

**GELİŞMİŞ BİR ABR ÖLÇÜM SİSTEMİ
TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ**

Mehmet GÜNDOĞAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EKİM 2010
ANKARA**

Mehmet GÜNDOĞAN tarafından hazırlanan “GELİŞMİŞ BİR ABR ÖLÇÜM SİSTEMİ TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ

Tez Danışmanı, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Şeref SAĞIROĞLU

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.

Doç. Dr. Erkan AFACAN

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.

Tarih: 22 / 10 / 2010

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Bilal TOKLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

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

Mehmet GÜNDOĞAN

**GELİŞMİŞ BİR ABR ÖLÇÜM SİSTEMİ
TASARIMI VE GERÇEKLENMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)**

Mehmet GÜNDOĞAN

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Ekim 2010**

ÖZET

Bu tez çalışmasında, işitsel beyin sapı cevaplarının ölçülmesi ile klinik uygulamalarda işitme işlevinin fonksiyonel kaybının, işitme eşiklerinin ve beyin sapı nörolojik bozukluklarının tespiti amacıyla kullanılan ABR ölçüm sistemi tasarlanıp gerçekleştirilmiştir. İşitsel beyin sapı cevapları, ses uyarısının kulağa iletimi sonrasında yaklaşık 10-12 ms içerisinde oluşmaktadır. Bu süre içerisinde, belirli yapıda ve birbirini takip eden 7 adet tepeden oluşan bir sinyal elde edilir. Elde edilen sinyalin frekansı 100-3000 Hz ve genliği 0.1-1 μ V aralığındadır. Sinyal içerisinde bulunan tepelerin; genlik değerleri, oluşma süreleri ve yapısal özellikleri saptanarak ölçüm yapılan bireyin işitme fonksiyonunun görevini uygun olarak yerine getirip getirmediği belirlenmektedir. Yapılan çalışmada gerçekleştirilen ABR ölçüm sistemi, dört ana aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, analog uyarı sinyallerinin iletimi sonrasında oluşan biyoelektriksel sinyaller kafa derisi yüzeyinden elektrotlar yardımı ile algılanmıştır. İkinci aşamada, algılanan analog sinyaller ölçüm sisteminin analog modülüne aktararak yükseltme ve filtreleme işlemlerine tabi tutulmuştur. Üçüncü aşamada, analog sinyaller sayısallaştırılmış ve sayısal sinyal işleme fonksiyonlarından geçirilmiştir. Son aşamada ise sistemin kontrol edildiği kullanıcı arayüzü ile ölçüm sonucu gösterilmiş ve değerlendirilmiştir. ABR ölçüm sisteminin; analog modülünün, sayısal sinyal işleme

fonksiyonlarının ve otomatik dalga tanıma ve değerlendirme fonksiyonlarının detaylı olarak yapılan testlerinden elde edilen sonuçlar sistemin doğru şekilde çalıştığını göstermektedir. Sonuç olarak, bu tez çalışması ile kullanımı kolay, donanımının ve yazılımının her aşamasına erişilebilen, gelişmiş bir ABR ölçüm sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Bilim Kodu : 905.1.021
Anahtar Kelimeler : İşitsel beyin sapı cevapları, sinyal işleme,
Sayısal Sinyal İşlemci
Sayfa Adedi : 164
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

AN ADVANCED ABR MEASUREMENT SYSTEM DESIGN AND IMPLEMENTATION

(M.Sc. Thesis)

Mehmet GÜNDOĞAN

**GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

October 2010

ABSTRACT

In this thesis, an ABR measurement system which is used for determining auditory functional loss, threshold of hearing and brainstem neurologic disorders by measuring auditory brainstem responses is designed and implemented. Auditory brainstem responses occur within approximately 10-12 ms after an acoustic stimulus is transmitted to ear. During this time, a special structured signal which is formed by consecutive 7 peak value is obtained. The obtained signal is in the range of 100-3000 Hz frequency and 0.1-1 μ V amplitude. Amplitudes, generation time and structural properties of peak values which are located in the signal determine the auditory function of person whose auditory system is tested. ABR measurement system that is implemented in this study consists of four main stages. In the first stage, bioelectrical signals which are consisted after the transmission of stimulus signals are accumulated from skull skin by using electrodes. In the second stage, the obtained signals are transferred to analog module of the system and in this module, amplification and filtering processes are performed to the analog signals. In the third stage, the analog signals are digitized and passed through digital signal processing functions. In the last stage, demonstration and evaluation of the measurement result is carried out by the user interface software which is used for control of the system. It can be clearly seen that ABR measurement system works properly

according to the results of detailed tests of analog module, digital signal processing functions and automatic wave recognition and evaluation functions. Finally, an advanced measurement system which is user-friendly and accessible to all phases of hardware and software is designed and implemented.

Science Code	: 905.1.021
Key Words	: Auditory brainstem response, signal processing, Digital Signal Processor
Page Number	: 164
Adviser	: Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Hocam Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ'e, yine kıymetli tecrübelerinden faydalandığım Hocam Arş. Gör. Mustafa ÖZDEN'e, Gazi Üniversitesi Prof. Dr. Necmettin AKYILDIZ İşitme Konuşma Ses ve Denge Bozuklukları Tanı Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi'nde cihazımızı test etme imkânı sunan Odyoloji Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Yusuf K. KEMALOĞLU'na ve beni manevi destekleriyle yalnız bırakmayan aileme ve arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xiii
RESİMLERİN LİSTESİ	xviii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xix
1. GİRİŞ.....	1
2. İŞİTME SİSTEMİ.....	5
2.1. Kulak Anatomisi	5
2.1.1. Dış kulak	5
2.1.2. Orta kulak	6
2.1.3. İç kulak	7
2.2. Merkezi İşitme Yolları	12
2.2.1. Koklear nükleuslar ve akustik strialar	14
2.2.2. Superiyor olivier kompleks.....	15
2.2.3. Lateral lemniskus	15
2.2.4. İnferiyor kollikulus.....	15
2.2.5. Medial genikulat cisim	16
2.2.6. İşitsel korteks	16
2.3. İşitme Sisteminin Fizyolojisi	16

	Sayfa
2.4. İşitme Değerlendirilmesi	19
2.4.1. İşitsel beyin sapı cevapları	20
2.4.2. İşitsel beyin sapı cevaplarının tarihçesi	23
3. ABR ÖLÇÜM SİSTEMİ TEMELLERİ	24
3.1. Uyarı Türleri ve İletimi	27
3.2. Biyoelektriksel Sinyalleri Algılama	31
3.3. Analog Sinyal Yükseltme	38
3.3.1. İşlemsel yükselteç	38
3.3.2. Fark yükselteci	40
3.4. Analog Filtreleme	43
3.5. Çeviriciler (A/D-D/A)	47
3.6. Sayısal Sinyal İşleme	50
3.6.1. Sayısal filtreleme	51
3.6.2. Ortalama alma	53
3.7. Otomatik Dalga Tanıma ve Değerlendirme	55
4. GERÇEKLEŞTİRİLEN ABR ÖLÇÜM SİSTEMİNİN YAPISI	57
4.1. Tasarım Temelleri ve Malzeme Seçimi	57
4.2. Elektrot ve Kulaklık	59
4.3. Analog Devre	60
4.3.1. Analog devre blok şeması	60
4.3.2. Ön yükseltme devresi	61
4.3.3. Sağ bacak sürücü devresi	64
4.3.4. Filtre devreleri	65

	Sayfa
4.3.5. Yükseltme devresi	76
4.4. Sayısal Devre	78
4.4.1. TMS320C6713 DSK fonksiyonel genel bakış.....	78
4.4.2. Code composer studio (CCS).....	85
4.5. Sayısal Sinyal İşleme.....	88
4.5.1. Sayısal sinyal işleme algoritması	88
4.5.2. Veri alışı verişi	90
4.5.3. Artifakt dışlama.....	91
4.5.4. Filtreleme	92
4.5.5. Yumuşatma	95
4.5.6. Veri azaltma	97
4.5.7. Ortalama alma	98
4.6. Kullanıcı Arayüzü ve Otomatik Değerlendirme	102
4.6.1. Kullanıcı arayüzü	103
4.6.2. Otomatik değerlendirme	107
5. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM İLE ALINAN SONUÇLAR VE SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ	109
5.1. Analog Test Sinyali İle Alınan Ölçümler	109
5.1.1. Analog sinyal elde etme bloğu ile elde edilen ölçüm sonuçları ve sonuçların değerlendirilmesi	109
5.1.2. Sayısal sinyal işleme bloğu ile elde edilen ölçüm sonuçları ve sonuçların değerlendirilmesi	115
5.2. Sayısallaştırılmış ABR Sinyali İle Alınan Ölçümler ve Ölçümlerin Değerlendirilmesi	126
6. GENEL DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER	129

Sayfa

KAYNAKLAR.....	131
EKLER.....	135
EK-1 Analog devre şeması.....	136
EK-2 Analog kart baskı devre katmanları.....	142
EK-3 Analog kart pcb 3D modellemesi.....	143
EK-4 Ölçüm ekranı.....	144
EK-5 DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması	148
EK-6 Filtre katsayılarının belirlenmesi.....	154
EK-7 TMS320C6713 DSK	157
EK-8 Analog sinyal elde etme modülü.....	158
EK-9 INA 114 veri kataloğu	159
EK-10 TLC 277 veri kataloğu.....	160
EK-11 ABR analog modülün malzeme listesi	161
EK-12 ABR ölçüm sistemi.....	163
ÖZGEÇMİŞ.....	164

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kulağın yapısı	5
Şekil 2.2. Koklea kesiti	8
Şekil 2.3. Korti organı.....	9
Şekil 2.4. Tüy hücreleri a) İç tüy hücresi b) Dış tüy hücresi	10
Şekil 2.5. Merkezi işitme yolları	12
Şekil 2.6. Merkezi işitme yollarının detaylı gösterimi.....	13
Şekil 2.7. Sesin dış, orta, iç kulak boyunca işitme sinirine iletilmesi.....	18
Şekil 2.8. Koklea'nın frekans dağılımı.....	19
Şekil 2.9. İşitsel beyin sapı cevabı.....	21
Şekil 2.10. İşitsel beyin sapı cevaplarının değerlendirilmesi sırasında kullanılacak özellikler	22
Şekil 3.1. Genel ABR test sistemi blok şeması	24
Şekil 3.2. Kanal içi kulaklığın kulağa yerleştirilmesi	30
Şekil 3.3 Gezici tip elektrot modeli	33
Şekil 3.4. Tab elektrot.....	33
Şekil 3.5. Başın sol yandan ve üstten görünümü ile 10-20 sistemi	34
Şekil 3.6. 10-20 sistemi ile belirlenen ölçüm noktaları	34
Şekil 3.7. ABR kayıtlarında kullanılan elektrot yerleştirme yerleri (1.yöntem)	35
Şekil 3.8. ABR kayıtlarında kullanılan elektrot yerleştirme yerleri (2.yöntem)	36
Şekil 3.9. İşlemsel yükselteç yapıları a) Tersleyen yükselteç b) Terslemeyen yükselteç.....	39
Şekil 3.10. Fark yükseltici	40

Şekil	Sayfa
Şekil 3.11. Fark yükselteçlerinin şematik gösterimi.....	41
Şekil 3.12. Genel enstrümantasyon yükselteç yapısı (3 Op-Amp'lı).....	43
Şekil 3.13. Filtre gösterimi.....	44
Şekil 3.14. İdeal alçak geçiren filtre yanıtı	45
Şekil 3.15. Çeşitli filtre yaklaşımları	46
Şekil 3.16. ABR dalga formu ve dalga etiketleri.....	56
Şekil 4.1. Gerçekleştirilen ABR ölçüm sisteminin blok şeması.....	57
Şekil 4.2. Analog devre blok şeması.....	61
Şekil 4.3. Ön yükseltme devresi	62
Şekil 4.4. Kazanç-Frekans grafiği	62
Şekil 4.5. CMR-Frekans grafiği	63
Şekil 4.6. INA114 basitleştirilmiş gösterimi.....	63
Şekil 4.7. Sağ bacak sürücü devresi.....	64
Şekil 4.8. Genel Sallen Key filtre devresi	66
Şekil 4.9. Enstrümantasyon yükseltecinin RFI filtre devresi.....	68
Şekil 4.10. İkinci seviyede birim kazançlı yüksek geçiren Sallen Key filtre yapısı.....	68
Şekil 4.11. Filtre özellikleri belirleme ekranı.....	69
Şekil 4.12. Filtre yanıtı seçim ekranı	70
Şekil 4.13. Onuncu seviyede yüksek geçiren Sallen Key filtre devre şeması.....	71
Şekil 4.14. Tasarlanan yüksek geçiren filtrenin AC analizi.....	72
Şekil 4.15. İkinci seviyede birim kazançlı alçak geçiren Sallen Key filtre yapısı.....	72
Şekil 4.16. Filtre özelliği belirleme ekranı.....	73

Şekil	Sayfa
Şekil 4.17. Filtre yanıtı seçim ekranı	74
Şekil 4.18. FilterPro ile elde edilen altıncı seviyede alçak geçiren Sallen Key filtre devre şeması.....	75
Şekil 4.19. TINA TI ile düzenlenen altıncı seviyede alçak geçiren Sallen Key filtre devre şeması.....	75
Şekil 4.20. Tasarlanan alçak geçiren filtrenin AC analizi.....	76
Şekil 4.21. Terslemeyen yükseltme devresi.....	77
Şekil 4.22. İşlemsel yükseltme devresi	77
Şekil 4.23. TMS320C6713 DSK blok şeması.....	79
Şekil 4.24. TMS320C6713 DSP fonksiyonel blok şeması	81
Şekil 4.25. TLV320AIC23 blok şeması.....	83
Şekil 4.26. CCS ile kaynak kodların yürütülebilir dosya haline dönüştürülmesi.....	86
Şekil 4.27. CCS yazılımı grafik arayüzü.....	87
Şekil 4.28. Sinyal işleme algoritması.....	89
Şekil 4.29. Artifakt dışlama.....	92
Şekil 4.30. FIR filtrenin mantıksal yapısı	94
Şekil 4.31. Bant durduran filtre parametreleri.....	95
Şekil 4.32. Yumuşatma işleminin şematik olarak gösterimi.....	96
Şekil 4.33. Veri azaltma.....	98
Şekil 4.34. Guide ile GUI tasarım ekranı.....	103
Şekil 4.35. Kullanıcı arayüz akış diyagramı	104
Şekil 4.36. Ana program ekranı.....	104
Şekil 4.37. Yeni hasta bilgi ekranı.....	105
Şekil 4.38. Ölçüm ekranı.....	106

Şekil	Sayfa
Şekil 4.39. Kayıtlı hasta bilgi ekranı.....	107
Şekil 4.40. Örnek sayısal ABR sinyalinin sonuç grafiği ve otomatik değerlendirilmesi	108
Şekil 5.1. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyali	110
Şekil 5.2. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyalinin 128 adet örneğinin ortalaması	111
Şekil 5.3. Frekansı 50 Hz'e değiştirilmiş test sinyaline uygulanan filtreleme	112
Şekil 5.4. Frekansı 10 kHz'e değiştirilmiş test sinyaline uygulanan filtreleme	113
Şekil 5.5. Ölçüm sistemi ile elde edilen EKG sinyali.....	114
Şekil 5.6. EKG sinyalleri A) EKG sinyalinin yapısı B) Normal EKG örnekleri	114
Şekil 5.7. Test sinyalinin sayısal sinyal işleme bloğu ile elde edilmesi	116
Şekil 5.8. Ortalaması alınmış test sinyali.....	117
Şekil 5.9. Artifakt dışlanmayan ölçüm	118
Şekil 5.10. Artifakt dışlanan ölçüm	119
Şekil 5.11. Bant geçiren FIR filtre uygulanmamış tek ölçüm sonucu	120
Şekil 5.12. Bant geçiren FIR filtre uygulanmış tek ölçüm sonucu.....	120
Şekil 5.13. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 3).....	122
Şekil 5.14. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 5).....	122
Şekil 5.15. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 7).....	123
Şekil 5.16. Klasik ortalama alma.....	124
Şekil 5.17. Genlik ağırlıklı ortalama alma	125
Şekil 5.18. Standart sapma ağırlıklı ortalama alma	125

Şekil	Sayfa
Şekil 5.19. Varyans ağırlıklı ortalama alma.....	126
Şekil 5.20. Test sinyalinin değerlendirilmesi	127
Şekil 5.21. Örnek sayısal ABR sinyalinin grafik gösterimi	127
Şekil 5.22. Örnek sayısal ABR sinyalinin dalgalarının otomatik tanınması ve değerlendirilmesi	128

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. TDH 49 model kulaklık ve MX-41/AR tampon	29
Resim 3.2. ER 3A model kanal içi kulaklık.....	31
Resim 3.3. Farklı iletkenlerle kaplı metal elektrotlar	32
Resim 3.4. İğne elektrot	37
Resim 4.1. Sistemde kullanılan tab elektrot.....	59
Resim 4.2. Kanal içi kulaklık	60

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş klorür
dB	Desibel
dePa	Deka Pascal
fc	Kesim frekansı
fs	Örnekleme frekansı
fn	Sinyalde oluşan en yüksek frekans
Hz	Hertz
kHz	Kilohertz
Kbyte	1000 bayt (Kilobyte)
Mbit	1 000 000 bit (Megabit)
Mbyte	1 000 000 bayt (Megabyte)
MHz	Megahertz
K⁺	Potasyum iyonu
Na⁺	Sodyum iyonu
ms	Milisaniye
μV	Mikrovolt
mV	Milivolt
V	Volt
ΣΔ	Sigma-Delta

Kısaltmalar	Açıklama
ABR	İşitsel Beyin Sapı Cevapları (Auditory Brainstem Response)
AC	Alternatif Akım (Alternating Current)
A/D	Analog / Sayısal (Analog / Digital)
ADC	Analog Sayısal Çevirici (Analog to Digital converter)
AIC23	TLV320AIC23
CCS	Code Composer Studio
CMR	Ortak Mod Sinyal Bastırma Common Mode Rejection)
CMRR	Ortak Mod Sinyal Bastırma Oranı (Common Mode Rejection Ratio)
CPU	Merkezi İşlemci Birimi (Central Processing Unit)
CPLD	Karmaşık Programlanabilir Mantık Aygıtı (Complex Programmable Logic Device)
C6713	TMS320C6713
D/A	Sayısal / Analog (Digital / Analog)
DAC	Sayısal Analog Çevirici (Digital to Analog Converter)
DC	Doğru Akım (Direct Current)
DIP	Dual Inline Package
DSP	Sayısal Sinyal İşlemci (Digital Signal Processor)
DSK	DSP Başlangıç Kiti (DSP Starter Kit)
DTH	Dış Tüy Hücreleri
EEG	Elektroensefalografi (Electroencephalography)
EKG	Elektrokardiyografi (Electrocardiography)
EMG	Elektromiyografi (Electromyography)
EMIF	Harici Bellek Arayüzü (External Memory Interface)
ENG	Elektronistagmografi (Electronystagmography)
EOG	Elektrookülografi (Electrooculography)
FDATool	Filtre Tasarım ve Analiz Aracı (Filter Design and Analysis Tool)
FIR	Sonlu Dürtü Yanıtı (Finite Impulse Response)
GPIO	Genel Amaçlı Giriş Çıkış (General Purpose Input/Output)

Kısaltmalar	Açıklama
GUI	Grafik Arayüzü (Graphical User Interface)
HPI	Host Port Interface
IC	Tümleşik Devre (Integrated Circuit)
IDE	Tümleşik Geliştirme Ortamı (Integrated Development Environment)
IIR	Sonsuz Dürtü Yanıtı (Infinite Impulse Response)
I²C	Inter Integrated Circuit
İTH	İç Tüy Hücreleri
JTAG	Joint Test Action Group
LED	Light Emitting Diode
LSB	En Az Anlamlı Bit (Least Significant Bit)
McASPs	Çok Kanallı Ses Seri Bağlantı Noktası (Multichannel Audio Serial Ports)
McBSPs	Çok Kanallı Arabellekli Seri Bağlantı Noktası (Multichannel Buffered Serial Ports)
MFLOPS	Saniyede Milyon Adet Kayan Nokta İşlem Yürütme (Million Floating Point Operations Per Second)
MIPS	Saniyede Milyon Adet Komut Yürütme (Million Instructions Per Second)
RF	Radyo Frekansı (Radio Frequency)
RFI	Radyo Frekansı Karışma (Radio Frequency Interference)
ROM	Salt Okunur Bellek (Read Only Memory)
RTDX	Gerçek Zamanlı Veri Alış Verişi (Real Time Data exchange)
SDRAM	Senkron Dinamik Rasgele Erişimli Bellek (Synchronous Dynamic Random Access Memory)
SGO	Sinyal Gürültü Oranı (Signal to Noise Ratio)
SPI	Serial Peripheral Interface
USB	Evrensel Seri Yol (Universal Serial Bus)
VLIW	Very Long Instruction Word

1. GİRİŞ

Beynimiz, omurilikle birlikte tüm beden işlevlerimizi kontrol eder. Hareket, dokunma, görme, işitme ve düşünce gibi işlevlerden beynimizin farklı bölgeleri sorumludur. Bu işlevlerin olmaması ya da yeterli düzeyde görevini yerine getirmemesi normal yaşam standartlarımızın azalmasına sebep olmaktadır. Duyular ile ilgili bozuklukların mümkün mertebe erken belirlenmesi, tedavinin erken başlamasını sağlamakta ve dolayısıyla başarı şansını arttırmaktadır [1].

Beynimizde duyu işlevlerimizden sorumlu bölgelere farklı tiplerde uyarılar verilebilmektedir. Beynimiz duyu organlarımız aracılığı ile verilen bu uyarılara, uyarıların etkilediği bölgelerin işlevlerine göre çeşitli elektriksel yanıtlar vermektedir. Bu elektriksel yanıtların tümüne uyarılmış potansiyeller denir. Uyarılmış potansiyeller uyarı tipine, uyarının verildiği bölgeye ve yanıtların alındıkları bölgelere göre farklı özelliklere sahiptir.

Ölçüm sistemlerinde belirli bir genlik ve frekans değerine sahip uyarı ile aynı duyu organı aracılığıyla, beyinde gerçekleştirilen bir işleve çok sayıda uyarı verilir. Oluşan uyarılmış potansiyellerin toplanıp analiz edilmesi sonucu elde edilen elektriksel yanıtın frekansı, vadi ve tepe şeklindeki sinyallerin genlikleri, aralarındaki mesafe ve sayıları gibi özellikleri belirlenip, yapılan çalışmalar sonucunda ortaya çıkarılmış olması gereken elektriksel yanıt ile karşılaştırma işlemi yapılır. Ölçüm sonuçlarında elde edilen yanıtların özelliklerinin olması gereken yanıtın farklı olması durumunda beyinde gerçekleştirilen işlevin görevini normal olarak yapmadığı objektif bir şekilde tespit edilmiş olur. Söz konusu farklılıkların sınıflandırılması ile hareket, dokunma, görme ve işitme gibi işlevlerin farklı tiplerde fonksiyonel kayıpları belirlenebilir.

Uyarılmış potansiyellerin ölçüm yöntemlerinin temelde aynı olmasına rağmen uyarılan bölge ve ölçülen duyuların işlevlerindeki farklılıktan dolayı farklı uyarı ve elektrot yerleşimleri mevcuttur. İşitme duyusunda yaşanan fonksiyonel problemlerin tespit edilmesinde kullanılan işitsel uyarılmış potansiyeller ses uyarısının verilmesini takiben oluşan ve genellikle kafa derisinin yüzeyinden kaydedilen biyoelektriksel

aktivitelerdir. Bu aktivitelerin değerlendirilmesine yönelik oluşturulan ölçüm sistemleri, işitme yollarının kulaktan başlayıp beyin sapına kadar olan kısmındaki olayların işitsel uyarı verilerek incelenmesi esasına dayanır. İncelemeler sonucu oluşan dalga formları işitme siniri, beyin sapı ve kortekste uyarının voltaj değişikliklerini gösterir.

Uyarılmış potansiyeller yakın saha ve uzak saha potansiyelleri olmak üzere ikiye ayrılırlar. Direkt olarak bir sinirden veya çekirdekten kaydedilen uyarılmış potansiyeller yakın saha potansiyelleridir. Aktif sinir yapısından uzak bir mesafeden kaydedilen uyarılmış potansiyeller ise uzak saha potansiyelleridir. Yakın saha potansiyelleri büyük genlik değerlerine sahiptirler ve genellikle tek bir yapıdaki sinirsel aktiviteyi gösterirler. Ancak uzak saha potansiyelleri küçük genliklidirler ve çoğunlukla birçok sinir yapısının ve kasın etkisini taşırlar [2].

Kulakta ve işitme sisteminde meydana gelen tahribatı teşhis etme açısından önemli olan işitsel uyarılmış potansiyellerin klinik uygulamalarında en çok kullanılan elektriksel yanıt işitsel beyin sapı cevaplarıdır (ABR) [2]. Bu yanıtlar, elektrotlar ile oluşum noktasından uzakta elde edildiği için uzak saha potansiyelleri arasında bulunmaktadır.

Genel olarak işitsel beyin sapı cevapları, işitme yoluna verilen uyarı sinyallerine karşı alınan elektriksel yanıtların, yüzey elektrotları ile alınıp genlik değeri yükseltildikten sonra çeşitli sinyal işleme yöntemleri ile işlenmesi sonucunda elde edilir. ABR'lerin her insanda belirgin olarak elde edilebilmesi klinik uygulamalarda kendine geniş bir yer bulmuştur. Bu uygulamaların en önemlisi işitme eşiklerinin objektif olarak tespitidir. Standart odyoloji testlerinin yapılmasının mümkün olmadığı yaştaki bebek ve küçük çocuklar, zekâ geriliği ve iletişim bozukluğu ile komadaki hastalarda işitmenin ölçülmesi ancak ABR ile mümkün olmaktadır. Bunların yanı sıra beyin sapı bozuklukları görülen hastalarda, ABR dalgaları lezyonun yerine göre değişimler gösterdiği için ABR nöroloji dalında da kendine geniş bir uygulama alanı bulmuştur [3].

Bu tezde amaç, işitsel uyarılar sonucu elde edilecek elektriksel yanıtların toplanmasını, analog devre ile yükseltilmesini, sayısal olarak işlenmesini ve otomatik olarak değerlendirilmesine imkân sağlayan bir arayüz programı ile grafik haline dönüştürülmesini gerçekleştirmektir. Bu çalışma ile ABR ölçüm sisteminin gelişmiş bir örneği yapılmış olacaktır.

Tez, işitme sistemini, işitsel beyin sapı cevaplarını, ABR ölçümüne yönelik uygulanan sistemlerin genel yapısını ve edinilen kaynak bilgisi ile gerçekleştirilen sistemin aşamalarını ve sonuçlarını anlatan bölümlerden oluşmaktadır.

Bu bölümde işitsel uyarılmış potansiyeller ve işitsel uyarılmış potansiyellerin klinik uygulamalarında en çok kullanılan elektriksel yanıt olan işitsel beyin sapı cevapları hakkında genel bilgi verilmiştir. Ayrıca işitsel beyin sapı cevaplarının ölçülmesine yönelik ölçüm sisteminin temeli genel olarak açıklanmış ve bu sisteme neden gerek duyulduğu anlatılmıştır.

2. bölümde işitme sisteminin anatomisi ve fizyolojisi anlatılmıştır. İşitmenin gerçekleşmesinde, çeşitli mekanik ve kimyasal işlemlerin olduğu kulağın bölümleri ve işlevleri, işitmenin algılanması ve anlamlandırılması için önemli olan verilerin taşındığı merkezi işitme yolu ve ABR sinyalini oluşturan dalgaların elde edildiği bölümler anlatılmıştır. Ayrıca tezin temelini oluşturan ABR'nin detaylı anlatımı yapılarak değerlendirme sırasında kullanılan özellikler hakkında bilgiler verilmiştir.

3. bölümde işitsel beyin sapı cevaplarının ölçülmesine ve değerlendirilmesine yönelik sistemlerin genel yapısı incelenmiştir. Sistemlerin sahip olduğu aşamalara ait kaynak taraması yapılmış ve detaylı bilgiler verilmiştir.

4. bölümde bu tezde gerçekleştirilen ölçüm sisteminin aşamaları anlatılmıştır. İlk olarak ABR sinyallerinin analog olarak elde edilmesine yönelik tasarlanan analog devre anlatılmıştır. Analog devre bloğu; yüksek ortak mod gürültü bastırmaya yönelik kullanılan enstrümantasyon yükselteci, etkili duran bant zayıflatması ve dar

geçiş bandı olan yüksek seviyeli filtreler ve sinyal genliğinin ihtiyaç duyulan seviyeye kadar yükseltildiği yükselteçlerden oluşmaktadır.

Analog devre anlatımı sonrası analog sinyallerin sayısallaştırıldığı ve çeşitli sayısal işlemlerin gerçekleştirildiği Texas Instruments firmasına ait içerisinde TMS320C6713 sayısal sinyal işlemci (DSP) bulunan DSP başlangıç kiti (DSK) anlatılmıştır. Sayısal devrenin anlatılması sırasında C6713 DSP ile gerçekleştirilen işlemlere yönelik gerekli olan yazılımın oluşturulduğu, yürütülebilir dosyaya dönüştürüldüğü ve DSP'ye yüklendiği program olan Code Composer Studio (CCS) anlatılmıştır.

Sayısal devre anlatımı sonrası sayısallaştırılan ölçüm sinyalleri ile gerçek zamanlı sayısal sinyal işleme sonucu uygun veri elde etmeye yönelik hazırlanan algoritma ve bu algoritmada kullanılan yapılar anlatılmıştır. Sayısal sinyal işleme algoritması, sinyalin; artifaktlardan dışlanması, bant geçiren sonlu dürtü yanıtı (FIR) filtre ya da yumuşatma yöntemi ile filtrelenmesini ve ortalama alma ile değerlendirilebilir bir yapıya dönüştürülmesini içeren yapılardan oluşmaktadır.

