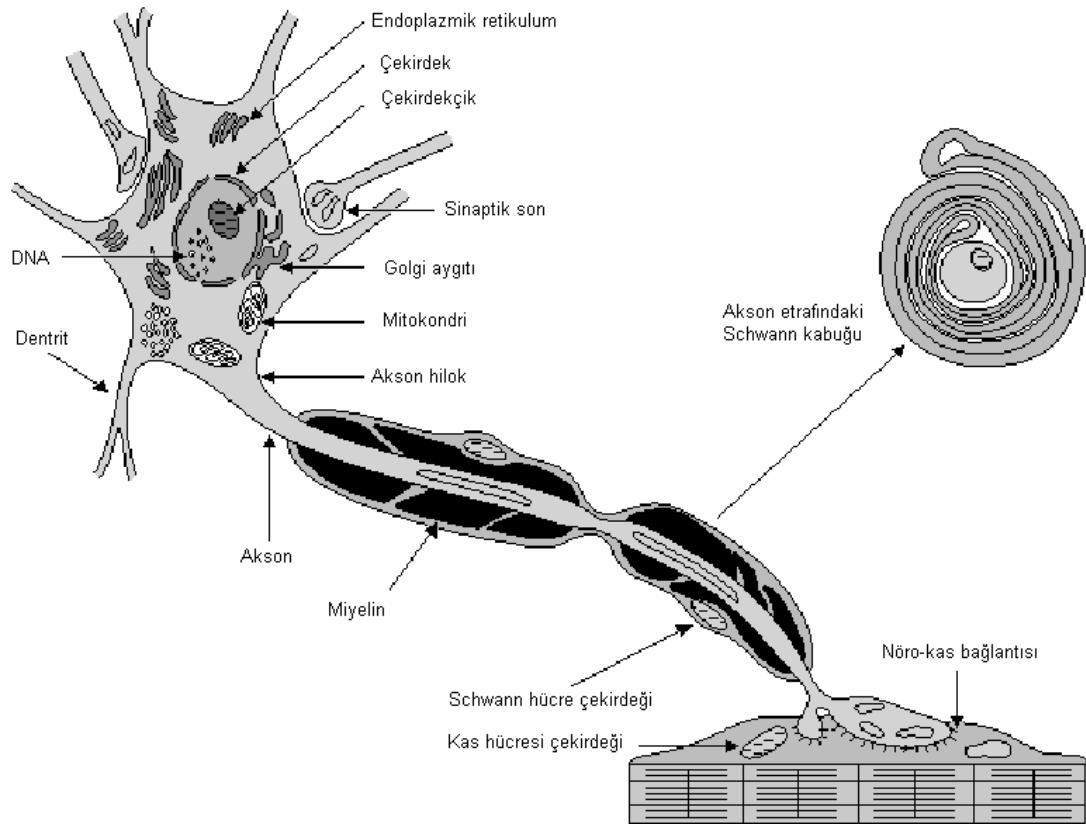
Beynin en büyük parçası olan serebrum, istemli motor hareketlerinin bellek bankası ve denetleyicisidir. Boylamasına yarık (fisur) serebrumu iki kısma

ayırır. Bu kısımlardaki loblar da altlarındaki kemiklere göre isimlendirilirler. Genel olarak, bu lobların sorumlu oldukları bilinen işlevleri şunlardır:

- Frontal lob: istemli hareketler, zekâ, hafıza, hayal, yaratıcılık, muhakeme ve düşünme yeteneği,
- Temporal lob: işitme ve görme duyuları, öğrenme ve hafıza,
- Parietal lob: dokunma, nesne büyüklüğü, şekli ve yapısı algıları, baş parmak, dudak ve yüz hareketleri ve,
- Oksipital lob: görme duyusu ve optik geçişle ilgilidir [Guyton, 1989; Carr ve Brown, 1993].

Sinir sisteminin temel elemanı olan nöron, hücre gövdesi (soma), giriş lifi (dentrit) ve uzun bir taşıyıcı liften (akson) oluşur. Beyin kabuğunda somalar bulunduğu için rengi gridir ve gri madde (veya bozmadde) olarak adlandırılır. Gri maddenin altında, somalara bağlı aksonlar bulunur. Aksonlar beyaz bir kılıfla sarılı olduğundan bu kısım akmadde olarak adlandırılır. Beyin kabuğu, düşünme, istemli hareketler, dil, muhakeme ve kavrama fonksiyonlarıyla ilgilidir.

Beyin, nöronlara uygun yaşam ortamı sağlayan serebrospinal sıvı (CSF) içerisinde yüzer durumdadır ve üç ana zarla kaplıdır. Beyin kabuğunda yaklaşık 10^{10} nöron ve 10^{14} bağlantı (snaps) bulunmaktadır. Şekil 1.2.'de nöronun bileşenleri gösterilmiştir. Beyin kabuğunun hücre yoğunluğu 50 000 nöron/mm³'dir. Bu hücrelerin yaklaşık % 70'ini piramit hücreler oluşturmaktadır. Sağlı deri üzerinden sinyal alınabilmesi için, eş zamanlı olarak, yeteri kadar nöronun uyarılması gerekmektedir.

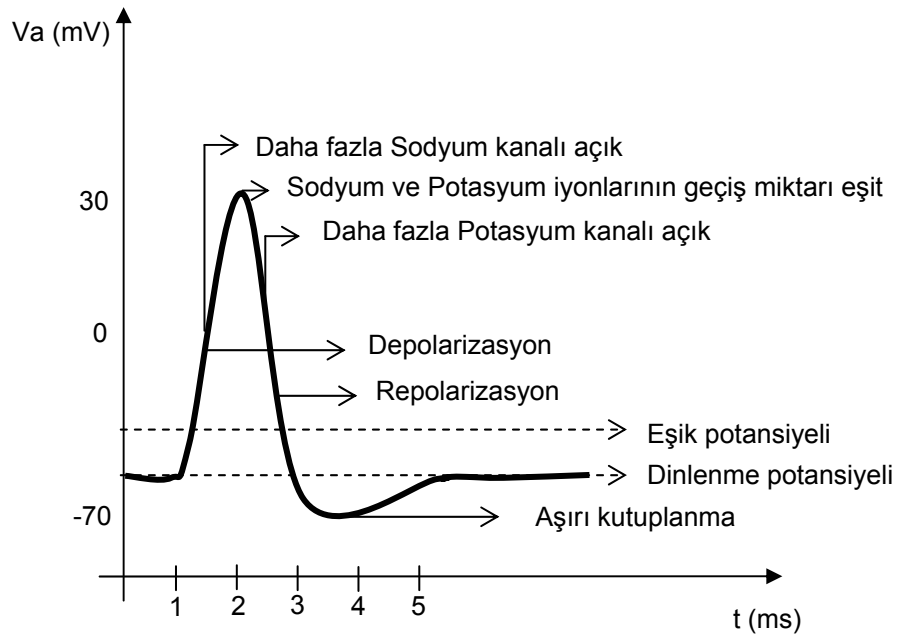


Şekil 1.2. Nöronun temel bileşenleri [Malmivuo ve Plonsey, 1995].

Beyindeki sinyaller, elektriksel ve kimyasal olaylar sonucunda nöronlarla iletilir. Potansiyel farkı, hücre zarından geçen Na^+ ve K^+ iyonlarından kaynaklanır.

Beyindeki elektriksel sinyaller, aksiyon potansiyelinin oluşumuyla meydana gelmektedir. Aksiyon potansiyeli genellikle aksonun gövdeye yakın kısmında (akson hilok) oluşur. Nöronların birleşme bölgeleri (sinaps), hücreler arasındaki bilgi geçişini kimyasal bir madde aracılığıyla sağlar. Bazı durumlarda aksona gelen uyarının iletimi, başka bir akson ucundan salgılanan kimyasal maddeler nedeniyle zorlaşır ya da kolaylaşır [Yazgan ve Koruürek, 1996].

Aktif bir nöron, nöronlar arasındaki bağlantıda nöro-verici (neurotransmitter) olarak isimlendirilen kimyasal bir madde yayar. Alıcı durumundaki postsnaptik nöronun dendritlerinde ve hücre gövdesi yakınlarında, nöro-vericiye duyarlı çok sayıda alıcı bulundurulur. Nöro-verici, alıcılar arasında, yüklü iyonların zardaki geçirgenliğini değiştiren bir kontak oluşturur. Bu durum depolarizasyona ve dolayısıyla aksiyon potansiyelinin oluşumuna neden olur. Bir nöron hücresi için aksiyon potansiyeli (Hodgkin-Huxley) Şekil 1.3.'te gösterilmiştir. Hücre zarına ulaşan bir uyarı, Na^+ iyonlarına geçirgenliğin artmasıyla daha fazla iyon kanalının açılarak önce hücre içerisine Na^+ iyonlarının girmesine, daha sonra da K^+ iyonlarının hücre dışına çıkmasına neden olur. Dinlenme durumunda hücre zarı potansiyeli -70 mV civarında iken tepede yaklaşık 30 mV'a ulaşır.



Şekil 1.3. Nöronda oluşan aksiyon potansiyeli.

Nörona iki şekilde snaptik giriş olabilir. Birincisinde hücre zarında uyarıcı, postsnaptik potansiyel (excitatory postsnaptic potential, EPSP) oluşturur. Bu durumda aksiyon potansiyelinin oluşumu kolaylaşır. İkinci giriş şeklinde ise; nöron çıkışında tersi bir olaya neden olan engelleyici postsnaptik potansiyel (inhibitory postsnaptic potential, IPSP) oluşur. Postsnaptik nöronlarla kontak halinde çok miktarda presnaptik nöron bulunduğundan, presnaptik

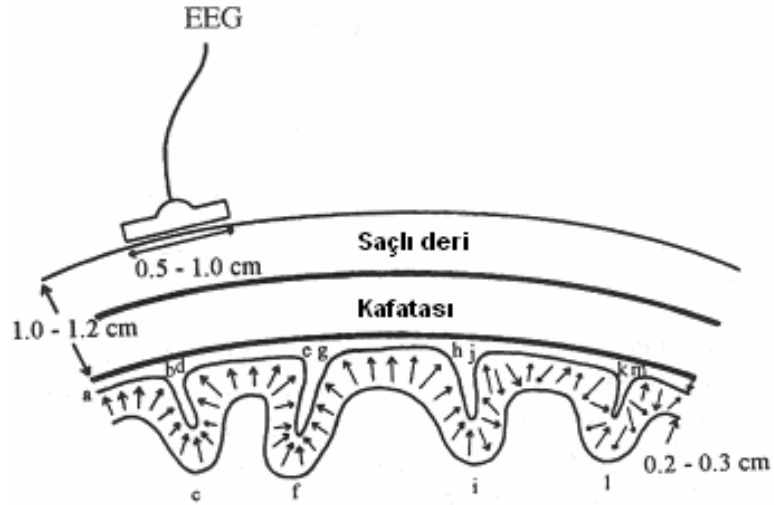
nöronlardan kaynaklanan EPSP ve IPSP'lerin tümü hücre gövdesiyle bütünleşmiştir. Net depolarizasyon, belirli bir eşik değerini aştığında bir aksiyon potansiyeli meydana gelir ve akson boyunca diğer nöronlara yayılır.

Elektroensefalografi

İnsan beynindeki elektriksel aktiviteler, kafa üzerine yerleştirilen elektrotlarla ve manyetometreyle izlenebilmektedir. Kafa yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ile potansiyel farkları (0,5-70 Hz ve $<300\mu\text{V}$) ölçülebilmekte ve aktivitelerin yeri ve zamana göre değişimi ile ilgili bilgi sahibi olunmaktadır.

Beyin kabuğundaki nöronlar çeşitli hücre katmanları halindedir. Bu katmanları oluşturan hücrelerin çoğu granül, pramit ve fuziform hücrelerdir [Gulrajani, 1998]. Beyin korteksindeki hücrelerin yaklaşık % 70'ini oluşturan piramit hücrelerin uyarılma anında oluşan postsnaptik potansiyelleri, EEG sinyallerini oluşturmaktadırlar. Aksiyon potansiyellerinden kaynaklanan sinyaller EEG bandının dışında kalan yüksek frekanslı sinyallerdir.

Beyindeki tek bir nöron ya da sinir lifinin boşalması kafa üzerinden okunarak kaydedilemez. Bir elektriksel potansiyelin saçlı deriye (scalp) kadar geçmesi için, yeterli sayıda sinir hücresinden aynı anda elektriksel akımların yayılması gerekir. Eşik altı postsnaptik depolarizasyon ve aşırı polarizasyon sinyali düşük değerli ancak uzun sürelidirler (10-200 ms). Eşik üstü aksiyon potansiyelleri ise daha kısa sürelidir (1-2 ms). Uzun süreli olmalarından dolayı yüzey EEG'de, yayılan aksiyon potansiyelinden çok kortikal nöronların eşik altı aktiviteleri baskındır. Şekil 1.4.'te gösterildiği gibi, kortikal dipoller kabuğun kıvrımlarına bağlı olarak farklı yönelimli olabilmektedir. Başka bir ifadeyle dipol yönünü belirleyen beyin kabuğunun kıvrımlarıdır [Gulrajani, 1998].



Şekil 1.4. Saçlı deri, kafatası ve beyin kabuğundaki kortikal dipoller. Yüzeysel EEG ölçümleri saçlı deri üzerinden alınmaktadır. Kabuk bcd, efg, hij ve klm parçaları gibi yarıklardan oluşur ve dipoller yüzey normalleri şeklindedir. Dolayısıyla kortikal dipoller sürekli radyal yönde değildir [Gulrajani, 1998].

Beyin aktivitesi ile EEG sinyallerinin frekansı ve genliği arasında bir ilişki vardır. Aktivite arttıkça frekans yükselmekte bununla birlikte genlik düşmektedir. Beynin elektriksel sinyalleri genellikle aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir [Webster, 1992; Carr ve Brown, 1993; Guyton, 1989]:

- Delta dalgaları: 0,5-4 Hz bandında, 100 μ V'tan daha düşük genlikte dirler. Derin uykuda, süt çocuğu çağında ve ciddi organik beyin hastalıklarında, cerrahi anestezi ve uykuda ortaya çıkmaktadırlar. Bu dalgalar, beyinin alt bölgelerinden bağımsız olarak, doğrudan beyin kabuğunun aktifleşmesiyle ortaya çıkarlar.
- Teta dalgaları: 4-8 Hz bandında, 100 μ V'tan küçük genlikte dirler. Özellikle çocuklarda parietal ve temporal bölgelerde, psikomotor epilepsi, süt çocuklarında ve yetişkinlerde ise gerginlik durumlarında görülmektedirler.

- Alfa dalgaları: 8-13 Hz bandında 10 μ V civarındaki sinyallerdir. Uyanıkken, sakin ve tam dinlenme durumunda, oksipital bölgede ortaya çıkarlar. Uyku durumunda bu sinyaller görülmemektedirler.
- Beta dalgaları: 13-30 Hz bandında nadiren 50 Hz'de görülebilirler. 20 μ V'tan düşük genlikte dirler. Dinlenme durumunda merkezi bölgede baskındırlar. Bu dalgalar, gerginlik durumunda ve merkezi sinir sisteminin aktivasyonunda, şiddetli mental aktivite dönemlerinde gözlenmektedirler.
- Gama dalgaları: 22-30 Hz frekans bandında 2 μ V'tan küçük dalgalar dır. Yüksek dikkat durumunda veya uyarım esnasında ortaya çıkmaktadırlar.

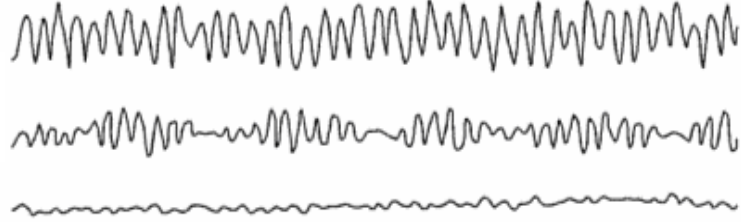
Şekil 1.5.'te çeşitli durumlar için EEG dalgaları gösterilmiştir. Şekil 1.6.'da spontane EEG dalgasının frekans spektrumu, Şekil 1.7.'de ise ticari bir sistemden alınan spontane EEG sinyali ve spektrumu gösterilmiştir. Bu şekillerden de görüldüğü gibi EEG sinyalleri oldukça düşük genlikli (1-300 μ V) ve düşük frekanslı (0,5-30 Hz) sinyallerdir.

Bu frekans sınıflandırmasında en hızlı bileşen olan beta dalgalarının üst sınırı olarak 30 Hz ifade edilse de genellikle spontane EEG'nin üst sınırının 70 Hz olduğu kabul edilir. Ancak klinik uygulamada 30 Hz'den hızlı EEG bileşenlerinin pratik önemlerinin olmadığı kabul edilmektedir.

Beta (β) 13-30 Hz
Frontal ve parietal
loblardan



Alfa (α) 8-13 Hz
Oksipital lobtan



Teta (θ) 4-8 Hz
Çocuklar ve uyku
durumundaki
yetişkinlerden

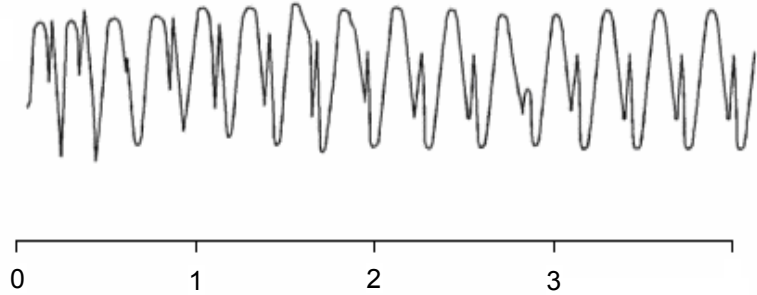


Delta (δ) 0,5-4 Hz
Bebekler ve uyku
durumundaki
yetişkinlerden



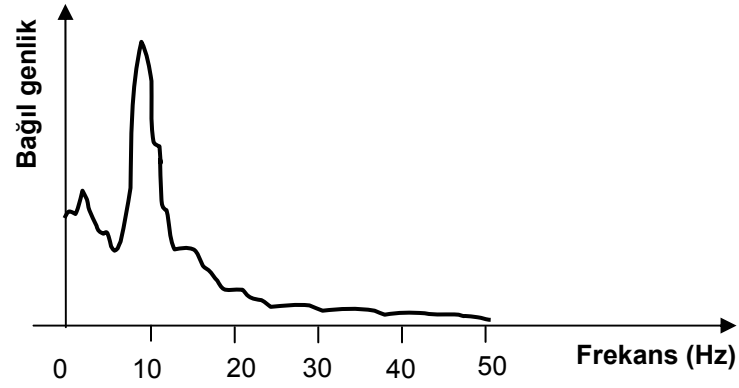
İğne darbeler 3 Hz
Epilepsi nöbeti
(petit mal)

200
μV
100
0

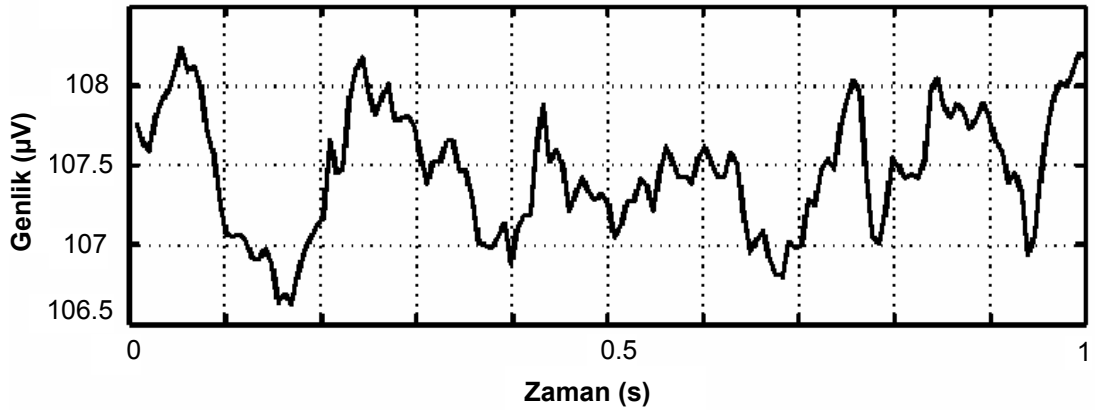


Zaman (s)

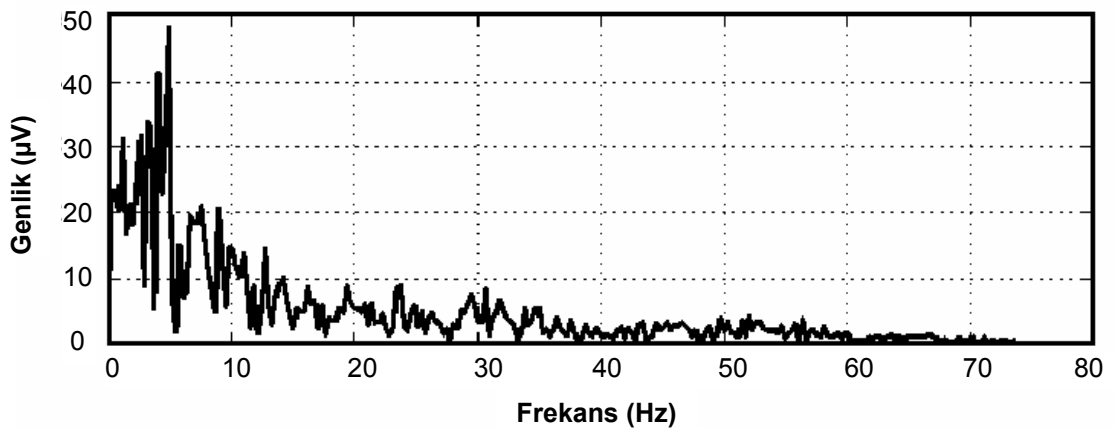
Şekil 1.5. EEG örnekleri (Malmivuo ve Plonsey, 1995'ten alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Malmivuo ve Plonsey, 1995].



Şekil 1.6. Spontane bir EEG dalgasının frekans spektrumu.



(a)



(b)

Şekil 1.7. Profesyonel bir EEG cihazından alınan kayıt: a) 1 saniyelik spontane EEG kaydı, b) Sinyalin frekans spektrumu (GATA, Biyofizik Anabilimdalında, 32 kanallı Neuro System 2000 ile yetişkin erkek deneğin vertexinden alınan kayıt).

Bu sinyallerin görüntülenmesi ve kayıt edilmesi için, genlik ve frekans bantlarına uygun olarak yükseltilmesi, filtrelenmesi ve dışarıdan gelebilecek elektromanyetik girişim etkilerinden en az seviyede etkilenecek şekilde işlenmesi gerekmektedir. Bu süreçte sinyalin asıl dalga şekli bozulmamalıdır.

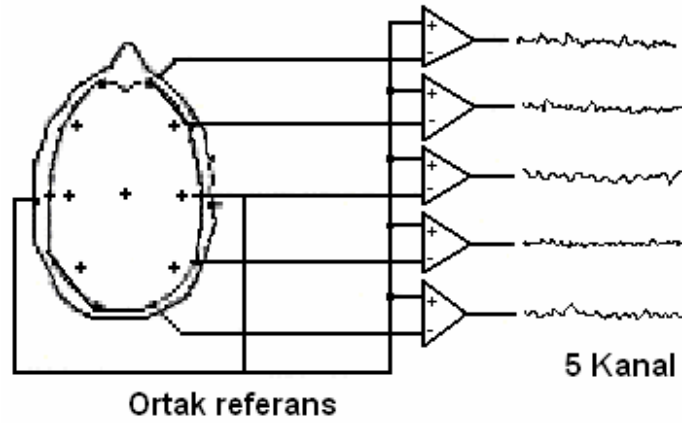
EEG sinyallerinin toplanması için genellikle Jasper (1958) tarafından geliştirilen 10-20 Elektrot Yerleştirme Sistemi kullanılmaktadır. Bu sistemde, 75 elektrot yeri belirlenmiştir. Şekil 1.8.'de 10-20 Elektrot yerleştirme sisteminde elektrotların konumları gösterilmiştir.

Şekil 1.9'da EEG sinyallerinin farklı şekillerde alınması yani EEG kayıt yöntemleri gösterilmiştir. EEG sinyalleri, Şekil 1.9.(a)'da gösterildiği gibi tek kutuplu (unipolar), Şekil 1.9.(b)'de gösterildiği gibi çift kutuplu (bipolar) olarak ölçülebilmektedir. Tek kutuplu ölçmede ortak bir referansa göre fark sinyalleri ölçülürken, çift kutuplu ölçmede yakın iki elektrottan alınan sinyallerin farkı alınmaktadır. Ayrıca referans sinyali, doğrudan referans elektrodundan alınabildiği gibi, tüm kanal sinyallerinin ortalaması da referans sinyali olarak kullanılabilir (Şekil 1.9.(c)).

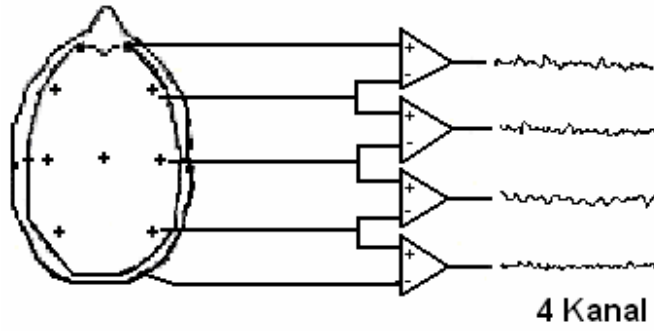
Ticari EEG sistemlerinde, yaygın olarak, kanal sayısı, en fazla 32 olmakla beraber, son yıllarda 256'ya kadar çok kanallı sistemler geliştirilmiştir [Biosemi, 2006; EGI, 2006]. Klinik uygulamalarda genellikle 8-32 kanal yeterliyken, kaynak görüntüleme amaçlı uygulamalarda 100'den fazla kanala ihtiyaç duyulmaktadır.

Teşhis amaçlı EEG kaydı özellikle aşağıdaki konularda bilgi sağlamaktadır:

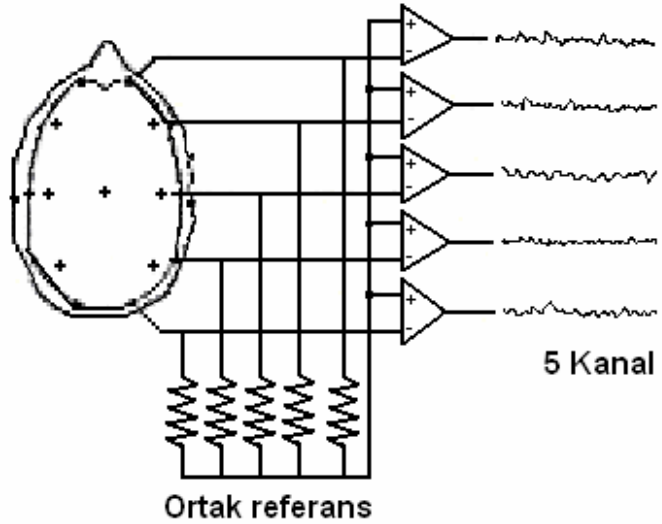
- Beyin lezyonlarının tespiti ve yerlerinin belirlenmesinde (EEG izlerinde asimetri veya düzensizlik),
- Epilepsi çalışmalarında (nöbetlerin ve epileptik bölgenin tespiti),



(a)



(b)



(c)

Şekil 1.9. EEG sinyallerinin farklı şekillerde alınması:

a) Ortak referansa göre tek kutuplu (unipolar) kayıt, b) Çift kutuplu (bipolar) kayıt, c) Ortak referans alınarak kayıt (Carr ve Brown 1993'ten alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Carr ve Brown, 1993].

Yapılan yayın taramasına göre, EEG tasarımına yönelik olarak 32 kanallı bir sistemin tasarım ayrıntılarının verildiği tek çalışmanın [Dunseath ve Kelly, 1995] dışında araştırma amaçlı EEG tasarımı ile ilgili bir yayına rastlanılmamıştır. Bu çalışmada, ortak modun atılma oranı (CMRR) 85-90 dB, giriş empedansı 1 G Ω , örnekleme hızı 2 KHz olarak sağlanmıştır. 12 bit analog sayısal dönüştürücü (ADC) ve PC'ye veri transferi için sayısal giriş/çıkış kartı (PCI) kullanılmıştır. Sistem bataryadan beslemelidir. Yapılan EEG konulu diğer araştırmalarda da [Mettingvanrijn ve ark.,1993; Litscher 1998; Shaw ve ark., 1999; Guillory ve Normann 1999; Ulbert ve ark., 2001] ölçme duyarlılığının artırılması, kablosuz veri iletimi gibi konuların incelendiği görülmektedir.

Son yıllarda bir kaç ticari firma tarafından daha fazla kanal sayılı ve daha yüksek çözünürlüklü sayısal EEG cihazları üretilmektedir [Biosemi 2006; Electrical Geodesics 2006; Nihon-Kohden, 2006; Neuroscan 2006; Micromed 2006; Psylab, 2006]. Bu cihazlar ticari ürün olduklarından tasarım ayrıntıları, şemalar ve veri işleme ile ilgili yazılım ve donanım bilgisi yayımlanmamıştır. Sadece bir cihazın tasarım ilkeleri verilmiştir [Biosemi 2006]. Bu cihaz, aktif elektrotlu, dc kuplajlı ve 24 bit ADC kullanılarak tasarlanmıştır. Ölçme sisteminden PC'ye veri transferi için fiber optik hat ve USB veri transferi kullanılmıştır. Bu sistemde CMRR 80 dB, giriş empedansı 1T Ω (50 Hz'de 300 M Ω), ADC'nin adım voltajı 31,25 nV olarak sağlanmıştır.

Elektriksel kaynak görüntüleme

Beyindeki elektriksel aktivite, elektrik dipolleri ile modellenebilmektedir [De Munc ve ark., 1988; Michel ve ark., 2004]. Burada amaç, belirli bir anda beyin alanı içindeki dipollerin yeri, şiddeti ve yönü hakkında bilgi sahibi olmaktır.

Kaynak görüntülemeye insan kafası sayısal olarak modellenmekte ve bu model içinde var sayılan dipol dağılımı için potansiyel dağılımı çözümleri, yani ileri problem çözümü yapılmaktadır. Dipolün yerini, şiddetini ve yönünü bulabilmek için ise geri problem çözümü yapılmaktadır. Geri problem çözümü, bilinen bir kaynak dağılımı için elde edilen ileri problem çözümlerinin ölçümlerle karşılaştırılması esasına dayanmaktadır [Michell ve ark., 1994; 2004, Merlet ve Gotman 1999, Miltner ve ark., 1994; Franceries ve ark., 2001; Gençer ve ark., 1998; Gençer ve Acar, 2003; Acar 2005].

Küresel model gibi basit geometriler için ileri problem basit matematiksel formüller ile çözülebilmektedir. Ancak gerçekçi kafa geometrisi için sonlu ve sınır eleman sayısal modelleri (FEM ve BEM) kullanılmaktadır. Geri problem çözümü, ileri matematiksel algoritmalar ile elde edilmektedir. Bu algoritmalar, doğrusal olmayan ve doğrusal yöntemler olarak iki gruba ayrılmaktadır. Doğrusal olmayan yöntemlerde dipollerin yönleri, genlikleri ve yerleri aranırken doğrusal yöntemlerde, dipollerin yerlerinin (korteks yüzeyinde) ve yönlerinin (kortekse dik) bilindiğini kabul edilerek, dipollerin genlikleri araştırılmaktadır.

Aktivite kaynaklarının beyin üzerinde gösterilmesi yani ESI'de performansı etkileyen önemli faktörlerden birincisi, görüntülemeye gerçekçi kafa modellerinin kullanılmasıdır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu modellerin oluşturulması ve kullanımını kolaylaştırmıştır. Görüntüleme performansını etkileyen ikinci faktör ise kafa yüzeyinden alınan ölçüm yani kanal sayısının artırılmasıdır. Bu amaçla yüzeye yerleştirilen elektrot sayısının artırılması gerekmektedir. Bu durum veri toplama sistemlerinin çok kanallı veri toplama amacına yönelik olarak yeniden tasarlanmasını gerektirmektedir. Bu tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen EEG ölçme sisteminde, kanal sayısı 256'ya çıkarılmıştır.

Tezin amacı

Bu tezde amaç, 256 kanaldan EEG kaydı yapan bir sistem geliştirerek, alınan verilerle sinyal analizi yapmaktır. Bu kapsamda: 1) 256 kanallı bir EEG veri toplama sisteminin tasarım yaklaşımı ortaya çıkarılacaktır. 2) Çok kanallı bir veri toplama sisteminin performans testinin yapılması gerçekleştirilecektir. 3) Gerçekleştirilecek yeni sistemle çeşitli EEG deneyleri yapılarak alınan gerçek EEG verisiyle analiz yapılacaktır.

Tez süreci aşamaları ise şunlardır:

- 1) 256 kanallı bir EEG sisteminin donanım ve yazılımıyla tasarlanması.
- 2) Projenin finansman desteğinin sağlanması.
- 3) 16 kanallı bir ölçme sisteminin 256 kanalı destekleyecek altyapı üzerinde gerçekleştirilerek test edilmesi ve EEG kayıtlarının alınması.
- 4) Sistemin 256 kanala genişletilmesi.
- 5) Gömülü kod, kullanıcı ara yüzü yazılımlarının donanımla uyumlu çalışacak şekilde bütünleşmelerinin sağlanması.
- 6) Tüm sistemin performans testlerinin yapılması.
- 7) Çeşitli test sinyalleri için deneylerin yapılması.
- 8) İşitsel uyarıcı için uyarılmış potansiyel kayıtlarının alınması ve analizidir.

Tezin ana hatları

Tez, kuramsal temelleri oluşturan konular ile sistemin yapısal tanıtımı ve bu sisteme ait ölçme sonuçlarının verildiği yedi bölümden oluşmaktadır. Elektriksel kaynak görüntüleme ile ilgili esaslar ve elektroensefalografi sistemleri bu kapsamda incelenerek yayın taraması sonuçları verilmiştir. *Gerçekleştirilen Sistem Yapısı* bölümünde yeni sistemin tasarım ilkeleri ve temelleri verilmiştir. Bu bölümde donanım ve yazılım ayrı ayrı incelenerek sistem bileşenleri tanıtılmıştır. Sisteme ait test sonuçları *Performans Testleri* bölümünde verilmiştir. Bu bölümde, CMRR ölçmeleri, DC sürüklenme,

doğrusallık, elektronik gürültü, giriş empedansı, kanallar arası sızmayı bastırma, sinyal gürültü oranı, dinamik aralık deney ve performans hesaplamaları verilmiştir. Altıncı bölüm olan *Deneysel Sonuçlar* bölümünde, test sinyalleri ve EEG kayıtlarıyla işitsel uyarılmış potansiyel deney sonuçları verilmiştir. Son bölümde ise alınan ölçümlere göre sistemin kaynak görüntüleme amacıyla kullanılmasıyla ilgili değerlendirme yapılmıştır. Bu bölümde beyin çalışmalarıyla ilgili olarak yapılabilecek çalışmalar ve öneriler tartışılmıştır. Ayrıca *Ekler* kısmında, tez çalışmalarıyla ilgili olarak bütünlük olması bakımından çeşitli konularda bilgi verilmiştir. *İleri ve geri problem çözümü* ile ilgili genel bilgi (EK-1), *Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler* (EK-2), *Uyarılmış potansiyeller* (EK-3), *EEG verisinin saklama formatları* (EK-4), *256 kanallı EEG başlığı ve konnektör bağlantısı* (EK-5), *Elektronik devrelerin şemaları* (EK-6), *Sayısal filtreleme* (EK-7), *Kayıt örnekleri* (EK-8), ve *Gerçekleştirilen sisteme ait çeşitli görüntüler* (EK-9) verilmiştir.

2. ELEKTRİKSEL KAYNAK GÖRÜNTÜLEME

Tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen yeni sistem, kaynak görüntüleme amaçlı olarak tasarlandığından bu bölümde, kaynak görüntüleme ile ilgili temel bilgiler verilecektir. Bu kapsamda elektriksel kaynak görüntüleme ile ilgili yapılan çalışmaların tanıtılması amaçlanmaktadır.

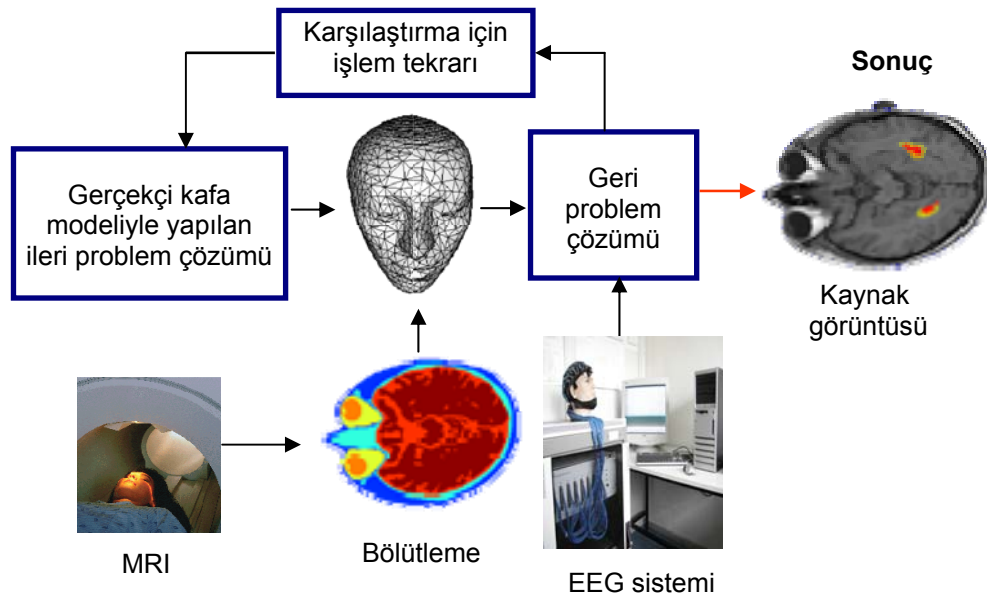
2.1. Kaynak Görüntülemenin Esasları

İnsan beyninde meydana gelen elektriksel aktiveler dipollerle modellenerek yerleri ve şiddetleri tespit edilebilmektedir. Elektriksel aktivitelerin görüntülenmesindeki amaç, belirli bir anda beyin alanı içindeki dipollerin yeri, şiddeti ve yönü hakkında bilgi sahibi olmaktır [Michel ve ark., 2004]. Bu nedenle, öncelikle ölçme yapılan insan kafası sayısal olarak modellenmekte ve bu model içinde varsayılan dipol dağılımı için ileri problem çözümü yapılmaktadır. Daha sonra dipolün yerini, şiddetini ve yönünü bulabilmek için geri problem çözülmektedir.

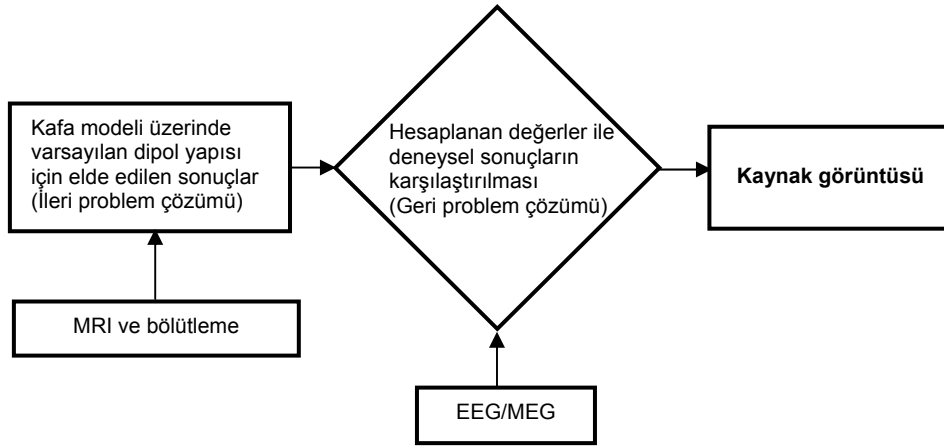
Kaynak görüntülemesi için kafada, saçlı deri üzerine (EEG) veya beyin kabuğuna (Elektrokortografi, ECoG) yerleştirilen elektrotlarla ölçülen potansiyel farklar ve manyetometreyle (MEG) kafa üzerinden ölçülen manyetik alanlar kullanılmaktadır. Potansiyel ve manyetik ölçümlerle elde edilen aktivite gösterimleri elektro-manyetik kaynak görüntüleme (EMSI), sadece manyetik ölçmelerle elde edilen aktivite gösterimleri manyetik kaynak görüntüleme (MSI) ve sadece potansiyel ölçümleriyle elde edilen aktivite gösterimleri ise elektriksel kaynak görüntüleme (ESI) olarak adlandırılmaktadır. Tez çalışmaları beynin elektriksel aktivitelerinin yüzey potansiyel farklarıyla izlenmesine yönelik olduğundan daha çok ESI üzerinde durulacaktır.

ESI'de gerçekçi kafa modelinin kullanılması, algoritma ve ölçme sistemindeki kanal sayısının artması, kaynak görüntülemenin daha doğru yapılmasını sağlamaktadır [Gençer ve Williamson, 1996].

Şekil 2.1 ve Şekil 2.2.'de gerçekçi kafa modeli kullanılan bir ESI sisteminin blok şeması gösterilmiştir. Bu sistemde, İnsan kafasına ait manyetik rezonans görüntüleri, gerçekçi kafa modeli oluşturmak için bölütlenir. Gerçekçi kafa modeli için problem (ileri problem), beyin içerisinde varsayılan dipol konfigürasyonu için çözülür. Kafa üzerindeki potansiyel dağılımını veren bu değerler, deneysel olarak elde edilen potansiyel dağılımı ile karşılaştırılarak ters problem çözülür. En çok benzeyen potansiyel dağılımına göre elektriksel kaynak görüntüsü çizilir.



Şekil 2.1. Gerçekçi kafa modelinin kullanıldığı bir ESI sisteminin blok şeması. Bölütlenmiş manyetik rezonans görüntülerinden gerçekçi kafa modeli elde edilir. Varsayılan bir dipol durumu için ileri problem çözülerek hesaplanan potansiyel dağılımı deneysel olarak elde edilen potansiyel dağılımı ile karşılaştırılır. En benzer potansiyel dağılımını sağlayan dipol konfigürasyonu kaynak görüntüsü olarak elde edilir (Acar 2005'ten alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Acar, 2005].



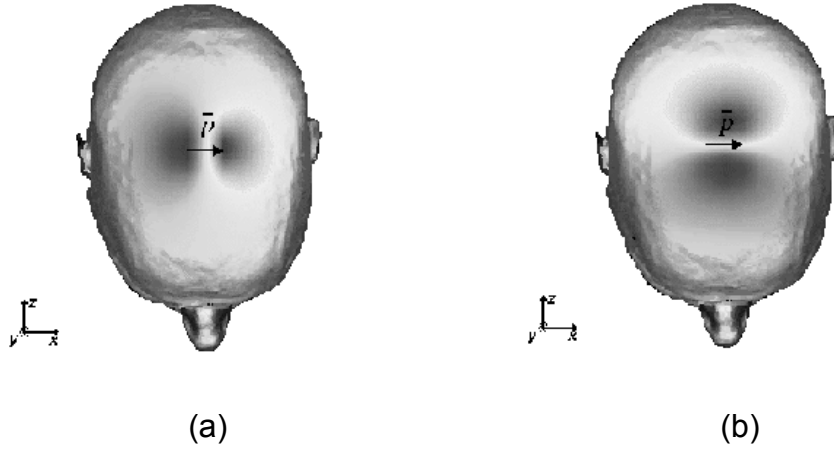
Şekil 2.2. Kaynak görüntülemenin aşamaları.

Fonksiyonel görüntüleme yapan sistemler olarak, Tekli Foton Yayımlı Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), Pozitron Yayımlı Tomografi (PET) ve Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme (fMRI) sayılabilir. Bu alanlarda yapılan çalışmaların sonuçları yayımlanan bir makalede özetlenmiştir [Cabeza ve Nyberg, 2000]. Bu çalışmaya göre:

1. Fonksiyonel bir süreçte birden fazla beyin bölgesi aktiftir,
2. Bazı beyin bölgelerinin birden fazla görevi vardır,
3. Fonksiyonlar büyük çaplı nöral ağ etkileşimi sonucudur.
4. Bir beyin bölgesinin bu ağdaki rolü, diğer bölgelerle dinamik etkileşim sonucu belirlenir.

Beyin aktivitelerinin dinamik özelliklerinin araştırılması için nöral aktivitelerin gerçek zamanlı ölçülmesi gerekmektedir. Standart fonksiyonel görüntüleme yöntemlerinin en büyük sorunu düşük zaman çözünürlüğüdür. Mevcut yöntemler içerisinde yüksek zaman çözünürlüğü olan tek yöntem EMSI'dir.

İnsan beyindeki elektriksel aktivitelerin oluşturduğu elektrik ve manyetik alanlar örnek bir dipol için Şekil 2.3.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. x-yönünde kafa yüzeyine yakın konumlanmış bir dipol ($\vec{p}$) için potansiyel ve manyetik alanların gösterimi: (a) Potansiyel alan (b) Manyetik alan [Özdemir, 1998].

2.2. Kaynak Görüntülemenin İyileştirilmesi

Geri problemde ortaya çıkan belirsizlik, birden çok kaynak dağılımının kafa yüzeyinde aynı potansiyel ve manyetik alan dağılımını yaratabilmesinden kaynaklanmaktadır. Farklı nöral toplulukların aktivasyonunu anlamamanın ilk adımı, alan dağılımındaki farkı ölçebilmektir.

Uzaysal dağılımın iyileştirilmesi konusunda bazı çalışmalar yapılmıştır (Babiloni ve ark., 2001, Gevins ve ark., 1994). Uzaysal iyileştirme (spatial enhancement) yöntemleri aktivitenin yeri ve dağılımı ile ilgili bilgi vermezler. Kaynak yerelleme, ancak geri problem çözümüne önsel (a priori) varsayımlar ekleyerek mümkün olmaktadır. Önsel varsayımlar ne kadar uygunsa, kaynak hakkında elde edilen bilgi o kadar güvenilir olacaktır. Son 20 yılda matematiksel, biyofiziksel, istatistiksel, anatomik ve fonksiyonel sınırlara dayalı bir çok önsel varsayım geri problem çözümlerine uygulanmıştır. Başarılı bir kaynak görüntüleme için kritik aşamalar aşağıdaki şekilde özetlenebilmektedir:

1. Güvenilir bir önsel varsayım,

2. Kafa yüzeyine yerleştirilen elektrotların sayısı ve pozisyonu,
3. Referans elektrot seçimi,
5. Sayısal kafa modeli,
6. Kayıt üzerinde uygun an veya süreç seçimi,
7. Elektrot pozisyonları ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) verilerinin entegrasyonu ve
8. Algoritma seçimidir.

Günümüzde EEG kaynak lokalizasyonun kullanıldığı alanlar şunlardır:

- Bilişsel Nörobilim (Cognitive Neuroscience): Olaya ilişkin potansiyel (event related potential) analizi ile bilgi işlemenin zaman süreci araştırılmaktadır.
- Klinik Nörobilim-Nöroloji (Clinical Neurology): Motor uyarımlı potansiyeller konusunda çalışılmaktadır. Ancak ana araştırma konusu epileptik merkezin bulunmasıdır.
- Psikiyatri veya psikofarmakoloji: Farklı frekans bantlarındaki kaynakların bulunması ile ilgilenmektedir.

Kaynak görüntülemenin iki temel aşaması olan ileri ve geri problem çözümleri genel hatlarıyla, EK-1’de verilmiştir.

3. ELEKTROENSEFALOGRAFİ SİSTEMLERİ

Bu bölümde EEG sistemlerinin genel çalışma prensipleri, EEG başlığından sinyallerin alınıp yükseltilmesi, filtrelenmesi, sayısallaştırılması ve bilgisayara (PC) aktarılmasına kadar aşamalar açıklanmıştır. Son 30 yıla ait yayın taramasına göre yapılan bazı çalışmaların özeti bölümün sonunda verilmiştir.

EEG sistemlerinin temel esasları, ilk kaydedildiğinden [Berger, 1929] bugüne kadar değişmemiştir. Bu sistemler gelişerek, hareketli islendirilmiş şişe üzerine yapılan kayıtlardan, kağıt üzerine yapılan kayıtlara ve günümüzde ise sayısal teknolojinin imkânlarıyla, bilgisayarla işlenerek ekran üzerinde görüntülenen, verileri sayısal ortamda saklayabilen ve bunlarla çeşitli matematiksel analizler yapabilen sistemlere dönüşmüştür.

Ticari EEG sistemlerinde genellikle, saçlı deri üzerinden elektrotlar vasıtasıyla alınan beyin sinyalleri, aynı anda mürekkepli kalemle kağıt üzerine çizdirilmektedir. Bu analog sistemlerin veri yönetimine izin vermemesi, veri depolama imkânının olmaması ve kağıt, mürekkep ve kalem sorunlarından dolayı son yıllarda yerlerini sayısal EEG sistemlerine bırakmışlardır.

Sayısal EEG sistemlerinin analog sistemlere göre en büyük üstünlüğü, bilgisayarla veri işleyebilmeleridir. Yapılabilen işlemlerin bazıları, 1) sayısal verinin parçalar halinde işlenerek kazancın ayarlanması, 2) filtreleme, 3) Fourier Dönüşümü ile frekans uzayında güç spektral analizi, 4) dalgacık dönüşümüyle (Wavelet Transform) sayısal olarak kanal sinyallerinde senkronlamanın sağlanması, 5) tepe (spike) ve nöbetlerin incelenmesi, 6) sinyalin zaman uzayında tepeden tepeye süresinin ölçülmesi, 7) olay tespiti için karşılaştırma yapılması, 8) beyin haritasının çıkartılması ve 9) kaynak görüntüleme gibi çalışmalardır [Blum, 1998].

Biyopotansiyel ölçme amaçlı bir veri toplama sistemi için hazır veri toplama kartları (DAQ) ve onlara ait yazılım kullanımı, veri toplamada bir alternatif olarak görülmektedir [Malkin, 1998]. Ancak EEG sinyalleri gibi μV seviyesinde ölçme gerektiren veri toplama sistemleri için ticari amaçlı DAQ kartlarının, kullanım kolaylığının yanısıra uygulamada belirli kısıtları ortaya çıkmaktadır. Bunlar şu şekilde özetlenebilir:

- 1) Kartların giriş sinyal seviyesi yeterince küçük olmadığından önyükselteç elektroniğine ihtiyaç duymaktadırlar.
- 2) Kartların kullanımı için sürekli olarak o ticari firmanın donanım alt yapısını (mainframe) kullanmak gerekmektedir.
- 3) Ayrıca bu kartlardan alınan verinin kontrol ve PC'ye aktarılması için tercih edilen ticari firmaya ait yazılımı (Labview gibi, [National Instruments, 2006]) kullanmak gerekmektedir.
- 4) Donanım ve yazılım olarak sistem esneklikten uzaktır. Dolayısıyla sisteme ilave özellik kazandırmak gerektiğinde değişiklik imkânı olmayacaktır.

Bu nedenlerden dolayı bu tez çalışmasında amaca uygun yeni bir tasarımın gerçekleştirilmesi benimsenmiştir. Ancak yeni bir tasarım ve gerçekleştirme süreci, şüphesiz hazır kartların kullanılmasına göre daha uzun zaman almaktadır. Sistemin tasarım sürecinde, analog ve sayısal devre tasarımı, yazılımda gömülü kod ve kullanıcı ara yüzü gibi alt bileşenleri için ayrı uzmanlık gerektirmektedir.

Yapılan yayın taramasında, akademik ve ticari EEG donanım çalışmaları incelenmiştir. Bir EEG sisteminin tasarım ilkeleri gözönüne alındığında [Lesser ve ark., 1992], bugüne kadar yapılan EEG araştırmaları genel olarak,

elektrot, yükselteç, veri transferi ve veri işleme konularında sınıflandırılma yapılmış ve aşağıda bu konularda yapılan çalışmalar özetlenmiştir.

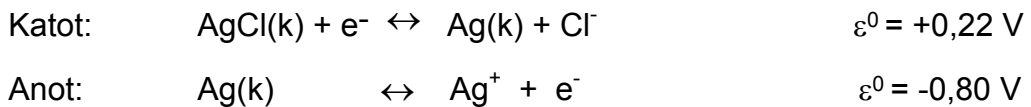
3.1. Elektrot ve EEG Başlığı

Elektrotlar biyopotansiyel sinyalleri alan ve elektriksel sinyallere çeviren elemanlardır. Bir elektriksel alanın etkisiyle elektronların akışından kaynaklanan elektriksel akımdan farklı olarak iyonik akım, pozitif ve negatif iyonların taşınmalarından kaynaklanmaktadır. İki nokta arasında iyon konsantrasyonu bakımından farklılık varsa potansiyel bir fark meydana gelmektedir.

Biyolojik sinyallerin ölçülmesinde kullanılan elektrotlar iyonik iletkenliği elektriksel iletkenliğe dönüştürürler. Elektrotlar yüzey, iğne veya hücre seviyesinde biyopotansiyel ölçmek üzere mikroelektrot şeklinde üretilmektedirler [Micromed, 2006].

Metalik elektrotla elektrolit arasındaki etkileşmeden dolayı iyonlar iki paralel yüzey oluşturacak şekilde toplanırlar. Bu durum, yarı hücre ya da elektrot potansiyeli olarak isimlendirilen bir potansiyel farka neden olur. Hidrojen-Hidrojen elektrodu potansiyeli sıfır referans alınarak diğer elektrotlar bu referansa göre değerlendirilir. Elektrot metali olarak vücuda zarar vermeyecek altın, platin, bazı tungsten alaşımları ve sıklıkla Gümüş-Gümüş Klorür (Ag-AgCl) kullanılmaktadır. Ag-AgCl elektrotlar AgCl kaplanmış bir Ag tabandan meydana gelir. AgCl, Ag^+ ve Cl^- iyonlarının serbestçe dolaşmasına imkân sağlar.

Ag/AgCl elektrot için potansiyel farkı oluşturan reaksiyon aşağıdaki gibidir.



Burada (k) maddenin katı halini göstermek için kullanılmıştır. ε^0 , 1 molar standart çözelti için standart gerilimdir ve toplam $\varepsilon^0 = 0,22 + (-0,80) = -0,58V$ olarak bulunur. Standart pil gerilimi, standart şartlardaki (25 °C'de 1 atmosfer basınçta) ölçülen gerilimi ifade etmektedir. Bu değerin negatif çıkması, reaksiyonun kendiliğinden üreteç olarak çalışmadığı, gerilim üretilmesi için dışarıdan bir etki olması gerektiğini göstermektedir. Elektrotlarda bu etki elektrot jeli yardımıyla oluşturulan iyonik akımdır.

Elektrot potansiyeli için Nernst Denklemi;

$$\varepsilon = \varepsilon^0 - \frac{0,05916}{n_e} \log Q \quad (3.1)$$

burada;

n_e : Devreden akan elektronun mol sayısı,

Q : Reaksiyonun herhangi bir anında ürün olan gaz ve çözeltideki maddelerin derişimlerinin reaksiyona giren maddelerin derişimlerine oranıdır

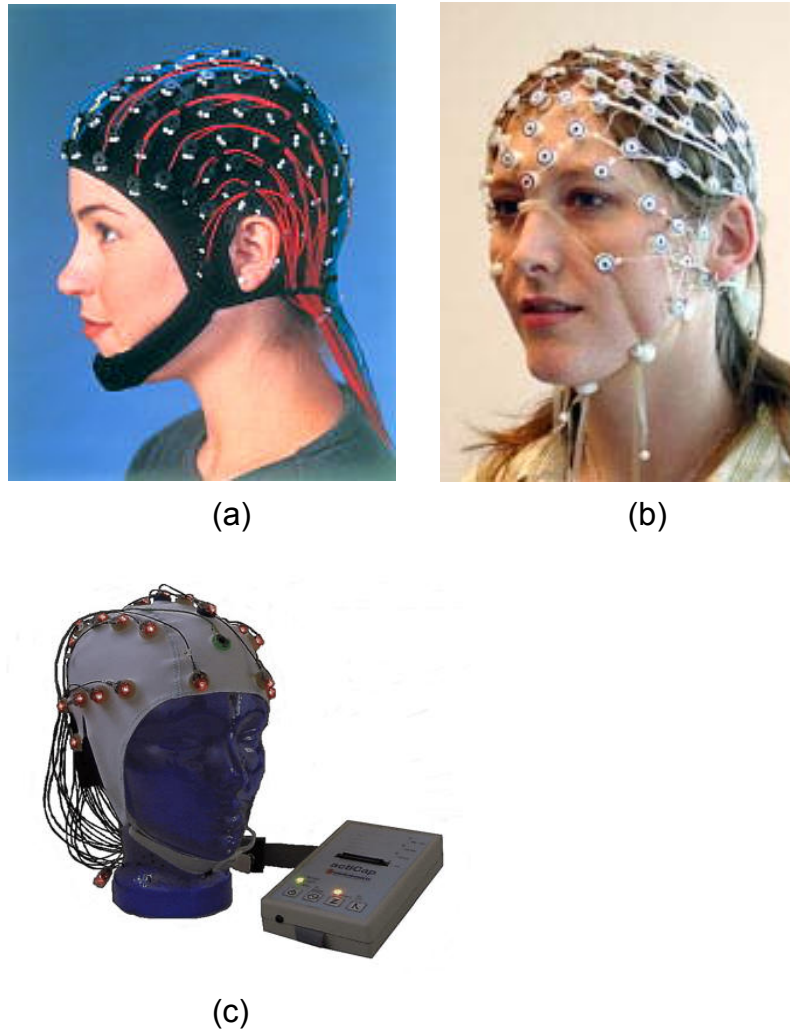
($Q = \frac{[\text{Ürünler}]}{[\text{Girenler}]}$) [Mortimer, 1979]. Denklemdaki logaritma işlemi sadece gaz

ve iyonlar için alınır. Katılar için $Q=1$ 'dir. Uygulamada elektrot potansiyeli (zar ve kontak potansiyellerinin toplamı) derişim oranına ve kontak durumuna bağlı olarak ± 300 mV arasında değişebilmektedir.

Günümüz EEG sistemlerinde, saçlı deri üzerinden alınan kayıtlarda kullanılan elektrot sayısı, başlık üzerine yerleştirilmiş 1'den, 256 elektrota kadar çıkabilmektedir. Kullanılan elektrotlar genellikle Ag/AgCl elektrotlardır. İyonik akımın geçmesi ve elektrotların yüzeye daha iyi temasını sağlamak için EEG jeli veya pastası kullanılarak kontak empedansı düşürülmektedir. Elektrotların temas noktalarında oluşan kontak potansiyeli ve bu potansiyelin terlemeye

bağlı olarak zamanla değişmesi, tasarımda göz önünde bulundurulması gereken bir konudur.

Özellikle cerrahi müdahalelerde farklı derinliklerdeki beyin sinyallerinin incelenmesi için ince film teknolojisiyle gerçekleştirilen çoklu elektrot dizileri yapılmıştır [Prohaska ve ark., 1986]. Saçlı deri üstü için, piyasada tek ve başlık üzerine yerleştirilmiş olarak 16, 32, 64, 128 ve 256 elektrotlu başlıklar bulunabilmektedir (Resim 3.1.).



Resim 3.1. EEG başlıklarından örnekler: a) Neuroscan b) EGI c) Brainvision aktif elektrotlu başlık. (Üretici firmaların ürün kataloglarından alınmıştır) [Neuroscan, 2006; EGI, 2006; Brainvision, 2006].

Elektrotun paslanmaz çelik üzerine nitrid kaplama yapıldığı bir çalışmada EEG pastasına ihtiyaç duyulmadan başarılı kayıtlar alınmıştır [Taheri ve ark., 1994]. Son yıllarda yapılan aktif elektrot (elektrota yakın, küçük kazançlı önyükselteçli elektrot) araştırmalarında, EEG jeli kullanılma zorunluluğunu ortadan kaldıran ve gürültü azaltılmasını sağlayan sonuçlar elde edilmiştir [Dunseath ve ark., 1995; Mettingvanrijn ve ark., 1996, Litscher, 1999; Biosemi, 2006]. Bu çalışmalarda ifade edilenin tersine, Ag/AgCl elektrotlar aktif elektrot olarak kullanılsalar da iyonik akımın oluşturulması için EEG jelinin veya pastasının kullanılması gerektiği düşünülmektedir.

EEG sinyallerinin kaydedilmesinde genellikle *10-20 Elektrot Yerleştirme Sistemi* (Jasper, 1958) bir standart olarak kabul edilmektedir. Bu standartta, elektrotlar göz-burun birleşim noktası (nasion) ile boyun kafatası birleşim noktası (inion) arasındaki mesafenin % 10 ve % 20'si kadar aralıklarla yerleştirilmektedir. Bu sisteme göre 75 elektrot bölgesi tespit edilse de klinik uygulamalarda 8 ya da 32 elektrotlu EEG sistemleri yeterli olabilmektedir [Guyton, 1986; Carr ve Brown, 1993; Webster, 1992]. Gerçekleştirilen bir çalışmada *% 5 Elektrot Yerleştirme Sistemi* geliştirilmiş ve elektrot yeri sayısı 345 olarak tespit edilmiştir [Oostenveld ve Praamstra, 2001].

Elektriksel kaynak görüntülemesi için elektrot sayısının artırılması gerekmektedir [Gençer ve ark., 1998]. Elektrot sayısının 100'ün üzerinde olmasının bu konuda iyileşme sağlayacağı düşünülmektedir. Kafadan bir referansa göre alınan sinyallerin işlenmesinde referans elektrotunun yeri ile ilgili yapılan çalışmada matematiksel olarak referans elektrot yerinin etkisi incelenmiştir. Bu çalışmaya göre, referans elektrotun beyin merkezine yakın seçilmesi ölçme duyarlılığını arttırmaktadır [Gençer ve Williamson, 1996].

EEG sinyallerinin μV 'lar seviyesinde olması nedeniyle, yapılan ölçmelerin doğruluğu EEG başlığındaki elektrotların kontak empedanslarıyla yakından ilişkilidir. Bu seviyedeki sinyallerin uygun olmayan elektrot kontaklarından

geçmesi istenmeyen sinyaller üretmektedir. Kontak empedansının $5\text{ K}\Omega$ 'dan küçük olması EEG sinyalinin düzgün alınabilmesi için yeterli olabilmektedir. Kontak empedansının $5\text{ K}\Omega$ 'dan büyük olması, EEG jelinden dolayı kısa devre olarak $200\text{ }\Omega$ 'dan küçük olması veya bu empedansın kayıt esnasında değişmesi EEG sinyalinde bozulmalara neden olmaktadır. Ancak yükselteç giriş empedansının $\text{M}\Omega$ hatta $\text{G}\Omega$ seviyesinde olması, kontak empedansı etkisini azaltmaktadır. Günümüz teknolojisi, bu seviyelerde giriş empedansı olan biyopotansiyel yükselteç yapmayı mümkün kılmaktadır.

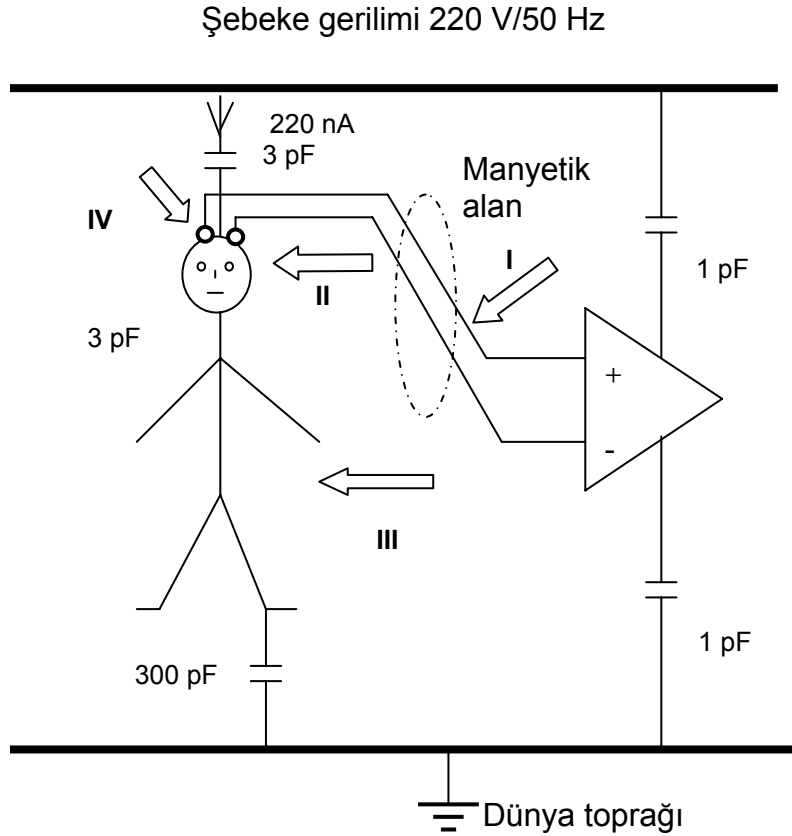
Kaynak görüntülemeye kafaya yerleştirilen elektrotların konumlarının (x,y,z koordinatlarının) bilinmesi gerekmektedir. Bu amaçla elektromanyetik yöntemlerle koordinat belirleyen sayısallaştırıcı (digitizer) kullanılmakta ve ölçüm yapılan elektrotların kafa üzerindeki gerçek konumları, kartezyen ya da küresel koordinatlarda tespit edilebilmektedir [Polhemus, 2005].

3.2. Biyopotansiyel Yükselteç

Biyopotansiyel yükselteçlerin tasarımında ortak mod voltajı etkisinin azaltılması, sinyalin doğru ölçülmesi bakımından önemlidir. Bir biyopotansiyel yükselteçte ortak mod voltajı dört etki ile yükselteci etkilemektedir (Şekil 3.1.) [Winter ve Webster 1983]:

- 1) Manyetik alanın, elektrot kablo çevrimi üzerinde voltaj indüklemesi (I) (bu durum kabloların burulmasıyla azaltılabilmektedir),
- 2) Elektrik alanının elektrot kabloları üzerinden denek vücuduna doğru akan yerdeğiştirme akımı oluşturmasıyla elektrot empedansı üzerinde voltaja neden olması (II),
- 3) Elektrik alanının denek üzerinde yerdeğiştirme akımı oluşturmasıyla elektrotlar üzerinde voltaja neden olması (III) ve

4) Denek vücudunda oluşan bu akımın ayrıca iki ölçme elektrodu ve yükseltecin ortak ucu arasında voltaj meydana getirmesidir (IV).



Şekil 3.1. Elektromanyetik alanların girişim etkisi: Oklar manyetik ve elektrik alanlardan dolayı indüklenen akımları göstermektedir. Burada, (I) Manyetik alanın, elektrot kablo çevrimi üzerinde voltaj indüklemesi, (II) Elektrik alanının elektrot kabloları üzerinden denek vücuduna doğru akan yerdeğiştirme akımı oluşturması ile elektrot empedansı üzerinde voltaja neden olması, (III) Elektrik alanının denek üzerinde yerdeğiştirme akımı oluşturmasıyla elektrotlar üzerinde voltaja neden olması, (IV) Denek vücudunda oluşan bu akımın ayrıca iki ölçme elektrodu ve yükseltecin ortak ucu arasında voltaj meydana getirmesi durumlarını göstermektedir.

Denek ve ölçme sistemi üzerinde çevresel faktörlerin etkisi yüksektir. Sözgelimi deneğin 1-2 m yakınındaki bir flüoresan lamba, ölçülen sinyal

üzerinde 50 Hz şebeke gürültüsünün yarısına kadar yükselen genlikte, birkaç KHz frekanslı tepecik şeklinde girişime neden olmaktadır. Aynı şekilde, ölçme sistemin yakınında çalışan bilgisayar gibi diğer elektronik cihazlar ile güç kabloları ölçülecek sinyal üzerinde girişim etkisi oluşturabilmektedir.

Ortak mod voltajının DC bileşeni birkaç bin volta kadar çıkabilirken, AC bileşeni genellikle yaklaşık 1 V'tur. Bu değer vücut dünya toprağı ile topraklandığında birkaç mV iken izole bir güç kablosu tutulduğunda 20 V'a kadar yükselebilmektedir [Winter ve Webster, 1983]. Devre tasarımında, birkaç bin volta kadar yükselebilen elektro statik boşalmaya (ESD) dikkat edilmesi gerekmektedir ve kullanılan ayırık elektronik elemanların ESD korumalı olması gerekmektedir.

Hasta ya da deneğin zarar görmemesi için kaçak akım IEC 601-1 standardında belirtilen değerin altında olması gerekmektedir. Bu standartta, hasta üzerindeki kaçak akımın, normal durumda 10 μ A ve şebeke voltajına bağlanması durumunda ve cihazlarda herhangi bir problem çıktığında 50 μ A'e kadar izin verilmektedir. NFPA (National Fire Protection Association) standardında ise kaçak akımın en fazla 20 μ A olmasına izin verilmektedir.

Biyopotansiyel ölçmelerinde ortak mod sinyal etkisinin azaltılması, dolayısıyla gürültünün azaltılması için yüksek ortak modun atılma oranına (CMRR) sahip yükselteçler kullanılmalıdır [Aston, 1990; Webster, 1992; Yazgan ve Koruürek, 1996]. Biyopotansiyel yükselteç tasarımına yönelik çalışmalarda bu değerin 80-136 dB arasında değişebildiği ifade edilmektedir [MettingVanRijn ve ark., 1993; Lihtscher, 1999; Shaw ve ark., 1999; Mihmanlı, 2000; Ulbert ve ark., 2001; Spinelli ve ark., 2001].

Bazı çalışmalarda elektrotlardan hemen sonra yükseltme yapıldığı gibi (aktif elektrot), bazılarında ise elektrotlar kablolarla yükselteç devrelerine

bağlanmaktadır. Ticari uygulamalar (EGI, Neurscan, Nihon Kohden, Grass) genellikle elektrotların kablolarla yükselteç devrelerine bağlanması şeklindedir. Biyolojik sinyallerin bipolar olmasından dolayı yükselteçlerin çift kaynakla beslenme zorunluluğu vardır. Bu zorunluluğu gidererek tek kaynakla beslemeye imkân veren bir çalışmada 126 dB CMRR'a ulaşıldığı rapor edilmiştir [Spinelli ve ark., 2001].

Biyopotansiyel sinyal yükseltme, AC ve DC kuplajlı olarak iki şekilde yapılabilmektedir

AC yükseltmede, sinyal yüksek geçiren filtreden geçirildiğinden, alçak frekanslı sinyal bileşenleri ile beraber DC kayma seviyesi (off-set) bastırılır. Sinyali sayısallaştırmak için 12 bitlik ADC'nin yeterli olması nedeniyle ADC dinamik sahasının etkin bir şekilde kullanılması gibi avantajı olmakla beraber,

- Yükselteçler doyuma gittiğinde tepkede gecikme olması,
- Sinyalin alçak frekanslı bileşenlerinin kaybolması,
- Filtre kapasitörlerindeki toleransın kanallar arasında farklılıklara neden olması,
- Kanallar arasında fark olmaması için tamamen aynı değere sahip elemanların kullanılma zorunluluğu,
- Yükselteç performansının zamanla değişmesi olumsuz yönleridir.

DC yükseltmede sinyal, filtrelenmeden sigma-delta ($\Sigma\Delta$) teknoloji gibi yeterli dinamik sahali ADC ile DC seviye ile beraber sayısallaştırılır. DC yükseltmede AC yükseltme yaklaşımındaki olumsuzluklar giderilir. Bu konu Gerçekleştirilen Sistemin Yapısının açıklandığı 4. Bölümde incelenecektir.

3.3. Veri Transferi

EEG sistemlerinde yükselteçten alınan sinyalin işlenmek üzere transferi, kablolu paralel [Dunseath ve ark., 1995], tek kablolu seri ve kablosuz olarak yapılabilmektedir. Kanal sayısının az olduğu sistemlerde her kanalın ayrı bağlanması sorun yaratmazken, çok kanallı sistemlerde çoğullama çözümü (demultiplexer) kullanılarak seri veri iletimi tercih edilmektedir. Seri iletim, kablo ya da fiber optik hatla yapılabilmektedir [Annovazzi-Lodi ve Donati, 1991; Mettingvanrijn ve ark., 1993]. Hasta hareketlerinin kısıtlanmaması ve hastalardaki çok kablo bağlantısına olan tedirginliğin giderilmesi için tercih edilen kablosuz iletim, infrared linkle [Mettingvanrijn ve ark., 1993] ve radyo frekansta düşük kanal sayısı için gerçekleştirilmiştir [Barnea ve Deutsch, 1986]. Tez çalışmalarının başında kablosuz veri iletimi ile ilgili olarak 16 kanala genişletilebilir tek kanallı bir prototip geliştirilmiştir. Bu çalışmada 12 bit ile sayısallaştırılan EEG verisi RS232 standardında kablosuz olarak bilgisayara aktarılmıştır. Gerçekleştirilen bu çalışmada, elektronik gürültü etkisinin artmasından dolayı kablosuz iletim yaklaşımından vazgeçilmiştir. Verilere uzaktan erişimin ethernet bağlantısıyla sağlandığı başka bir çalışmada telekonsultasyon imkânının da gerçekleştirildiği rapor edilmiştir [Yoo ve ark., 2001].

PC tabanlı veri toplama sistemlerinde VXI ve PCI sürekli veri aktarımı için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [Malkin 1998]. VXI ticari birkaç firmanın ortaklaşa geliştirdikleri enstrumantasyon amaçlı bir geçit standardıdır ve maksimum veri hızı 16 MB/s'dir. PCI ise özellikle PC çevre elemanları için geliştirilmiş bir standarttır. Çok amaçlı bazı veri toplama sistemlerinde PCI kartları kullanılmaktadır.

Son yıllarda kullanımı yaygınlaşan evrensel seri veri yolu (USB), bilgisayarlar ve çevre birimleri arasında yeni bir bağlantı şeklidir. USB, hızlı bir şekilde tak ve çalıştır standartlarını desteklemektedir. USB kullanımında amaç, seri ve

paralel bağlantıları, daha basit çok amaçlı bir bağlantıyla ortadan kaldırmaktır. Bu veri yolu sayesinde, sisteme bağlı olan bir cihaz, otomatik olarak belirlenerek, uygun ayar ve sistem desteği sağlanmaktadır. IEEE-1394, USB'den daha hızlı olmakla beraber kurulumu daha pahalıdır. USB üç farklı hızı desteklemektedir. Bunlar: yüksek hız (480 Megabit/s), tam hız (12 Megabit/s) ve düşük hızdır (1.5 Megabit/s). USB girişi olan her PC düşük ve tam hızı desteklemektedir. Yüksek hız desteği ise sadece USB 2.0'da desteklenmektedir. USB'den veri transferi;

- 1) Cihaz istek ve yapısına ilişkin transfer ve isteklerin gerçekleştirildiği *kontrollü transfer*,
- 2) Veri aktarım süresinin kritik olmadığı büyük miktardaki verinin aktarılabilirdiği *yığın transferi*,
- 3) Orta büyüklükte verilerin donanım kesmeleri kullanılarak yapıldığı ve nispeten yavaş olan *kesme transferi* ve
- 4) Verinin belirli süre ya da sabit hızda aktarıldığı *izokron transfer* şeklinde olabilmektedir [Axelson, 2002].

3.4. Veri İşleme

Analog sistemlerde tüm yükseltme, filtreleme işlemleri elektronik donanımla gerçekleştirilmektedir. Veri sayısal formatta olmadığından yazılımla veri işlenmesi yapılamamaktadır. Sayısal sistemlerde ise donanımla yapılabilen yükseltme ve filtreleme işlemleri yazılımla da gerçekleştirilebilmektedir. Bazı çalışmalarda işlemleri gerçekleştirmede hızı artırmak için sayısal sinyal işlemcileri (DSP) kullanılmaktadır [McFarland ve ark., 1997; Mihmanlı, 2000].

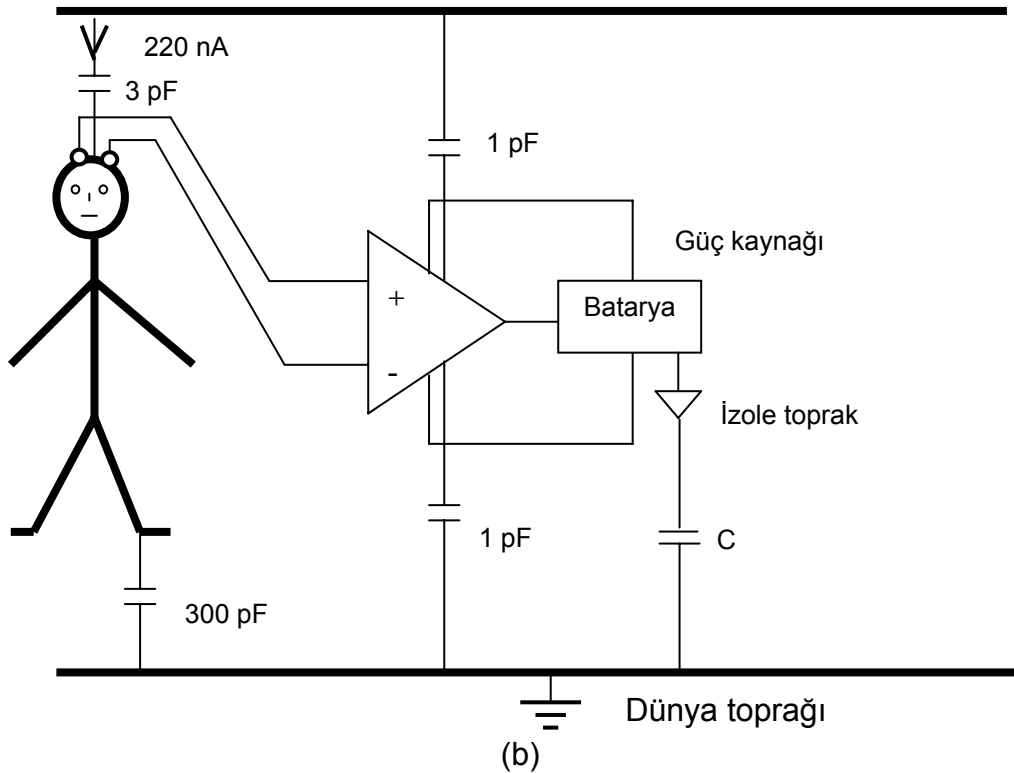
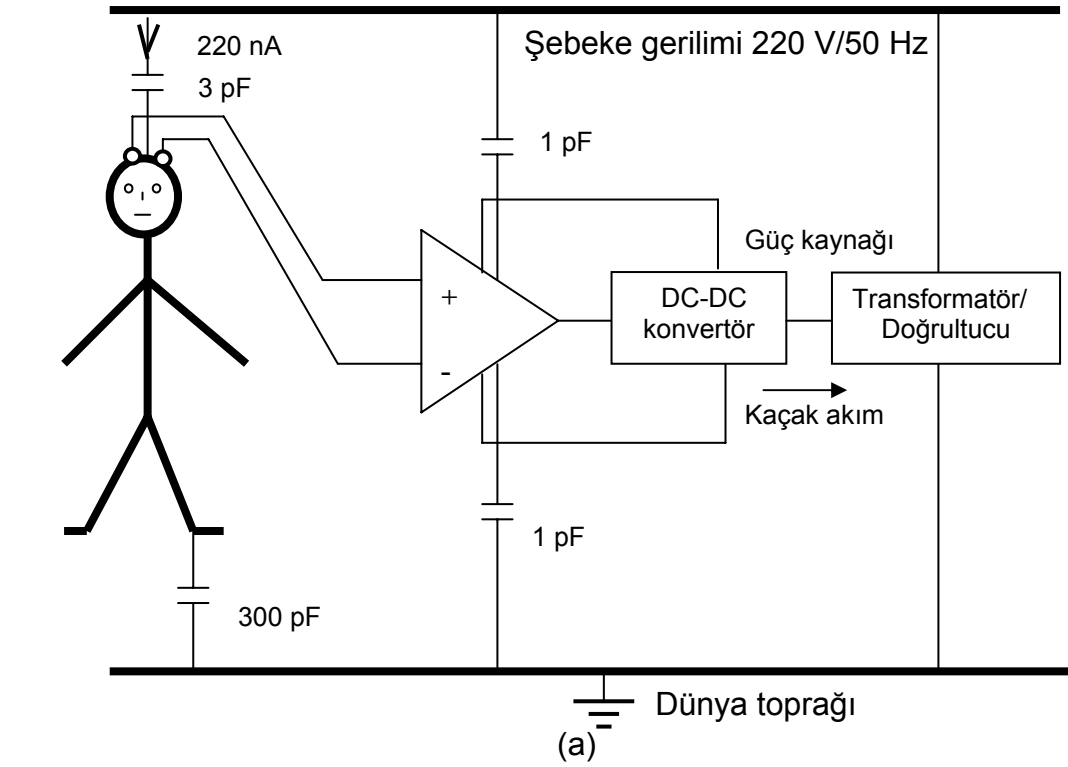
Biyolojik sinyallerde en büyük sorun olan gürültünün giderilmesi için de yapılan çalışmalarda farklı yaklaşımlarla gürültünün azaltılması sağlanmıştır

[Ferdjallah, 1994]. Ayrıca diğer dokulardan kaynaklanan bulanıklaşmanın, saçlı deride yapılan potansiyel kayıtlarındaki etkisini azaltmak için matematiksel bulanıklaşma giderici prosedür, veri işleme çalışması kapsamında geliştirilmiştir [Le ve Gevins, 1993]. Veri işleme konusunda yazılan programlarla EEG sinyallerinin güç spektral analizi [McFarland ve ark., 1997], beyin haritasının çıkartılması [Ungan ve ark., 1999], ve kaynak lokalizasyonu [Cohen ve ark., 1990; Gençer ve ark., 1998; Franceries ve ark., 2001; Vatta ve Inchingolo, 2001] gibi çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, veri, elektronik kayıt ortamlarında saklanarak farklı analizler için kullanılabilir. Bulanık mantık yaklaşımı da beyin sinyallerinin işlenmesinde yaygınlaşmaktadır [Bay ve Uşaklı, 2004]. Bu çalışmada bulanık mantığın beyin sinyallerinin işlenmesinde kullanıldığı farklı amaçlı çalışmalar incelenmiştir.

3.5. Besleme

Biyopotansiyel sinyallerin ölçülmesine yönelik uygulamalarda, sistemler DC-DC konvertör üzerinden şebekeden ya da bataryadan beslenmektedir. Şekil 3.2.'de şebekeden ve bataryadan besleme durumlarında kaçak akım etkisi gösterilmiştir.

Bataryadan besleme, kaçak akımın düşük olması ve tüm girişim etkileri için etkin bir zayıflatma sağlaması nedeniyle şebeke beslemeli sistemlere göre daha iyi performans vermektedir [Biosemi, 2006]. Ayrıca yüksek gerilime maruz kalma ihtimalinin olmaması ve ortak ve fark modlarındaki girişimin, yükselteç gürültü seviyesinin oldukça altında olmasından dolayı bataryadan besleme avantajlıdır.



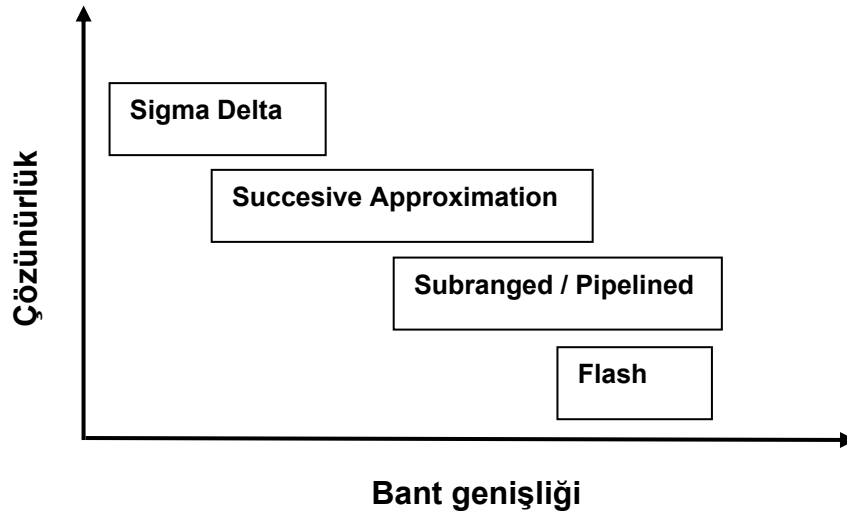
Şekil 3.2. Besleme kaynaklarının etkileri (a) DC-DC konvertörlü şebekeden besleme (b) Bataryadan besleme durumu. Burada C izole (analog) topraktan dünya toprağına kaçak kapasiteyi göstermektedir.

DC-DC konvertörler medikal elektronik devrelerinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Ancak DC-DC konvertörlerdeki ve transformatörlerdeki kaçak kapasite etkileri nedeniyle kaçak akım etkisi kaçınılmazdır. Bu akım 5 μA 'a kadar çıkabilmektedir. Şebeke denek kafası arasında oluşan yaklaşık 3 pF'lık kaçak kapasite 50 Hz'de yaklaşık 220 nA kaçak akım oluşturmaktadır [Biosemi, 2006]. Tüm bu etkiler biyolojik sinyallerin hatalı ölçülmesine neden olabilmektedir.

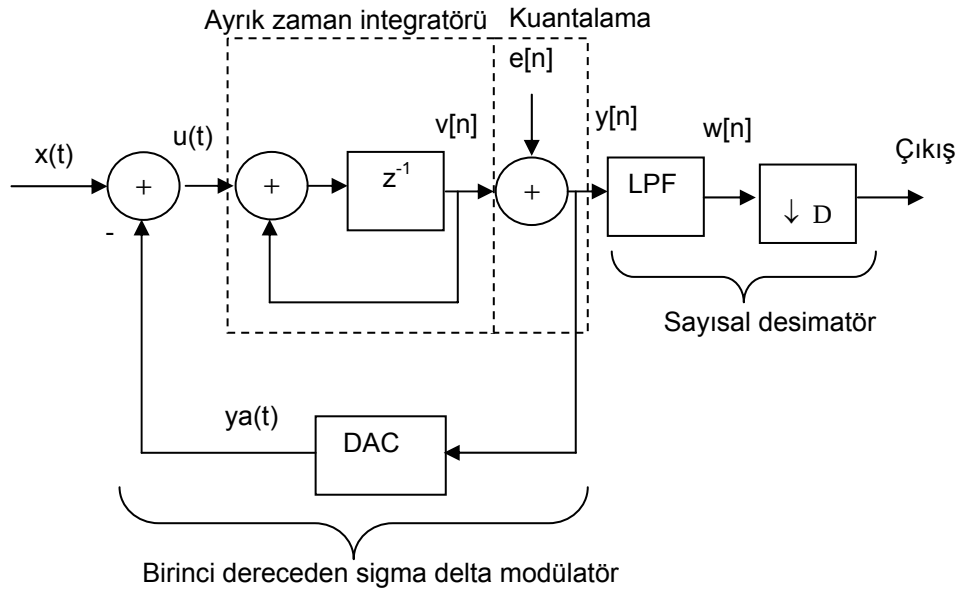
3.6. Analog Sayısal Dönüştürücü

Analog sinyallerin bilgisayar ortamında işlenebilmeleri için sayısallaştırılmaları gerekir. Şekil 3.3.'te genel olarak analog sayısal dönüştürücülerin (ADC) çözünürlük ve bant genişliği ilişkisi göreceli olarak gösterilmiştir. Biyopotansiyel ölçmelerde SAR (Successive Approximation Register) ve $\Sigma\Delta$ tip ADC'ler önem kazanmıştır. SAR tipi dönüştürücüler yüksek hızlı ve düşük güç harcayan ADC'lerdir. Ancak çözünürlükleri $\Sigma\Delta$ kadar iyi değildir.

$\Sigma\Delta$ tipi dönüştürücüler, yüksek dinamik aralıkta iyi bir doğrusallık sağlarlar. Şekil 3.4.'te $\Sigma\Delta$ tipi dönüştürücü gösterilmiştir. Burada uygulanan giriş sinyali ($x(t)$) bir bit'lik aşırı örnekleme ile dönüştürülür. Bu sinyal, sayısal analog dönüştürücü (DAC) ile tekrar analog sinyale dönüştürülerek ($y_a(t)$) giriş sinyali ile toplanıp ayrık zaman integratörüne uygulanır. Ayrık ve kümülatif olarak biriktirilen sinyal, tekrar girişteki toplayıcıya uygulanır. Giriş sinyali ve dönüştürülen sinyaller eşitlendiğinde analog toplayıcı çıkışı sıfırlanır. Bu durumda ayrık çıkış sinyali kuantalama hatasıyla beraber girişteki analog sinyalin sayısal karşılığı olur ($y[n] = v[n] + e[n]$). Bu sinyal alçak geçiren filtreden geçirilir ($w[n]$). Aşırı örneklemeden kaynaklanan fazlalık örnekler desimatör çıkışında atılır ve giriş sinyalinin sayısal karşılığı ayrık zaman sinyali elde edilir.



Şekil 3.3. Farklı yapılarıdaki ADC'lerin göreceli olarak çözünürlük ve bant genişliği ilişkisi. Sigma Delta teknoloji ADC'ler bant genişliği dar olmakla beraber, çözünürlüğü en yüksek ADC'lerdir [Aziz ve ark., 1996].



Şekil 3.4. Birinci dereceden sigma delta analog sayısal dönüştürücü. Burada analog giriş sinyali $x(t)$ bir bitlik aşırı örneklemeyle sayısallaştırılmaktadır [Aziz ve ark., 1996].

$\Sigma\Delta$ ADC'lerde eleman üzerinde sayısal filtreleme imkânı vardır (50 Hz veya 60 Hz çentik filtre gibi) ve filtre karakteristikleri zamanla değişmemektedir. ADC'lere ait önemli özellikler aşağıda incelenmiştir.

3.6.1. Dinamik aralık

Bir ADC'nin dönüştüreceği en büyük sinyal ile gürültü seviyesi arasındaki fark dinamik aralık (dynamic range) olarak tanımlanmaktadır. Dinamik aralık dB veya etkin bit sayısı şeklinde ifade edilebilir. Ticari uygulamalardaki çoğullama tipi ve dinamik aralık değerleri Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir. Bu çizelge incelendiğinde, son yıllardaki ticari EEG sistemlerinin analog çoğullamadaki gürültü seviyesinin yüksek olması ve zamanlama sorunlarından dolayı sayısal çoğullama yöntemiyle tasarlandığı görülmektedir. Bu durum sistemlerin dinamik aralık değerlerini yükseltmiştir.

Çizelge 3.1. Ticari EEG uygulamalarında çoğullama yöntemi ve dinamik aralık değerleri [Biosemi, 2006].

Üretici	Çoğullama	Dinamik Aralık (dB)
Biosemi (ActiveTwo)	Sayısal	105
ANT/TMS Refa (Cogniscan)	Sayısal	95
NeuroScan (Nuamp)	Sayısal	95
Biosemi (ActiveOne)	Sayısal	87
NeuroScan Synamps (DC-mode)	Analog	82
Biosemi (Mark-8)	Sayısal	81
SAM Technology (Microamp)	Sayısal	67
BrainProducts (BrainAmp)	Analog	67
EGI (Netamp 2.0)	Analog	64

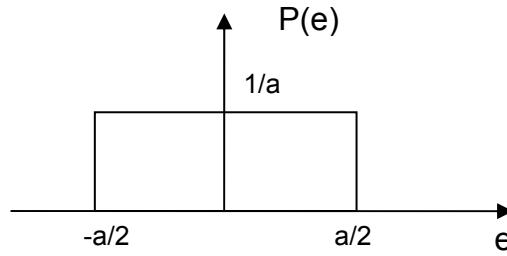
Dinamik aralık (DR):

$$DR = \frac{\text{Maksimum giriş sinyali}}{\text{Gerçek hata seviyesi}} \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilebilmektedir.

3.6.2. Kuantalama hatası

Analog sinyal, kendisini oluşturan en yüksek frekanslı bileşenin en az iki katı frekansta örneklenerek (Nyquist Örnekleme Teoremi) sayısallaştırılmaktadır. Analog sinyalin sayısallaştırılmasında her kuantalama seviyesinde hata oluşmaktadır. Şekil 3.5.'te hatanın düzgün (uniform) olasılık dağılımı gösterilmiştir. Burada, a adım voltajını, e hatayı, $P(e)$ hatanın olasılık dağılım fonksiyonunu göstermektedir.



Şekil 3.5. Hatanın düzgün olasılık dağılımı.

Kuantalanmış örnek değeri $x_q(t)$, orijinal sinyal $x(t)$ ve beklenen değer $E[e]$ ile gösterildiğinde [Kayran ve ark., 2000],

$$\begin{aligned} e(t) &= x(t) - x_q(t) \\ E[e] &= \int eP(e)de \end{aligned} \quad (3.2)$$

olur. Kuantalama gürültüsünün karesel ortalaması ise,

$$\begin{aligned}
\langle e^2 \rangle &= E[e^2] = \int e^2 P(e) de \\
&= \int_{-a/2}^{a/2} e^2 \frac{1}{a} de \\
&= \frac{a^2}{12}
\end{aligned}$$

$E[e] = 0$ 'dır.

Kuantalama hatası ise,

$$\text{Kuantalama hatası} = \frac{a}{\sqrt{12}} \quad (3.3)$$

olarak ifade edilmektedir. Burada a en önemsiz bitin (LSB) adım voltajıdır.

3.6.3. Sinyal gürültü oranı

Sinyal gürültü oranı (SNR), sinyal ve içerisindeki gürültü sinyalinin oranını ifade etmektedir. Bu oranın yüksek olması sinyalin daha temiz olarak elde edilmesini mümkün kılar. Bu oran:

$$\text{SNR} = 10 \log \left(\frac{\text{Güç}(\text{Sinyal} + \text{Gürültü})}{\text{Güç}(\text{Gürültü})} - 1 \right) \quad (3.4)$$

formülünden hesaplanabilmektedir.

Kuantalama hatasının esas alındığı SNR, A genlikli sinüs sinyalinin, A_{maks} giriş değerine ayarlı n bitlik kuantalayıcıya uygulanması durumunda şu şekilde hesaplanabilmektedir [Kayran ve ark., 2000]:

$$\frac{S}{N} = \frac{\langle x^2(t) \rangle}{e^2(n)} = \frac{A^2 / 2}{a^2 / 12} = \frac{A^2}{2} \frac{12}{\left(\frac{2A_{\text{maks}}}{2^n} \right)^2}$$

$$\frac{S}{N} = \frac{3}{2} 2^{2n} \left(\frac{A}{A_{maks}} \right)^2 \quad (3.5)$$

veya desibel cinsinden,

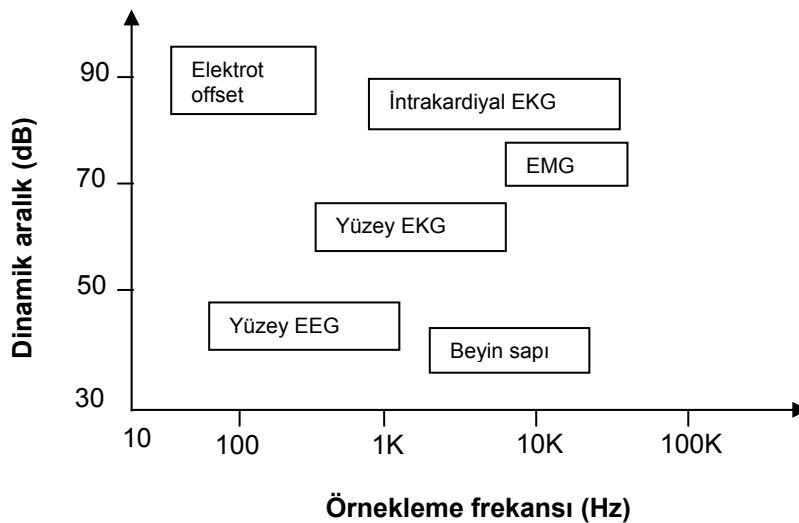
$$\left(\frac{S}{N} \right)_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{S}{N} \right)$$

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{dB} = 1,76 + 6,02n + 20 \log_{10} \left(\frac{A}{A_{maks}} \right) \quad (3.6)$$

yazılabilir. Asıl sinyal ve gürültü sinyalleri sinüs olarak düşünüldüğünde genel bir ifade olarak,

$$\frac{S}{N} = \frac{(A_{sinyal})^2}{(A_{gürültü})^2} \quad (3.7)$$

Şekil 3.6.'da bazı medikal uygulamalarının dinamik aralık ve örnekleme frekansı ilişkisi gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi yüzey EEG uygulamaları için 50 dB dinamik aralık ve 100 Hz civarında örnekleme hızı yeterli olabilmektedir.



Şekil 3.6. Bazı medikal uygulamalarının dinamik aralık (dB) ve örnekleme frekansı (Hz) ilişkisi (Biosemi, 2006'dan alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Biosemi, 2006].

3.7. Elektronik Gürültü

Medikal uygulamalarda kullanılan elektronik sistemlerde, elektronik gürültü sistem performansını etkileyen önemli bir faktördür. Devre tasarımlarında, gürültü azaltma yöntemlerinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir [Leach, 1994]. Gürültü azaltılmasında etkili yöntemler, kullanılan fark yükselteçlerinin CMRR değerinin yüksek olması [Webster, 1992, Yazgan ve Koruürek 1994], sayısal ve analog toprakların ayrılması, sayısal sinyallerin analog devrelerden mümkün olduğunca uzak tutulması, elektronik devrelerin elektromanyetik girişimden en az seviyede etkilenmesi için metal kutu içerisine yerleştirilmesi ve sinyal kablolarının ekranlanması ve burulması sayılabilir [Ott, 1988]. EK-2’de elektronik gürültünün nedenleri, dahili gürültü kaynakları ve gürültünün azaltılması için alınabilecek önlemler verilmiştir.

3.8. Uyarılmış potansiyeller

Uyarılmış potansiyeller (EP), sinir sisteminin uyarıcıya verdiği elektriksel tepkilerdir. Herhangi bir uyarana (işitsel, görsel veya somatik) beynin verdiği tepki birkaç μV olduğundan ölçüm sayısı artırılarak ortalaması alınır. Ortalama işlemi ile uyarılmış potansiyel sinyali belirginleştirilmektedir. Olaya ilişkin potansiyeller ise algıya dayalı sinyallerdir. Örneğin uyarıcıdan 300 ms sonra gelen pozitif tepe (P300 sinyali), uyarıcının fiziksel özelliklerinden çok algılamaya bağlıdır. Uyarılmış potansiyeller uyarıcı, üretilen yer, kayıt yöntemi, uyarıcı hızı ve süresine göre sınıflandırılabilir [Spehlmann, 1985]. Uyarılmış potansiyellerle ilgili genel bir bilgi EK-3’te verilmiştir.

3.9. Veri saklama

Araştırma amaçlı EEG sinyal kaydında genellikle ASCII (American Standard Code for Information Interchange) format tercih edilmektedir. Özellikle çevrim dışı (off-line) yapılan sinyal işleme amaçlı çalışmalarda, verinin

okunarak işlenmesi daha kolay olmaktadır. Sözgelimi Matlab'ta EEG sinyal işleme için birkaç satırda .txt dosyası okunarak istenilen bölüm alınabilmekte ve sinyal işleme algoritmaları çalıştırılabilmektedir. Kayıt formatı olarak ASCII dışında, EDF (European Data Format), bunun geliştirilmiş şekli EDF+ ve değiştirilmiş şekli BDF (Biosemi Data Format) kullanılmaktadır. Bu formatlar EK-4'te tanıtılmıştır.

3.10. EEG Çalışmaları

EEG donanımı ile ilgili yapılan çalışmalar incelenmiş ve Çizelge 3.2.'de özetlenmiştir. Bu çalışmalar araştırma [Barnea ,1986; Annovazzi-Lodi, 1988, 1991; Mettingvanrijn ve ark., 1993; Mcfarland, 1997; Dunseath ve Kelly, 1995; Litscher, 1998; Shaw ve ark., 1999; Guillory ve Normann, 1999; Ulbert ve ark., 2001] ve ticari amaçlı [Biosemi, 2006; Electrical Geodesics, 2006; Nihon-Kohden, 2006; Neuroscan, 2006; Micromed, 2006; Psylab, 2006] çalışmalar olarak ayrılarak, belirgin özellikleri tespit edilmiştir. Ticari EEG cihazlarının güncel bilgileri internetteki sayfalarından alınmıştır.

Araştırma amaçlı çalışmalarda, kanal sayısının düşük olduğu, genellikle Ag/AgCl elektrotların kullanıldığı görülmektedir. Tasarım stratejilerinin açıklandığı tek çalışmada [Dunseath ve Kelly 1995], 32 kanallı bir sistem gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada aktif elektrot kullanılarak 85-90 dB CMRR, 1 G Ω giriş empedansı (açıkça belirtilmese de bu değerin kullanılan tamponun giriş empedansı olduğu düşünülmektedir) ve 2 KHz örnekleme hızı sağlanmıştır. Çalışmada AC kuplajlı sinyal 12 bit ADC ile sayısallaştırılmış ve sayısal I/O kartı ile bilgisayara veri transferi sağlanmıştır. İzolasyon ve gürültü azaltılması için bataryadan besleme yapılmıştır.

Son yıllarda çok kanallı ticari EEG cihazları, yüksek kanal sayısında ve sayısal bit çözünürlüğünde üretilmektedir. Bu cihazlar genellikle AC kuplajlıdır ve aktif elektrot kullanılmamaktadır. Ticari cihazların tasarım

stratejileri açık olmamakla beraber sadece bir firma [Biosemi, 2006] cihazlarındaki tasarım temellerini açıklamaktadır. Bu cihaz aktif elektrotlu ve DC kuplajlıdır. 24 bit ADC ve verinin USB üzerinden PC'ye aktarım için fiber optik hat kullanılmıştır. CMRR değeri 80 dB, giriş empedansı $1T\Omega$ (50 Hz'te $300 M\Omega$) olarak rapor edilmiştir.

Çizelge 3.2. EEG donanımı çalışmalarının özeti.

Araştırmacı	Yıl	A / T	KS	GE (GΩ)	CMRR (dB)	Gürültü (μV_{pp})	ADC (Bit)	ÖH KHz	Veri Transferi	Görüntü	Besleme	Açıklama
BARNEA	1986	A	1	*	*	*	*	*	Kablosuz RF	Osiloskop	*	Kablosuz uyarıcı, FM
ANNOVAZZI-LODI	1988 1991	A	1	*	*	*	*	2	Kablosuz Infrared link	*	Batarya	Genel amaçlı, çift yönlü PWM
METTING VANRIJN	1993	A	64	*	119	0.4	14	*	Kablolu optik fiber	Ekran	Batarya	EKG amaçlı
DUNSEATH	1995	A	25	1	85	0.5 rms	12	2	Optik, SGÇ	Ekran	Batarya	Aktif elektrod
MCFARLAND	1997	A	64	*	*	*	*	*	DSP	*	*	Beyin-bilgisayar arabirimi
LITSCHER	1998	A	21	10	110	0.15 rms	*	*	Paralel kablo	Ekran	*	Aktif elektrot Başlık tasarımı
GUILLORY	1999	A	100	*	*	1 rms	12	30	Kablolu, DSP	Ekran	*	25'li moduller, ani tepelerin tespiti için
SHAW	1999	A	16	*	100	1.5	12	*	*	*	*	Kayıt odası dışında performans iyi
UNGAN	1999	A	123	100	120	1 rms	*	*	Paralel Kablo	Ekran	Batarya	İşitsel kaynak incelemesi
MIHMANLI	2000	A	4	*	82	*	22	*	DSP SGÇ Paralel kablo	Ekran	Şebeke	Genel amaçlı Veri toplama
PSYLAB	2001	T	32	0.1	110	0.1	*	*	Paralel kablo	Ekran	*	Anahtarla kazanç kontrolü
XLTEK	2001	T	24	1	110	2	22	*	Paralel kablo	Ekran	Batarya	Paralel kablolu, modüler

Çizelge 3.2. (Devam) EEG donanımı çalışmalarının özeti.

Araştırmacı	Yıl	A / T	KS	GE (GΩ)	CMRR (dB)	Gürültü (μV _{pp})	ADC (Bit)	ÖH KHz	Veri Transferi	Görüntü	Besleme	Açıklama
ULBERT	2001	A	24	*	90	*	12	*	*	*	Batarya	Çoklu mikro elektrotla korteks altı çalışmalar
NIHON KOHDEN	2001	T	10-14	*	*	*	*	*	*	Kağıt	*	Taşınabilir
METTING VANRIJN	2001	A	16		90	0.4	12	1	Kablosuz, infrared	Ekran	*	5m 6 infrared LED'li link
PSYLAB	2001	T	32	0.1	110	0.1	*	*	Paralel kablo	Ekran	*	Anahtarla kazanç kontrolü
EGI	2006	T	32-256	0.2	80	0.6	16	1	Paralel kablo, Ethernet	22" Ekran	Şebeke	Modüler
NEUROSCAN	2002	T	40	0.08	100	0.7	22	*	Kablolu paralel veri, USB	14" LCD	Batarya, Şebeke	Kolay taşınabilir
NEUROSCAN	2006	T	128256	*	*	2	*	20	Kablolu paralel veri, USB	Ekran	Batarya, Şebeke	EP, ERP uygulamaları için
CLEVELAND MED.	2002	T	8	2	*	*	16		RS232 port, Kablosuz	Ekran	Batarya	902-928 MHz 15m
MICROMED	2006	T	64-128	*	*	*	24		Fiber optik hat			Fiber optik
BIOSEMI	2006	T	256 280	5	80	1	24	2	Fiber optik iletim	Ekran	Batarya	Aktif elektrot Her kanal için ADC, LabView

A/T : Araştırma/Ticari
 ÖH : Örnekleme hızı
 * : Verilmemiştir

GE : Giriş Empedansı
 FM : Frekans modülasyonu

KS : Kanal Sayısı
 DSP : Sayısal Sinyal İşleyici

SGÇ : Sayısal Giriş/Çıkış
 VT : Veri transferi

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMİN YAPISI

Bu bölümde gerçekleştirilen sistemin (EEG Data Acquisition System, EEGDAS) tasarım ayrıntıları verilmiştir. Başlangıçta EEG sinyallerinin ölçülmesine yönelik tasarım ilkeleri ortaya konulmuştur. Bu esaslarla donanım ve yazılım bir bütünlük içerisinde sistem yaklaşımı ile tasarlanmıştır. EEGDAS donanım ve yazılım olarak uyumlu çalışması için bütünleştirilmiş ve tek başına yeterli (stand alone) çalışması sağlanmıştır. Bu bölümün bundan sonraki başlıklarında tasarım yaklaşımı, tasarım ilkeleri ile sistem donanım ve yazılımı açıklanacaktır.

4.1. Tasarım Yaklaşımı

Sistem tasarımı öncesinde çok kanallı bir EEG veri toplama sisteminde olması gereken konular incelenerek tasarım stratejisi ile birleştirilmiştir. Tasarımda kaynak yerelleme deneylerinin yapılabilmesi için olması gereken ilave özellikler göz önünde tutulmuştur.

EEG sistemleri genellikle yüzeyden, insan beynindeki elektriksel aktivitelerin yüksek bir zaman çözünürlüğüyle izlenmesini sağlarlar. Temel olarak bir EEG ölçme sistemi, beyin elektriksel aktivitelerinden kaynaklanan anlık potansiyel farklarını saçlı deri üzerinden ölçer. Kafa yüzeyindeki potansiyel farkları, saçlı deri üzerine yerleştirilen elektrotlarla tek kutuplu ya da çift kutuplu olarak ölçülür. Çalışmadaki tasarım yaklaşımı esasları aşağıda kısaca açıklanmıştır.

- Sistem, 300 μV 'tan küçük ve en az 0,5-30 Hz arasındaki sinyalleri orijinal dalga şekillerini bozmadan doğru bir şekilde ölçebilmelidir.
- ESI amaçlı bir ölçme için yüksek çözünürlük gerekeceğinden, 100'den fazla elektrottan sinyal alınabilmelidir.

- Elektrotların kontak empedansları göz önüne alındığında, girişte kullanılan yükselteçlerin giriş dirençleri mümkün olduğunca yüksek olmalıdır ($> 1 \text{ G}\Omega$ gibi).
- Şebeke hatlarından kaynaklanan girişim etkisini azaltmak için enstrumantasyon yükselteçlerinin (IA) CMRR değeri yüksek olmalıdır ($> 100 \text{ dB}$ gibi).
- Girişten çıkışa kadar elektronik gürültü küçük olmalıdır ($< 2 \text{ }\mu\text{V (rms)}$ gibi).
- Elektronik gürültüyü azaltmak için analog ve sayısal topraklar izole edilmelidir.
- Sinyal uygun bir hızda örneklenmelidir ($> 120 \text{ Hz}$ gibi).
- Sinyalin yüksek çözünürlükte sayısallaştırılması gerekir (etkin bit sayısı > 12 gibi).
- Kanallar arası örnekleme anlarında fark olmamalıdır.
- Sistem taşınabilir olmalı ve veri aktarımı için ilave PC arabirim kartlarına gerek duymamalıdır.
- Veri aktarım hızı tüm kanalların problemsiz aktarılmasına yetecek seviyede olmalıdır.
- Yukarıdaki özelliklere sahip sistem, ulaşılabilir ve pahalı olmayan elemanlarla gerçekleştirilmelidir.

4.2. Tasarım Temelleri

EEG sinyallerinin asıl dalga şekillerini korumak için tasarımcı öncelikle DC ya da AC yükseltme yaklaşımlarından birisine karar vermelidir. AC (kuplajlı) yükseltmede, tüm kanallarda aynı özellikte yükseltme ve filtreleme gerekeceğinden, tamamen aynı değer ve fiziksel özelliklere sahip elemanlar kullanılmalıdır. Elektronik devre elemanlarının fiziksel özelliklerinin zamanla değişmesi ve bu değişimin farklı olması kaçınılmazdır. Bu nedenle tüm kanallara aynı sinyal uygulansa da kanallar arasında farklılık görülür. Bununla birlikte, doyuma giren kapasitörlerin tekrar normal çalışmaya dönmesi için geçecek zaman süresince veri kaybı olacaktır. Sayılan bu olumsuz taraflarının

yanında, AC yükseltmede, elektrot potansiyeli filtrelendiğinden analogtan sayısala dönüştürmede etkin bit sayısı yüksektir.

DC yükseltmede DC blokaj kapasitörü kullanılmaz. Girişte yüksek geçiren filtre kullanılmadığından aynı değerli filtre direnç ve kapasitörlerine de gerek kalmaz. DC'ye yakın frekanslarda veri kaybı olmadığından alçak frekanslı sinyaller de alınabilir. Bununla beraber elektrot potansiyelinden dolayı yükselteçlerin doyuma girmesini önlemek için yükselteçler düşük kazançta çalıştırılır. Ayrıca $\Sigma\Delta$ ADC'ler gibi yüksek çözünürlüklü ADC kullanılma zorunluluğu vardır. Çünkü sinyalin DC bileşeninden dolayı ADC'nin etkin bit sayısı azalır.

Özetle, DC yükseltme, yüksek CMRR değerine sahip IA, $\Sigma\Delta$ teknoloji gibi yüksek çözünürlüklü ADC kullanılması durumunda AC yükseltmeye göre daha avantajlıdır. Tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen tasarımda DC yükseltme her kanal için LT1167AI IA kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu yükseltecin çalışma şartlarında CMRR değeri yaklaşık 115 dB'dir ve kazancı 13,8'e ayarlanmıştır. Elektroensefalografi sistemlerinde genellikle CMRR değeri 80-120 dB arasındadır (Bkz. Çizelge 3.2.). Tasarlanan yükselteç normal şartlarda bu kazanç değeri ile kullanılan elektrotlar için doyuma neden olmamaktadır.

Analog sinyallerin sayısallaştırılması için başka bir yaklaşım tüm kanalların analog bir çoğullayıcı ile bir ADC'den geçirilmesidir. Böyle bir yaklaşımda kanalların aynı anda sayısallaştırılması için örnekle-tut devresi kullanılmalıdır. Daha sonra tüm kanallar hızlı bir ADC'den geçirilmelidir. Kanallar arası sızma, çoğullamadaki zamanlama ve artan elektronik gürültü gibi etkenler, bu yaklaşımı dezavantajlı duruma getirmektedir. Bu olumsuzlukların giderilmesi için her bir kanal için ayrı bir ADC kullanılması ve sayısal verinin sayısal çoğullamayla aktarılması diğer bir alternatif olarak görülmektedir. Bu yaklaşımın en büyük dezavantajı ise artan maliyetidir.

Gerçekleştirilen sistemde her 16 kanal için bir ADC kullanılması benimsenmiştir. ADC olarak kullanılan LTC2448, 16 kanallı 3,5 KHz (veri kaybı olmadan) hızda 24 bit çözünürlüğe sahip $\Sigma\Delta$ teknoloji ADC'dir [Linear, 2006]. 16 modülden alınan 256 kanala ait 16 bitlik veri, bellek tamponunda sayısal olarak çoğullanmaktadır.

Saçlı deriden alınan sinyaller için genellikle Ag/AgCl elektrotlar kullanılmaktadır. Aktif elektrot kullanan sistemlerde elektronik gürültünün azalması ve elektrot jeline ihtiyaç duyulmaması rapor edilmiştir [Dunseath ve Kelly, 1995; Litscher, 1998; Biosemi, 2006]. Gerçekleştirilen sistemde, 1) uygulama güçlüğü ve kablolardan kaynaklanabilecek kısa devre riskini azaltmak, 2) kanal kabloları arasındaki sızmayı önlemek ve 3) saçlı deri ve aktif elemanların besleme kablolarının temasından kaçınmak için aktif elektrot kullanılmamıştır. Sistemde klorlamaya ihtiyaç duymayan ve kontak potansiyelleri göreceli olarak küçük (15 mV civarında) 256 kanallı Ag/AgCl EEG başlığı (Neuroscan) kullanılmıştır.

EEG sinyal kaydı tek kutuplu, çift kutuplu ya da ortalama alınmış referanslı olabilmektedir. Çalışmada tek kutuplu kayıt yöntemi benimsenmiştir. Kullanılan EEG başlığının referans elektrotu vertekse, toprak elektrotu ise alına (frontal lob) yerleştirilmiştir. Referans elektrotunun yerinin değiştirilmesi basit bir konnektör bağlantı kartı ilavesiyle gerçekleştirilebilecektir. Bu şekilde ESI'de referans elektrot yerinin etkisi incelenebilecektir [Gencer ve ark., 1996; Geselowitz, 1998].

Şebeke girişimini azaltmak ve denek güvenliğini sağlamak için sistem bataryadan beslenmelidir. Bunun yanı sıra elektronik gürültünün azaltılması için analog ve sayısal (dünya) topraklarının ayrılması gerekir. İzolasyon, yüksek hızlı optik bağlayıcılarla (opto-coupler) ya da galvanik izolatörlerle sağlanabilmektedir. Çalışmada 110 Mbaud, 4 kanal galvanik bağlayıcılar (IL715/717) kullanılmıştır. Bu izolatörler Uluslararası Elektroteknik

Komisyonunca belirtilen standart değerden ($10 \mu\text{A}$) çok daha az kaçak akıma izin vermektedir (IEC 601-1).

Verinin PC'ye aktarılması için farklı iletişim geçitleri kullanılabilmektedir. Seri ve paralel geçitlerin hızları sistem için gerekli hıza ($140 \text{ Hz} \times 256 \text{ kanal} \times 4 \text{ byte} = 144 \text{ Kbyte/s}$) erişememektedir. IEEE-1394 haberleşme standardı yeterince hızlı olmasına rağmen kurulumu pahalıdır. Çalışmada son yıllarda yaygınlaşan USB veri aktarımı tercih edilmiştir.

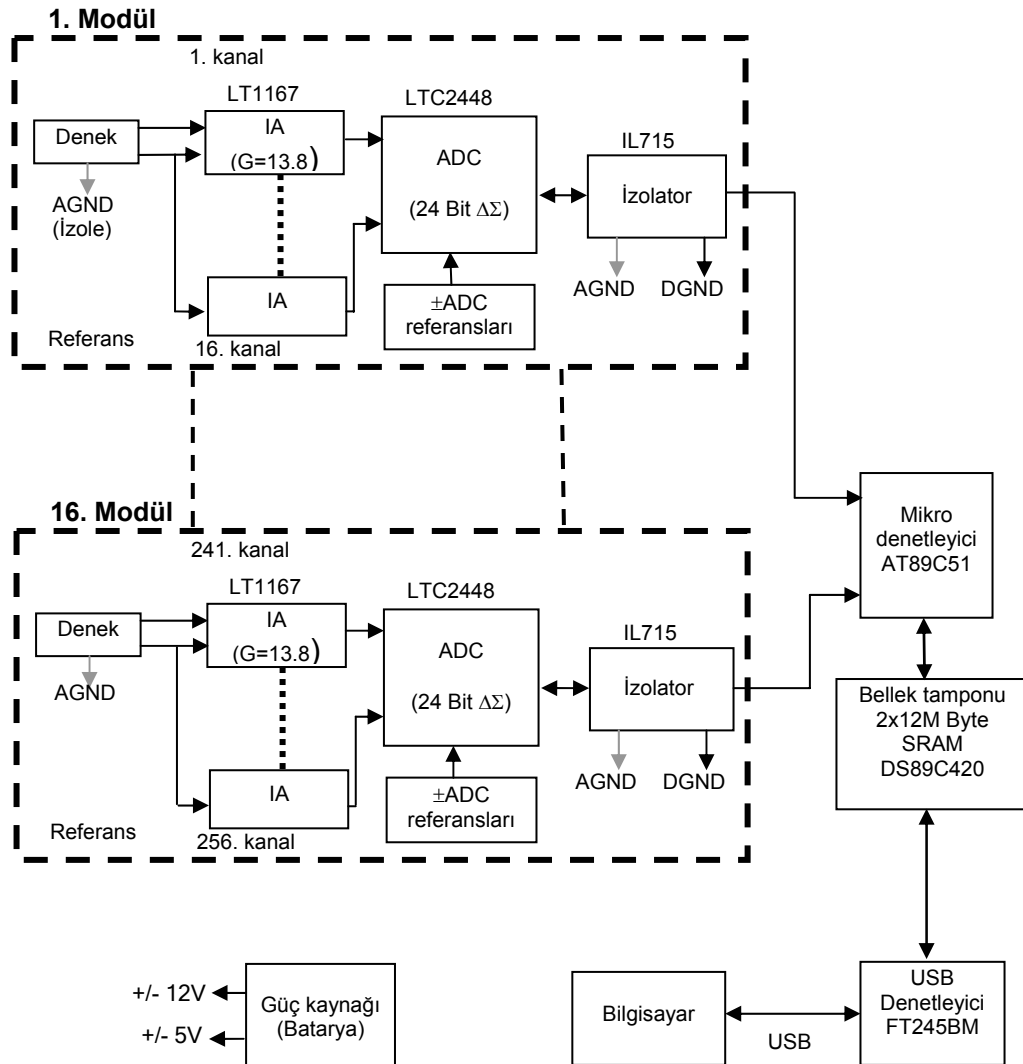
Özetle gerçekleştirilen çok kanallı EEG sisteminde:

- 1) Modüler bir tasarım (her 16 kanal için analog çoğullama ve her 16 modül için sayısal çoğullama),
- 2) DC yükseltme (yüksek CMRR'lı IA ve $\Sigma\Delta$ ADC'ler),
- 3) Bataryadan besleme, analog ve sayısal sinyallerin izolasyonu,
- 4) Tek kutuplu kayıt ve
- 5) USB'den veri aktarımı sağlanmaktadır.

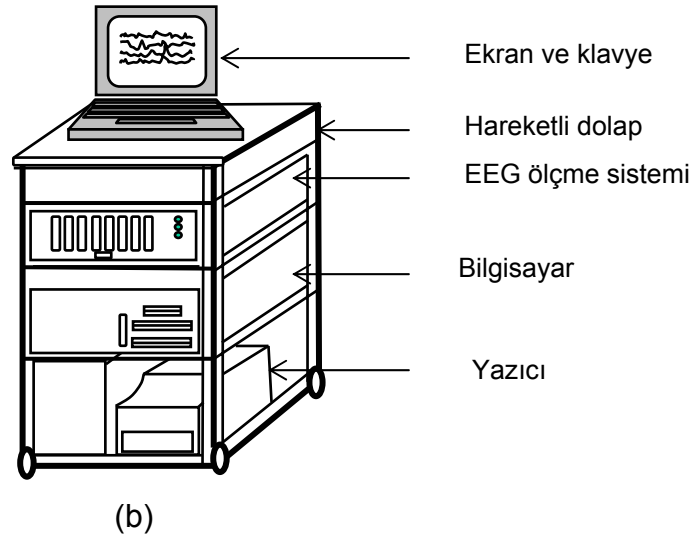
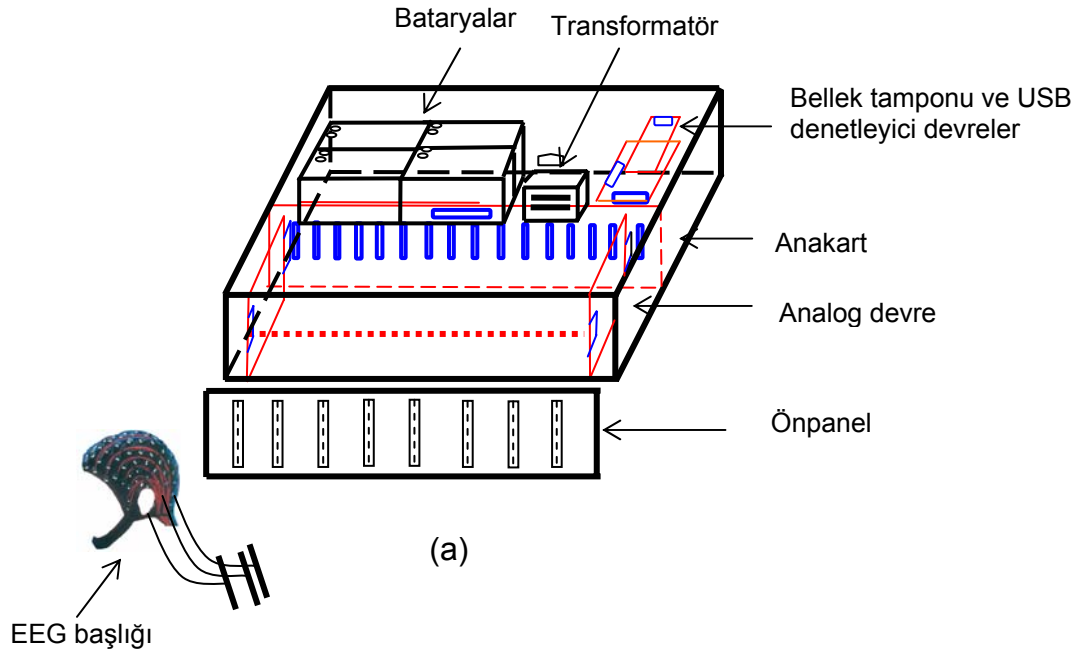
Bu bölümün bundan sonraki başlıklarında sistemi oluşturan bileşenler donanım ve yazılım olarak açıklanacaktır.

4.3. Sistem Donanımı

Veri toplama sistemi şu bileşenlerden oluşmaktadır: 1) her biri 16 kanallı destekleyen 16 analog modül, 2) kontrol sinyallerinin üretildiği anakart, 3) geçici veri depolama için bellek tamponu, 4) USB modülü ve 5) güç kaynağı. Sistemi oluşturan bileşenler, elektromanyetik girişimi azaltmak için metal bir kutu içerisine yerleştirilmiştir. Şekil 4.1.'de sistemin blok şeması ve Şekil 4.2'de tasarıma esas görüntüsü verilmiştir. Resim 4.1.'de ise tamamlanan sistemin görüntüleri verilmiştir.

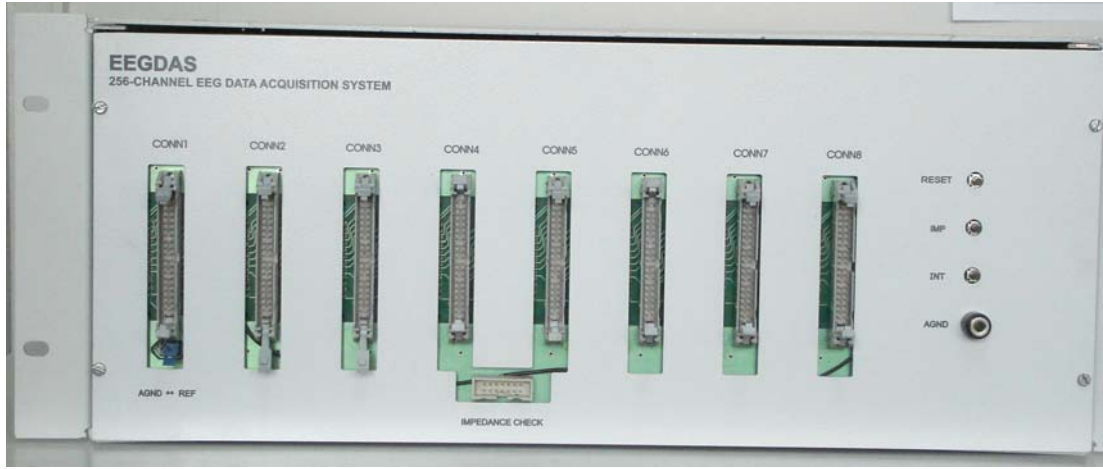


Şekil 4.1. Sistemin blok şeması. 16 kanalı destekleyen 16 adet analog karttan alınan sayısallaştırılmış sinyal, anakart mikrodenetleyicisinin kontrolünde bellek tamponuna oradan da USB üzerinden PC'ye aktarılmaktadır.



Şekil 4.2. Tasarıma esas sistem görüntüsü:

a) Bileşenlerin yerleştirilmesi, b) Genel görünüş.



(a)



(b)

Resim 4.1. Geliştirilen sistemin görüntüleri:

a) Ön görünüş, b) Arkadan görünüş, c) Sistemin genel görünüşü.



(c)

Resim 4.1. (Devam) Geliştirilen sistemin görüntüleri:

a) Ön görünüş, b) Arkadan görünüş, c) Sistemin genel görünüşü.

Sisteme ait tasarlanan elektronik devreler ve mikrodeneleyici programları ile kullanıcı arayüzü tamamlanarak test ve kalibrasyon işlemleri yapılmıştır. Sistem yazılım ve donanımının bütünleştirilmesi yapılarak, EEG sinyallerinin herhangi bir zamanlama sorunu olmadan transferi sağlanmıştır. Bu bölümün bundan sonraki kısmında, sistem donanım ve yazılımının tasarım esasları ve EEG başlığından itibaren sistemi oluşturan ana bileşenler ayrı ayrı açıklanacaktır.

4.3.1. EEG başlığı

EEG sinyallerinin saçlı deri üzerinden alınması için kullanılan 256 kanallı başlığa (Neuroscan) ait özellikler şunlardır:

- DC offset potansiyelini azaltmak için Ag/AgCl 256 sinterli elektrot kullanılmıştır.
- Elektrotlar sinterli olduğundan yeniden klorlama ihtiyacı yoktur.
- Elektrotlar esnek kumaş üzerine yerleştirilmiştir. Başlık ölçüsü 54-62cm'dir.
- Elektrotlar yumuşak lastik tutucu içerisine yerleştirilmiştir.
- Kablolar başlık dışına kolay yerleşecek şekildedir.
- Elektrotlar kafa üzerinde etiketlenmiştir.
- Başlık çene altından tutturulmaktadır.

Elektrotlardan gelen kablolar, her biri 32 kanallı konnektöre (40 pinli) bağlanmıştır. 256 kanal toplam 8 konnektörle sisteme bağlanmaktadır. Resim 4.2'de EEG başlığı gösterilmiştir. EK-5'te ise EEG başlığının elektrot yerleşimi ve bağlantısı verilmiştir.



(a)



(b)

Resim 4.2. EEG başlığı: a) Yandan görünüş b) Üstten görünüş.

4.3.2. Analog devre

Sistem 16 modülden veri alacak şekilde tasarlanmıştır. Her bir modül, referans noktasına göre 16 kanaldan gelen tek kutuplu sinyalleri almaktadır. Bu devrede kafadan alınan referansa göre farksal yükseltmenin yapıldığı enstrumantasyon yükselteçleri (IA, LT1167AI), 24 bit analog sayısal dönüştürücü (ADC, LTC2448), voltaj referansları (MAX6126) ve galvanik izolatörler (IL715) kullanılmıştır.

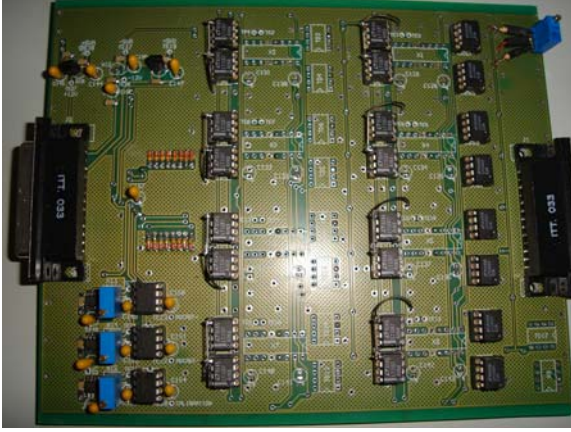
Kullanılan IA LT1167AI, 1 TΩ gibi yüksek giriş empedansına ve çalışma frekansında yaklaşık 115 dB CMRR değerine sahiptir. Diğer bazı karakteristikleri ise giriş akımı 50 pA, gürültü voltajı 0,5 μV (pp), kazanç doğrusal olmama ölçütü 2 ppm'dir. Analog kart tasarlanırken diğer elemanlar da düşük giriş akımlı, yüksek giriş empedanslı ve CMRR'lı seçilmiştir. EEG sinyalleri vücut referans sinyalinin farkı 13,8 kazançla yükseltilmektedir. Analog karta giren ve çıkan sinyaller metal kılıflı D tipi konnektörler üzerinden aktarılmıştır. Resim 4.3.'te Analog kart ve 16 kartın yerleştirilmesi gösterilmiştir.

Kullanılan ADC'nin referansı (MAX 6126)'dan alınmaktadır. $ADC_{ref}^+ = 724$ mV ve $ADC_{ref}^- = 200$ mV olarak seçilmiştir, bu durumda referans voltajı ($724 - 200 = 524$ mV), adım voltajı a ise:

$$a = \frac{724 \text{ mV} - 200 \text{ mV}}{2^{24}} = 31,25 \text{ nV} \text{ olduğundan,}$$

Eş. 3.3'ten kuantalama hatası:

$$\text{Kuantalama hatası} = \frac{a}{\sqrt{12}} = \frac{31,25 \text{ nV}}{\sqrt{12}} = 9,02 \text{ nV} \text{ olarak hesaplanır.}$$



(a)



(b)



(c)

Resim 4.3. Analog kart. a) Ön yüz, b) Arka yüz, c) 16 kartın yerleştirilmesi.

Bu değer yaklaşık $0.5 \mu\text{V}$ yükselteç gürültüsünün yanında ihmal edilebilecek seviyededir.

Toplam gürültünün azaltılmasına yönelik olarak, analog devre içerisinde galvanik izolatörler kullanılarak, analog sinyal ve topraklar sayısal taraftan ayrılmış ayrıca baskılı devre tasarlanırken elektronik gürültünün azaltılmasına dikkat edilmiştir.

En büyük EEG voltajı 300 μV kabul edilirse etkin bit sayısı 18'dir. Başka bir ifadeyle 108 dB'lik bir dinamik aralıkla sayısallaştırma yapılmaktadır. Bu değer ticari uygulamalardaki (Çizelge 3.1.) değerlere göre daha iyi bir aralıktır. Sistemde, $\text{ADC}_{\text{REF}+}$ (724 mV) ve $\text{ADC}_{\text{REF}-}$ (200 mV) değerleri istenildiğinde değiştirilebilmektedir. Dolayısıyla dinamik aralık sistem için değiştirilebilir bir değerdir. Bu özellik adım voltajının kaynak yerellemeye etkisinin incelenmesi konusunda değişiklik yapma imkanı kazandırmaktadır. ADC iki farklı şekilde çalıştırılabilmektedir. Bunlar *beklemesiz* durum (3,52 KHz örnekleme hızı) ve *bir bekleme*li durumdur (7.04 KHz) [Linear, 2006]. Çalışmada EEG frekans bandı ve Nyquist Örnekleme Teoremi dikkate alınarak beklemesiz durum tercih edilmiştir.

Örnek olarak 10 μV bir EEG sinyali için ADC girişinde 138 μV sinyal oluşturacaktır (10 μV EEG gerilimi x 13,8 kazanç= 138 μV). Sadece kuantalama hatasının esas alındığı sinyal gürültü oranı (SNR) değeri teorik olarak hesaplandığında, 524 mV ADC referans gerilimi, 24 bit kuantalama ve 10 μV giriş gerilimi için Eş. 3.5'ten,

$$\frac{S}{N} = \frac{3}{2} 2^{2 \times 24} \left(\frac{138 \times 10^{-6}}{524 \times 10^{-3}} \right)^2 \cong 29,28 \times 10^6 \text{ ve}$$

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{\text{dB}} = 74.65 \text{ dB elde edilir.}$$

Genel olarak SNR değeri, Eş. 3.7 kullanılarak ölçülen gürültü değeri yaklaşık 2 μV (rms) esas alındığında,

$$\frac{S}{N} = \frac{(A_{\text{sinyal}})^2}{(A_{\text{gürültü}})^2} = \frac{(138^{-6})^2}{(2 \times 10^{-6})^2} = 4761$$

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{\text{dB}} \cong 36,77 \text{ dB çıkar.}$$

Hesaplanan bu değerler sistemin güvenilir bir ölçme sistemi olması ile ilişkilidir. Bu hesaplama Performans Testleri bölümünde incelenmiştir.