Son olarak ise arayüz yazılımı ile otomatik dalga tanıma ve değerlendirme yapısı anlatılmıştır. MATLAB programında hazırlanan arayüz yazılımı ile ölçüm sisteminin kontrolü, sonuçların grafik olarak görüntülenmesi, otomatik dalga tanıma ve değerlendirme işleminin gerçekleştirilmesi sağlanmıştır.

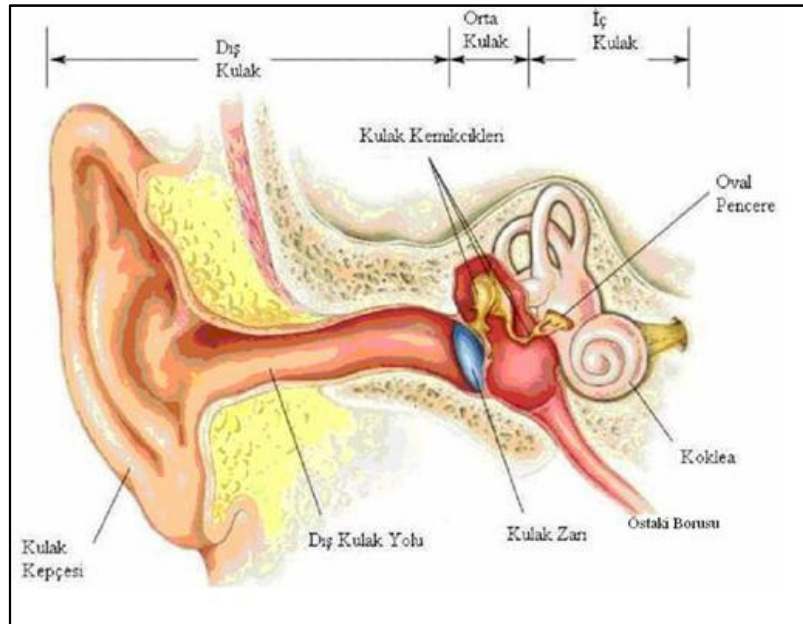
5. bölümde ABR sinyallerinin ölçümü için tasarlanan sistemin gerçekleştirilmesinin ardından tüm aşamalarının tasarım gereksinimlerine uygun olup olmadığının tespitine yönelik test çalışmaları yapılmış olup elde edilen sonuçların değerlendirilmesi yapılmıştır.

Tezin son bölümde ise yapılan çalışmanın genel değerlendirilmesi yapılmış olup ileride bu alanda çalışma yapacak kişiler için çeşitli önerilerde bulunulmuştur.

2. İŞİTME SİSTEMİ

2.1. Kulak Anatomisi

İnsan işitme sisteminde kulak Şekil 2.1’de görüldüğü üzere dış, orta ve iç kulak olmak üzere üç bölümden oluşur. Bu bölümlerin her biri farklı görevlere ve anatomik özelliklere sahiptir. İç kulak denge ile ilgili olan vestibüler aygıttan ve işitme ile ilgili olan kokleadan oluşur. Dış kulak ve orta kulak sesi kokleaya iletir. Koklea, işitsel sinirlerin lifleri içerisindeki saç hücreleri aracılığı ile sesleri sinirsel kod’a dönüştürmeden önce frekanslarına göre ayırır [2].



Şekil 2.1. Kulağın yapısı [4]

2.1.1. Dış kulak

Dış kulak iki kısma ayrılır. Bu kısımlar, başın yan tarafında bulunan ve çıkıntı şeklinde olan kulak kepçesi ve dış kulağı kulak zarına bağlayan dış kulak yolu olarak adlandırılır. Kulak kepçesi ince ve elastik yapıda olan kıkırdaktan oluşur. Bu kıkırdak, dış kulağı dış kulak kanal kıkırdığı, kas ve bağlarla kafatasına yapıştıran

deri ve kulak zarı ile örtülüdür [5,6]. Kulak kepçesi ses dalgalarını toplar ve dış kulak kanalına iletir. Dış kulak deliğinden başlayarak kulak zarına kadar uzanan dış kulak kanalı yaklaşık 2.5 cm uzunluğunda ve 0.6 cm genişliğindedir [2].

Dış kulak yolunun yapısında kıkırdak ve kemik bulunmaktadır. Bu yapının dıştan içe, hafifçe yukarı ve arkaya doğru olan yaklaşık üçte birlik kısmı kıkırdak yapıda iken iç önde bulunan üçte ikilik kısmı kemik yapıdadır. Kıkırdak kısmın üzerinde bulunan deri çok sayıda kıl kökü, ter ve yağ bezleri içermesinin yanı sıra serümen¹ salgılayan bezleri de içerir [7]. Kemik kısmı örten deri oldukça ince olup ter, yağ ve serümen bezlerinden yoksundur. Dış kulak kanalı, kulak kepçesi ile alınan ses enerjisini yüksek frekanslarda yaklaşık 20 dB arttırarak orta kulağa iletir [6].

2.1.2. Orta kulak

Orta Kulak, dış kulak yolunu sonlandıran kulak zarı ile çekiç, örs ve üzengi olarak adlandırılan 3 küçük kemikçikten meydana gelmektedir. Ayrıca orta kulak içerisinde tensör timpani ve stapedius kasları bulunmaktadır. Timpanik² kavite³ olarak da adlandırılan orta kulak; mukoza ile kaplı, 6 duvarı bulunan, şakak kemiği içinde yer almış, içi hava ile dolu bir boşluktur. Ölçüleri; önden arkaya uzunluğu 13 mm, yüksekliği 15 mm ve en dar kısmının genişliği 2 mm'dir. İçi siliasız kübik epitelle döşelidir [6,8].

Orta kulak boşluğu önde östaki borusu aracılığıyla nasofarenkse ve nasofarenks aracılığıyla dışa açılmakta, arkada ise aditus, adantrum ve mastoid hücreleri ile devam etmektedir [6,8]. Östaki borusu genellikle kapalı ise de yutma, çiğneme ve esneme sırasında açılır ve kulak zarının iki tarafındaki basıncı dengede tutar. Çekiç kemiğinin sapı kulak zarının arkasına bağlanmıştır. Çekicin başı orta kulak duvarına, kısa kolu örse bağlanır ve bu kısa kol daha sonra üzeninin başı ile eklem yapar. Üzeninin ayak tabanı dairesel bir bağ ile kokleanın oval penceresinin duvarına

¹ Dış kulak yoluna has bir salgı

² Orta kulağa ait olan

³ Vücut veya herhangi bir organ içindeki boşluk

bağlanmıştır. İki küçük iskelet kasından biri olan tensör timpani'nin kasılması çekiç kemiğinin uzun kolunu merkeze doğru çeker ve kulak zarının titreşimini azaltır, stapedius kasının kasılması ise üzenginin taban parçasını oval pencereden geri çeker [8].

2.1.3. İç kulak

Temporal kemiğin¹ petröz kısmına yerleşen, kulağın işitme ve denge ile ilgili alıcı sinirleri içeren kulağın iç kısmına iç kulak denir. İç kulağın orta kulak ile arasındaki bağlantı yuvarlak ve oval pencereler ile sağlanırken kafa içi ile bağlantısı koklear ve vestibüler akuaduktus yolu ile sağlanır [6,5]. Semisirküler kanallar, vestibül ve kokleadan oluşan iç kulağı saran kemik çok yoğun ve serttir [9].

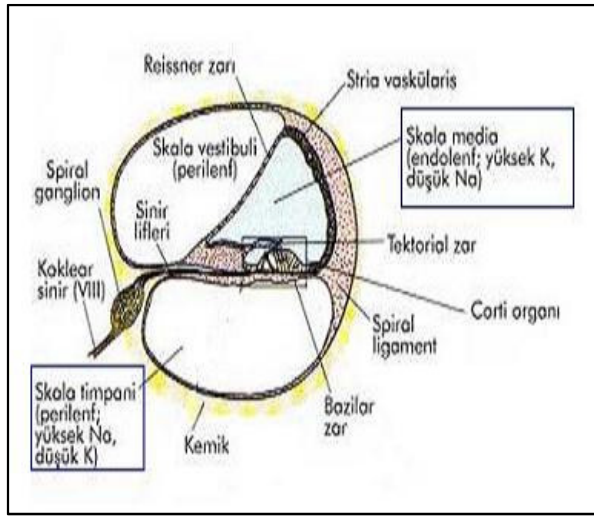
Vestibül 4 mm çapında düzgün olmayan ve iç kulak boşluğunun ortasında yer alan bir boşluktur. Vestibülün arka üst kısmında her biri 2/3'lük daire oluşturan horizontal, posterior ve superiyor olmak üzere üç adet semisirküler kanal bulunur. Vestibüler algılayıcı sinirleri içeren ampulla adındaki boşluklar her kanalın bir ucunda bulunur. Vestibüler yapı kulakta denge ile ilgili olan kısımdır [6].

Koklea

Koklea işitmenin dış kısmında olan bir merkezidir ve ileri derecede karmaşık bir yapıya sahiptir. Kemik sınırları salyangozun kabuğuna benzeyen koklea, taban çapı 9 mm ve yüksekliği 5 mm olan koni şeklinde bir yapı olup, vestibülün ön altına yerleşmiş olan yaklaşık 35 mm boyunda sarmal bir tüptür. Koklea orta ekseninde koni şeklinde modiulusu içerir ve modiulus etrafında 2.5 tur dönüş yapar [6,9]. Modiulus içerisinden çıkan ve ince bir kemik lamel olan spiral laminadan uzanan baziler zar ve reissner zar kokleayı uzunluğu boyunca 3 bölüme ayırır. Kokleanın enine kesiti alındığında en üstte kalan bölüme skala vestibuli, ortadaki bölüme skala media, en altta kalan bölüme ise skala timpani adı verilir. Üstteki skala vestibuli ile

¹ Şakak kemiği

alttaki skala timpani içerisinde perilenfa isimli sıvı bulunmaktadır. Bu bölümler kokleanın uç kısmında yer alan ve helikotrema adı verilen küçük bir boşlukla birbirine bağlanır. Kokleanın orta odası olan skala media zarsı labirent ile devam eder ve diğer iki odayla bağlantısı yoktur. Skala media endolenfa isimli sıvı içerir. Perilenf ve endolenf yapısal olarak benzerdir fakat endolenfte potasyum iyonu (K^+) perilenfte ise sodyum iyonu (Na^+) yüksek oranda bulunur [6,8,9].



Şekil 2.2. Koklea kesiti [10]

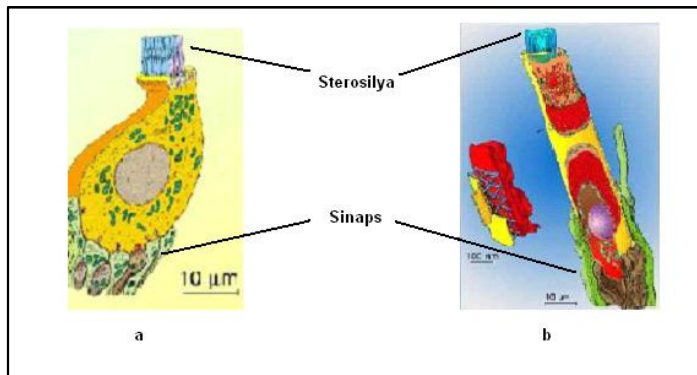
Korti organı

Şekil 2.3’de görülen koklea kesitinde bazılar zar üzerine yerleşmiş olan korti organı tüy hücreleri ve destek hücrelerinden oluşur. Korti organı baziler zardaki titreşimlere yanıt olarak sinir uyarıları üreten, alıcı sinirler olan tüy hücrelerini ve destek hücrelerini içeren bir yapıdır. Tüy hücreleri iç ve dış tüy hücreleri olmak üzere ikiye ayrılır. Dış tüy hücrelerinin (DTH) sayısı 12 800 adet ve iç tüy hücrelerinin (İTH) sayısı 3 200 adet civarındadır. Baziler zarın üst kısmında bulunan destek hücrelerine tüy hücrelerinin taban kısmı oturmaktadır. Tüy hücrelerinin üst uçları korti çubukları tarafından desteklenerek retiküler laminayı deler. Retiküler lamina denilen zarsı ve katı yapı, korti organı destek hücrelerinin uç uzantıları ile duyu hücrelerinden oluşmaktadır.

Sinirler içerisinde bulunan efferent liflerin çoğu dış tüy hücrelerinde sonlanmaktadır [8]. Dış tüy hücrelerinin elektriksel uyarılara karşı biçim boy değiştirmesi özelliğine elektromotilite denir. DTH'lerinin boyu efferent sinirlerden aldıkları uyarılarla depolarizasyonda kısalırken, hiperpolarizasyonda uzar. Ses sinyalinin sinirsel sinyale dönüştürülmesi işlemi, baziler zarın hareketi ile dış tüy hücrelerinde mekanik bir enerji oluşturularak gerçekleşir. Efferent sinirler aldıkları ses uyarısının büyüklüğüne göre afferent sinirler üzerinde duraklatıcı etki yapar. Bu duraklatıcı etki iç kulak duyu hücrelerinin uyarılmasını azaltır ve korti organının ses algılama miktarını ihtiyaca göre düzenlemeyi sağlar [10].

Koklea tüy hücreleri ile komşu falangial hücreler arasında boşluk bulunmaması sebebiyle endolenfa hücrelerin tabanına ulaşmaz. Bununla beraber baziler zar, skala timpaniye göre daha geçirgen olduğu için korti organ tüneli ile tüy hücrelerinin tabanı perilenfaya dalmış haldedir [10].

İç ve dış tüy hücrelerinin her ikisinin de uç kısımlarında sterosilya olarak adlandırılan titrek tüy kümeleri, tabanlarında ise sinapsları vardır. Sinaps, sinir hücrelerinin diğer sinir hücrelerine ya da kas veya salgı bezleri gibi sinir hücresi olmayan hücelere mesaj iletmesine olanak tanıyan özelleşmiş bağlantı noktalarıdır [10].



Şekil 2.4. Tüy hücreleri a) İç tüy hücresi b) Dış tüy hücresi

Ses dalgalarının sinirsel enerji haline dönüştürülmesi olayında sterosilyaların önemli bir rolü vardır. Sterosilyaların tepelerinde bulunan ve çok özel olmayan iyon kanalları mevcuttur. Bu kanallar, baziler zarın hareketi ile sterosilyaları hareket ettirir. Oluşan bu hareket ile iyon kanalları hareketin yönüne göre açılır veya kapanır. İyon kanallarının hareketi ile potasyum iyonları hareket eder. Bu hareket endolenf ve tüy hücrelerindeki potansiyel fark ile olur [11].

Endolenfte +80 mV' luk bir endolenfatik potansiyel vardır. Buna karşılık iç titreşim tüylü hücrelerinde -45 mV, dış titreşim tüylü hücrelerinde ise -75 mV negatif elektrik potansiyel bulunur. Potansiyeller arasındaki fark nedeni ile endolenften hücre içine doğru potasyum iyonları akımı ortaya çıkar ve kimyasal iletiler aracılığı ile potasyum akımı bir kutuplaşma ortaya çıkarır. Sonuçta baziler zar hareketleri, elektrik akımına dönüşür ve kendileri ile ilişkili olan sinir liflerine bu elektrik potansiyeli aktarılır. Bu yolla mekanik enerji üzeni tabanından perilemfe aktarıldıktan sonra titreşim tüylü hücrelerle elektrik akımına dönüştürülmüş olur [5,11].

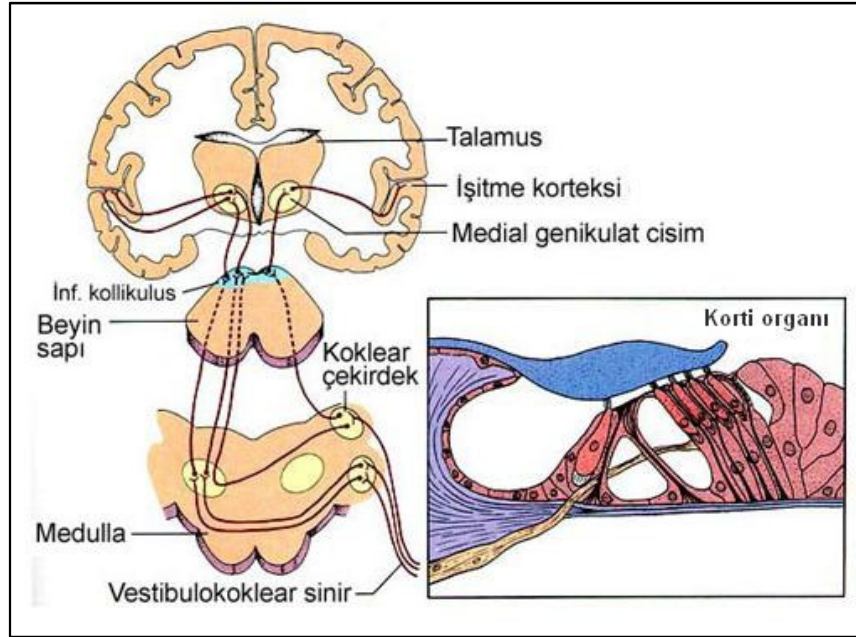
İşitme Siniri

Kokleayla beyin sapı koklear çekirdek seviyesinde birbirine ilk sıra nöronlar ile bağlanır. VIII. kranyal sinir beyin sapına girmeden önce vestibüler ve koklear sinir olmak üzere iki bölüme ayrılır. Koklear afferent sinir lifleri iki tiptir. Birinci tipteki lifler geniş hücre gövdelidirler ve yalnızca iç tüylü hücrelerle ilişki kurarlar. Bu sinir lifleri toplamın %95'ini oluşturur. İkinci tipteki sinir lifleri dış tüylü hücrelerin sinir enerjisini ileten ve miyelin kılıfları olmayan tipteki sinir lifleridir ve toplamın %5'ini oluşturmaktadır. Koklear sinirde bulunan miyelin liflerin sayısı insanda yaklaşık 35.000'dir. Modiolus ve osseöz spiral lamina içine yerleşmiş olan spiral gangliyonda bulunan sinir hücreleri ve bu hücrelerin uzantıları modiolus ve internal işitme kanalından koklear sinir yoluyla geçerek serebellopontin köşeden beyin sapına girer. Koklear sinir hücrelerinin beyin sapına taşınırken belirli bir uzaysal dizilimleri vardır. Kokleanın tabanından gelen lifler sinir gövdesinin dış sınır çizgisi ve aşağısında, uç kısımdan gelen lifler ise merkezinde yer alır [9].

2.2. Merkezi İşitme Yolları

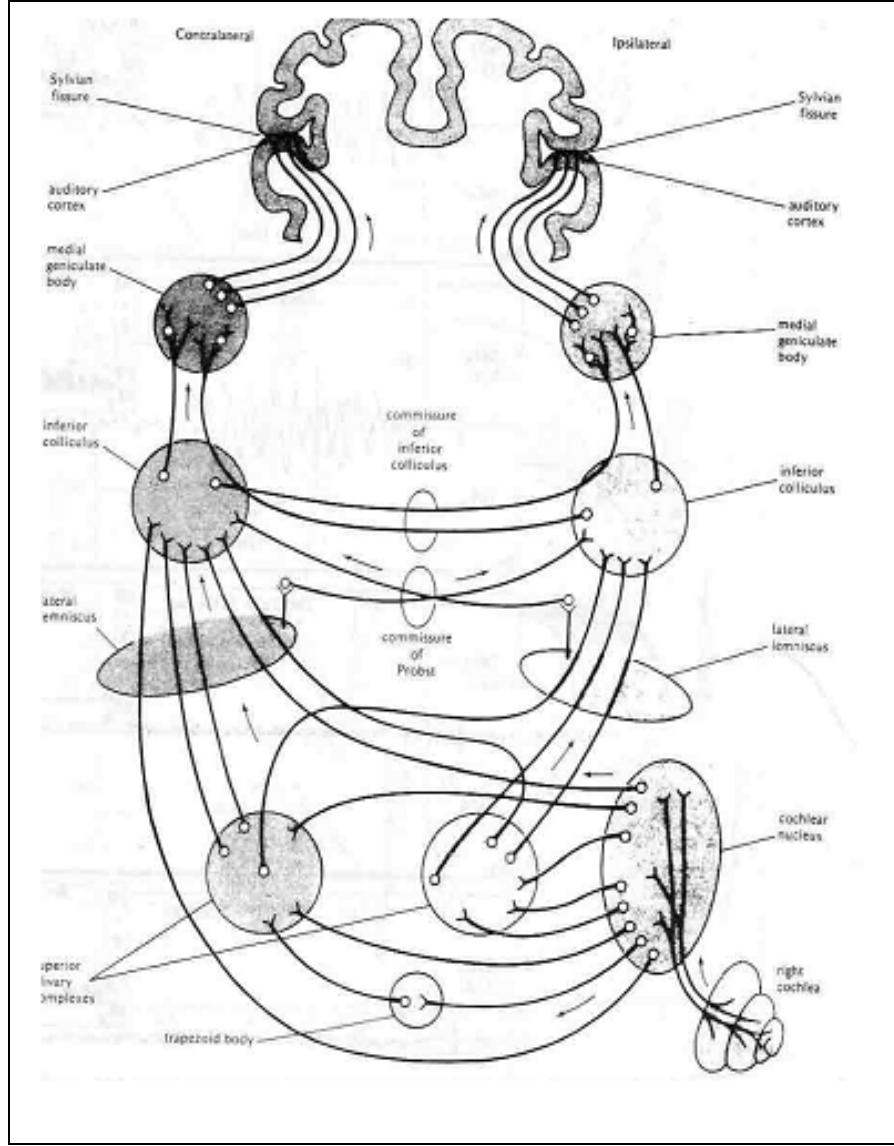
Kokleadan VIII. sinir yoluyla gelen sinirsel kodlar belirli bir sıra ile merkezi işitme sistemi ile alınır. Sistem, işitme sinyallerinin ilerlemesine yardımcı olurken aynı zamanda duyular arası veri giriş çıkışını da organize eder. Merkezi işitme sistemi Şekil 2.5’de görülmektedir.

Sırasıyla dorsal ve ventral koklear çekirdekler, superiyor oliver çekirdek, lateral lemniskus, inferiyor kollikulus, mediyal genikulat çekirdek yolunu izleyen sinir lifleri korti organının spiral gangliyonundan çıkar. Bir kısım ikinci derece sinir hücresi superiyor oliver çekirdekte, devam edenlerin az bir kısmı lateral lemniskusun nükleusunda ve diğerleri de inferiyor kollikulusda sonlanır [10].



Şekil 2.5. Merkezi işitme yolları [12]

İşitme yolları, her iki kulaktan liflerin çıkıyor olması nedeniyle beynin iki yanında uzanır. Yüksek ses duyarlılığı sinir sisteminin tamamını aktive eden ve doğrudan beyin sapının retiküler aktive edici sistemine geçen kollateral lifler ile, ani ses duyarlılığı ise serebellum vermisine giden kollateral lifler ile düzenlenir [10].



Şekil 2.6. Merkezi işitme yollarının detaylı gösterimi [5]

Farklı ses frekansları, koklear nükleus, inferiyor kolikuluslar ve işitme korteksindeki işitme birleştirme alanlarında bulunan merkezler tarafından ayrıştırılır. Primer ve sekonder işitme korteksi tarafından ses frekansları ayırt edilir. Sesin tonal ve dizgisel kalıplarının birbirlerinden ayrılması bu işitme korteksleri ile sağlanır. Primer işitme korteksinin birinin tahrip olması sonucu karşı taraftaki kulakta hafif bir işitme kaybı oluşurken her iki korteksin tahrip olması işitme hassasiyetini büyük oranda azaltır. Sekonder işitme korteksinin tahribi ise kişinin sesin anlamını yorumlayamamasına

neden olur. Sesin her iki kulağa giriş zamanları ve her iki kulakta algılanan seslerin şiddetleri arasındaki farktan yararlanılarak sesin geldiği yön belirlenir [10].

İşitme korteksi, kokleadan gelen verilerin frekansa bağlı olarak temsil edildiği kortekse bağlı bir haritaya sahiptir. Buna göre, kokleanın ilk kısımlarından gelen yüksek frekans sinyalleri işitme korteksinin daha arka bölümüne, son kısımlarından gelen düşük frekanslı sinyaller ise işitme korteksinin ön bölümüne ulaşır. Böylece işitme korteksi, sesin frekans analizini bozulmadan algılamış olur [10].

2.2.1. Koklear nükleuslar ve akustik strialar

Koklear nükleuslar, işitme sinir liflerinin ilk olarak birbiri ile birleştiği noktadır. Bu çekirdekler dorsal ve ventral koklear nükleus olmak üzere iki ana alt bölüme ayrılırlar. Koklear nükleuslarda frekansa bağlı olarak bir yönelim söz konusudur. Dorsal koklear nükleusa kokleanın bazalinden gelen yüksek frekanslı lifler ve ventral koklear nükleusa kokleanın apeksinden gelen düşük frekanslı lifler gider. Koklear nükleuslarda yapılarına göre ayrılmış beş farklı hücre vardır ve bu hücreler farklı frekans değerlerine hassasiyet gösterirler [5,6,9,13].

İkinci sıra nöronlar koklear çekirdeği dorsal, intermediate ve ventral akustik stria¹ olarak üç ana grup halinde terk ederler. Dorsal akustik striadan çıkan lifler superiyor oliver kompleksi atlar ve lateral lemniskus ve inferiyor kollikulusun merkezi nükleuslarında sonlanır. Intermediate akustik stria, ilk olarak superiyor oliver kompleksin dorsal kısmına sonra da bazı lifler karşı taraf lateral lemniskusuna geçer, bazı lifler ise inferiyor kollikulusa doğru çıkar. Ventral akustik striadan çıkan lifler, medulayı geçerek lateral ve medial superiyor olive, trapezoid cismin medial nükleusu ve inferiyor kollikulusta sonlanan medial ve ventral uzanımlar gönderir [6,9,13].

¹ Çizgi,şerit

2.2.2. Superiyor oliver kompleks

Her iki kokleadan gelen sinyaller en erken superiyor oliver komplekste birleşir. Ponsun gri cevherinin hemen arkasında yer alan bu kompleks, superiyor olive'in lateral ve medial nükleusu, trapezoid cismin medial nükleusu ve periolivar nükleusundan oluşur. Lateral lemniskus ve inferiyor kollikulusa çıkan lifleri ve korti organı, iç ve dış titrek huylu hücrelere inen lifleri superiyor oliver komplekse ulaştırır. Karşılıklı yollar ile aynı anda iki kulak arasındaki şiddet farklılıklarının anlaşılmasında çok önemlidir. İşitsel cevap bir tarafın uyarımı ile harekete geçerken karşı tarafın uyarımı ile baskılanır [6,9,13].

2.2.3. Lateral lemniskus

Ponsun dış tarafında yerleşmiş olan ve superiyor oliver kompleksten sonra iki sinir hücresinin birleştiği ana yer lateral lemniskustur. Bu kısımdaki işitsel verilerin ancak küçük bir kısmı iki kulaktan elde edilir, dorsal, ventral ve intermediate çekirdekten oluşur ve orta beyne doğru iletilir. Lateral lemniskusun ventral nükleusuna yüksek frekanslar, dorsal nükleusuna düşük frekanslar gider [6,9,13].

2.2.4. Inferiyor kollikulus

Orta beyinde bulunan inferiyor kollikulus, superiyor oliver kompleks ve lateral lemniskusta değişikliğe uğramış olan akustik bilgiyi alır. Inferiyor kollikulus alt beyin sapından gelen işitsel lifleri üst kısımdaki medial genikulat cisme ve işitme korteksine iletir ve antral, eksternal nükleus ve dorsal korteks olarak adlandırılan üç hücre grubundan oluşur. Bu hücrelerde santral nükleus en belirgin olanıdır ve dorsomedial ve ventrolateral diye ikiye ayrılır. Afferent lifler inferiyor kollikulusun ventrolateral kısmına gelir [6,9,13].

2.2.5. Medial genikulat cisim

Vücuttan gelen duyu bilgisini daha yüksekte olan beyin kabuğu bölgelerinin algılayabileceği bir biçime dönüştürerek ilgili bölgelere yollamak ve yine beyin kabuğundan gelen emirleri daha alt seviyedeki ilgili bölgelere iletmekle görevli olan talamusun işitsel kısmında yer alan medial genikulat cismi, lateral genikulat cisminin iç kısmına yerleşmiştir. Medial genikulat cisim, inferiyor kollikulusdan işitme korteksine çıkan liflerin birleştiği yerdir ve tonotopik bilgi primer işitme korteksine doğru kaydedilmeden iletilir [6,9,13].

2.2.6. İşitsel korteks

İşitme korteksi, primer işitme korteksi ve ilişkili işitme sahaları olmak üzere ikiye ayrılır. Bu merkezi işlem alanı, yukarıya doğru çıkan çekirdeklerde frekansa bağlı olarak düzenlenmiş olan¹ ve diğer duyuusal sistemlerle de etkileşen verileri alır. İlişkili işitme alanları akustik ve diğer duyuusal verileri alır. Primer işitme korteksi temporal lobun üst kısmına yerleşmiş olup ilişkili sahalar ile konuşma, kelime hazineleri ve görmeyele ilgili bölgelere bağlanır [6,9,13].

2.3. İşitme Sisteminin Fizyolojisi

Başın çevresinde meydana gelen ses dalgalarının kulağımız aracılığı ile toplanması ve beyindeki merkezlerde karakter ve anlam açısından algılanıp değerlendirilmesine kadar geçen sürece işitme denir. İşitmenin oluşmasına yönelik işitme sistemi denen geniş bir bölgede çeşitli işlemler gerçekleşmektedir. İşitme sistemi dış, orta ve iç kulak ile merkezi işitme yolları ve işitme merkezinin birleşimi ile meydana gelmektedir [14].