Analog devrede örtüşmeyi önleyici (anti-aliasing) filtre şu nedenlerle kullanılmamıştır: 1) $\Sigma\Delta$ ADC'ler dönüştürmeyi sinyali keskin *sonlu-dürtü-tepkeli* (FIR) filtreden geçirerek çıkışlarına verdiklerinden belirli bir sürede gerçekleştirirler [Signalogic, 2006]. 2) Analog devre tasarlanırken IA'ların çıkışı seri $1K\Omega$ direnç üzerinden ADC girişlerine uygulanmıştır. ADC analog girişlerindeki kapasitans ve baskılı devreden (PCB) kaynaklanan kapasitif etki alçak geçiren filtre (LPF) etkisi oluşturmaktadır. 2) ADC girişlerini belirli bir kesim frekansı için sabitlemek, örnekleme hızı değişikliğine bağlı olarak işlenecek sinyal bandının değişikliğine imkân vermeyecektir. Sözelimi 70 Hz için LPF kullanılsaydı, 100 Hz'e kadar alınması istendiğinde filtre elemanlarını değiştirmek zorlaşacaktır. 3) Kanallar arasında fark oluşturacağından tasarımda analog sinyal için kapasitor kullanımından genel olarak kaçınılmıştır. 4) EEG bandı dışından gelen istenmeyen sinyallerin güç spektral yoğunluğu 50 Hz şebeke gürültüsü hariç olmak üzere göreceli olarak küçük kaldığından, ilgilenilen banttaki sinyaller üzerindeki etkisi çok az olacaktır. 5) Gerektiğinde örtüşme önleyici filtre kullanılmak istendiğinde, bir kapasitör bağlanarak ($1 K\Omega$ 'luk direnç zaten vardır) kolayca gerçekleştirilebilecektir.

Bir ölçme sisteminde ölçülebilecek en küçük sinyal, yükselteç gürültü seviyesi veya ADC'nin adım gerilimi ile belirlenemez. Ölçülebilecek en küçük gerilim

seviyesi deney sayısına bağlıdır. Bir uyarılmış potansiyel deneyinde deney sayısı artırılarak ortalama sinyal esas alınmaktadır. Ölçme sayısının artması uyarılmış potansiyel sinyalini daha da belirginleştirmektedir.

4.3.3. Sayısal devre

Anakartta 0,5 MIPS'te (million instructions per second) çalışan mikrodeneleyici (μ C, AT89C51) ve gerektiğinde kullanılmak üzere sinüs sinyal üretici (XR2206), tamponlar (74HC244), analog anahtar (MAX313) ve galvanik izolatörler (IL715) kullanılmıştır. Analog karttan alınan seri veri, μ C kontrolünde bellek tamponuna uygulanmaktadır. Anakart'ın yerleştirilmesi Resim 4.4.'te gösterilmiştir. Anakart μ C'ı (MB μ C, AT89C51) bellek tamponundaki tampon μ C'dan (BM μ C, DS89C420) gelen kontrol sinyallerine göre ADC için ADCSCK kontrol sinyalini üretir.



Anakart

Resim 4.4. Anakartın yerleştirilmesi.

ADC'den bir örnek 24 bitle kuantalanmakta ve toplam 32 saat (clock) sinyali ile yaklaşık 446 μ s'de alınmaktadır. 16 kanal için örnek $16 \times 446 \mu s = 7136$ ms'de çıkmaktadır. Bu sürede paralel işlem yapıldığı için 256 kanala ait verinin tamamı alınmaktadır ve buradan sistemin örnekleme hızı 140 Hz olarak bulunur.

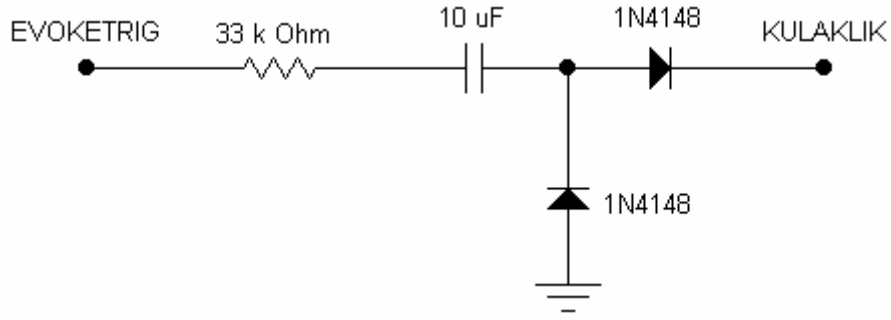
Bir kanaldan alınan her veri 4 byte ile ifade edildiğinden 12288 adet okuma 256 kanal için toplam 12 MB bellek tamponu RAM'leri doldurmaktadır ($12288 \times 4 \times 256 = 12582912$ byte). Mevcut durumda 4 Mbyte RAM alanı (her bir kanal için 4096 veri) USB üzerinden PC'ye veri atılması için tercih edilmiştir.

Kontrol sinyallerine ilave olarak Anakartta bulunan sinüs üretici, gerektiğinde kalibrasyon ve empedans işlemlerinde kullanılmak üzere μ C ile kontrol edilerek 30 Hz, 10 mV_{pp} sinüs sinyali üretmektedir.

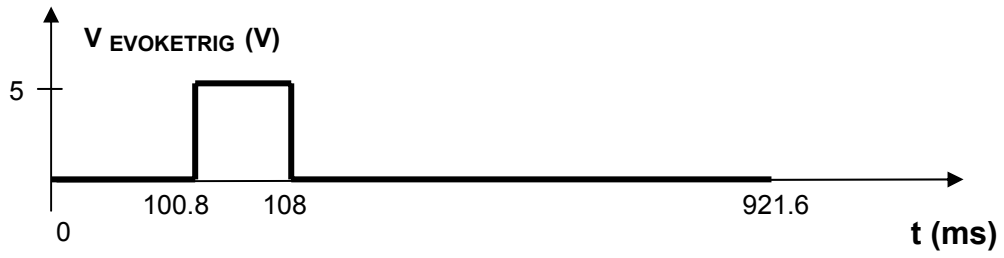
4.3.4. İşitsel uyarı devresi

Geliştirilen sistem özellikle uyarılmış potansiyel kayıtları için tasarlandığından, devre içerisinde işitsel uyarı ve harici uyarıcı kullanımları için tetikleyici çıkışı üretilmektedir. Şekil 4.3.'te işitsel uyarıcı için kullanılan devre gösterilmiştir. Bu devrenin giriş sinyali (EVOKETRIG) zamanlama ve senkronlamanın iyi bir şekilde yapılabilmesi için ADCSCK sinyalinden üretilmiştir (Şekil 4.4.). EVOKETRIG sinyali ayrıca dışarıdan bağlanacak işitsel, görsel ya da somatik uyarıcılar (stimulator) için tetikleyici olarak kullanılabilir.

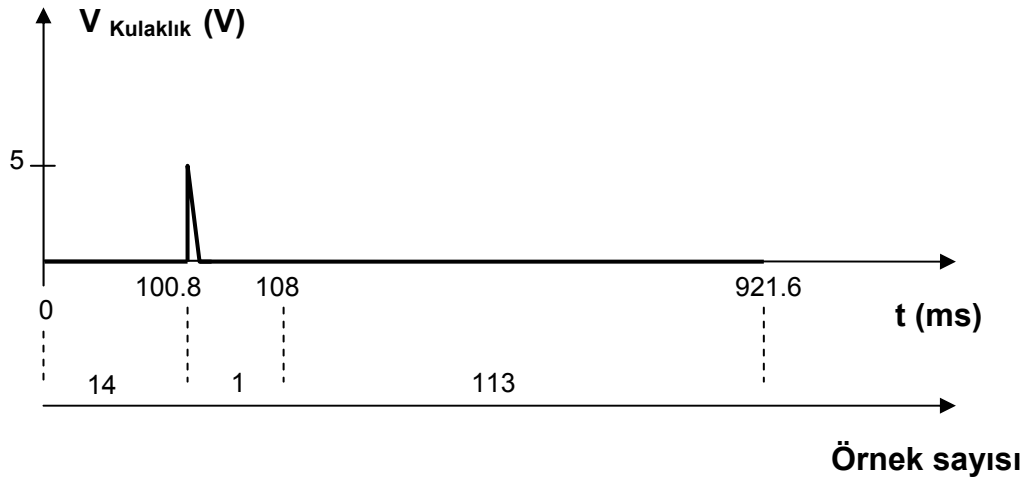
Kulaklığa uygulanan sinyalin duyulma sınırı 50 mV olarak ölçülmüştür. Tepe değeri 5 V'a ayarlanarak işitme deneylerinde kullanılan sinyal yaklaşık 40 dB'e ayarlanmıştır.



Şekil 4.3. İşitsel uyarıcı devresi.



(a)



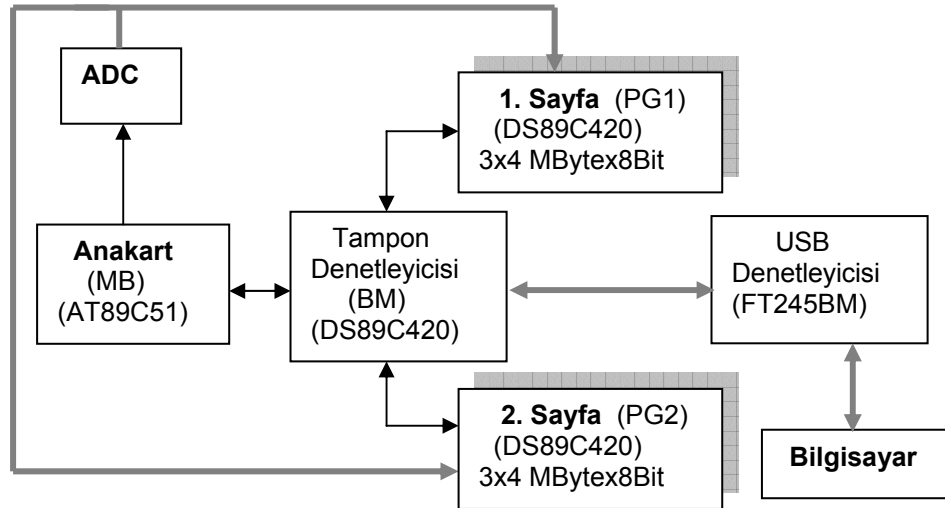
(b)

Şekil 4.4. İşitsel uyarıcı olarak kullanılan sinyal:

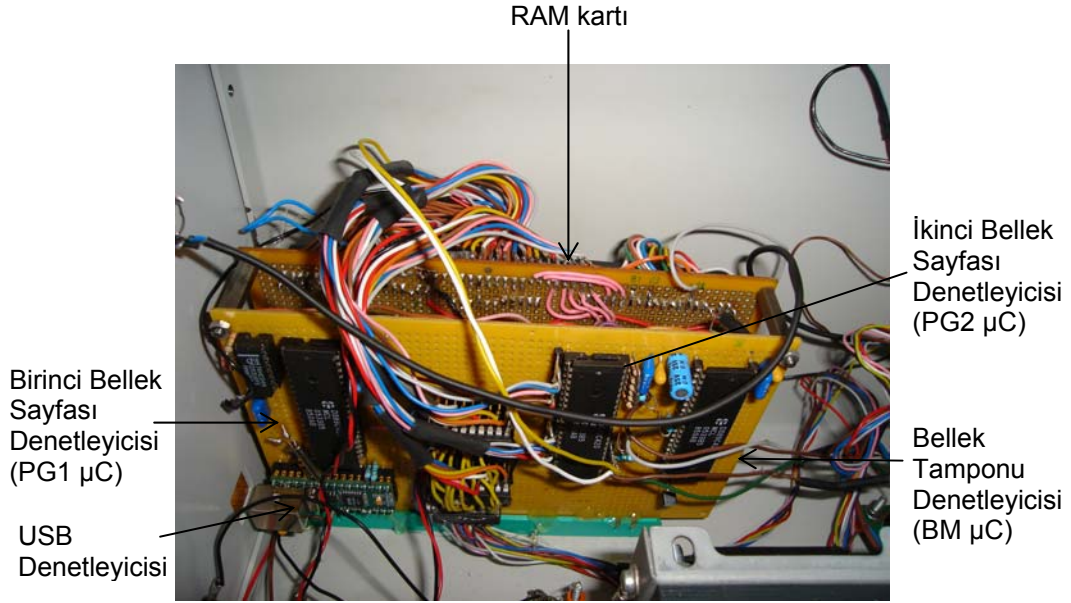
a) Tetikleme sinyali, b) Kulaklığa uygulanan klik sinyali.

4.3.5. Bellek tamponu

Analog kartta sayısallaştırılan veri USB üzerinden bilgisayara aktarılmaktadır. Ancak 256 kanala ait veri kayıpsız olarak bilgisayara doğrudan aktarılamadığı için *tampon belleği* tasarlanmıştır. Bu devre iki karttan oluşmaktadır. Birinci kartta tampon μ C (BM μ C), birinci sayfa μ C (PG1 μ C) ve ikinci sayfa μ C (PG2 μ C) bulunmaktadır. Her üç μ C 20 MIPS'te çalışmaktadır. İkinci kartta ise her biri 8bitx4 MB olan üçer statik RAM 'den (HMN4M8D) oluşan 12şer MByte bellek sayfaları bulunmaktadır. Windows 2000 altında 140 Hz örnekleme hızı için 4 MByte bellek (RAM, Random Access Memory) veri kaydı yeterli olmaktadır. μ C'ların denetiminde çift yönlü tamponlar (74HC245) kullanılarak, bir sayfa RAM'lere yazılırken diğer sayfa USB denetleyici kartının tamponuna veri transferi sağlamaktadır. USB denetleyiciden PC'ye 1MB/s hızda veri aktarılmaktadır. Şekil 4.5'te bellek tamponu ve sistem arasındaki sinyal akışı, Resim 4.5.'te ise bellek tamponu gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Bellek tamponu ve sistem arasındaki sinyal akışı. Şekilde kalın çizgiler veri yolunu, inceler ise kontrol sinyallerini göstermektedir.



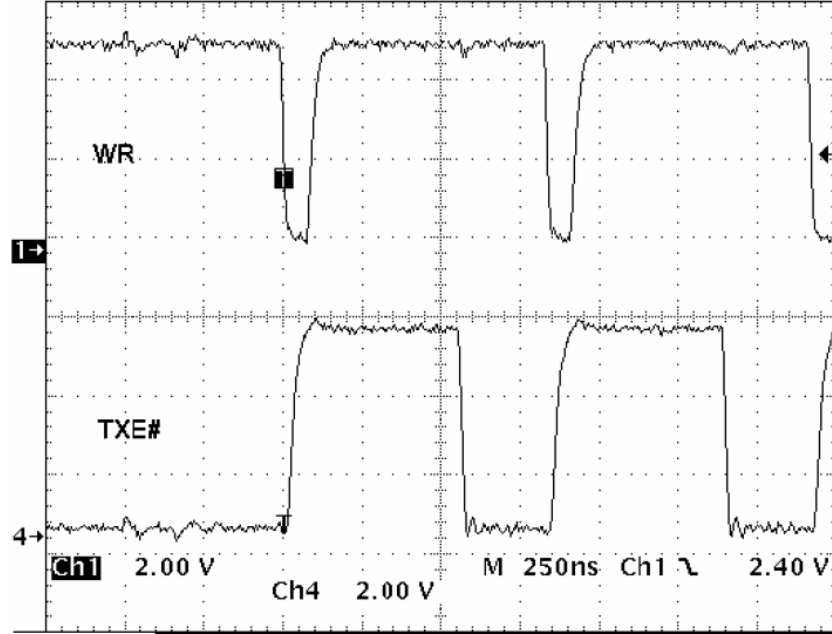
Resim 4.5. Bellek tamponunun kutu içerisindeki görüntüsü.

4.3.6. USB modülü

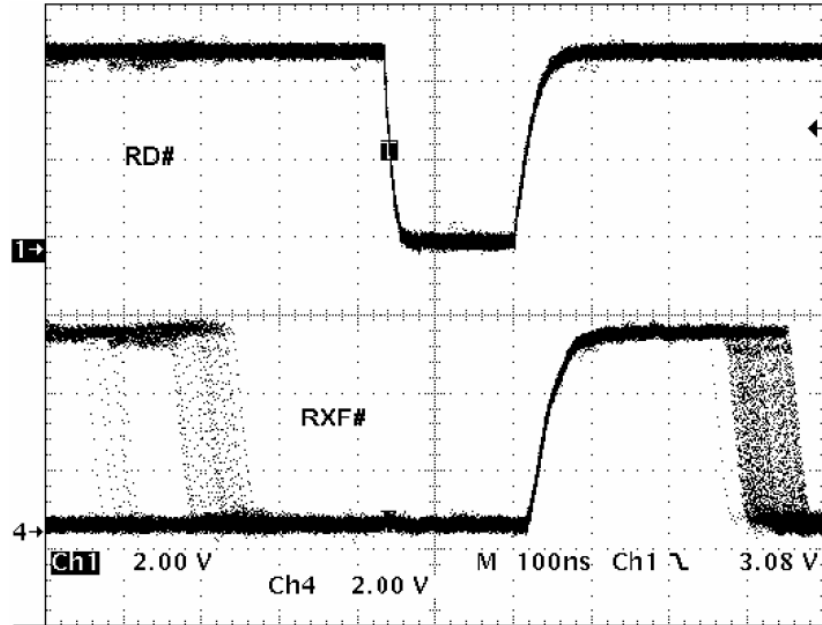
USB tabanlı veri aktarımında, ticari kontrol kartları genellikle USB standardını en hızlı seviyede destekleyememektedirler. Bu nedenle verinin geçici saklanması için bellek tamponu tasarlanmıştır. Bellek sayfalarında geçici olarak saklanan veri sırayla PC'ye aktarılmaktadır. Bellek tamponu birinci ve ikinci sayfalarındaki 12 MB RAM'lere yazılan veri FT245BM tabanlı USB denetleyici modülün (USBMOD4-USB parallel 8-bit FIFO) veri yoluna uygulanır.

FT245BM, dll sürücüleriyle 1Mbyte/s USB ve sanal haberleşme geçitinden (virtual com port) 300 Kbyte/s hızda veri transferi sağlayabilmektedir. Çalışmada veri hızının en yüksek olması için birinci çalışma şekli seçilmiştir. Bu işlemcinin 384 byte alma, 128 byte gönderme tamponuna sahip olması veri transfer hızını artırmaktadır. Veri transferi ilk gelenin ilk çıkması (FIFO) esasına göre yapılmaktadır. Şekil 4.6.'da USB denetleyicisinin yazma

durumunda WR ve TXE# sinyalleri ile okuma durumunda RD# ve RXF# sinyalleri gösterilmiştir.



(a)

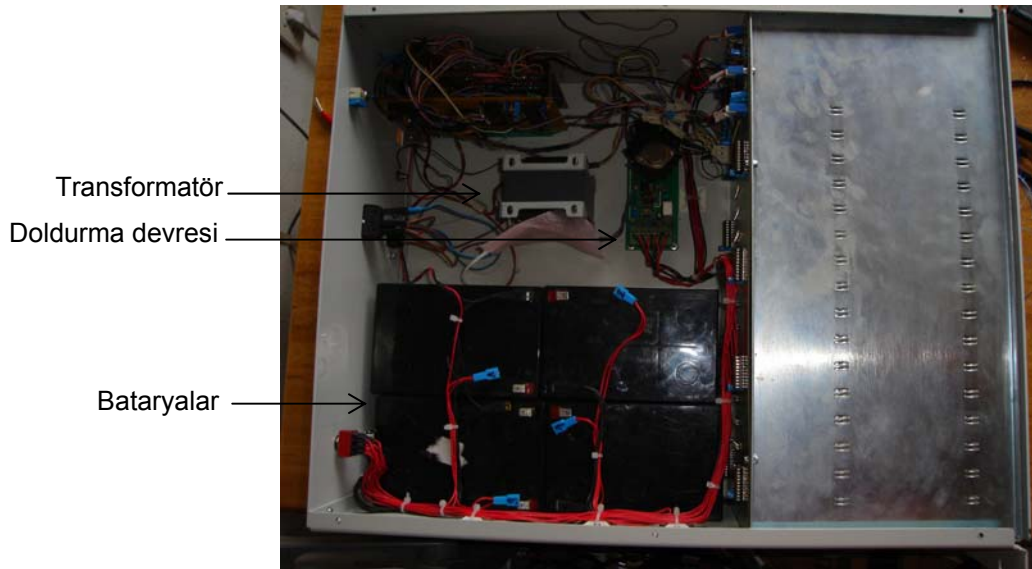


(b)

Şekil 4.6. USB denetleyicisinin kontrol sinyalleri: a) Yazma durumunda WR ve TXE# sinyalleri, b) Okuma durumunda RD# ve RXF# sinyalleri.

4.3.7. Güç kaynağı

Sistem 256 kanallı olarak çalıştığında bataryalardan yaklaşık 16 W güç çekmektedir ve dört adet 12 V 12 Ah batarya ile beslenmektedir. Bu şekilde sistemin aralıksız 30 saat kayıt yapabilmesi sağlanmıştır. USB denetleyicisi dışındaki devreler, bu bataryalar üzerinden beslenmektedir. Analog ve sayısal devreler ayrı beslenmiş ve topraklarının ayrı olması sağlanmıştır (AGND ve DGND). Bataryaların boşalmaları durumunda sistem içerisindeki şarj devresi 10 saatte bataryaları güvenli bir şekilde yeniden doldurmaktadır. Sistem kutusununun arka panelinde bataryaların durumunu gösteren ışıklı uyarı lambaları bulunmaktadır. Bataryalar ve şarj devresinin yerleştirilmesi Resim 4.6.'da gösterilmiştir.



Resim 4.6. Güç kaynağının yerleştirilmesi.

4.3.8. Bilgisayar

Bilgisayar olarak Pentium 4, 2,66 GHz, hyper threading destekli, 1 GB DDR RAM (4GB 'a kadar genişletilebilir) 80 GB hard disk ve 6 USB2.0 portu olan cihaz (PC Compaq 530) ve görüntüleme için 21" CRT, 64 MB ekran kartı kullanılmıştır.

4.4. Sistem Yazılımı

Sistem yazılımı kullanıcı arayüzü ve beş denetleyici için yazılan gömülü programlardan oluşmaktadır. Kullanıcı arayüzü Borland C++ Builder programlama dili kullanılarak hazırlanmıştır. Denetleyici programları ise Keil 7.01 ve Phyton Project-52, denetleyicilerin programlanması ise Phyton ChipProg+ Universal Programmer 3.68.00 yazılımları kullanılarak yapılmıştır.

4.4.1. Kullanıcı arayüzü

Geliştirilen kullanıcı arayüzü kullanımı kolaydır ve sistem kontrolünü problemsiz olarak sağlamaktadır. Mikrodenetleyicilere ait gömülü programlar ve kullanıcı arayüzü herhangi bir zamanlama problemi olmadan çift yönlü olarak veri transferini sağlamaktadır. Kullanıcı arayüzü ekranı Şekil 4.7.'de gösterilmiştir.

Kullanıcı ara yüzünde *Ayar (Settings)* seçimiyle Kayda ait başlık bilgileri girilmektedir. Görüntülemeye kullanılmak üzere sayısal filtre (Butterworth $N=2$) ayarları yapılmaktadır. Kullanıcı arayüzü aynı anda istenilen bir modüle ait 16 kanalı ve zaman ölçeğini (x) 1-10 saniye arasında gösterebilmektedir. Kullanıcının isteğine bağlı olarak veri ASCII ya da EDF (BDF) olarak dosyaya kaydedilmektedir. İstenildiğinde filtreleme ve düzleştirme (smoothing) işlemi yapılabilmektedir.

The screenshot shows the EEGDAS software interface. On the left is a control panel with the following sections:

- Start**: A button to start the recording.
- Mode**: Radio buttons for **EEG** (selected) and **Evoke**. A checkbox for **Average** is checked.
- Ref**: Input fields for **REF+** (0.724) and **REF-** (0.2).
- Record**: Radio buttons for **ASCII** (selected), **EDF**, and **NO**.
- Filter 0.8-30 Hz**: Radio buttons for **YES** and **NO** (selected). A checkbox for **SMOOTH** is unchecked.
- Scale**: A dropdown for **Y SCALE** set to **Automatic**. Below it, a label **X SCALE Second** with a dropdown set to **1**.
- Module**: A dropdown menu set to **1**.
- Buttons**: **Pause** and **About** buttons at the bottom.

On the right is a table with 16 rows, each representing a channel (Ch1 to Ch16). The table is currently empty.

Channel
Ch1
Ch2
Ch3
Ch4
Ch5
Ch6
Ch7
Ch8
Ch9
Ch10
Ch11
Ch12
Ch13
Ch14
Ch15
Ch16

Şekil 4.7. Kullanıcı arayüz ekranı.

Spontane EEG (Ongoing EEG)

Başlığın deneğe takılması ve elektrotların jellenmesinden sonra, mikrodenetleyici giriş çoğullayıcısı EL'i seçecek şekilde ayarlanır. Giriş sinyalleri okunarak sayısallaştırılır ve USB üzerinden bilgisayara gönderilir.

Bilgisayara gelen her bir kanala ait yaklaşık 29 s'lik paketler halindeki veri görüntülenir. Kayıt seçilmişse, ölçülen değerler her bir kanal için dosyaya kaydedilir.

Uyarılmış potansiyel (Evoke potential)

Uyarılmış potansiyellerin ölçülmesi için deneğe yaklaşık 1s'lik aralıklarla (921 ms'lik bu değer istenildiğinde yazılımla değiştirilebilmektedir), 14 örnek uyarı öncesi bekleme (prestimulus) için sonra 1 örnek klik sinyali için ve son olarak 113 örnek uyarı sonrası bekleme (poststimulus) için uygulanır ve Ongoing EEG'de olduğu gibi sinyal ölçmesi yapılır. İşitsel uyarıcı kulaklıktan uygulanabildiği gibi dışarıdan bağlanan uyarıcıları (işitsel, görsel veya somatik) tetikleme amacıyla da kullanılabilir.

4.4.2. Gömülü kod

Sistem gömülü kodu (firmware) MB μ C, BM μ C, PG1 μ C, PG2 μ C ve USB denetleyici programları olarak 256 kanala ait verinin kontrolü için tasarlanmıştır. Kontrol sinyalleri ve veri çift yönlü olarak PC ve μ C geçitleri arasında akmaktadır. μ C'ların proglanmasında Keil ve Phyton yazılımları kullanılmıştır. Spontane ve uyarılmış potansiyel durumları için algoritma aşağıda verilmiştir.

4.4.3. Algoritma

- Sistem açıldı (Power On, RESET).
- USB arabirimi veri okuma ve yazma için programlanır.
- Veri yolu üzerinden ilgili bitler seçilir (Çizelge 4.2.). STOP/START, SELECT0 ve SELECT1 işlem seçimi Çizelge 4.2.'ye göre yapılmaktadır. Seçilen işlemin ara basamaklarında STOP/START kontrolü yapılarak işlemin devamı için onay alınır.

Kalibrasyon ve empedans ölçme işlemi gerektiğinde kullanılmak üzere ayrılmıştır.

Çizelge 4.1. İşlem denetçilerinin veri yolundaki yerleri.

7	6	5	4	3	2	1	0
x	x	x	x	x	SELECT1	SELECT0	STOP/START

Çizelge 4.2. SELECT0, SELECT1 ve yapılacak işlemler.

STOP/START	SELECT1	SELECT0	İŞLEM
0	0	0	(KALİBRASYON)
0	0	1	(EMPEDANS)
0	1	0	SPONTANE
0	1	1	UYARILMIŞ
1	X	X	DUR

Spontane (Ongoing) EEG seçilmişse

- 1) MB μ C , ADC için dönüşüm sinyali ADCSCK'yı üretmeye başlar. Her bir örnek için 32 saat işareti üretilir.
- 2) Her bir kanal için 4096 örnek bellek tamponuna gönderilir.
- 3) PG1 μ C ve PG2 μ C veriyi RAM'lere yazar.
- 4) Veri USB üzerinden PC'ye aktarılır.
- 5) Okunan veri ekranda gösterilir ve seçilmişse PC diskinde dosyaya EEGDAS.txt olarak kaydedilir.

Uyarılmış potansiyel (Evoke potential) seçilmişse

- 1) MB μ C , ADC için dönüşüm sinyali ADCSCK'yı üretmeye başlar.
- 2) Yaklaşık 1 s aralıklarla işitsel uyarıcı sinyali üretilir.

- 3) Her bir kanal için 4096 örnek bellek tamponuna gönderilir.
- 4) PG1 μ C ve PG2 μ C veriyi RAM'lere yazar.
- 5) Veri USB üzerinden PC'ye aktarılır.
- 6) Okunan veri ekranda gösterilir ve seçilmişse PC diskinde dosyaya EEGDAS.txt olarak kaydedilir.

4.4.4. Sayısal filtre

Sistemde DC yükseltme yaklaşımı kullanıldığından filtreleme işlemi sayısal olarak gerçekleştirilmiştir. EEG sinyallerinin çevrim dışı (off-line) işlenmesi Matlab'ta yapılmıştır. Ayrıca Matlab'ta yazılan filtre programından elde edilen katsayılar kullanıcı ara yüzünde (Borland C++) kullanılmıştır. Ancak çok kanallı sinyallerde çevrim içi filtreleme zamanlama problemine neden olmaktadır. Veri toplamada kayıp olmaması için, filtreleme işleminin çevrim dışı yapılması tercih edilmiştir. Tasarım stratejisi EEG sinyalinin orijinal şeklini bozmamaya yönelik olarak temellendirildiğinden, analog sinyalin DC'ye yakın frekanslı bileşenlerinin korunması amaçlanmıştır.

Sayısal filtre olarak Butterworth (N=2) 0,5-70 Hz bandında bant geçiren filtre kullanılmıştır.

Sayısal filtrenin Matlab'ta yazılmış program parçası aşağıdaki gibidir:

```
%0.5Hz - 70Hz BPF
N=2;
n=length(CH1);
passband=[0.5/(Fs/2) 69.9/(Fs/2)];
ripple=.1;
[Bb,Ab]=butter(N,passband);
Hbpf=freqz(Bb,Ab,256,Fs);
butBPFiltered=filter(Bb,Ab,CH1);
```

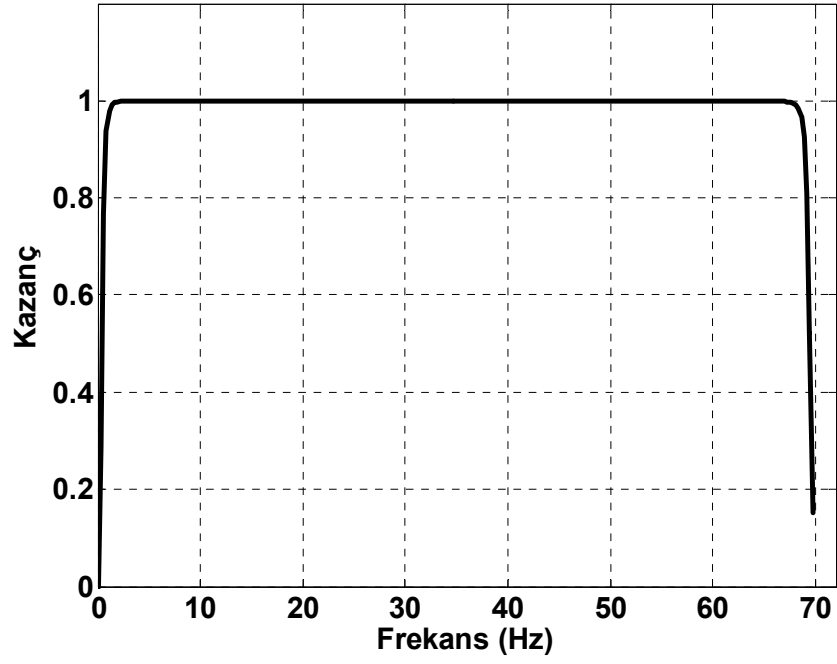
Alınan sinyallerde 50 Hz şebeke gürültüsü etkisini yok etmek için ayrıca 50 Hz çentik (notch) filtre kullanılmıştır. Kullanılan çentik filtre iki farklı şekilde aşağıdaki gibi gerçekleştirilmiştir.

```
% 50 Hz Notch
f0=49.76;
band=10;
c=0.01;
b=band*pi/Fs;
a=c*b;
w0=2*pi*f0;
alfa=w0/Fs;
Bn=[1 -2*(1-a)*cos(alfa) (1-a)^2];
An=[1 -2*(1-b)*cos(alfa) (1-b)^2];
[H,W]=freqz(Bn,An,558,Fs);
```

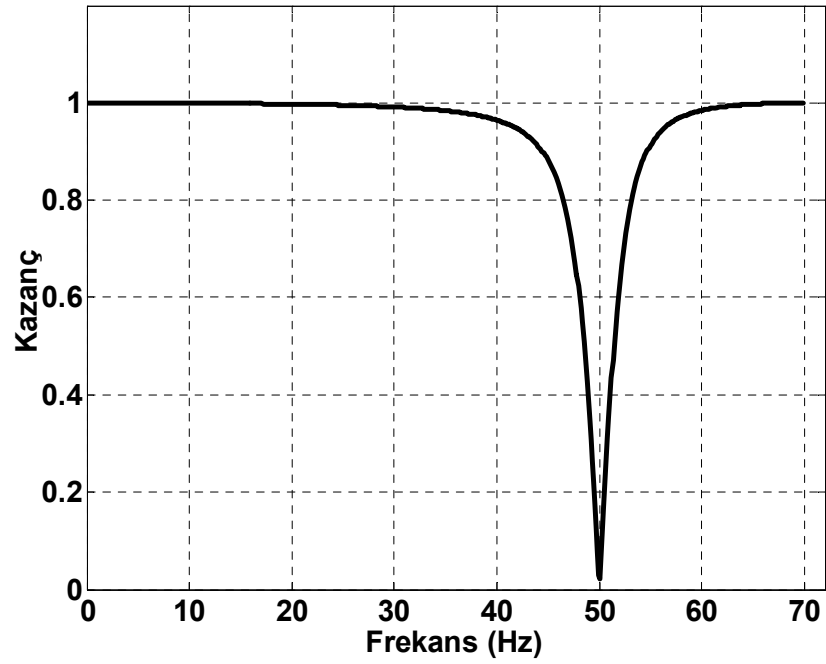
ayrıca aşağıdaki kod kullanılarak doğrudan çentik filtre yapılması mümkündür.

```
wo = 50/(0.5*Fs); bw = wo/5;
[b,a] = iirnotch(wo,bw);
butBPFiltered = filter(b,a,butBPFiltered);
```

Kullanılan sayısal filtrelerin frekans tepkeleri Şekil 4.8.'de gösterilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.8. Kullanılan filtrelerin frekans tepkeleri:

- a) Bant geçiren filtre (Butterworth, $N=2$ 0,5-70 Hz BPF),
- b) Çentik (Notch) filtre (50 Hz).

5. PERFORMANS TESTLERİ

Bu bölümde gerçekleştirilen çok kanallı EEG sisteminin performans testleri açıklanmıştır. Sistemin ölçüm doğruluğu ve güvenilirliği yapılan deneylerle test edilmiştir. Bu deneyler: 1) Ortak işaretin bastırılma oranı (CMRR), 2) DC sürüklenme, 3) voltaj ve frekans doğrusallığı 4) elektronik gürültü, 5) kanallar arası sızma ve SNR, 6) dinamik aralık, 7) işitsel uyarma, 8) güç harcama ve 9) giriş empedansı ölçmeleridir. Yapılan tüm performans testleri herhangi bir zırlama ve ekranlama yapılmadan gerçekleştirilmiştir. Aşağıda bu deneylerin yapılışı ve alınan sonuçlar açıklanmıştır.

5.1. CMRR Ölçmeleri

Yükselteçlerin CMRR performansı biyopotansiyel ölçmelerinde önemli bir konudur. Ölçülecek asıl sinyalin temiz olması dolayısıyla doğru ölçüm, CMRR değerinin yüksek olmasına, başka bir ifadeyle IA'nın her iki girişine aynı anda gelen ortak mod sinyalinin bastırılmasıyla ilişkilidir. Gerçekleştirilen sistemde bu değer ölçülmesi için, devrenin referans ve elektrot girişi birleştirilerek sabit 5 V (pp) ve 1-70 Hz arasında frekansı değiştirilen sinüs sinyali uygulanmış ve çıkış değerleri dosya kaydından (referred-to-input) ölçülmüştür. Örnek bir hesaplama 20 Hz için yapılırsa;

$$A_d = 13,8,$$

$$V_{\text{giriş}} = 5V \text{ (pp) (girişler kısa devre edilerek),}$$

$$V_{\text{çıkış}} = 540 \mu V \text{ (pp),}$$

değerleri için ortak mod kazancı (A_c) ve CMRR değeri:

$$A_c = \frac{540 \times 10^{-6}}{5} = 1,08 \times 10^{-4}$$

$$\begin{aligned}
 CMRR_{dB} &= 20 \log \frac{A_d}{A_c} \\
 &= 20 \log \frac{13,8}{1,08 \times 10^{-4}} \\
 &= 102,12 \text{ dB}
 \end{aligned}$$

olarak bulunur. Burada,

A_d : Farksal kazanç (13,8),

A_c : Ortak mod kazancı,

CMRR: Ortak modun bastırılma oranı,

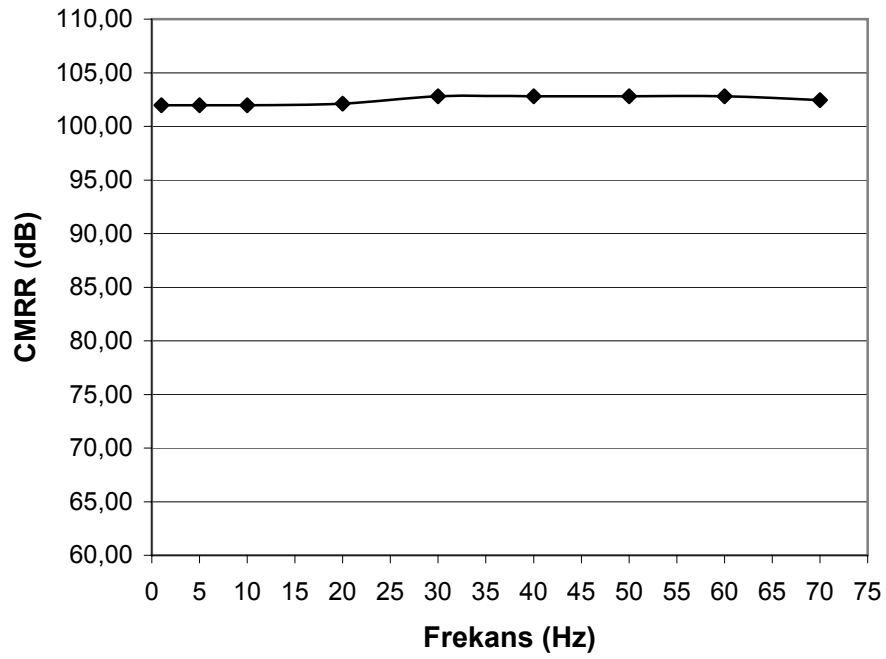
$V_{giriş}$: Giriş voltajının tepeden tepeye (pp) değeri (5 V pp),

$V_{çıkış}$: Çıkış voltajıdır (pp).

Çizelge 5.1. ölçülen ve hesaplanan değerleri, Şekil 5.1. hesaplanan değerlere göre çizilen CMRR-frekans ilişkisini göstermektedir. Biyopotansiyel ölçmelerinde CMRR değerinin 80 dB'in üzerinde olması yeterlidir. Sistem için hesaplanan 100 dB'in üzerindeki bu değerler oldukça iyidir.

Çizelge 5.1. CMRR-frekans ilişkisi.

Giriş sinyali frekansı (Hz)	Çıkış sinyal genliği $V_{çıkış}$ (pp, μV)	Ortak mod kazancı A_c ($\cdot 10^{-6}$)	CMRR(dB)
1	550	110	101,97
5	550	110	101,97
10	550	110	101,97
20	540	108	102,13
30	500	100	102,80
40	500	100	102,80
50	500	100	102,80
60	500	100	102,80
70	520	104	102,46



Şekil 5.1. CMRR-Frekans ilişkisi.

DC sinyaller için CMRR değeri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır:

Giriş sinyali 7,4 V (dc)

$G=13,8$

Çıkış sinyali 2 μ V (dc)

$A_d = 13,8$

$$A_c = \frac{2 \times 10^{-6}}{7,4}$$

$$= 2,7 \times 10^{-7}$$

$$CMRR_{dB} = 20 \log \frac{A_d}{A_c}$$

$$= 20 \log \frac{13,8}{2,7 \times 10^{-7}}$$

$$= 154,17 \text{ dB}$$

olarak bulunmuştur. Bu değer de ticari cihazların sahip olduğu değere göre oldukça iyidir. CMRR ölçmeleri farklı frekans ve genlikte sinyaller için yapılmış ve yakın değerler ölçülmüştür.

5.2. DC Sürüklenme

DC sürüklenme (drift) ölçümü için girişe sabit 3,62 mV DC sinyal uygulanmış ve ortam sıcaklığı 18-25 °C sıcaklığı arasında değiştirilerek çıkış gerilimi dosyadan okunmuştur. Alınan ölçümler Çizelge 5.2.'de grafik çizimi ise Şekil 5.2.'de gösterilmiştir.

Doğrusal kabul edildiğinde derece başına ortalama tam skala sürüklenme değeri (S):

$$S = \frac{\Delta V}{\Delta T} = \frac{(3.684 - 3.598)}{(25 - 18)} = 12,28 \mu V / ^\circ C$$

DC sürüklenme için standart hata RMSE (Root Mean Square Error),

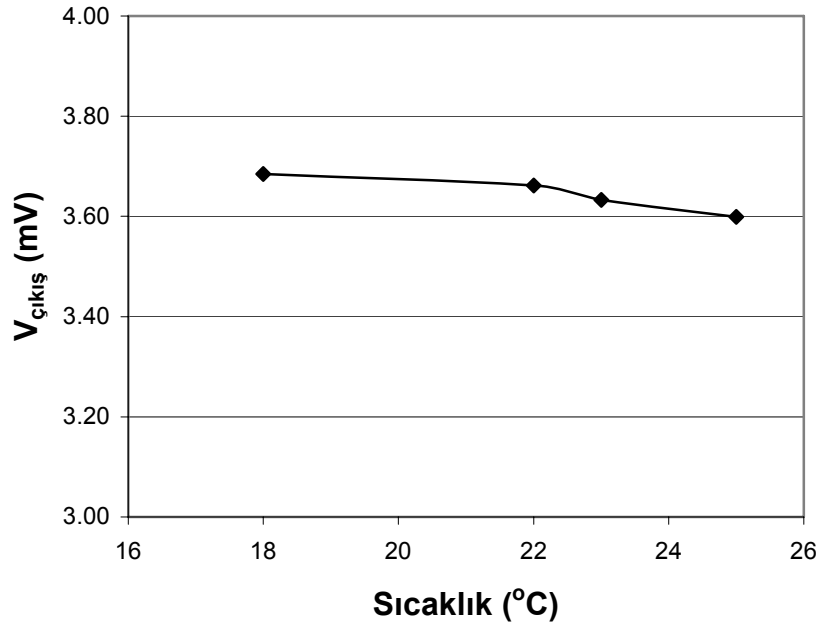
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (v_0 - v_n)^2}{N}} \quad (5.1)$$

$$= 40 \mu V$$

olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 5.2. DC sürüklenme-sıcaklık ilişkisi.

Giriş sinyali genliği $V_{giriş}$ (DC, mV)	Ortam sıcaklığı (°C)	Çıkış sinyal genliği $V_{çıkış}$ (DC, mV)
3,62	18	3,684
3,62	22	3,661
3,62	23	3,632
3,62	25	3,598



Şekil 5.2. 18 – 25 °C sıcaklık aralığı için DC sürüklenme.

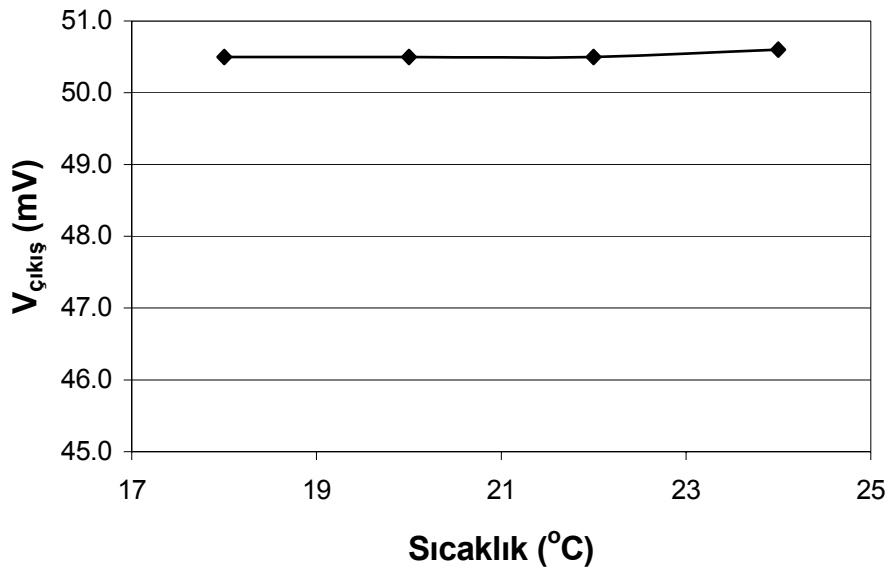
Bu deneyde sadece ölçme sisteminin bulunduğu ortam sıcaklığının değiştirilmesi durumunda daha gerçekçi sonuç alınacağı düşünülmektedir. Çünkü ortam sıcaklığının değiştirilmesiyle tüm test düzeneğine bağlı ölçü aletleri ve sinyal üretici aynı sıcaklık değişimine maruz kalmaktadır (Normal şartlarda kayıt esnasında ortam sıcaklığının 7 °C değişmesi de oldukça uzak bir ihtimaldir).

5.3. Doğrusallık

Doğrusallık incelemesinde, 1) değişen ortam sıcaklığının sabit giriş gerilimi için çıkışa etkisi, 2) sabit ortam sıcaklığında değişen giriş sinyal frekansının çıkışa etkisi ve 3) sabit ortam sıcaklığında değişen giriş voltajının çıkışa etkisini ölçmek üzere üç deney yapılmıştır. Birinci deneyde giriş gerilimi 3,65 mV (pp) 20 Hz’te sabit tutulmuş ortam sıcaklığı 18-24 °C arasında değiştirilmiştir. (Çizelge 5.3. ve Şekil 5.3).

Çizelge 5.3. Sıcaklıkla çıkış voltajı ilişkisi.

Giriş sinyali frekansı (Hz)	Giriş sinyali genliği $V_{giriş}$ (mV,pp)	Ortam sıcaklığı (°C)	Çıkış sinyal genliği $V_{çıkış}$ (mV,pp)
20	3,65	18	50,5
20	3,65	20	50,5
20	3,65	22	50,5
20	3,65	24	50,6



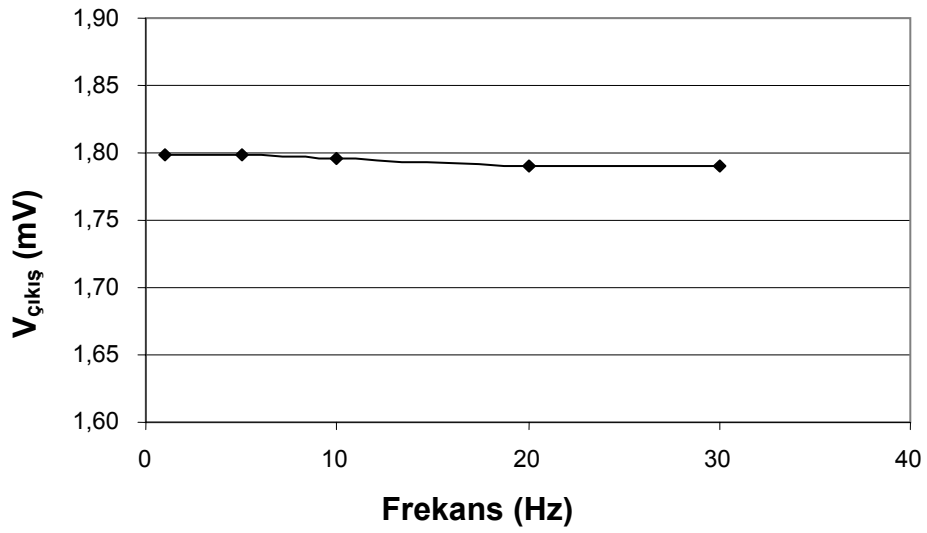
Şekil 5.3. 18 – 24 °C sıcaklık aralığı için çıkış voltajı değişimi.

Ortam sıcaklığındaki değişimin ölçme sistemindeki tüm cihazları da etkilediği düşünülmelidir.

Frekansla çıkış voltajının değişimini incelemek üzere girişe 1-30 Hz arasında frekansı değişen 1,8 mV (pp) sinüs sinyali uygulanmıştır. Alınan ölçümler Çizelge 5.4.'te ve grafik ise Şekil 5.4.'te gösterilmiştir.

Çizelge 5.4. Frekansla çıkış voltajı ilişkisi.

Giriş sinyali frekansı (Hz)	Çıkış sinyal genliği $V_{\text{çıkış}}$ (pp, mV)
1	1,798
5	1,798
10	1,795
20	1,790
30	1,790

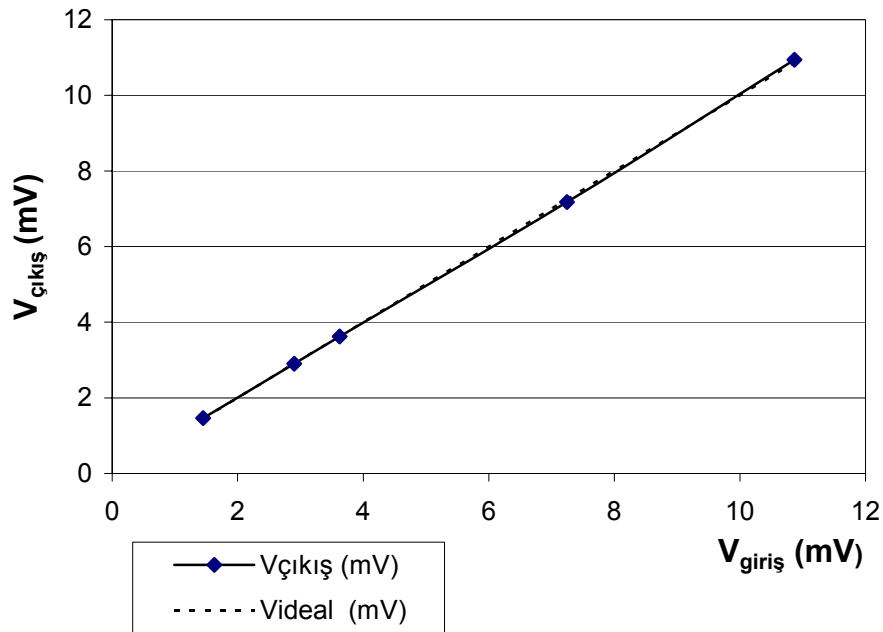


Şekil 5.4. Giriş sinyali frekansının çıkış voltajına etkisi.

Giriş voltaj değişiminin etkisini gözlemlemek için ise sabit 20 Hz frekanslı sinüs sinyali genliği değiştirilerek girişe uygulanmıştır (Çizelge 5.5. ve Şekil 5.5.).

Çizelge 5.5. Giriş gerilimi ile çıkış gerilimi ilişkisi.

Giriş sinyali frekansı (Hz)	Giriş sinyal genliği $V_{giriş}$ (pp, mV)	Çıkış sinyal genliği $V_{çıkış}$ (pp,mV)	İdeal çıkış genliği V_{ideal} (pp,mV))
20	1,44	1,46	1,44
20	2,89	2,90	2,89
20	3,62	3,62	3,62
20	7,24	7,17	7,24
20	10,86	10,94	10,86



Şekil 5.5. Giriş sinyal genlik değişiminin çıkış voltajına etkisi.

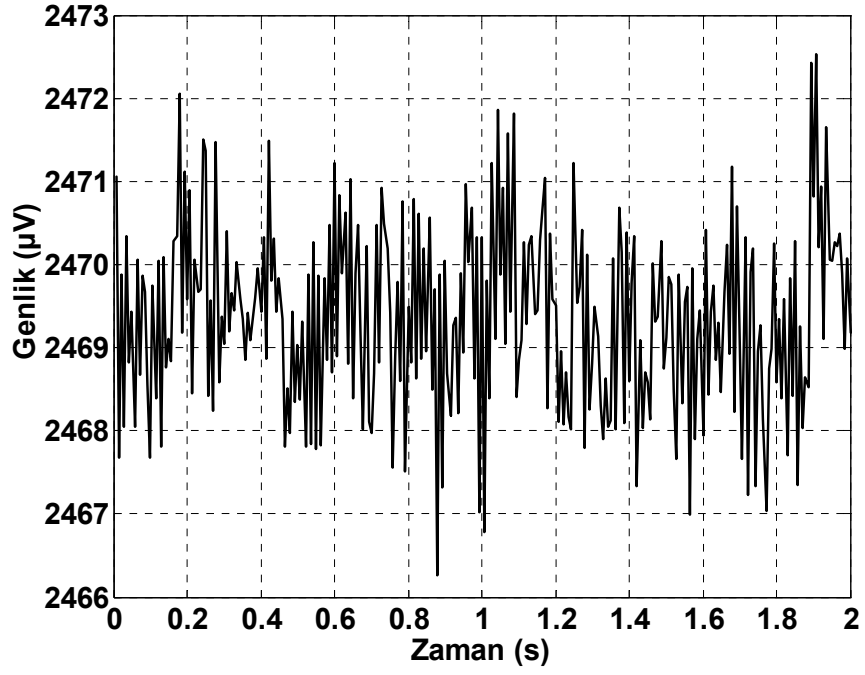
Voltaj doğrusallığı için standart hata (RMSE (voltaj)) Eş 5.1. kullanılarak, $46,38 \mu V$ olarak, frekans doğrusallığı için Standart Hata (RMSE (frekans)) ise $6,5 \mu V$ olarak hesaplanmıştır. Gerek voltaj gerekse frekans için tam skala doğrusallığı %10'un altındadır.

5.4. Elektronik Gürültü

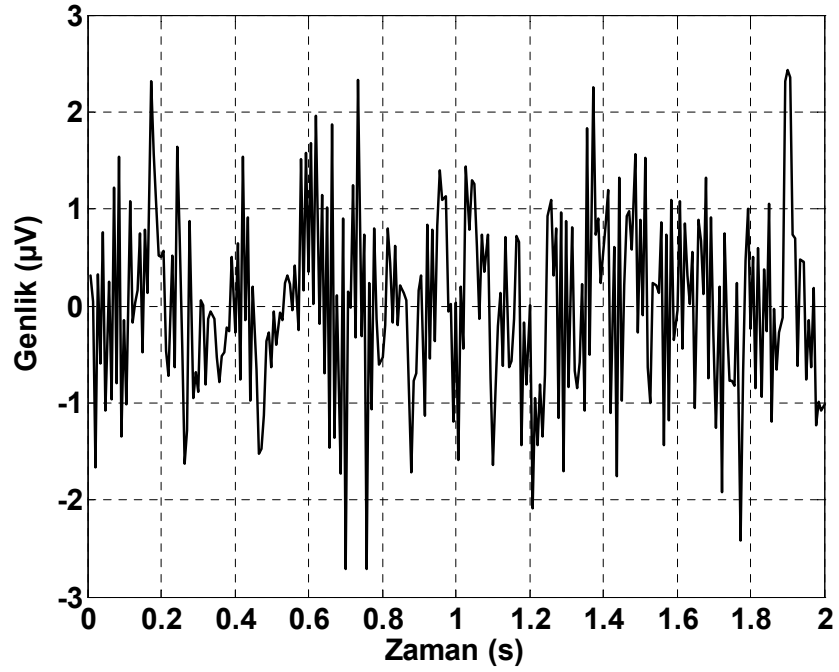
Girişten çıkışa elektronik gürültü (referred-to-input) ölçümü için, çıkış analog devre girişi: 1) analog toprakla doğrudan birleştirilerek, 2) normal elektrot empedansı için $1\text{ K}\Omega$ ve 3) daha kötü kontak empedansı için $5\text{ K}\Omega$ dirençleri üzerinden giriş analog toprakla birleştirilerek gürültü kaydı dosyadan ölçülmüştür (Çizelge 5.6.). Bu durumda analog giriş doğrudan toprakla birleştirilerek alınan ölçüm, $5\text{ }\mu\text{V}$ (pp), $(1,76\text{ }\mu\text{V (rms)})$, 70 Hz bant genişliği için $0,21\text{ }\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ olarak ölçülmüştür. Şekil 5.6.'da girişler doğrudan analog toprağa bağlanması durumunda filtresiz ve filtreli elektronik gürültü sinyalleri gösterilmiştir. Şekil 5.7. ve Şekil 5.8.'da ise sırayla girişlerin $1\text{ K}\Omega$ ve $5\text{ K}\Omega$ ile analog toprağa bağlanmaları durumunda ölçülen gürültü sinyalleri gösterilmiştir. Şekil 5.9.'da ise $1\text{ K}\Omega$ direnç için gürültü sinyalinin filtreli ve filtresiz olarak frekans spektrumu gösterilmiştir. Bu şekilden, filtresiz durumdaki 50 Hz şebeke gürültüsü, bant geçiren ve çentik filtre etkileriyle yok edilmektedir. Kaydedilen gürültü seviyesinin zırlı ve ekranlı ortamda alınacak kayıtlarda daha düşük çıkacağı düşünülmektedir.

Çizelge 5.6. Ölçülen gürültü değerleri: Girişler doğrudan, $1\text{ K}\Omega$ ve $5\text{ K}\Omega$ ile analog toprağa bağlanması.

Giriş topraklama direnci ($\text{K}\Omega$)	Çıkış voltajı ($\mu\text{V pp}$)
-	2
1	5
5	12

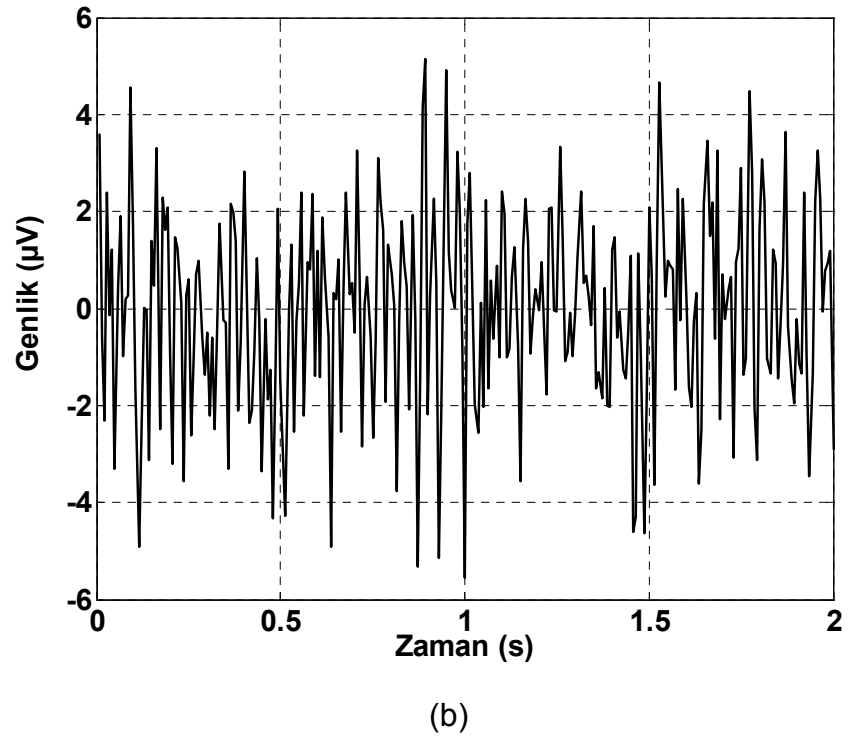
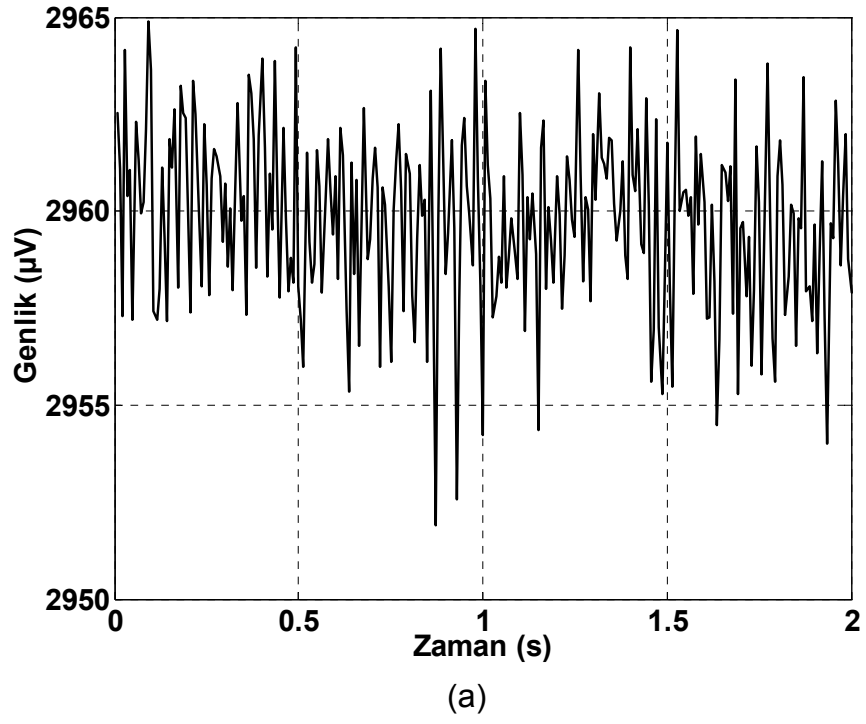


(a)

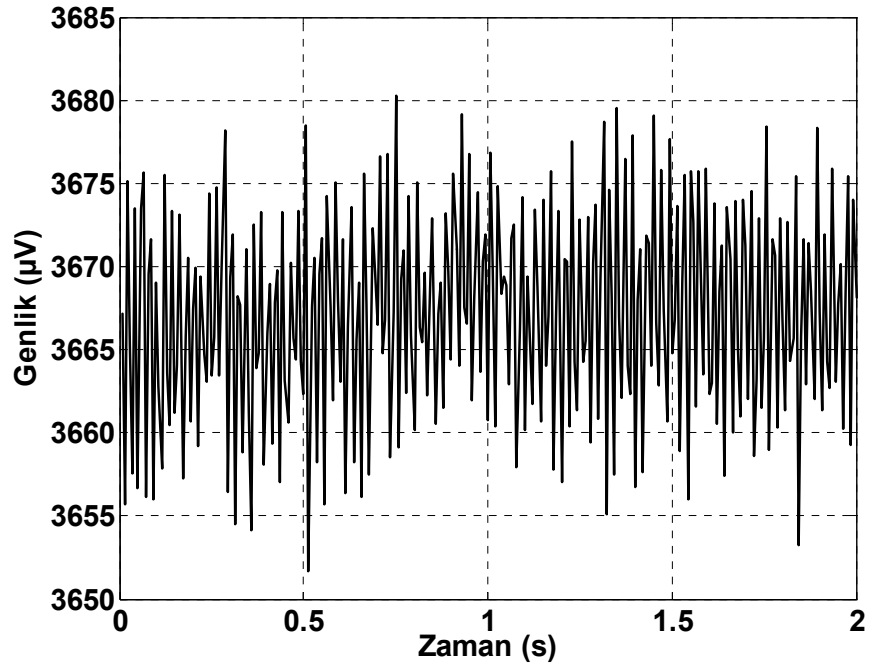


(b)

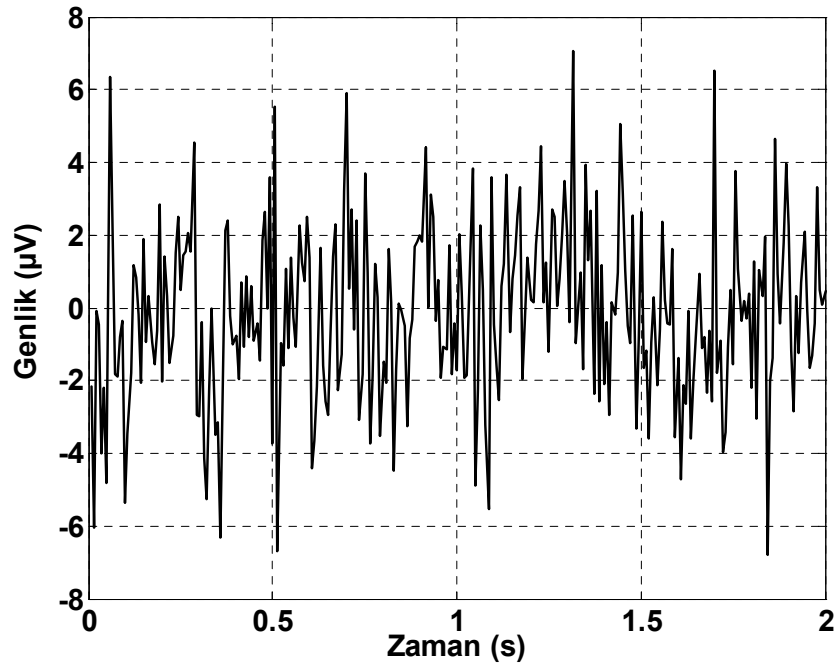
Şekil 5.6. Girişlerin doğrudan analog toprağa bağlanması durumunda ölçülen elektronik gürültü: a) Filtresiz sinyal, b) Filtreli sinyal.



Şekil 5.7. Girişler $1K\Omega$ ile topraklandığında ölçülen elektronik gürültü: a) Filtresiz sinyal, b) Filtreli sinyal.

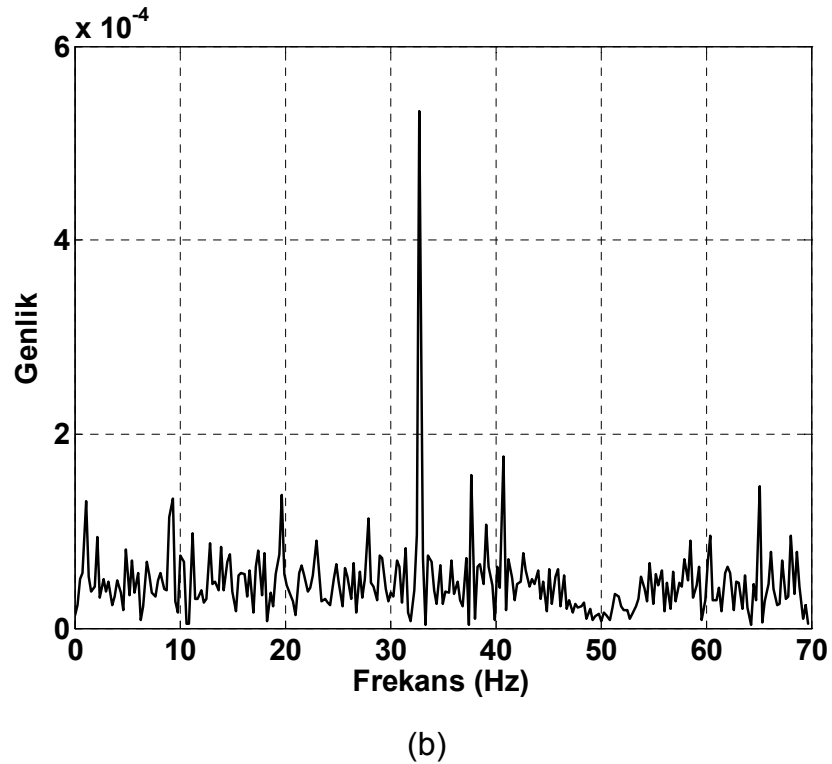
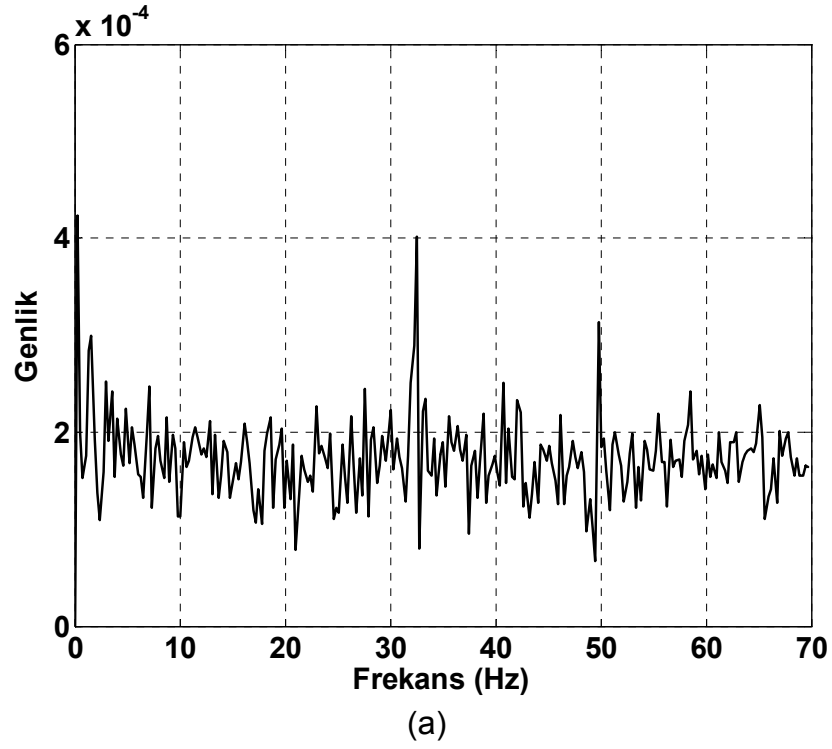


(a)



(b)

Şekil 5.8. Girişler $5K\Omega$ ile topraklandığında ölçülen elektronik gürültü: a) Filtresiz sinyal, b) Filtreli sinyal.



Şekil 5.9. Girişin 1 K Ω dirençle topraklanması durumunda ölçülen gürültü sinyalinin frekans spektrumu: a) Filtresiz DC bileşeni çıkartılmış sinyal. b) Filtreli (0,5-70 Hz Bant geçiren ve 50 Hz çentik filtre) sinyal. Çentik filtreyle 50 Hz şebeke gürültüsü etkisinin kaybolduğu görülmektedir.

5.5. Kanallar Arası Sızma ve Sinyal Gürültü Oranı

Kanallar arası sızmanın (cross-talk) bastırılmasının ölçülmesi için iki ayrı deney yapılmıştır. Birincisi, bir kanal girişine 14,5 mV (pp) ve 20 Hz sinüs sinyali uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Diğer kanal girişleri elektrotu temsilen $1K\Omega$ dirençle analog toprak seviyesine çekilerek bu kanallardan alınan çıkış sinyali ölçülmüştür.

1. kanal girişi: 14,5 mV (pp) 20 Hz, ADC giriş 200 mV (pp).

2. kanal çıkışı: $V_{\text{çıkış}}$ 50 μ V (pp) gürültü seviyesi (20 Hz'li sinüs sinyali çıkışta görüntülenememiştir).

Kanallar arası ayırma (KA) aşağıdaki gibi hesaplanmıştır.

$$\begin{aligned} KA_{dB} &= 20\text{Log}\left(\frac{14,5 \times 10^{-3}}{50 \times 10^{-6}}\right) \\ &= 49,24 \text{ dB} \end{aligned}$$

İkinci deneyde IA'lar ADC'lerden ayrılarak birinci kanal girişine 8 V (pp), 20 Hz sinüs sinyali uygulanmış, diğer kanallar $1K\Omega$ ile topraklanmıştır. Bu durumda diğer kanallardan 20 Hz frekanslı 10 mV (pp) sinüs sinyali ölçülmüştür. Bu durumda kanallar arası sızmayı bastırma (KSB):

$$\begin{aligned} KSB_{dB} &= 20\text{Log} \frac{8}{10 \times 10^{-3}} \\ &= 58 \text{ dB} \end{aligned}$$

olarak hesaplanmıştır.

Birinci deneyde kullanılan giriş sinyalinin, yükselteç kazancıyla beraber ADC'nin ölçme sahası içerisinde kalması nedeniyle düşüktür. Diğer kanallarda 20 Hz frekanslı sinüs sinyali görülmemekle beraber, gürültü

seviyesinde (beyaz gürültü) artış gözlemlenmiştir. Bu yüzden ikinci yoldan elde edilen değer (58 dB) esas alınmıştır.

Sinyal gürültü oranı (SNR) Eş. 3.4.'ten:

$$\begin{aligned} \text{SNR} &= 10\text{Log}\left(\frac{P_{(\text{Sinyal}+\text{Gürültü})}}{P_{(\text{Gürültü})}} - 1\right) \\ &= 10\text{Log}\left(\frac{1,23 \times 10^{-6}}{3,59 \times 10^{-9}} - 1\right) \\ &= 25,57 \text{ dB} \end{aligned}$$

olarak hesaplanmıştır. Burada $P_{(\text{sinyal}+\text{Gürültü})}$ gürültülü sinyalin gücünü, $P_{(\text{Gürültü})}$ ise girişte sinyal yokken ölçülen gürültü sinyalinin gücünü göstermektedir. Bu değer uygun elektrofizyolojik kayıt ortamının sağlanmasıyla (zırlama ve ekranlama) yükseleceği ve 25 dB'lik SNR değerinin de EEG ölçmeleri için yeterli olduğu düşünülmektedir.

5.6. Dinamik Aralık

Dinamik aralık (DR, dynamic range) bir EEG sinyalinin en fazla 300 μV olabileceği düşünüldüğünde etkin bit sayısı Çizelge 5.7.'de gösterilmiştir. Bu çizelgeye göre 1 μV giriş sinyali 9 bitle, 300 μV giriş sinyali 18 bitle kuantalanmaktadır.

Çizelge 5.7. EEG voltajı ile etkin bit (dinamik aralık) durumu.

Giriş sinyal genliği (μV)	Çıkış sinyal genliği (μV)	Etkin bit sayısı	DR (dB)
1	13,8	9	54,18
300	4140	18	108,37

DR aşağıda gösterildiği gibi hesaplanmıştır.

$$DR = 20 \log(2^{18}) = 108,37 \text{ dB}$$

Ölçülen gürültü değeri esas alınarak hesaplandığında;

$$DR = \frac{0.524}{2 \times 10^{-6}} = 262000$$

$$DR_{dB} = 20 \log(262000) = 108,36 \text{ dB}$$

İki değer de birbirlerine yakındır. Bu değerler ticari cihazların çoğunun sahip olduğu değerden daha iyidir (Bkz. Çizelge 3.2.).

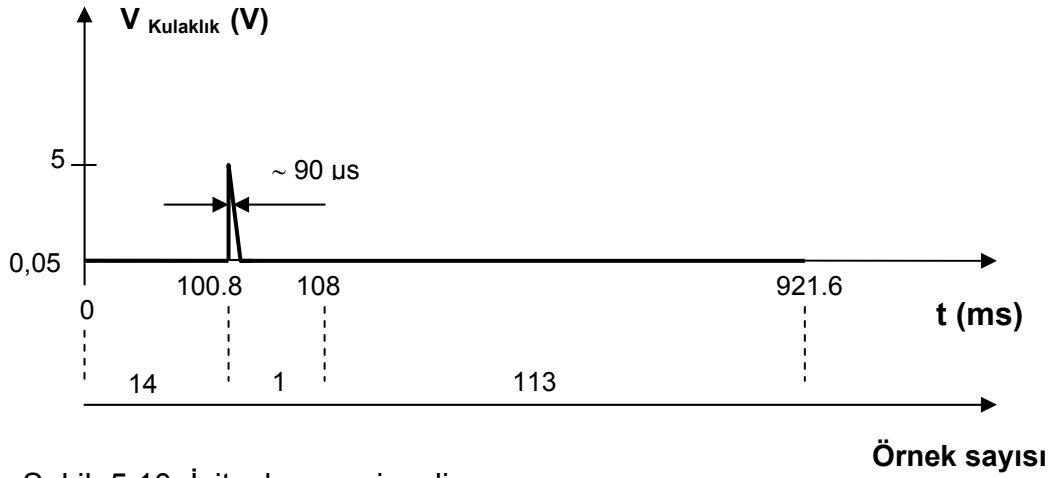
5.7. İşitsel Uyarı

Uyarılmış potansiyel deneyleri için sistemde üretilen işitsel uyarıcı (klik) tam bilinen anlarda tetikleme sinyali sağlaması için anakart üzerindeki MB μ C programlanarak yapılmış ve Şekil 5.10.'da gösterilen zamanlama ve genlik değerleri ölçülmüştür. Duyma seviyesi 50 mV olarak ölçüldüğünden, işitsel uyarıcı için SNR değeri;

$$SNR = \frac{(5)^2}{(0,05)^2} = 10\ 000$$

$$SNR_{dB} = 40 \text{ dB}$$

olarak hesaplanır.



Şekil 5.10. İşitsel uyarı sinyali.

ADCSCCK sinyalinden elde edilen kare dalga (Bkz. Şekil 4.3.), türev alıcı devreye (Bkz. Şekil 4.4.) uygulanarak kulaklığa bağlanmıştır. Bu sinyal işitsel uyarıcı olarak kulaklara tek tek veya her ikisine birden uygulanarak deneyler yapılabilmektedir. Bu sinyal işitsel uyarılmış potansiyellerin ölçülmesinde kullanılabildiği gibi dışarıdan bağlanabilecek uyarıcı cihazlarının tetiklenmesi için de kullanılabilmektedir.

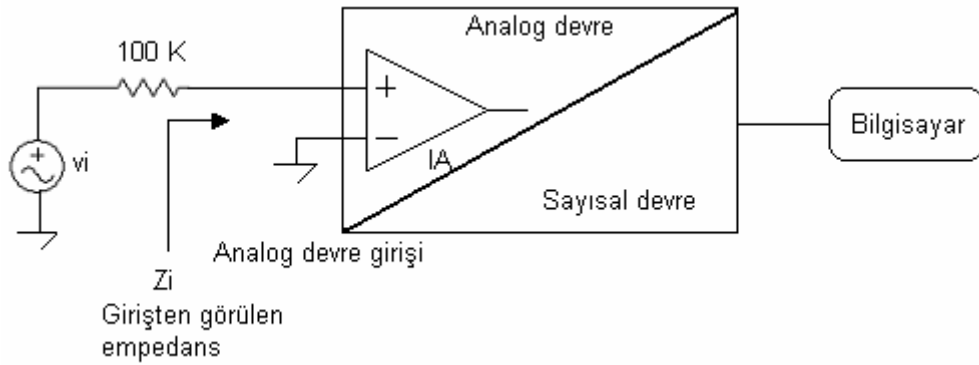
5.8. Güç Harcama

EEGDAS 12 Ah'lık 4 adet batarya ile beslenmektedir. Yapılan ölçmelerde sistemin bataryalardan 16 W güç çektiği görülmüştür. Bu durumda aralıksız 30 saatlik kayıt süresi sağlanabilmektedir. Bataryalar tamamen boşaldıklarında doldurma devresi, yaklaşık 10 saatte bataryaları güvenli bir şekilde doldurabilmektedir.

5.9. Giriş Empedansı

Giriş empedansının yüksek olması, ölçmelerin elektrot kontak empedanslarına bağımlılığını azaltan bir etkidir. 1 G Ω 'luk bir giriş empedansı % 10 ölçütü düşünüldüğünde 100 K Ω 'a kadar kontak empedansı değişiminden etkilenmeme kabulü için yeterli olabilmektedir.

Gerçekleştirilen sistemde elektrotlardan alınan sinyal giriş empedansı $1\text{T}\Omega$ olan IA'lara uygulanmaktadır. Devrenin elektrotlardan itibaren, baskılı devre kartının da etkisinin hesaba katıldığı giriş empedansının ölçülmesi için Şekil 5.11.'deki devre kullanılmıştır.

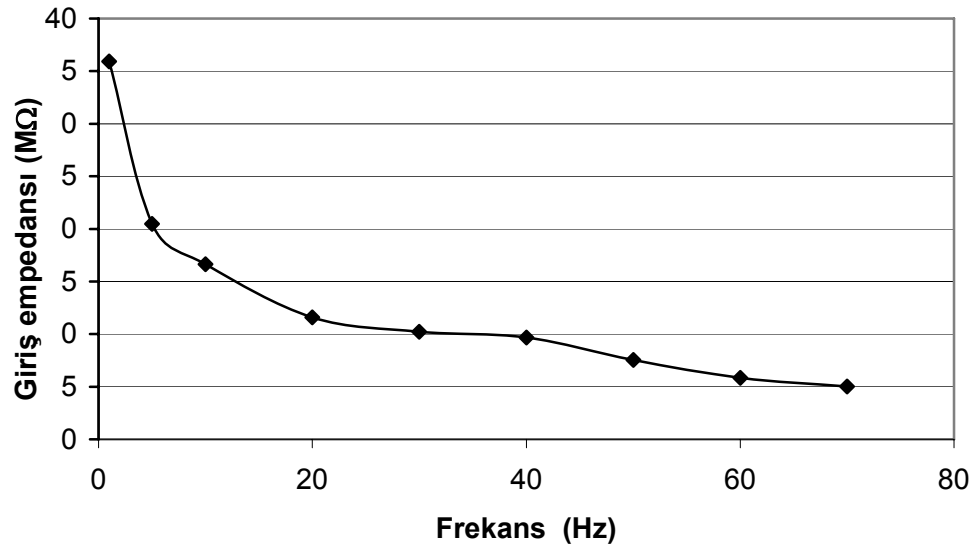


Şekil 5.11. Giriş empedansının ölçülmesi.

Girişe 200 mV (pp) 20 Hz sinüs sinyali uygulandığında dosyaya kaydedilen sinyal ($198,3\text{ mV (pp)}$) olarak ölçülmüştür. Voltaj bölücü kuralından, $Z_i = 11,6\text{ M}\Omega$ olarak hesaplanır. Çizelge 5.8.'de giriş empedansının frekansla değişimi, Şekil 5.13'te ise bu değişimin grafik gösterimi verilmiştir. Şekillerden de görüldüğü gibi giriş empedansının yeterince yüksek olmasından dolayı, sinyal kaydı, $1\text{--}50\text{ K}\Omega$ arasındaki elektrot kontak empedansı değişiminden bağıl olarak çok az etkilenecektir. Kullanılan IA'ların giriş empedanslarının $1\text{ T}\Omega$ olmasına rağmen sistemin giriş empedansının $10\text{ M}\Omega$ 'a düşmesinin lehim pastası artıklarından (temizlenmesine rağmen) kaynaklandığı düşünülmektedir. Giriş empedansının yükseltilmesi için kullanılan baskılı kartın dielektrik özelliğinin çok iyi ve kart üzerinde lehim pastası artıklarının tamamen arındırılması ya da pastasız lehim kullanılması durumunda daha iyi sonuç alınabilecektir.

Çizelge 5.8. Giriş empedansının frekansla ilişkisi.

Giriş sinyalinin Frekansı (Hz)	Çıkış sinyalinin genliği Vçıkış (mV,pp)	Giriş empedansı Zi (MΩ)
1	199,4	35,9
5	199,0	20,4
10	198,8	16,6
20	198,3	11,5
30	198,0	9,6
40	196,6	7,5
50	196,6	5,8



Şekil 5.12. Giriş empedansının frekansla ilişkisi.

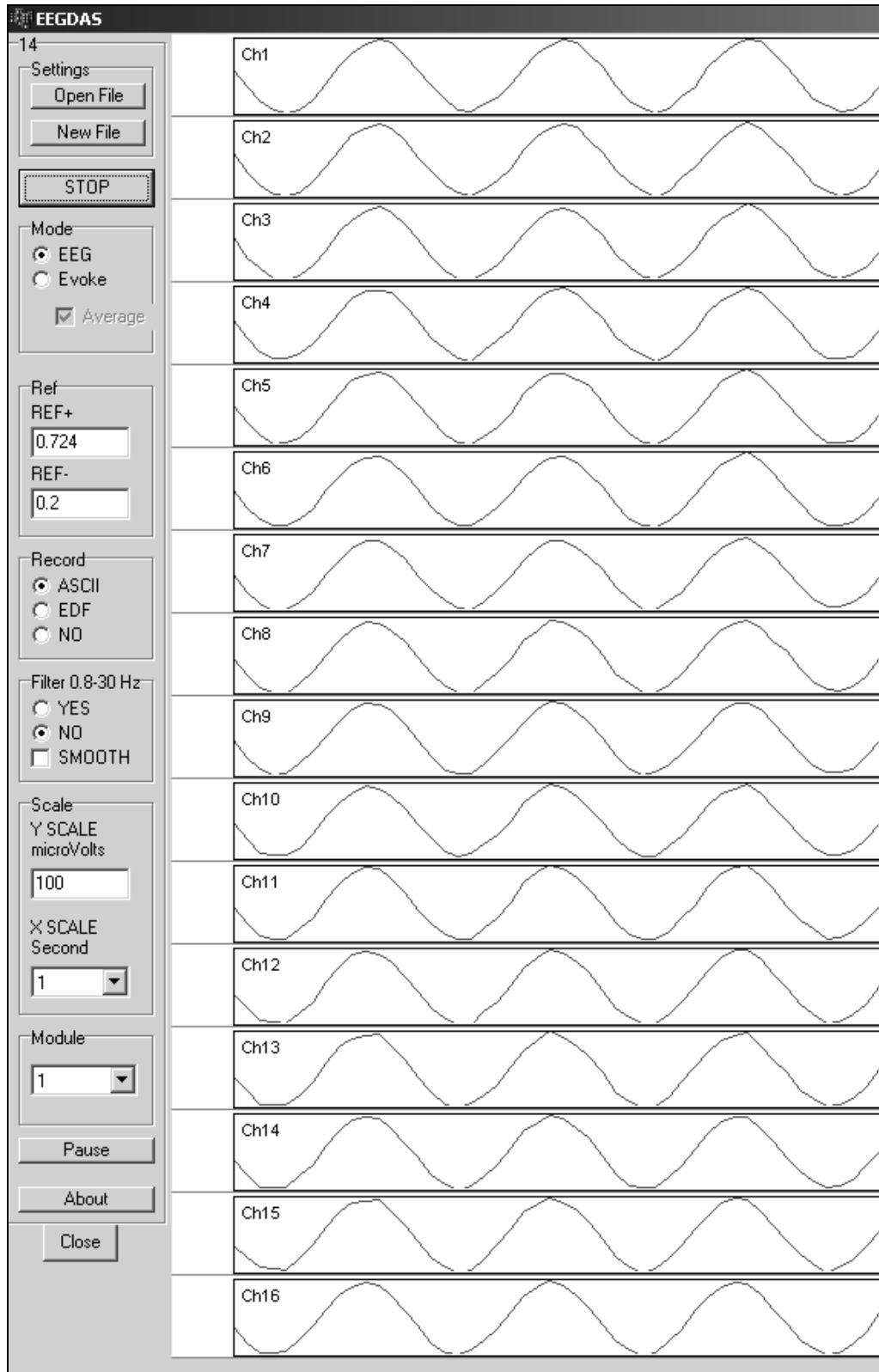
6. DENEYSEL SONUÇLAR

Bu bölümde EEGDAS'la yapılan kayıt deneylerinin sonuçları verilmiştir. Gerçekleştirilen sistem, Performans Testleri bölümünde verilen testlere ilave olarak bu bölümde, çeşitli test sinyalleri için alınan kayıt sonuçları ile EEG kayıtları zaman ve frekans uzayında incelenmiştir. Aşağıda test sinyalleri ve EEG kayıtları ayrı başlıklarda açıklanmıştır.

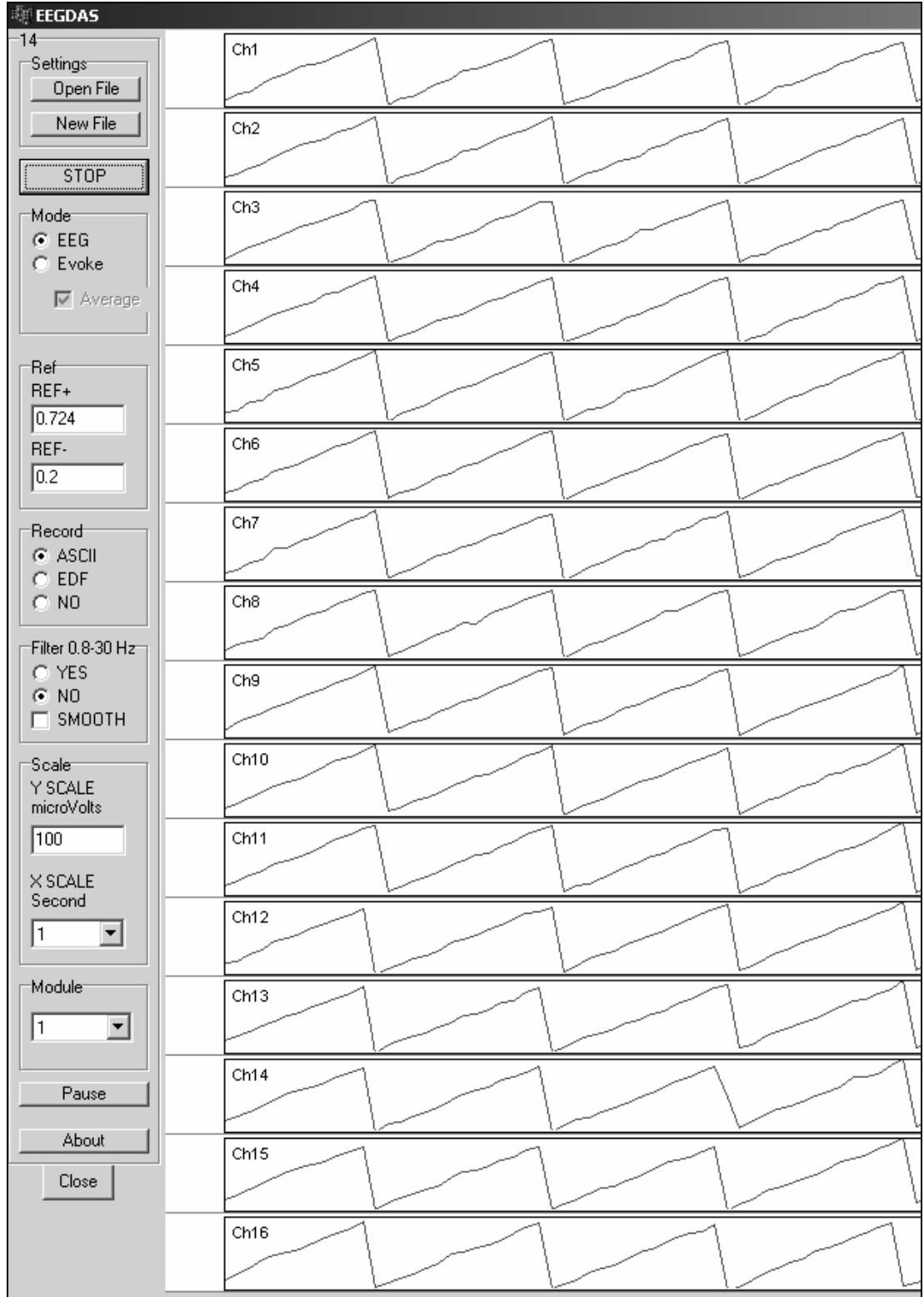
6.1. Test Sinyali Kayıtları

Test sinyali kayıtları 1, 16 ve 256 kanala aynı anda aynı ve farklı frekans ve genlikte çeşitli sinyaller verilerek alınmıştır. Test sinyalleri sinyal üreticiden alınıp gerilim bölücü ile μV seviyesine düşürülerek sistem girişine uygulanmıştır. Test kayıtları 16 kanala 10 Hz-120 μV (pp) sinüs (Şekil 6.1.), 10 Hz-120 μV (pp) testere (Şekil 6.2.), 5 Hz 100 μV üçgen (Şekil 6.3.) ve 0-30 Hz 180 μV (pp) 1 saniye süpürmeli sinüs (chirp signal) (Şekil 6.4.) test sinyallerine aittir. Şekil 6.5.'te 10 Hz-120 μV (pp) sinüs giriş sinyali için tek kanala ait kaydın filtresiz durumda zaman serisi ve frekans spektrumu gösterilmiştir. Bu durumda sinyalin yaklaşık 3,7 mV DC bileşen üzerinde olduğu görülmektedir. Bu DC seviye ADC'lerin analog girişlerinin pozitif olmasını garantilemek için donanımda IA çıkışlarına eklenen DC sinyaldir. Şekil 6.6.'da test sinyalinin sayısal filtreden geçirildikten sonra zaman serisi ve frekans spektrumu gösterilmiştir. Frekans spektrumunda 10 Hz'lik giriş sinyali görülmektedir. Şekil 6.7.'de görülen güç spektral yoğunluğunda da aynı şekilde giriş sinyali görülmektedir.

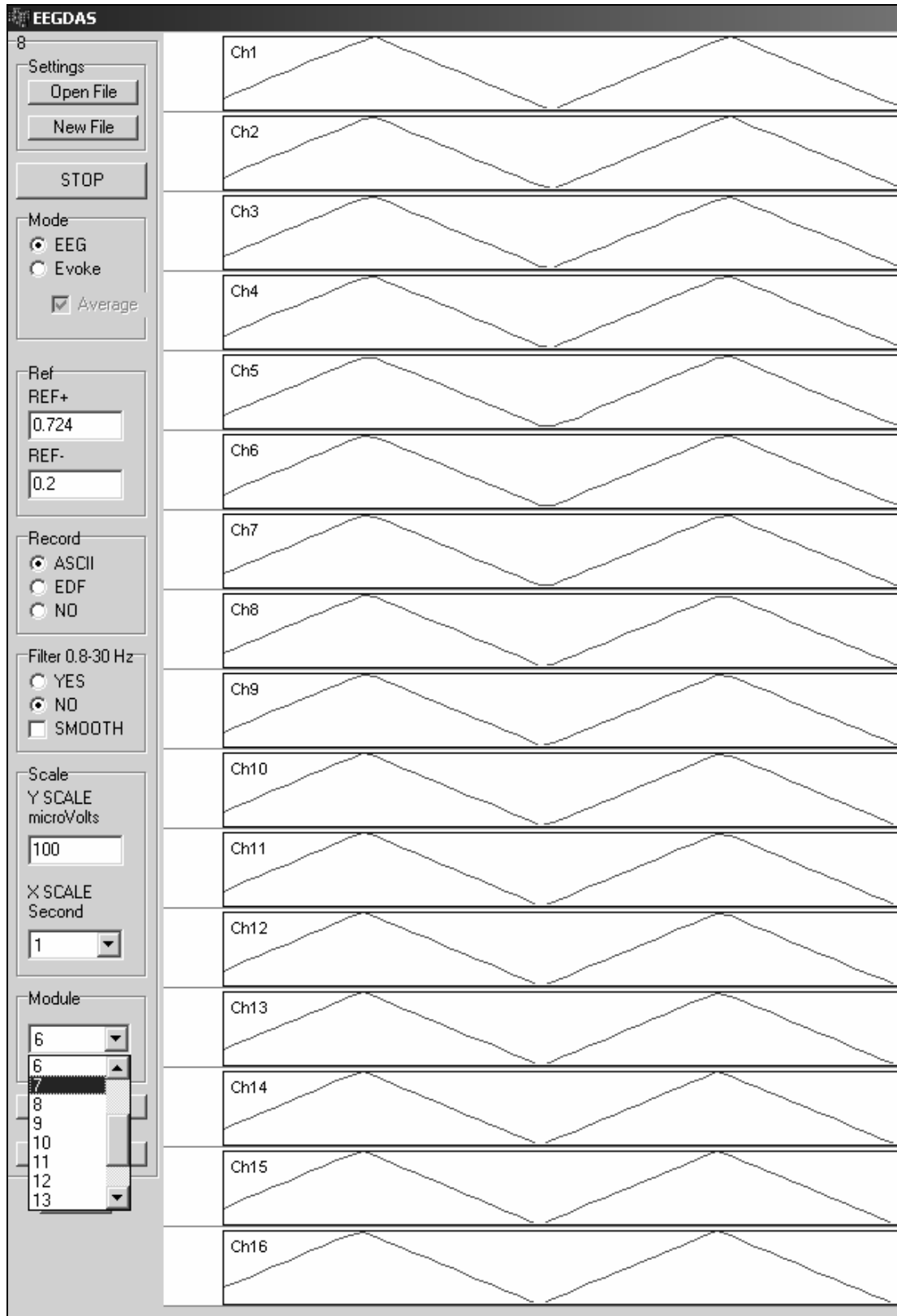
Test sinyallerine ait genlik ve frekanslar EEG bandında olacak şekilde seçilmiştir. Gerilim bölücülerin, verilen değerlerde tam olarak ayarlanamaması okunan genlik değerlerinde az da olsa farklılıklara neden olmaktadır. Sinyal kayıtlarından görüldüğü gibi sistemin test sinyalleri için başarılı kayıtlar aldığı görülmektedir.



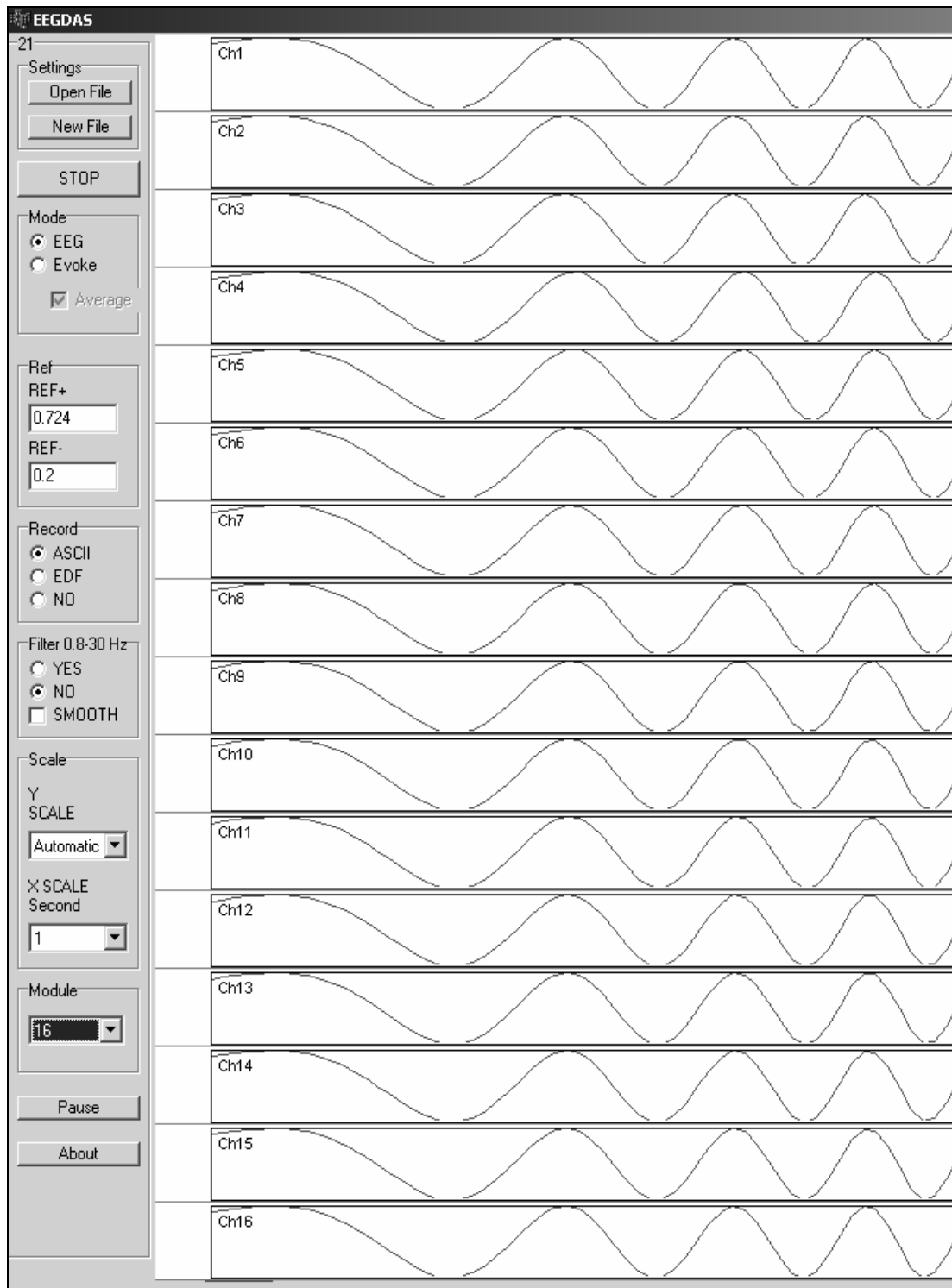
Şekil 6.1. 10 Hz-120 μ V (pp) sinüs test sinyali kaydı.



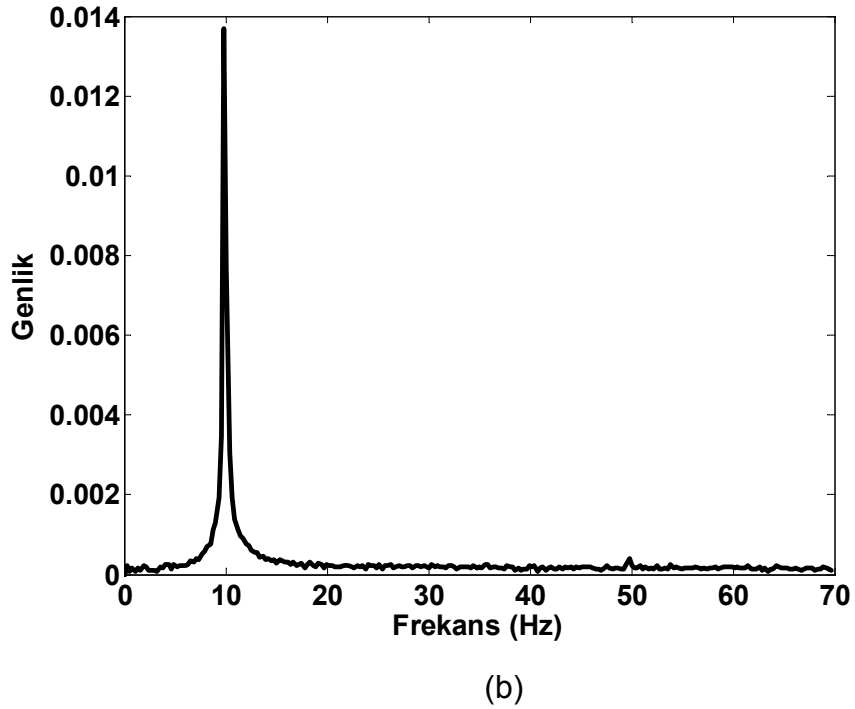
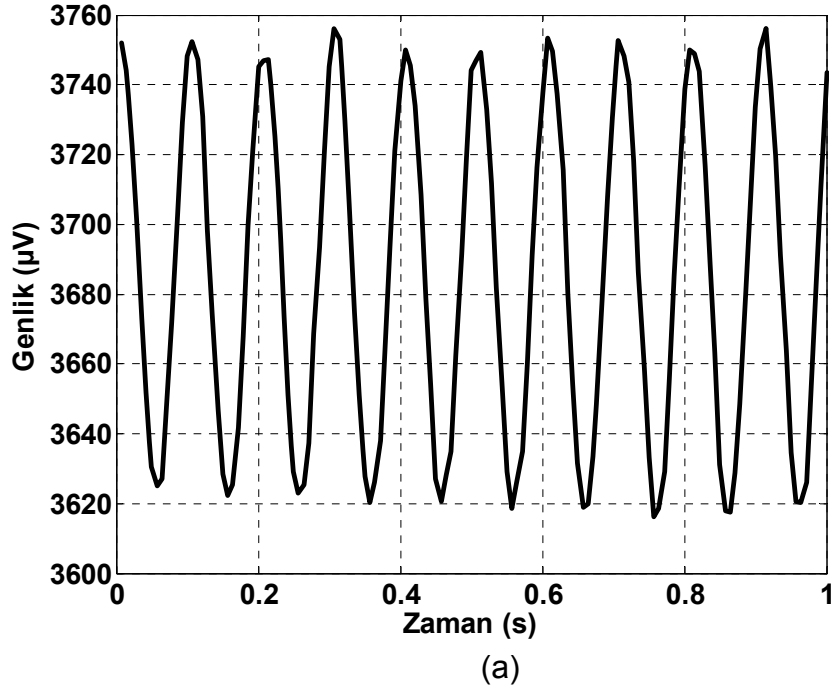
Şekil 6.2. 10 Hz-120 μ V (pp) testere test sinyali kaydı.



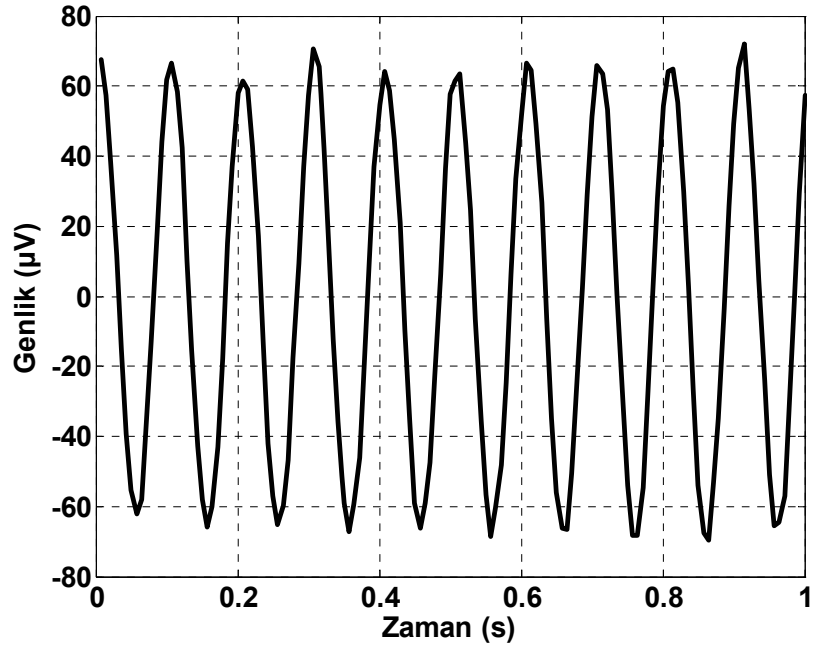
Şekil 6.3. 5 Hz-100 μV (pp) üçgen test sinyali kaydı.



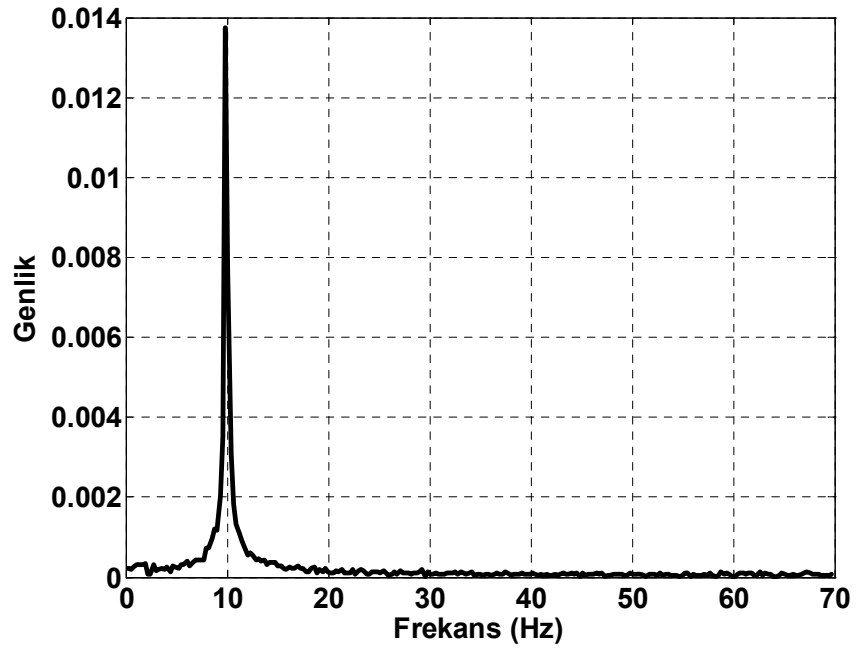
Şekil 6.4. 0-30 Hz 180 μ V (pp), 1 s süpürmeli sinüs test sinyali kaydı.



Şekil 6.5. Bir kanala ait kaydedilen bir saniyelik 10 Hz 120 μV (pp) sinüs test sinyalinin görüntüsü: a) Filtresiz kayıt sinyali. Giriş sinyali yaklaşık 3,7 mV DC seviyenin üzerinde DC+AC sinyal şeklindedir. b) Filtresiz sinyalin DC bileşeni çıkarıldığında frekans spektrumu (Fourier Dönüşümü). Baskın olarak 10 Hz'deki sinyal ve 50 Hz şebeke gürültüsü görülmektedir.

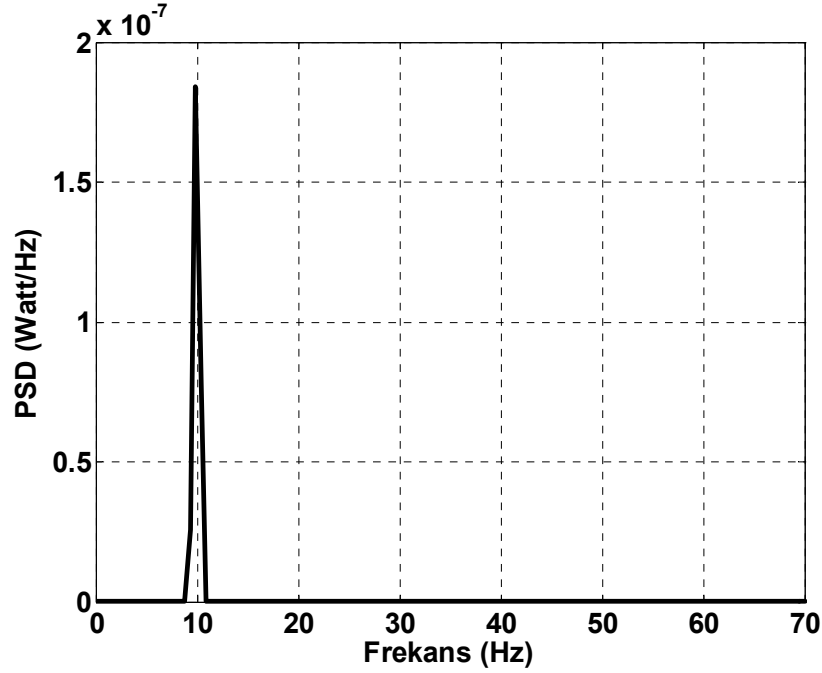


(a)



(b)

Şekil 6.6. 10 Hz 120 μV (pp) sinüs test sinyalinin filtrelendikten sonraki görüntüsü: a) Butterworth 0,5 -70 Hz bant geçiren filtre ve 50 Hz çentik filtre çıkışındaki sinyal, b) Filtreli sinyalin frekans spektrumu (Fourier Dönüşümü, FFT). c) Filtreli sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD, Watt/Hz).



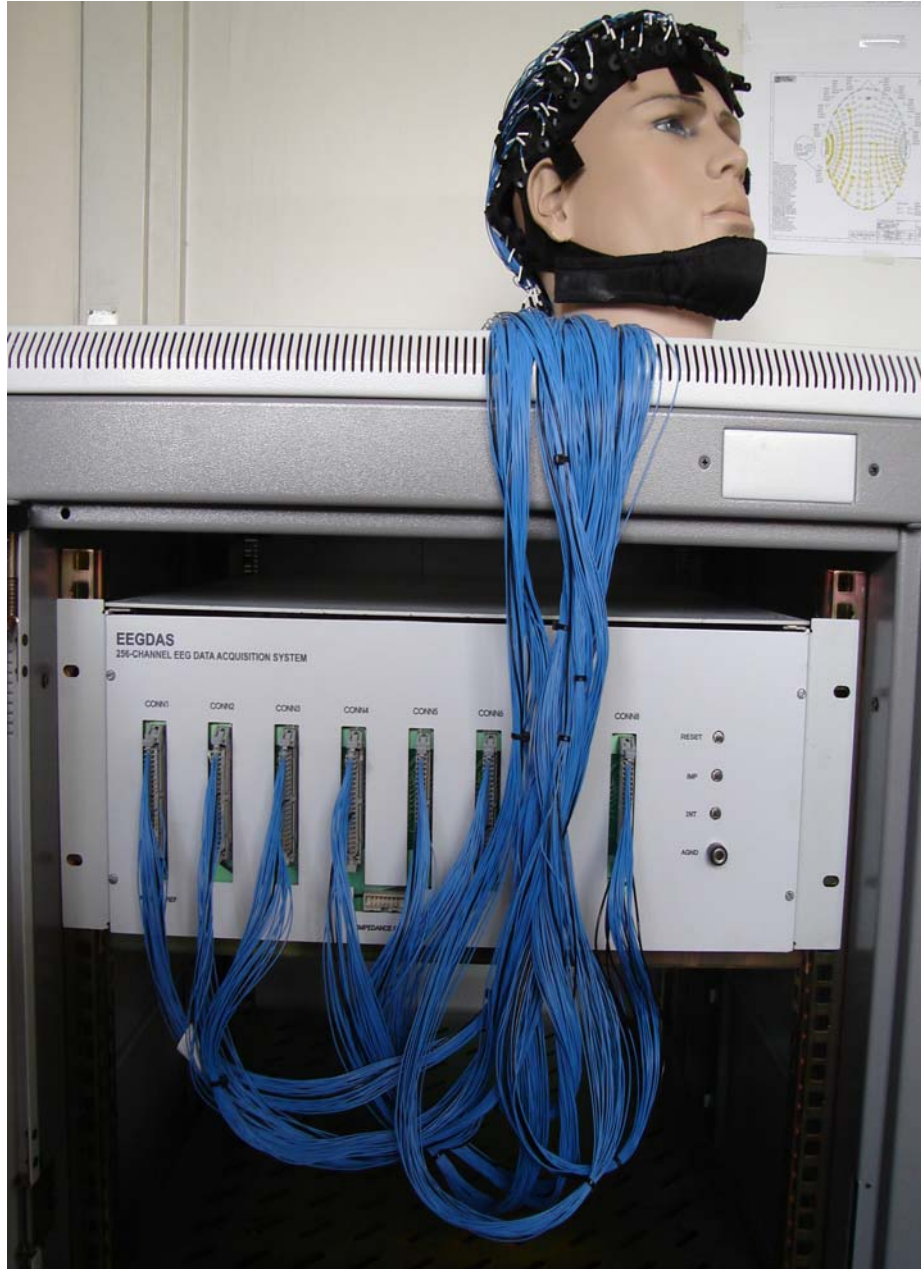
Şekil 6.6. (Devam) 10 Hz 120 μ V (pp) sinüs test sinyalinin filtrelendikten sonraki görüntüsü: a) Butterworth 0,5 -70 Hz bant geçiren filtre ve 50 Hz çentik filtre çıkışındaki sinyal, b) Filtreli sinyalin frekans spektrumu (Fourier Dönüşümü, FFT). c) Filtreli sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD, Watt/Hz). Spektrumda sadece 10 Hz'lik sinyal görülmekte, DC seviye ve 50 Hz şebeke gürültüsü görülmemektedir.

6.2. EEG Kayıtları

Kayıtlar spontane EEG ve işitsel uyarılmış potansiyel olarak ayrı ayrı incelenmiştir. EEG kayıtları, zırlama ve ekranlama olmayan şartlarda yapılmıştır. Resim 6.1.'de gösterildiği gibi her biri 32 kanallı 8 EEG başlığı konnektörü EEGDAS giriş konnektörlerine bağlanarak alınmaktadır.

Şekil 6.7.'de filtrelenmemiş spontane bir EEG kaydının 1 saniyelik bölümü görülmektedir. Şekilden görüleceği gibi EEG sinyali 6,7 mV DC seviyenin üzerine binmiş AC sinyal şeklindedir ve Şekil 6.8.(a)'da görüldüğü gibi bu sinyalde DC bileşen baskındır. Şekil 6.8.(b)'de gösterilen filtrelenmemiş sinyalden DC bileşen çıkarıldığında spektrum görüntüsünde 50 Hz şebeke gürültüsü açıkça görülebilmektedir. Bu şekil 10 Hz yakınlarındaki bileşenlerin

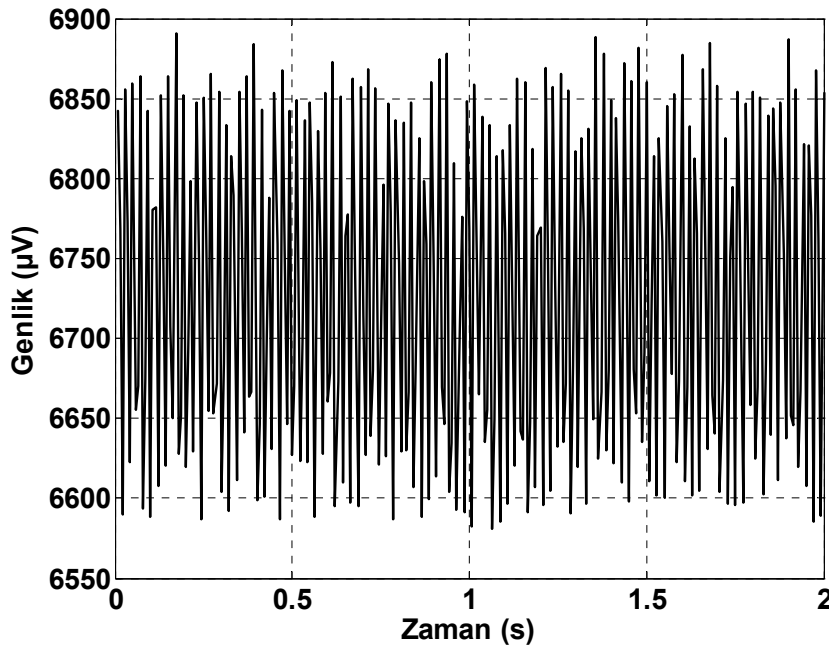
varlığı EEG sinyallerindeki alfa (α) sinyallerinin baskın olduğunu göstermektedir. 7,8; 14; 20; 26; 33; 39 ve 45 Hz civarındaki bileşenlerin Schumann Rezonans bileşenleri olduğu düşünülmektedir [Srinivasan and Nunez, 1993; Cohen et al., 1998].



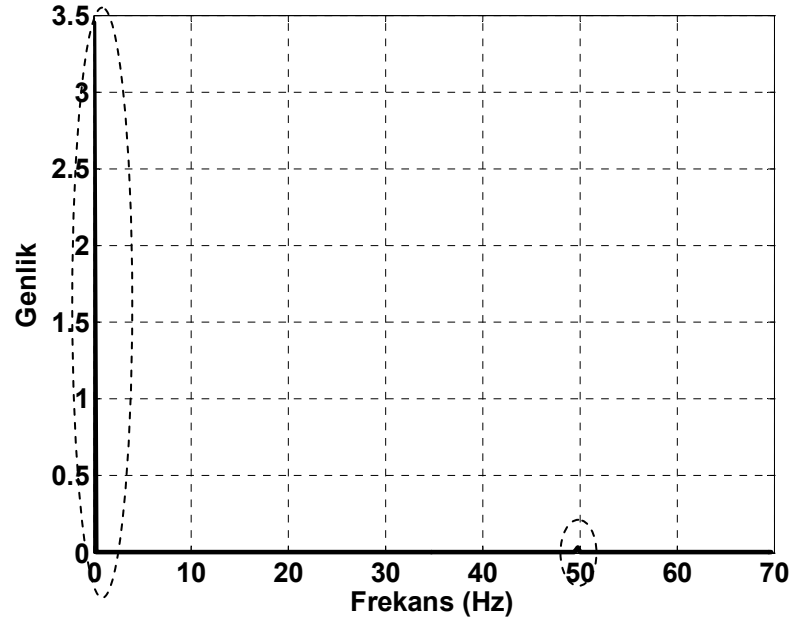
Resim 6.1. EEG başlık konnektörlerinin EEGDAS giriş konnektörlerine bağlanması ve başlığın kafaya takılması.

Filtre derecesinin 2'den büyük seçilmesi tepkede keskinlik sağlamakla birlikte EEG sinyal bileşenlerinin bastırılmasına ve filtreli sinyalin geçici rejim süresinin artmasına neden olmaktadır.

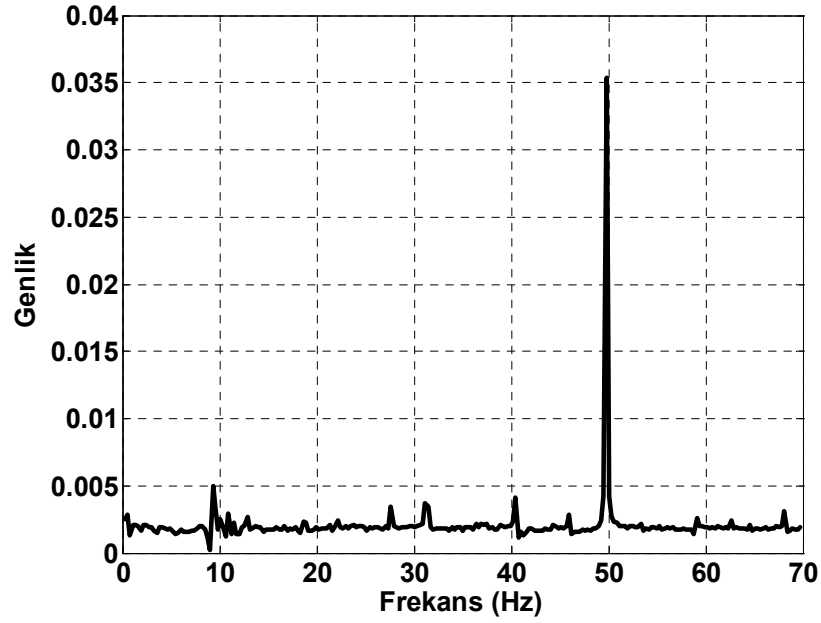
Şekil 6.9.'da 27 yaşındaki erkek bir deneğin sol kulak üstünden alınan 1 saniyelik spontane EEG kaydı ve bu kaydın spektrumu gösterilmiştir. Burada sinyalin yaklaşık $\pm 60 \mu V$ arasında değiştiği ve spektrumda da 10 Hz ve 30 Hz yakınlarında bileşenler olduğu anlaşılmaktadır. Kayıt esnasında denekten dinlenir pozisyonda olması istenmiştir. Dinlenir pozisyonda iken EEG spektrumunda α dalgalarının baskın olması, spektrumda 9-10 Hz'deki banttaki yükselmeyi açıklamaktadır. Şekil 6.10. aynı şartlarda farklı kanallardan gelen kayıtları göstermektedir. Kayıtlar herhangi bir zırlama olmadan alınmıştır. Uygun bir elektrofizyolojik kayıt ortamında daha başarılı kayıtlar alınabileceği düşünülmektedir.



Şekil 6.7. Filtrelenmemiş spontane EEG kaydının 1 saniyelik zaman serisi.

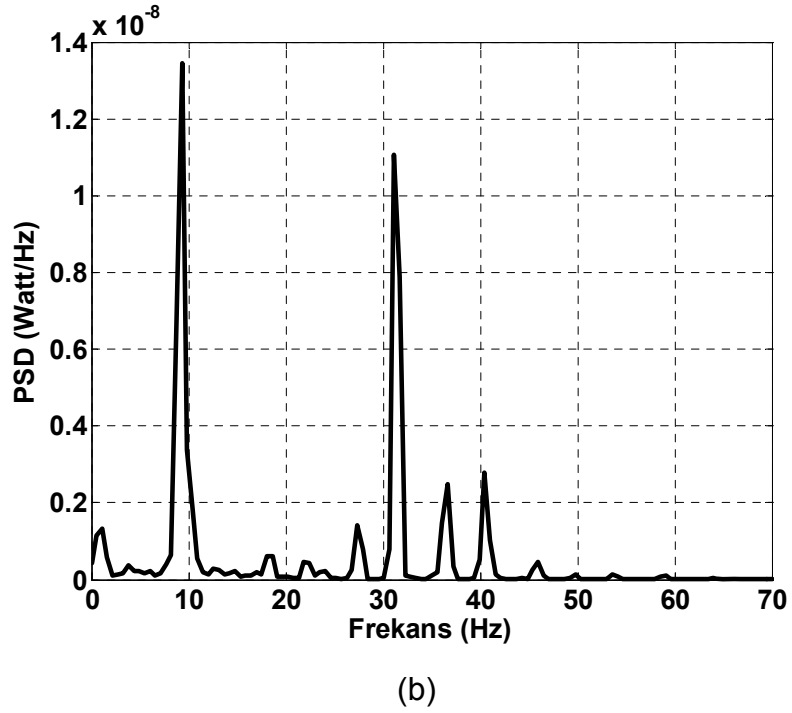
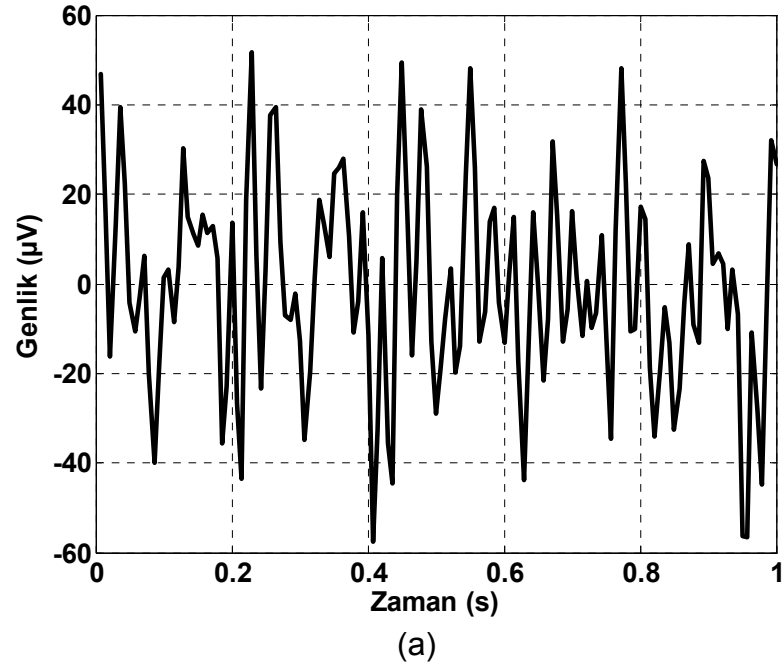


(a)

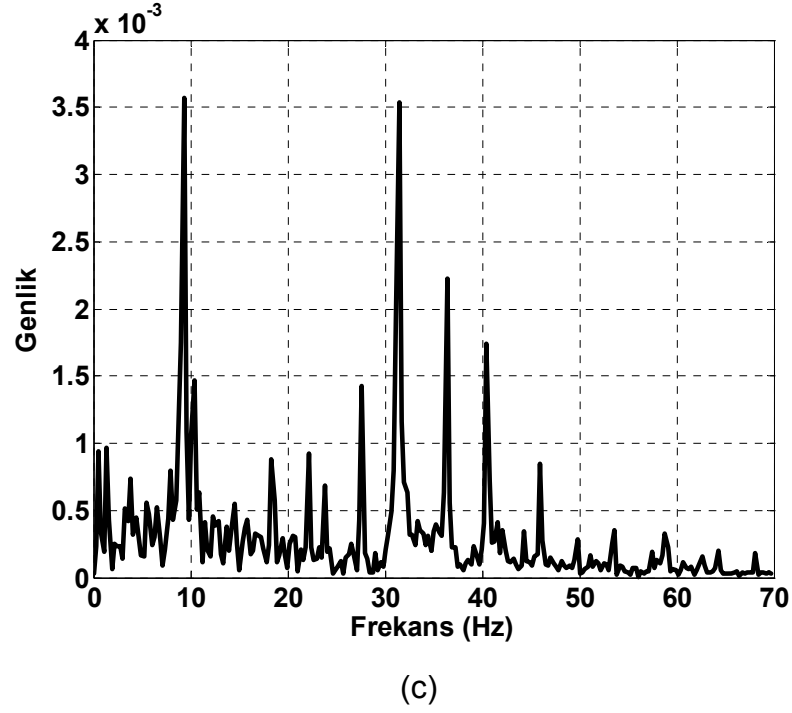


(b)

Şekil 6.8. Filtrelenmemiş spontane EEG kaydının frekans spektrumu:
a) Frekans spektrumu (Fourier Dönüşümü, FFT). DC ve 50 Hz'deki gürültü bileşenlerinin yanında asıl sinyal bileşeni görülememektedir. b) DC bileşen atıldığındaki frekans spektrumu. Burada DC bileşen frekans bileşenlerinin daha belirgin olmasını sağlamak için atılmıştır.

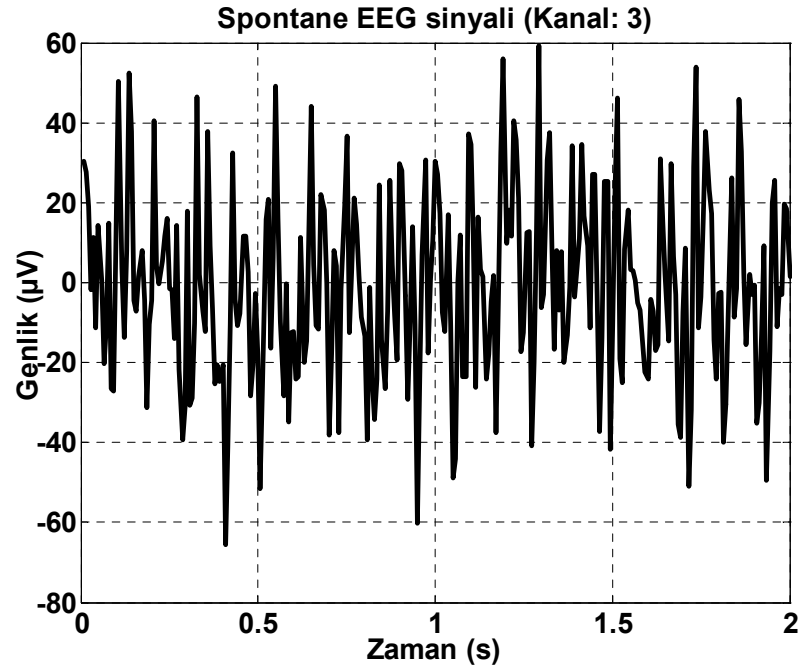
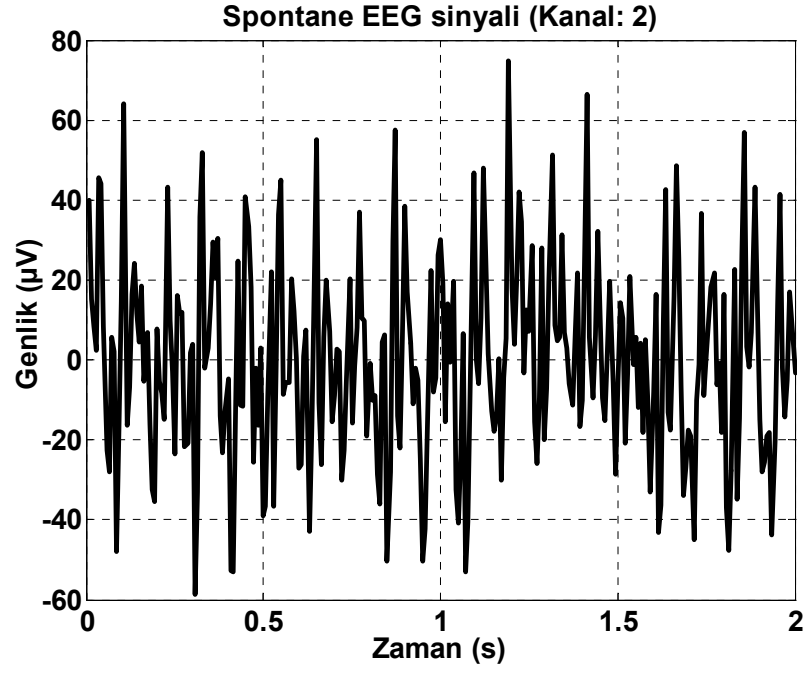


Şekil 6.9. Spontane EEG kaydı (27 yaşındaki erkek deneğin EEG başlığı üzerindeki 1 numaralı elektrottan alınan sinyal. EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir): a) 1 s'lik EEG kaydı, b) EEG sinyalinin güç spektral yoğunluğu (PSD), c) EEG sinyalinin frekans spektrumu (FFT). Kayıtlar herhangi bir zırlama olmadan alınmıştır.

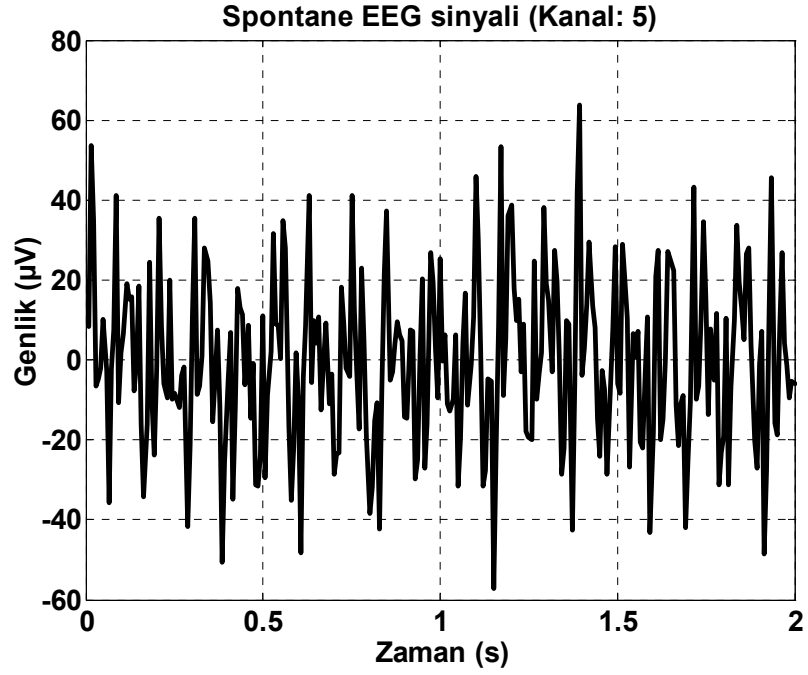


Şekil 6.9. (Devam) Spontane EEG kaydı (27 yaşındaki erkek deneğin EEG başlığı üzerindeki 1 numaralı elektrottan alınan sinyal. EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir): a) 1 s'lik EEG kaydı, b) EEG sinyalinin güç spektral yoğunluğu (PSD), c) EEG sinyalinin frekans spektrumu (FFT). Kayıtlar herhangi bir zırlama olmadan ve denek Dünya toprağından tamamen izole iken alınmıştır.