İşitme belirli aşamalar ile gerçekleşmektedir. Bu aşamalardan ilki sesin dış ortamdan korti organına kadar mekanik olarak iletilmesidir. Bu iletim, sesin kendi enerjisinin

¹ Tonotopik

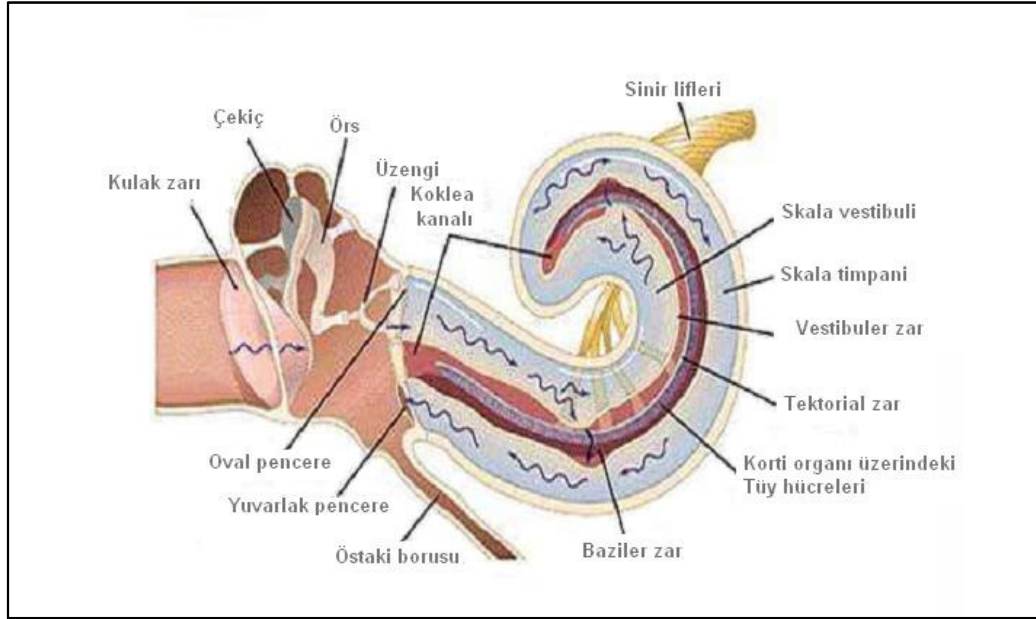
oluşturduğu hareket ile gerçekleşir. Ses enerjisinin mekanik iletimi sonrası biyokimyasal olaylarla sinir enerjisine dönüşümü korti organında sağlanır. Üçüncü aşamada korti organındaki iç ve dış tüy hücrelerinde meydana gelen elektrik akımı bu hücrelerdeki sinir liflerini uyarır. Bu işlem sırasında ses, frekans ve şiddetine göre değişik sinir liflerine iletilir. Genel olarak bu aşamada korti organına iletilen sesin şiddet ve frekansına göre kodlanması gerçekleşir. Son aşamada ise sinir lifleri ile ayrı ayrı gelen uyarılar işitme merkezinde birleştirilir. Bu şekilde sesin karakteri ve anlamı anlaşılır bir hale getirilmiş olur [14].

Sesin atmosferden korti organına iletilmesi sürecinde kulak kepçesi konumu ve biçimi ile çevredeki sesleri toplayıp dış kulak yoluna iletmeye yarar. Dış kulak yoluna gelen sesler bu kanal aracılığı ile kulak zarına iletilir. Kulak kepçesinden ve dış kulak yolundan oluşan dış kulak, sesin iletilmesinde pasif rol oynar. Sesin mekanik olarak iletimi kulak zarı ile orta kulağa geçer. Orta kulağa gelen ses titreşimleri mekanik olarak iç kulağa iletilir. Bu işlem ses dalgalarının oluşturduğu ve kulak zarının orta kulağa aktardığı titreşimlerin kemikçikler ile oval ya da havanın titreşimi ile yuvarlak pencereye iletimi ile gerçekleşir [14].

Atmosferin akustik direnci perilenfinkine göre çok daha düşüktür. Bu nedenle ses dalgaları perilenfe geçinceye kadar yaklaşık 30 dB'lik bir kayba uğramakta ve dalgaların ancak 1/1000'i perilenfe geçebilmektedir. Ancak orta kulak ve kemikçikler kendilerine gelen ses enerjisini yaklaşık 30 dB artırarak perilenfe aktarmaktadırlar. Böylece orta kulak sesi artırarak iç kulağa iletmekte ve akustik direnç farkı sebebiyle oluşan kaybı önlemektedir [14].

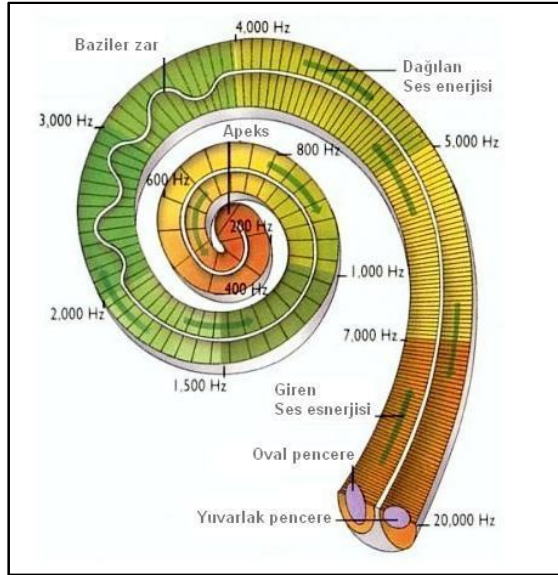
İşitme teorileri arasında en çok kabul göreni 1943 yılında Von Berkey tarafından ileri sürülmüştür. Bu teoriye göre, üzengi kemiğinin oval pencere üzerinde başladığı hareket ile perilenfe iletilen mekanik dalgalar baziler zarı tabandan, uç noktaya doğru hareketlendirmektedir. Bu dalgalanmanın şiddeti giderek artar ve belirli bir bölgede en yüksek değere ulaştıktan sonra söner. Bu maksimum şiddetin olduğu bölge iletilen dalganın frekansını ifade eden bölgedir. Bu bölgenin hareket ettirilmesi ile sinir lifleri uyarılır. Kokleanın tabanından uç kısmına doğru iletilen uyarı frekansı

düşer. Ayrıca baziler zarın tabana yakın kısmı ince, kısa, gergin ve tiz seslere ve uca yakın kısmı ise kalın, uzun, gevşek ve kalın perdeden çıkan seslere hassastır [15].



Şekil 2.7. Sesin dış, orta, iç kulak boyunca işitme sinirine iletilmesi

İç kulakta kokleaya giren titreşimler perilenfte oval pencereden yuvarlak pencereye doğru bir hareket oluşturur. Oval pencerenin aktardığı titreşimler skala vestibulide ilerlerken perilenfin karşı koyuculuğu ile baziler zar üzerinde her frekans için özel bir yerde koklea kanalı skala timpaniye doğru itilmiş olur. Bu sırada orta kulakta hava yoluyla yuvarlak pencereye iletilen titreşimler skala timpaniye doğru yönelmiş olan bu harekete karşı koyar. Böylece bu karşılıklı dalgalanma hareketi baziler zar üzerindeki korti organında bir dalgalanmaya neden olur. Dalgalanma sonucu oluşan mekanik enerji, baziler zarın hareketi sırasında üstündeki tüylü hücrelerin tektorial zara çarpması sonucu elektrokimyasal enerjiye dönüştürülür. Oluşan enerji ile uyarılan sinir hücreleri ile elde edilen veriler işitme yolu aracılığıyla işitme merkezine yani beyne iletilir. Beyin, gelen bu verileri analiz edip anlaşılır bir şekle dönüştürerek işitme fonksiyonunu gerçekleştirmiş olur. İnsan kulağı 20 ile 20.000 Hz arasında, 0 ile 120 dB şiddet düzeylerindeki sesi algılayabilecek kapasitededir [15].



Şekil 2.8. Koklea'nın frekans dağılımı [16]

2.4. İşitme Değerlendirilmesi

İşitme düzeyinin tespitinde hastaya fiziksel bir zarar verme ihtimali olmayan çeşitli testler kullanılmaktadır. Bu testlerden bazıları odyometri, otoakustik emisyon görüntüleme, timpanometri, akustik refleks ve işitsel beyin sapı cevaplarıdır.

Odyometri testinde her frekansa özgü işitme eşiklerinin gösterildiği ayrı ayrı grafikler elde edilir. Kulaklık aracılığı ile hastaya verilen farklı frekanslarda ve şiddetlerdeki saf tonlar sonrası işitilebilen en düşük ses şiddetlerinin seviyeleri ile işitme eşik şiddetini veren grafik oluşturulur. Bu yolla sağırılığın tespit edilebilmesinin yanı sıra en fazla hasar görmüş ton aralığına ait tablo oluşturulur. Bu testte incelenen frekans, insan kulağının işitme aralığı olan 20-20 000 Hz içerisinde konuşmanın anlaşıldığı 125-8000 Hz aralığındadır.

En temel işitsel testlerden olan otoakustik emisyon görüntüleme, kulak yoluna yerleştirilen hassas bir mikrofonla iç kulaktaki dış saç hücrelerinin düşük seviyedeki akustik cevaplarının kaydedilmesi ile yapılan bir işlemdir. Bu test kokleanın normal işlevini yerine getirip getirmediğinin anlaşılması için önemlidir.

Otoakustik emisyonun elde edilememesi durumunda yapılması gereken bir ölçüm olan timpanometri, işitme kaybının orta kulak patolojilerinden kaynaklanıp kaynaklanmadığının anlaşılabilmesi için yapılmaktadır. Timpanometride dış kulağa yerleştirilen özel bir prob ile kulak basıncı -300 daPa ile +300 daPa aralığında değiştirilir ve kulağa belirli bir tonda akustik ses sinyali gönderilir. Timpanometri testi ile düşük frekansta ve basınç seviyesindeki ses sinyaline karşılık kulak zarının geri yansıttığı enerji miktarı ölçülür. Bu test sırasında teşhis aşamasında kullanılmak üzere timpanometrik diyagram oluşturulur.

Akustik refleks, orta kulakta bulunan tensör timpani ve stapedius kaslarının yüksek ses sinyaline karşı bir kasılma meydana getirmesi ile oluşur. Bu mekanizma ile kulağın gürültüye karşı korunması ve özellikle insanın acı eşiğindeki ses şiddetlerinde, sesin zayıflatılması açısından önemlidir. Bu ölçümde kulağa verilen akustik uyarı şiddeti artırılırken stapedius kasının durmasına kadar geçen süre tespit edilir. Ayrıca test ile akustik immitans'taki zamana bağlı değişimi tetikleyecek olan en düşük yoğunluktaki ses belirlenir.

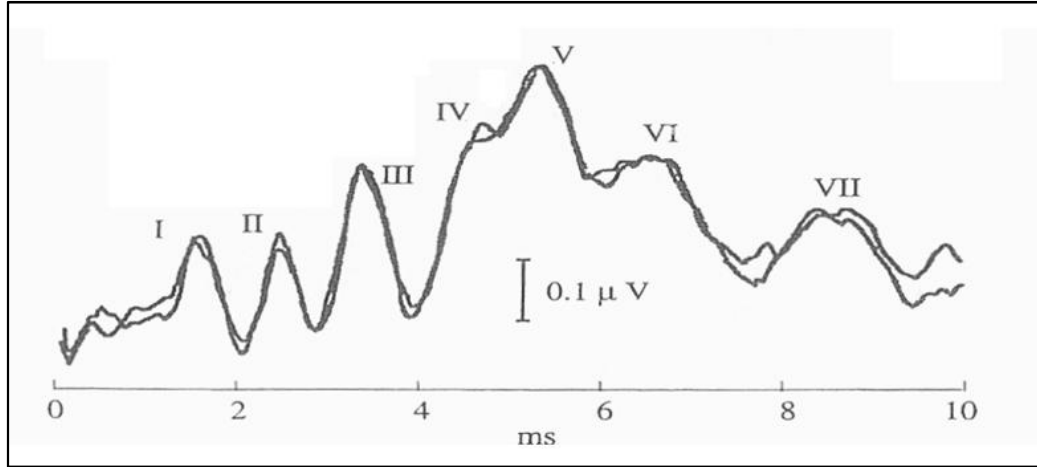
2.4.1. İşitsel beyin sapı cevapları

İşitsel beyin sapı cevapları merkezi işitme yollarının alt bölümlerinde bulunan çok sayıda nöronun işitsel uyarılar tarafından aktive edilerek oluşturduğu elektrofizyolojik dalgalardır. Bu dalgalar ile oluşan sinyal özel bir morfolojik yapıda olup uzak saha potansiyelleri arasındadır. ABR testi, kulağın ses ile uyarılması ile beyinde oluşan biyoelektriksel dalgaların ölçüldüğü bir işitme testidir [6,13].

ABR odyolojide işitme kaybının ölçülmesinde kullanılmasının yanı sıra nörolojide de uygulamaları bulunmaktadır. Patolojinin türü ve işitme kaybının derecesine göre ölçümler sonucu elde edilen yanıtlar normal bir kişinin yanıtlarından farklıdır [9].

Uzak saha potansiyellerinde elde edilen cevaplar gerçekleşme zamanlarına göre sınıflandırıldığında ABR, uyarı iletimini takip eden ilk 10-12 ms içerisinde elde edilmektedir. Bu süre içerisinde birbirini takip eden 7 tane tepeden oluşan bir sinyal

elde edilir. Elde edilen sinyal frekansı 100-3000 Hz ve genliği 0.1-1 μV aralığındadır. Şekil 2.9'da sinyal içerisindeki dalgaları Jewett ve Williston'un tanımladığı gibi Romen rakamları ile 1 den 7 ye kadar numaralandırılmış işitsel beyin sapı cevabı görülmektedir.

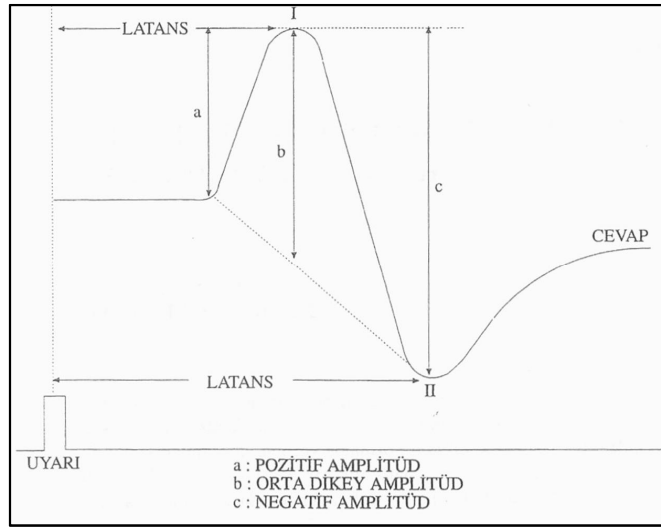


Şekil 2.9. İşitsel beyin sapı cevabı [3]

ABR, bireye eşik değeri üzerinde olan uygun bir uyarının verilmesi sonucu oluşan senkron yanıtları detaylı olarak şekillendirir. Bu şekillendirme sonucu oluşan sinyaldeki dalgaların elde edilme bölgeleri farklıdır [6]. Şekil 2.9'da görsel olarak ifade edilmeye çalışılan dalgaların merkezi işitme yollarında elde edildikleri bölgeler aşağıda belirtilmiştir [6,13]:

- I. Dalga: Sekizinci sinir distali
- II. Dalga: Koklear nükleus
- III. Dalga: Superiyor oliver kompleks
- IV. Dalga: Lateral lemniscus
- V. Dalga: İnferiyor kollikulus
- VI. Dalga: Medial genikulat ganglion
- VII. Dalga: İşitsel korteks

Elde edilen sinyalin değerlendirilmesi esnasında sinyal üzerinde aranacak bazı özellikler mevcuttur. Bu özellikler sinyaldeki dalgaların latansı, genliği ve morfolojisi ile belirlenir. Morfoloji elde edilen sinyalin genel yapısını ifade etmek için kullanılmaktadır. Latans dalgaların uyarı verilmesinden ne kadar süre sonra oluştuğunu ifade eder. Genlik ise dalga şiddetinin büyüklüğünü ifade eder. Şekil 2.10 'da dalga üzerinde aranacak özellikler görülmektedir [3].



Şekil 2.10. İşitsel beyin sapı cevaplarının değerlendirilmesi sırasında kullanılacak özellikler [3]

ABR, işitme kaybının teşhisinde ve tipinin belirlenmesinde klinik olarak geniş bir uygulama alanına sahiptir. ABR'nin kullanıldığı durumlar aşağıda sıralanmaktadır [6,13].

- 1- Yeni doğan bebekler, küçük çocuklar, ölçüme yardımcı olmayan çocuklar, zekâ geriliği olan hastalar, adli vakalarda ve test güçlüğü olan vakalarda kullanılır.
- 2- Organik patolojilerin tespitinde kullanılır.
- 3- Kafa sarsıntılarında, koma ve beyin ölümünün değerlendirilmesinde kullanılır.
- 4- İşitme cihazı uygulamalarının değerlendirilmesi.
- 5- Cerrahi monitorizasyonda: işitmenin risk altında olduğu durumlarda intraoperatif sinir takibinde ABR kullanılabilir [6,13].

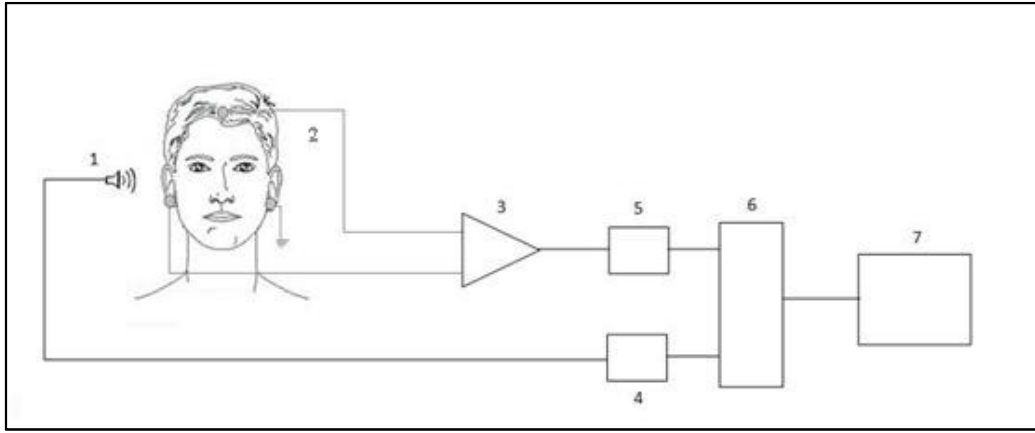
2.4.2. İşitsel beyin sapı cevaplarının tarihçesi

İşitsel beyin sapı cevapları ilk olarak Kiang ve Eaton Peabody Laboratuvarındaki meslektaşları tarafından gösterilmiştir. Dr. Kiang aynı zamanda Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde bulunan ve Prof. Walter Rosenblith tarafından oluşturulan araştırma grubuna da dâhildi. Prof. Rosenblith, nöroelektriksel sinyallerin analiz çalışmalarına öncülük etmesinin yanı sıra bu potansiyeller üzerine yapılan çalışmalarda rutin bir yöntem olan sinyal ortalama almayı geliştirmede de ön plana çıktı. Dr. Kiang bu potansiyellerin işitme sistemindeki problemlerin tespiti ve ameliyat sırasında görüntüleme amaçlı kullanılabileceğini öngördü. Bu çalışmalardan yaklaşık 10-15 yıl sonra 1971 yılında Jewett ve Williston tarafında ABR kesin olarak tanımlanmış ve farklı bileşenleri gösterilmiştir. Bir elektrotun verteks'e diğerinin ise uyarının uygulandığı tarafın mastoid'ine yerleştirildiği yaygın kullanımı olan kayıt elektrotunu yerleştirme yöntemini de Jewett ve Williston ortaya çıkardı [2].

ABR'nin tanımı 1974 yılında Hecox ve Galambos tarafından yenidoğanların ve erişkinlerin odyometrişi olarak genişletildi. 1976'da Starr ve Hamilton I'den V'e kadar olan dalgaların sinirsel kaynaklarını tanımlayarak ABR'nin merkezi sinir sistemi hastalıklarının tespitinde kullanılabileceğini ortaya çıkardı. Bu tarihlerden günümüze kadar ABR'nin klinik kullanımının hızla artması ile ölçüm sistemleri de aynı oranda gelişmiştir. Teknolojinin gelişimi ile daha basit ve hassas ABR ölçüm cihazları tasarlanmıştır. Bu sayede elde edilen ABR ölçümleri ile etkili değerlendirme yapılabilmesi ve kliniklerde yaygın kullanımı sağlanmıştır [9].

3. ABR ÖLÇÜM SİSTEMİ TEMELLERİ

ABR testi, odyoloji uygulamalarında işitme kaybının seviyesinin belirlenmesinde ve nöroloji uygulamalarında patolojinin türü konusunda bilgi vermede önemli bir yere sahiptir. Bu sebeple objektif karar vermeye yönelik işitsel beyin sapı cevaplarını toplamak ve analiz etmek için çeşitli metotlar geliştirilmiştir.



Şekil 3.1. Genel ABR test sistemi blok şeması

İşitsel Beyin Sapı cevaplarını toplamak ve analiz etmek için geliştirilen ABR test sistemlerine yönelik genel bir blok şema Şekil 3.1.'de verilmiştir.

ABR ölçüm sistemlerinde, işitsel beyin sapı cevaplarının elde edilmesine yönelik olarak test yapılan bireye iletmek üzere çok sayıda işitsel uyarı üretilir. Uyarı sinyalleri 4 no'lu adımda ifade edilen sayısal analog çevirici (DAC) ile elde edilir. DAC 6 no'lu adımda belirtilen sinyal işleyiciden gelen sayısal verileri analog veriye yani ses uyarısına dönüştürür. Üretilen bu uyarılar, işitsel yanıtların elde edildiği işitme sistemine ses dalgası halinde aktarılır. Ses uyarılarının kulağa iletimi çeşitli tiplerdeki kulaklıklarla yapılabilmektedir. Blok şemada 1 no'lu adım kulaklığı ifade etmektedir. Kulaklık ile işitme sistemine; yapısı, frekansı ve genliği farklı türlerde uyarılar iletilebilmektedir.

Kulağa iletilen akustik uyarı sonucunda sinirlerde oluşan elektriksel aktivitenin, oluştuğu bölgeden ölçüm sistemine kaybolmadan aktarılması gerekmektedir. Vücutta oluşan biyoelektriksel yanıtlar elektrot olarak adlandırılan çok hassas algılama ve iletme özelliğine sahip malzemeler ile sistemlere aktarılır. Blok şemada 2 no'lu adım elektrotları ifade etmektedir.

Elektrot ile algılanan ve sisteme iletilen sinyal, oluşumu ve algılandığı bölgenin uzaklığı sebebiyle çok düşük genliktedir. Bu nedenle sinyalin taşınması ve uyarı ile ilişkilendirilerek ABR sinyal şeklinin elde edilmesi doğrudan gerçekleşmemektedir. Bunların gerçekleşebilmesi için sinyalin çeşitli işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir. Bu işlemlerin bir kısmı sinyalin analog formda elde edilmesi sebebiyle ilk olarak analog devre ile yapılır. Blok şemada 3 no'lu adım analog devrenin konumunu ifade etmektedir. Şekilde görüldüğü üzere analog devrenin girişine elektrotlar, çıkışına ise sayısal işlem bloğu bağlanmaktadır. Sinyal, analog devre ile çeşitli yükseltme ve filtreleme işlemlerine tabi tutulur. Sinyalin zayıf genlikli olması sonraki sayısal aşamalara geçiş sırasında veri kaybına sebep olabilmektedir. Bu nedenle çeşitli işlemlerin yapılarak sinyalin değerlendirilebilir forma dönüştürülebilmesi için genlik değerinin artırılması gerekmektedir. Oransal olarak yükseltmenin gerçekleştiği elektronik devre kısmında asıl sinyalin yanı sıra gürültü gibi istenmeyen sinyallerde yükseltilebilmektedir. Filtreler bu gürültü sinyallerini zayıflatıp istenen sinyali daha uygun olarak elde etmemizi sağlar. Bu aşamada genellikle ölçüm sırasında oluşan ortak gürültülerin zayıflatılarak sinyalin yükseltildiği fark yükselteci yapısı ya da hassas enstrümantasyon yükselteci, genel hassas işlemsel yükselteçler ve ABR sinyallerinin frekans aralığının dışında kalan frekansları yüksek ölçüde zayıflatan filtre paketleri ya da devreleri kullanılmaktadır. Ayrıca ölçüm sisteminin hastaya zarar vermesini önlemeye yönelik koruyucu devreler de analog devre bloğuna eklenmektedir.

Sayısal devre bloğunda, analog sinyallerin sayısal forma, sayısal sinyallerin analog forma dönüştürüldüğü aşamalarla birleşik olarak sinyali sayısal olarak işleyen devreler bulunmaktadır. Bu aşamalarda analog sinyalin sayısal işlemlerde kullanılmak üzere sayısal forma dönüştürülmesi analog sayısal dönüştürücülerle

(ADC) gerçekleşir. Sayısal veriler, yapılan işlemlerin analog işlemlere göre daha etkili olması, gerçek zamanlı olma zorunluluğunun olmaması, tekrarlanabilir işlemlerin yapılabilmesi, işlem boyutu artsa bile donanımsal yapıda çok değişikliğe gerek duyulmaması ve sonuçların çevre etkisi ile değişmemesi sebebiyle ölçüm sistemlerinde tercih edilmektedir. Blok şemada 5 no'lu adım ADC'yi, 4 no'lu adım DAC'yi ve 6 no'lu adım ise sayısal işlemlerin yapıldığı işlemciyi ifade etmektedir. İşlemci, ABR sinyalinin uygun forma dönüştürülmesine yönelik çeşitli sayısal işlemleri içeren yöntemlerin uygulanmasına ve gerektiğinde sinyalin değerlendirilmesine yönelik işlemleri gerçekleştirebilmektedir.

ABR sinyali içerisinde bulunan gürültünün kestirimi için tasarlanan algoritmalar, sayısal devre bloğu ile etkili bir şekilde gerçekleştirilir. Ayrıca yine bu blokta ABR dalga şekillerinin gürültü sinyalleri içerisinde kaybolmaması için belirginliğinin artırılması ve istenmeyen verilerin azaltılmasına yönelik veri azaltma, limit kontrolü, ortalama alma gibi sinyale özgü çeşitli işlemler yapılmaktadır. Bu işlemler sonrasında sinyalin bozuk formu ile yapılması uygun olmayan analiz etme ve sonuç değerlendirme işlemleri objektif bir şekilde yapılabilir.

Sayısal olarak işlenen ölçüm sonuçları ile elde edilen ABR sinyalinin görsel bir şekilde kullanıcıya sunulması gerekmektedir. Bu işlem, sistem kontrolünün sağlandığı ve ölçüm kriterlerinin kullanıcı tarafından belirlendiği bir arayüz programı kullanılarak yapılmaktadır. Arayüz programı, sistem ile ölçülen analog formdaki sinyallerin karşılığının bilgisayar üzerinde grafik olarak elde edilmesini sağlar. Elde edilen grafik üzerinde ABR dalgalarının işaretlenmesi yapılır ve daha önceden belirlenen değerlendirme kriterlerine göre sonuç belirlenir. Grafiklerin analizinde işitsel uyarıya verilen ABR'nin otomatik, basit ve hızlı bir şekilde test edilmesine imkân sağlayan otomatik dalga tanıma ve sonuç belirleme algoritmalarının oluşturulmasında normal işitmeyi tanımlayan ABR dalga şeklinin özellikleri önemli yer tutmaktadır. Bu nedenle genellikle iyi işiten deneklerden elde edilen verilerin değerlendirilmesiyle oluşturulan karşılaştırmalı değerlendirme şablonu ile ABR sinyalinin karşılaştırılması yoluyla sonuç elde edilir. Blok şema üzerinde 7 no'lu adım ise arayüz programının bulunduğu bilgisayarı ifade etmektedir.

3.1. Uyarı Türleri ve İletimi

İşitsel beyin sapı cevapları, insana akustik uyarı verilmesi ile oluşan yanıtlardır. Bu nedenle uygulanan uyarı, elde edilecek yanıtı etkilemektedir. ABR'nin oluşmasını sağlayan tüm sinirlerin aynı anda tepki vermesi için uyarının başlangıcı çok hızlı olmalı ve uyarı kısa sürmelidir [17].

Sinyal ortalamasının alınması işlemi süresince, uyarı belirli bir hızda olmalıdır. Bu hız, bir önceki uyarıya verilen yanıtın tamamlanması beklenmeden yeni bir uyarının oluşturulduğu durumlarda ortaya çıkan sinyallerin üst üste gelmesine engel olacak kadar yavaş olmalıdır. 10 milisaniyelik bir zaman penceresinde saniyede 100 uyarı, olabilecek maksimum hız olmalıdır. En uygun uyarı hızına yanıt netliği ve test verimliliğine göre karar verilir. Yavaş bir uyarı hızı en net dalga şeklini üretir ancak tek bir ortalama almak için geçen süreyi uzatır. Daha yüksek bir uyarı hızı ise test süresini kısaltır ancak ABR'nin genliğini, özellikle de dalganın ilk tepe değerlerinin genliğini düşürür. Klinik uygulamalarda genelde saniyede 17-20 olan bir uyarı hızı kullanılır. Dalganın tüm tepe değerlerinin net tanımı gerektiğinde saniyede 20'den daha küçük bir hızın kullanılması gerekmektedir [17].

ABR'yi elde etmek için ideal uyarı kliktir. Klik, anlık başlangıcı olan 50-200 μ s aralığında dikdörtgen sinyallerdir. Klik uyarının hızlı başlangıcı iyi bir sinirsel uyarı sağlar. Klik, geniş spektruma sahip bir sinyaldir. Geniş bir frekans bandını içine aldığı için özel frekans bölgelerinde hassas değerlendirmede kullanılamaz. Fakat duyma hassasiyetini iyi bir şekilde tahmin etmeye imkân sağlar [17].

Pratikte klik uyarının frekans özelliklerinin uyarının genliği, ses üreticinin elektroakustik özellikleri, dış kulak yolu ile orta kulağın ses iletim özellikleri ve kokleanın bütünlüğü gibi bazı faktörler tarafından etkilendiği görülmektedir. Bu faktörlerden dolayı klik uyarı kokleanın sadece 2-4 KHz frekans aralığını içeren belirli bir bölgesini etkiler. Ancak bu dezavantaja rağmen ABR ölçümlerinde en çok kullanılan uyarı tipi klik uyarıdır. Uyarıyı üretmek için kullanılan elektrik darbesinin pozitif ya da negatif oluşuna göre üç farklı tip klik bulunmaktadır [3].

Klik üretmek için negatif bir elektrik darbesinin kullanıldığı klik türüne rarefaction klik, pozitif bir elektrik darbesinin kullanıldığı klik türüne condensation klik ve negatif ve pozitif elektrik darbelerinin birbiri ardı sıra uygulanması ile elde edilen klik türüne alternating klik denir.

Pek çok ticari uyarılmış potansiyel cihazı, rarefaction, condensation ya da alternating klik uyarılarına sahiptir. Hangi polaritenin kullanılmasının daha iyi olduğu konusunda henüz bir anlaşmaya varılamamasıyla birlikte pek çok araştırmacı, hem rarefaction klik uyarıyı hem de alternating klik uyarıyı tavsiye etmektedir. Rarefaction, işitsel sinirlerin merkeze giden dentritlerini uyaran kliktir. Bu klik, ABR dalgalarının en kısa latans ve en büyük genlik değerine sahip tepe değerlerini gösterir. Alternating klik, I. dalganın tanımlanmasında karışıklığa neden olabilecek uyarı bozulmalarını azaltmak açısından iyidir. Bu uyarı bozulmaları, uyarının fazını takip eder ve ters polariteler tarafından devre dışı bırakılırlar [17].

Duyuma kapasitesinin belirlenmesi sırasında farklı frekans bölgelerinden ayrı ayrı ölçümler yapılması gerekebilir. Bunun yapılabilmesi için belirli bir frekansa özgü uyarı kullanılmalı ya da uyarı içerisinde ayırık frekans bantlarına ait enerjiyi kapsamalıdır.

Geleneksel odyometri testlerinde uzun yükseliş ve düşüş sürelerine sahip pure-tone uyarı kullanılmaktadır. Fakat anlık cevap üretilmesi için çok yavaş kalan bu uyarılar, ABR ölçümleri için uygun değildir. Bu nedenle arzu edilen frekans özellikleri ve ihtiyaç duyulan zamansal kısalığı içeren kısa süreli tone-burst uyarılar ABR ölçümlerinde kullanılmaktadır. Bu uyarılar tone-pip olarak da adlandırılmaktadır [17].

Tone-burst uyarılar sadece birkaç çevrim yükseliş ve düşüş zamanlarına sahip çok kısa süreli tonlardır. ABR’lerde genelde 2-1-2 tone-burst olarak adlandırılan uyarılar kullanılmaktadır. Bu uyarılar iki çevrim yükseliş ve azalış bir çevrim düzlükten oluşur [17].

Tone-burst uyarılar frekansa özgü bir uyarı haline dönüştürülmek istendiğinde değişik zarflar kullanılması gerekmektedir. Ancak, bu şekilde bir uyarının elde edilebilmesi için uyarı üzerinde çeşitli matematiksel işlemlerin uygulanması gerekir. Uygulanan işlemlerde, uyarının frekansını sabit tutan ve istenmeyen frekansları olabildiğince ortadan kaldıran zarflar kullanılmalıdır. Tone-burst uyarının yükseliş ve azalış zamanı, uyarının frekansı üzerinde ya da altında olan yan bant enerjilerini azaltmak için Blackman ya da Cosine Cube zarfları gibi doğrusal olmayan geçiş fonksiyonları ile şekillendirilebilir. Bu şekilde olan tone-burst uyarılar, kendi frekans aralıklarında klik uyarılardan daha güvenilir bir yapıya dönüşürler [3,17].

ABR ölçümlerinde kullanılan çeşitli uyarıların oluşturulup kulağa iletilmesi sırasında elektrik enerjisini ses dalgasına dönüştüren araçlar kullanılmaktadır. Bu işlem için sisteme dışarıdan bağlanan kulaklıklar kullanılmaktadır.

ABR ölçüm sistemlerinde kulak kepçesinin üzerine gelen ya da dış kulak yoluna giren tipte kulaklıklar kullanılmaktadır. Kulak kepçesinin üzerine gelen kulaklıklar doğrudan kullanıldığında uyarının akustik özelliği bozulduğu için dış ortamın sesinin kulak içine girmesini engelleyen süngerimsi yapıda tamponlarla birlikte kullanılmaktadırlar. ABR ölçümlerinde kulak kepçesinin üzerine gelen Telephonics firmasına ait TDH39, TDH49 ve TDH50 ile Beyerdynamic firmasına ait DT-48 model kulaklıklar kullanılmaktadır. Bu kulaklıkların kullanımı sırasında dış ortam gürültüsünü engellemek için tamponlarla birlikte kullanılmaktadır. Resim 3.1’de TDH 49 kulaklık ve bu kulaklıkta kullanılan MX-41/AR tampon görülmektedir.



Resim 3.1. TDH 49 model kulaklık ve MX-41/AR tampon [18]

Dış kulak yoluna giren kulaklıkların ses üretici harici bir kutu içerisinde bulunur ve ses sinyalleri ince bir boru ile kulak yoluna iletilir. Bu borunun uç kısmı kulak yoluna girebilecek boyutta süngerimsi plastikten yapılmış bir tampon ile kaplıdır. Ölçüm öncesi ince borunun ucunda bulunan tampon sıkıştırılarak kulak yoluna yerleştirilir. Kulak yoluna yerleştirilen tampon kısa bir süre içerisinde kulak yolunu çevresel gürültülerden izole eder ve kulaklığı kulak yolu içerisinde tutar [3]. Tamponun ortasında yer alan boru içerisinden kulağa iletilen ses sinyalleri gürültüsüz bir şekilde işitme sistemini uyarır. Kayıt öncesinde bu plastik parça elle sıkıştırılıp dış kulak yoluna yerleştirilir. Şekil 3.2’de kulak içine giren kulaklığın kulak yoluna yerleştirilmesi gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Kanal içi kulaklığın kulağa yerleştirilmesi [19]

Kulak yoluna giren kulaklıklar düşük frekanslı etraf gürültüsünü kulak kepçesinin üzerine gelen kulaklıklardan çok daha iyi bir şekilde engeller. Kulak yoluna giren Etymotic firması tarafından üretilen ER 3A ile ER 5A model kulaklıklar ABR ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Resim 3.2’de ER 3A model kulaklık görülmektedir.



Resim 3.2. ER 3A model kanal içi kulaklık [19]

3.2. Biyoelektriksel Sinyalleri Algılama

Vücutta oluşan biyoelektriksel sinyallerin algılanması ve ölçüm sistemlerine taşınması elektrotlar ile gerçekleştirilir. Elektrotlar yerleştirildikleri yerlerde oluşan vücut sinyallerini elektriksel sinyale dönüştürür ve ölçüm sistemlerine aktarır.

Ölçüm sistemlerinde kullanılan elektrotlar kullanıldıkları bölgeye ve iletilen sinyalin genliğine bağlı olarak farklı çeşitlerdedir. İşitsel beyin sapı cevapları, oluşum bölgesindeki farklılıklar sebebiyle başın belirli yerlerine bağlanan elektrotlarla iletilir. Bu nedenle ABR sistemlerinde kullanılan elektrotlar, başın deri yüzeyine yerleştirilebilir yapıda ve ABR sinyallerinin düşük genlikte olması sebebiyle hassas algılama ve iletme özelliğine sahip olmalıdırlar.

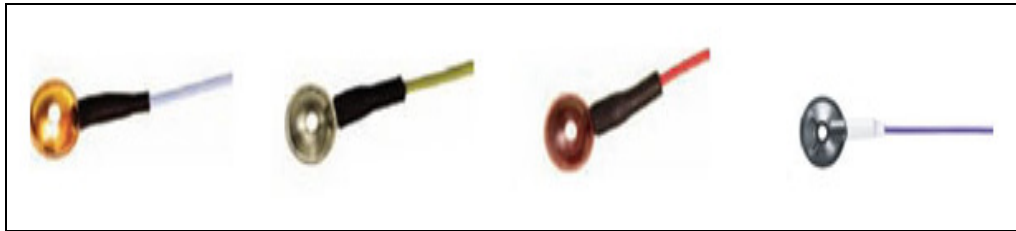
ABR sistemlerinde genellikle yüzeysel elektrotlar kullanılsa da çeşitli özel durumlarda cilt altına uygulanan iğne şeklinde elektrotların kullanımı da mevcuttur. Bu elektrotlar farklı algılama ve iletme özellikleri sebebiyle aynı anda kullanılamamaktadırlar. Farklı türlerdeki elektrotların aynı anda kullanımları her bir elektrottan elde edilen sinyallerin farklı olmasına ve bu farklılık da yapılan işlemlerin hatalı sonuç vermesine sebep olur [3].

Yüzeysel elektrotlar, işitsel uyarı ile oluşan biyoelektriksel sinyallerin vücut yüzeyine gelen bileşenlerinin algılanması sırasında kullanılır. Metal plaka yüzey

elektrotları, gezici tip elektrotlar ve tümüyle atılabilir tek kullanımlık elektrotlar bu grupta yer almaktadır

Metal plaka yüzey elektrotlarının deri ile temas eden metalik bir yüzeyi bulunur. Metal plaka, düz veya uygulanacak yüzeyin şeklini alacak şekilde bir silindirik yüzey parçası yani disk biçimindedir [1]. Bu elektrotlar klinik uygulamalarda sık kullanılmaktadır. Bu tip elektrotların bazılarının ortasında yüzeye temas etmeyen fakat deri yüzeyinin şeklini almada etkili olan koni şeklinde bir boşluk bulunur. Bu boşluğa, boşluğun tepe noktasında bulunan delik ile yapışkan ve elektriği iyi iletme özelliği olan maddeler doldurulabilir. Bu şekilde elektrotun hareket etmemesi ve potansiyellerin vücuttan elektrotlara geçişi sırasında iyi bir iletkenlik sağlanır.

Metal elektrotların dış yüzeyleri, genellikle iletkenliklerini arttırmak amacıyla altın, gümüş, platin veya kalay ile kaplanmaktadır. Bu kaplama malzemelerinin iletkenlikleri de kendi aralarında farklılık göstermektedir. Ölçüm yapılırken söz konusu farklılıktan kaynaklanan bir hatalı sonuç elde etmemek için aynı tür iletken malzeme ile kaplı olan elektrotlar kullanılmalıdır [3]. Resim 3.3’de ortasında koni şeklinde bir boşluk ve boşluğun tepe kısmında delik bulunan farklı iletkenlerle kaplanmış metal yüzey elektrotlar görülmektedir.

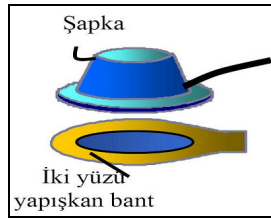


Resim 3.3. Farklı iletkenlerle kaplı metal elektrotlar [20]

Gezici tip elektrotlarda iletken madde metal elektrot ile birlikte hareket ettiğinden elektrotun ya da derinin hareketinden kaynaklanan sinyal bozulmaları pek oluşmaz. Bu elektrot tipi Şekil 3.3’ de görülmektedir. Bu tip elektrotlar metal diski içerisinde bulunduran orta kısmı iletken ile doldurulmak üzere boş olan şapka ve elektrotun deri yüzeyine yapışmasını sağlayan banttan oluşur. Metal disk, şapka kısmının iç

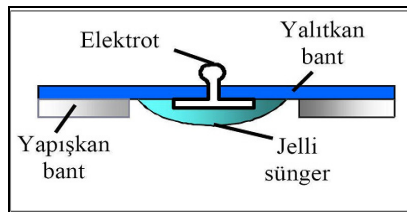
yüzeyinin tavanına yapışık durumdadır. Şapka, yapışkan bantın orta kısmında bulunan boşluğa iki yüzü yapışkan olan elastik bir halka ile bağlanır. Bu şekilde metal disk içerisinde bulunduran şapka deriye yapıştırılmış olur. Ölçüm sırasında şapkanın içi elektriği daha iyi iletmeyi sağlayan maddelerle doldurulur [1].

Gezici tip elektrotun hareket etmesi durumunda şapka kısmına sabitlenmiş olan metal diskin hareket etmemesi ve iletkenliği arttırıcı metallere kaplanmış olması sonucu değişken olmayan, kararlı yapıda ve daha güvenilir sonuçlar elde edilir [1].



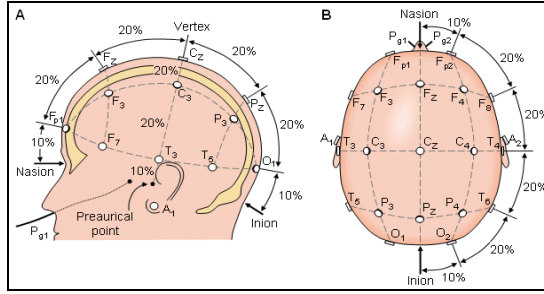
Şekil 3.3 Gezici tip elektrot modeli [1]

Temizleme problemi ve başka hastaya mikrop taşıma riski olmaması sebebiyle tümüyle atılabilir tek kullanımlık elektrotlar, yüzey elektrot çeşitleri arasında sıklıkla kullanılmaktadırlar. Şekil 3.4 ile yapısı verilen tümüyle atılabilir tek kullanımlık elektrotların deri yüzeyi ile temas eden kısmında bulunun jel emdirilmiş sünger şeklindeki iletken yapı, gümüş/gümüşklorür ($Ag/AgCl$) elektrot tabanının hemen altında elektroda yapışık durumdadır [1]. Bu tip elektrotlar tab elektrot olarak isimlendirilmektedir.



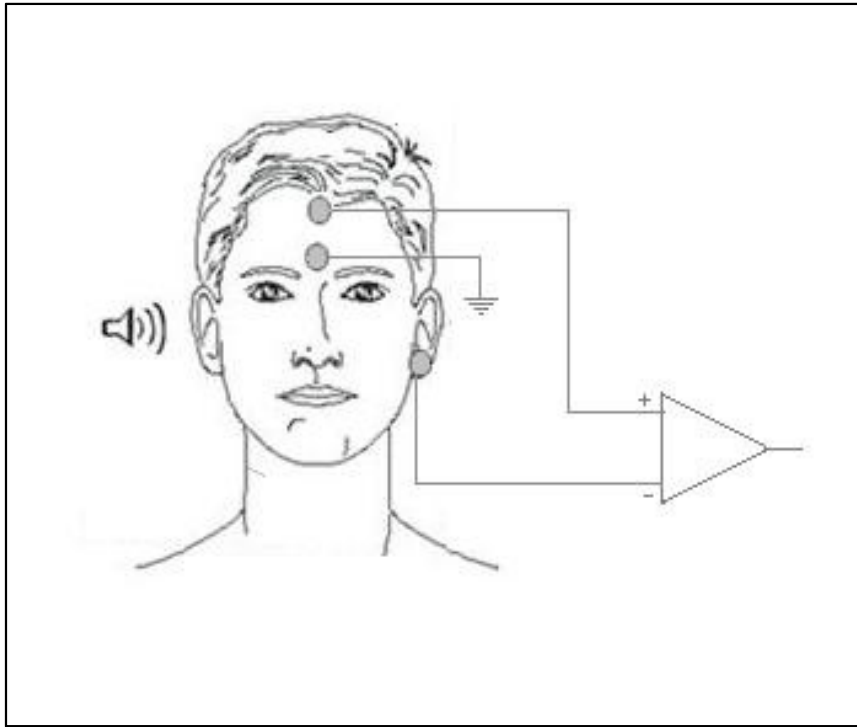
Şekil 3.4. Tab elektrot [1]

ABR ölçüm sistemlerinde kullanılan yüzey elektrotları, elde edilmek istenen biyoelektriksel potansiyellerin belirli bir bölgede oluşması sebebiyle söz konusu bölgeye yakın bir konuma yerleştirilmelidir. Elektrotların deri yüzeyinde yerleştirildiği bölge, oluşan potansiyelin algılanmasını ve algılanan sinyalin kalitesini doğrudan etkiler. Yüzey elektrotları genellikle uluslararası 10-20 elektrot yerleştirme standardına göre yerleştirilmektedir. Bu standardın 10-20 sistemi olarak adlandırılması, elektrotların yerleşiminde başın burun kökü¹ ile ense kökü² arasındaki kısmının Şekil 3.5’de görüldüğü gibi %10 ve %20’lik parçalara bölünmesinden kaynaklanmaktadır.



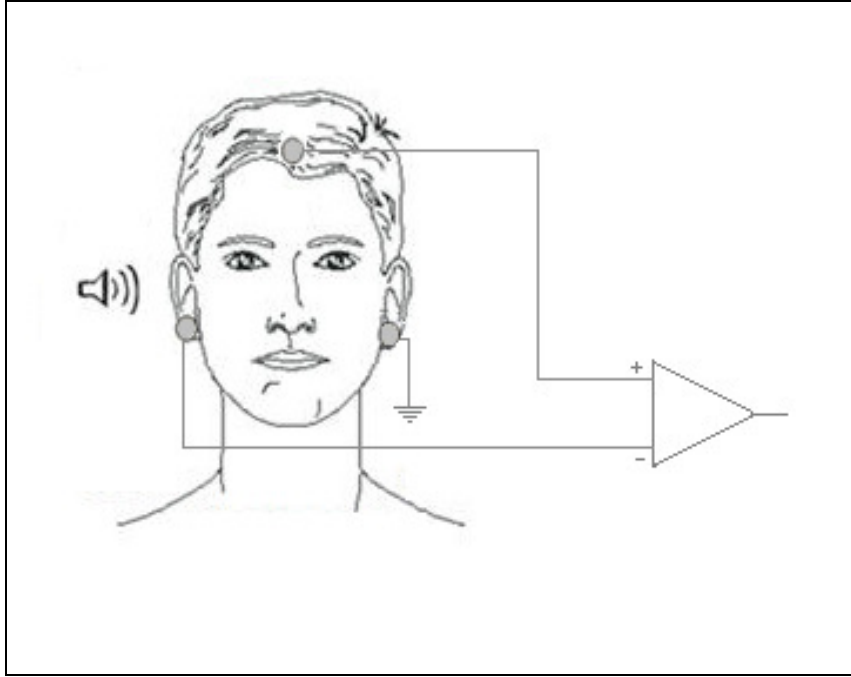
kafanın arka tarafını ve “A” ise kulak lobunu ifade eder. Bu ifadelerin yanına başın ortası için “Z” , sağ taraf için çift sayılar ve sol taraf için tek sayılar eklenir [22].

Bazı ABR ölçümlerinde burun kökünün %10’luk üst kısmının ortasında bulunan F_{PZ} noktasına toprak elektrodu, bu noktadan %20’lik üst mesafede olan F_Z noktasına ve kulak lobunda bulunan A_1 noktasına referans elektrotlar yerleştirilir. Belirtilen yerleşim Şekil 3.7’de görülmektedir.



Şekil 3.7. ABR kayıtlarında kullanılan elektrot yerleştirme yerleri (1.yöntem)

Sıklıkla kullanılan bir diğer yöntem ise Şekil 3.8’de görülmektedir. Sol kulak lobunda olan A_1 noktasına toprak elektrodu, başın ön orta kısmında olan F_Z noktasına ve sağ kulak lobunda olan A_2 noktasına referans elektrotları yerleştirilir [3].



Şekil 3.8. ABR kayıtlarında kullanılan elektrot yerleştirme yerleri (2.yöntem)

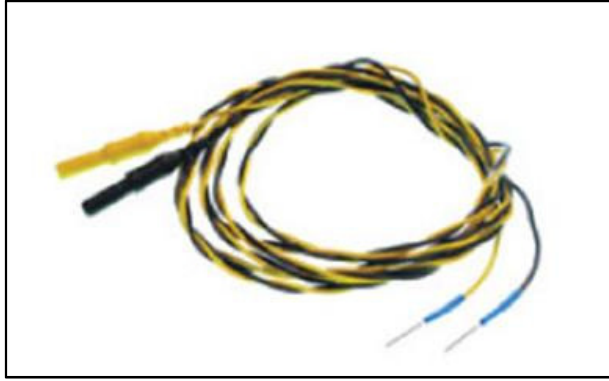
Yüzey elektrotları yerleştirilirken empedanslarına dikkat etmek gerekmektedir. Yerleştirilecek yüzey ile elektrot arasındaki iletkenliği arttırmak için yüzey, alkol ya da çeşitli temizleme maddeleri ile dikkatli bir şekilde temizlenmelidir. Bu temizleme sonrasında elektrotlar arasında olması gereken empedans değeri $5\text{ k}\Omega$ 'dan küçük, $1\text{ k}\Omega$ 'dan büyüktür. Bu değer ölçüm sonuçlarını etkilemektedir [3].

Empedans değeri $5\text{ k}\Omega$ 'dan büyük olduğu durumlarda iletkenlik az olur ve biyoelektriksel sinyaller algılanamaz. Empedans değeri $1\text{ k}\Omega$ 'dan küçük olduğu durumlarda ise birbirine yakın iki elektrot arasında kısa devre oluşabilir ve ölçülen sinyalin kalitesi bozulabilir. Bu empedans değerleri limit belirlemek açısından önemli olsa da elektrotlar arası empedansların uyumluluğu da önemlidir. Elektrotların empedans değerlerinin birbirinden çok farklı olması gürültü seviyesi yüksek sinyallerin ölçülmesine sebep olur [3].

Hastayı uzun süre gözlemlemeyi gerektiren yoğun bakım ünitelerinde ve ameliyathanelerde yapılan ölçümler sırasında deri altına giren elektrotlar

kullanılabilmektedir. Elektrotların deri altına iletilmesi sebebiyle bu tür özel durumlar dışında klinik uygulamalarda kullanımı bulunmamaktadır.

Deri altına uygulanan elektrotlar, biyoelektriksel sinyalleri vücut içinden algılamakta kullanılır. Bu elektrot tipinde yaygın olarak deri altına batırılan iğne şeklinde elektrotlar kullanılmaktadır. Resim 3.4’de iğne şeklinde elektrot fotoğrafı görülmektedir. Bu tip elektrotlar deri altından belirli bir bölgeden sinyalleri elde etme işlemlerinde kullanılır.



Resim 3.4. İğne elektrot [20]

İğne elektrotlarla yüzey elektrotlara göre daha kararlı sinyaller elde edilebilmektedir. Ancak bu elektrotların kullanımı yoğun bakımda olan ya da ameliyat için bayıltılan hastalar dışındakileri iğne çaplarının 0.1 mm ile 1mm arasında olması sebebiyle rahatsız eder [1]. İğne elektrotlar, hastanın deri altına girdiğinde vücutta herhangi bir probleme yol açmaması için genellikle paslanmaz çelik veya platin-iridyum karışımı metalden yapılırlar. Bu elektrotların farklı hastalarda tekrar kullanılabilmesi sebebiyle ölçüm sonrası ve öncesi elektrotun hastaya temas eden kısımlarının kesinlikle gerekli sterilizasyon işleminden geçirilmeleri gerekmektedir. Bu işlem yapılmaz ise kullanılmış olan elektrotlar ölçüm yapılan sonraki bireylere hastalık geçmesine sebep olur. Deri altına giren elektrotların sterilizasyonu yapılmış olsa dahi bulaşıcı hastalık sahiplerinin biyoelektriksel sinyallerinin ölçümü sonrası tekrar kullanılmaları tavsiye edilmemektedir [3].

3.3. Analog Sinyal Yükseltme

Çok düşük voltaj genliğine sahip biyoelektriksel sinyallerin analiz edilebilmesi için yükseltilmesi gerekmektedir. Yükseltme işlemi temel olarak sinyalin yapısını bozmadan istenen büyüklüğe kadar artırılması olarak ifade edilir. Yükseltme işlemi genellikle yükselteç olarak adlandırılan elektronik devre elemanları ile yapılır.

İşitsel beyin sapı cevapları, 0.1 ile 1.0 μV aralığında voltaj genliğine sahip sinyallerdir. Bu sinyallerin analog sayısal çeviriciler ile sayısal veri haline dönüştürülmesi ve çeşitli sinyal işleme metotları ile işlenmesi için 10 000 ile 100 000 kat arasında yükseltilmesi gerekmektedir. Bu yükseltme oranı kullanılacak analog sayısal çeviricinin voltaj giriş aralığına göre belirlenir.

Biyolojik sinyaller, gerek küçük genlikli olmaları ve gerekse insan vücudu gibi çeşitli sinyal kaynaklarına sahip olan ve gürültülü bir ortam içinde bulunan büyük hacimli bir yapıdan alınmaları nedeniyle gürültülü sinyallerdir. Bu sinyallerin anlaşılabilir bir şekle getirilmeleri için öncelikle bu gürültülerden temizlenmeleri gerekir.

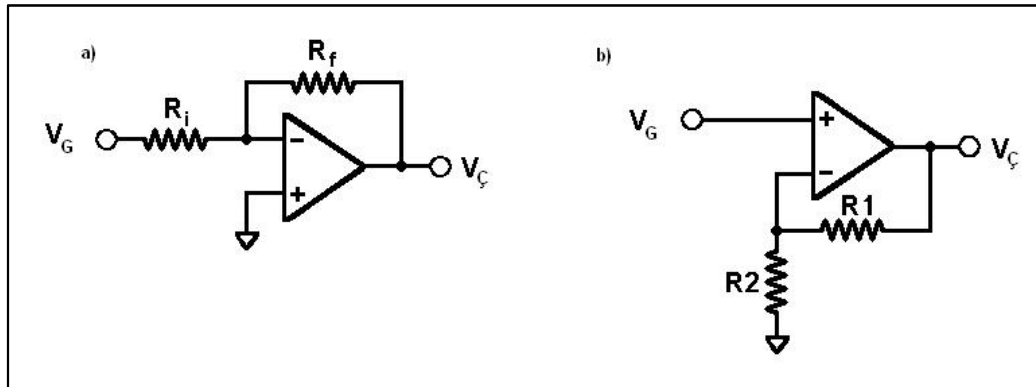
İşitsel uyarılmış sinyallerin elde edilmesine yönelik ölçüm sistemlerinde iki farklı bölgeye yerleştirilen referans elektrotlar ile elde edilen sinyaller aynı gürültü sinyallerine sahiptir. Farklı bölgelerden elde edilen iki sinyalin fark yükselteci ile yükseltilmesi bu gürültü sinyallerinin zayıflatılmasını sağlar. Bu nedenle elektrotlar ile elde edilen sinyallerin, ilk olarak fark yükselteçleri ile yükseltilip gürültüden arındırıldıktan sonra kaskat olarak bağlanan işlemsel yükselteçler ile ihtiyaç duyulan genlik seviyesine kadar yükseltilmesi daha düzgün ve değerlendirilebilir bir ölçüm sonucu elde etmemizi sağlar.

3.3.1. İşlemsel yükselteç

İşlemsel yükselteç tersleyen (-) ve terslemeyen (+) olmak üzere iki girişli ve tek çıkışlı bir yapıya sahiptir. İç yapıları oldukça karmaşık olan işlemsel yükselteçler,

giriş ve çıkış uçlarına yapılan dış bağlantılar çeşitlendirilerek farklı işlemler için kullanılır hale getirilir. Bu yükselteçler kullanılan girişe veya yaptığı matematiksel işleme göre isimlendirilirler.

ABR sinyallerinin istenen genlik değerine getirilmesi aşamasında genellikle yüksek kazançlı terslemeyen işlemsel yükselteç yapısı kullanılmaktadır. Bu yükselteçte ölçülen sinyal, yükseltecin terslemeyen girişine iletilir. Terslemeyen yükseltecin girişindeki ve çıkışındaki sinyaller arasında faz farkı bulunmaz. İşlemsel yükseltme aşamasında ölçüm sinyalinin yükseltecin tersleyen girişine bağlanması durumunda tersleyen yükseltme gerçekleştirilmiş olur. Bu yükseltme işlemi sırasında giriş sinyali ile çıkış sinyali arasında 180° faz farkı meydana gelmektedir. Pozitif yönde dalgalardan oluşan ABR sinyal şeklinin elde edilmesinin istendiği durumda oluşan faz farkları uygun şekilde ayarlanmalıdır. Bu amaçla tersleyen yükselteçler ile arka arkaya gerçekleştirilen yükseltme işlemleri sonucu elde edilen sonuç sinyali ABR ölçüm sinyali ile aynı fazda elde edilmelidir. Bu işlemin yapılmaması durumunda elde edilen negatif dalgalardan oluşan ABR sinyal şekli yazılım ile pozitif yönde düzenlenebilmesinin yanı sıra değerlendirme aşamasında tepe değerleri yerine vadiler incelenerek de çözüm sağlanabilmektedir. Tersleyen ve terslemeyen işlemsel yükselteçlerin genel devre şeması 3.9’da görülmektedir.