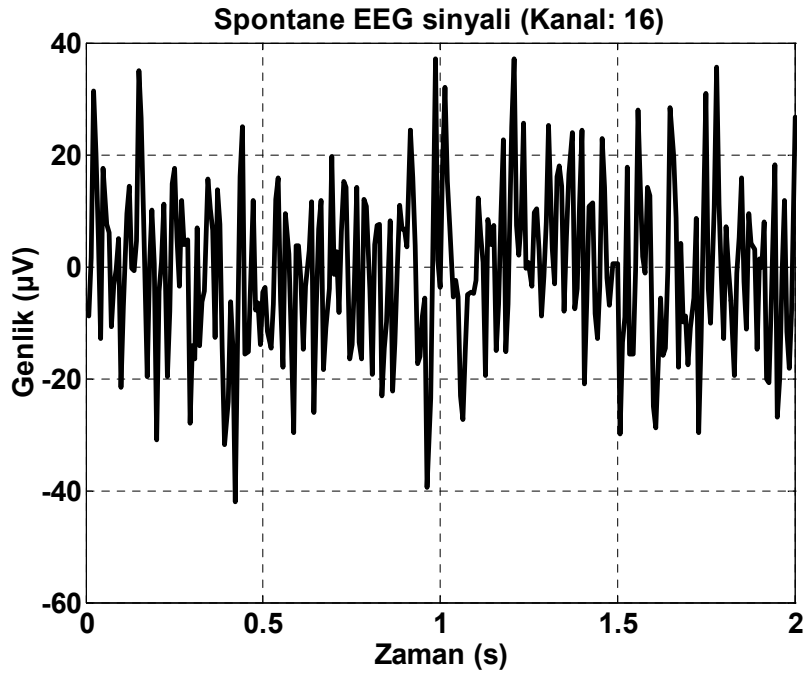
Resim 6.2.'de EEGDAS'ın kullanıcı ara yüzünde görüntülenen farklı modüllerden gelen 16 kanala ait görüntüler verilmiştir. Aynı anda gösterilecek kanal sayısı değiştirilebilmektedir. Sistem arayüzü hazırlanırken, aynı anda gösterilecek kanal sayısı 16 olarak belirlenmiştir.



Şekil 6.10. Farklı kanallardan alınan 2 saniyelik spontane EEG kayıt örnekleri (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstü bölgesi). Kanallar: a)2. b) 3. c) 5. ç) 16.

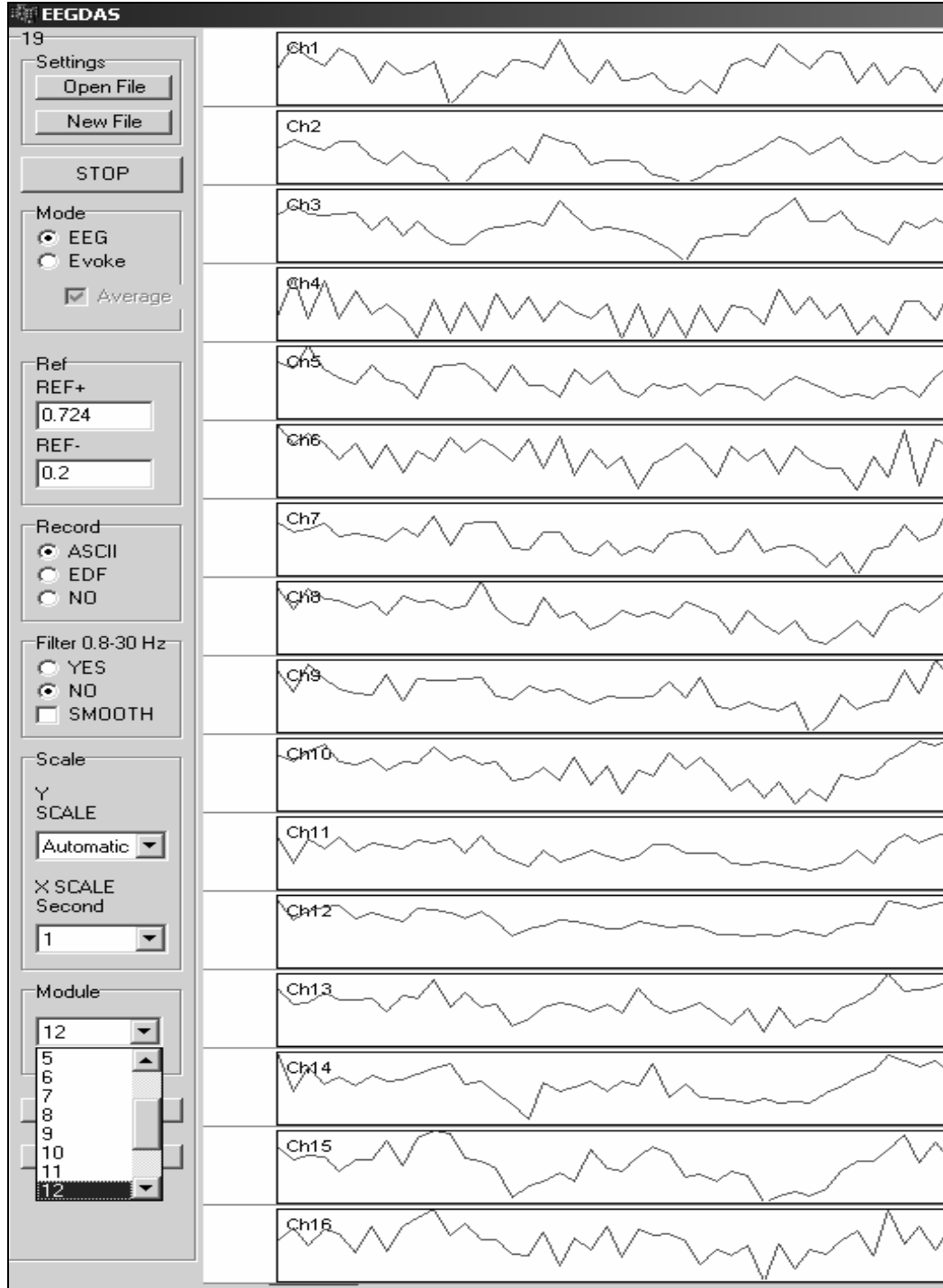


(c)



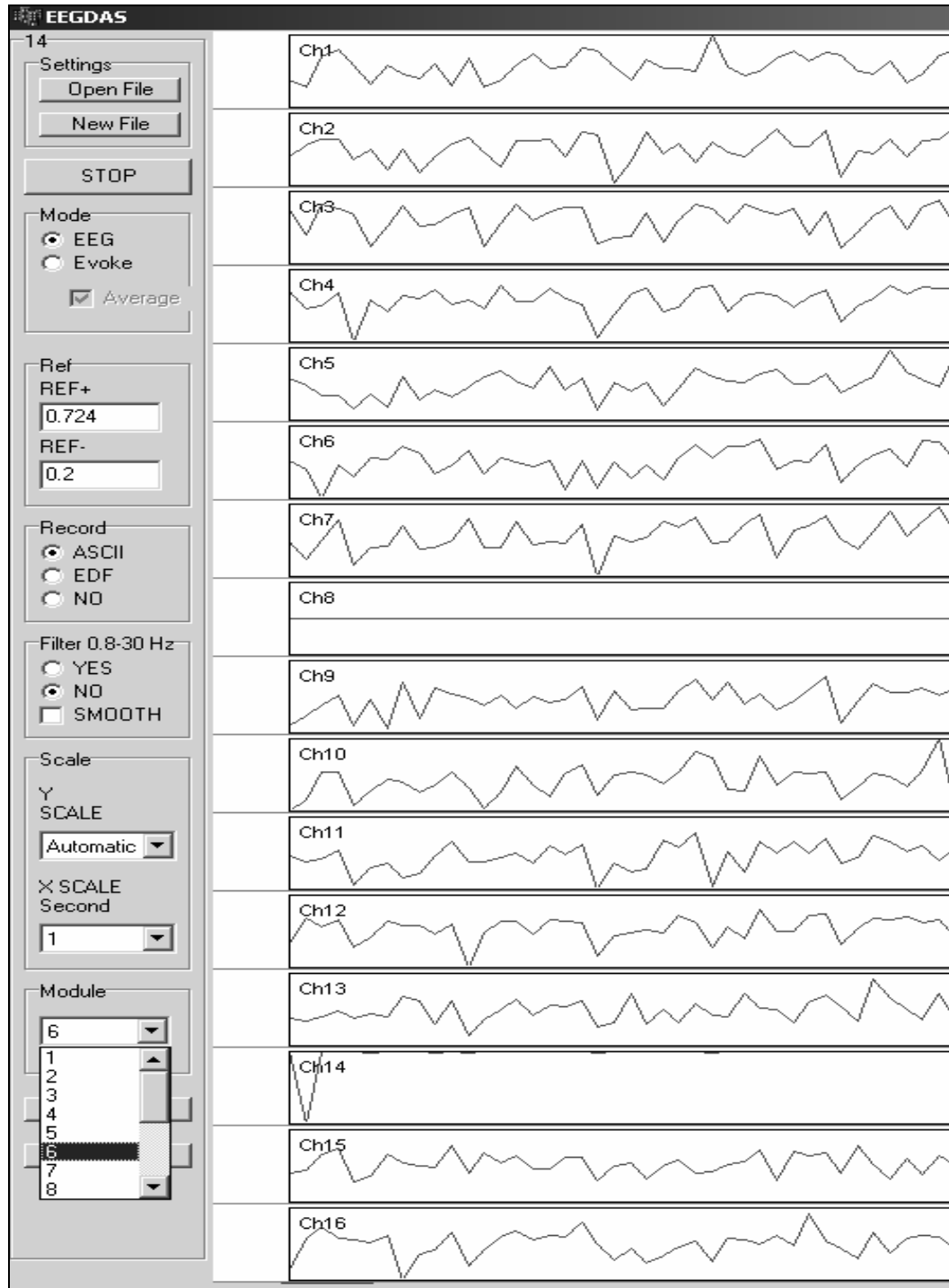
(ç)

Şekil 6.10. (Devam) Farklı kanallardan alınan 2 saniyelik spontane EEG kayıt örnekleri (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstü bölgesindeki elektrotlardan alınan sinyaller. EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir). Kanallar: a) 2. b) 3. c) 5. ç) 16.



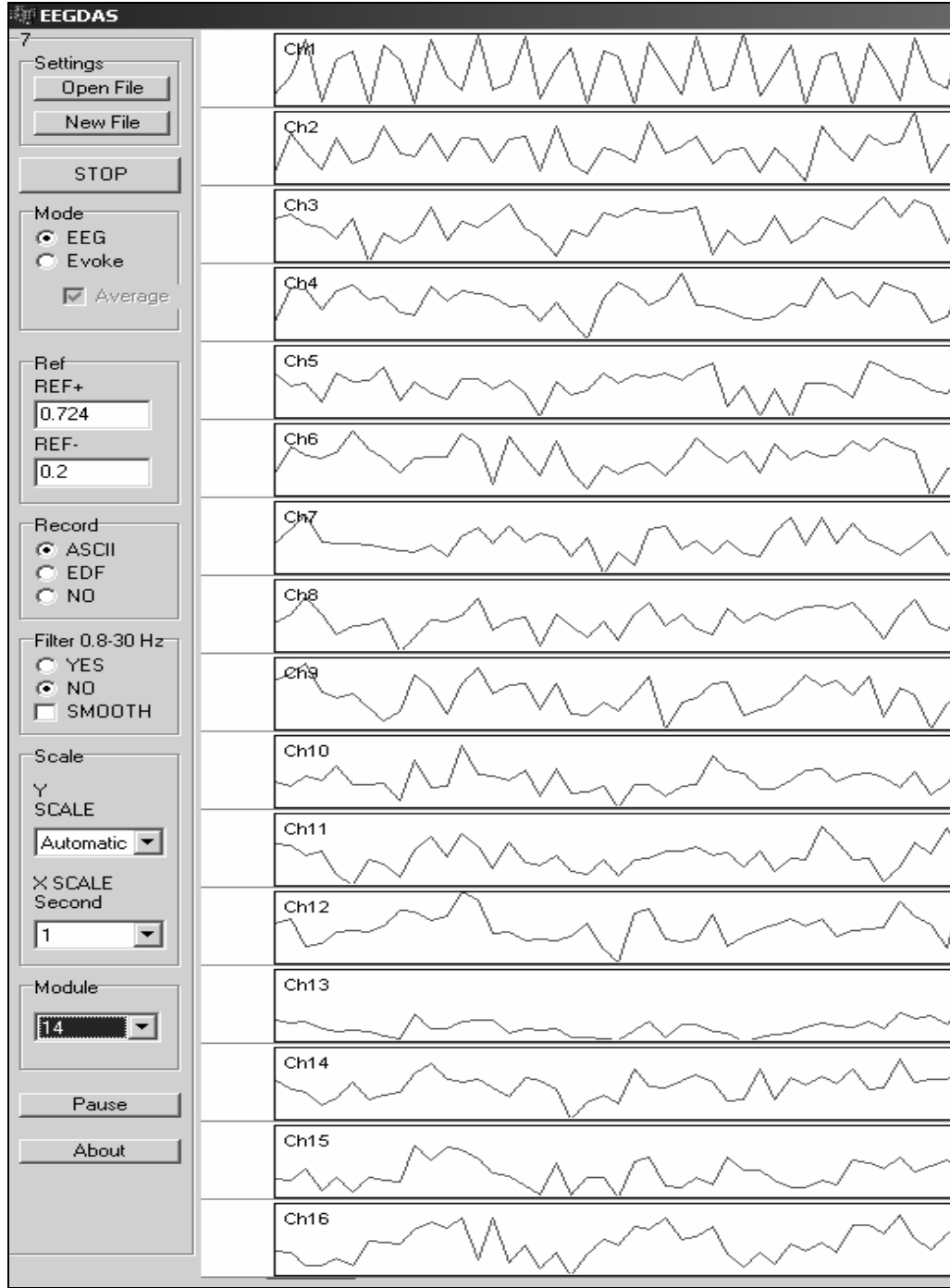
(a)

Şekil 6.11. Farklı modüller için 0,5 saniyelik spontane kayıtlar (38 yaşında erkek denek): a) 12. Modül, temporal lob (Kayıtlar normaldir), b) 6. Modül, oksipital lob. 8 ve 14. kanallara ait elektrotların kontak sorunu görülmektedir, c) 14. Modül, sağ kulak üstü temporal lob. 1. kanala ait elektrot kontak empedansı yüksek olduğundan sinyal normal değildir.



(b)

Şekil 6.11. (Devam) Farklı modüller için 0,5 saniyelik spontane kayıtlar (38 yaşında erkek denek): a) 12. Modül, temporal lob (Kayıtlar normaldir), b) 6. Modül, oksipital lob (8 ve 14. kanallara ait elektrotların kontak sorunu görülmektedir), c) 14. Modül, sağ kulak üstü temporal lob (1. kanala ait elektrot kontak empedansı yüksek olduğundan sinyal normal değildir).

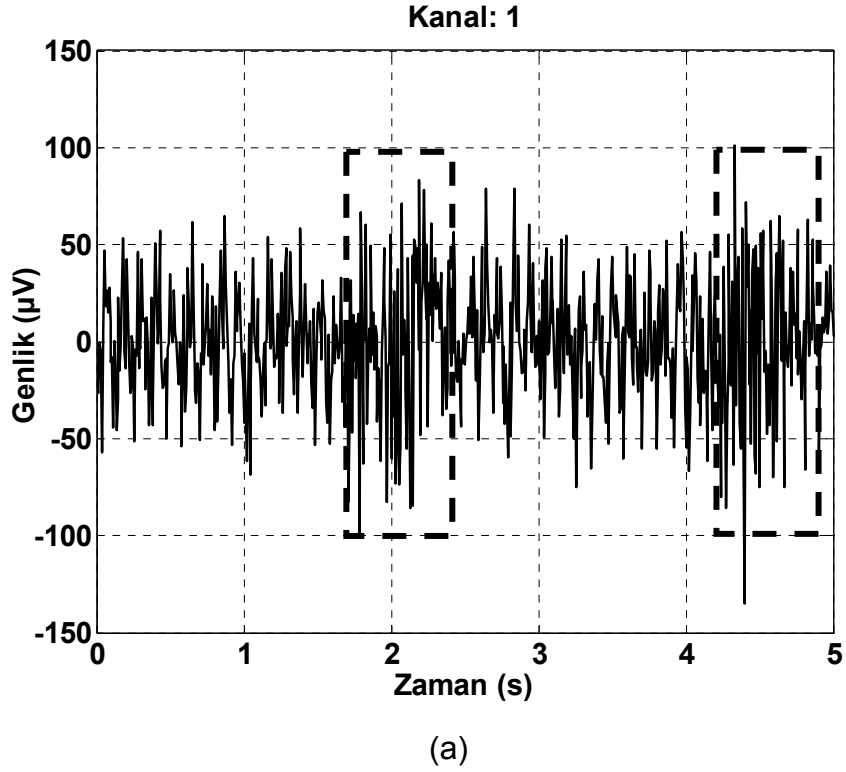


(c)

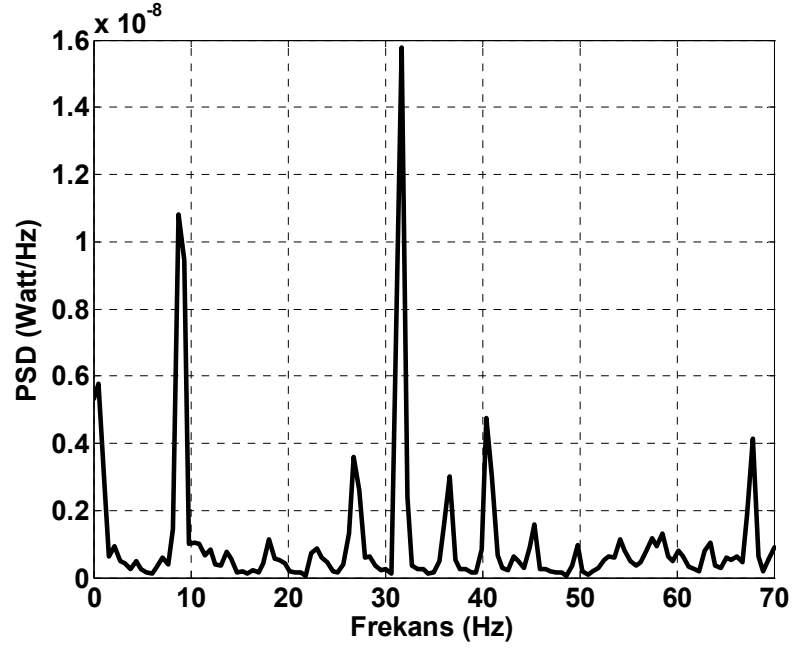
Şekil 6.11. (Devam) Farklı modüller için 0,5 saniyelik spontane kayıtlar (38 yaşında erkek denek): a) 12. Modül, temporal lob (Kayıtlar normaldir), b) 6. Modül, oksipital lob. 8 ve 14. kanallara ait elektrotların kontak sorunu görülmektedir, c) 14. Modül, sağ kulak üstü temporal lob. 1. kanala ait elektrot kontak empedansı yüksek olduğundan sinyal normal değildir (EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir).

6.3. Dişlerin Sıkılmasıyla Alınan Kayıtlar

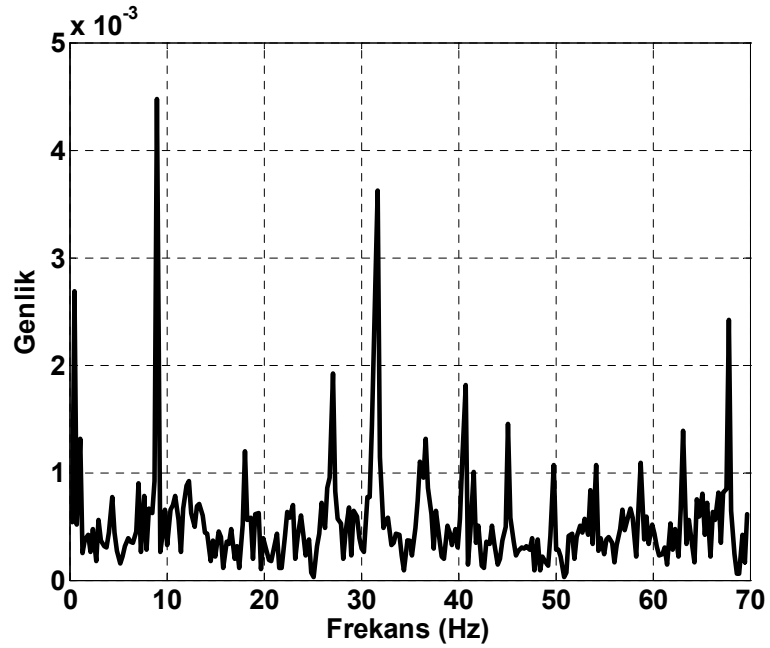
Şekil 6.12. denekten yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerini sıkıp bırakması istenerek elde edilen EEG kaydını ve güç spektral yoğunluğu ile frekans spektrumunu göstermektedir. Burada zaman uzayında, kas sinyallerinin (elektromiyogram, EMG) etkisiyle dişlerin sıkılma anları görülmektedir. Spektrumda spontane EEG kaydında olmayan bileşenler ortaya çıkmaktadır. EMG etkisi diğer kanallarda da (Şekil 6.13) görülmektedir.



Şekil 6.12. Yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerin sıkılmasıyla alınan EEG kaydı (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstünden): a) 1. kanaldan alınan 5 s'lik kayıt. Çerçeveler dişlerin sıkılma anlarını göstermektedir. b) Sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD), d) Sinyalin frekans spektrumu (FFT).

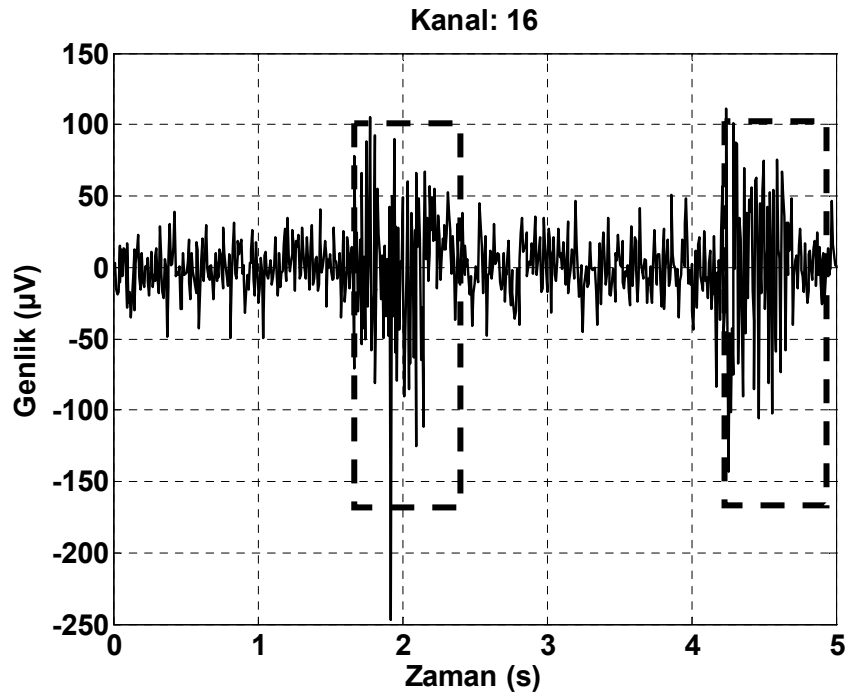
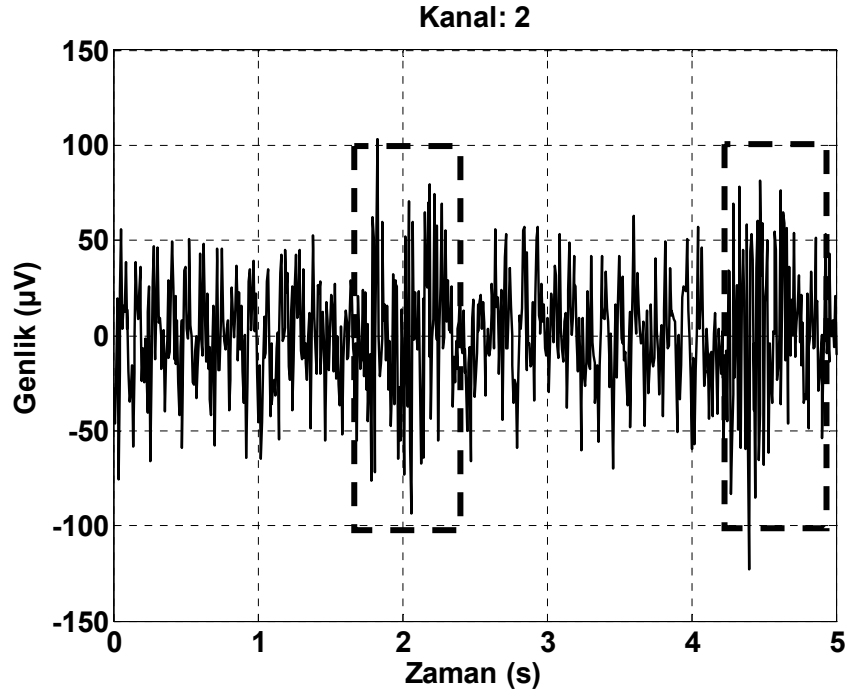


(b)



(c)

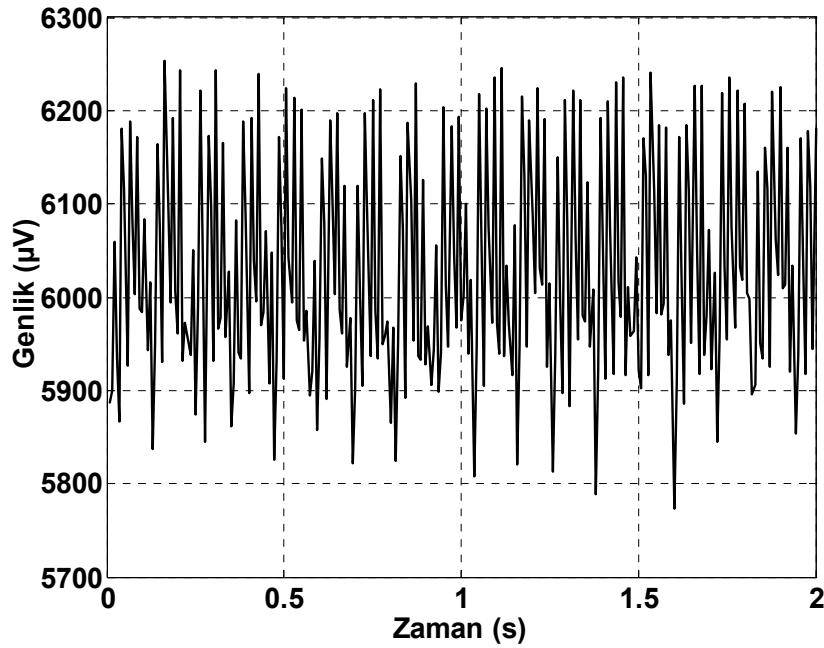
Şekil 6.12. (Devam) Yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerin sıkılmasıyla alınan EEG kaydı (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstünden): a) 1. kanaldan alınan 5 s'lik kayıt. Çerçeveler dişlerin sıkılma anlarını göstermektedir. b) Sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD), d) Sinyalin frekans spektrumu (FFT).



Şekil 6.13. Yaklaşık 1~2 saniye aralıklarla dişlerin sıkılmasıyla aynı anda farklı kanallardan alınan EEG kayıtları: Kanallar: a) 2. b) 16. Dişlerin sıkılma anları şekillerde görülmektedir.

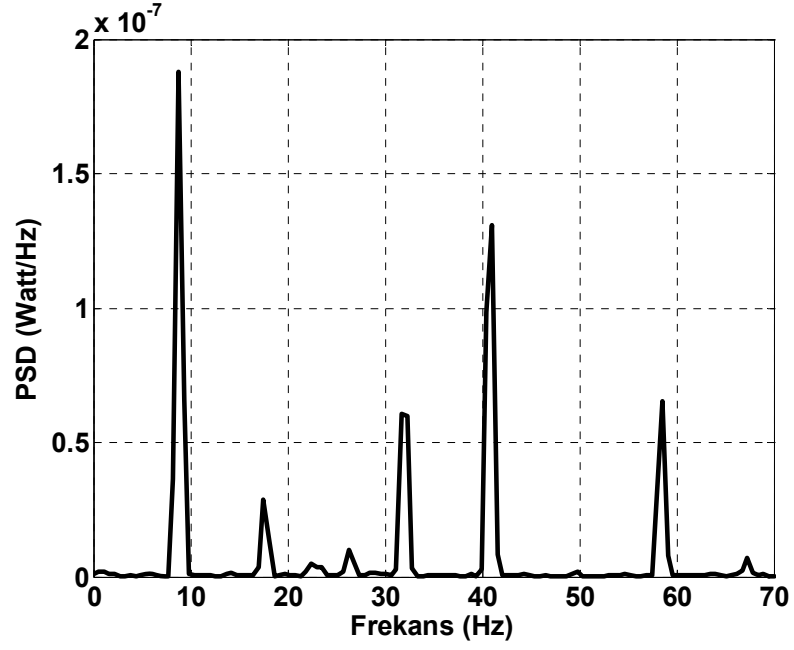
Şekil 6.14.'de ise dişlerin sürekli sıkılması durumundaki 5 saniyelik kayıt zaman ve frekans uzaylarında gösterilmiştir. Kaydedilen sinyallerin neredeyse periyodikleşmesi bu kaydın spontane EEG sinyali olmadığını göstermektedir (Şekil 6.15).

Kaydedilen spontane, dişlerin aralıklı ve sürekli sıkılması durumundaki sinyallerin PSD'lerinin gösterildiği Şekil 6.9.(b), Şekil 6.12.(b), ve Şekil 6.14.(b)'de düşey eksenlerin en büyük değerlerinin sırasıyla $1,4 \times 10^{-8}$, $1,6 \times 10^{-8}$ ve 2×10^{-7} olduğu görülmektedir. Dişlerin aralıklı ve sürekli sıkılması durumunda 30 Hz'den büyük sinyal bileşenlerinin güçlendikleri görülmektedir. Bu durum dişlerin sıkılması durumunda alınan kayıtlarda EMG etkisini göstermektedir.

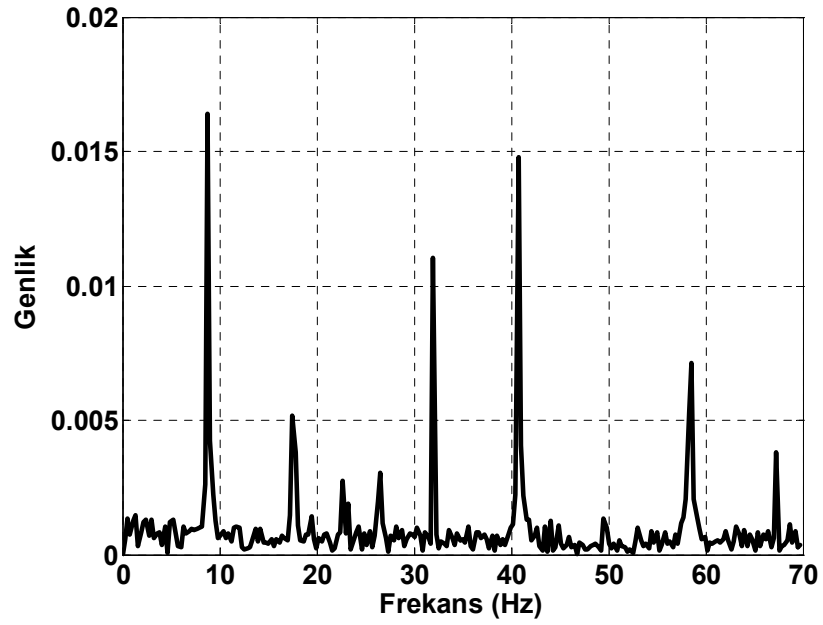


(a)

Şekil 6.14. Dişlerin sürekli sıkılmasıyla alınan EEG kaydı (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstünden): 1. kanaldan alınan 5 s'lik kayıt, b) Sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD), c) Sinyalin frekans spektrumu (FFT).

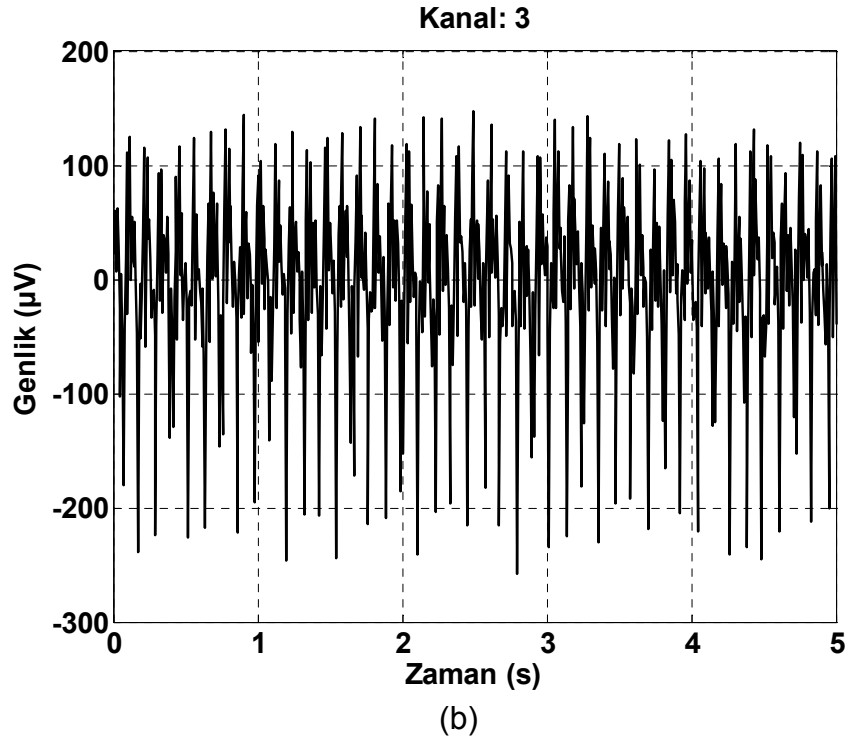
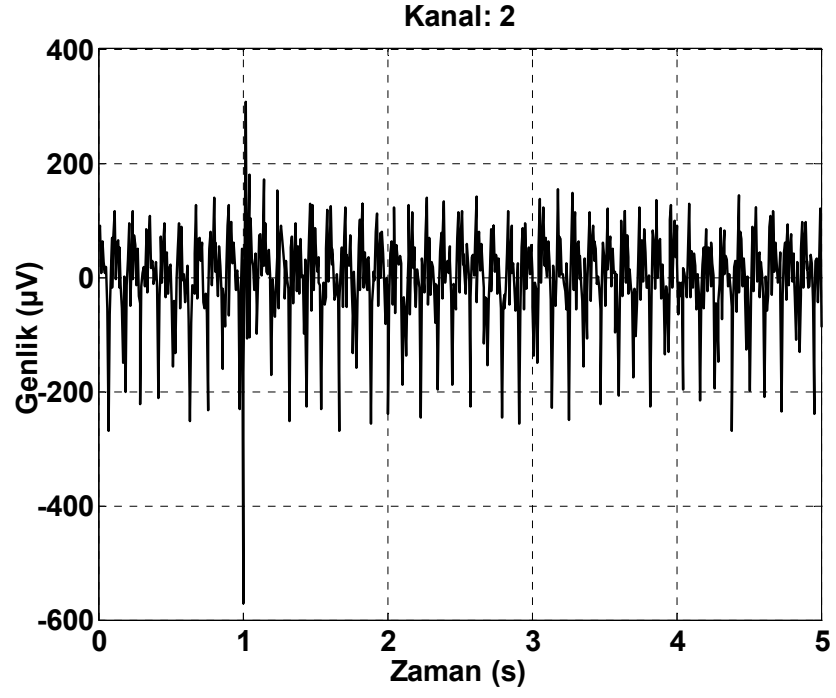


(b)



(c)

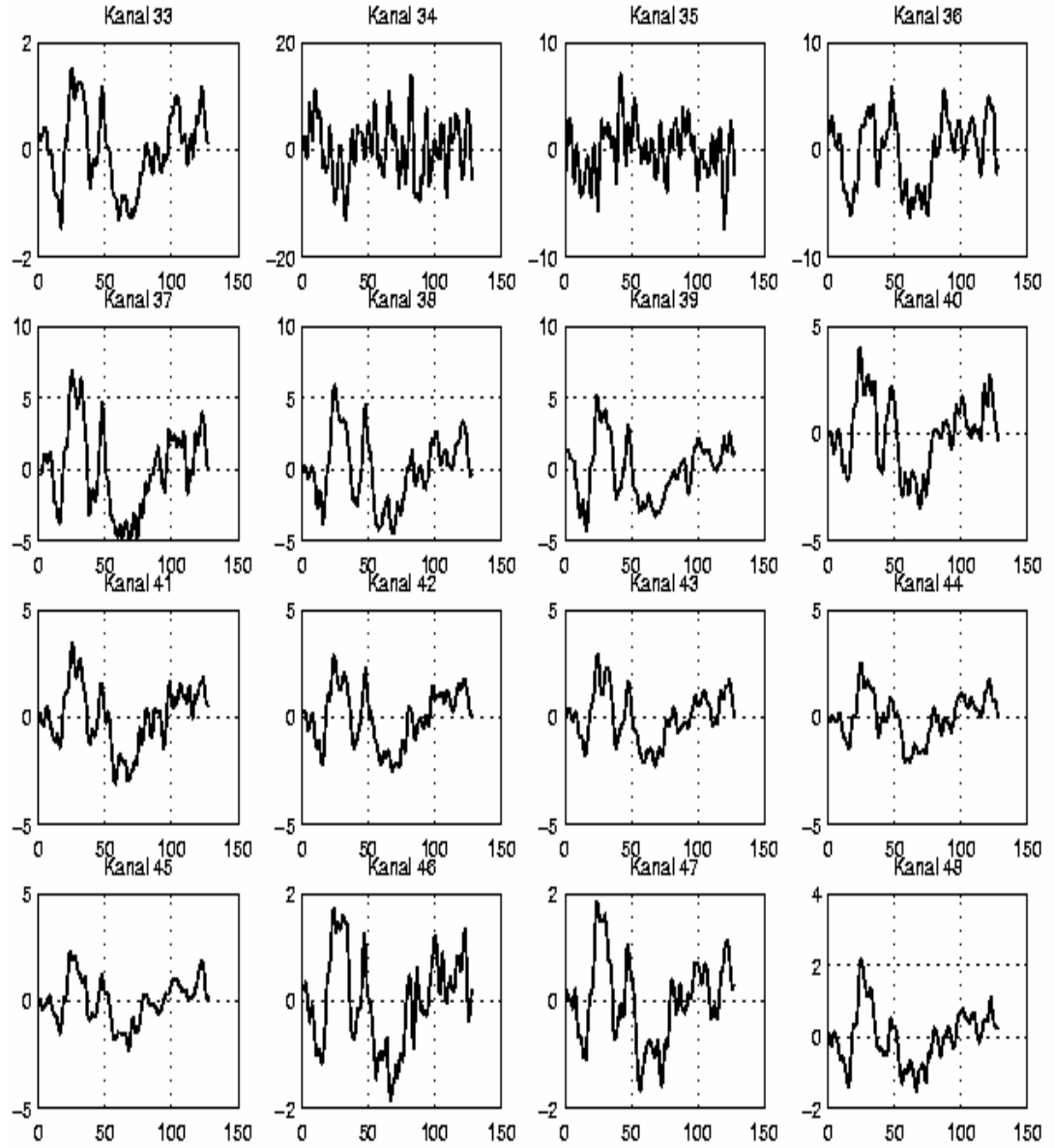
Şekil 6.14. (Devam) Dişlerin sürekli sıkılmasıyla alınan EEG kaydı (27 yaşındaki erkek denegin sol kulak üstünden): a) 1. kanaldan alınan 5 s'lik kayıt, b) Sinyalin güç spektral yoğunluğu (PSD), c) Sinyalin frekans spektrumu (FFT).



Şekil 6.15. Dişlerin sürekli sıkılması durumunda farklı kanallardan alınan 5 saniyelik kayıtlar. Kanallar: a) 2. b) 3. Dişlerin sürekli sıkılmasıyla elektromiyogram (EMG) sinyallerinin etkisiyle EEG deseni bozulmaktadır.

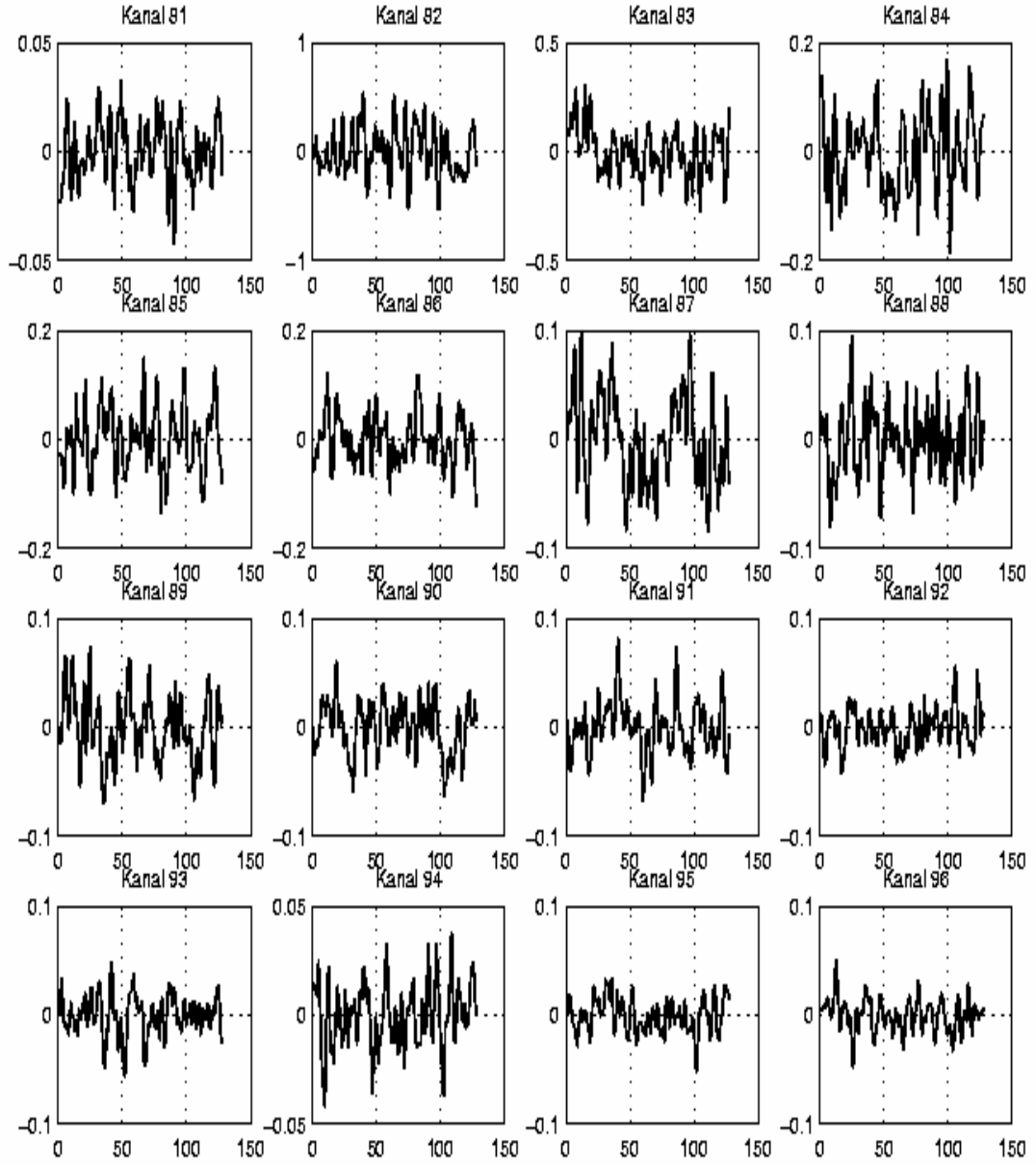
6.4. İşitsel Uyarılmış Potansiyel Kaydı

İşitsel uyarma deneyi için kulaklığa Gerçekleştirilen Sistem Yapısı bölümünde açıklanan (Bkz Şekil 4.4.) ve Performans Testleri bölümünde süresi genliği ve SNR değerleri verilen uyarı devresi çıkışındaki klik sinyali (Bkz. Şekil 5.8) uygulanmıştır. İşitsel uyarılmış potansiyel sinyalleri 36 yaşındaki kadın denekten alınmıştır. Şekil 6.16. iki modüle ait toplam 32 kanala ait 26 klik için ortalaması alınmış işitsel uyarılmış potansiyelleri göstermektedir. Şekil 6.17. bu sinyalleri kafa üzerinde yaklaşık elektrot yerlerine göre göstermektedir. Şekil 6.18.'de ise 256 kanal aynı anda gösterilmiştir. Klik periyotları 14 örnek bekleme (prestimulus) 100 μ s'nin altında bir klik sinyali ve 113 örnek uyarı sonrası bekleme (post stimulus) toplam 921 ms sürmektedir. Şekillerden 14. örnekten sonra çoğu kanalda bir değişim görülmektedir. Uyarılmış potansiyellerle ilgili genel bilgi EK-3'te verilmiştir. Şekil 6.18. ile gösterilen tepe değerleri (N1, P1 ve N2) bu ekte verilen uyarılmış potansiyellere ait büyüklüklerle benzerlik göstermektedir (Bkz. EK-3 Şekil 3.1.). Ortalama sayısının 26'dan daha büyük olması durumunda daha iyi sonuç alınabileceği düşünülmektedir.



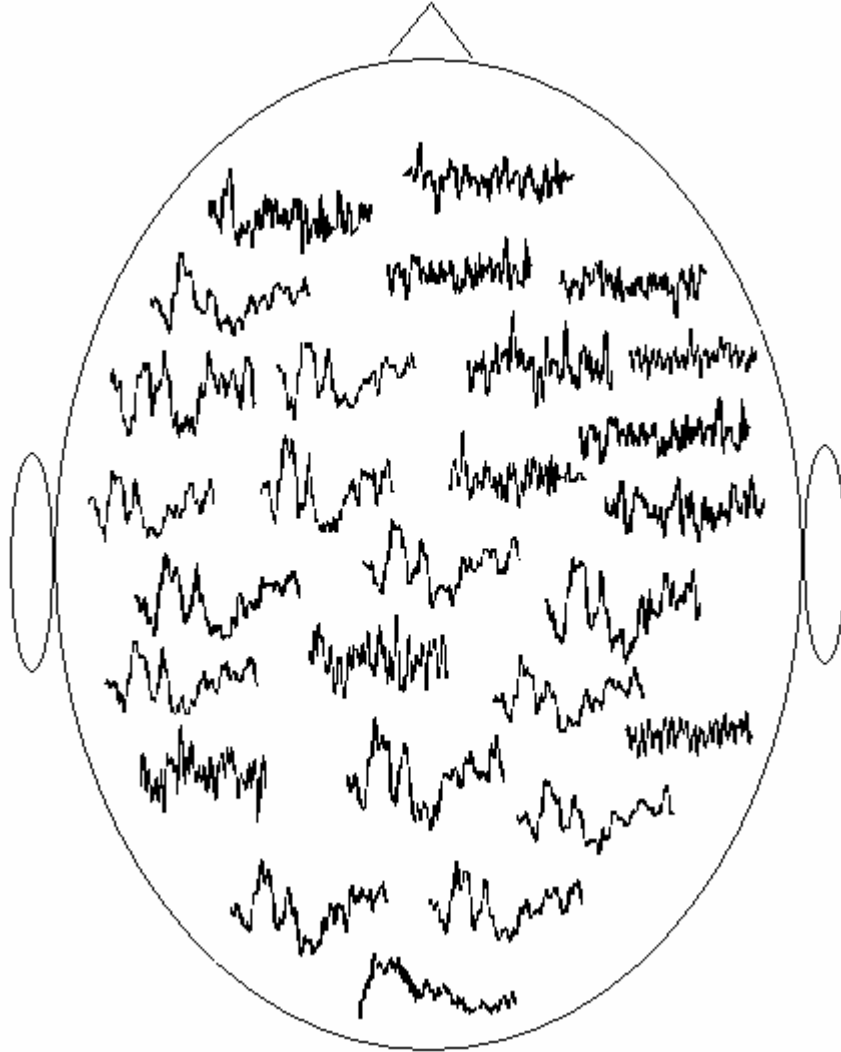
(a)

Şekil 6.16. İşitsel uyarıcı (klik sinyali) için iki modüle ait 26 defa ortalaması alınmış sinyaller: a) 33-48 kanallar, b) 81-96 kanallar. Şekillerde yatay eksen örnek sayısını, düşey eksen ise voltajı (μV) göstermektedir. EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir.

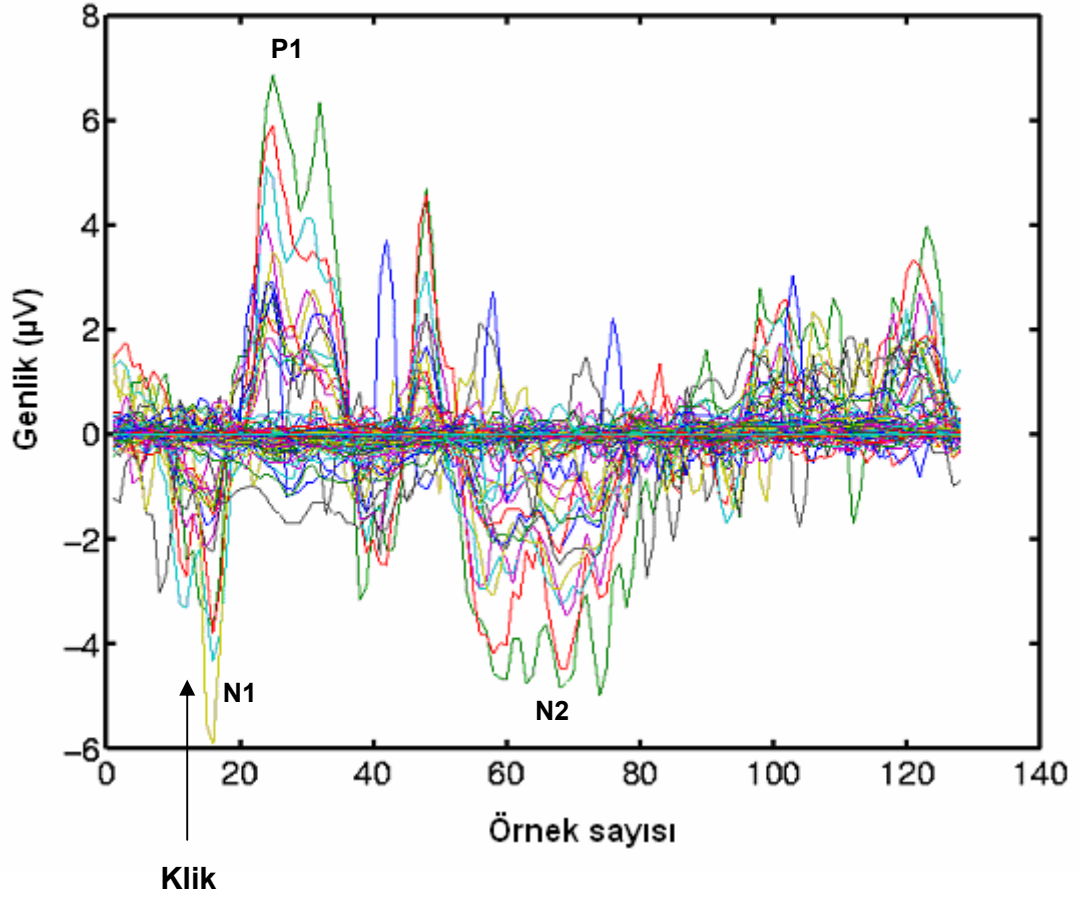


(b)

Şekil 6.16. (Devam) İşitsel uyarıcı (klik sinyali) için iki modüle ait 26 defa ortalaması alınmış sinyaller: a) 33-48 kanallar, b) 81-96 kanallar. Şekillerde yatay eksen örnek sayısını, düşey eksen ise voltajı (μV) göstermektedir. EK-5'te elektrotların kafa üzerindeki yerleri gösterilmiştir.

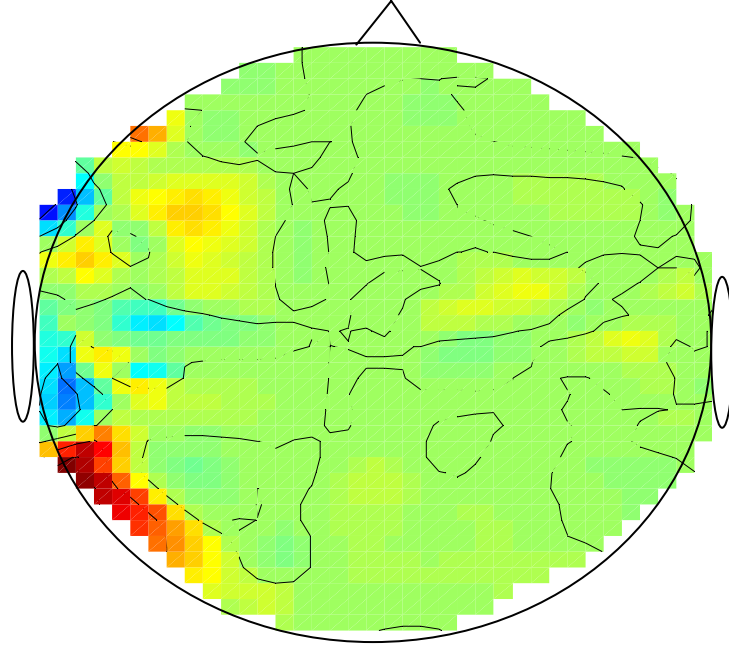


Şekil 6.17. Sol kulaktan verilen 26 klik sinyalinin 27 elektrot yeri için alınan sinyallerin ortalamalarının kafa üzerinde, yaklaşık elektrot yerlerine göre gösterilmesi.

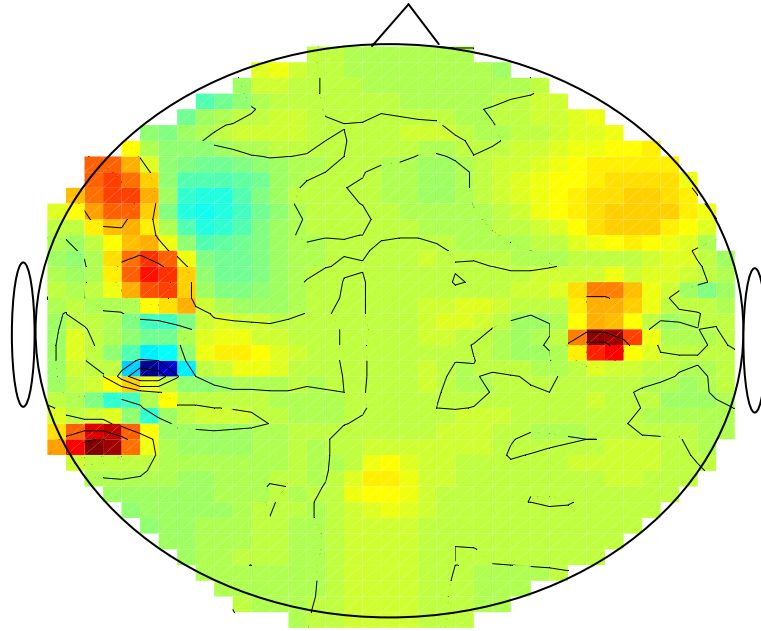


Şekil 6.18. 256 kanaldan uygun olanların alındığı 26 şar ortalamalı sinyaller. Her kanal ayrı bir renkle gösterilmiştir. Klik sinyali 14. örnekten sonra uygulanmıştır. 7,2 ms'de bir örnek elde edilmektedir.

Şekil 6.19.'da sol kulaktan işitsel uyarı sinyali (klik) verildiğinde 256 kanal için çizilen beyin haritası görülmektedir. Uyarı öncesi (Şekil 6.19.(a)) ve uyarı sonrası aşamalarda çizilen haritalarda (Şekil 6.19.(b),(c) ve (ç)) oluşan aktiviteler görülmektedir.

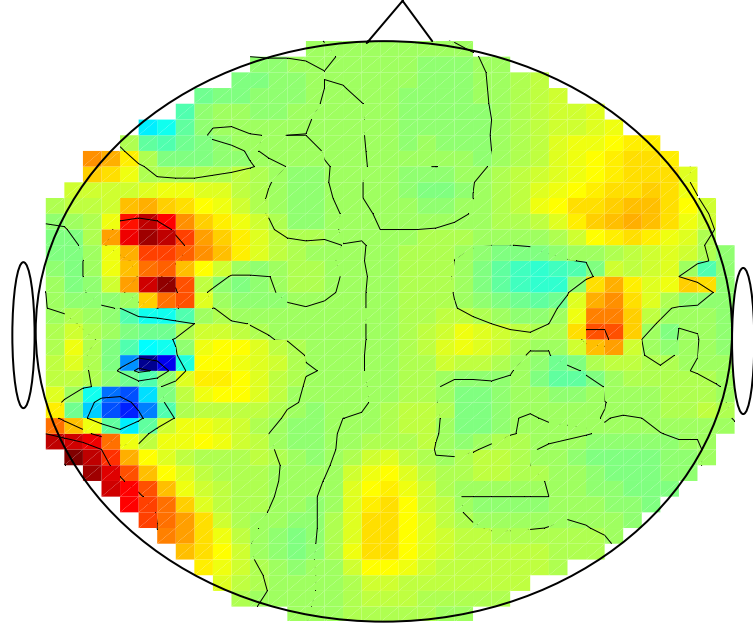


(a)

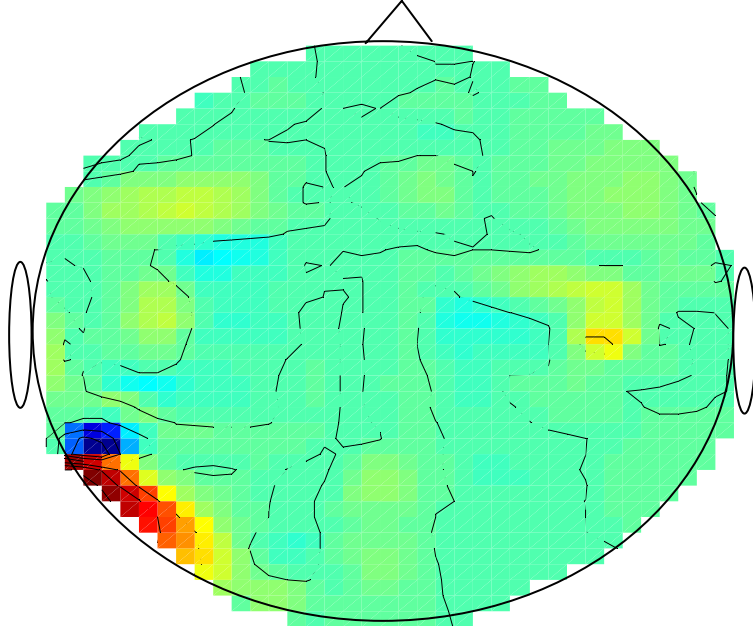


(b)

Şekil 6.19. Sol kulaktan verilen işitsel uyarı (klik) için beyin haritası: a) Uyarı öncesi (3. örnek). b) Uyarı sonrası (16. örnek). c) Uyarı sonrası (20. örnek). ç) Uyarı sonrası (114. örnek).



(c)



(ç)

Şekil 6.19. (Devam) Sol kulaktan verilen işitsel uyarı (klik) için beyin haritası:
 a) Uyarı öncesi (3. örnek). b) Uyarı sonrası (16. örnek). c) Uyarı sonrası (20. örnek). ç) Uyarı sonrası (114. örnek).

7. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu çalışmada, insan beynin elektriksel aktivitesini 256 kanaldan alan kaynak görüntüleme amaçlı bir elektroensefalografik veri toplama sistemi geliştirilmiştir. Tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen bu sistemle:

- 1) İnsan beyninden 256 kanala ait normal ve uyarılmış elektriksel sinyaller kaydedilebilmektedir. Böylece kaynak görüntüleme çalışmaları için gerçek EEG verisi sağlama imkânı doğmuştur.
- 2) USB tabanlı, DC kuplajlı ve 24 bit ADC'nin kullanıldığı 256 kanallı EEG sistemi için uygulanabilir yeni bir tasarım stratejisi ortaya çıkarılmış ve teknolojik bilgi birikimine sahip olunmuştur.
- 3) Sistemin donanım ve yazılım bakımından her noktasına erişilebilir nitelikte olması nedeniyle, ileride yapılacak farklı deneyler için modifikasyon imkânı olan esnek bir ölçme platformu geliştirilmiştir.
- 4) 256 kanala ait EEG verisiyle işitsel uyarı potansiyelleri kaydedilmiştir.

Donanım ve yazılımı ile bir bütün olarak tasarlanan bu sistem (EEGDAS, EEG Data Acquisition System), deneysel ihtiyaçlar ve mevcut sistemlerin en iyi özellikleri birleştirilerek, özgün bir tasarımla gerçekleştirilmiştir. Bu sistemin teknik özellikleri aşağıda sıralanmıştır. Sistem,

- Modüler olarak tasarlanmıştır.
- Mikrodenetleyici tabanlıdır.
- DC kuplajlı yükseltme yapılmıştır.
- Ag/AgCl sinterli elektrotlu EEG başlığı kullanılmaktadır.
- 108 dB dinamik aralıkta (etkin bit sayısı 18), 24 bit sigma delta ($\Sigma\Delta$) teknoloji ADC kullanılmıştır.
- Örnekleme hızı 140 Hz'dir.

- Tek kutuplu EEG ölçmektedir.
- 256 kanallı spontane EEG ve uyarılmış potansiyel kaydı yapabilmektedir.
- 1 T Ω giriş empedanslı giriş yükselteçleri kullanılmıştır. Sistemin 30 Hz'de 10 M Ω civarında giriş empedansı vardır.
- Girişten kayıt dosyasına tüm sistemin 1,76 μ V (rms) gürültü seviyesi vardır.
- 102 dB CMRR ve 154 dB DC CMRR sağlanmıştır.
- Sinyal gürültü oranı 25 dB, kanallar arası sızmayı bastırma 58 dB'dir.
- USB üzerinden bilgisayara 1 Mbyte's hızda veri transferi sağlanmıştır.
- Kullanımı kolay kullanıcı arayüzü ve mikrodenetleyici programları (firmware) zamanlama problemi olmadan, sinyallerin kontrolünü sağlamaktadır.
- Bataryadan 30 saatlik kesintisiz kayıt imkânı vardır.
- Düşük maliyetlidir (100 USD/kanal).
- Sistem, donanım ve yazılımıyla ve batarya dolumu dahil tek başına yeter olarak çalışabilmektedir.

Sistem performansına ait yukarıdaki sonuçlar herhangi bir zırlama ve ekranlama olmadan alınmıştır. Ekranlama yapılarak ve kartların fiziksel özellikleri iyileştirilerek sistemin teknik özelliklerinin iyileştirilebileceği düşünülmektedir.

Çalışmada mevcut veri toplama kartları [Malkin, 1998] kullanılarak EEG veri toplama sistemi yapılması tercih edilmemiştir. Bu kararda şu düşünceler etkili olmuştur: 1) Giriş sinyal duyarlılıkları EEG bandı (1-300 μ V) dışında olmasından dolayı ilave önyükselteç gerektirecektir. 2) Anakart (Mainframe) ve yazılım olarak (NI, Labview gibi) firma ürünlerine bağımlı olunacaktır ve 3) Sistemde ileride yapılabilecek deneyler için kolayca değişiklik yapılamayacaktır. Bu nedenlerden dolayı zor ve zaman alıcı bir yol olan özgün sistem gerçekleştirilmesi yolu benimsenmiştir.

Literatürde yer alan 32 kanallı sistem benzeri tasarımlar için ifade edilen, “tasarlanan kartların art arda bağlanarak istenilen kanal sayısına erişilmesi” (Dunseath ve Kelly 1995), 128 ve üzeri çok kanallı sistemlerde zamanlama açısından mümkün görülmemektedir. Bu kanal sayılarında alınan EEG sinyallerinin, uygun bir şekilde örneklenerek PC’ye aktarılması için yeni bir düzenleme gerekmektedir.

256 kanaldan alınan verinin PCI gibi ilave bir kart kullanılması yerine USB üzerinden aktarılması sağlanmıştır. Bu özellik: 1) kullanılacak PC’lerde elektronik kart ilavesi ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır, 2) ölçme sisteminden PC’ye giden kablo sayısını azaltmaktadır ve 3) sistem taşınabilir olmaktadır.

Gerçekleştirilen EEG veri toplama sistemi EEGDAS, kullanımı kolay kullanıcı arayüzü ile gerek spontane gerekse uyarılmış potansiyel ölçmelerini batarya ile çalışarak aralıksız 30 saat yapabilmektedir. Uyarılmış potansiyel çalışmalarında, işitsel uyarı sistem içerisinden hassas bir şekilde üretilebildiği gibi dışarıdan bağlanacak işitsel uyarıcılar için de tetikleme yapılabilir. Aynı durum görsel, somatik diğer uyarıcılar için de geçerlidir.

Test ve kayıtlar herhangi bir ekranlama ve zırlama olmadan alınmasına rağmen EEG bandında uygulanan test sinyal kayıtları, sistemin ölçme ve kayıt performansının yüksek olduğunu göstermektedir.

Örnekleme hızı, veri kaybı olmadan 140 Hz olarak sağlanmıştır. Kullanılan ADC ile her çevrimde bir örnek kayıpla örnekleme hızının iki katına çıkarılması mümkün olabilmektedir. Ayrıca belirlenen 31 nV adım voltajı da gerek sayısal çözünürlüğün 24’ten 29’a çıkarılabilmesi gerekse ADC’nin referans geriliminin 524 mV yerine daha düşük değerde seçilmesiyle düşürülebilmektedir. Bu özellik sayısal çözünürlüğün kaynak yerelleme üzerinde etkisinin incelenmesini mümkün kılmaktadır.

Sistemden PC'ye veri transferi USB üzerinden yapılmaktadır. Ölçme devresinden bellek tamponuna 144 Kbyte/s, bellek kartından bilgisayara 1 Mbyte/s hızda veri transferi sağlanabilmektedir. USB üzerinden veri transferi tek kabloyla, PC'de herhangi bir PCI veya benzeri ilave karta ihtiyaç duyulmadan işlemek üzere yapılmaktadır. Borland C++'ta hazırlanan arayüz, Windows 2000 altında kullanıcı-PC- ölçme sistemi arasında uyumlu bir iletişim ortamı sağlamaktadır.

Alınan kayıtların istenildiğinde ASCII veya BDF olması sağlanmıştır. Bu şekilde verinin matematiksel analizi, bilinen bir standartta saklanması ve alınan verilerin görüntülenmesi sağlanmaktadır. Özel uygulamalar için sistemde yapılacak düzenlemeyle 16 kanal için saniyede 3125 örnek elde edilebilmektedir. Sistem özellikleri, başlangıçtaki yayın taramasına göre, mevcut araştırma ve ticari amaçlı EEG cihazlarının özellikleri ve yapılan/yapılacak deneylerin gerektirdiği ihtiyaçlara göre belirlenen tasarım hedeflerini ve ölçme esnekliğini sağlamaktadır.