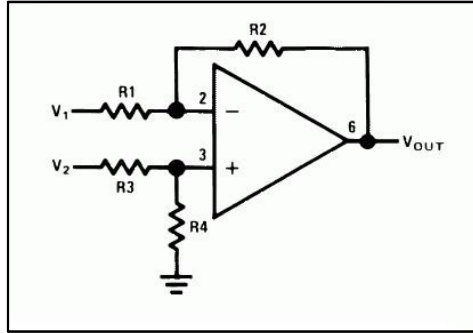


Şekil 3.9. İşlemsel yükselteç yapıları a) Tersleyen yükselteç b) Terslemeyen yükselteç

3.3.2. Fark yükselteci

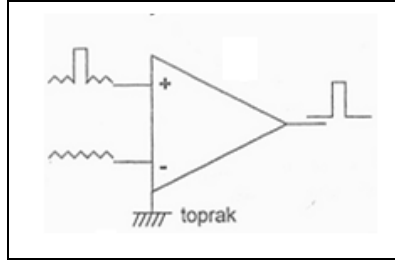
Fark yükselteçleri, iki giriş sinyali arasındaki farkı alıp yükselten ve tek bir çıkış sinyali olarak veren yükselteçlerdir. Giriş sinyalleri arasındaki fark yükseltilirken her iki sinyalde de ortak olarak bulunan gürültü sinyallerinin gerçek sinyalden arındırılması işlemi de gerçekleştirilmektedir.

ABR sinyallerinin vücut yüzeyinden algılanması ve ölçüm sistemine iletilmesi sırasında iki elektrot başın değişik bölgelerine yerleştirilir. Elektrotlar, yerleştirildikleri noktaların yakın olması sebebiyle aynı gürültü sinyalini alır ve sisteme biyoelektriksel sinyal ile birlikte iletir. Her iki elektrottan gelen sinyaller fark yükseltecinin tersleyen ve terslemeyen girişlerine iletilir. Fark yükselteci bu elektrotlardan gelen sinyallerden birini olduğu gibi alır, diğerini ise 180° döndürerek yani tersine çevirerek alır. Daha sonra yükseltece giren iki sinyal toplanarak sinyaller arasındaki fark alınmış olur [24,25]. Fark yükseltecinin genel devre şeması Şekil 3.10'da görülmektedir.



Şekil 3.10. Fark yükselteci

Fark yükselteci, yükseltece giren her iki sinyalde ortak olarak bulunan gürültü sinyallerini de birbirinden çıkarmaktadır. Bu şekilde ABR sinyali üzerindeki gürültü sinyali zayıflatılabilmektedir. Şekil 3.11'de verilen şematik gösterimde yükseltecin pozitif girişinden giren sinyaldeki gürültü bileşenleri fark yükselteci ile yok edilerek çıkışa verilmektedir [3].



Şekil 3.11. Fark yükselteçlerinin şematik gösterimi [3]

Ölçüm sistemlerinde elektrotların yerleştirilme yerlerinin özel olarak belirlenmesi ile uyarı sonrası alınan sinyallerin birbirinin tersi olarak elde edilmesi sağlanabilmektedir. Bu şekilde yükseltece giren iki sinyalin farkı alınarak gürültü sinyallerinin yok edilmesinin yanı sıra uyarı ile oluşan sinyaller daha yüksek genlikle çıkışa iletelebilmektedir [3].

Biyoelektriksel sinyaller düşük genlikli sinyallerdir. EKG sinyalleri yaklaşık 1mV, EEG sinyalleri yaklaşık 50 μ V ve ABR sinyalleri ise 0.1 μ V ile 1 μ V aralığındadır. Düşük genlikli biyoelektriksel potansiyellerin elektrotlar ile algılanması sırasında birkaç yüz mV genlik değerine sahip gürültü sinyalleri her iki elektrot aracılığı ile fark yükselteci girişine iletilir. Bu gürültü sinyallerinin her iki elektrotta da aynı anda oluşması ortak mod olarak adlandırılır. Ortak modda gelen sinyaller genellikle 50Hz şebeke frekansına sahip gürültü sinyalleridir [1]. Her iki girişte de aynı oranda bulunan bu gürültü sinyallerini yok etmeye yönelik olarak ortak mod bastırma işlemi uygulanmaktadır. ABR sinyallerinin ortaya çıkarılması için işitsel uyarılar sonucu elde edilen sinyal içerisinde bulunan ortak mod sinyallerinin bastırılması gerekmektedir.

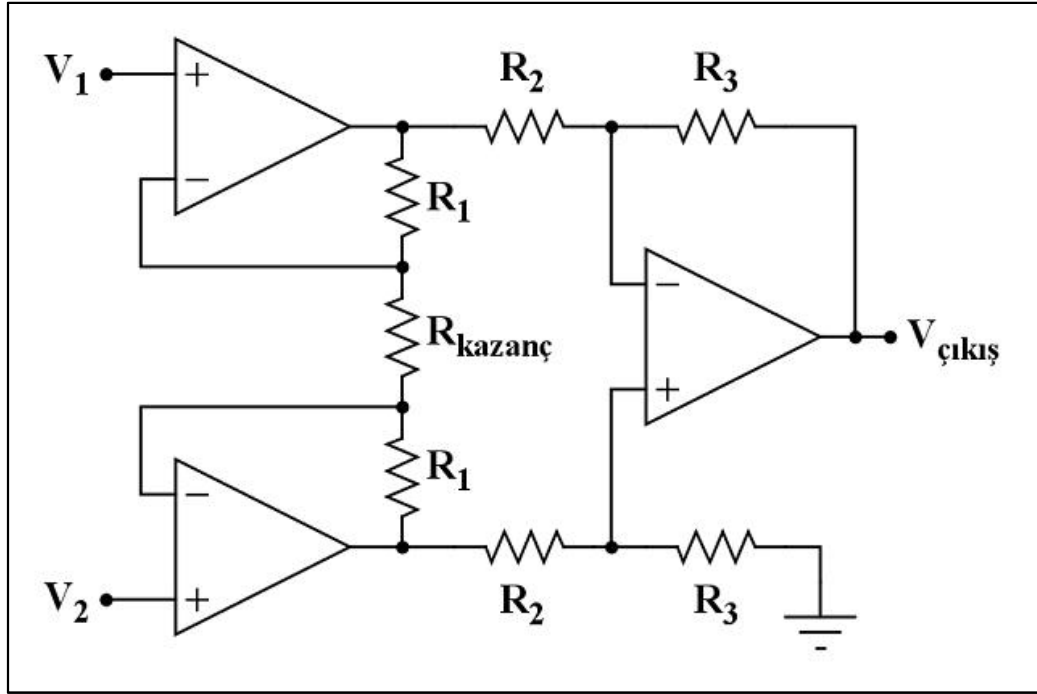
İçerisinde yüksek genlikli ortak mod sinyalleri bulunan biyoelektriksel sinyallerin ölçümü sırasında, her iki girişte de aynı oranda bulunan gürültü sinyallerini yok etme özelliği olarak bilinen ortak mod sinyal bastırma oranı (CMRR) yüksek olan yükselteçler tercih edilmelidir [1]. Bu şekilde ön yükseltme aşamasında yükselteç girişlerine taşınan biyolojik sinyallerin farkı alınıp yükseltilirken gürültü sinyalleri önemli ölçüde bastırılmış olur.

Yüksek CMRR değerine sahip yükselteçlerde, gürültü şeklindeki ortak mod sinyaller genlikleri azaltılarak daha da zayıf genlik değeri ile yükselteç çıkışına aktarılırlar. Etkili bir fark yükseltme işlemi yapılabilmesi için tercih edilecek fark yükseltecinde CMRR değeri, 100 dB'in üzerinde olmalıdır [1]. CMRR değeri Eş. 3.1 ile hesaplanmaktadır. Eşitliğe göre fark yükseltecinin kazancının yüksek olması ve ortak sinyallerin kazancının düşük olması yüksek CMRR değeri elde etmemizi sağlar.

$$CMRR = \frac{\text{Fark Kazancı}}{\text{Ortak Sinyal Kazancı}} \quad (3.1)$$

Biyoelektriksel sinyallerin ölçülmesine yönelik sistemlerde fark yükselteci olarak genellikle enstrümantasyon yükselteçleri kullanılmaktadır. Enstrümantasyon yükselteçler en kullanışlı analog alt sistemlerden biridir. Söz konusu yükselteçler yüksek genlikli ortak mod gürültünün varlığına rağmen düşük genlikli sinyallerin yükseltilmesini sağlar ve sağladığı bu performans sayesinde özellikle sinyal işleme uygulamalarında giriş yükselteci olarak kullanılır.

Enstrümantasyon yükselteci yüksek performansa, yüksek kazanç, yüksek giriş empedansına, düşük çıkış empedansına ve düşük giriş akımına sahip fark yükseltecidir. Yükseltecin girişlerine iletilen sinyallere uygulanan yüksek ortak mod bastırma, enstrümantasyon yükselteçlerinin sağladığı en önemli fonksiyondur. Elektronik sistemlerde doğru akım (DC) ortak mod voltajından kaynaklanan hatalar oluşabildiği gibi yetersiz alternatif akım (AC) ortak mod bastırmadan kaynaklanan, frekansla birlikte büyük değişimlere uğrayan, yükselteç çıkışında yok edilmesi zor olan ve zamanla değişen ciddi hatalar da oluşabilmektedir. Enstrümantasyon yükselteçler yüksek DC ve AC ortak mod bastırma özelliğine sahip olduğundan bahsi geçen hatalar önemli ölçüde azaltılmaktadır [26]. Sistemlerde en fazla kullanılan ve yüksek CMRR değerine sahip enstrümantasyon yükselteç yapısı Şekil 3.12'de görülmektedir.



Şekil 3.12. Genel enstrümantasyon yükselteç yapısı (3 Op-Amp'lı)

Yüksek performanslı enstrümantasyon yükseltecinin tasarımı kolay olmamaktadır. Bu nedenle hassas tümleşik devrelerin (IC) bu işlemlerde kullanılabilir olması performans probleminin üstesinden gelmektedir. Bu amaçla üretilen IC'ler tek bir paket içerisinde yüksek CMRR değerine sahip enstrümantasyon yükselteç yapısını barındırmaktadır.

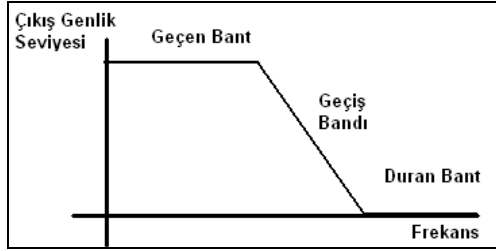
3.4. Analog Filtreleme

Belirli bir bölgeden elde edilen biyoelektriksel sinyallerin doğrudan yükseltilip sayısal sinyal işleme aşamasına aktarılması uygun sonuç elde etmemizi engeller. Yükseltme bloğunda ABR sinyalleri yükseltilirken aynı zamanda gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyaller de yükseltilir. ABR sinyallerinin genlik değeri gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyallerden çok düşük olduğu için yükseltme işlemi sonrası elde edilen sonuç sinyali hatalı olur. Bu nedenle analog devre elemanları ile yapılan yükseltme aşamasında istenmeyen sinyallerin zayıflatılması gerekmektedir. ABR

sinyallerinin belirli bir frekans aralığında olması sebebiyle bu zayıflatma işlemi çeşitli filtreler ile yapılabilmektedir.

Filtreler, elde edilmek istenen sinyalin frekansını diğer sinyallerin frekanslarından ayırmak için kullanılır. Bu işlem sinyalin frekans içeriğini ve dalga şeklini değiştirmektedir. Ancak bunun yanı sıra sinyal istenen frekans aralığına ve uygun dalga şekline dönüştürülmektedir [27].

Filtreler Şekil 3.13’de gösterildiği üzere geçen bant, duran bant ve geçiş bandından oluşmaktadır. Filtrenin geçen bandının frekans aralığı ile aynı frekans aralığında olan sinyallerin genliği zayıflamamaktadır. Filtrelerde yüksek zayıflatma duran bandın frekans aralığında gerçekleşmektedir. Duran bant frekans aralığı ile aynı frekans aralığındaki sinyallerin genliği yüksek oranda zayıflamaktadır. Geçiş bandı, geçen bant ile duran bandın arasında bulunan frekans aralığına denir. Etkili bir filtre tasarımı için geçiş bandının dik yani geçen bant ile duran bant arasındaki frekans aralığının küçük olması gerekmektedir [28].

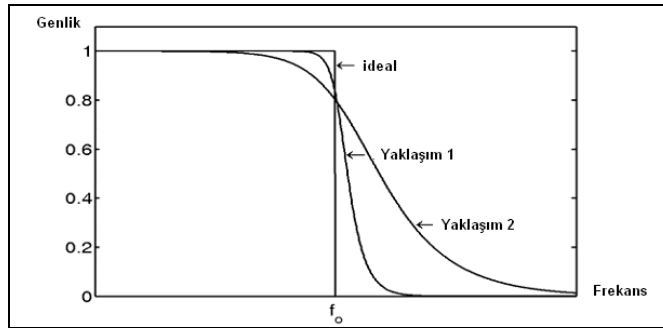


Şekil 3.13. Filtre gösterimi

Filtreler frekans ayırımına bağlı olarak yapılan sınıflandırmaya göre alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren ve bant durduran filtreler olarak adlandırılır. Bu isimlendirmeler ile bahsi geçen filtrenin hangi frekans bandında etkili olduğu anlaşılmaktadır [27].

Filtreler ideal filtreye yaklaşıma yönelik metotların kullanımına göre de tanımlanabilir. İdeal alçak geçiren filtre yanıtı Şekil 3.14’de görülmektedir. 0 Hz’den

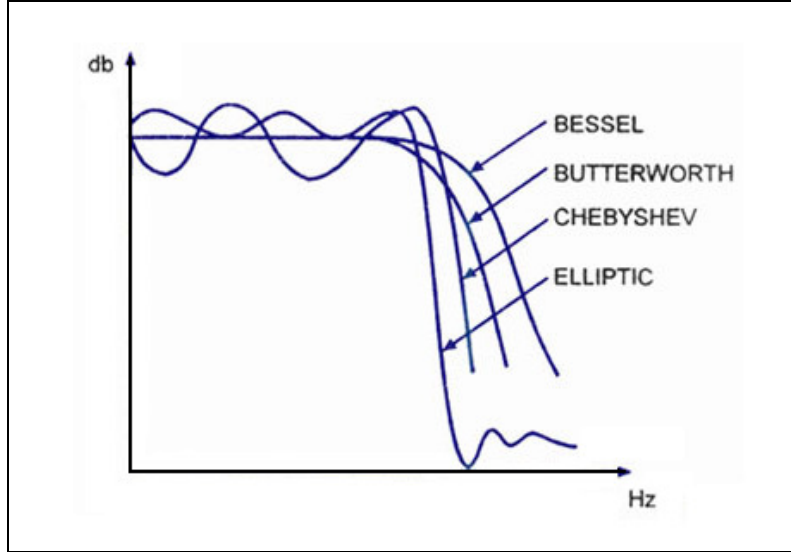
kesim frekansına kadar olan tüm frekanslar kayıpsız bir genlik oranı ile geçer ve kesim frekansı üzerindeki tüm frekanslar tamamen zayıflatılmıştır. Bu tür bir filtre yanıtı fiziksel olarak elde edilemez. Bu nedenle filtre yanıtının ideale daha yakın hale gelmesi için bazı yaklaşımlar yapılmaktadır. Şekil 3.14 üzerinde pratik filtreyi ifade eden yanıtlar görülmektedir. Bu pratik cevaplar ideal filtreye yönelik yaklaşımlar olarak ifade edilmektedir ve farklı kriterlere sahip birçok yaklaşım bulunmaktadır. Bazı tasarımlar geçiş bandında sinyal bozulmasının minimum düzeyde olmasını sağlarken bazı tasarımlar ise hızlı geçiş gereksinimini karşılayabilmek için geçiş bandında daha fazla bozulmanın oluşmasına sebep olur [27]. Bu özelliklere göre sınıflandırılan bazı filtreler Chebyshev, Elliptic, Butterworth ve Bessel olarak adlandırılır [27].



Şekil 3.14. İdeal alçak geçiren filtre yanıtı

Bessel ve Butterworth filtreleri düzgün bir geçen banda sahiptirler ve duran bantta düzgün bir zayıflatma gösterirler. Bessel yanıtının düzgün geçen bandının ötesinde çok yavaş bir zayıflatma değişimi vardır. Butterworth yanıtı genelde düzgün bir geçen bant filtresi için kullanılmaktadır. Chebyshev filtrelerin geçen bandı dalgacıklıdır ancak duran bantta düzgün bir zayıflatma göstermektedir. Chebyshev filtrenin etek dikliği fazladır fakat bu diklik izin verilen dalgacığa bağlıdır. Elliptic filtrenin hem geçen bandı hem de duran bandı dalgacıklı¹ yapıdadır. Bu sayede elliptic filtrenin geçiş bandının eğimi diğer filtrelere göre daha azdır [28]. Şekil 3.15’de filtre yaklaşımları kazanç frekans grafiği ile gösterilmektedir.

¹ Ripple



Şekil 3.15. Çeşitli filtre yaklaşımları

Filtreler pasif ve aktif olmak üzere ikiye ayrılır. Pasif filtreler direnç, kondansatör ve bobin gibi pasif devre elemanları kullanılarak yapılmaktadır. Pasif filtrelerin en önemli avantajı tasarımının ve uygulamasının çok basit olmasıdır. Ancak bunun yanında pasif devre elemanlarının toleranslarına karşı gösterdiği duyarlılık, düşük frekanslı uygulamalarda büyük değerli direnç ve kondansatör kullanım gerekliliği, düşük seviyeli uygulamalarında etkin zayıflatma sağlayamaması ve geçen bandında genlik kazancı elde edilememesi gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır.

Aktif filtreler, aktif devre elemanı olan işlemsel yükselteçler kullanılarak yapılmaktadır. Bu filtrelerde istenen frekans değerlerinin elde edilmesine yönelik pasif eleman olarak direnç ve kondansatörler kullanılmaktadır. Pasif filtrelerde görülen dezavantajlar aktif filtre yapılarında görülmemektedir. Aktif filtreler ile yüksek seviyeli, durduran bandında etkili zayıflama uygulayan, geçiş bandının eğimi düşük ve pasif elemanlardan az etkilenen filtre yapıları oluşturulabilmektedir. Aktif filtrelerde kullanılan işlemsel yükselteç ile filtrenin geçen bandında genlik kazancı elde edilebilmektedir.

ABR sinyalleri belirli bir frekans aralığındadır. Bu aralığın altında ve üstünde kalan frekans değerlerine sahip sinyaller, ABR sinyalinin morfolojik yapısını bozmaktadır. ABR sinyallerinin elde edileceği analog devrede bu sinyallerin zayıflatılması gerekmektedir. Bu amaçla iki farklı yapıda filtre devresi kurulabilmektedir. Bu yapılardan birinde ABR sinyali, sinyalin frekans aralığına bağlı kalarak ayrı ayrı yüksek ve alçak geçiren filtrelerden diğerinde ise sadece bant geçiren filtreden geçirilmektedir.

Alçak geçiren filtre belirli bir frekans değerinin üzerindeki sinyallerin etkisini azaltmak için kullanılır. Bu tip filtreler ile kesim frekansı olarak belirlenen frekansın üzerindeki sinyal genliği önemli ölçüde zayıflatılmaktadır. Yüksek geçiren filtre ise alçak geçiren filtrelerin tam tersi bir işlem gerçekleştirir. Bu tip filtreler ile kesim frekansı olarak belirlenen frekansın altındaki sinyal genliği önemli ölçüde zayıflatılmaktadır. Bu şekilde alçak geçiren filtre ile kesim frekansı üzerindeki sinyallerin, yüksek geçiren filtre ile ise kesim frekansı altındaki sinyallerin bozucu etkisinden arındırılan sinyalin genliği ve morfolojik yapısı korunmuş olur.

Bant geçiren filtre ile yapılan sistemlerde, belirli bir frekans aralığındaki sinyalleri geçiren, bu aralık dışındaki sinyalleri ise geçirmeyen bir filtre devresi tasarlanır. Bant geçiren filtrenin geçiren frekans bandı alt ve üst kesim frekansları ile belirlenir. Bu frekans bandı dışında kalan frekanslardaki sinyaller büyük ölçüde zayıflatılır.

ABR ölçüm sistemlerinde duran bantta zayıflatması yüksek olan filtre tasarımları kullanılır. Bu filtreler genellikle yüksek seviyede aktif filtre yapısındadır. Ayrıca düzgün geçen bant ve düşük geçiş bandı eğimine sahip filtre yaklaşımları kullanılarak düşük frekanslarda etkili filtrelemeler de gerçekleştirilebilmektedir. Bu filtreler, geçen bant ve duran bant arasında dar bir geçiş frekansına sahiptirler.

3.5. Çeviriciler (A/D-D/A)

Belirli bir kaynaktan çeşitli algılayıcılar ile fiziksel ve kimyasal değişimler sonucu elde edilen verilere analog sinyaller denir. Analog sinyaller zaman ve genlik

ekseninde sürekli sinyallerdir. Analog sinyallerin zaman ve genlik ekseninde ayrık verilere dönüştürülmesi işlemiyle sayısal sinyaller elde edilir. Bu işleme analog sayısal çevirme denir. Sayısal sinyallerin elde edilmesindeki temel amaç çeşitli sinyal işleme uygulamalarının sinyalin sayısal formunda analog formuna nazaran çok daha kolay yapılabilmesidir. Analog sayısal çevirmenin tersi olan sayısal analog çevirme ise sayısal sinyallerin zaman ve genlik ekseninde sürekli sinyallere dönüştürülmesi ile analog sinyallerin elde edilmesi işlemidir.

Analog yöntemler ve elemanlarla ölçülen ABR sinyallerini analog filtreleme ve yükseltme işlemleri sonrası doğrudan kullanmak, sonuç elde etmek ve değerlendirmek için yeterli değildir. Analog işlemlerden geçirilen sinyallere çeşitli sayısal işlemler uygulayarak daha net sonuçlar elde etmek mümkündür. Analog sinyaller, sayısal işlem yapan sistemlere doğrudan girilememektedir. Bir analog sinyalin sayısal işleme tabi tutulabilmesi için öncelikle sayısal sinyallere dönüştürülmesi gerekir. Bu iş için kullanılan analog sayısal dönüştürücüler yardımıyla analog sinyal örneklerek ayrık biçime getirilir ve örnekler kuantalanır [1]. Söz konusu çeviricilerin girişi voltaj, çıkışı ise giriş voltajının oransal olarak ifade edilmesi ile elde edilen sayısal ifadelerdir.

Analog sinyallerin sayısal gösteriminde örnekleme frekansının ve örnek başına düşen bit sayısının uygun şekilde ayarlanması gerekmektedir. Sayısallaştırma işlemi sırasında, örtüşmeyi önlemek ve gürültü teşkil edecek ek frekans bileşenlerinin oluşumuna engel olmak için örnekleme frekansı, maksimum sinyal frekansından büyük seçilmelidir [1]. Shannon Nyquist teoremine göre bir analog sinyalin sayısal gösterimi için gerekli olan minimum örnekleme hızı (f_s), sinyalde oluşan en yüksek frekansın (f_n) 2 katı olmalıdır. Frekanslar arasındaki örnekleme oranı, daha gürültüsüz analog sayısal çevirme işlemleri için daha yüksek seçilebilmektedir. Bu bakımdan, önceden ADC'nin örnekleme frekansı belirlenmişse ya da sınırlı olarak alabileceği en büyük değerde seçilmişse analog sayısal çevirme işleminden önce sinyalin maksimum frekans bileşeni, yüksek frekansları bastıran uygun kesim frekans (f_c) değerine sahip analog alçak geçiren filtreler kullanılarak olması gereken noktaya çekilmelidir [29].

ADC ile analog sinyal sayısala dönüştürüldüğünde en küçük voltaj adımı sinyalin ne kadar hata ile sayısallaştırıldığını ifade eder. Belirli örnekleme zamanlarında elde edilen genlik numunelerine kuantalama denir. Analog sinyalin belli bir kuantal seviyesinin altında kalan kısmı, sayısala dönüştürülürken kaybolmakta ve tekrar ifade edilememektedir. Bu nedenle, birçok biyolojik sinyal ölçüm düzenindeki veri toplama işlemlerinde yüksek kuantalama adımı olan çeviriciler kullanılmaktadır. Örneğin, 5 V genliğe sahip analog katın çıkış gerilimi, 10 bit ADC ile 5 mV'luk hata ile sayısal veriye dönüştürülmüş olmaktadır. Analog sayısal çevirimin daha iyi bir duruma getirilebilmesi için alçak geçiren filtrenin kenar dikliği, örnekleme frekansı ve kuantalama seviyelerinin sayısı arttırılmalıdır. Daha yüksek çözünürlüğün istendiği dönüşümlerde, bit sayısı 12 veya 16 olarak seçilebilmektedir.

Şu anda kullanılan ticari uyarılmış potansiyel kaydediciler, örnek başına 12 veya 16 bit çözünürlük sağlayabilmektedir. 4096 veya 65536 farklı adımdan oluşan ADC giriş aralığı, kodlanan genlik aralığı ve ADC'nin ürettiği eklenmiş kuantizasyon gürültüsünü hesaplarken kullanılan en az ağırlıklı bit (LSB) arasındaki değişim ile belirlenir. En az ağırlıklı bit, komşu 2 sayısal kod arasındaki nümerik farka göre bulunan genlik basamağıdır ve ADC'nin hassasiyetini belirler. Hassasiyet, sinyalin gürültüye olan oranının azalmasını engellemek amacıyla analog gürültü seviyesinin altında tutulmalıdır. Uyarılmış potansiyellerde gürültü seviyesi de dalga genliği gibi uyarı enerjisi ile değişir. Bu değişim en iyi yüksek ADC çözünürlüğü ile tolere edilebilir. Çünkü böylece ADC yüksek giriş aralığını tolere edebilecektir ve yüksek hassasiyet yani düşük LSB sağlayabilecektir. Bu nedenle 16 bit ADC 12 bit ADC'den daha iyi sonuç vermektedir [29].

ABR ölçüm sistemlerinde sayısal olarak yapısı belirlenen uyarı sinyalleri DAC ile analog sinyale dönüştürülür ve ardından kulaklık ile ses sinyaline dönüştürülerek kulağa iletilir. Bu aşamada kullanılan sayısal analog çeviriciler ilk olarak, sayısal formda işlenen verileri darbe dizisine çevirir. Ardından söz konusu darbe dizisini, analog sayısal çevirme esnasında yapılan “örnekle ve tut” işleminin aynısını yaparak “zeroth order” sinyaller haline getirir. Son aşamada ise oluşan bu sinyalleri kesim

frekansı örnekleme frekansının en az yarısı kadar olan alçak geçiren filtrelerden geçirerek insan kulağının işitebileceği analog sinyaller haline getirir.

3.6. Sayısal Sinyal İşleme

Biyolojik sinyaller analog yöntemlerle ve elemanlarla ölçülmektedir. Fakat alınan analog sinyalleri doğrudan kullanmak, sonuç elde etmek ve değerlendirmek için yeterli değildir. Günümüz sistemlerinde, elektrotlar yardımıyla hastadan algılanan biyoelektriksel sinyallerin analog devre ile yükseltilmesi ve filtrelenmesi sonrası istenen forma dönüştürülebilmesi için gürültü ve bozucu sinyallerin etkisinden tamamen arındırılması, analiz edilmesi, tekrar düzenlenmesi ve değerlendirilmesi gibi çeşitli işlemlerin yapılması gerekmektedir. Bu işlemlerin hassas bir şekilde yapılabilmesi için analog sinyalin sayısal karşılıkları ile karmaşık algoritmalar sonucu oluşturulan sayısal işlemler kullanılmaktadır. Bu işlemlerin yapılabilmesi için sayısal sinyal işlemeye ihtiyaç duyulmaktadır.

Analog sinyallerin, analog ve sayısal olmak üzere iki yöntem kullanılarak işlenebilmesine rağmen günümüz teknolojisinde çoğunlukla sayısal sinyale dönüştürülüp işlenmesi tercih edilmektedir. Analog olarak yapılan sinyal işleme işlemleri sadece elektronik malzemeler kullanılarak yapılması nedeniyle ortam koşullarından ve malzeme değerlerinde yaşanacak değişimlerden çabuk etkilenir. Bu da yapılan işlemin güvenilirliğini ve doğrusallığını azaltır. Ancak sayısallaştırılmış sinyal üzerine uygulanan işlemlerle elde edilen sonuç, dış etkenlerden etkilenmemektedir. Uygulanan işlem tekrarlandıkça her seferinde elde edilen sonuç aynı kalmaktadır. Bu durum doğrusallığı ve yapılan işlemin güvenilirliğini arttırmaktadır. Ayrıca sayısal sinyal işlemede kullanılan işlemciler, özellikleri sebebiyle tekrar programlanıp kullanılabilme imkânına sahiptir. Bu şekilde az sayıda elektronik malzeme kullanımı ile yapılacak tasarımlarda esneklik ve üretimde kolaylık sağlanmış olur [30]. Biyoelektriksel sinyallerin ölçümünde kullanılan sistemlerde sayısal sinyal işlemciler, işlemci kullanılarak yapılan sinyal işleme uygulamalarında temel bir bileşen olmuştur. DSP'ler analog sinyalin bileşenlerinden elde edilen sayısal sinyallerin işlenmesi için yüksek hızlı algoritmaların uygulandığı

donanım, yazılım ve komut setinin birleşiminden oluşan işlemcilerdir. DSP'ler, yeniden programlanma, enerji verimliliği, maliyet ve hız gibi çeşitli avantajları nedeniyle tercih edilmektedir.

ABR ölçüm sistemlerinde işlemciye taşınan sayısal verilerin gürültü sinyali içerisinde kaybolmaması ve istenmeyen anlık bozulmalardan etkilenmemesi için çeşitli sayısal sinyal işleme algoritmaları uygulanır. Sayısal verilerin işlenmesinde anlık oluşan tepe değerlerini içeren ölçümlerin dışlanmasına, gürültünün azaltılmasına ve istenmeyen frekanslardaki yüksek genlikli verilerin zayıflatılmasına yönelik oluşturulan algoritmalar kullanılır. Ayrıca ölçülen sinyalle aynı frekanstaki gürültülerin zayıflatılması için çeşitli ortalama alma işlemleri uygulanır. Sinyallere uygulanan ortalama alma işlemleri ile sinyalin yapısı korunurken üzerindeki gürültüler azaltılır. Bu şekilde ölçüm sonuçlarının değerlendirilebilir bir sinyal yapısına dönüşmesi sağlanır.

3.6.1. Sayısal filtreleme

İşitsel beyin sapı cevaplarının sonuca yönelik değerlendirme yapılabilir bir şekle getirilmeleri için öncelikle gürültülerden ve diğer biyolojik sinyallerden arındırılmaları gerekir. Elde edilmek istenen sinyale uygulanan uygun filtreleme ile gürültü ve sinyalin değerlendirilmesini engelleyen ve gürültü olarak değerlendirilen diğer biyoelektriksel sinyaller zayıflatılır. Sinyal yükseltme bloğunda elektronik devre elemanları ile yapılan analog filtrelerden geçen sinyal üzerindeki gürültü tamamen engellenememektedir. Engellenemeyen bu gürültüler, sinyal sayısal ortama geçirildikten sonra uygun sayısal filtreler yardımıyla bastırılabilir. Bu amaçla, gürültünün ve esas sinyalin yapısına uygun matematiksel yöntemlerle oluşturulan sayısal filtreler kullanılır [1].

Sayısal filtre tasarımında özel yöntemlerin oluşturulması için temelinde sayısal sinyal işlemeye uygun yinelemeli metotlar ya da Fourier dönüşümü olan çeşitli algoritmalarından faydalanılmaktadır [1]. Bu algoritmaların kullanıldığı farklı

yöntemlerle oluşturulmuş sayısal filtreler bulunmaktadır. Bu filtreler genel olarak IIR filtreler, FIR filtreler ve adaptif filtreler olarak gruplandırılmaktadır.

IIR filtreler analog filtre yaklaşımları ile oluşturulan filtre algoritmalarıdır. Analog filtrelerin ayrık zamanlı sinyallere uygulanabilmesi için geçiş fonksiyonları geliştirilmiştir. Bu yöntemle tasarlanan filtreler yinelemeli yapıdadır. Filtrenin çıkışı, girişin şimdiki ve geçmiş değerlerine bağlı olduğu gibi çıkışın bir önceki değerine de bağlıdır. Bu tip filtreler teorik olarak sonsuza dek devam eden dürtü yanıtı içerdiği için sonsuz dürtü yanıtı (IIR) filtre olarak adlandırılır [27].

Analog filtre teorisine dayanmayan farklı yöntemler de bulunmaktadır. Bu filtrelerde istenilen frekans ve tipte filtreleme yapabilmek için sayısal işleme yönelik katsayıların belirlenmesi gerekmektedir. Bu yöntemle tasarlanan filtreler genellikle yinelemeli olmayan filtreler grubundandır. Filtre çıkışları, sadece girişin şimdiki ve geçmiş değerlerine bağlıdır. Bu tür filtreler sadece sonlu sayıda dürtü yanıtı içerdiği için sonlu dürtü yanıtı (FIR) filtre olarak adlandırılırlar [27].

FIR ve IIR yöntemleri ile oluşturulan filtrelerde filtre karakteristiklerini belirlemeye yönelik işlem özelliklerinin bilindiği öngörülür. Bu özellikler zamanla değişebilir ve bu değişimin yapısı bilinmektedir. Pratikte yaşanan genel problem, önceki test verileri hakkında yeterli bilgi olmaması sebebiyle bazı parametrelerde kesinlik olmamasıdır. Bazı parametrelerin zamanla değiştiği bilinir fakat kesin doğal değişimi tahmin edilememektedir. Böyle durumlarda değişime adapte olan ve kendi kendine öğrenen filtrelerin tasarlanması gerekmektedir. Karakteristiği kesin olarak bilinmeyen ya da değişen sinyaller için adaptif filtreler kullanılmaktadır [31]. Adaptif filtreler, sinyalin ve gürültünün zaman içinde değişen özelliklerine kendini uydurabilen karakteristiklere sahip filtre grubunu oluşturur [1]. Adaptif filtre katsayıları giriş sinyalinin, çıkış sinyalinin ve sistem parametrelerinin değişimlerini telafi etmeye yönelik olarak kendiliğinden ayarlanmaktadır [31].

3.6.2. Ortalama alma

ABR sinyalleri 0.1-1 μV seviyesinde çok düşük genlikli sinyaller olduğu için bu sinyallerin beynin, kalbin ve kasların biyoelektriksel sinyallerinin oluşturduğu gürültü içinden doğrudan elde edilmesi çok zordur. Bu yüzden kulağa iletilen tek bir uyarı sinyaline karşılık oluşan biyoelektriksel sinyalin otomatik olarak tanınıp yorumlanması mümkün değildir [3]. Analog ve sayısal filtreleme işlemlerinden geçirilen çok sayıda işitsel beyin sapı cevapları ile ortalama alma işlemi gerçekleştirilerek ABR sinyali üzerindeki diğer sinyallerin zayıflatılması sağlanır. Ortalama alma işleminde; ABR sinyali içerisinde belirlenen dalgaların zaman açısından aynı konuma gelecek şekilde, ölçülen tüm sinyallerin toplanmasını ve daha sonra elde edilen toplamın, bu toplamı oluşturan eleman sayısına bölünmesini temel alan bir yöntem kullanılır [1]. Ortalama alma işlemi ile sinyal üzerindeki gürültüler azaltılır ve sinyalin değerlendirilebilir bir yapıya dönüşmesi sağlanır.

Elektrotlar aracılığı ile elde edilen sinyalin, sinyal üzerinde bulunan ve bozucu etkiye sahip gürültü sinyallerine oranı sinyal gürültü oranı (SGO) olarak adlandırılır. Söz konusu oran ABR sinyalinin ölçümünün kalitesini belirlemek için kullanılır. Ortalama alma işlemleri ile SGO arttırılmaya çalışılmaktadır. Biyoelektriksel sinyallerin değerlendirilebilir bir yapıya dönüştürülebilmesi için bu oranın yüksek olması gerekmektedir. ABR ölçümlerinde SGO genellikle çok düşüktür. Kulağa iletilen bir uyarı ile oluşan biyoelektriksel sinyalin, ABR sinyali ve çeşitli gürültü sinyallerinden oluştuğu bilinmektedir. Buna göre işitsel uyarılmış sinyal¹, ABR sinyali² ve gürültü sinyali³ ile ifade edilirse Eş. 3.2 elde edilir [3].

$$x(t) = s(t) + g(t) \quad (3.2)$$

ABR ölçüm sistemlerinde ortalama alma işleminin kullanılmasının en önemli sebebi işitsel uyarıya karşı oluşan ABR sinyallerinin her uyarı için aynı şekilde elde

¹ $x(t)$

² $s(t)$

³ $g(t)$

edilmesidir. Bunun yanı sıra ABR sinyalinin algılanması ve iletilmesi sırasında oluşan gürültü sinyalleri her bir uyarı için farklı yapılarda ve rasgele elde edilmektedir.

Belirli bir sayıda uyarı¹ ile elde edilen sinyallerin ortalaması Eş. 3.3'deki gibi elde edilir.

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K X_k(t) \quad (3.3)$$

Biyoelektriksel sinyal, ABR sinyali ve çeşitli gürültü sinyallerinden oluştuğu için Eş. 3.3'deki $X_k(t)$ değeri Eş. 3.4'deki gibi yazılabilir.

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K s_k(t) + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K g_k(t) \quad (3.4)$$

Her bir uyarı için elde edilen ABR sinyallerinin aynı yapıda ve genlik değerinde olması sebebiyle Eş. 3.5 elde edilir.

$$\tilde{x}(t) = s_k(t) + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K g_k(t) \quad (3.5)$$

Eş. 3.5'de görüldüğü gibi işlem sonucu çıkan ABR sinyali, tek bir ölçüm sonucu elde edilen sinyal ile aynı değerdedir. Fakat yine işlem sonucu elde edilen gürültü sinyali her uyarı sonrası farklı yapılarda ve rasgele oluştuğu için tek bir ölçüm sonucu oluşan gürültüye göre daha zayıf bir değerdedir. Bu şekilde gürültü sinyalinin ABR sinyali üzerindeki etkisi azalmaktadır ve ölçümün SGO değeri artmaktadır. Ortalama alma işlemi sonucunda gürültünün sinyal üzerindeki etkisi daha fazla azaltılmak istendiğinde ölçüm sayısı artırılmaktadır.

¹ K

3.7. Otomatik Dalga Tanıma ve Değerlendirme

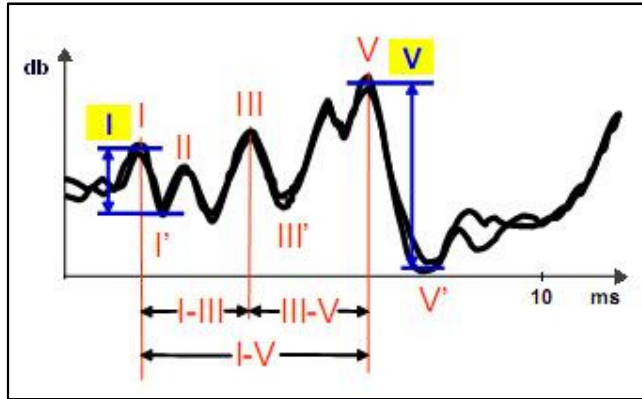
Ortalama alma işlemlerinden geçirilen ve sinyal gürültü oranı arttırılan ölçüm sonucunun uygun olup olmadığı, elde edilen sayısal verilere otomatik dalga tanıma ve değerlendirme algoritmalarının uygulanması ile hızlı ve objektif bir şekilde belirlenir. Bu otomatik değerlendirme işlemi ile değerlendirme yapacak kişinin karar vermesini kolaylaştırmak için tanı koymaya ve yorumlamaya yönelik detaylı bilgiler verilir. Bu yönde tasarlanan algoritmalar, elde edilecek sinyalin morfolojik yapısında belirgin olarak bulunan vadi ve tepelerin özellikleri ile oluşturulur.

İşitme eşiğinin bulunmasına yönelik algoritmalar, yeni doğan bebeklerin işitmelerinin uzmanlar tarafından tek tek yapılan inceleme ve değerlendirme işlemi yerine bu işlemin otomatik olarak hızlı ve ucuz bir şekilde ABR ölçüm cihazı tarafından yapılabilmesi için tasarlanmıştır [3].

Otomatik dalga tanımaya yönelik çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bu yöntemlerin bazıları istatistik temelli olup cevap içindeki gürültünün sayısal olarak ölçülmesine ya da tek cevap kullanarak herhangi bir noktada varyansın bulunmasına dayanırken diğer bazı yöntemler ise uygun yapıdaki ABR sinyalinde bulunan dalgalarla bir şablon oluşturup ölçüm sonucunun bu şablonla karşılaştırılmasına dayanır [3].

ABR ölçüm sistemlerinde otomatik dalga tanımaya yönelik işlemler ilk olarak V. dalganın sinyal içerisinde tespit edilmesi ile başlamaktadır. V. dalga diğer dalga şekillerine göre yüksek genlikli olması ve kulağa çeşitli şiddetlerde uyarı uygulanması sonucu elde edilebilmesi sebebiyle tercih edilmektedir. Bu dalganın tespiti sırasında kendinden hemen sonra gelen vadi ve IV. dalga ile birlikte oluşturduğu IV-V olarak adlandırılan dalga yapısı belirlenmeye çalışılmaktadır. Bu dalga yapısı belirlendikten sonra ABR sinyalindeki diğer dalgalar sırasıyla belirlenmektedir [3,32].

Otomatik değerlendirme aşamasında tüm dalgaların şablon ile örtüştürülmesinin yanı sıra Şekil 3.16’da görülen I., III. ve V. dalgaların latansları, I-III, III-V ve I-V olarak tepe noktaları arasındaki mesafenin bulunması ve V. dalga ile I. dalga genlikleri arasındaki oranın belirlenmesi gibi çeşitli işlemler de ABR ölçüm sistemlerinde kullanılmaktadır. Bu dalga tespitlerinin yapılabilmesi için gürültüden ve çeşitli bozucu sinyallerden arındırılmış bir ABR elde etmek önemlidir. Elde edilen sinyal ne kadar anlaşılır olursa ABR dalga şeklinin tespiti de o kadar kolay olur ve değerlendirme sonuçlarının hızlı ve güvenilir bir şekilde elde edilmesi sağlanır [32,33].



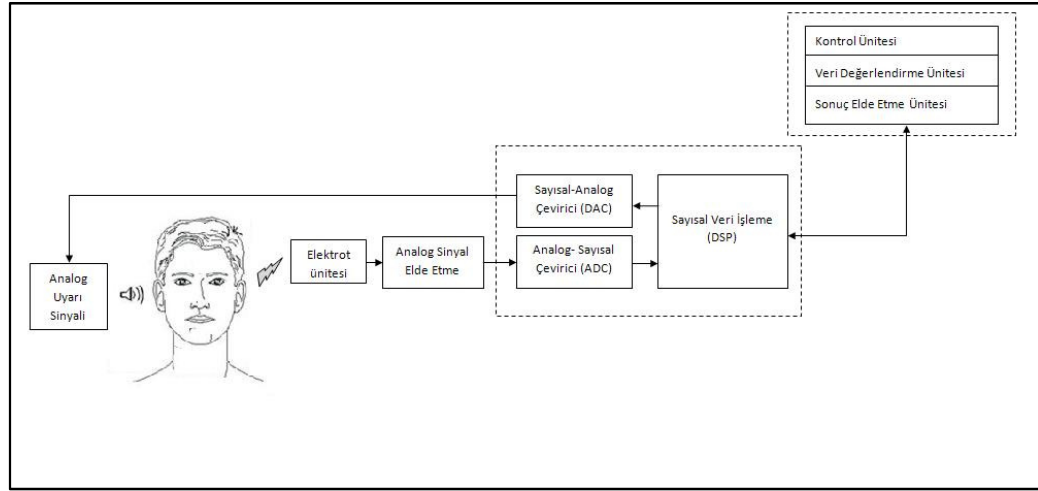
Şekil 3.16. ABR dalga formu ve dalga etiketleri [33]

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN ABR ÖLÇÜM SİSTEMİNİN YAPISI

Bu bölümde işitsel uyarılmış potansiyellerin ölçümüne ve değerlendirilmesine yönelik olarak tasarlanan ölçüm sisteminin aşamaları ve bu aşamalarda kullanılan malzemelerin özellikleri anlatılmaktadır. Genel olarak bir ses uyarımı ile elde edilen işitsel uyarılmış potansiyellerin toplanmasını, işlenmesini ve değerlendirilmesini öngören sistem pratik olarak gerçekleştirilmiştir.

4.1. Tasarım Temelleri ve Malzeme Seçimi

ABR ölçüm sisteminin, kaynak taraması ve araştırmalar sonucu oluşturulan blok şeması Şekil 4.1’de görülmektedir.



Şekil 4.1. Gerçekleştirilen ABR ölçüm sisteminin blok şeması

İşitsel beyin sapı cevaplarının oluşması için uygulanacak ses sinyali, belirli bir frekans ve genlik değeri ile gürültüsüz bir şekilde uyarılacak bölgeye dış kulak yolu aracılığıyla iletilmelidir. Bunu sağlamak amacı ile kulak yolunun içine giren ve dış kulak kısmı tampon yardımıyla kapatılarak gürültülerden arındırılan kulaklık kullanımı ile uygun uyarılar sistem tarafından ölçüm yapılacak hastaya iletilir.

Oluşan işitsel beyin sapı cevapları 0.1 - 1 μ V genliğinde ve 100 - 3000 Hz frekans aralığında olduğu için bu sinyallerin toplanması ve taşınması çok önemlidir. Kullandıktan sonra atılabilen elektrotlar yardımı ile ölçüm yapılan bireyin vücut yüzeyinde belirlenen uygun noktalardan bu verilerin hassas bir şekilde alınması mümkündür. Bu nedenle tek kullanımlık olarak ifade edilen yüzey elektrotları kullanılarak uyarılmış işitsel potansiyeller toplanır. Toplanan sinyaller, diğer elektriksel kaynakların etkisi ile oluşan gürültüleri en aza indirmek için ekranlı ya da kalkanlı olarak adlandırılan kablolar ile taşınması gerektiğinden tasarımda bu tür kablolar kullanılmıştır.

Elektrotlar yardımıyla toplanan sinyaller çok düşük genlikli olduğu için değerlendirilmeleri mümkün değildir. Söz konusu düşük genlikli sinyallerin, analog sinyal yükseltme aşamalarından geçirilerek orijinal dalga şekillerini bozmadan işlenebilir seviyeye getirilmesi gerekmektedir. Bu aşamada kullanılacak yükselteçlerin her iki elektrottan gelen sinyal üzerinde ortak bulunan gürültüleri yüksek oranda zayıflatabilen özellikte olması gerekir. İki farklı elektrot ile toplanan sinyaller ilk olarak ortak sinyal bastırma oranı büyük olan enstrümantasyon yükselteçleri ile yükseltilmelidir. Bu amaçla 115 dB CMRR değerine sahip, ayarlanabilir, hassas yükseltme özelliği olan Texas Instrument firmasına ait INA114 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır [34]. Enstrümantasyon yükselteci ile farkı alınıp yükseltilecek sinyaller istenilen genlik değerine işlemsel yükselteçler kullanılarak getirilir. Sinyallerin istenilen genlik değerine getirilirken gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyallerden arındırılması gerekir. Bunu sağlamak için durduran bandında etkili zayıflama uygulayan, geçiş bandı eğimi düşük ve pasif elemanlardan az etkilenen yüksek seviyeli tasarlanabilen aktif filtreleme uygulanır. Aktif filtreleme işlemlerinde de işlemsel yükselteçler kullanılmaktadır. Bu aşamada filtreleme ve yükseltme işlemleri için hassas, düşük gürültülü ve çift işlemsel yükseltece sahip Texas Instrument firmasına ait TLC277 işlemsel yükselteçleri kullanılmıştır [35].

İstenilen genlik seviyesine getirilen analog sinyallerin, değerlendirilebilir yapıda sinyallere dönüştürülebilmesi için çeşitli sayısal sinyal işleme algoritmalarından geçirilmeleri gerekmektedir. Bu işlemler için analog sinyallerin, düşük hata oranı ile

sayısallaştırılıp sayısal işlemleri yoğun algoritmalar için uygun olan sayısal sinyal işlemcilerle aktarılması gerekmektedir. Bu nedenle 16-bit çözünürlük ve ayarlanabilen örnekleme frekans özelliklerine sahip TLV320AIC23 sayısal çevirici ve işlemsel yoğunluğu çok olan algoritmalar için uygun olan TMS320C6713 DSP 'ye sahip DSP Başlangıç Kiti kullanılmıştır. Sinyal işleme işlemleri için tasarlanan algoritmalar, C programlama dili ile yazılmış ve CCS derleyici ile derlenip DSP'ye aktarılmıştır.

DSP'ye aktarılan sinyal işleme algoritmasının kontrolünün sağlanması ve sonuçların elde edilmesi için kolay kullanılabilen ve anlaşılır bir kullanıcı arayüzü gerekmektedir. Bu amaçla MATLAB GUI ile ölçüm kriterlerinin belirlendiği, sistemin yönetildiği ve sonucun elde edildiği ve değerlendirildiği bir grafik arayüzü oluşturulmuştur. Oluşturulan sistemin donanımsal ve yazılımsal ana parçalarını, önemli hatları ile açıklamakta fayda vardır.

4.2. Elektrot ve Kulaklık

Gerçekleştirilen ABR ölçüm sisteminde temizleme problemi ve başka hastaya mikrop taşıma riski olmadığı için tab elektrot kullanılmıştır. Tab elektrot, gümüş/gümüşklorür (Ag/AgCl) elektrot tabanının hemen altında elektroda yapışık durumda jel emdirilmiş sünger bulunan bir elektrot türüdür. Resim4.1'de kullanılan tab elektrot örneği görülmektedir.



Resim 4.1. Sistemde kullanılan tab elektrot

DSK ile üretilen uyarıların hastaya iletimi esnasında kanal içi kulaklık kullanılmıştır. Ses uyarıları, kanal içi kulaklığın uç kısmında bulunan ve kulak yoluna giren tamponun ortasında yer alan boru içerisinden kulağa gürültüsüz bir şekilde iletilir ve işitme sistemini uyarır. Resim 4.2’de kullanılan kanal içi kulaklık görülmektedir.



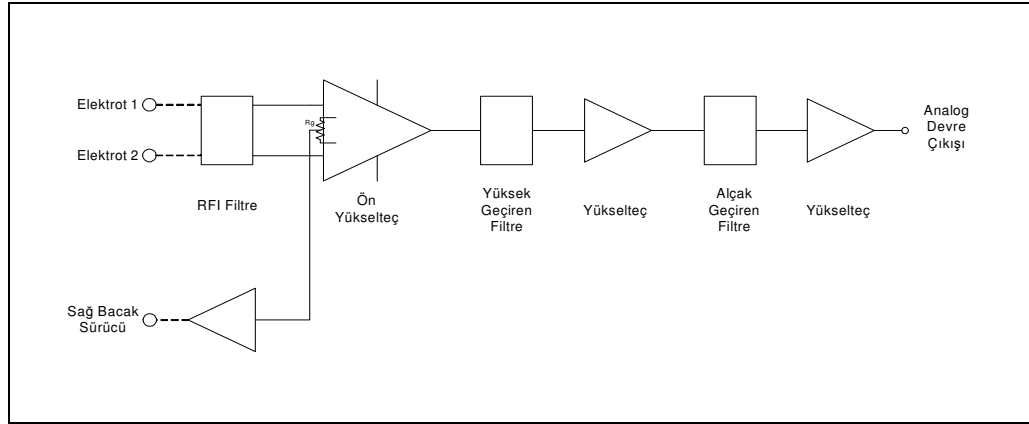
Resim 4.2. Kanal içi kulaklık

4.3. Analog Devre

Sistemin analog kısmını oluşturan elektronik devre, ön yükseltme devresi, sağ bacak sürücü devresi, filtre devreleri ve yükseltme devreleri olmak üzere 4 ana kısımdan oluşmaktadır.

4.3.1. Analog devre blok şeması

Oluşturulan analog devre ile düşük genlikli işitsel beyin sapı cevaplarının istenilen genlik seviyesine yükseltilmesi, istenmeyen elektriksel gürültü ve biyoelektriksel sinyallerden arındırılması işlemleri gerçekleştirilmiştir. Analog devrenin blok şeması Şekil 4.2’de verilmiştir.

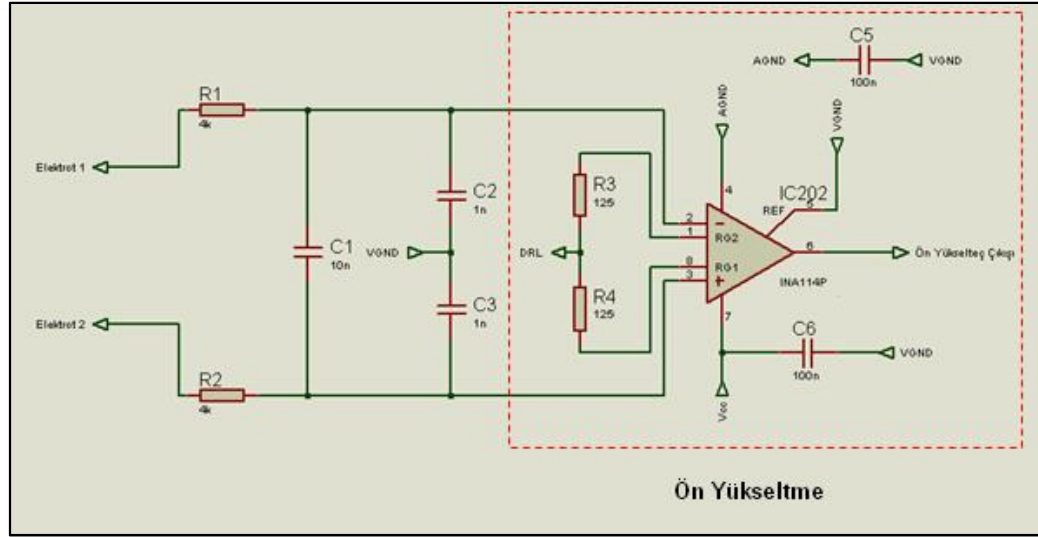


Şekil 4.2. Analog devre blok şeması

Elektrotlar yardımıyla alınan sinyaller ilk olarak enstrümantasyon yükseltecine girer. Enstrümantasyon yükselteci ile fark alınıp yükseltelen ABR sinyalleri, yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerden geçirilir. Bu filtrelerin kesim frekansları ABR sinyalinin bulunduğu 100-3000 Hz frekans aralığına göre belirlenir. 0-100 Hz aralığında bulunan ve ABR sinyallerine göre yüksek genlik değerine sahip olan EEG, EMG ve 50 Hz şebeke gürültü sinyallerini zayıflatmak için 100 Hz kesim frekansına sahip aktif yüksek geçiren filtre kullanılır. Yüksek geçiren filtreden çıkan sinyal, ayarlanabilir yükselteçten geçirildikten sonra 3000 Hz'nin üzerinde frekans değerlerine sahip sinyallerin bozucu etkisini azaltma için alçak geçiren filtreden geçirilir. Alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 3000 Hz'dir. Alçak geçiren filtreden çıkan sinyaller, tekrar ayarlanabilen yükselteçlerden geçirilerek istenilen genlik değerine getirilir ve DSK'nın hat girişine verilir. Analog devre şemasının tamamı EK-1'de görülmektedir.

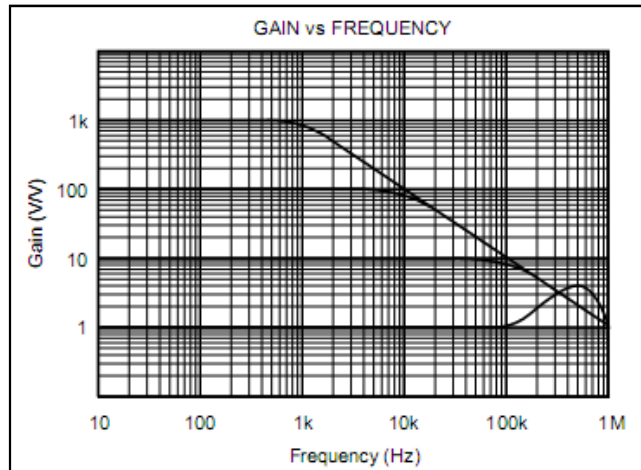
4.3.2. Ön yükseltme devresi

Ön yükseltme aşamasında oluşturulan devre Şekil 4.3'de görülmektedir. Vertex ve sağ kulak lobundan alınan sinyaller ilk olarak INA114 enstrümantasyon yükseltecinin girişlerine verilir. Enstrümantasyon yükselteci ile fark alınıp yükseltme işlemi uygulanır.



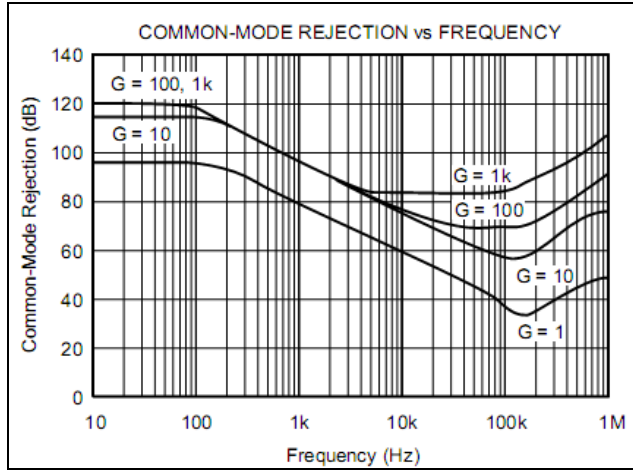
Şekil 4.3. Ön yükseltme devresi

ABR sinyallerinin değerlendirilmesinde sinyallerin tepe değerlerinin genliği ve yapısı kullanılır. Toplanan sinyallerin analog devre ile yükseltilmesi esnasında bu özelliklerin değişmemesi doğru bir değerlendirme imkânı sağlar. Bu nedenle 50-3000 Hz frekans aralığında olan ABR sinyalleri yükseltilirken bu sinyallerin kazanç frekans ile değişmemelidir. Bu nedenle INA114 yükseltecinin Şekil 4.4'deki kazanç-frekans grafiği dikkate alınarak en yüksek 300 kat yükselme yapılmalıdır. Ancak bu şekilde 3 kHz frekans değerine kadar sabit bir yükseltme oranı sağlanmış olur.