Sistemle, kaynak görüntüleme için kafa modeli üzerinde ileri ve ters problem çözümlerine uygulanmak üzere 256 kanallı gerçek EEG verisi elde edilmektedir. Sistem, donanım ve yazılım olarak her noktasına erişilebilir niteliktedir ve geliştirilme ihtiyacı duyulan yazılım ve donanım üzerinde iyileştirme çalışmaları yapılabilecektir. Ticari olarak henüz bir kaç firmanın ürettiği 256 kanal EEG sisteminin gerçekleştirilmesiyle, gerçek EEG verisiyle deney imkânı elde edilmiş ve bu konudaki tasarım stratejisi ortaya konulmuştur.

Sistemle işitsel deneyler yapılarak ortalama sinyallerin, kafa üzerinde elektrot pozisyonlarına göre görüntülenmesi sağlanmış ve beyin haritaları çizilmiştir. Kayıt ortamının zırhllanmasıyla sinyal kaydında daha iyi sonuçların alınabileceği düşünülmektedir.

Bundan sonraki çalışmalarda işitsel ve görsel farklı uyarıcı etkileri için beynin ürettiği elektriksel aktivitenin ölçülmesi, hafıza ve öğrenmeyle ilgili olarak kaynak yerelleme çalışmalarının yapılması amaçlanmaktadır. Ayrıca bağımsız bileşen analizi (ICA) gibi çeşitli analiz yöntemleri ile beyin sinyallerinin matematiksel analizinin yapılmasının bu konuda gelişme sağlayacak çalışmaların faydalı olacağı düşünülmektedir.

Yeni bir veri toplama sisteminin tasarlanıp gerçekleştirilmesiyle:

- 1) İnsan beyinde 256 farklı noktadan gerçek EEG verisi elde edilmek üzere yeni bir EEG ölçme sistemi gerçekleştirilmiştir.
- 2) Yapılan performans testleri sistemin kaynak yerelleme için kullanılabileceğini göstermektedir.
- 3) Sistem, donanım ve yazılım olarak her noktasına erişilebilir niteliktedir. Bu imkân ölçme sisteminin farklı deneylerin yapılabilmesi için değişiklik yapılmasını mümkün kılmaktadır.
- 4) Henüz ticari olarak bir kaç firmanın ürettiği 256 kanallı EEG veri toplama sisteminin uygulanabilir tasarım stratejisine sahip olunmuştur.
- 5) Bu cihaz kullanılarak, kaynak yerelleme araştırmalarına ciddi bir katkı sağlanabilecektir. Literatürde 256 kanalla henüz yapılmayan kaynak yerelleme çalışması yapmak mümkün duruma gelmiştir.
- 6) Gerçekleştirilen bu sistemle farklı uyarılmış potansiyel deneylerinin yapılmasının yanında, beyin-bilgisayar-arabirimi (BCI), transkraniyel manyetik stimülasyonla (TMS) çok kanallı EEG'nin birleştirilmesi gibi konuların incelenmesi yapılabilecektir.

EEG sinyallerinin daha temiz ve çok kanallı olarak elde edilmesi, beyin araştırmaları için önemli açılımlara neden olabilecektir. Ulaşılan bu birikim üzerine, aktif elektrot, CMRR'da iyileştirmeler, elektrot yapısındaki fiziksel değişikliklerle daha fazla kanal sayısının elde edilmesi, ethernet veya modem üzerinden, gerektiğinde gerçek zamanlı olarak, verilere uzaktan erişim, örnekleme hızının artırılması, çok kanallı veri ile farklı deneyler için beyin haritasının çıkartılması gibi konularda çalışmalar yapılabileceği değerlendirilmektedir. Ayrıca sistem, BCI geliştirilmesi konusunda yapılacak çalışmalar için önemli uygulama alanları bulabilecektir. Bunun yanında, çok kanallı olarak elde edilecek EEG sinyallerinin sınıflandırılması yapılarak çeşitli klinik uygulamalar yapılabilecektir.

Sistemin daha etkinleştirilmesi için, uyarı özelliklerinin daha karmaşık uyarı paradigmalarını destekleyecek şekilde geliştirilmesi, empedans lme ve kanallar arası komşuluk ilişkisiyle kısa devre kontrolünün yapılması ve örnekleme hızının artırılması gibi konularda iyileştirmeler yapılacaktır.

Yapılan bu tez çalışması gibi disiplinler arası çalışmaların, beyin araştırmalarının gerek hastalıkların teşhis ve tedavisinde gerekse öğrenme ve bellek araştırmaları gibi beyin araştırmalarında, başka bir ifade ile hastalıklarla teknoloji ile mücadele konusunda bilim dünyasına önemli kazanımlar sağlayacağı açıktır. Çok kanallı olarak beyin sinyallerinin esnek bir şekilde llmesi amacıyla gerçekleştirilen bu lme platformuyla, insan beynine ait fonksiyonların daha iyi anlaşılması için önemli bir katkı sağlanacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Acar, A. Z., "Electro-magnetic Source Imaging Using Realistic Head Models", PhD Thesis, **The Graduate School of Natural and Applied Sciences of Middle East Technical University**, Ankara, 14-28 (2005).

Akalın, Z., Gençer, N. G., "An advanced boundary element method implementation for the forward problem of electromagnetic source imaging", **Phys. Med. Biol.**, 49 (21): 5011-5028 (2004).

Annovazzi-Lodi, V., Donati, S., "Simultaneous Polarographic and Electrophysiological in Vivo Measurements through Optoelectronic Interconnection", **IEEE Trans. On Biomed. Eng.**, 38 (2): 212-214 (1991).

Aston, R., "Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement", **Prentice Hall**, Ohio, 222-256 (1990).

Aziz, P.M., Sorensen H.V., Spiegel J.V.D., "An Overview of Sigma-Delta Converters", **IEEE signal Processing Magazine**, 13 (1): 61-88 (1996).

Axelson, J., "USB Complete Everything You Need to Develop Custom USB Peripherals, Çeviri Cihan GERÇEK, **Lakeview Research**, Ohio, 40-44 (2002)

Babiloni, F., Cincotti F, Carducci F, Rossini PM, Babiloni C., "Spatial enhancement of EEG data by surface Laplacian estimation: the use of magnetic resonance imaging-based head models", **Clinical Neurophysiology**, 112 (5): 845-52 (2001).

Baillet, S., Mosher, J.C. and Leahy R.M., "Electromagnetic brain mapping", **IEEE Signal Proc. Mag.**, 18 (6): 14-30 (2001).

Barnard, A. C. L., Duck I.M., M. S. Lynn, "The application of electromagnetic theory to electrocardiology. i. derivation of the integral equations", **Biophys. J.**, 7 (5): 463-491 (1967).

Barnea, O., Deutsch S., "Telemetry System for Stimulation and Monitoring of Freely Moving Patients", **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 33 (3): 320-326 (1986).

Biosemi, "Active Two", **Biosemi Product Catalog**, Amsterdam, www.biosemi.com (2006).

Blum, D. E., "Computer-based Electroencephalography: Technical Basics, Basis for New Applications, and Potential Pitfalls", **Elsevier**, Amsterdam, 118-126 (1998).

Brainvision, Brain Products, **Brainvision Product Catalog**, www.brainproducts.com, Gilching, Germany, (2006)

Gençer, N. G., Acar, C. E., "Sensitivity of EEG and MEG measurements to tissue conductivity", **Phys. Med. Biol.** (49): 701-717, (2004).

Cabeza, R., Nyberg, L., "Imaging Cognition II: An Empirical Review of 275 PET and fMRI Studies", **Journal of Cognitive Neuroscience**, 12 (1): 1-47 (2000).

Cohen, D., "Magnetoencephalography: Detection of the Brain's Electrical Activity with a Superconducting Magnetometer", **Science**, 175 (4022): 664-666 (1972).

Cohen, M., "Is there a link between acupuncture meridians, Earth-ionosphere resonances and cerebral activity? ", **2nd International Conference on Bioelectromagnetism**, Melbourne, 173-174 (1998).

Dunseath, R. W. J, Kelly, E. F., Multichannel PC-Based Data-Acquisition System for High-Resolution EEG **IEEE Trans On Biomed Eng**, 42 (12): 1212-1217 (1995).

EGI, Electrical Geodesics, **Geodesic EEG System Product Catalog**, <http://www.egi.com> Eugene, (2006).

Franceries, X., Doyon, B., Chauveau, N., Rigaud, B., Morucci, J-P., Celsis, P., "Forward and Inverse Methods in Event Related Potential Imaging Using a Resistor Mesh Model", **23rd Annual Conf. Of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, İstanbul, 2 1030-1033 (2001).

Gençer, N. G., Tanzer, O. T., Özdemir, M. K., Acar, C. E., Sungur, M., "State of Art in Realistic Head Modeling for Electro-magnetic Source Imaging of the Human Brain", **TÜBİTAK Elektrik**, 6 (3): 167-182 (1998).

Gençer, N. G., Williamson, S.J., "Differential Characterization of EEG and MEG sources with the Bimodal Truncated SVD Pseudoinverse", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 45 (7): 827-838 (1998).

Gencer, N. G., Williamson, S.J., Gueziec, A., Hummel, R., "Optimal Reference Electrode Location for Electric Source Imaging" **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 99 (11): 163-173, (1996).

Gençer, N. G., "Beyin Elektriksel Aktivitesinin Elektrik ve Manyetik Ölçümlerle Görüntülenmesi" EEEAG-192 Proje Raporu, **TÜBİTAK**, 26 (1999).

Gençer, N. G., Acar, C. E., "Use of the reciprocal problems in Electro-magnetic source imaging of the human brain", **25th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference**, Cancun, (3): 2667-2670 (2003).

Geselowitz, D. B., "On bioelectric potentials in an inhomogeneous volume conductor", **Biophys. J.** 1 (7): 1-11 (1967).

Gevins, A. S., Le, J., Martin, N., Brickett, P., Desmond, J., Reutter, B., "High resolution EEG: 124-channel recording, spatial enhancement and MRI integration methods", **Electroenceph. Clin. Neurophysiol.**, (90): 337-358 (1994).

Guillory, K.S., Normann, R.A., "A 100-channel System for Real Time detection and storage of Extracellular Spike Waveforms" **Journal of Neuroscience Methods**, (91): 21-29 (1999).

Gulrajani, R.M., "Bioelectricity and Magnetism", **John Wiley & Sons Inc.**, New York, 469-484 (1998).

Guyton, A. C., "Textbook of Medical Physiology" Seventh Ed., Çeviri Nuran Gökhan, Hayrünisa Çavuşoğlu, **W B Saunders Co.**, 960-963 (1986)

Kemp, B., Varri, A., Rosa, A. C., Nielsen, K. D., Gade J., "A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings", **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, 82 (5): 391-393 (1992).

Kemp, B., Olivan, J., "European data format 'plus' (EDF+), an EDF alike standard format for the exchange of physiological data", **Clinical neurophysiology**, 114 (9):1755-1761 (2003).

Koles, Z. J., "Trends in EEG Source Localization", **Elsevier, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 106 (2): 127-137 (1998).

Leach, W. M.Jr., "Fundamentals of low-noise analog circuit design", **Proceedings of The IEEE**, 82 (10): 1515-1538 (1994).

Lesser, R. P., Webber, W. R. S., Fisher, R. S., "Design Principles for Computerized EEG Monitoring", Elsevier, **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 82 239-247 (1992).

Linear, Technology Corp., **Linear Product Catalog**, <http://www.linear-tech.com>, California, (2006).

Litscher G., "A Multifunctional Helmet for Noninvasive Neuromonitoring", **Journal of Neurosurgical Anesthesiology**, 10 (2): 116-119 (1998).

Litscher G., "New Biomedical Devices and Documentation of Brain Death", ***The Internet Journal of Anesthesiology***, (3): 4 (1999).

Malmivuo, J. and Plonsey, R., "Bioelectromagnetism - principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields", New York, ***Oxford University Press***. 482 (1995).

Malkin R. A., "Constructing a multichannel electrocardiography system from a few standardized high-level components", ***IEEE Engineering in Medicine and Biology***, 17 (1): 34-38 (1998).

Mcfarland, D. J., Lefkowicz, A. T., Wolpaw J. R., "Design and Operation of an EEG-based Brain-computer Interface with Digital Signal Processing Technology", ***Behavior Research Methods Instruments & Computers***, 29 (3): 337-345 (1997).

Mettingvanrijn, A., Kuiper, A. P., Linnenbank, A. C., Grimbergen, C. "A., Patient Isolation in Multichannel Bioelectric Recordings by Digital Transmission Through a Single Optical Fiber", ***IEEE Trans. On Biomed. Eng.***, 40 (3): 302-308 (1993).

Mettingvanrijn, A., Kuiper, A. P., Dankers, T. E., Grimbergen, C. A., "Low-cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings", ***18th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*** Amsterdam (1): 101-102 (1996).

Merlet, I, Gotman, J., "Reliability of dipole models of epileptic spikes", ***Clin Neurophysiol***, 110 (6):1013–1028 (1999).

Michel CM, Grave de Peralta R, Lantz G, Gonzalez Andino S, Spinelli L, Blanke O, Landis T, Seeck M, "Spatiotemporal EEG analysis and distributed source estimation in presurgical epilepsy evaluation (Review)". ***J. Clin. Neurophysiol*** 16 (3):239–266 (1999).

Michel, C.M., Murray, M. M., Lantz, G., Gonzales, S., Spinelli, L., Peralta, G. R., "EEG Source imaging", ***Clinical Neurophysiology***, 115 (10): 2195-2222 (2004).

Micromed, Multi-channel Brain Quick-System, ***Micromed Product Catalog*** Italy, <http://www.micromed-it.com> (2006).

Miltner, W., Braun, C., Johnson, R. E. j., Rutchkin, D. S., "A test of brain electrical source analysis (BESA): a simulation study", ***Electroencephalography and Clinical Neurophy.***, 91 (4): 295-310 (1994).

Mihmanlı, M., "General Purpose PC-based Biopotential Data Acquisition System", MS Thesis, **Boğaziçi University The Institute of Science and Engineering**, 10-22 (2000).

Nihon-Kohden, "192 channel digital EEG electroencephalograph EEG100", **Nihon-Kohden Product Catalog** <http://www.nihonkohden.com>, Tokyo, (2006).

Neuroscan, "ESI-128/256, Electric Source Imaging, 128 and 256 Channel High-resolution EEG/EP Systems", **Neuroscan Product Catalog** <http://www.neuro.com>, El Paso, (2006).

National Instruments, Data acquisition card (DAQ), **NI Product Catalog**, <http://www.ni.com/dataacquisition/>, Austin, (2006).

Sarvas, J., "Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem", **Phys. Med. Biol.**, (32): 11-22 (1987).

Shaw, F., Chen R., Tsao H., Yen C., "A Multichannel System for Recording and Analysis of Cortical Field Potentials in Freely Moving Rats", Elsevier, **Journal of Neuroscience Methods**, 88 (1): 33-43 (1999).

Signalogic, **Signalogic Technologies and Applications**, Dallas, (2006).

Spehlmann, R., "Evoked Potential Primer", **Butterworth Publishers**, Boston, 10-90 (1985).

Spinelli, E.M., Martinez, N.H., Mayolsky, M.A., "A Single Supply Biopotential Amplifier", **Medical Engineering and Physics**, (23): 235-238 (2001).

Srinivasan, R., Nunez, P..L.,,, "Nonlinear neocortical dynamics and standing waves in EEG studies", **Engineering in Medicine and Biology Society Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE**, San Diego, 361-362 (1993).

Oppenheim, A. V., Schafer, R. W. "Discrete-time Signal Processing", **Prentice-Hall Int.**, New Jersey, 294 (1989).

Ott, H. W., "Noise Reduction Techniques in Electronic Systems", Second Edition, **John Wiley & Sons**, New York, 359-361 (1988).

Oostenveld, R., Praamstra, P., "The Five Percent Electrode System for High-Resolution EEG and ERP Measurements", Elsevier, **Clinical Neurophysiology** 112 (4): 713-719 (2001).

Özdemir, M. K., "Forward Problem Solution of EMSI of the Human Brain Using a New FEM Formulation with Realistic Head Model", Msc Thesis, **The Graduate School of Natural and Applied Sciences of Middle East Technical University**, 10-12 (1998).

Özdemir, K., Gencer, N. G., "Beyin Elektriksel Aktivitelerinin Görüntülenmesi için Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İleri Problem Çözümü", **Elektrik-Elektronik Bilgisayar Mühendisliği Konferansı**, Ankara, 158-161 (1997).

Uşaklı, A. B., Genç, N. G., "Elektriksel Kaynak Görüntüleme Amaçlı 256 Kanallı Elektroensefalografi Veri Toplama Sistemi", **10. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı BİYOMUT 2004**, İstanbul, 88-92, (2004)

Polhemus, Fastrak Digitizer, **Polhemus Fastrak User's Manual**, Vermont, 1-6 (2005).

Psylab, "Complete systems for Psychophysiology, EEG Hardware", www.psylab.com/html/default_eeg8.htm, **Product Catalog**, Boston, (2006).

Ulbert, I., Halgren, E., Heit, G., Karmos, G., "Multiple Microelectrode-recording System for Human Intracortical Applications", **Journal of Neuroscience Methods**, 106 (1): 69-79 (2001).

Ungan, P., Yağcıoğlu, S., Özmen, B., Göksoy, C., "Bir Ses İmajının Lateral Kaymalar ile Uyarılan Elektroensefalografik Yanıtların Kortikal Kaynakları", **TÜBİTAK Proje Raporu**, 196 (1999).

Vatta, F., B. P., Inchingolo, P., "EEG Source Localization Sensitivity Due to Brain Lesions Modeling Errors", **23rd Annual Conf. Of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, İstanbul, 913-916 (2001).

Webster, J. G., "Medical Instrumentation, Application and Design, 2nd Edition", **Houghton Mifflin**, Boston, 184-204 (1992).

Winter, B. B. and Webster, J. G., "Reduction of Interference Due to Common Mode Voltage in Biopotential Amplifiers", **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, 30 (1): 58-66 (1983).

Yazgan, E., Korürek, M., "Tıp Elektroniği", **İTÜ Yayınları**, İstanbul, 6.1-6.22 11.36-11.45 (1996).

Yoo, S. K., Kim, S. H., Kim, N. H., Kang Y. T., Kim, K.M., Bae S. H., Vannier, M. W., "Design of a PC-based multimedia telemedicine system for brain function teleconsultation" Elsevier, **International Journal of Medical Informatics**, 61 (2001).

EKLER

EK-1 İleri ve geri problem

1. İLERİ VE GERİ PROBLEM

Burada ileri ve geri problemin insan beynindeki kaynak görüntülemesi amacıyla çözümüne ilişkin olarak genel bir bilgi verilmiştir. Konuyla ilgili matematiksel alt yapının kısaca tanıtılması amaçlanmıştır.

1.1. İleri Problem

İleri problem, beyindeki birincil akımlar ($\mathbf{J}^p$) sonucu kafa yüzeyinde oluşan potansiyel alanın çözülmesi olarak tanımlanabilir (Şekil 1.1.).

V hacimli S yüzeyli bir iletken cisim içerisindeki kaynak nedeniyle oluşan potansiyel alan ϕ , aşağıdaki kısmi türev denklemlerini sağlamaktadır:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \phi = -\nabla \cdot \mathbf{J}^p \quad V \text{ hacmi içerisinde} \quad (1.1)$$

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \quad S \text{ yüzeyi üzerinde} \quad (1.2)$$

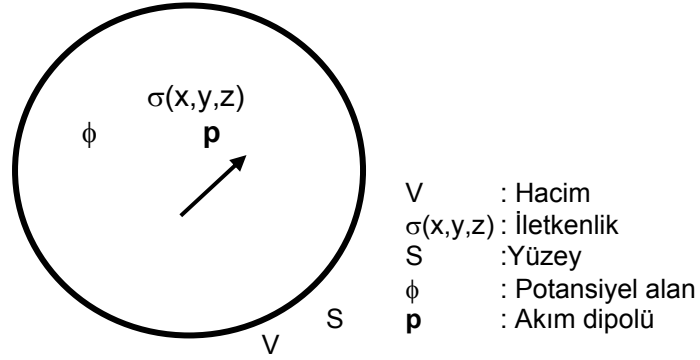
Bu denklemde σ iletkenlik dağılımını göstermektedir.

Hacim içerisindeki akım yoğunluğu:

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}^p - \sigma \nabla \phi \quad (1.3)$$

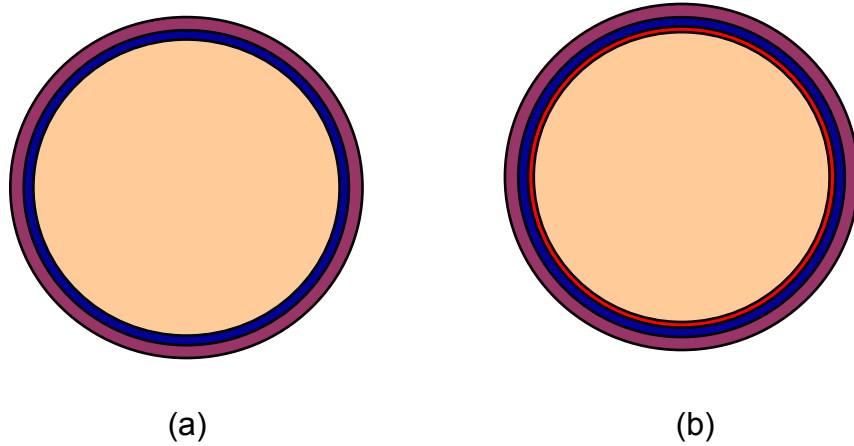
olarak tanımlanmıştır.

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem



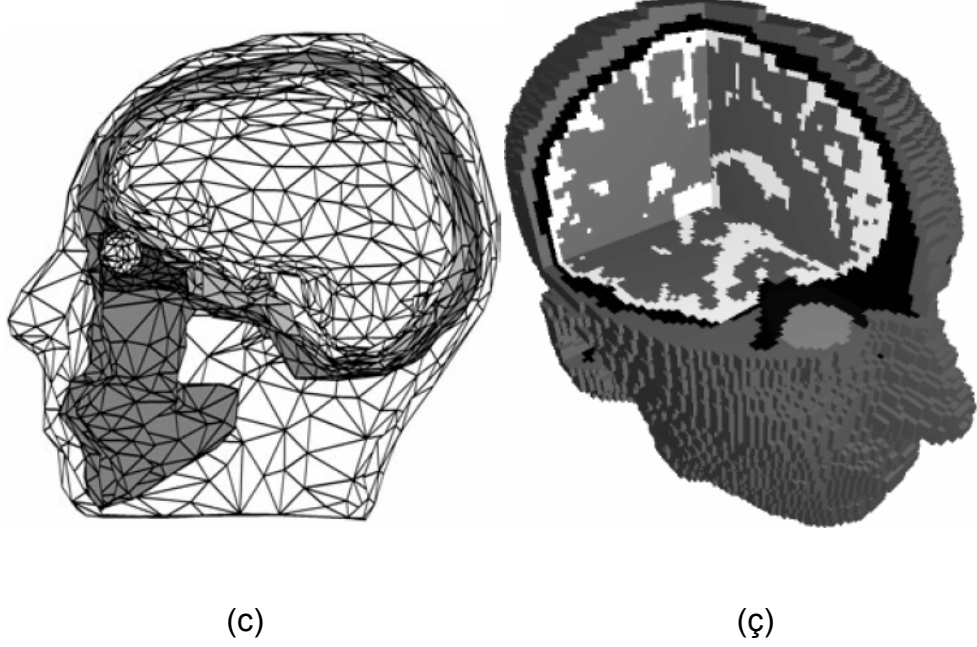
Şekil 1.1. $\mathbf{p}$ akım dipolünün ϕ potansiyel alanını oluşturmada girdi parametreleri.

İleri problem çözümü için küresel ve gerçekçi kafa modelleri kullanılmaktadır. Gerçekçi modeller için Sonlu Eleman Yöntemi (FEM, Finite Element Method) ya da Sınır Eleman Yöntemi (BEM, Boundary Element Method) kullanılabilmektedir. Şekil 1.2. bu amaçla oluşturulan bazı kafa modellerini göstermektedir.



Şekil 1.2. Kaynak lokalizasyonunda çalışılan kafa modelleri: (a) 3 katmanlı küresel model, (b) 4 katmanlı küresel model. (c) Gerçekçi kafa modeli (Sınır elemanı yöntemi (BEM) [Akalin ve Gencer, 2004], (ç) 5 farklı doku içeren gerçekçi model Sonlu Elemanlar Metodu (FEM) [Gencer ve Acar, 2004].

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem



Şekil 1.2. (Devam) Kaynak lokalizasyonunda çalışılan kafa modelleri: (a) 3 katmanlı küresel model, (b) 4 katmanlı küresel model. (c) Gerçekçi kafa modeli (Sınır elemanı yöntemi (BEM) [Akalin ve Gencer, 2004], (ç) 5 farklı doku içeren gerçekçi model Sonlu Elemanlar Metodu (FEM) [Gencer ve Acar, 2004]. Küresel modellerde insan kafasını oluşturan katmanların içi içe girmiş kürelerden oluştuğu ve bu katmanlarda elektriksel özelliklerin aynı ve düzgün küresel geometride olduğu kabul edilir. Gerçekçi modeller ise kafanın elektriksel özellikleri ve geometrisi düzgün olmadığından, manyetik rezonans görüntülerinden bölütleme yapılarak, benzer özellikli dokuların aynı bölüt içerisinde olması sağlanarak elde edilir.

Sınırlı ve iletkenliği homojen olmayan cisim için potansiyel dağılımı aşağıdaki integral denklemi ile ifade edilebilir [Gençer, 1999].

$$\varphi(r) = \frac{1}{4\pi\sigma_v} \mathbf{J}_s^p(r') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} dv' + \frac{1}{4\pi\sigma_k} \sum_k \Delta \sigma_k \varphi(r') \frac{\mathbf{R}}{R^3} d\mathbf{S}_k \quad (1.4)$$

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem

Burada S_k ve $\mathbf{S}_k$, iletkenliği farklı bölgelerden k . bölgenin yüzeyini ve yüzey vektörünü, $\mathbf{r}$ ve $\mathbf{r}'$ ölçüm ve kaynak noktalarının koordinatlarını göstermektedir ($\mathbf{R}=\mathbf{r}-\mathbf{r}'$, $R=|\mathbf{R}|$).

Sınırlı ve homojen bir cisim için integral denklemi aşağıdaki şekilde olacaktır.

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_v \mathbf{J}^p(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} dv' - \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_k \int_{S_k} \sigma \phi \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S} \quad (1.5)$$

Sınırı kaynaktan çok uzakta homojen bir cisim için ise ifade çok daha basittir.

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma} \int_v \mathbf{J}^p(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} dv' \quad (1.6)$$

Kafa modeli olarak geometrisi basit cisimler (küre, iç içe küre gibi küresel modeller) kullanılmakla beraber, daha doğru bir analiz için gerçekçi kafa modelinin kullanılması gerekir. Sınır Eleman Yönteminde, homojen hacimli iletkende akım dipolünden kaynaklanan elektrik potansiyeli şu şekilde ifade edilmektedir [Geselowitz, 1967]:

$$\bar{\sigma}\phi(\mathbf{r}) = g(\mathbf{r}) + \frac{1}{4\pi} \sum_{k=1}^L (\sigma_k^- \sigma_k^+) \int_{S_k} \phi(\mathbf{r}') \cdot \frac{\mathbf{R}}{R^3} \cdot d\mathbf{S}_k(\mathbf{r}') \quad (1.7)$$

Burada $\mathbf{S}_k$ ($k=1 \dots L$) farklı iletkenliğe sahip bölgelerin yüzey vektörünü göstermektedir. S_k 'nın iç ve dış iletkenlikleri σ^- ve σ^+ ile gösterilmektedir. $\mathbf{R}=\mathbf{r}-\mathbf{r}'$, alan noktası $\mathbf{r}$ ile kaynak noktası $\mathbf{r}'$ arasındaki vektördür. $\bar{\sigma}$ alan noktasındaki iletkenliğin ortalamasıdır. Birincil kaynakların katkısı g ise:

$$g(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_0} \frac{\mathbf{p} \cdot \mathbf{R}}{R^3} \quad (1.8)$$

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem

Burada σ_0 birim iletkenliktir. Eş.1.7. yüzeyin sayısallaştırılmasıyla elde edilen elemanların yüzey boyunca integrallerinin alınmasıyla çözülebilir [Geselowitz, 1967, Barr ve ark., 1967].

Ayrıklaştırmadan sonra düğüm potansiyelleri için aşağıdaki ifadeler yazılabilir:

$$\begin{aligned}\phi &= g + C_0\phi \\ \phi &= (\mathbf{I}-\mathbf{C})^{-1} g\end{aligned}\tag{1.9}$$

Burada,

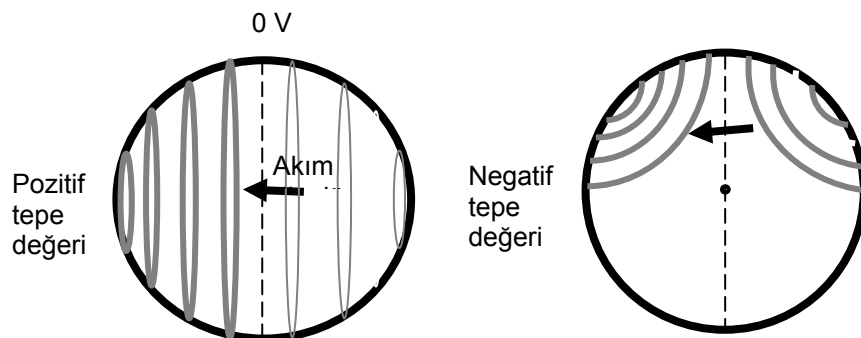
ϕ : yüzeylerdeki bilinmeyen düğüm potansiyeli,

$\mathbf{C}$: iletkenlik ve geometri bilgilerinin içeren katsayı matrisi,

g : sınırın sonsuzda olduğu durum için potansiyel alan çözümleri,

$\mathbf{I}$: NxN birim matristir.

Şekil 1.3.'de merkezdeki ve eksen üzerindeki akım dipolünün küresel kafa üzerinde oluşturduğu potansiyel dağılımı verilmiştir.



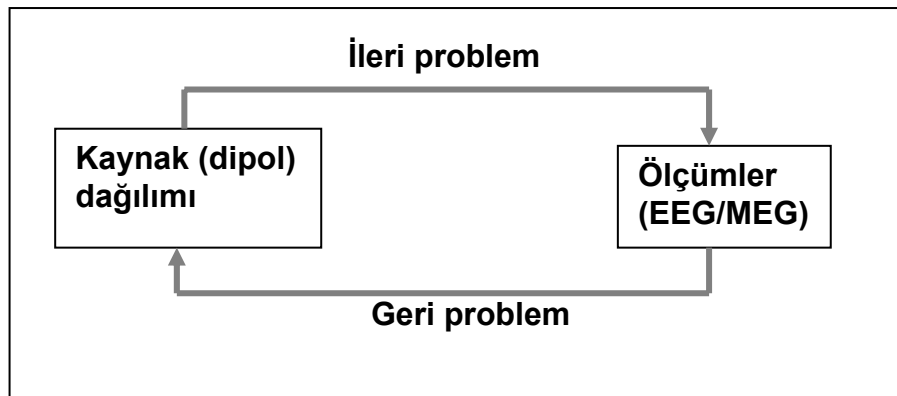
Şekil 1.3. Akım dipolünün küresel kafa modelinde yarattığı potansiyel dağılımı: a) merkezdeki bir dipol, b) eksen üzerindeki dipol.

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem

1.3. Geri Problem

Geri problem çözümünde temel yaklaşım, bölütlenmiş gerçekçi kafa modeli içerisinde var olduğu düşünülen akım dipolüne göre ileri çözüm yapılarak kafa yüzeyindeki potansiyel dağılımının, ölçülen potansiyel dağılımıyla karşılaştırılması esasına dayanır. Hesaplanan dağılım ölçülen dağılımla aynı oluncaya kadar çözüm iteratif olarak devam ettirilerek dipolün yeri ve şiddeti belirlenir. İleri ve geri problem arasındaki ilişki Şekil 1.4'te gösterilmiştir.

Geri problem algoritmalarında, geri problem ancak, kaynak ile ilgili önsel varsayımlar sayesinde çözülebilmektedir. Geri problem çözümlerinin sadece verileri yaratan matematiksel sonuçlar olup olmadığı yoksa ölçümleri yaratan nörofizyolojik bilgiyi mi içerdiği düşünülebilir. Ön varsayımlar çözümün karakteristiğini belirler. Sinyallerin kaynağı ile ilgili yeni bilgiler elde edildikçe bu ön varsayımlar değişecektir. Yapılan çalışmalarla bu varsayımları kullanan yeni metotlar türetilmektedir.



Şekil 1.4. İleri ve geri problem ilişkisi.

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem

Başarılı bir kaynak yerelleme için şu konular göz önünde bulundurulmalıdır:

- 1) Güvenilir bir önsel bilgi,
- 2) Sensörlerin sayısı ve yerleri,
- 3) ESI için referans elektrot seçimi,
- 4) Sayısal kafa modeli,
- 5) Uygun an ve periyotta EEG ve MEG verisi,
- 6) MRI ve EEG/MEG verisi ve
- 7) Geri problem algoritması.

Geri problem çalışmaları parametrik yöntemler ve görüntüleme yöntemleri olarak iki ana grupta incelenebilmektedir. Parametrik yöntemler akım dipollerinin yeri, yönü ve büyüklüğü ile ilgili inceleme yaparken [Michel ve ark., 2004], görüntüleme yöntemleri kafa içerisinde on binlerce dipol olduğunu kabul ederek çözüme yaklaşır. Görüntüleme yöntemleri dağıtık kaynak modelleri olarak da isimlendirilmektedirler ve bu yöntemler önsel bilgiye ihtiyaç duymazlar [Michel ve ark., 2004; Acar, 2005].

Özetle, aktivite kaynaklarının beyin üzerinde gösterildiği elektriksel kaynak görüntülemede performansı etkileyen önemli faktörlerden birincisi görüntülemede gerçekçi kafa modellerinin kullanılmasıdır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler de bu modellerin oluşturulması ve kullanımını kolaylaştırmaktadır. Görüntüleme performansını etkileyen ikinci önemli faktör ise kafa yüzeyinden alınan ölçümlerin sayısıdır. Elektrot sayısının incelendiği bir çalışmada [Michel ve ark., 2004] kaynak yerellemedeki doğruluk, elektrot sayısının 31'den 63'e çıkmasıyla artmış ancak 63'ten 123'e doğru gidildikçe azalmıştır. Bu çalışmada tek dipolün var olduğu kabul edilmiş olmasının bu sonuçta etkili olduğu düşünülebilir [Acar, 2005].

EK-1 (Devam) İleri ve geri problem

Beyinde aynı anda birden çok dipolün ortaya çıkması durumu ve gerçekçi kafa modelinin kullanılmasının, kanal sayısının artmasının kaynak yerellemedeki doğruluğu artıracağı düşünülmektedir. Doğruluğun artırılması için yüzeye yerleştirilen elektrot sayısının artırılması amacıyla, ölçme sisteminin 100'den fazla elektrottan gelen sinyali ölçebilecek ve kaydedebilecek nitelikte olması gerekmektedir. Tez çalışmasında, analitik olarak çözünürlüğün artırılmasına yönelik çalışma [Edlinger ve ark., 1998] yapılmasından çok, kafadan alınan gerçek EEG sinyal kanal sayısının artırılması amaçlanmıştır [Uşaklı ve Genç, 2004].

EEG kaynak yerellemede doğruluğun artırılmasına yönelik diğer bir faktör referans elektrot seçimidir. Ölçme sisteminin duyarlılığı, referans elektroda yakın kaynaklar için iyileşmektedir [Gencer ve ark., 1996]. Bu çalışmaya göre, referans elektrottan uzak noktalardaki kortikal bölgede ölçmelerdeki gürültü seviyesi yüksek olacaktır. Gerçekleştirilmekte olan sistemde referans elektrodun yeri yapılacak basit bir düzenlemeyle seçilebilecektir. Bu şekilde referans elektrotun yerinin kaynak görüntülemeye etkisi incelenebilecektir. Kaynak görüntüleme konusu geniş bir çalışma alanıdır. Bölütleme, ileri ve geri problem çözümleri gibi konularda çalışmalar yapılmaktadır. Kaynak görüntülemeyle ilgili olarak şu çalışmalar önerilebilir [Sarvas, 1987; Baillet ve ark., 2001; Michel ve ark., 2004].

EK-2 Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

2. ELEKTRONİK GÜRÜLTÜ

Elektronik gürültü, devre içerisindeki elektronik devre elemanlarınca üretilebildiği gibi dışarıdan çevresel faktörlerden de kaynaklanmaktadır. Biyopotansiyel ölçmeleri düşük genlikte sinyal ölçmeye dayalı ölçmelerdir, dolayısıyla elektronik gürültünün azaltılması için önlemler alınmalıdır. Bu kısımda elektronik gürültünün incelenmesinde, bazı kaynaklar [Leach, 1994; Yazgan ve Kuruörek, 2000; Ott, 1988] esas alınarak genel bilgi verilmesi amaçlanmıştır. Aşağıda elektronik gürültü kaynakları ve elektronik gürültünün azaltılması konuları incelenmiştir.

2.1. Elektronik Devrelerdeki Gürültü Kaynakları

2.1.1. Termal gürültü (Johnson gürültüsü)

Termal enerjinin, elektronların rezistif bir materyalde, rastgele dolaşmasına neden olmasıyla ortaya çıkar. Bir dirençte üretilen açık devre termal gürültü geriliminin etkin değeri:

$$V_t = \sqrt{4kTBR} \quad \text{veya} \quad V_t = \sqrt{4kT \int_{f_1}^{f_2} \text{Re}(Z) df} \quad (2.1)$$

şeklinde ifade edilebilir (Leach, 1994).

Burada,

K : Boltzman sabiti ($1,38 \times 10^{-23}$ joule / °K),

T : Mutlak sıcaklık (°K),

B : Gürültü bant genişliği (Δf , Hz),

R : Direnç (Ω),

f_1 : Alt frekans,

f_2 : Üst frekans,

$\text{Re}(Z)$: Empedansın gerçel kısmıdır.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

$\frac{V_t}{\sqrt{\Delta f}} = \sqrt{4kT\text{Re}(Z)}$ $\left(\frac{\text{Volt}}{\sqrt{\text{Hz}}} \right)$ ifadesi empedansın ürettiği gürültü voltajıdır (spot noise voltage).

Bu gürültü, örneğin 30-130 Hz arasındaki güç ile 1030-1130 Hz arasındaki güç aynı olduğundan düzgün güç dağılımından dolayı beyaz gürültü olarak ta bilinir. Her elektronik devre, direnç, kapasitör ve bobin içerebilmektedir. Ancak termal gürültü sadece dirençlerde üretilir. Başka bir ifadeyle termal gürültü direnç içeren tüm elektronik devrelerde vardır. Karbon esaslı dirençler, metal film dirençlerle aynı seviyede gürültü üretmektedirler. Bu gürültüyü azaltmak için devrenin düşük sıcaklıklarda çalıştırılması gerekmektedir. Genellikle termal gürültünün genlik dağılımının Gaussian veya normal olasılık yoğunluk fonksiyonu olarak modellenmesi yapılır. Direncin ürettiği toplam gürültü paralel kapasitörle sınırlandırılabilir.

$$Z = R // (1/j2\pi fC) = \frac{R}{1 + (2\pi fRC)^2}$$

$$\text{Re}(Z) = \frac{R}{1 + (2\pi fRC)^2}$$

$$V_t = \left[4kT \int_0^\infty \frac{Rdf}{1 + (2\pi fRC)^2} \right]^{1/2}$$

$$V_t = \sqrt{\frac{kT}{C}} \quad (2.2)$$

ifadesinden bir dirençte üretilen toplam gürültünün sıcaklık ve direnç uçlarından görülen toplam paralel kapasitörün bir fonksiyonu olduğu ortaya çıkar [Leach, 1994].

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

2.1.2. Vuruş (Shot) gürültüsü

Oyuk (hole) ve elektronların yarı iletken içerisinde rastgele difüzyonundan kaynaklanır.

Gürültü akımının etkin değeri:

$$I_{sh} = \sqrt{2qI_{dc}B} \quad (2.3)$$

Burada:

q : Elektron yükü ($1,6 \times 10^{-19}$ C)

I_{dc} : Ortalama DC akım (A)

B : Frekans bant genişliğidir [Leach, 1994].

Belirli bant genişliği için, gürültü akımı frekanstan bağımsızdır. Dolayısıyla düz güç dağılımına sahiptir (Beyaz gürültü). Genlik dağılımı Gaussian yani normal dağılım olarak kabul edilir.

2.1.3. Kontak (Flicker) gürültüsü

Kontak uçları arasındaki iletkenlik dalgalanmalarından kaynaklanmaktadır. Bant genişliğinin kare kökü başına gürültü akımı:

$$I_f = \sqrt{\frac{KI_{dc}^m \Delta f}{f^n}} \quad \text{Analizin basitleştirilmesi için } n=m=1 \text{ alındığında, } \frac{I_f}{\sqrt{B}} \approx \frac{KI_{dc}}{\sqrt{f}}$$

elde edilir [Leach, 1994].

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

Burada;

n : Kontak gürültü katsayısı ($n \approx 1$),

m : Kontak gürültüsü üssü,

I_{dc} : Akımın ortalama değeri (A),

f : Frekans (Hz),

K : Materyalin yapısına ve geometrisine bağlı sabit ve

B : Merkez frekanslı bant genişliği (Δf)'dir.

Karbon esaslı dirençlerde termal gürültüye ilave olarak kontak gürültüsü de oluşur. İki iletkenin birleştiği her yapıda kontak gürültüsü meydana gelir. Metal film dirençler en az, karbon esaslı dirençler en fazla, karbon film dirençler ise ikisinin arasında kontak gürültüsü üretirler. Düşük sıcaklıklardaki JFET modellemelerinde kontak gürültüsü sabit değildir. BJT'deki baz akımı, kontak gürültüsü modellemesinde 1 ila 3 arasında alınabilmektedir. Gürültü BJT'de baz-emetör eklemesinde artabilir. Bunun nedeni beslemenin açılıp kapanması veya yüksek giriş akımları olabilmektedir. Baz-emetör eklemine paralel bir diyot bu durumun önlenmesi için kullanılabilir. Pembe ışık gibi kontak gürültüsü güç yoğunluğu da alçak frekanslarda arttığı için, pembe gürültü olarak ta adlandırılır.

2.1.4. Popcorn (Burst) gürültüsü

Popcorn gürültüsü, yarı iletkenlerde p-n eklemlerindeki metalik safsızlık nedeniyle oluşur ve bu gürültünün güç yoğunluğu $1/f^n$ 'dir. Burada n , 2 alınabilir. Yarı iletken elemanların üretiminin iyileştirilmesiyle bu gürültü azaltılabilmektedir. Osiloskopa incelendiğinde sabit genlikli değişen sürede gelen rastgele darbeler halinde görülür. Genlik tipik olarak artortam termal gürültüsünden 2 ila 100 kez daha büyüktür.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

Görüldüğü gibi elektronik gürültüyü ortaya çıkaran nedenler farklıdır. Oluşan toplam gürültü sinyalinin (V_{Toplam}) hesaplanması aşağıda gösterildiği gibidir.

$$V_{\text{toplam}} = \sqrt{V_1^2 + V_2^2 \dots} \quad (2.4)$$

2.2. Elektronik Gürültüyü Azaltma Metotları

Elektronik devre tasarımında Elektronik gürültünün azaltılmasına dikkat edilmesi işlenen sinyalin daha temiz olmasını sağlayacaktır. Aşağıda elektronik gürültünün yükselteçte ve kaynakta azaltılması konuları incelenmiştir.

2.2.1. Elektronik gürültünün yükselteçte azaltılması

Yükselteç devreleri, elektronik sistemlerin çoğunda kullanılmaktadır. Çalışma frekans ve gerilim bantları farklı olsa da her yükselteç devresinde, giriş sinyalinin elektronik gürültüyle kirlenmeden yükseltilmesi, özellikle biyopotansiyel yükselteçler için önemlidir. Aşağıda gürültünün yükselteçte azaltılmasına yönelik olarak öneriler verilmiştir.

- Kullanılan yükselteçlere ait CMRR değeri mümkün olduğunca yüksek olmalıdır. Biyolojik sinyallerin yükseltilmesi uygulamalarında bu değer en az 80 dB olması doğru sinyal ölçmesi ve kaydı açısından önemlidir. (Yazgan ve Koruürek iyi bir fark yükseltecinde 100 dB'in üzerinde olması gerektiğini ifade etmektedir [Yazgan ve Koruürek, 1996]).

- Yükseltmede, gürültü bandını sınırlandırmak için filtreleme yapılmalıdır.
- Gerektiğinde giriş transformatörü kullanılmalıdır.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

- Giriş empedansları dengeli olmalıdır. Bu durum giriş seri dirençlerinin eşit olmasıyla sağlanmaktadır.
- Yükselteç giriş empedansı yüksek olmalıdır. Yüksek giriş empedansı, giriş seri dirençleri ve elektrot temas dirençleri arasındaki dengesizliğin önemini azaltacaktır.
- Ekranlama yapılmalıdır. Yükselteçle kaynak arasındaki kabloların uzun olması toprağa doğru kaçak kapasite etkisini artırır. Kabloların ekransız olması kabloların dış etkilere maruz kalmasına neden olur. Elektrik alanına karşı ekranlar topraklanmalıdır. Ekran sürücülü devre ve bazı durumlarda iki ekran kullanmak iyi sonuç verebilmektedir. Burada iç ekran (koruma ekranı) ekran sürücü devreye bağlanır ve kaynak tarafındaki ucu kaynağa bağlanmalıdır. Dıştaki ekran (ana ekran) ise topraklanmalıdır.
- Manyetik alan etkisi mümkün olduğunca azaltılmalıdır. Giriş kabloları burularak manyetik alanın göreceği alan daraltılabilmektedir. Baskılı kartlar hazırlanırken manyetik alan kuplajı sağlayacak toprak çevrimlerinden kaçınılmalıdır. Devre girişlerinde manyetik alan ekranlaması yapılacaksa ekranlama için manyetik geçirgenliği yüksek malzemeler (transformatör sacı gibi) kullanılmalıdır.
- Elektrik alan etkisi mümkün olduğunca azaltılmalıdır. Bunu sağlamak için bağlantı kabloları ekranlanmalıdır. Devre elemanlarının ekranlanması için ise ucuz olması nedeniyle bakır levhalar tercih edilmektedir.
- Toprak çevrimleri oluşturulmamalıdır. Klinik uygulamalarda hastaya birden çok cihaz bağlanmışsa ya bu cihazların güç kabloları üzerinden

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

şebeke hattıyla birlikte gelen toprak noktasına veya ayrı bir kablo üzerinden topraklama yapılmalıdır.

- Baskılı devre tasarlanırken gürültü azaltma yöntemleri dikkate alınmalıdır. Baskılı devre üzerinde tek nokta toprak yapılmalıdır. Analog ve sayısal devre toprakları birbirinden ayrılmalıdır. Elemanların beslemeye giden uçları en yakın noktadan kapasite ile köprülenmelidir. Toprak hatları mümkün olduğunca kalın seçilmelidir. Ancak fazla geniş toprak hatları gürültü kuplajına neden olacağından geniş yüzeyli toprak hatları birbirini çapraz kesen ince bakırlı yollar şeklinde yapılmalıdır. Üzerinden sinyal akımı akan geniş toprak çevrimlerinin oluşumuna engel olunmalıdır. Endüktif gürültü kuplajını önlemek için, devre üzerinde elemanlara ait işaret ve işaret dönüş hatlarının da bir çevrim oluşturmaması gerekir. Bunun için çok katlı baskılı devre kullanılarak katlardan birisi işaret dönüşüne ayrılmalıdır. Dönüş hattının, mümkün olduğunca dönüş katmanında, işaret hattına yakın olması sağlanmalıdır. İşaret taşıyan hatlar kapasite oluşumunu önlemek için birbirlerine paralel götürülmemesi gerekir. Bu yapılamıyorsa bu hatların arasına ekranlama görevi görecektir ve dönüş akımı taşımayan bir toprak hattı bulundurulmalıdır. Ayrıca yükselteç girişlerinde koruma halkaları yapılmalıdır (guarding). Bunun için gürültüye hassas bölge bakırlı yolla çevrilir ve bu halka uygun bir yerden topraklanmalıdır.

2.2.2. Elektronik gürültünün kaynaktan azaltılması

Gürültü oluşumuna engel olmak için, gürültünün kaynağında azaltılmasına yönelik yapılabilecekler şunlardır:

- Gürültü kaynakları zırh içine alınmalıdır.
- Gürültülü ortamdan çıkan kablolar filtrelenmelidir.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

- Darbelerin yükselme zamanı sınırlandırılmalıdır.
- Röle bobinlerinin sönmelenmesi yapılmalıdır.
- Gürültü oluşturabilecek kablolar birbirleriyle burulmalıdır.
- Işıma girişimini bastırmak için kullanılan yalıtılmış zırhların her iki ucu topraklanmalıdır.

2.2.3. Elektronik devreye gürültü girişiminin azaltılması

Devrelerde gürültü girişimini azaltmak için yapılabilecekler aşağıda sıralanmıştır.

- Manyetik alan etkisini azaltmak için sinyal taşıyan kablolar burulmalıdır.
- Alçak seviyeli kablolar özellikle devre empedansı yüksekse, şaseye (metal taban) yakın yerleştirilmelidir.
- Sinyal kabloları ekranlanmalıdır. Yüksek frekanslarda koaksiyel kablo kullanılmalıdır.
- Alçak frekansı korumak için blendajlı kablo kullanılmalı ve en az bir ucundan topraklanmalıdır. Yüksek frekanslarda her iki ucundan blendajı topraklanmış koaksiyel kablo kullanılmalıdır.
- Sinyal hattı ile blendaj yalıtılmalıdır.
- Alçak seviyeli sinyal kabloları ve gürültü oluşturabilecek kablolar aynı konnektörde bulunduğunda, bunlar ayrılır ve aralarına toprak kablosu yerleştirilir.
- Blendaj konnektördeki ayrı bir uca taşınır.
- Alçak ve yüksek sinyal seviyeli sinyal bulunduran cihazlar arasına ortak toprak kablosu bulundurmaktan kaçınılmalıdır.
- Dışarıdan bağlanan cihaza ait toprakla devre toprakları ayrı tutulmalıdır.
- Toprak hattı mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

- Metalik yüzeylerin korunması için iletken olmayan kaplama içine iletken kaplama kullanılmalıdır.
- Gürültü kaynağı olabilecek kablolar ile gürültü oluşturmayacak kablolar ayrılmalıdır.
- Alçak frekans ve düşük genlik seviyeli devreler, sadece bir noktadan topraklanmalıdır. Yüksek frekans ve sayısal devreler farklı noktalardan topraklanabilir.
- Şüpheli ya da kazayla meydana gelebilecek topraklama riski giderilmelidir.
- Çok hassas uygulamalar için kaynak ve yük toprakla dengeli olmalıdır.
- Duyarlı devreler zırhlı bir muhafaza içinde bulundurulmalıdır.
- Duyarlı devre içeren muhafazaya giren her kablo filtrelenmeli veya dekode edilmelidir.
- Duyarlı kablolar mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır.
- Kablo blendajları üzerinden geçen kablolar mümkün olduğunca kısa olmalıdır.
- Düşük empedanslı besleme kabloları kullanılmalıdır.
- Alçak frekans ve düşük genlik seviyeli devrelerde toprak çevrimlerinden kaçınılmalıdır.
- Toprak çevrimleri için izolasyon transformatörleri, ortak mod şoklar, optik bağlayıcılar (koplörler), farksal yükselteçler, korumalı yükselteçler, dengeli devreler, karma topraklı cihazlar kullanılabilir:

2.2.4 Gürültünün yük tarafında azaltılması

Alıcı yani yük tarafında elektronik gürültüyü azaltmak için aşağıdakiler önerilebilir:

- Sadece gerekli olan bant genişliği kullanılmalıdır.

EK-2 (Devam) Elektronik gürültü ve azaltılmasına yönelik yöntemler

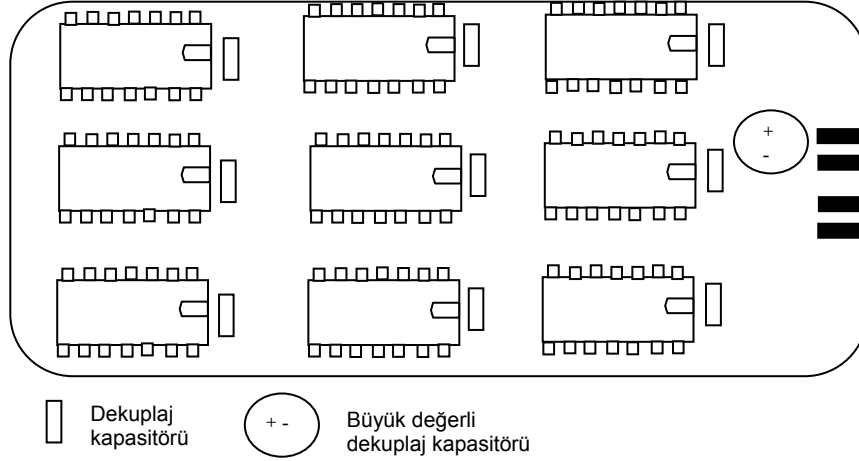
- Uygulanabildiğinde frekans seçici filtreler kullanılmalıdır.
- Güç kaynağının uygun bir şekilde dekuplajı yapılmalıdır.
- Elektrolitik kapasitörler küçük değerli yüksek frekans kapasitörleriyle paralel bağlanmalıdır.
- Sinyal, gürültü oluşturabilecek hat ve donanım toprakları ayrılmalıdır.
- Zırlı muhafazalar kullanılmalıdır.
- Zırlı amaçlı kaplamalar topraklanmalıdır.

2.2.5. Sayısal sistemlerde gürültü kontrolü

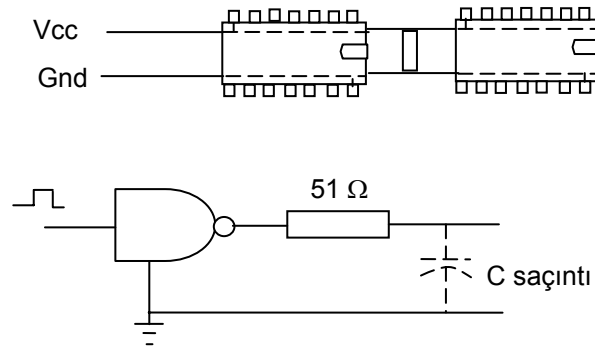
Sayısal devrelerdeki saat üretici gibi üreteçler devrenin kendisi ve diğer devreler için girişim etkisi oluşturacağından bu etkinin azaltılmasına yönelik öneriler şu şekilde sıralanabilir:

- Toprak katmanı kullanarak toprak endüktansı küçültülmelidir.
- Sistemdeki her entegreden sonra mümkün olan en küçük değerli dekuplaj kapasitörü kullanılmalıdır.
- Entegre dekuplaj kapasitörünün boşaltılması için büyük değerli bir kapasitör kullanılmalıdır.
- Saat işareti (clock) çevrim alanları mümkün olduğunca toprağa yakın olmalıdır.
- Bütün kablolar ortak mod akımlarını en aza indirecek şekilde olmalıdır.
- Kullanılmayan girişler beslemeye ya da toprağa bağlanmalıdır.
- Giriş/çıkış sürücüleri kabloların sistemden ayrıldığı yerlerde bulundurulmalıdır.
- Mümkün olan en küçük frekanslı saat işareti ve iş görebilecek en yavaş yükselme zamanı kullanılmalıdır.
- Saat devreleri ve kablolar giriş çıkış kablolarından uzak tutulmalıdır.

Şekil 2.1’de dekuplaj kapasitörlerinin, Şekil 2.2’de sayısal entegre devre çıkışında dalgalanmaları önlemek için kullanılan $51\ \Omega$ ’luk direncin yerleştirilmesi gösterilmiştir. Bazı durumlarda $51\ \Omega$ yerine $39\ \Omega$ veya yakın değerli dirençler daha iyi sonuç verebilmektedir.



Şekil 2.1. Köprüleme kapasitörlerinin ve dekuplaj kapasitörünün baskılı devre üzerine yerleştirilmesi (Ott 1988'den alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Ott, 1988].



Şekil 2.2. Baskılı devre üzerinde art arda gelen entegre devreler için köprüleme kapasitörü ve kapı çıkışında dalgalanmaları önlemek için $51\ \Omega$ ’luk direncin kullanılması (Ott 1988’den alınarak yeniden düzenlenmiştir) [Ott, 1988].

Gürültünün azaltılmasına yönelik tedbirler, farklı sistemlerde farklı sonuç verebilmektedir. Gürültü etkisi ve alınan önlemler, sisteme ve çalışma anında zamana bağlı olarak değişen çevresel şartlara göre değişebilmektedir.

EK-3 Uyarılmış potansiyeller

3. UYARILMIŞ POTANSİYELLER

Herhangi bir duyunun uyarılmasına cevap olarak beyinde ortaya çıkan potansiyel değişikliklerine uyarılmış potansiyel (EP) adı verilir. Klinik testler, görsel, işitsel, ve duyuşsal sinirlere elektriksel uyarıcı verilerek yapılmaktadır. Genellikle bu tür bir tepkiyi düşük genliğinden dolayı EEG aktivesinin içerisinde çıkarmak güçtür. Bu yüzden tekrarlanmış tepkilerin ortalaması alınarak işlem yapılır.

Uyarıcıdan 300 ms sonra gelen pozitif tepe (P300), uyarıcının fiziksel özelliklerinden çok algılamaya bağlıdır. Bu yüzden uyarılmış potansiyel yerine Olaya İlişkin Potansiyel (ERP) olarak adlandırılmaktadır. P300, ERP deneylerinde gözlemlenen önemli dalgalardan birisidir. Bu bölümün hazırlanmasında uyarılmış potansiyel uygulamalarıyla ilgili çeşitli kaynaklar incelenmiştir. Uyarılmış potansiyellerin sınıflandırma ve uygulamaları hakkında genel bilgi vermek için özellikle (Spehlmann, 1985) esas alınmıştır.

3.1. Uyarılmış Potansiyellerin Sınıflandırılması

Uyarılmış potansiyeller çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir. Bunlar:

- EP uyarı çeşitlerine göre:
 - Görsel (VEP),
 - İşitsel (AEP) ve
 - somatosensori (SEP),
- Üretilen yere göre:
 - Kortikal (1-20ms süreli ve 10 μ V'un üzerinde, oksipital ve parietal bölgelere yerleştirilen elektrotlarla elde edilmektedir.),

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller

- Subkortikal (10-20 ms'den daha az latansa yüzey elektrotlarında 1 μ V'tan daha düşük genliğe sahiptir.) ikiye ayrılmaktadır:

- Kayıt yöntemlerine göre:

- Yakın Bölge Kayıtları (Bir elektrot çalışılacak bölgeye yakın diğeri ise birkaç cm uzaklıktaki elektriksel olarak daha sakin bir bölgeye yerleştirilir. 100 civarında kayıt alınır, elektriksel tepkiler 1-10 μ V civarındadır. Tekrarlanma saniyede 1-2'dir.),

- Uzak Bölge Kayıtları (Genellikle beyin sapı ve spinal kordonda üretilen potansiyellerin kaydında kullanılmaktadır. Bu kayıtlarda elektrodun yeri kritik değildir, ölçümler 1 μ V'tan küçüktür ve genellikle EP'nin temiz bir şekilde elde edilmesi için 1000 civarında ölçüm gerekmektedir. 5-10 saniyede bir uyarıcı verilmektedir.),

- Ayrıca karışık Uzak ve Yakın Bölge Kayıtları çeşitleri vardır.

- Uyarı hızına göre:

- Geçici Durum EP (Önceki tepki tamamlandıktan sonra ikinci uyarı gelir. Uyarı sıklığı uzun süreli VEP için saniyede 1-2, uzun latanslı kortikal AEP ve SEP için saniyede 10 veya daha fazladır. Klinik uygulamalarda çok kullanılmaktadır.),

- Kararlı Durum EP (Uyarı bir sonraki tepki tamamlanmadan gelirse tepkiler birbirlerini etkiler. EP uyarıcıyla aynı frekansta tepelere sahip ritmik sinyal haline gelir. Yüksek uyarıcı frekanslarında harmonik bileşenleri de içerir. Uzun latanslı VEP'te 5 Hz'de başlar ve 70 Hz'lere kadar elde edilebilir. Kısa Süreli AEP'de ise 250–1000 Hz kararlı durum EP çıkarılabilir. Orta latanslı AEP 40 Hz civarında çıkarılabilmektedir.

- Uyarı süresine göre:

- Kısa (ışık flaşı, klik veya bip),

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller

- Uzun süreli (dama tahtası, ışık modülasyonu ve ton şiddeti gibi giderek değişen uyaran kullanılmaktadır),

- Tek ve çift uyarı için EP:

İşitsel ve somatosensory uyaran vücudun bir tarafına uygulanmaktadır. Görme testinde ise her iki göze ayrı ayrı uygulanır.

- Kaydı orta ve yanlardan yapılan EP:

Genellikle VEP için kullanılır. AEP'ler verteksten ve bir ya da iki kulak veya mastoidten yapılmaktadır.

3.2. Uyarılmış Potansiyel Kaydı

Uyarılmış potansiyel kayıtlarında yüksek genlikli tepeler korteksten, düşük genlik ve geniş tepeler altkortikal kaynaklardan dolayı ortaya çıkmaktadır. Bu kayıtların iyi bir şekilde alınması için aşağıda belirtilen konuların göz önünde bulundurulması gerekir.

Saçlı deriden ölçülen EEG kontak empedansı $5\text{ K}\Omega$ 'un altında olmalıdır. Kontak empedansının $200\ \Omega$ 'un altında olması durumu ise kanallar arasında bir kısa devre nedeniyle ortaya çıkabilmektedir. $5\text{ K}\Omega$ 'un üstündeki empedans değeri kaydın kalitesini olumsuz etkilemektedir. Elektrot polarizasyonu ve öngerilim (bias) potansiyeli EP kayıtlarını bozabilmektedir. Polarizasyon, kayıt elektrotundan geçen akım nedeniyle oluşmaktadır. Polarizasyon etkisi, yüksek giriş empedanslı yükselteç kullanılarak elektrottan geçen akımın küçültülmesiyle ve temas yüzeyi büyük elektrot kullanılmasıyla azaltılabilmektedir. Öngerilim potansiyeli geçen akımdan dolayı değil, iyon değişimi nedeniyle oluşur. Öngerilim, temiz yüzeyli saf metal elektrot ve her bir yükselteç için benzer elektrot çiftlerini kullanmakla azaltılabilmektedir.

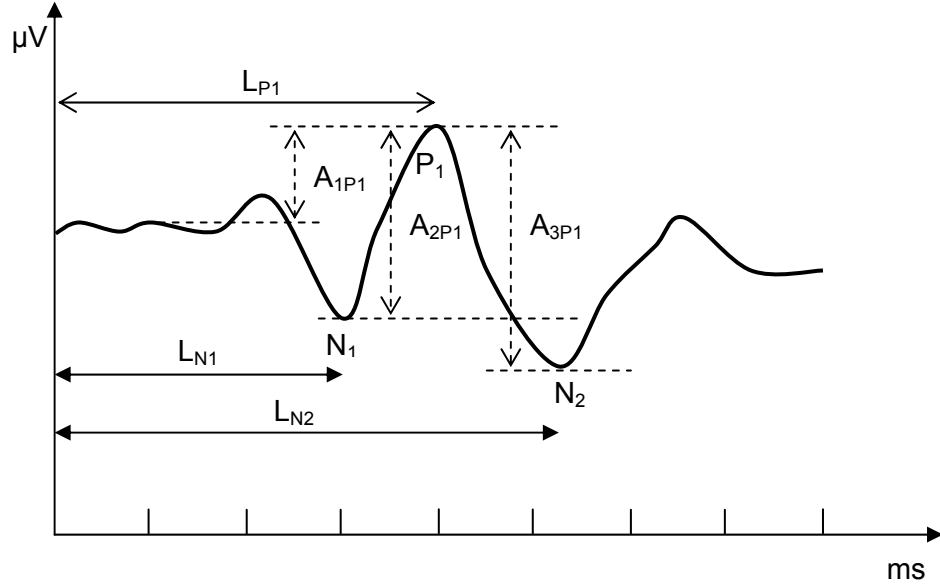
EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller

EP uygulamalarında CMRR en az 80 dB olmalıdır. Sinyal içerisindeki EEG, artifakt ve diğer gürültü etkilerinden EP'nin çıkarılması için tekrarlanan deney sonuçları toplanarak deney sayısına bölünmesi sinyalin daha belirginleşmesini sağlar. Ortalama almada, sinyal gürültü oranı, deney sayısının kare kökü ile orantılı olarak iyileşir. Kortikal EP çalışmaları için 50-200, altkortikal bölgeler için 1000-4000 civarında ortalama alınmaktadır. Ortalaması alınacak aralık, VEP için genellikle 250-500 ms, BAEP (Beyin sapı AEP) için 10-15 ms ve SEP için 40-100 ms civarındadır.

Yüksek frekanslı gürültü bileşenleri EP üzerine eklenebilirler. Bu etki düzleştirme ile giderilebilmektedir. Düzleştirme komşu noktaların ortalamasının alınarak yeniden çizilmesidir. EP aşağı ve yukarı doğru tepe veya dalga serilerinden oluşur. Bunlar polaritesine, serideki yerine, latanslarına (ortaya çıkma zamanlarına), genliklerine, dalga şekillerine ve dağılımına göre karakterize edilmektedirler.

Şekil 3.1. EP'e ait büyüklükler gösterilmiştir. Tepe latansı, uyarıdan ilk negatife (L_{N1}), ilk pozitifte (L_{P1}) ve ikinci negatife (L_{N2}) kadar olan noktalar arasında ölçülür. Tepe voltajı ise, izin düz taban seviyesinden itibaren tepe noktasına (A_{1P1}), tepeden tepeye voltaj, referans ile takip eden noktalar (A_{2P1} veya A_{3P1}) arasında ölçülür. Tepeler arasında ise tepeler arası latans değeri ölçülmektedir.

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller



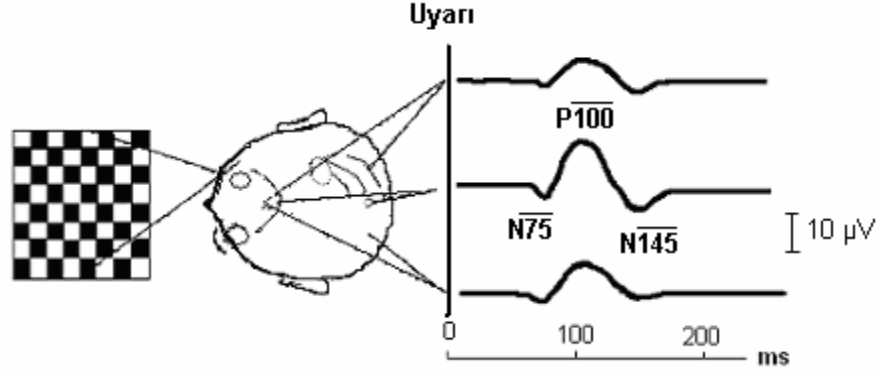
Şekil 3.1. EP'e ait büyüklükler [Spehlmann, 1985].