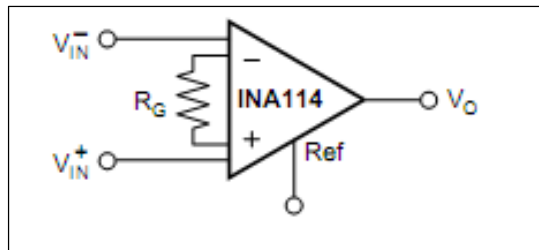
Şekil 4.4. Kazanç-Frekans grafiği [34]

Her iki elektrotun aynı gürültüye maruz kalması sebebiyle yükselteç, her iki girişinde de bulunan ortak gürültü sinyallerine 115 dB'ye kadar sinyal bastırma (CMR) sağlar [34]. Bu değer frekans ve kazanç oranı ile değişmektedir. Kazanç-frekans grafiği ile belirlenen kazanç değerinde ne kadar ortak mod bastırma elde edileceği Şekil 4.5'de verilen grafik ile görülmektedir.



Şekil 4.5. CMR-Frekans grafiği [34]

Ön yükseltme devresinde kullanılan enstrümantasyon yükseltecinin kazancı Şekil 4.6'da R_G olarak gösterilen direnç ile belirlenir. Bu direnç INA114'ün malzeme veri kataloğunda belirtilen bacaklar arasına doğrudan bağlanır. İstenen genlik değerine göre bağlanması gereken direnç değeri Eş. 4.1 kullanılarak belirlenir.



Şekil 4.6. INA114 basitleştirilmiş gösterimi

$$R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{(G-1)} \quad (4.1)$$

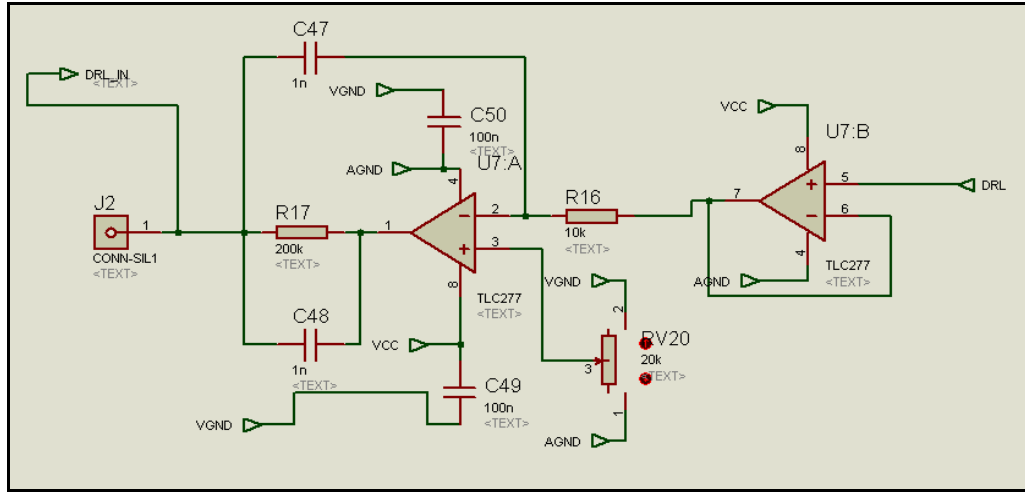
Yaklaşık 200 kat kazanç için denklemde $G=200$ olur.

$$R_G = \frac{50 \text{ k}\Omega}{(200-1)} \cong 250 \Omega \quad (4.2)$$

Biyolojik sinyallerin yükseltilmesi sırasında kullanılan fark devrelerinde ortak mod karışımını engellemek ve kaçak veya başka nedenlerden ötürü hasta ve toprak arasında oluşan yüksek voltajlardan korunmak amacıyla Sağ Bacak Sürücü¹ olarak adlandırılan devreler kullanılmaktadır [36].

4.3.3. Sağ bacak sürücü devresi

Biyoelektronik sistemlerde topraklama amacıyla kullanılan sağ bacak sürücü devresi Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7. Sağ bacak sürücü devresi

¹ Driven Right Leg

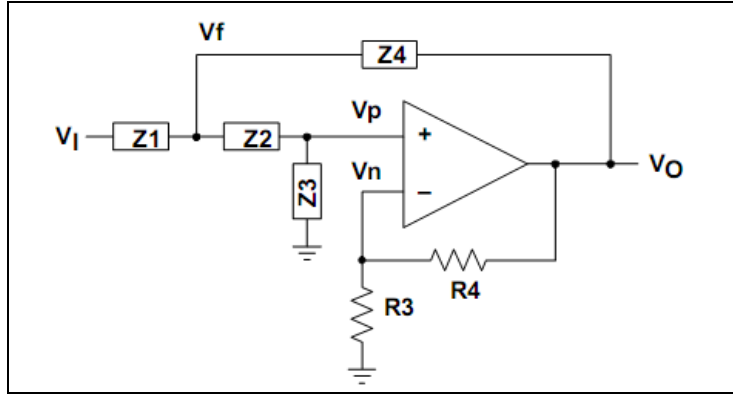
En önemli kullanım amaçlarından biri hasta güvenliğini sağlamak olan bu devre, hasta üzerinden büyük akımların akmasını hastayla toprak arasında çok büyük değerli direnç oluşturarak önlemektedir. Söz konusu yüksek direnç ile sağlanan izolasyon, Şekil 4.7’de verilen devrede görülen voltaj takipçisinin girişindeki voltajı çıkışında aynen iletirken yüksek giriş empedansı sağlaması ile elde edilir. Voltaj takipçisinin çıkışında görülen ve vücuttan elde edilmiş olan ortak moddaki sinyaller evirici yükselteç ile ters faza çevrilerek tekrar vücuda verilir. Bu şekilde oluşan geri besleme ile ortak modlu sinyaller yok edilir [36,37].

4.3.4. Filtre devreleri

Gerçekleştirilen ABR sisteminde kullanılan elektrotlar yalnızca ABR sinyallerini toplamamaktadır. ABR sinyallerinin elde edilmesi sırasında çeşitli sebeplerle oluşan gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyaller de toplanmaktadır. Elektrotlar ile toplanıp analog devre ile yükseltilecek sinyallerin değerlendirilebilir yapıda olabilmesi için yalnızca ABR sinyallerini içermesi gerekmektedir. Bu nedenle, belirli frekans aralığında olan ABR sinyallerinin toplanması ve yükseltilmesi sırasında söz konusu frekans aralığı dışında kalan gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyallerin filtreleme ile etkili bir şekilde zayıflatılması gerekmektedir. ABR sinyalleri 100-3000 Hz frekans aralığındadır. Bu aralığın altında ve üstünde kalan tüm frekanslar ABR kaydı için gürültü olarak adlandırılmaktadır [33]. ABR sinyallerinin elde edileceği analog devrede 100 Hz in altındaki sinyalleri zayıflatan yüksek geçiren filtre ve 3000 Hz üzerindeki sinyalleri zayıflatan alçak geçiren filtre tasarlanmıştır. Filtre tasarımı sırasında durduran bandında yüksek zayıflatma sağlaması ve karmaşık olmayan yapısı sebebiyle Sallen Key topolojisine sahip aktif filtreler tercih edilmiştir[38].

Sallen Key filtre topolojisinin genelleştirilmiş hali Şekil 4.8’de görülmektedir. Z olarak ifade edilen filtre türüne göre bağlanacak pasif elemanı ifade etmektedir. Filtre yüksek geçiren olarak yapılmak istenirse Z1 ve Z2 yerine kondansatör, Z3 ve Z4 yerine ise direnç bağlanmaktadır. Filtre alçak geçiren olarak yapılmak istenirse tam tersi yapılmalıdır. İşlemsel yükseltece bağlı R3 ve R4 dirençleri ile geçiren bandın kazancı ayarlanabilmektedir. Şekilde görülen yapı ikinci seviyeden filtre

yapısıdır. Yüksek durduran bant zayıflatması istenirse daha fazla sayıda seviye gerekmektedir. İkinci seviyedeki Sallen Key filtreler kaskad bağlanarak daha yüksek seviyelerde filtre tasarlanabilmektedir[38].



Şekil 4.8. Genel Sallen Key filtre devresi

ABR sinyallerini etkileyen gürültü ve bozucu sinyal kaynakları

ABR sinyallerinin elde edilmesi sırasında Elektroensefalografi (EEG), Elektrokülografi (EOG), Elektronistagmografi (ENG), Elektrokardiyografi (EKG) ve Elektromiyografi (EMG) gibi çeşitli fizyolojik vücut sinyalleri de toplanmaktadır. Beynin elektriksel aktivitesini yansıtan EEG sinyalleri uyanıkken 70-100 μV genlik ve 3-40 Hz frekans aralığında, uykuda ise 400 μV genlik ve 10 Hz çevresinde dar bir frekans aralığındadır. Göz hareketinden kaynaklanan EOG ve ENG sinyalleri 400-1000 μV genlik ve 0.5-10 Hz frekans aralığındadır. Kalp atışı ile oluşan EKG sinyalleri yaklaşık 500 μV genlik değerinde ve 1-50 Hz frekans aralığındadır. Kas hareketleri ile oluşan EMG sinyalleri ABR sisteminde en yüksek bozucu etkiye sahip sinyallerdir. Bu sinyaller 200 μV genlik değerinde ve 30-500 Hz frekans aralığındadır. Frekans aralığının ABR sinyal frekans aralığı ile iç içe geçmiş olması nedeniyle bu bozucu sinyallerin etkisi sayısal sinyal işlemede “artifakt dışlama” yöntemi ile yok edilmeye çalışılır [33].

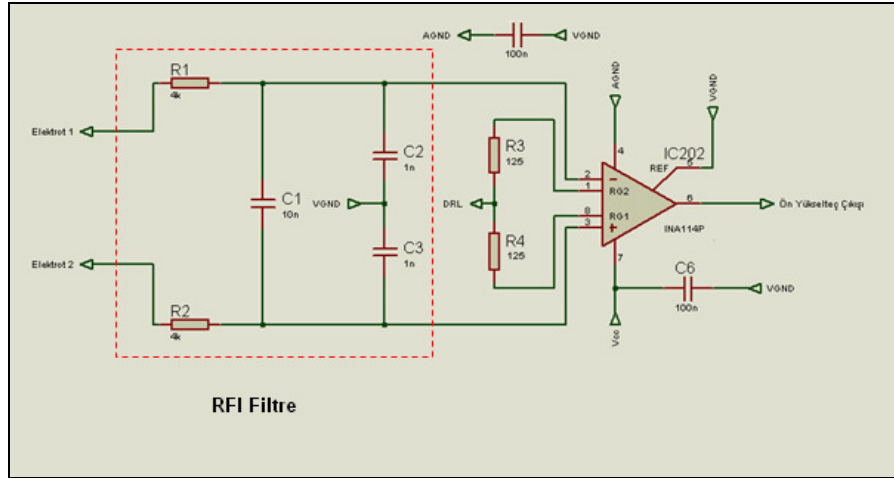
Bunların dışında, cihazın bağlı olduğu şehir şebekesi, çevredeki elektriksel kaynakların oluşturduğu elektromanyetik alan endüklenmeleri ve radyo frekans gürültüleri de ABR sinyallerine bozucu etki oluşturmaktadır. Türkiye’de şehir elektrik şebekesi 50 Hz frekansındadır. Bu şebeke frekansı ve harmonikleri, cihazın ve kontrol bilgisayarının şebekeye bağlanması ile ABR sinyallerini etkilemeye başlar. Elektromanyetik alan etkisi ise cihazın çalıştırıldığı ortamda bulunan diğer klinik cihazlardan kaynaklanmaktadır [33].

Radyo frekansı (RF) sinyalleri ABR sinyallerine göre çok daha yüksek frekanslarda etkinlik göstermesine rağmen, RF gürültü sinyalleri fark yükseltecinin giriş katına girmekte ve doğrultma olarak adlandırılan problem ortaya çıkmaktadır. Ortak mod bastırma 20 kHz üzerindeki frekanslarda etkisini yitirmekte ve bu sebeple RF karışımına karşı fark yükseltecini koruyamamaktadır [33].

RF doğrultma hatalarının azaltılması

Enstrümantasyon yükselteçlerinde göz ardı edilen en önemli problemlerden biri RF doğrultma işlemidir. Normal şartlarda enstrümantasyon yükselteçlerinin girişindeki ortak mod sinyalleri büyük oranda bastırılmaktadır. Ancak en iyi enstrümantasyon yükselteçlerinde dahi 20 kHz seviyesinde ortak mod bastırma işlemi neredeyse gerçekleştirilmediğinden RF doğrultma problemi devam etmektedir. Yükselteçlerin giriş katı güçlü RF sinyallerini doğrultabilir ve bunun ardından sistemde DC kayma hatası¹ görülebilir. Giriş katta sinyal bir kez doğrultulduğunda enstrümantasyon yükseltecinin çıkışında oluşturulacak herhangi seviyede bir alçak geçiren filtre hatayı yok edemeyecektir. Sonuç olarak sisteme RF karışımı girdiği anda ölçüm hataları belirlenemeyebilir. Bu ölçüm problemini çözmek, giriş hatlarındaki RF enerjisini mümkün mertebe bastırmak ve her hattaki AC sinyal ile sistem toprağı arasında dengeyi sağlamak amacıyla Şekil 4.9’da verilen temel RFI filtresi analog devrede kullanılmıştır [39].

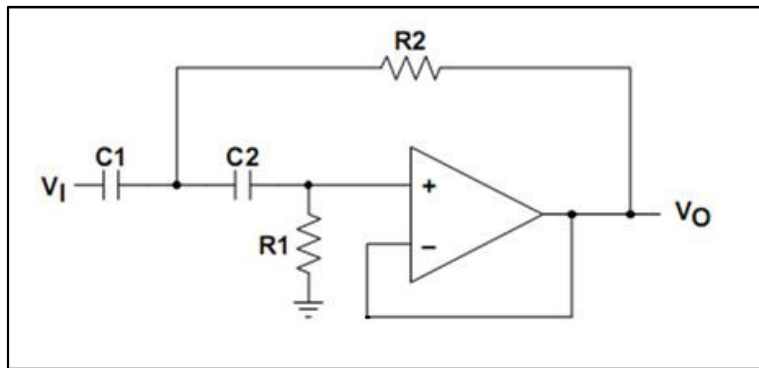
¹ Ofset



Şekil 4.9. Enstrümantasyon yükseltecinin RFI filtre devresi

Yüksek geçiren aktif filtre

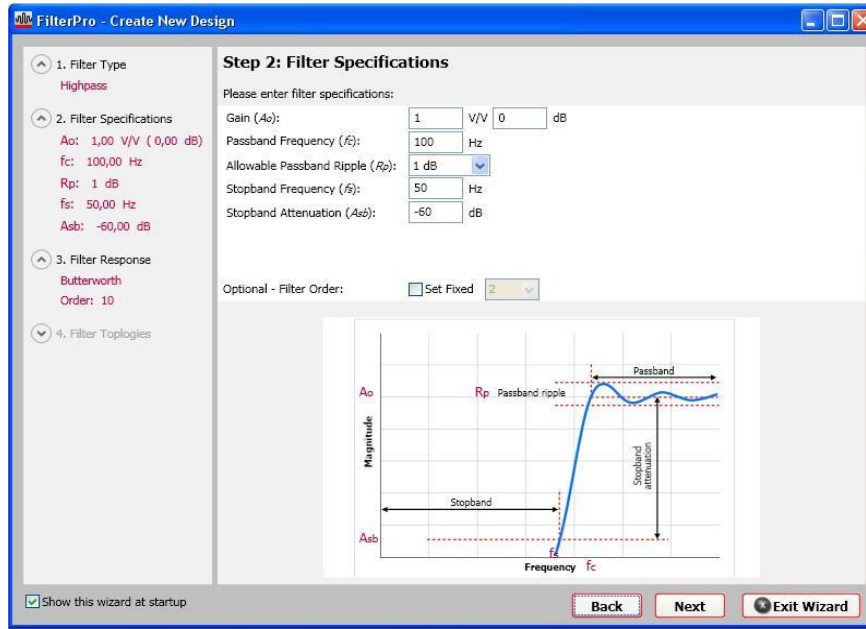
İkinci seviyede birim kazançlı yüksek geçiren Sallen Key filtre yapısı Şekil 4.10'da görülmektedir. 100 Hz'in altındaki biyoelektriksel aktivitelerin ve 50 Hz şebeke sinyalinin ABR sinyalleri üzerindeki etkisini azaltmak için 100 Hz kesim frekansına sahip olan ve durduran bandı 50 Hz de 60 dB zayıflatan yüksek geçiren filtre tasarlanmıştır.



Şekil 4.10. İkinci seviyede birim kazançlı yüksek geçiren Sallen Key filtre yapısı

Tasarlanan filtrenin pasif elemanlarının değeri, Texas Instrument firmasına ait FilterPro yazılımı ile belirlenmiştir. Durduran bantta yüksek zayıflatma öngörüldüğü için yazılım ile belirlenen filtrenin seviyesi yüksek çıkmaktadır. FilterPro ile yapılan tasarımın adımları Şekil 4.11 ve Şekil 4.12 ile verilmiştir.

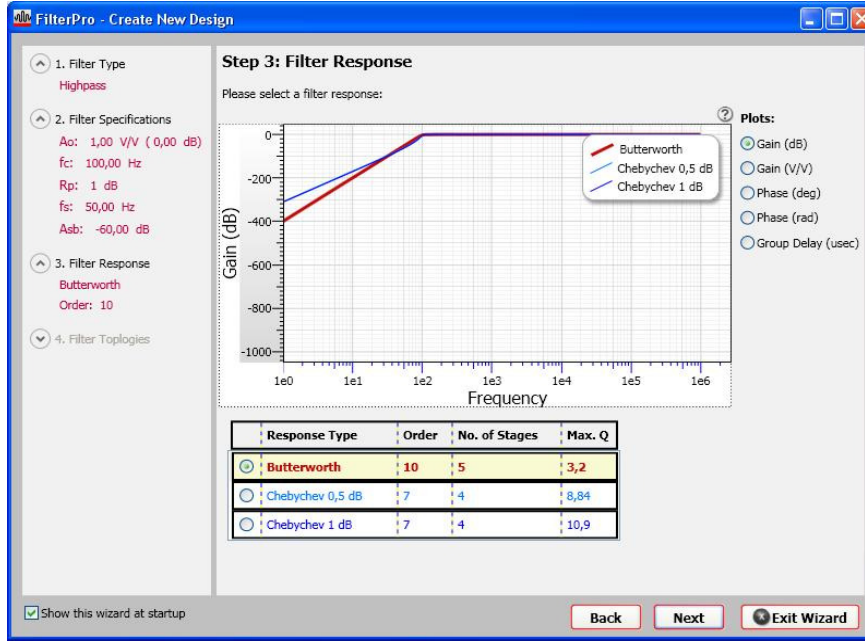
FilterPro programı ile filtre tasarlanırken ilk adımda filtre türü olarak yüksek geçiren filtre seçildikten sonra ikinci adımda filtre özellikleri belirlenir. Şekil 4.11’de görülen filtre özellikleri ekranında geçen bandın kazancı 1, kesim frekansı 100 Hz, durdurun bant frekansı 50 Hz ve durdurun bantın zayıflatma değeri - 60 dB olarak belirlenir.



Şekil 4.11. Filtre özellikleri belirleme ekranı

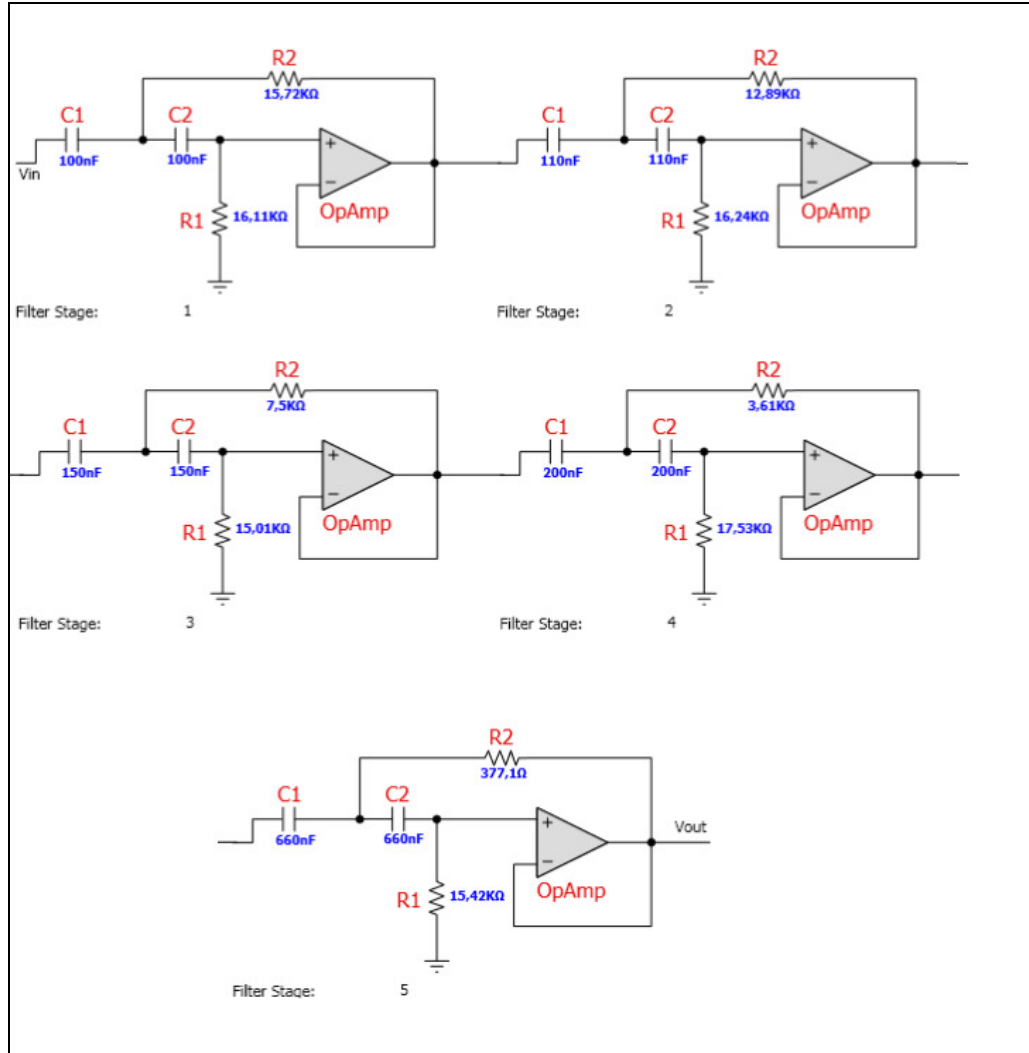
İkinci adımda filtre özellikleri belirlendikten sonra Şekil 4.12’de ekran görüntüsü verilen üçüncü adımda filtre yanıtının türü seçilir. Tasarlanan filtrenin geçen bandında oluşacak herhangi bir dalgalanmanın ABR dalga şeklini değiştireceği bilinmektedir. Bu nedenle filtre yanıtı belirlenirken geçen ve durdurun bantta dalgasız geçirme sağlayan bir filtre yanıtı tercih edilmelidir. Bu aşamada, istenen özelliklerin sağlanması adına zayıflatma oranı ve faz yanıtı arasında diğer filtre yanıtlarına göre daha iyi bir uyum sağlayan ayrıca belirlenen eleman değerleri yine

diğer yanıtlara oranla daha az kritik olan Butterworth seçilmiştir. Bu filtre yanıtı filtrenin geçiren ve durduran bandında dalgalanmaya sebep olmaması nedeniyle maksimum düz filtre olarak da adlandırılır [40]. Filtre yanıtı seçiminin ardından dördüncü adımda filtre türü olarak Sallen Key seçilir ve filtre tasarımı tamamlanır.



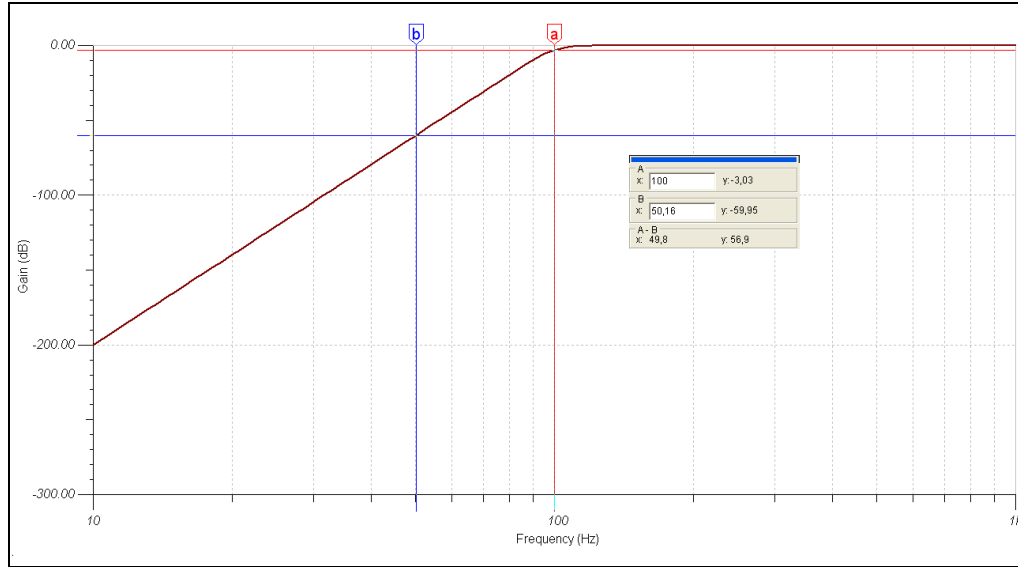
Şekil 4.12. Filtre yanıtı seçim ekranı

Belirlenen tasarım özelliklerine göre program tarafından otomatik olarak oluşturulan, beş işlemsel yükselteçli onuncu seviyede aktif yüksek geçiren Sallen Key filtre devre şeması Şekil 4.13’de görülmektedir. Oluşan devre ikinci seviyede yüksek geçiren Sallen Key filtrelerin kaskat bağlanması sonucu elde edilmiştir. Devrede kullanılan direnç ve kondansatör değerleri program tarafından otomatik hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için piyasada bulunan standart malzeme değerlerine uymamaktadır. Direnç değerleri ayarlanabilir dirençlerle elde edilebileceği düşünülerek sadece kapasitelerin değerleri piyasa standartlarına göre değiştirilmiştir.



Şekil 4.13. Onuncu seviyede yüksek geçiren Sallen Key filtre devre şeması

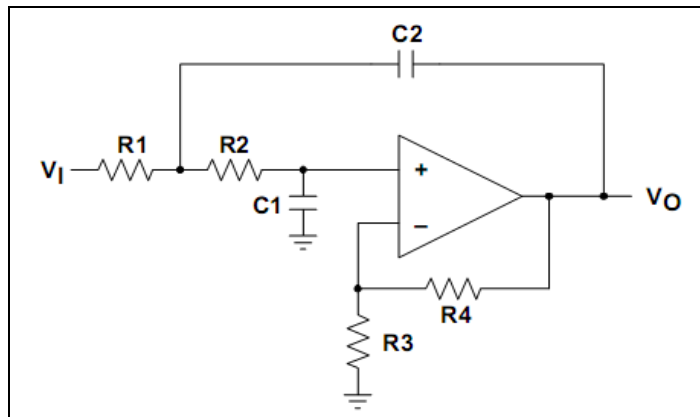
FilterPro ile oluşturulan devrenin uygunluğunu belirlemek üzere Texas Instrument firmasına ait TINA TI simülasyon programı kullanılmıştır. Program yardımı ile Filtre devresinin AC analizi yapılmıştır. Yapılan analizin sonucu Şekil 4.14’de görülmektedir. Tasarlanan filtre devresinin analizi sonucu elde edilen eğri ile B imleci, 50 Hz frekansında kesiştirildiğinde 60 dB zayıflatma elde edildiği görülmektedir. Devrede kesim frekansı zayıflatması 3dB dir. Analiz sonucu elde edilen eğri ile A imleci, kesim frekansı zayıflatma değeri olan - 3 dB de kesiştirildiğinde kesim frekansının 100 Hz olduğu görülmektedir.



Şekil 4.14. Tasarlanan yüksek geçiren filtrenin AC analizi

Alçak Geçiren aktif filtre

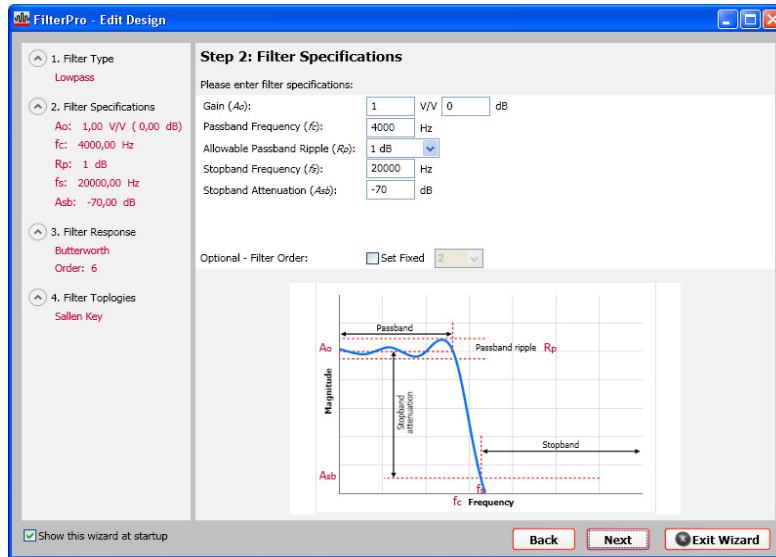
İkinci seviyede birim kazançlı alçak geçiren Sallen Key filtre yapısı Şekil 4.15’de görülmektedir. ABR sinyallerinin üst limiti olan 3000 Hz’in üzerindeki gürültü sinyallerinin ABR ölçümü üzerindeki etkisini azaltmak için 4200 Hz kesim frekansına sahip olan ve durduran bandı 20 kHz de - 70 dB zayıflatan alçak geçiren filtre tasarlanmıştır.