Tepeler, BAEP hariç EP uygulamalarının çoğunda olduğu gibi P ve N harfleri kullanılarak ifade edilebilmektedir. Örneğin dama tahtası görüntüsü için alınan bir VEP'te pozitif tepe 100 ms'de ortaya çıkar ve P_{100} olarak gösterilmektedir.

Farklı uyaranlara göre VEP çeşitlidir. Saniyede 1 veya 2 dama tahtası veya başka bir desen ya da ışık, uyaran olabilmektedir. Saniyede 2 dama tahtası için, bir orta çizgi oksipital VEP latansı 90-110 ms ve genliği 10 μV civarındadır. Bu VEP P_{100} ya da P_1 olarak adlandırılmaktadır.

Görsel uyarıcı olarak, televizyon, ışık yayan diyot, flaş ışığı veya uygulamaya özel başka uyarıcılar kullanılabilmektedir. Şekil 3.2.'te tam dolu dama tahtası için geçici VEP gösterilmiştir.

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller



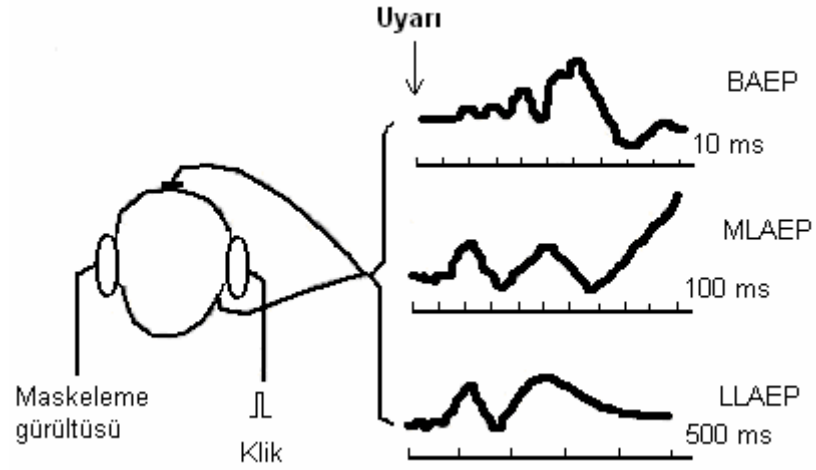
Şekil 3.2. VEP uygulaması olarak tam dolu dama tahtası için geçici desen [Spehlmann, 1985].

Şekil 3.3.'te BAEP, MLAEP ve LLAEP gösterilmiştir. Bir kulaktan uyarın verilerek ipsilateral kulak lobu ve vertexs üç farklı kayıt hızında ve kazançta tepe sinyalleri elde edilebilmektedir. BAEP'te ilk 10 ms'de I-V tepeleri, 10 - 50 ms arasında orta latanslı AEP (MLAEP), 50 ms'den daha uzun sürede AEP (LLAEP) elde edilir. Bu sinyaller 60 dB klik ve sürekli maskeleme gürültüsü için verilmiştir [Spehlmann, 1985].

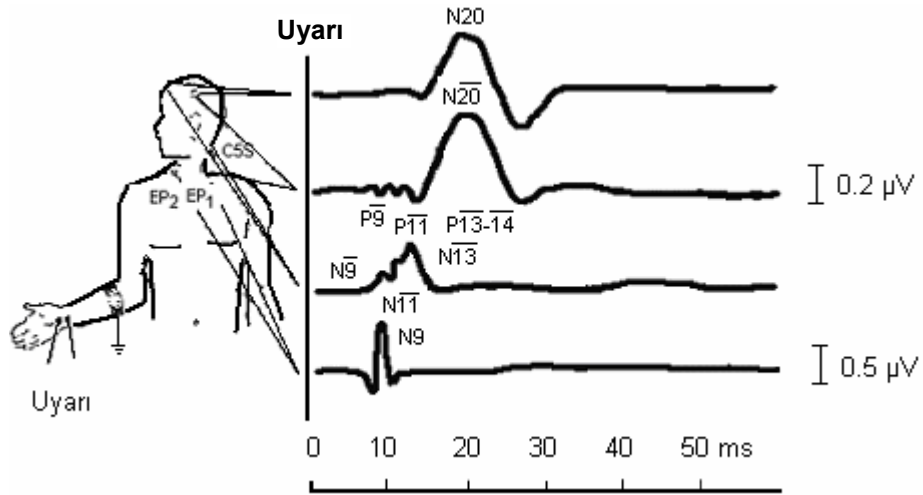
SEP, kol ve bacak sinirlerinin elektriksel uyarıya cevabıdır. Kayıt 4 kanaldan ve 20 Hz-3000 Hz civarında alınabilmektedir. Şekil 3.4'te kola uyarı verililerek alınan normal SEP uygulaması ve çıkan sinyaller gösterilmiştir. Bu şekilde, aşağıdan yukarı doğru izler, klavikular SEP (N9), servikal SEP (N13) ve uzak alan SEP (N20) gösterilmiştir.

P300 tepesi vertexte en büyük değerindedir ve normal uyarıların aralarına yerleştirilen beklenmeyen uyarı verildikten 300 ms kadar sonra ortaya çıkar. Bu sinyal fiziksel etkilerden çok algılamayla ilgili olduğundan olaya ilişkin potansiyel (ERP) olarak adlandırılır. Şekil 3.5. İşitsel uyarının oluşturduğu uyarılmış potansiyellerin (N100) kaynaklarını göstermektedir.

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller

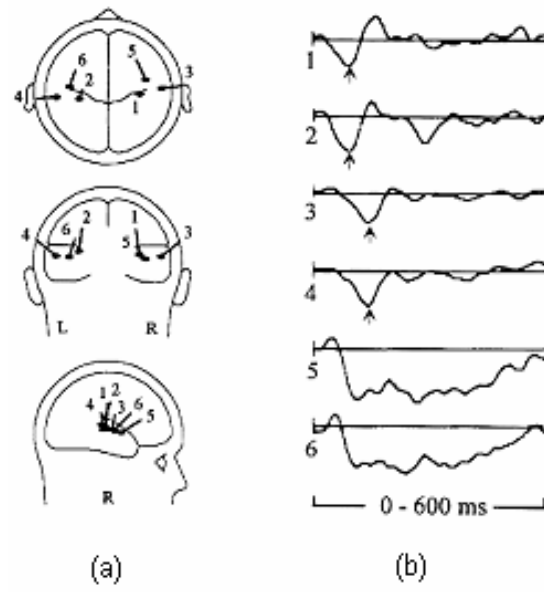


Şekil 3.3. BAEP, MLAEP ve LLAEP'nin gösterimi. Maskeleme gürültüsü sadece BAEP kayıtlarında kullanılmaktadır [Spehlmann, 1985].



Şekil 3.4. Normal SEP uygulaması ve elde edilen izler [Spehlmann, 1985] .

EK-3 (Devam) Uyarılmış potansiyeller



Şekil 3.5. İşitsel uyarının oluşturduğu uyarılmış potansiyellerin (N100) kaynakları: a) Dipol pozisyon ve yönleri, b) Dipol genliklerinin zamana göre değişimi [Spehlmann, 1985].

EK-4 EEG verisinin saklama formatları

4. EEG VERİSİ SAKLAMA FORMATLARI

EEG kayıtlarından elde edilen verilerin saklanabilme imkânı sayısal EEG sistemlerinin en önemli avantajıdır. Bu verilerin yeniden okunması için genellikle ASCII formatı tercih edilse de EEG görüntüleyici programlarının uyumlu olduğu çeşitli veri standartları vardır. Aşağıda bu standartlar tanıtılmıştır.

4.1. EDF (European Data Format)

EDF (Kemp ve ark., 1992) bir veri dosyasında kesintisiz, sayısallaştırılmış çok kanallı kayıtların bulunmasına imkân veren kayıt formatıdır. Bir veri dosyası başlık ve veri kısımlarından oluşur. Değişken uzunluktaki başlık dosyasında, hasta ve teknik karakteristik bilgileri ve veri kayıt kısmında belirli aralıklarda alınmış örnekler bulunur.

İlk 256 byte versiyon numarasını, hasta ve kayıt bilgisini, kayıt zamanını, veri kayıtlarının sayısını ve kayıttaki sinyal sayısını gösterir. Daha sonra her bir sinyal için diğer 256 byte'lar, sinyal tipini (EEG, vücut sıcaklığı gibi), genlik kalibrasyonunu ve her bir kayıttaki örnek sayısını (bu bilgiden veri süresi bilindiğinden örnekleme frekansı bulunabilir). Başlık uzunluğu= $256 + (\text{sinyal sayısı} * 256)$ 'dır. İkiye tümleyen şeklindeki veri kaydı, 2 byte en önemsiz byte'ın önce, ağırlıklısının sonda kaydedilmesi (little endian format), şeklindedir. EDF kaydı Çizelge 4.1.'de ve veri sırası Çizelge 4.2.'de gösterildiği gibidir.

EK-4 (Devam) EEG verisinin saklama formatları

Çizelge 4.1. EDF başlık bilgileri kaydı.

8 ASCII	Bu veri formatının versiyonu (EDF için 0),
80 ASCII	Yerel hasta bilgisi,
80 ASCII	Yerel kayıt bilgisi,
8 ASCII	Kaydın başlama tarihi (gg.aa.yy),
8 ASCII	Kaydın başlama zamanı (saatsaat.dd.ss),
8 ASCII	Başlık kaydındaki byte sayısı,
44 ASCII	Rezerve,
8 ASCII	Veri kayıtları sayısı (Bilinmiyorsa -1 olmalı),
8 ASCII	Saniye olarak veri kaydı süresi,
4 ASCII	Veri kaydındaki sinyal sayısı,
Sinyal sayısı*16 ASCII	sinyal sayısı*Etiket,
Sinyal sayısı*80 ASCII	sinyal sayısı*Dönüştürücü tipi (AgAgCl gibi),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Fiziksel boyut (uV veya dereceC gibi),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Fiziksel minimum (-500 veya 34 gibi),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Fiziksel maksimum (500 veya 40 gibi),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Sayısal minimum (-2048 gibi),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Sayısal maksimum (2047 gibi),
Sinyal sayısı*80 ASCII	sinyal sayısı*Önfiltrleme (HP:0.1Hz Lp:75Hz),
Sinyal sayısı*8 ASCII	sinyal sayısı*Her bir veri kaydındaki örnek sayısı,
Sinyal sayısı*32 ASCII	sinyal sayısı*Rezerve,

Çizelge 4.2. EDF veri bilgileri kaydı.

Örnek sayısı [1]* tamsayı	Veri kaydındaki birinci sinyal,
Örnek sayısı [2]* tamsayı	Veri kaydındaki ikinci sinyal,
.	
.	
Örnek sayısı [ös]* tamsayı	Veri kaydındaki son sinyal.

EK-4 (Devam) EEG verisinin saklama formatları

4.2. EDF+

EDF+ (Kemp ve Olivan, 2003), klinik nörofizyolojik kayıtlar için geliştirilmiş basit ve esnek bir formattır. EDF ile uyumludur. EDF+ kesintili kayıtlar içerebilir. EDF'te olduğu gibi EDF+'ta da başlık bilgisini veri kayıtları takip eder ve EDF+'ta ek bilgiler de bulunmaktadır. Bu formatta da veri 2 'şer byte olarak kaydedilmektedir.

4.3. BDF (Biosemi Data Format)

Yaygın olarak kullanılan 16 bitlik EDF'in 24 bit versiyonudur [Biosemi, 2006]. Çizelge 4.3. BDF ile EDF'in karşılaştırılmasını, Çizelge 4.4. BDF kayıt sırasını göstermektedir.

BDF'ta başlık uzunluğu (EDF için de geçerlidir) $(KS+1)*256$ byte şeklinde bulunabilir. Burada KS : kanal sayısıdır (Durum kanalı dahil). Belirli bir kanala ait kazanç ise aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$\text{Kazanç} = \frac{F_{\text{maks}} - F_{\text{min}}}{S_{\text{maks}} - S_{\text{min}}} \quad (4.1)$$

Burada F_{maks} , fiziksel maksimumu, F_{min} fiziksel minimumu, S_{maks} sayısal maksimumu ve S_{min} sayısal minimumu göstermektedir.

EK-4 (Devam) EEG verisinin saklama formatları

Çizelge 4.3. BDF ile EDF'in karşılaştırılması [Biosemi, 2006].

Byte uzunluğu	BDF Başlığı	EDF Başlığı	Tanım
8 byte	Byte 1: "255" (ASCII değil)	Byte 1: "0" (ASCII)	Kimlik kodu
	Byte 2-8 : "BIOSEMI" (ASCII)	Bytes 2-8 : " " (ASCII)	
80 byte	Kullanıcı metin girişi (ASCII)		Yerel denek kimliği
80 byte	Kullanıcı metin girişi (ASCII)		Yerel kayıt tanımlama
8 byte	(Tarih) gün.gün.ayay.yılı (ASCII)		Kayıt tarihi
8 byte	(Zaman) saatsaat.dakikadakika.saniyesaniye (ASCII)		Kayıt başlangıç zamanı
8 byte	(ASCII)		Başlık kaydındaki byte sayısı
44 byte	"24BIT" (ASCII)	"BIOSEMI" (ASCII)	Veri format versiyonu
8 byte	(ASCII)		Kayıt sayısı, bilinmiyorsa "-1"
8 byte	örnek: "1" (ASCII)		Saniye olarak veri kayıt süresi
4 byte	örnek.: "257" veya "128" (ASCII)		Veri kaydındaki kanal sayısı (N)
N x 16 byte	örnek: "Fp1", "Fpz", "Fp2", etc (ASCII)		Kanal etiketleri
N x 80 byte	örnek: "active electrode", "respiration belt" (ASCII)		Dönüştürücü tipi

Son 10 alan her bir kanal için ayrı ayrı tanımlanabilir ve kanallara ait bilgiler farklı olabilir. Şekil 4.1'de veri kayıt formatı (2'ye tümleyen örneğe ait en önemsiz byte önce kaydedilmektedir) .

EDF ve EDF+ kayıt formatı 2 byte'lık veri örnekleri şeklinde olduğundan gerçekleştirilecek sistem için yetersiz olmaktadır. Gerçekleştirilen sistemde, 24 bit (3 byte) veri kaydı gerektiğinden 24 bit veri kaydına imkân veren BDF'e uygun kayıt alınmaktadır.

EK-4 (Devam) EEG verisinin saklama formatları

Çizelge 4.3. (Devam) BDF ile EDF'in karşılaştırılması [Biosemi, 2006].

Byte uzunluğu	BDF Başlığı		EDF Başlığı
N x 8 byte	örnek "uV", "Ohm" (ASCII)		Kanal verilerinin fiziksel büyüklüğü
N x 8 byte	örnek: "-262144" (ASCII)	örnek: "-32768" (ASCII)	Birimdeki fiziksel minimum
N x 8 byte	örnek: "262143" (ASCII)	örnek: "32767" (ASCII)	Birimdeki fiziksel maksimum
N x 8 byte	örnek: "-8388608" (ASCII)	örnek: "-32768" (ASCII)	Sayısal minimum
N x 8 byte	örnek: "8388607" (ASCII)	örnek: "32767" (ASCII)	Sayısal maksimum
N x 80 byte	örnek: "HP:DC; LP:410"	örnek: "HP:0,16; LP:500"	Ön filtreleme
N x 8 byte	örnek: "2048" (ASCII)		Herbir kayıttaki veri sayısı Süre (Duration) =1 ise örnekleme hızı
N x 32 byte	(ASCII)		Rezerve

Çizelge 4.4. BDF kayıt sırası.

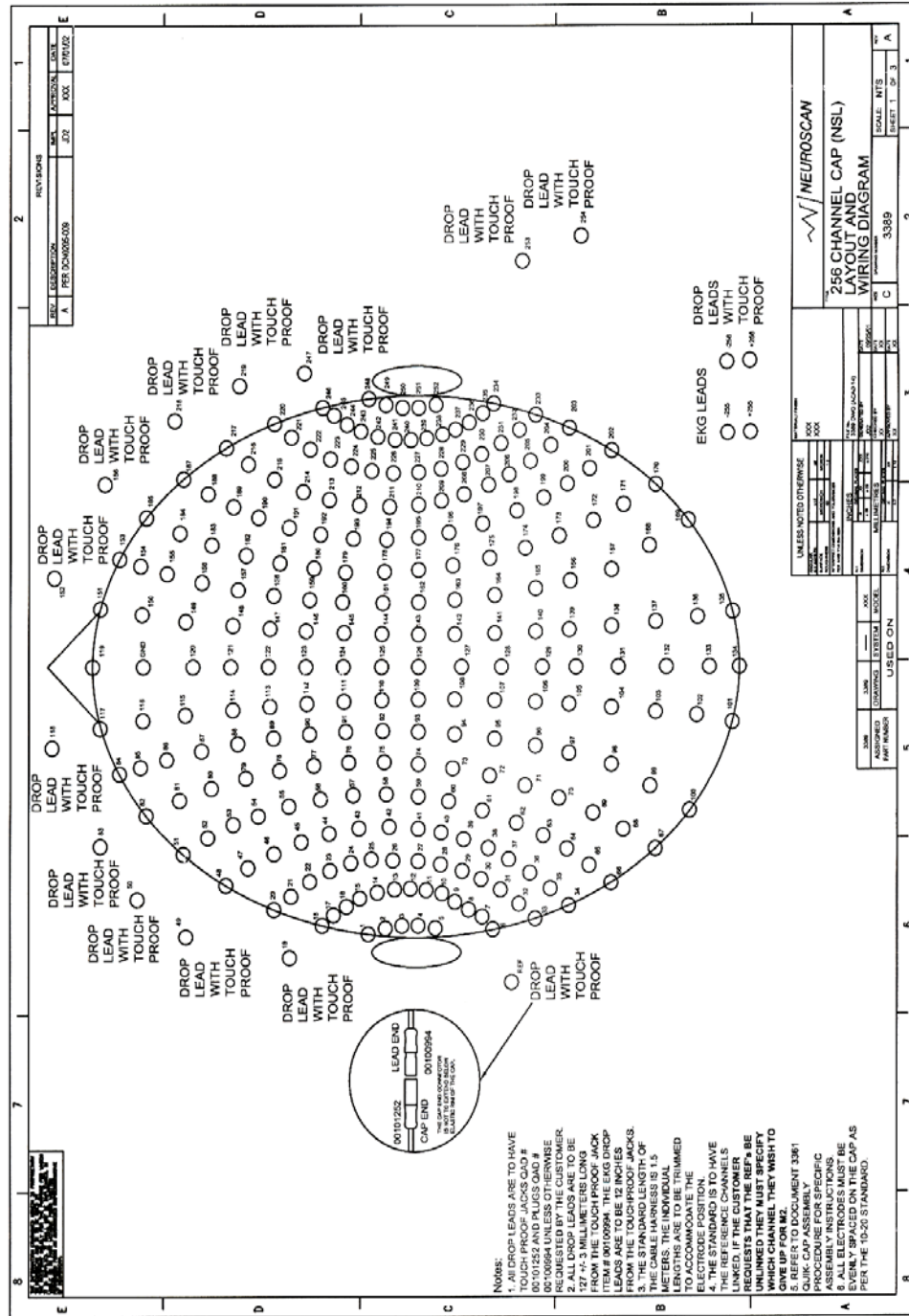
Byte numarası	24 bit byte sırası	Kanal	Kayıttaki veri sırası	Veri kaydı	
1	Byte 1	Kanal 1	1	Veri kümesinin süresi (Duration) “1” yapıldığından bu blok (1x2048) sadece Kanal 1'den alınan örneklerle doludur.	1
2	Byte 2				
3	Byte 3				
4	Byte 1	Kanal 1	2		
5	Byte 2				
6	Byte 3				
7	Byte 1	Kanal 1	3		
8	Byte 2				
9	Byte 3				
.	.	.	.		
6136	Byte 1	Kanal 1	2046		
6137	Byte 2				
6138	Byte 3				
6139	Byte 1	Kanal 1	2047		
6140	Byte 2				
6141	Byte 3				

EK-4 (Devam) EEG verisinin saklama formatları

Çizelge 4.4. (Devam) BDF kayıt sırası.

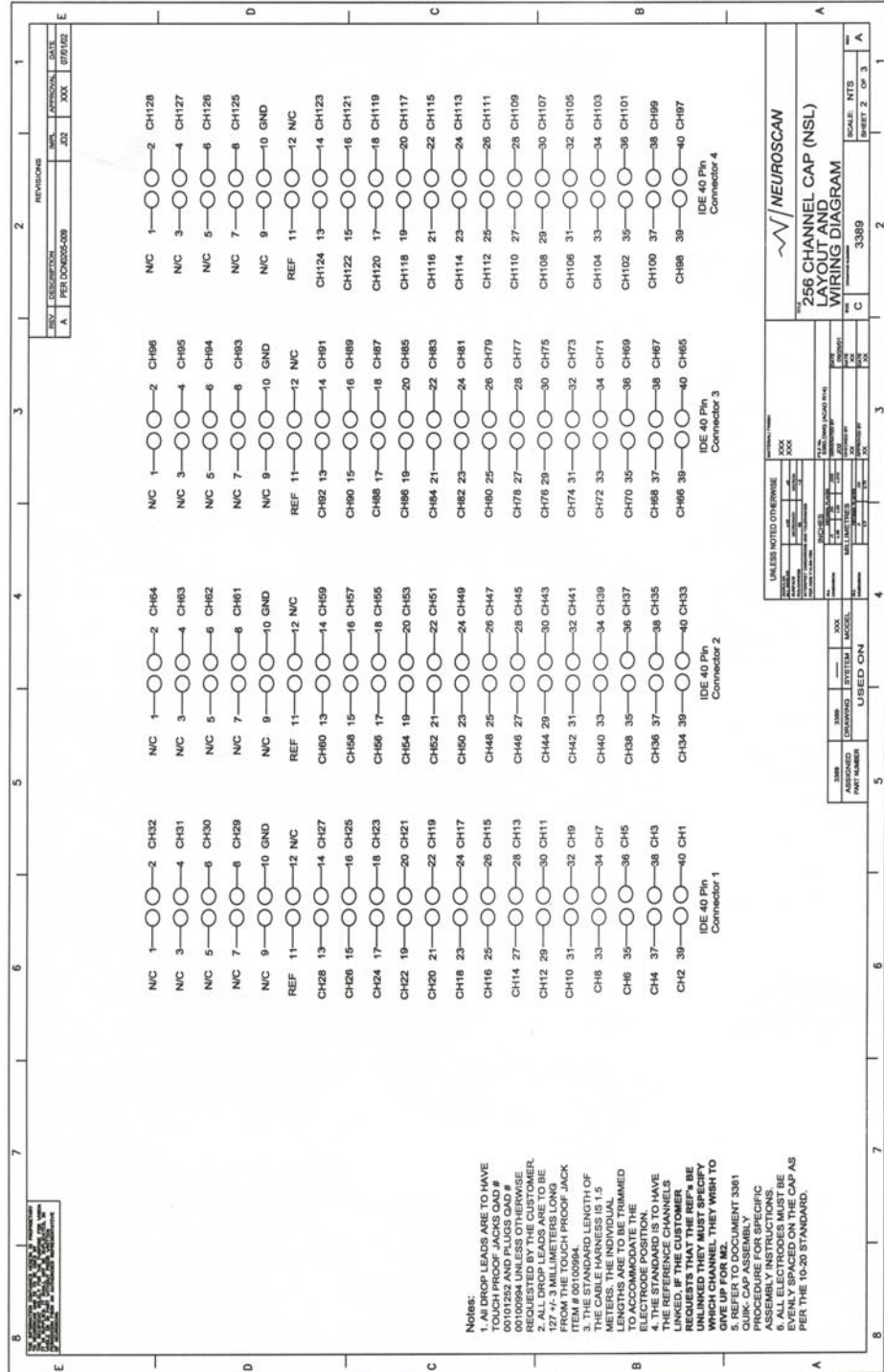
Byte numarası	24 bit byte sırası	Kanal	Kayıttaki veri sırası	Veri kaydı	Byte numarası
6142 6143 6144	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 1	2048		
6145 6146 6147	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	1	Veri kümesinin süresi (Duration) “1” yapıldığından bu blok (1x2048) sadece Kanal 2'den alınan örneklerle doludur.	
6148 6149 6150	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	2		
6151 6152 6153	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	3		
.					
12280 12281 12282	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	2046		
12283 12284 12285	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	2047		
12286 12287 12288	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 2	2048		
.	.	.	.		
98302 98303 98304	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 16	2048		
98305 98306 98307	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 1	2049		
98308 98309 98310	Byte 1 Byte 2 Byte 3	Kanal 1	2050		
.					

EK-5 256 kanallı EEG başlığı ve konnektör bağlantısı



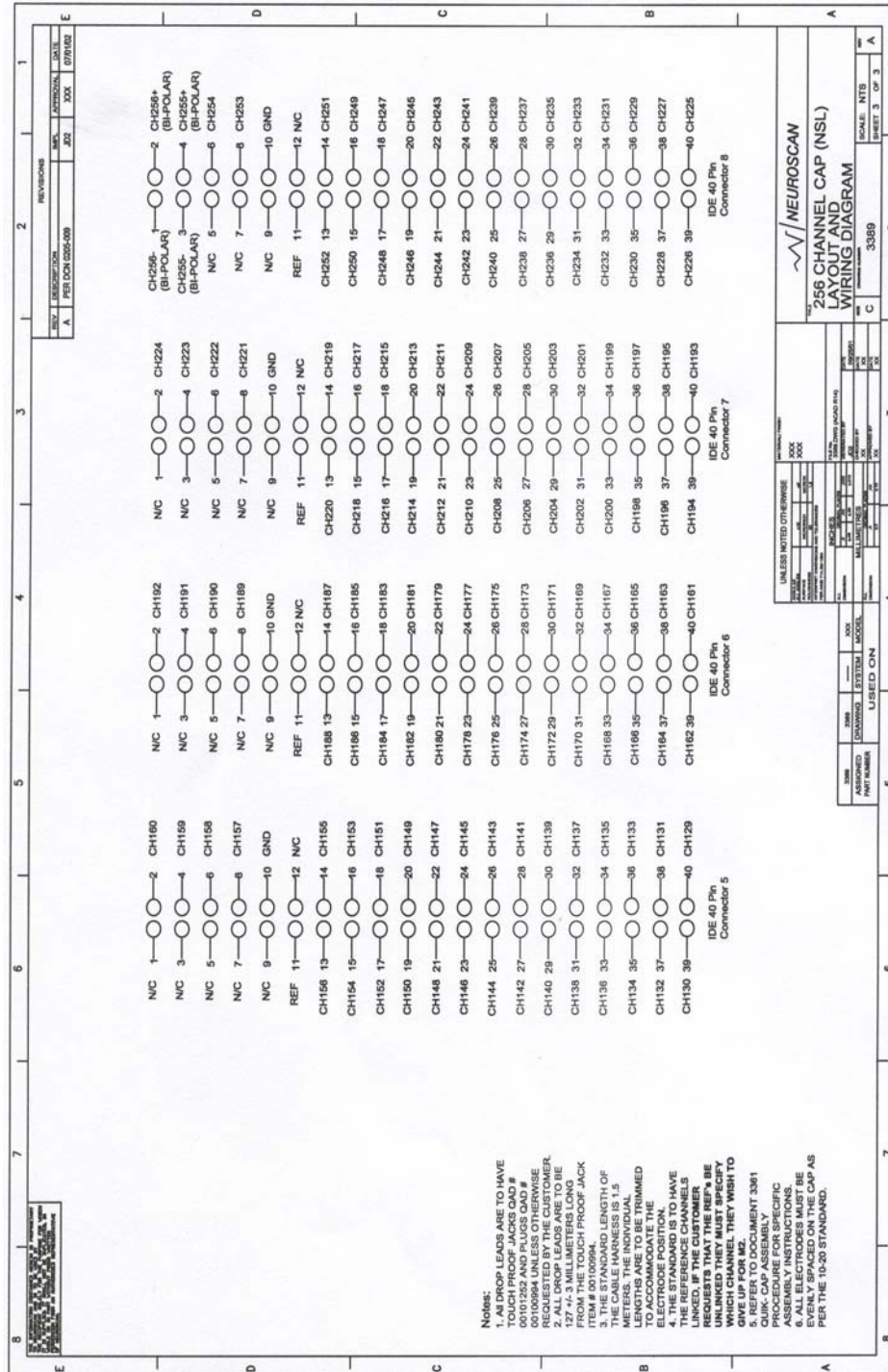
Şekil 5.1. EEG başlığındaki elektrotların yerleri [Neuroscan, 2006] .

EK-5 (Devam) 256 kanallı EEG başlığı ve konnektör bağlantısı



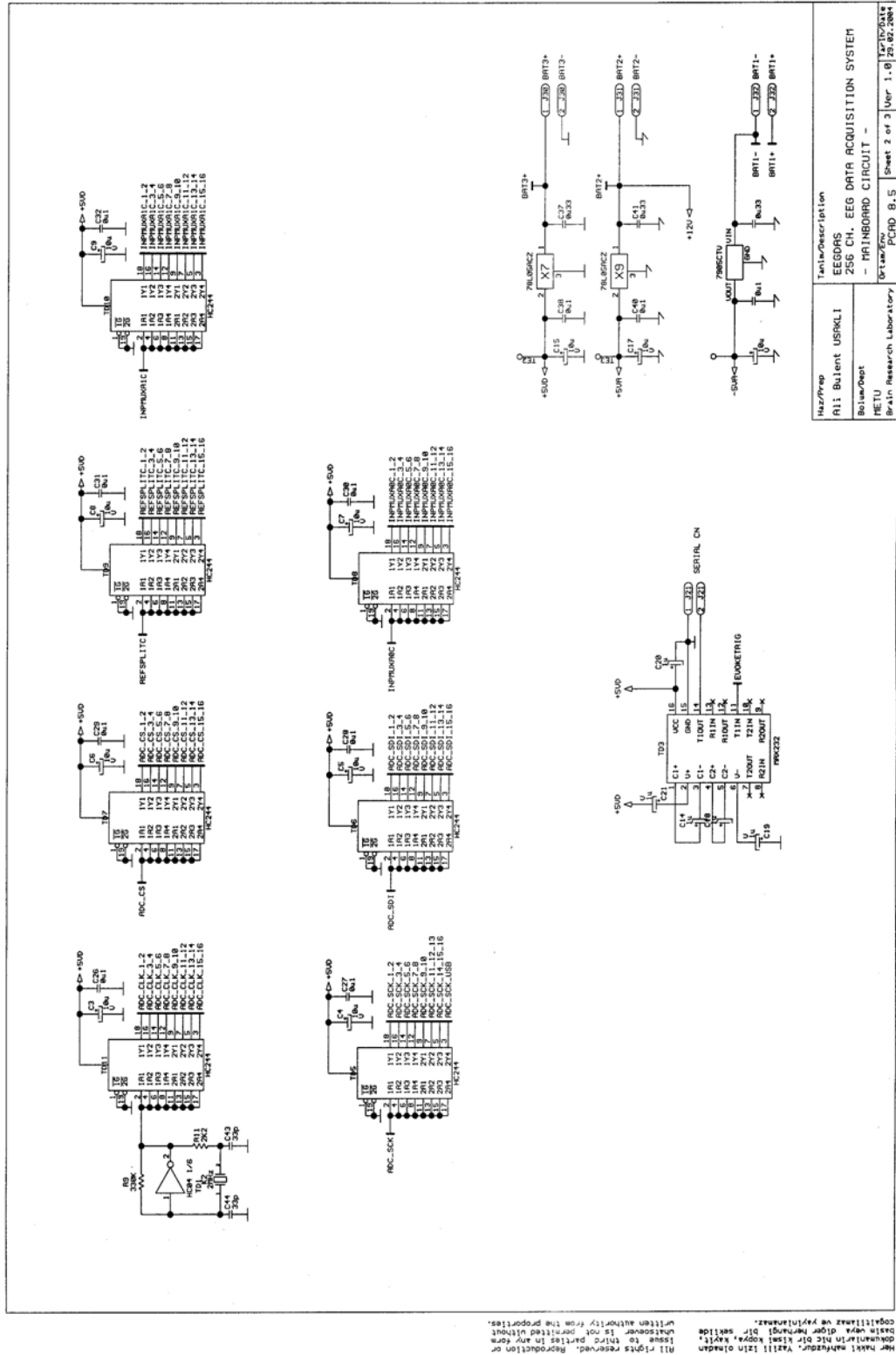
Şekil 5.2. EEG başlığı konnektör bağlantıları (1-128) [Neuroscan, 2006].

EK-5 (Devam) 256 kanallı EEG başlığı ve konnektör bağlantısı



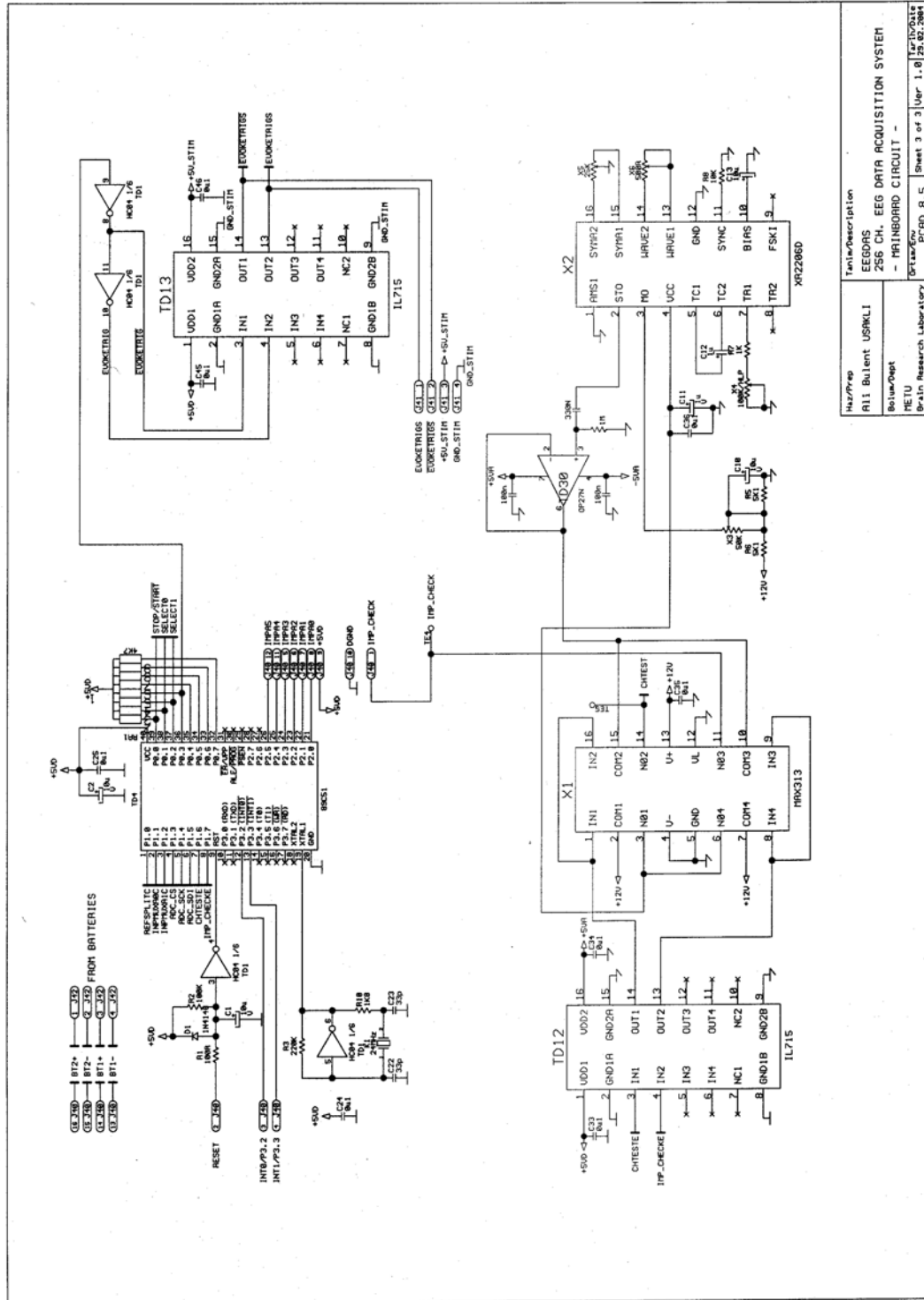
Şekil 5.3. EEG başlığı konnektör bağlantıları (129-256) [Neuroscan, 2006].

EK-6 Elektronik devrelerin şemaları



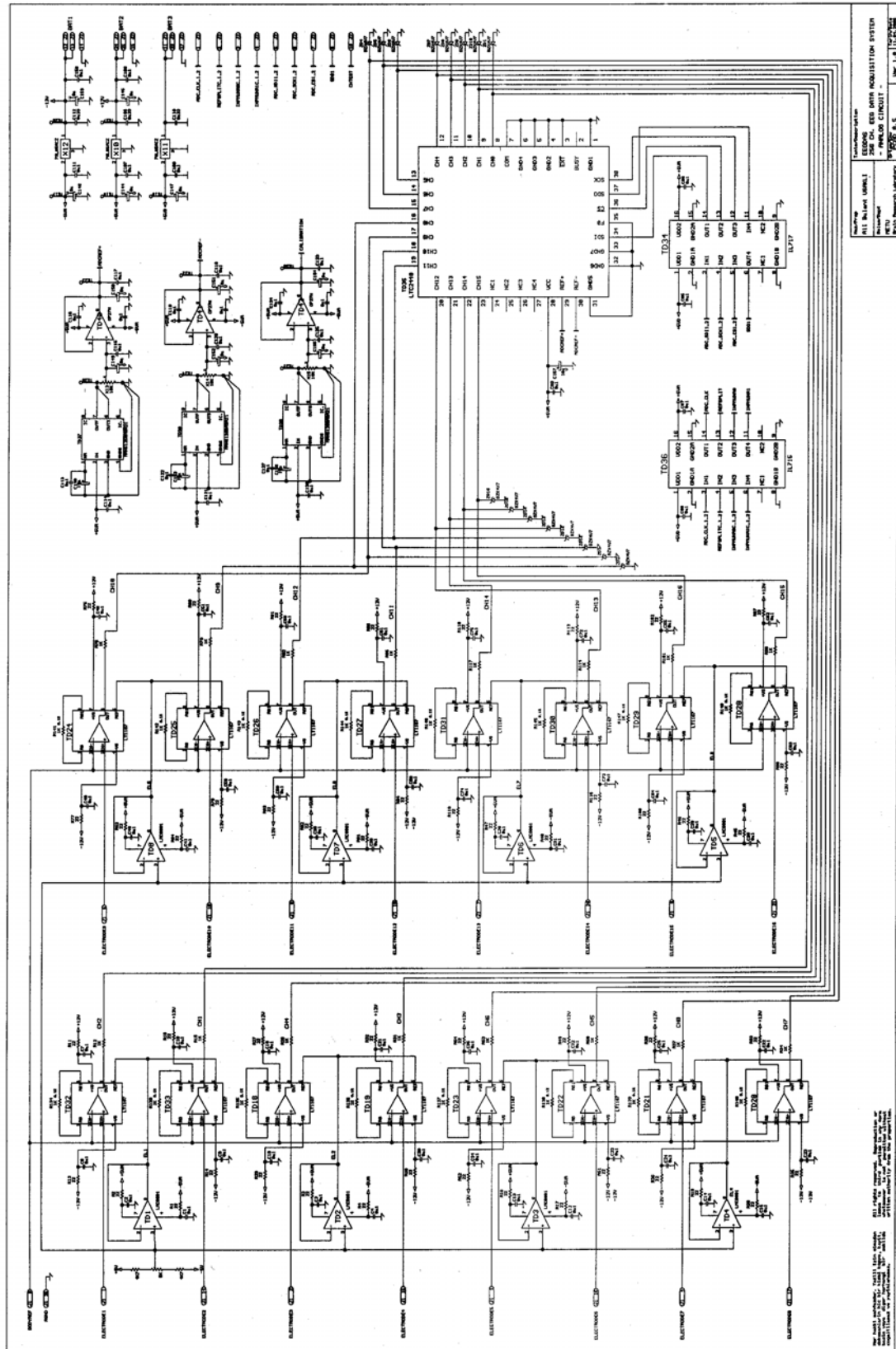
Şekil 6.1.1. Anakart devresi (tampon ve besleme).

EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları

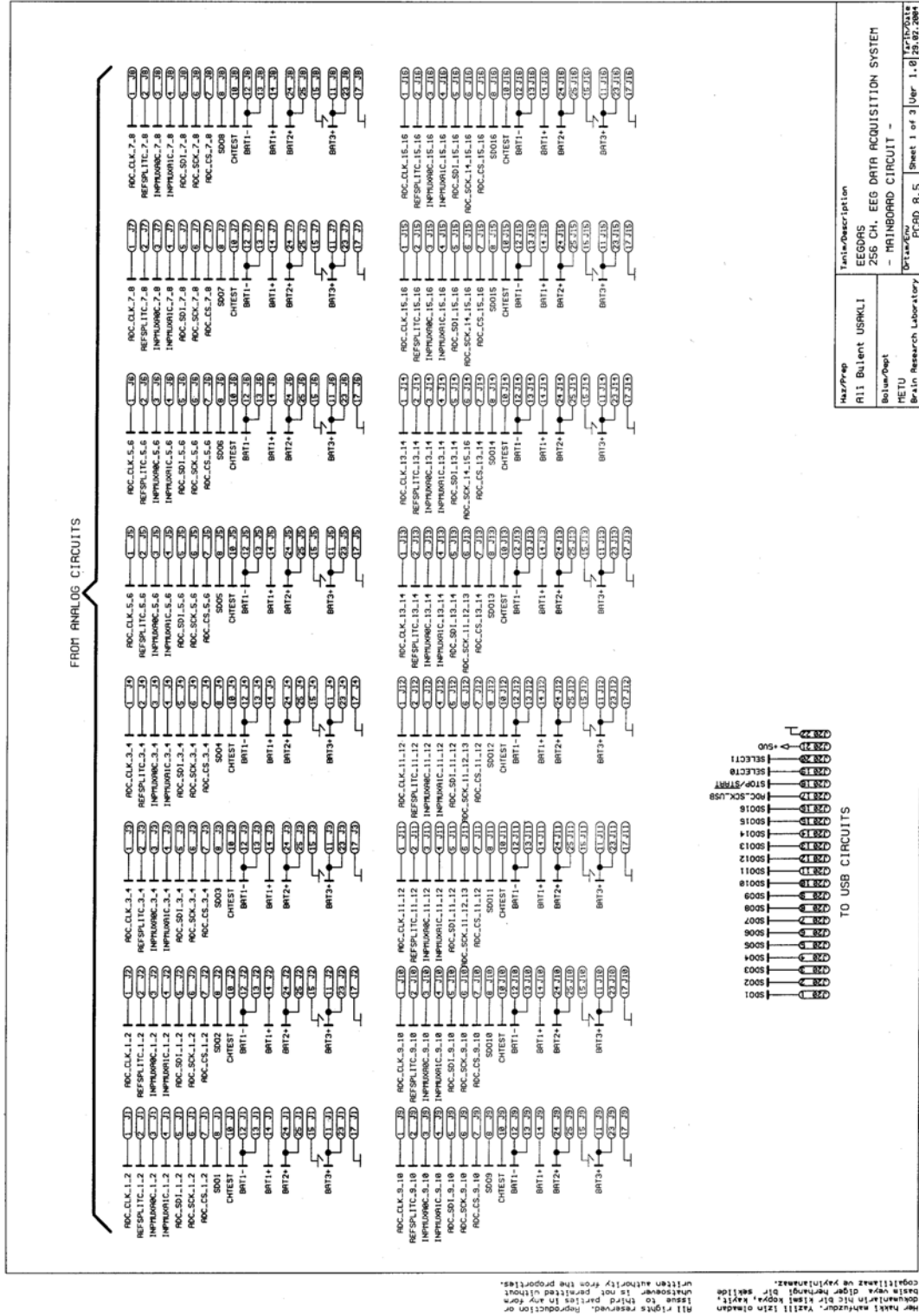


Şekil 6.2. Anakart devresi.

EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları



EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları

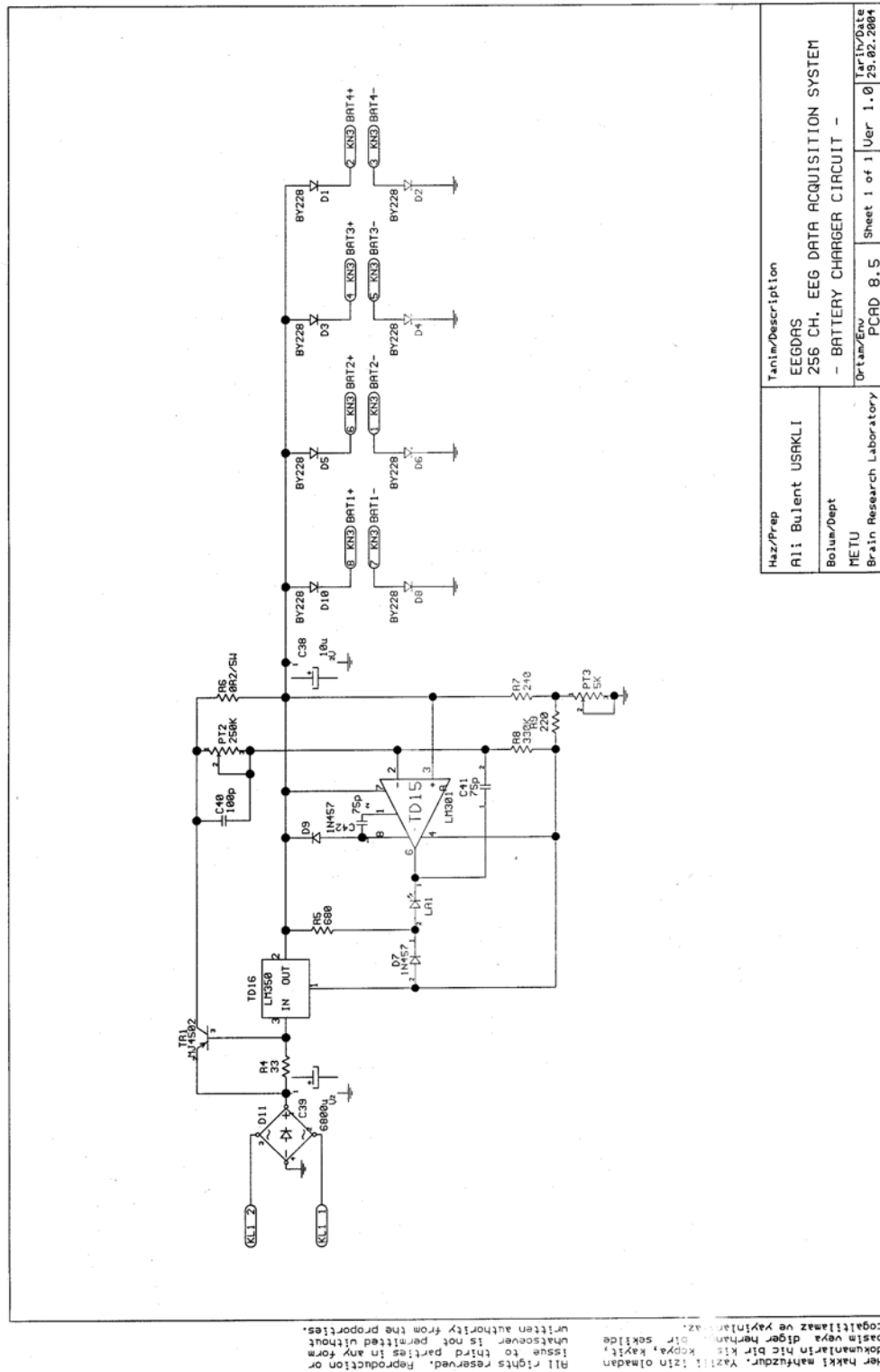


Her hakkı saklıdır. Yayımlanmış olan bu belge, başka bir amaçla kullanılmadan önce yazara yazılmalıdır. Bu belge, başka bir amaçla kullanılmadan önce yazara yazılmalıdır.

Copyright © 2011 by the author. All rights reserved. Reproduction or use of this document without the author's permission is prohibited.

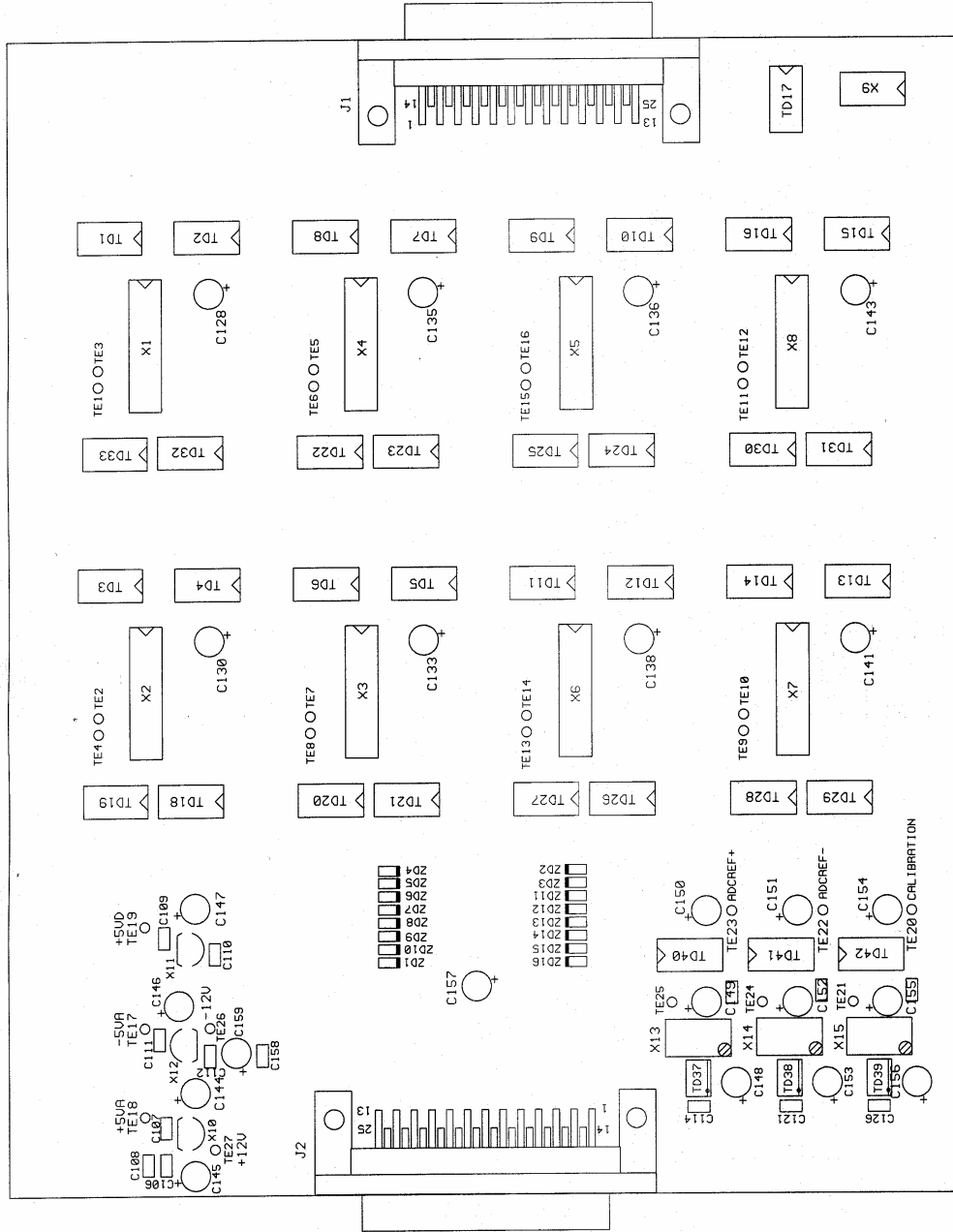
Harz/Prep	Yazma/Description
All Bulent USKLI	EEGORS
Bolcu/Dept	256 CH. EEG DATA ACQUISITION SYSTEM
NETU	- MAINBOARD CIRCUIT -
Bretil Research Laboratory	Ölçüm/PCB 8.5
	Sheet 1 of 3
	Veri/Date 10.07.2007

EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları



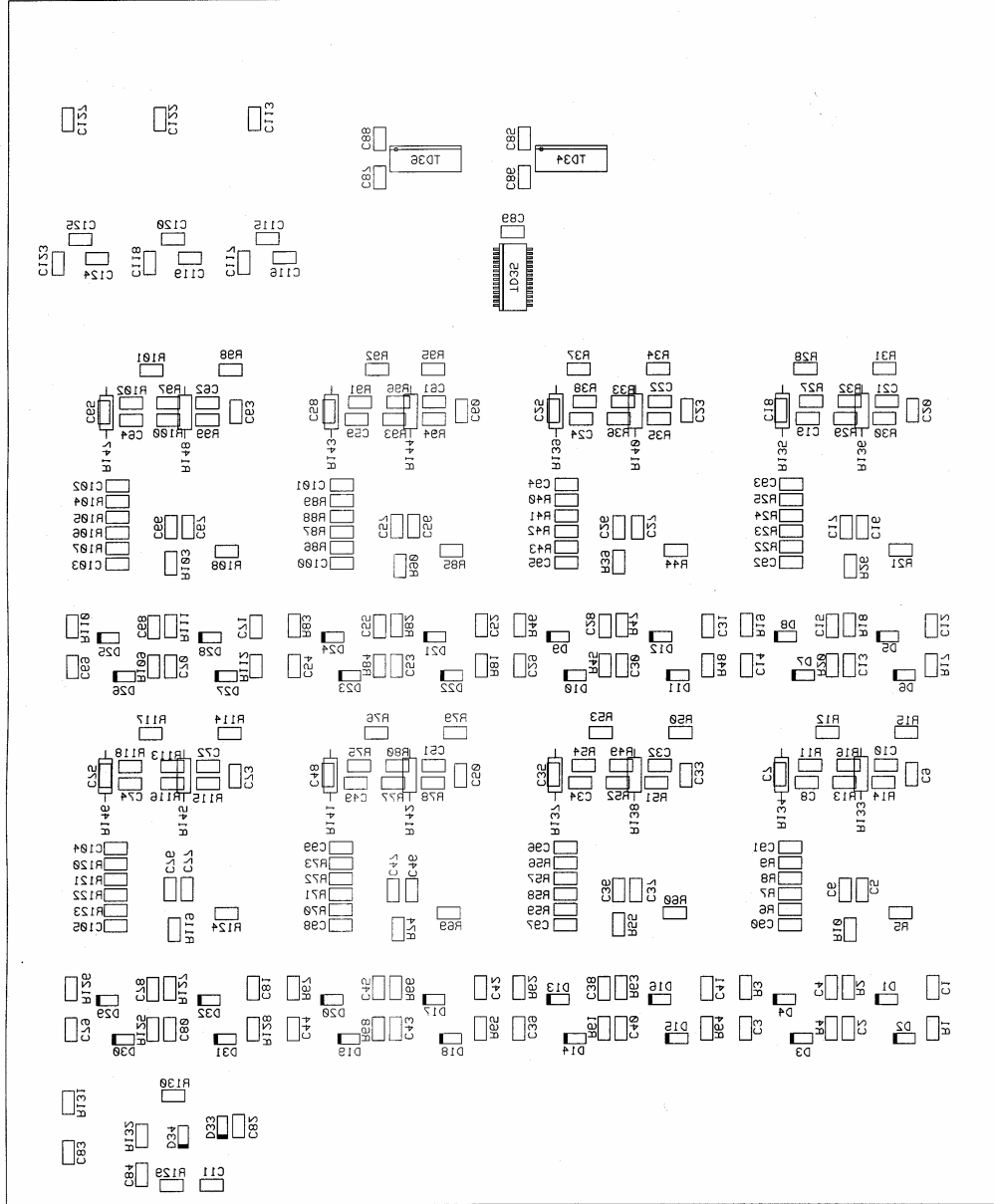
Şekil 6.6. Batarya doldurma devresi.

EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları



Şekil 6.7. Analog devre eleman yerleşimi (üstten görünüm).

EK-6 (Devam) Elektronik devrelerin şemaları

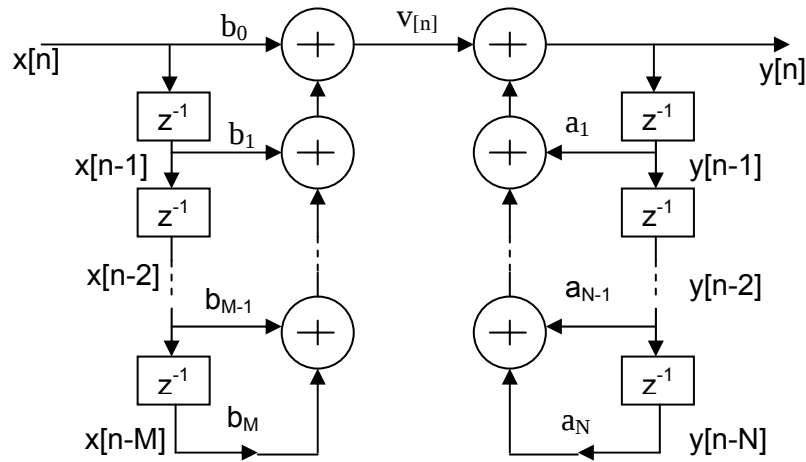


Şekil 6.8. Analog devre eleman yerleşimi (alttan görünüm).

EK-7 Sayısal filtreleme

7. SAYISAL FİLTRELEME**7.1. Sayısal Filtrenin Fark Denklemleriyle İfadesi**

Veri toplama sistemlerinden alınan analog sinyallerin sayısallaştırılması, bilgisayarla sinyal işleme imkânı vermektedir. Sayısallaştırılmış verinin filtrelenmesi istenilen filtre tipinde ve parametrelerinde mümkün olmaktadır. Şekil 7.1.'de sayısal bir filtrenin fark denklemleri ifadesinin blok şeması gösterilmiştir.



Şekil 7.1. Genel bir N. dereceden fark denkleminin blok diyagramı [Oppenheim, 1989].

Fark denklemleri aşağıdaki gibi ifade edilmektedir:

$$\begin{aligned}
 v[n] &= \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] \\
 y[n] &= \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] + v[n]
 \end{aligned}
 \tag{7.1}$$

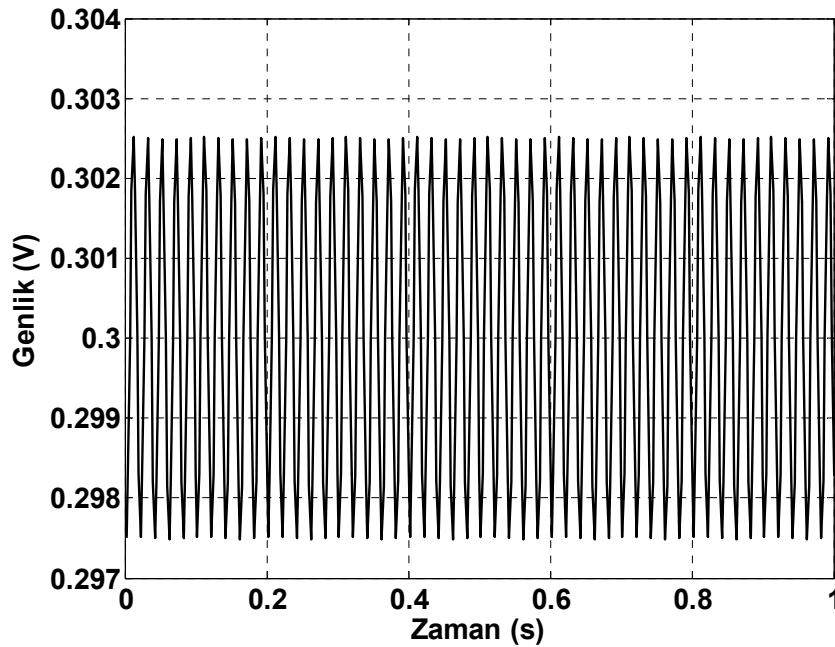
EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme

7.2. Sayısal Filtre Uygulaması

Sayısal filtre performansının görülmesi için bir uygulama gerçekleştirilerek örnek bir EEG benzetim sinyali (Şekil 7.2.) kullanılarak Şekil 7.3.'te frekans tepkeleri gösterilen bant geçiren filtre (BGF, N=2, Butterworth) ve çentik (50Hz) filtreden geçirilmiştir. Benzetim sinyali olarak;

$$v(t) = 0,3 + 50 \times 10^{-6} \sin(2\pi 10t) + 2,5 \times 10^{-3} \sin(2\pi 50t) + 30 \times 10^{-6} \sin(2\pi 190t) \text{ V}$$

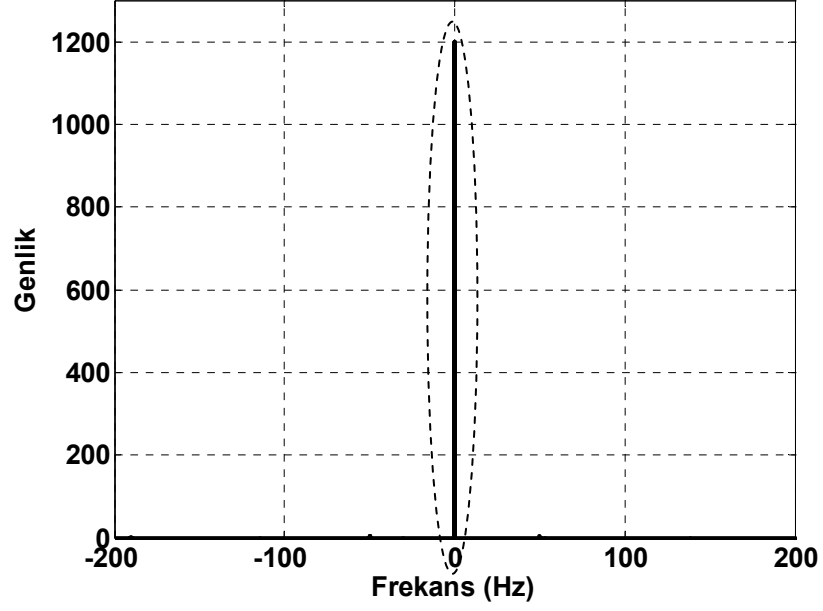
sinyali kullanılmıştır. Bu sinyal, 1) 300 mV DC bileşen, 2) 100 μ V (pp) 10 Hz EEG bandında sinüs sinyali, 3) 50 Hz şebeke gürültüsü için 5 mV (pp) sinüs sinyali ve 4) EEG bandı dışından 190 Hz 60 μ V (pp) sinüs sinyallerinin toplamından oluşturulmuştur. Şekil 7.4.'te Filtrenilmiş sinyal ve frekans spektrumları gösterilmiştir.



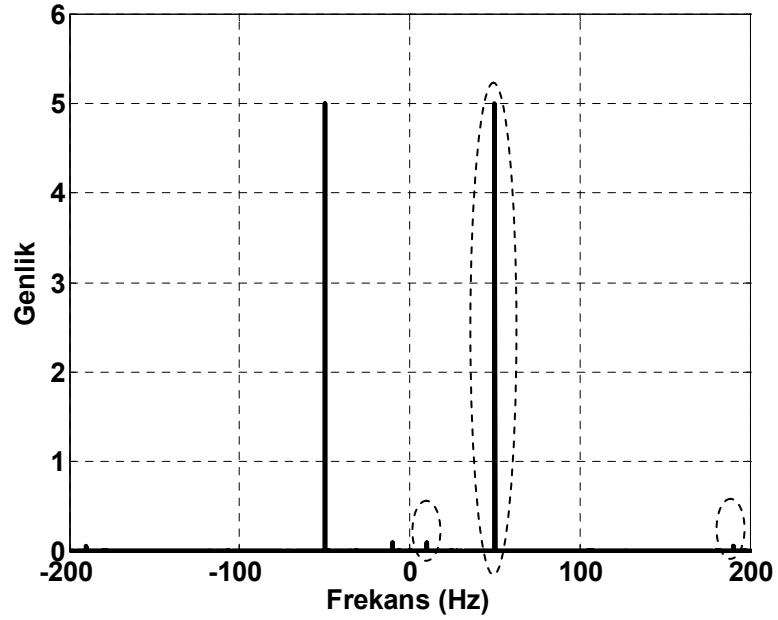
(a)

Şekil 7.2. EEG benzetim sinyali: a) Zaman serisi, b) Frekans spektrumu. Sadece DC bileşen görülmektedir c) DC bileşen çıkarıldıktan sonra frekans spektrumu.

EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme



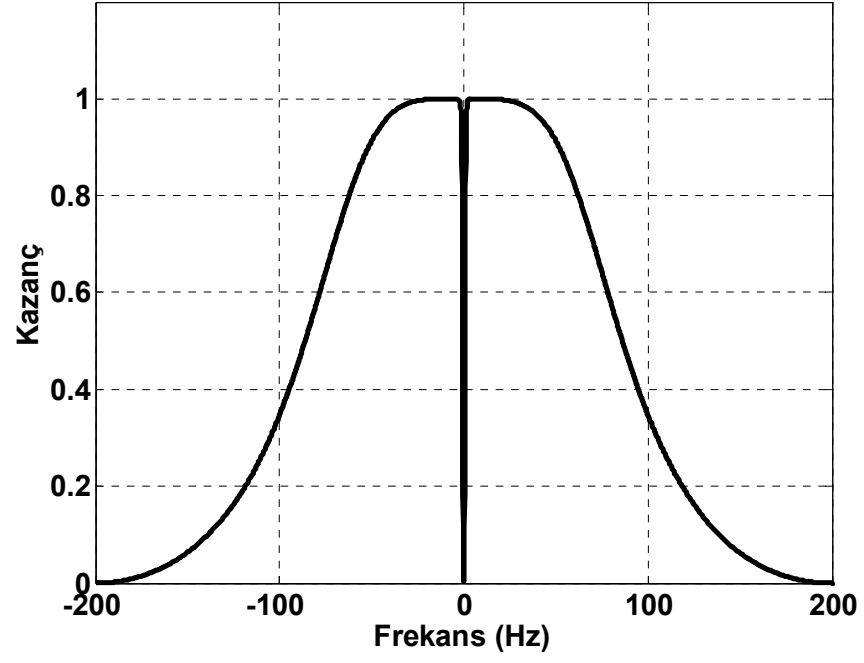
(b)



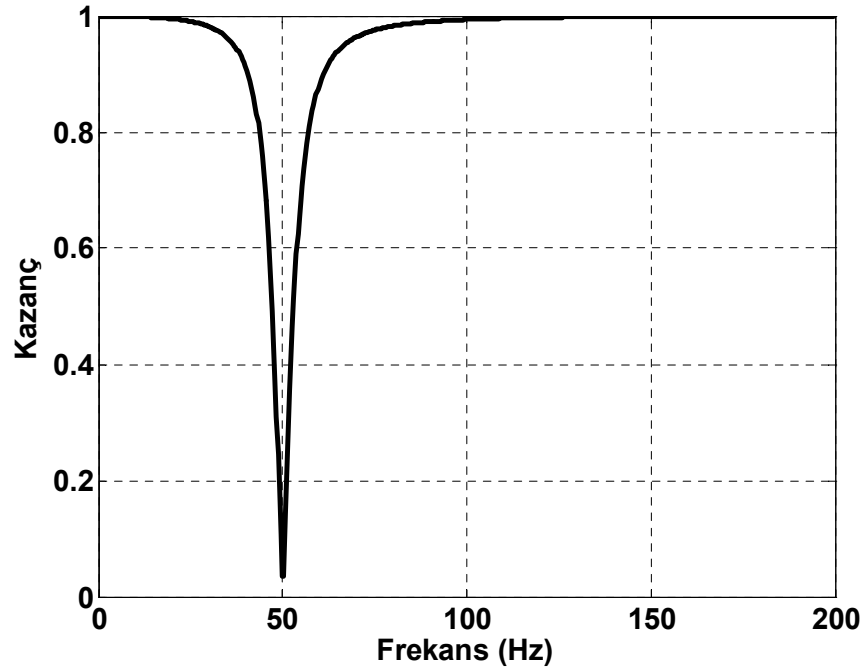
(c)

Şekil 7.2. (Devam) EEG benzetim sinyali: a) Zaman serisi, b) Frekans spektrumu. Sadece DC bileşen görülmektedir c) DC bileşen çıkarıldıktan sonra frekans spektrumu. 10 Hz, 50 Hz ve 190 Hz bileşenleri görülmektedir.

EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme



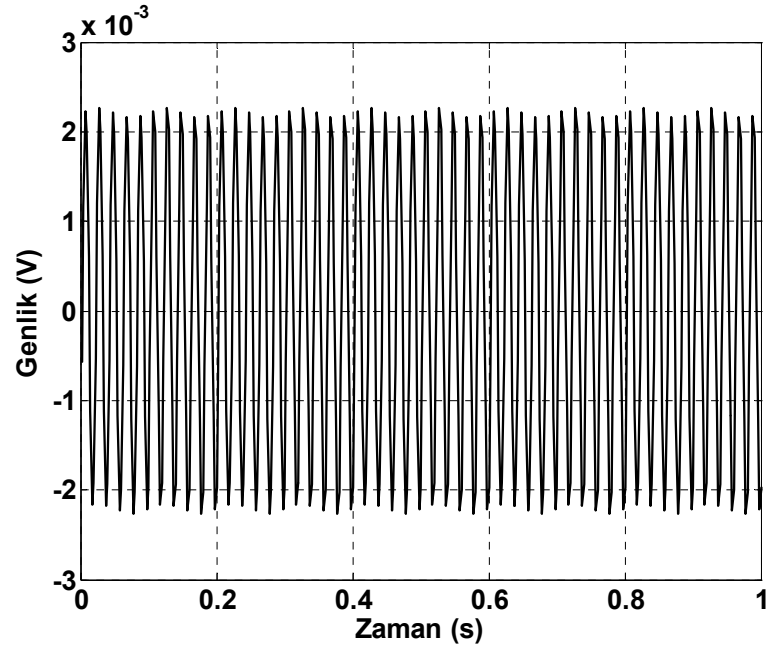
(a)



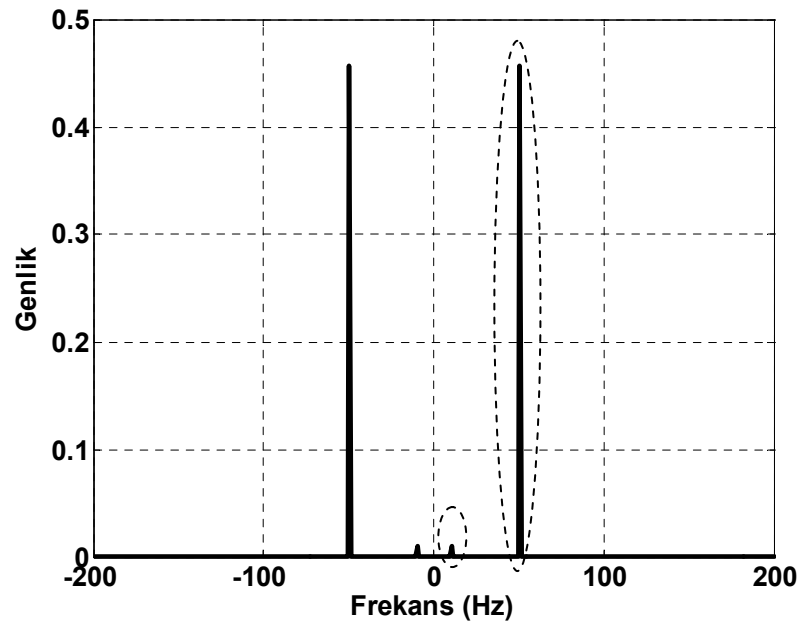
(b)

Şekil 7.3. Kullanılan sayısal filtrelerin frekans spektrumu: a) Bant geçiren filtre, b) Çentik filtre.

EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme



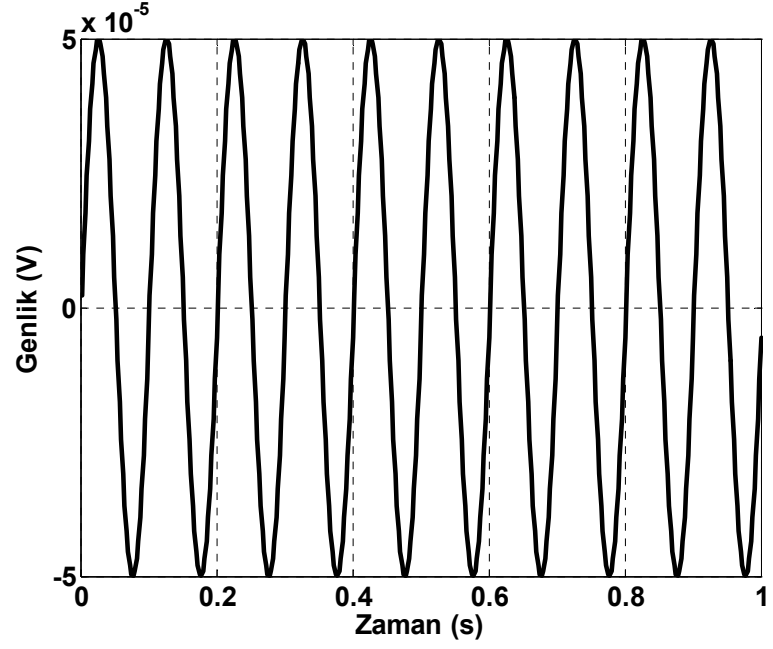
(a)



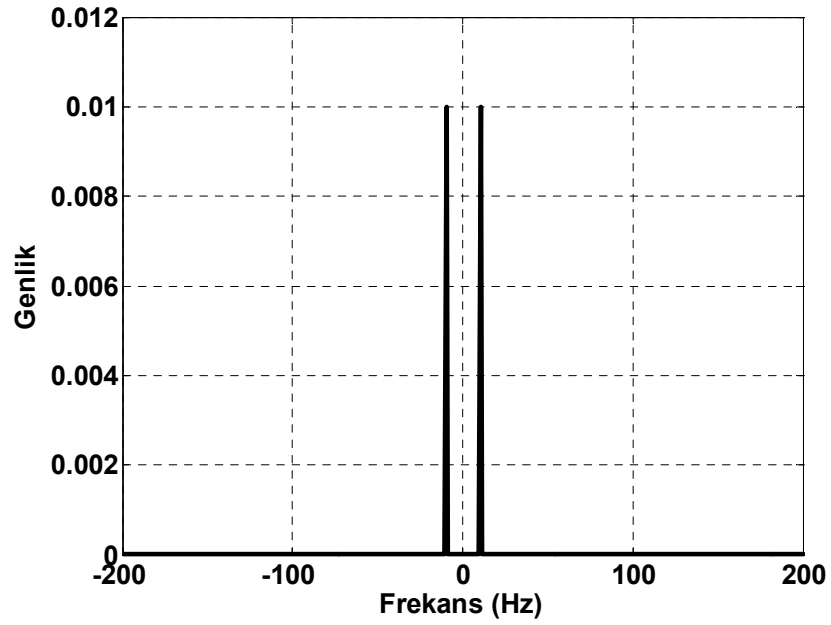
(b)

Şekil 7.4 Filtrelenmiş sinyal: a) BGF'li sinyalin zaman serisi. b) BGF'li sinyalin frekans spektrumu. c) Çentik filtreden geçirilmiş sinyal. ç) Çıkış sinyalinin frekans spektrumu. d) Çıkış sinyalinin güç spektral yoğunluğu.

EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme



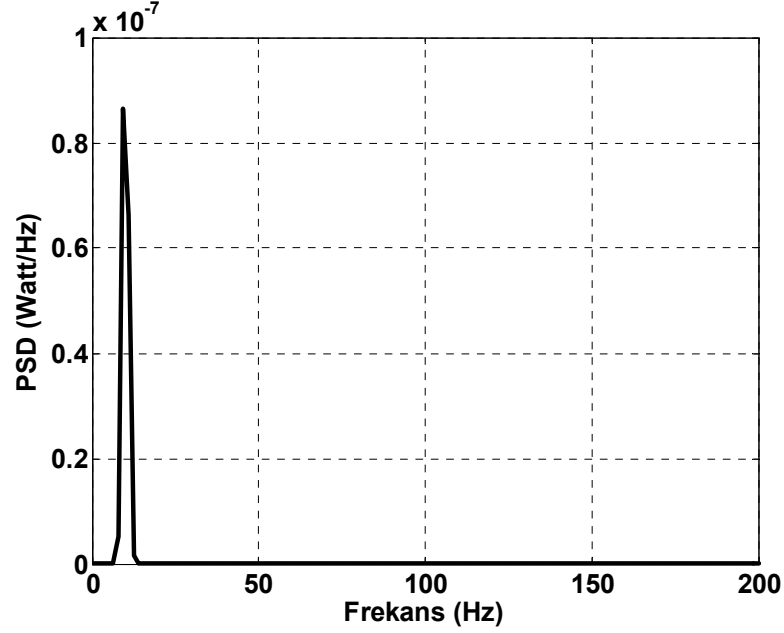
(c)



(ç)

Şekil 7.4 (Devam) Filtrelenmiş sinyal: a) BGF çıkışı. b) BGF çıkış sinyalinin frekans spektrumu. c) Çentik filtreden geçirilmiş sinyal. ç) Çıkış sinyalinin frekans spektrumu. d) Çıkış sinyalinin güç spektral yoğunluğu.

EK-7 (Devam) Sayısal filtreleme



(d)

Şekil 7.4 (Devam) Filtrelenmiş sinyal: a) BGF çıkışı. b) BGF çıkış sinyalinin frekans spektrumu. c) Çentik filtreden de geçirilmiş sinyal. ç) Çıkış sinyalinin frekans spektrumu. d) Çıkış sinyalinin güç spektral yoğunluğu. Sadece 10 Hz'lik istenen bileşen görülmektedir.

Sayısal filtre çıkışında, birleşik benzetim sinyali içerisinde bulunan EEG sinyali elde edilmektedir. Gerektiğinde Matlab'ta elde edilen filtre katsayıları kullanıcı ara yüzü programı içerisine sokularak filtreleme yapılabilir. Bant geçiren filtre (Butterworth, 0,5 Hz-70 Hz, N=2) katsayıları:

$a_1 = 1,000$	$a_2 = -2,552$	$a_3 = 2,346$
$a_4 = -1,024$	$a_5 = 0,230$	
$b_1 = 0,164$	$b_2 = 0$	$b_3 = -0,328$
$b_4 = 0$	$b_5 = 0,164$	

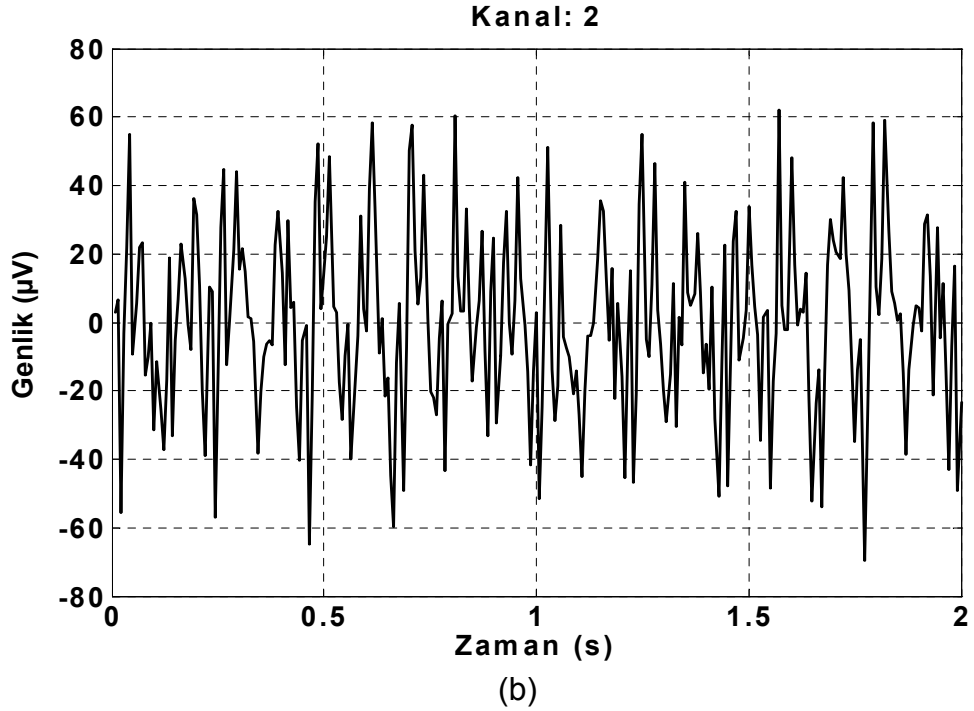
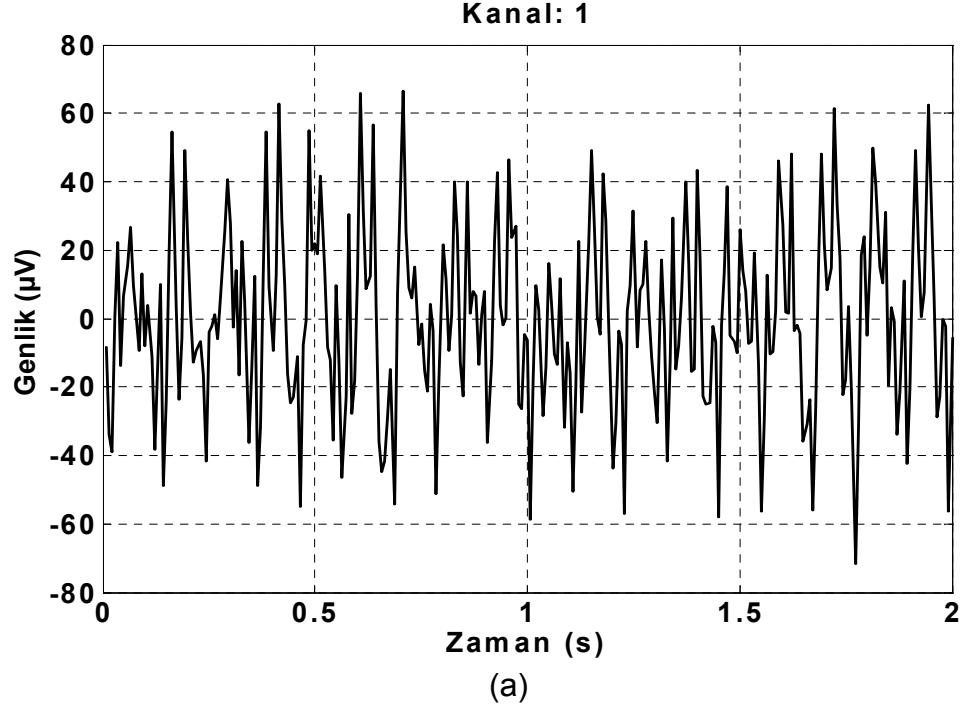
Çentik filtre katsayıları:

$a_1 = 1,000$	$a_2 = -1,311$	$a_3 = 0,854$
$b_1 = 0,927$	$b_2 = -1,311$	$b_3 = 0,927$

EK-8 Kayıt örnekleri

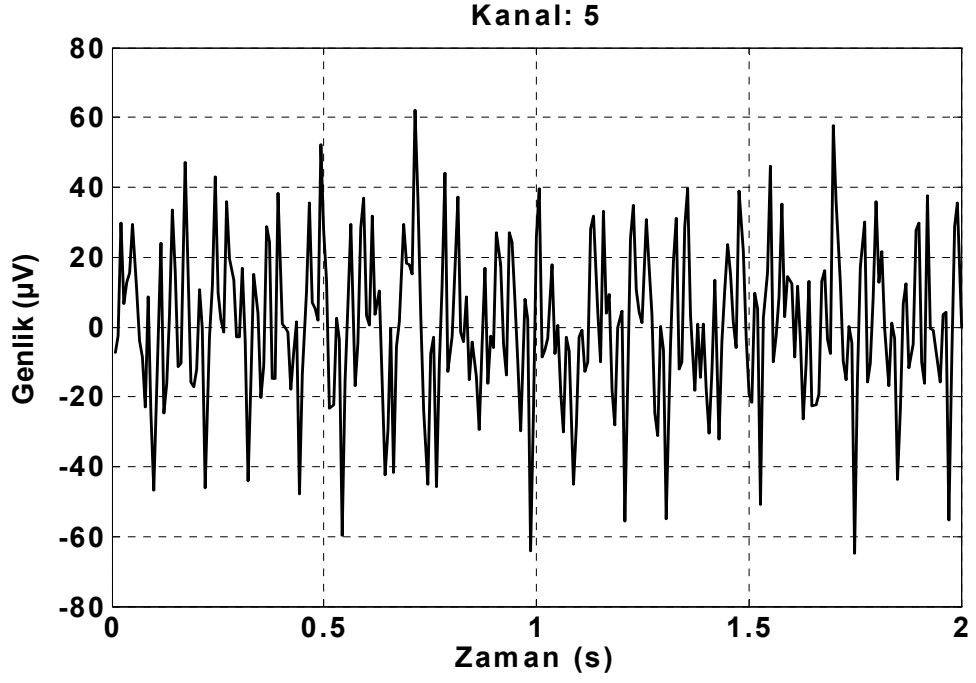
8 KAYIT ÖRNEKLERİ

8.1. Spontane EEG Kayıtları

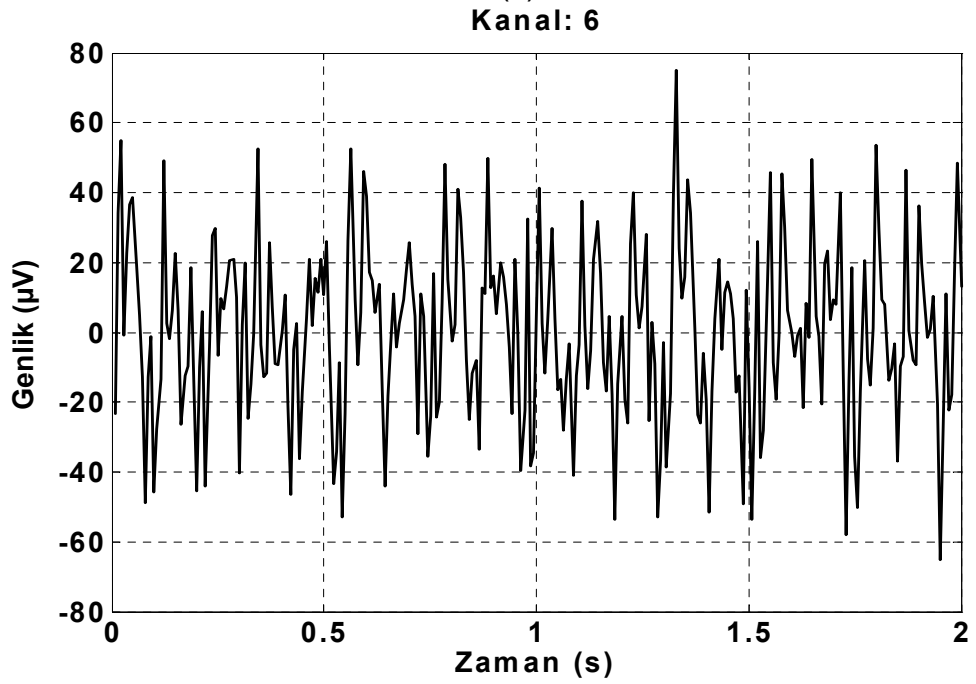


Şekil 8.1. Spontane EEG kayıtlarından örnekler. Kanallar: a)1, b)2, c)5, ç)6, d)7, e)8. Kanal numarası elektrot numarasını göstermektedir. Elektrotların yerleri EK-5'te gösterilmiştir.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



(c)

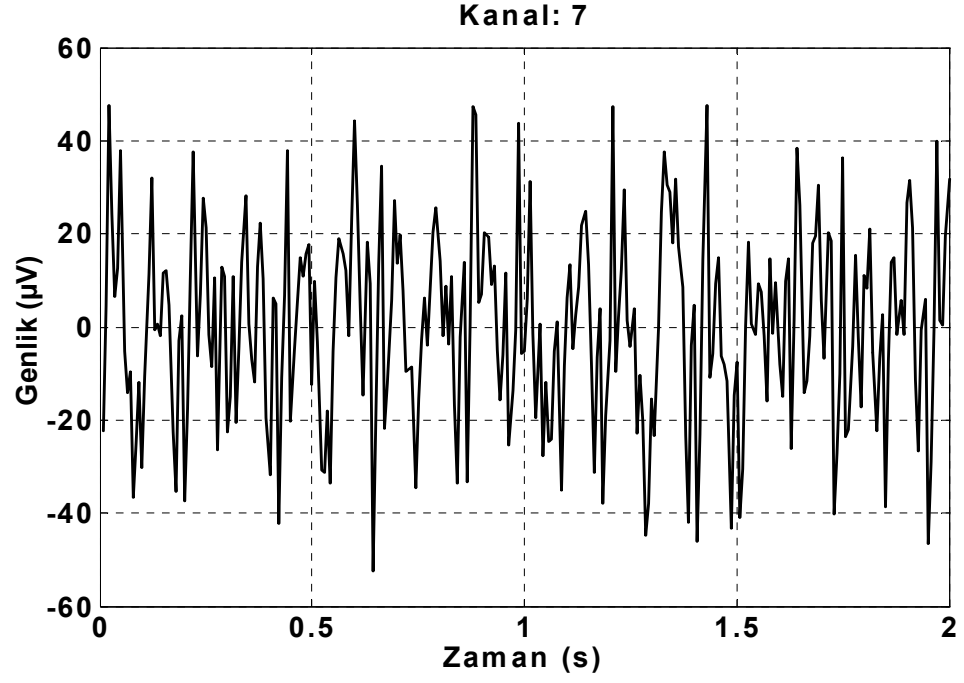


(ç)

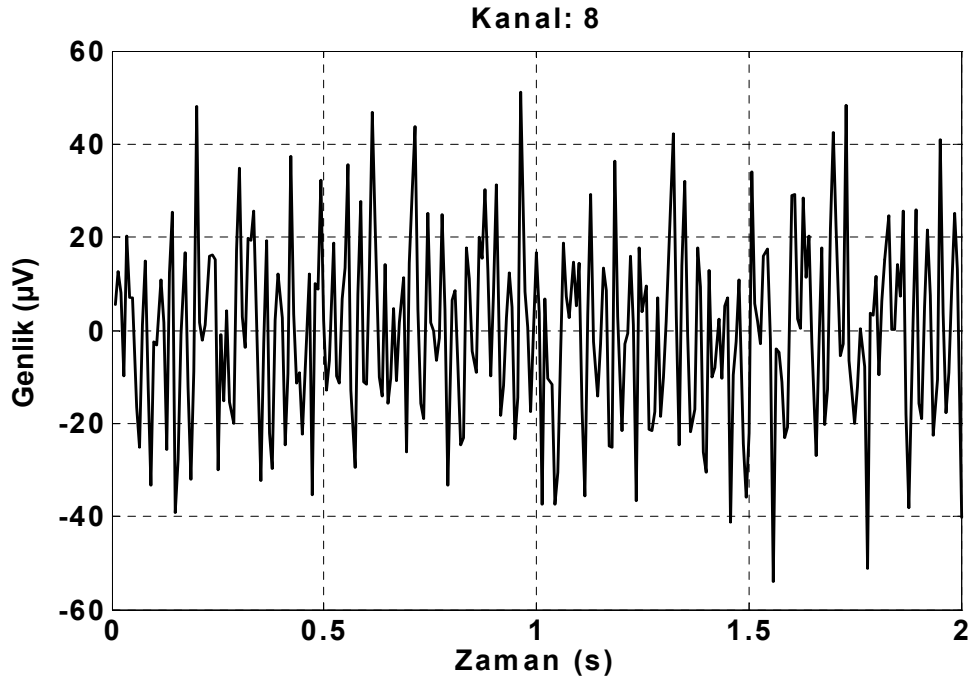
Şekil 8.1. (Devam) Spontane EEG kayıtlarından örnekler. Kanallar:

a)1, b)2, c)5, ç)6, d)7, e)8.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



(d)



(e)

Şekil 8.1. (Devam) Spontane EEG kayıtlarından örnekler. Kanallar:

a)1,

b)2,

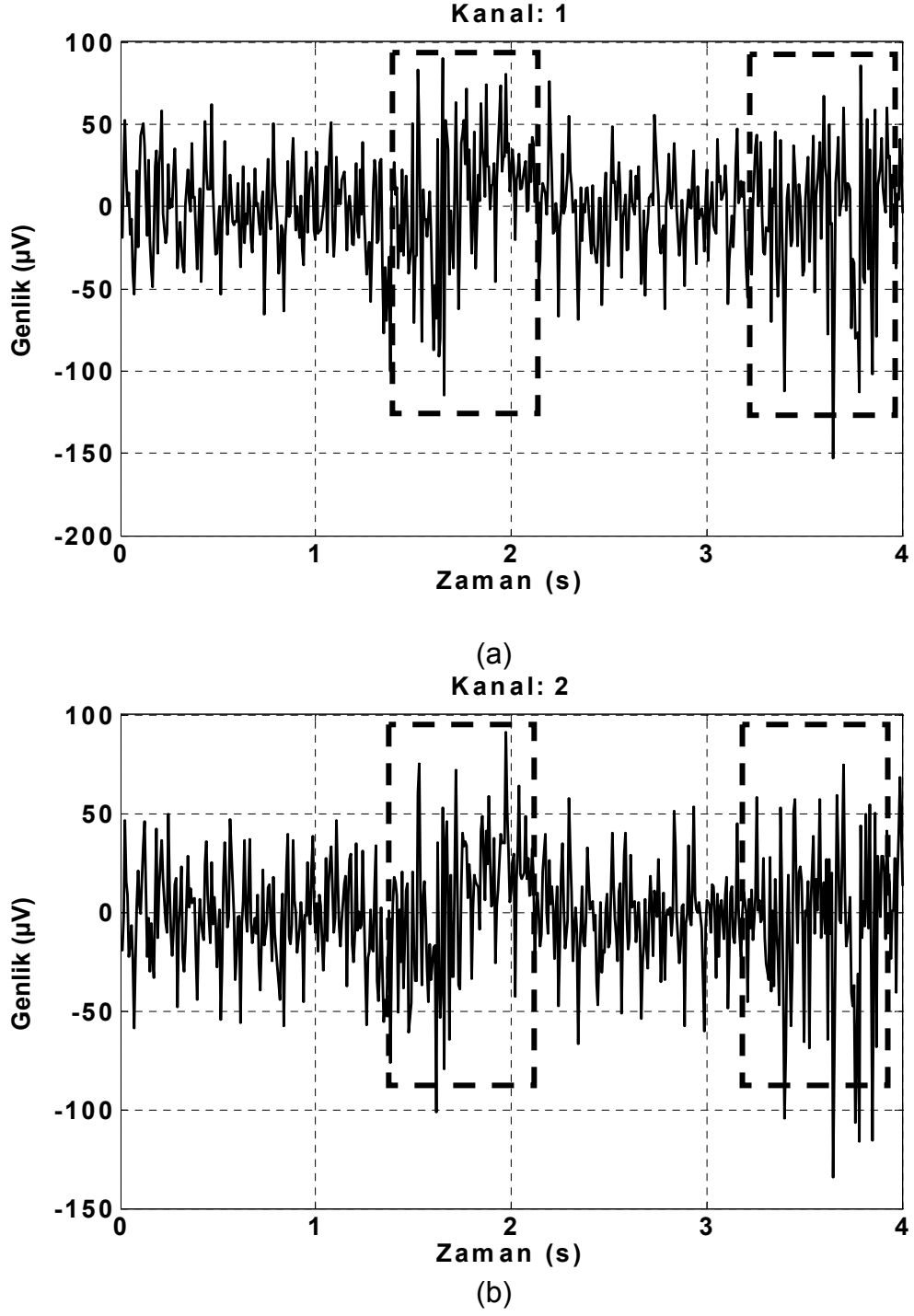
c)5,

ç)6,

d)7.

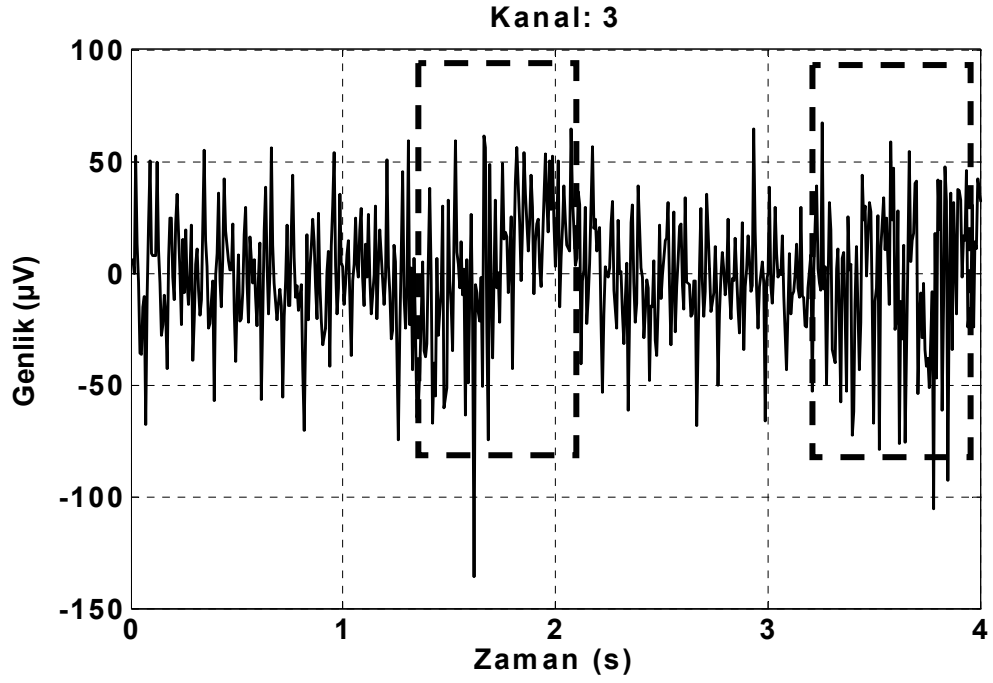
EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri

8.2. Dişlerin Aralıklı Sıkılması Durumunda Alınan Kayıtlar

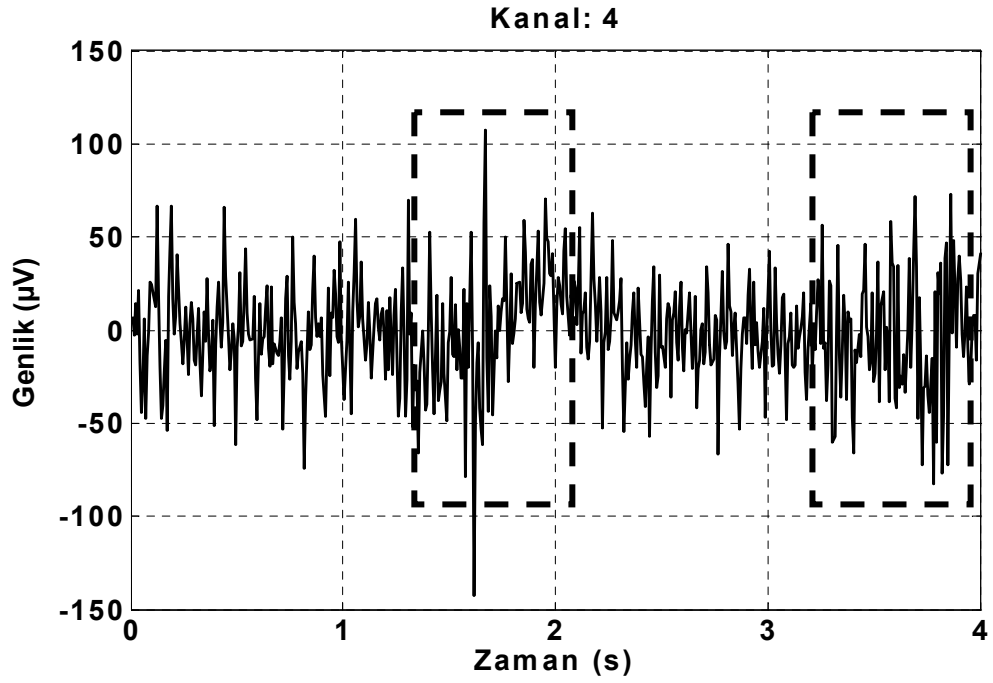


Şekil 8.2. Dişlerin 1~2 s aralıklarla sıkılmasıyla alınan EEG kayıtlarından örnekler. Kanallar: a)1, b)2, c)3, ç) 4, d) 5, e) 15.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



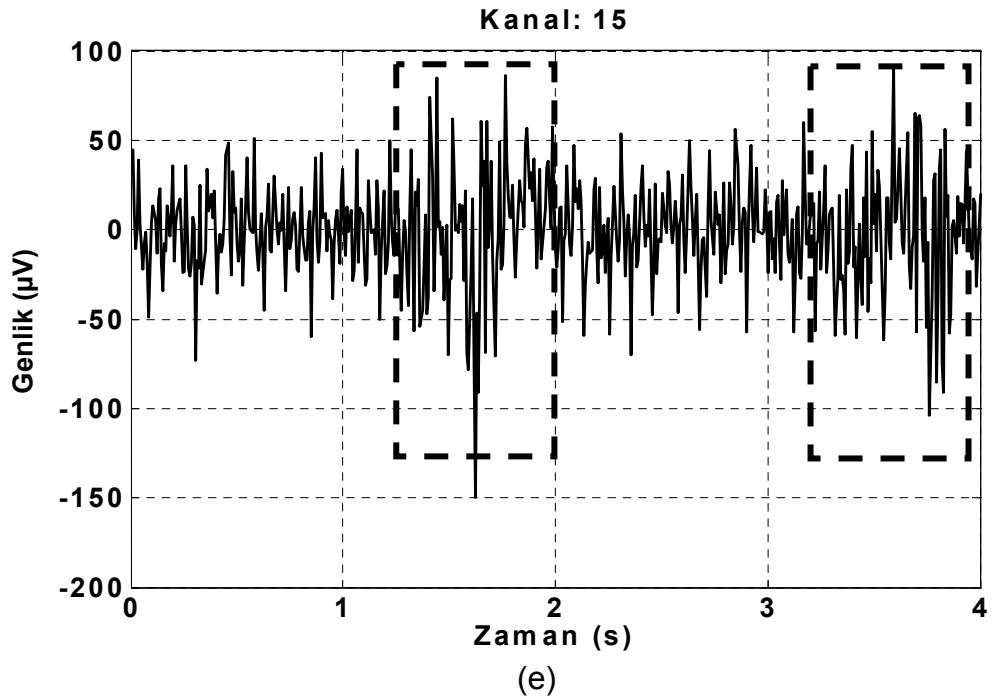
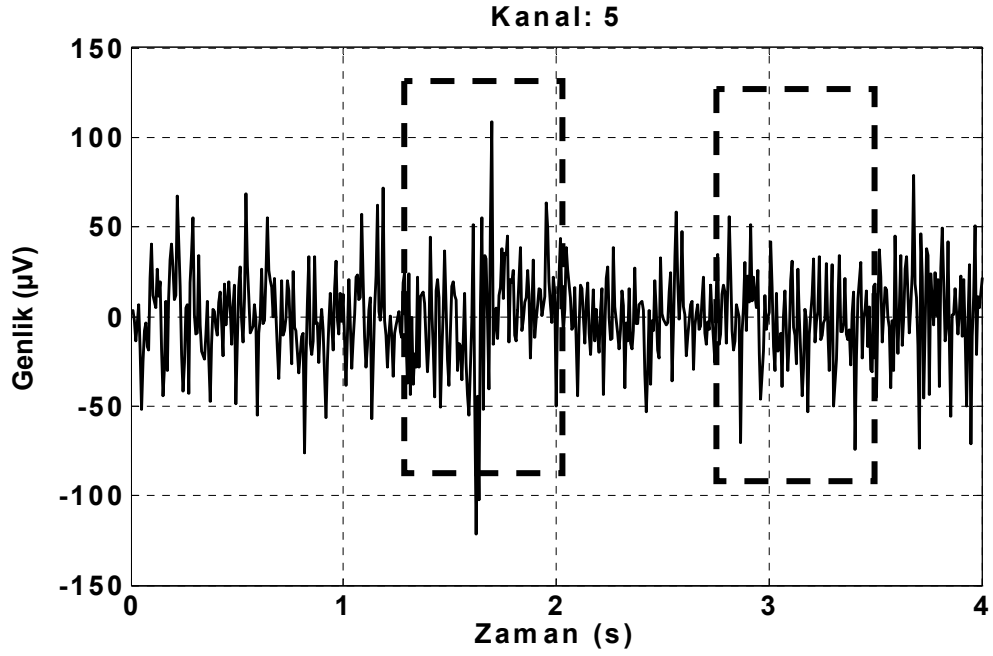
(c)



(ç)

Şekil 8.2. (Devam) Dişlerin 1~2 s aralıklarla sıkılmasıyla alınan EEG Kayıtlarından örnekler. Kanallar: a)1, b)2, c)3, ç)4, d) 5, e) 15.

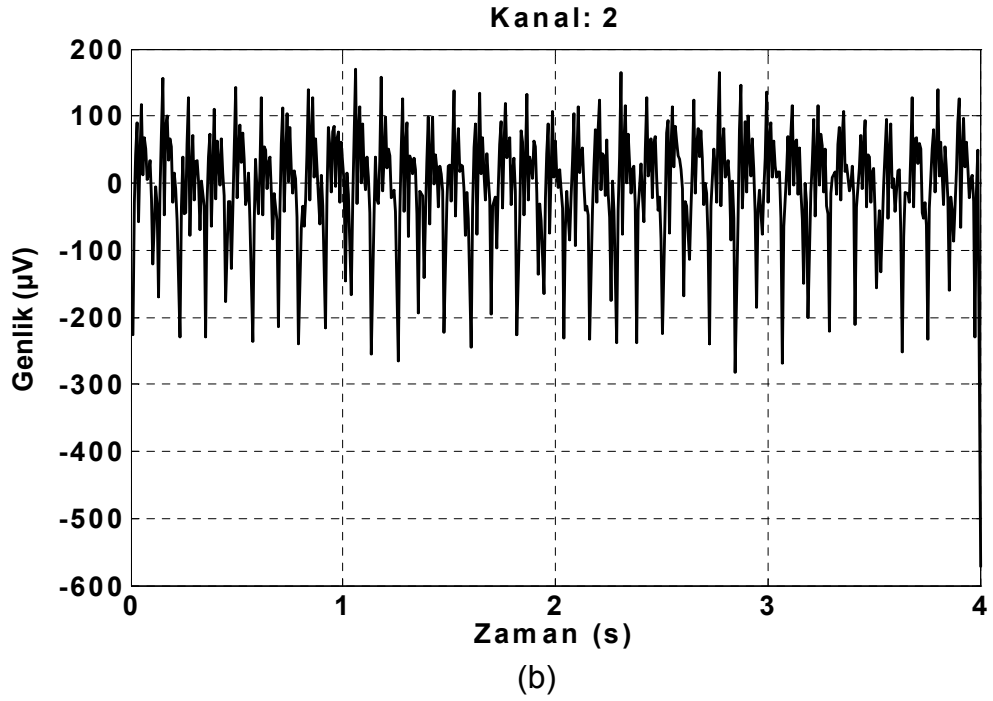
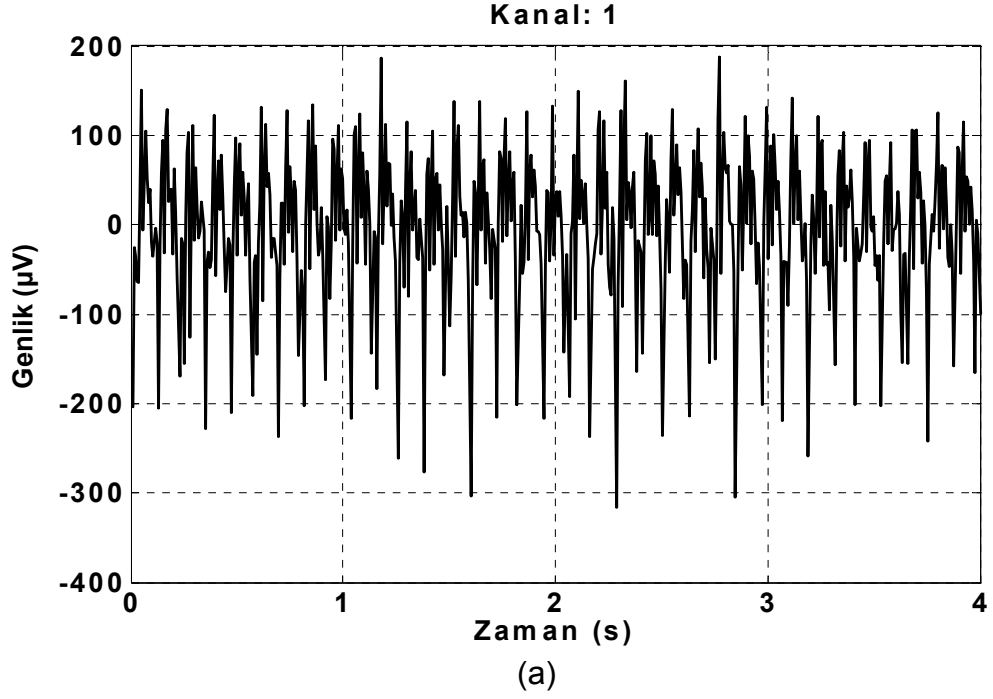
EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



Şekil 8.2. (Devam) Dişlerin 1~2 s aralıklarla sıkılmasıyla alınan EEG Kayıtlarından örnekler. Kanallar: a)1, b)2, c)3, ç)4, d) 5, e) 15. Çerçeveler dişlerin sıkılma anlarını göstermektedir.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri

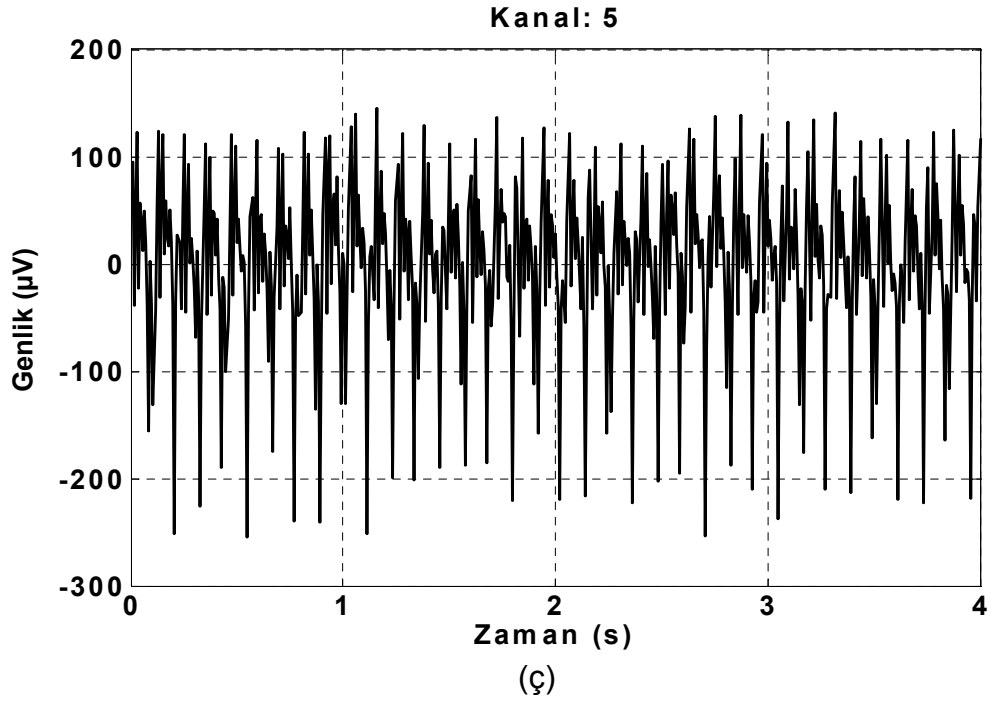
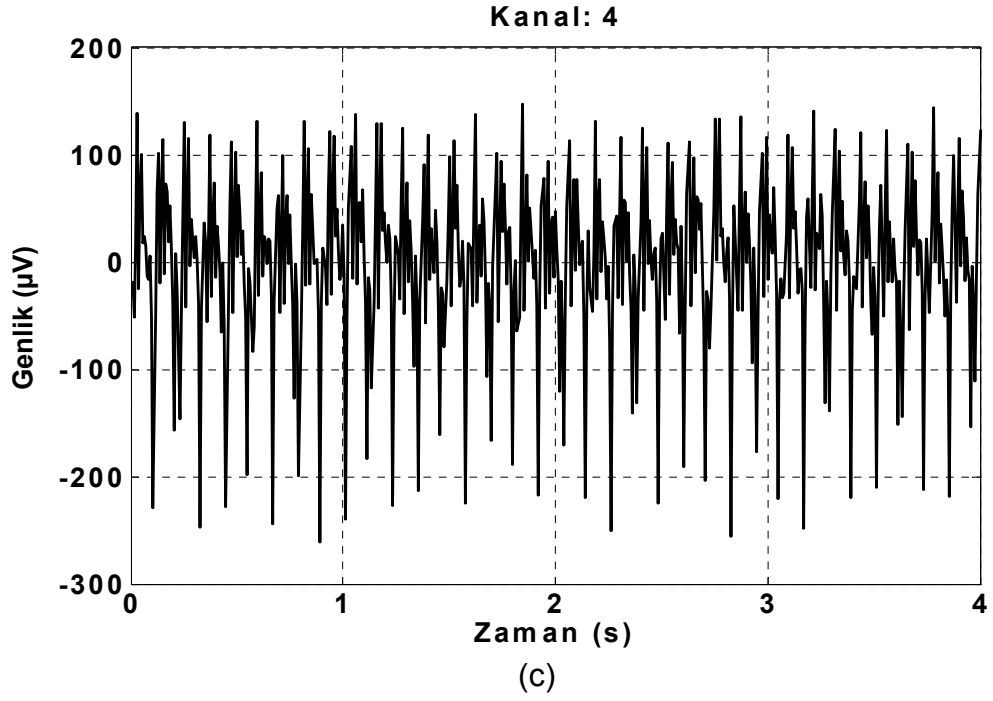
8.3. Dişlerin Sürekli Sıkılması Durumunda Alınan Kayıtlar



Şekil 8.3. Dişlerin sürekli sıkılmasıyla alınan EEG kayıtlarından örnekler.

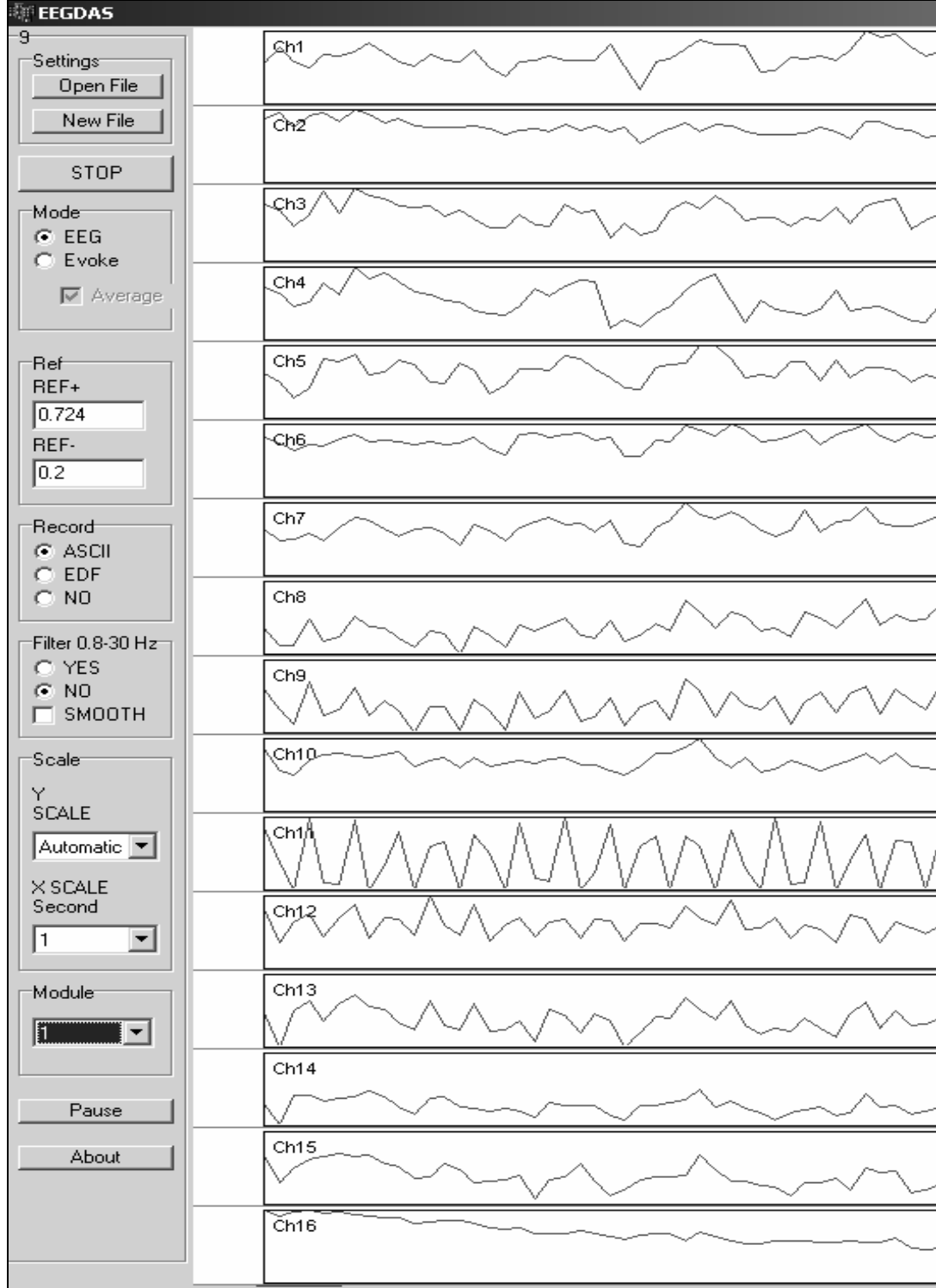
Kanallar: a)1, b)2, c)4, ç) 5.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



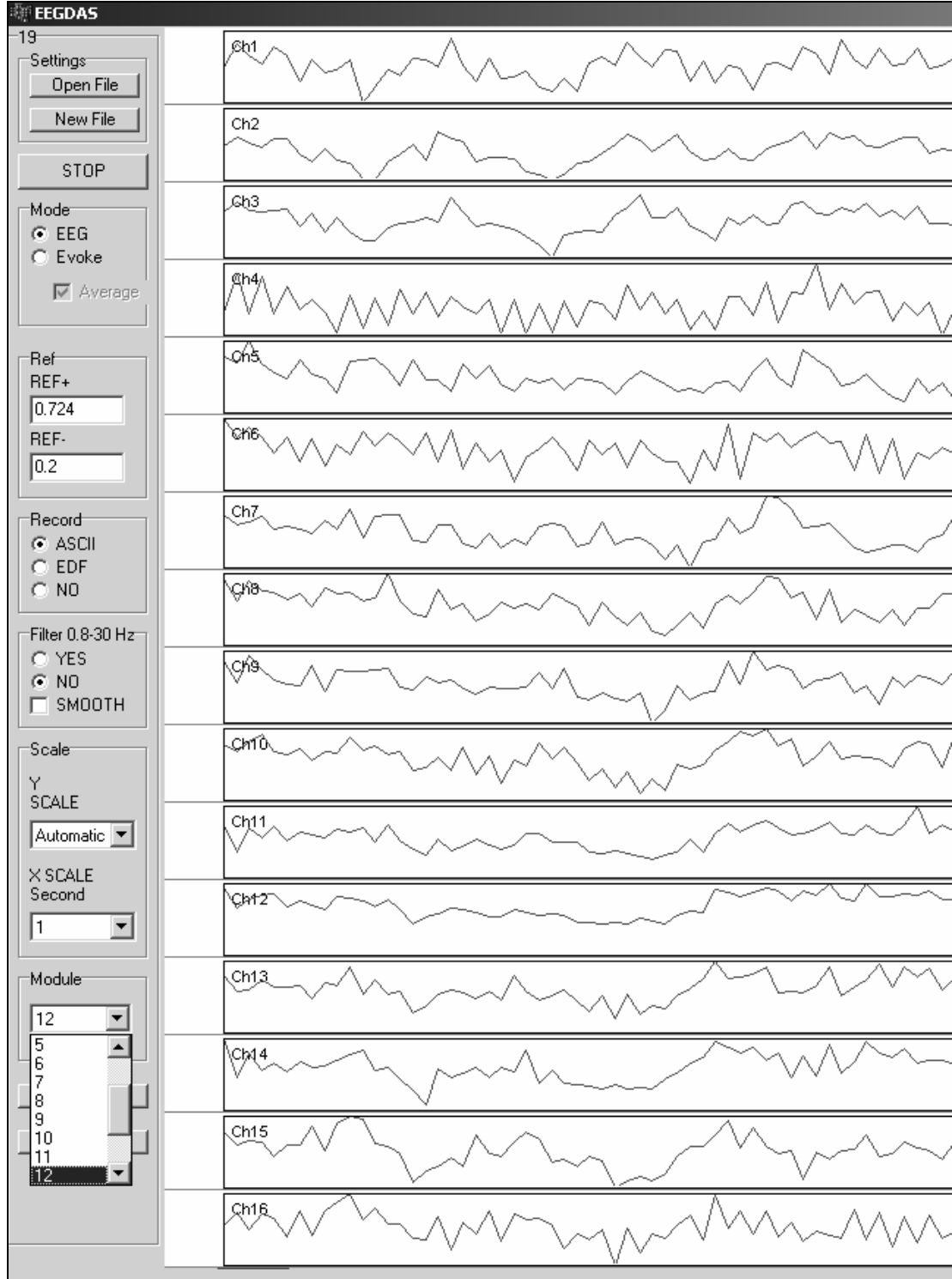
Şekil 8.3. (Devam) Dişlerin sürekli sıkılmasıyla alınan EEG kayıtlarından örnekler. Kanallar: a)1, b)2, c)4, ç) 5.

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



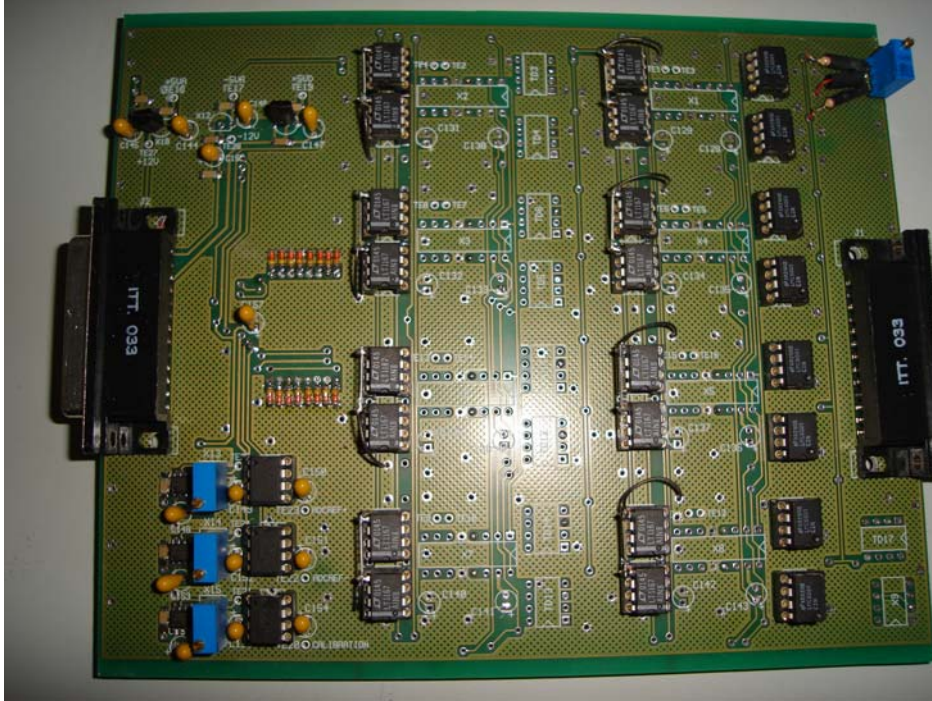
Şekil 8.4. 1-16. kanalların EEGDAS arayüz ekranındaki görüntüsü (27 yaşındaki erkek deneğin sol kulak üstünden alınan spontane EEG kaydı).

EK-8 (Devam) Kayıt örnekleri



Şekil 8.5. 193-208. kanalların EEGDAS arayüz ekranındaki görüntüsü (27 yaşındaki erkek deneğin sağ kulak üstünden alınan spontane EEG kaydı).

EK-9 Sisteme ait çeşitli görüntüler



Resim 9.1. Analog kart.

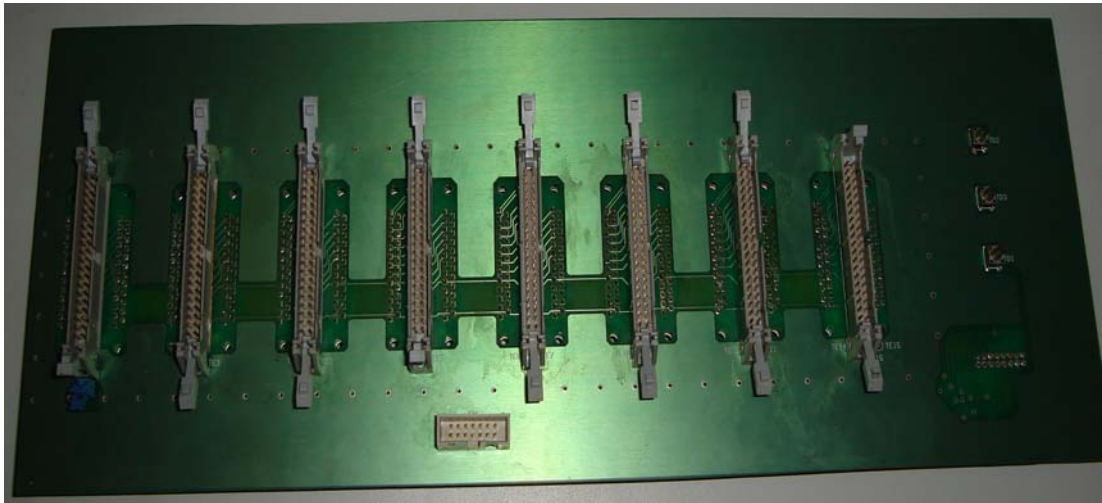


Resim 9.2. Analog kartların yerleştirilmesi.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



Resim 9.3. Analog kartların yerleştirildiği çerçeve.



Resim 9.4. Önpanel-EEG başlığı bağlantı konnektörleri.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler

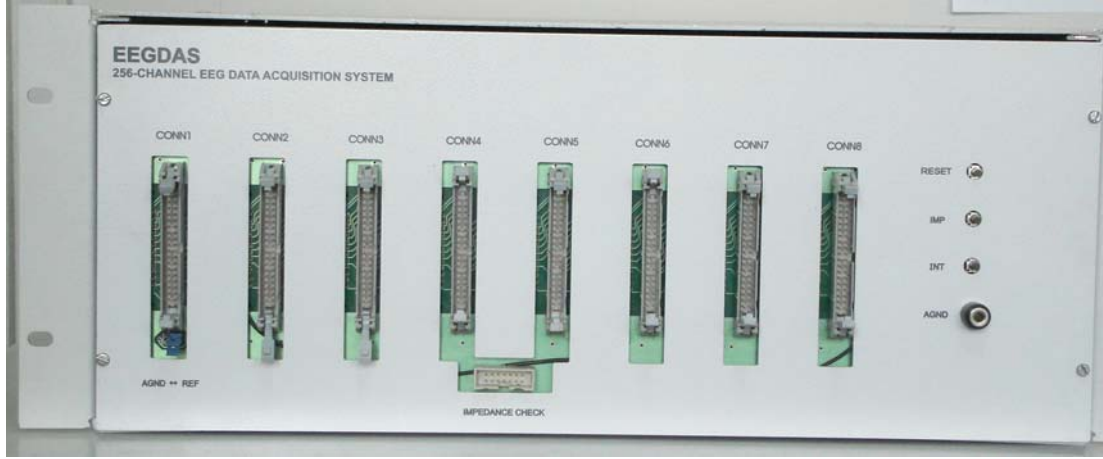


Resim 9.5. Anakart-Analog devre bağlantı konnektörleri.



Resim 9.6. Besleme birimi ve çerçevenin üstten görünümü.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



(a)



(b)

Resim 9.7. EEGDAS'a görüntüler: a) Önden görünüş, b) Arkadan görünüş.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



Resim 9.8. EEG başlığının kayda hazırlanması (jelleme işlemi).

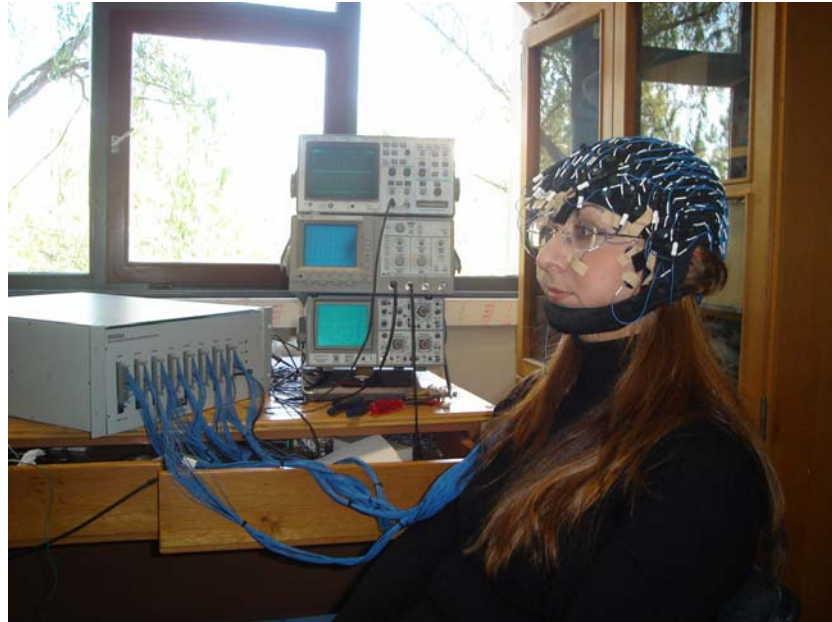


Resim 9.9. EEG başlığının üstten görünüşü.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



(a)



(b)

Resim 9.10. (Devam) EEGDAS'la yapılan bazı deneklere ait kayıt deneyleri:
a) Ali Bülent UŞAKLI (bu tezin sahibi), b) Dilek UŞAKLI,
c) Koray ÖZDAL.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



(c)

Resim 9.10. (Devam) EEGDAS'la yapılan bazı deneklere ait kayıt deneyleri:
b) Ali Bülent UŞAKLI (bu tezin sahibi), b) Dilek UŞAKLI,
c) Koray ÖZDAL.

EK-9 (Devam) Sisteme ait çeşitli görüntüler



Resim 9.11. Elektroensefalografik veri toplama sistemi EEGDAS'ın görünüşü.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : UŞAKLI, Ali Bülent
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 23.06.1967 Bolvadin
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (535) 946 81 62
 Faks : 0 (312) 418 66 89
 e-mail : ausakli@kho.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet yılı
Yüksek lisans	Ege Üniversitesi/Fen Bilimleri Enstitüsü	1995
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elektronik Eğitimi Böl.	1988

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
1996- 1988-1996	Kara Harp Okulu, Ankara Tek.Astsb.Hzlm.Ok., Balıkesir	Öğretim Elemanı Öğretmen

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Usakli, A.B., Gencer N.G., “A USB-based 256-channel Electroencephalographic Data-acquisition System for Electrical Source Imaging of the Human Brain”, **Instrumentation Science and Technology**, (Kabul edildi), (2007).

2. Uşaklı, A.B., Gençer N.G., "Performance Tests Of A Novel Electroencephalographic Data-Acquisition System" **The Fifth International Conference on Biomedical Engineering IASTED BIOMED 2007**, Innsbruck, (2007).
3. Uşaklı, A.B., Gençer N.G., "Elektriksel Kaynak Görüntüleme Amaçlı 256 Kanallı Elektroensefalografi Veri Toplama Sistemi", **10. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı BİYOMUT 2004**, İstanbul, 88-92 (2004).
4. Uşaklı, A.B., "Nükleer Radyasyon ve Etkileri", **Türk Silahlı Kuvvetleri Dergisi** 379 123 (2004).
5. Bay, O.F., Uşaklı, A.B., "Survey of Fuzzy Logic Applications in Brain-Related Researches", **Journal of Medical Systems**, 27 (2): 215-223, (2003).
6. Uşaklı, A.B., Akdurak, S., "Research and Development of a Radioisotope Dose Calibrator with Background Alarm Used in Nuclear Medical Laboratories", **Journal of Medical Systems** 26 (2): 97-104, (2002).
7. Uşaklı, A.B., "Magnetic Resonance Imaging Techniques", **Science Journal of Army Academy** 12 (2): 73-91 (2002).
8. Uşaklı, A.B., "Nükleer Tıpta Kullanılan Görüntüleme Sistemleri" **K.H.O. Bilim Dergisi**, Ankara, 10 (1): 166-191 (2000).
9. Uşaklı, A.B., "Nükleer Radyasyon ve Etkileri" **K.H.O. Bilim Dergisi**, Ankara, 7 (2): 145-156 (1997).
10. Uşaklı, A.B., "Radyasyon Seviyesinin Ölçülmesi", **Savunma Sanayinde Teknolojik Gelişmeler Sempozyumu**, Ankara, 2: 1283-1290 (1997).
11. Uşaklı, A.B., AKDURAK S., "Nükleer Tıp Laboratuvarları İçin Artortam Alarm Seviyeli Radyoizotop Doz Kalibratörü Araştırma ve Geliştirme Çalışmaları", **Ege Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, Yüksek Lisans Tezi (1995).
12. Uşaklı, A.B., "Mikroişlemci ve Mikroişlemcinin Deneysel Uygulamaları (18085)" **Tek.Astsb. Hızl. Ok.**, Balıkesir, Lab. ders kitabı (1992).