Şekil 4.15. İkinci seviyede birim kazançlı alçak geçiren Sallen Key filtre yapısı

Tasarlanan filtrenin pasif elemanlarının değeri, Texas Instrument firmasına ait FilterPro yazılımı ile belirlenmiştir. Alçak geçiren filtre tasarımında durduran bantta yüksek zayıflatma elde edilebilmesinin yanı sıra geçen bant ve durduran arasında dar geçiş aralığı elde edilebilmektedir. Ancak dar geçiş aralığının sağlanması kullanılacak alçak geçiren filtre için gerekli olmadığından yazılım ile belirlenen filtrenin seviyesi yüksek geçiren filtre tasarımımıza göre daha az çıkmaktadır. FilterPro ile yapılan tasarımın adımları Şekil 4.16 ve Şekil 4.17 ile verilmiştir.

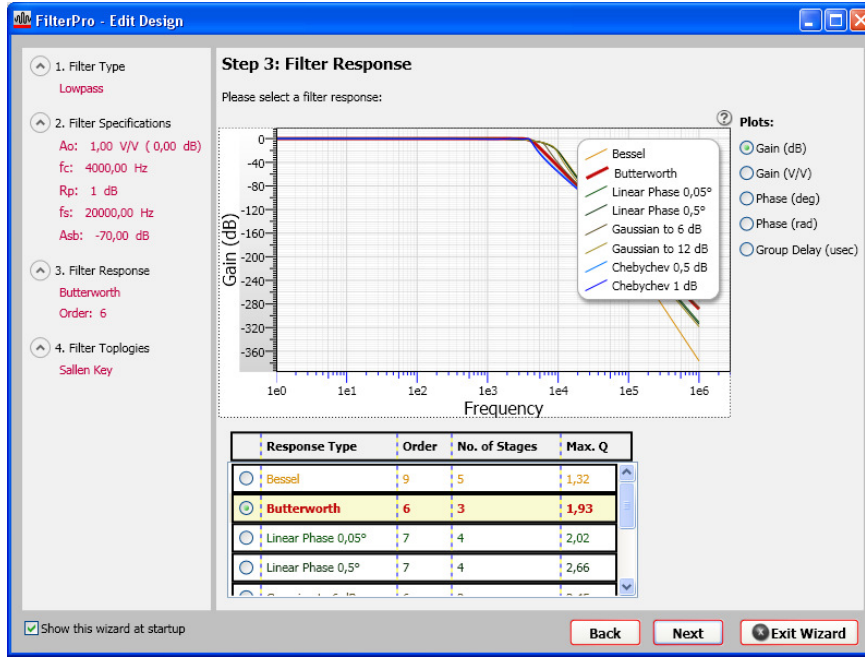
FilterPro programı ile filtre tasarlanırken ilk adımda filtre türü olarak yüksek geçiren filtre seçildikten sonra ikinci adımda filtre özellikleri belirlenir. Şekil 4.16’da görülen filtre özellikleri ekranında geçen bandın kazancı 1, kesim frekansı 4000 Hz, durduran bant frekansı 20 000 Hz ve durduran bandın zayıflatma değeri -70 dB olarak belirlenir.



Şekil 4.16. Filtre özelliği belirleme ekranı

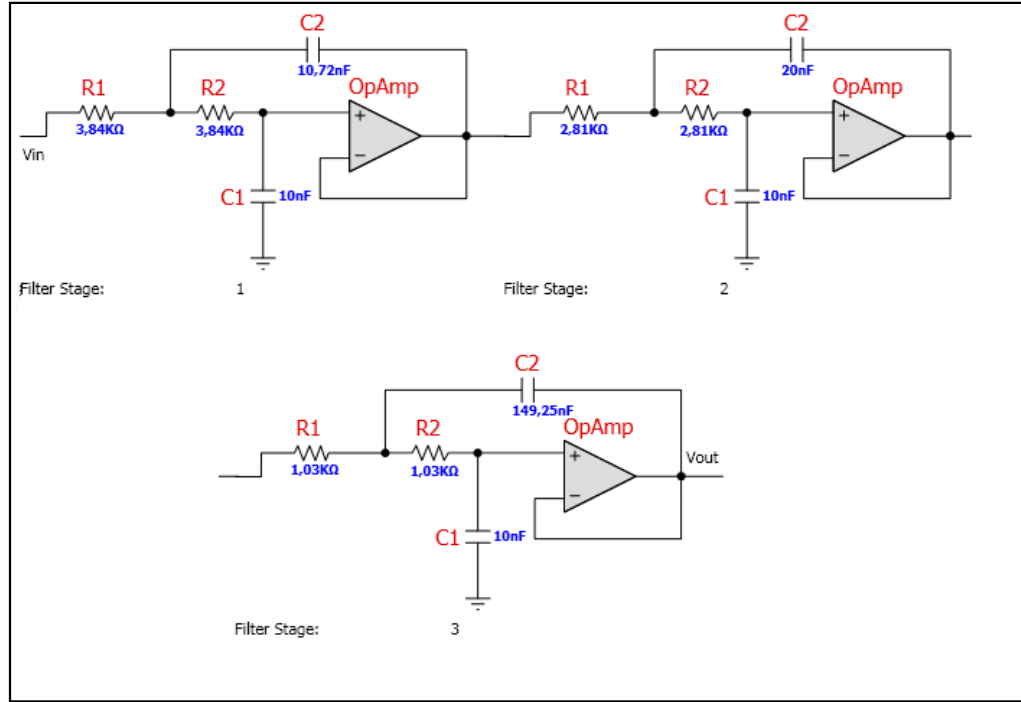
İkinci adımda filtre özellikleri belirlendikten sonra Şekil 4.17’de ekran görüntüsü verilen üçüncü adımda filtre yanıtının türü seçilir. Tasarlanan filtrenin geçen bandında oluşacak herhangi bir dalgalanmanın ABR dalga şeklini değiştireceği bilinmektedir. Bu nedenle filtre yanıtı belirlenirken geçen ve durduran bantta

dalgasız geçirme sağlayan Butterworth yanıtı tercih edilmiştir. Filtre yanıtı seçiminin ardından dördüncü adımda filtre türü olarak Sallen Key seçilir ve filtre tasarımı tamamlanır.

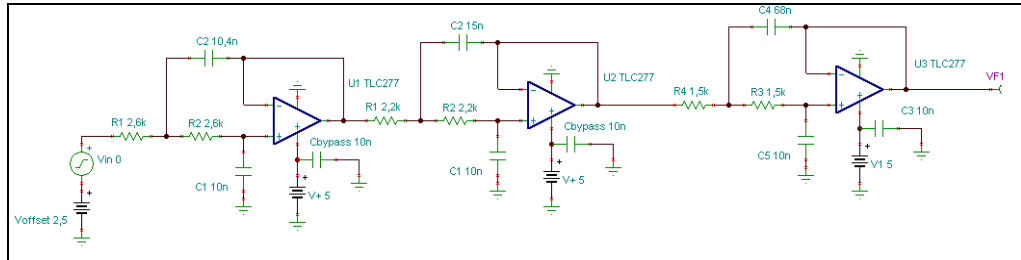


şekil 4.17. Filtre yanıtı seçim ekranı

Belirlenen tasarım özelliklerine göre program tarafından otomatik olarak oluşturulan, üç işlemsel yükselteçli altıncı seviyede aktif alçak geçiren Sallen Key filtre devre şeması şekil 4.18'de görülmektedir. Oluşan devre ikinci seviyede alçak geçiren Sallen Key filtrelerin kaskad bağlanması sonucu elde edilmiştir. FilterPro ile oluşturulan devrenin uygunluğunu belirlemek üzere TINA TI simülasyon programı kullanılmıştır. Program yardımı ile filtre devresinin AC analizi yapılmıştır. Söz konusu analizde 3000 Hz e kadar düzgün geçirme sağlayan ve geçen bandı ile durduran bandı arasında anlık genlik artışları olmayan bir sonuç elde etmek için devrede kullanılan kondansatör ve direnç değerleri değiştirilmiştir. Sonuç olarak oluşturulan devre şekil 4.19 ile verilmiştir.

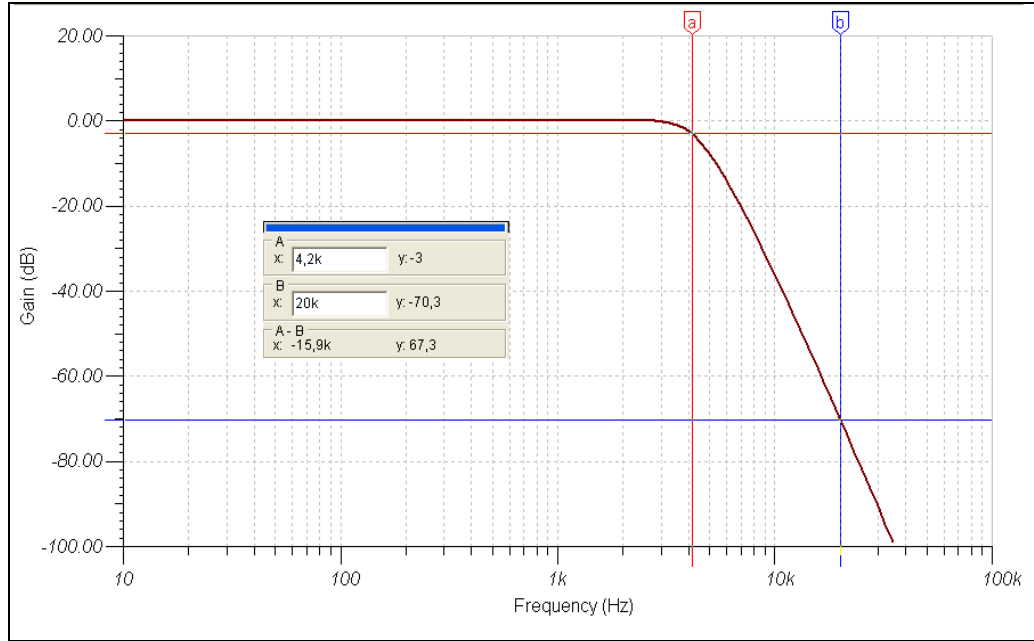


Şekil 4.18. FilterPro ile elde edilen altıncı seviyede alçak geçiren Sallen Key filtre devre şeması



Şekil 4.19. TINA TI ile düzenlenen altıncı seviyede alçak geçiren Sallen Key filtre devre şeması

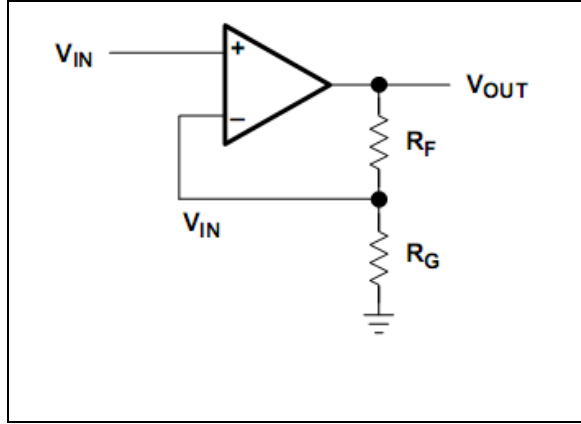
TINA TI programı yardımıyla yapılan filtre devresinin AC analizi Şekil 4.20’de görülmektedir. Tasarlanan filtre devresinin analiz sonucu elde edilen eğri ile A imleci, kesim frekansı zayıflatma değeri olan - 3 dB de kesiştirildiğinde kesim frekansının 4200 Hz olduğu ve aynı eğri ile B imleci, 20 kHz frekansında kesiştirildiğinde 70 dB zayıflatma elde edildiği görülmektedir.



Şekil 4.20. Tasarlanan alçak geçiren filtrenin AC analizi

4.3.5. Yükseltme devresi

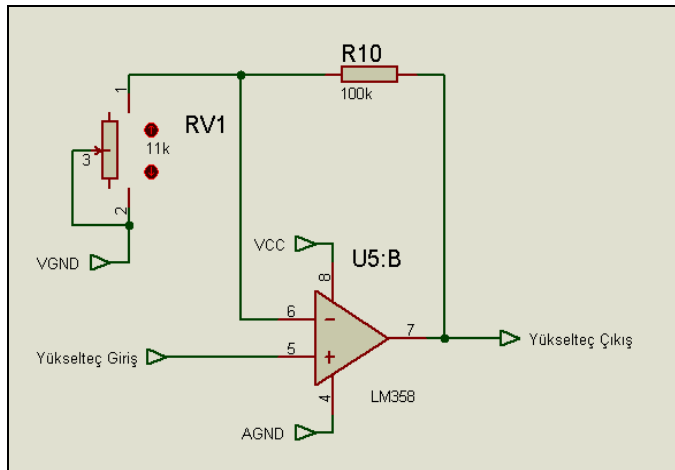
Ön yükseltme ve filtreleme aşamalarından geçirilen sinyallerin ADC ile sayısal verilere çevrilebilmesi için işlemsel yükselteçlerle genlikleri yükseltilmelidir. Sinyal uygun genlik değerine TLC277 işlemsel yükselteci ile oluşturulan, ayarlanabilir kazanç sağlayan yükseltme devresi ile getirilir. Ayarlanabilir yükseltme Şekil 4.21’de görülen terslemeyen yükseltme devresi ile sağlanır. Giriş sinyali işlemsel yükseltecin terslemeyen (+) girişine uygulanır ve bu sayede çıkış ile giriş sinyali arasında faz farkının oluşumu engellenerek ABR sinyali değişikliğe uğramadan çıkışta elde edilmiş olur. Yükseltme devresinin genliği R_F ve R_G dirençlerinin oranı ile ayarlanmaktadır. Yükseltme devresi ile sağlanan kazanç Eş. 4.3 ile hesaplanmaktadır. Yükseltme devresinde ayarlanabilir bir kazanç oranı elde edebilmek için R_G direnci olarak ayarlanabilir direnç kullanılmaktadır.



Şekil 4.21. Terslemeyen yükseltme devresi

$$A_G = 1 + \left(\frac{R_F}{R_G} \right) \quad (4.3)$$

Analog devrede oluşturulan yükseltme devrelerinde R_F (geri besleme direnci) olarak 100 Kohm, R_G olarak da 100 Kohm ayarlanabilir direnç kullanılmıştır. Bu sayede devrede 1 ile 100 kat arasında değişen kazanç oranı elde edilebilmektedir. Analog devreye bağlanan ön yükseltme bloğu ve 3 adet yükseltme bloğu ile yaklaşık 200 000 kat yükseltilebilir sinyal sayısallaştırılıp işlenmek üzere TMS320C6713 DSK'nın hat girişine aktarılır.



Şekil 4.22. İşlemsel yükseltme devresi

4.4. Sayısal Devre

Tasarımı gerçekleştirilen sistemde analog olarak elde edilen sinyallerin sayısallaştırılması ve sayısal işlem bloğundan geçirilerek değerlendirilebilir bir yapıya dönüştürülmesi için sinyal çevirici (ADC-DAC) ve sayısal sinyal işlemci özelliklerini üzerinde bulunduran Texas Instrument firmasına ait DSP Başlangıç Kiti kullanılmıştır.

4.4.1. TMS320C6713 DSK fonksiyonel genel bakış

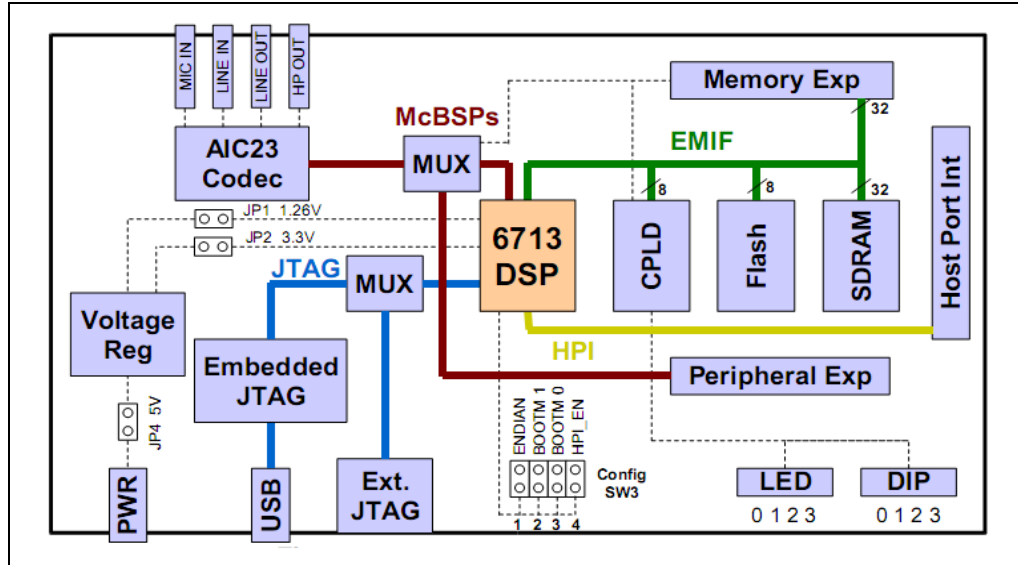
TMS320C6713 DSK, Texas Instrument firmasının düşük maliyetli, TMS320C6713 sayısal sinyal işlemci tabanlı, çeşitli çevirici programlar ve C programlama dili kullanarak gerçek zamanlı DSP sistem temellerini ve gerçek dünya uygulamalarını anlamaya ve uygulama yapmaya yönelik kullanılan geliştirme aracıdır.

DSK'ya girilen analog sinyaller Analog-Sayısal çevirici ile sayısal verilere dönüştürülür daha sonra toplanan sinyallerin sayısal karşılıkları sayısal sinyal işlemci ile işlenir. Giriş aracılığı ile toplanan sinyaller sayısal algoritmalar yardımıyla işlendikten sonra Sayısal-Analog çeviriciler ile analog veri halinde çıkışa verilir ya da gözlemlene ve değerlendirme işlemleri için bilgisayara kaydedilir [31]. Şekil 4.23 ile TMS320C6713 DSK'yı oluşturan birimleri içeren blok şema verilmiştir.

DSK üzerinde Texas Instrument firmasına ait TMS320C6713 (C6713) kayan nokta¹ sayısal sinyal işlemci bulunmaktadır. Kullanılan DSP yüksek performanslı ve gelişmiş VLIW² mimarisine sahiptir ve içerisinde 264 KB'lık çip belleği bulunmaktadır.

¹ Floating-point

² Very long instruction word



Şekil 4.23. TMS320C6713 DSK blok şeması

Karta analog sinyal girişi ve çıkışı için 32 bit TLV320AIC23 (AIC23) stereo kodlayıcı bulunmaktadır[31]. Sigma-Delta ($\Sigma\Delta$) teknolojisini kullanan AIC23 kodlayıcı ile analog-sayısal ve sayısal-analog sinyal çevirim işlemleri yapılır. AIC23 12 MHz sistem saatine sahiptir ve 8 kHz den 96 kHz'e kadar örnekleme frekans aralıkları yazılım ile ayarlanabilmektedir [31].

512 KB Flash ve 16 MB SDRAM bellek birimleri bulunan kartın; karmaşık programlanabilir mantık aygıtı (CPLD), kart aygıtlarını bir arada tutar. CPLD yazmaç¹ tabanlı kullanıcı arayüzüne sahiptir. DSK kart, CPLD'nin yazmaçlarına yazılarak ve okunarak yapılandırılır. DSK, kullanıcıya basit bir şekilde interaktif geribildirim sunmak için 4 adet LED² ve 4 pozisyonlu DIP³ anahtar içerir. Bu LED ve DIP anahtarlar ile CPLD yazmaçlarının okuma ve yazma işlemlerine erişilebilmektedir [41].

¹ Register

² Light Emitting Diode

³ Dual Inline Package

Kart üzerinde bulunan yardımcı kart¹ genişleme konektörleri, harici çevresel birimler², bellek³ ve ana sistem bağlantı noktası arayüzü (HPI) ile bağlantı imkânı sağlar. DSK, CCS ile USB arayüz bağlantısı ve kart üzerinde bulunan dâhili JTAG öykünücüsü⁴ aracılığıyla haberleşir. Ayrıca DSK, harici JTAG⁵ bağlantısı üzerinden harici bir öykünücü ile kullanılabilir. Karta güç vermek için harici 5V güç kaynağı kullanılmaktadır. Kart üzerinde bulunan voltaj doğrultucular ile DSP çekirdek⁶ gerilimi için 1.26 V ve bellek ve çevresel birimler için 3.3 V elde edilir [41].

TMS320C6713 DSP

C6713 DSP C67x ailesine ait, yüksek performansa sahip, sabit ve kayan nokta işlem yapabilme yeteneğine sahip bir işlemcidir. Sayısal olarak yoğun olan algoritmalar için çok uygun olan gelişmiş VLIW mimarisini temel alır.

225 MHz çalışma frekansına sahip olan işlemci, saniyede 1350 milyon kayan nokta işlemini (MFLOPS), saniyede 1800 milyon komutu (MIPS) ve sabit/kayan nokta çarpmaları ile 450 milyon çarpma ve toplama işlemini yerine getirebilmektedir.

C6713 DSP'nin fonksiyonel blok şeması Şekil 4.24'de görülmektedir. İşlemci, merkezi işlemci birimi (CPU), çevresel birimler ve bellek olmak üzere üç temel bölümden oluşmaktadır [42].

İşlemci iki seviyeli önbellek temelli bir yapıya sahiptir. Toplam 264 Kbyte olan dâhili belleğin birinci seviyesi program önbelleği 4 Kbyte ve veri önbelleği 4 Kbyte olmak üzere toplam 8 Kbyte kapasitede ve ikinci seviyesi ise program ve veri alanı tarafından paylaşılan 256 Kbyte kapasitededir [43].

¹ Daughter Card

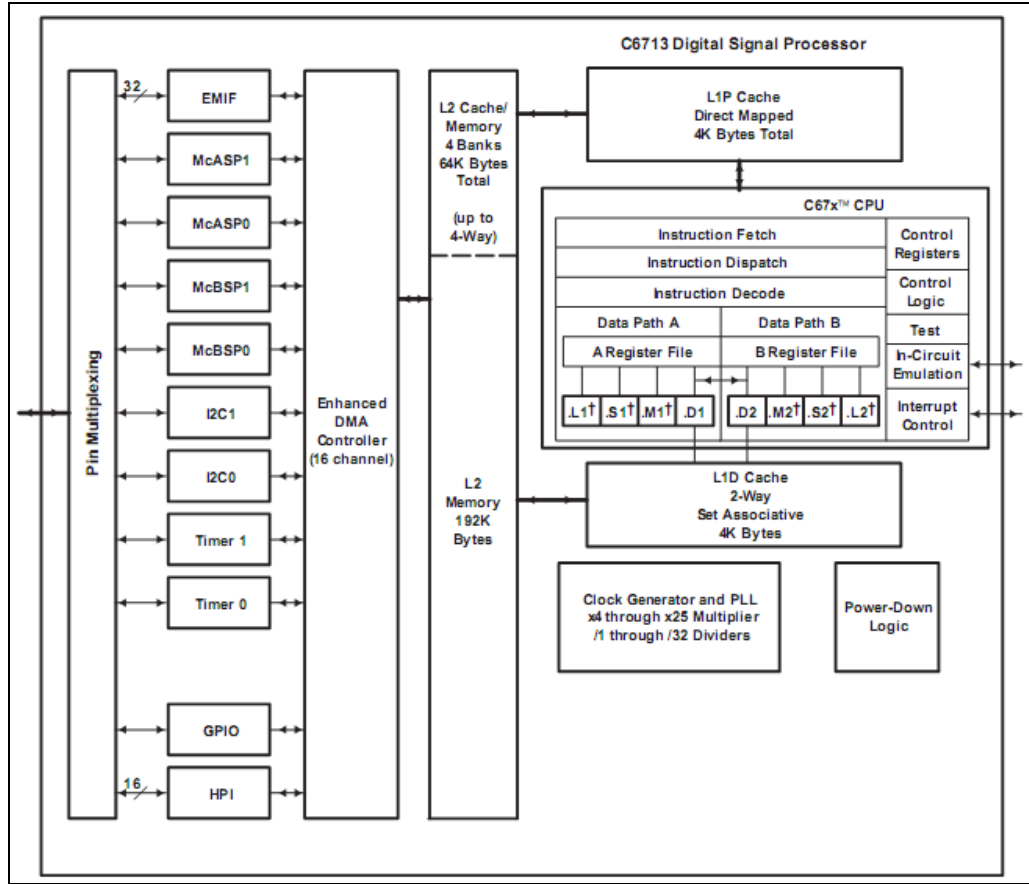
² Peripherals

³ Memory

⁴ Emulator

⁵ External JTAG

⁶ Core



Şekil 4.24. TMS320C6713 DSP fonksiyonel blok şeması [43]

İşlemcinin; iki adet çok kanallı ses seri bağlantı noktası (McASPs), iki adet çok kanallı arabellekli seri bağlantı noktası (McBSPs), iki adet Inter-Integrated Circuit (I2C) veri yolu, bir adet atanmış genel amaçlı giriş çıkış (GPIO) modülü, 2 adet genel amaçlı zamanlayıcı, bir adet ana sistem bağlantı noktası arayüzü (HPI), ve harici bellek arayüzü (EMIF) içeren güçlü ve çeşitli çevresel bağlantıları bulunmaktadır. C6713 DSK üzerinde bulunan SDRAM, Flash ve CPLD çevresel birimlerinin DSP ile arayüzünü 32 bit EMIF sağlamaktadır [43].

Çalıştırılmakta olan yazılımın içinde bulunan komutları uygulayan merkezi işlem birimi aritmetik ve mantıksal işlem yapma yeteneğine sahiptir. Yüklenen program aracılığı ile giriş ve çıkış birimleri arasında uygun çalışmayı sağlamaktadır. C6713 DSP içerisinde bulunan CPU iki set fonksiyonel birime sahiptir. Bu birimlerin her

biri yazma dosyası ve dört adet fonksiyonel birimden oluşmaktadırdır. A ve B olarak adlandırılan iki veri yoluna bağlı yazma dosyalarının her biri 16 tane 32 bitlik yazmaca sahiptir [44]. Bu yazmaçlar mikroişlemci içerisinde bulunan sınırlı kapasiteli ve hızlı, veri saklama ya da işleme için kullanılan alanlardır.

CPLD

C6713 DSK üzerinde Altera EPM3128TC100-10 karmaşık programlanabilir mantıksal aygıt kullanılır. CPLD'nin kontrol/durum yazmaçları yazılım aracılığı ile çeşitli kart özelliklerinin kontrolünü sağlar. Ayrıca yardımcı kart arayüz ve sinyallerinin kontrolü ve sınıflandırılmış mantıksal birleştirme ile kart aygıtlarının birbirine bağlanması sağlanır [41].

CPLD ek başka bir cihaza ihtiyaı ortadan kaldıran basit rasgele mantıksal fonksiyonları yerine getirir. Özellikle reset butonundan ve g kontrollerinden gelen sinyalleri toplar ve global bir yeniden başlatma oluşturur [41].

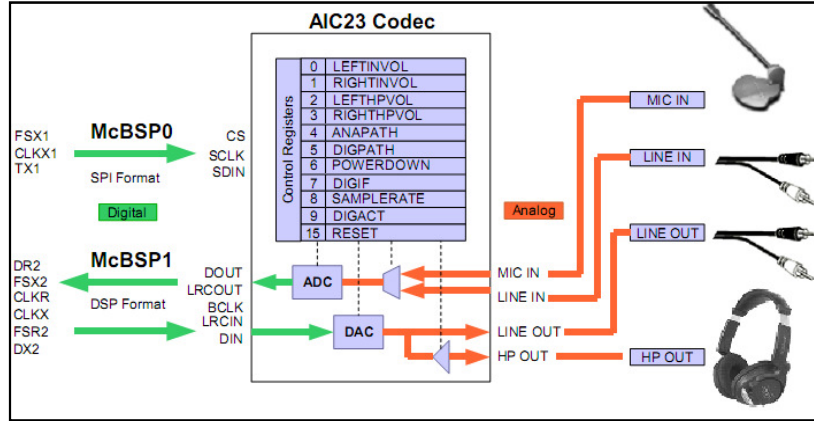
Bellek haritası¹ yazmaçları CPLD fonksiyonlarını yazılım aracılığı ile kontrol etmemizi sağlar. Yazmaçlar ncelikle LED'lere ve DIP anahtarlara erişmek ve yardımcı kart arayüzünü kontrol etmek için kullanılır. Yazmaçlar EMIF CR1 veri alanı içine 0x90080000 adresi ile başlar. Basit bir asenkron bellek arayüzü ile 8-bit kayıt olarak görünür [41].

AIC23 Kodlayıcı

DSK'da analog sinyallerin girişi ve çıkışı için Texas instrument firmasının TLV320AIC23 stereo kodlayıcısı kullanılır. DSK'ya taşınan analog sinyaller mikrofon girişi ve hat girişi üzerinden alınır. Veri evirici aktif giriş olarak mikrofon ya da hat girişini seçebilir. DSK'da üretilen analog sinyaller hat çıkışı ve kulaklık çıkışı aracılığıyla dış ortama aktarılır. Analog ıkış sabit genlikli hat çıkışının ve

¹ Memory mapped

ayarlanabilir genlikli kulaklık çıkışının her ikisinden birden alınır [41]. Şekil 4.25’de çevirici arayüzünün blok şeması görülmektedir.



Şekil 4.25. TLV320AIC23 blok şeması [41]

Mikrofon ya da hat girişi üzerinden alınan kodlanacak analog sinyal örnekleri DSP ‘de işlenebilir olması için AIC23 veri çevirici ile sayısal verilere dönüştürülür. DSP ile yapılan sayısal işlemler bittiğinde elde edilen sayısal veriler ya da DSP içerisinde yeni oluşturulan sayısal veriler analog veriye dönüştürüldükten sonra hat çıkışı ya da kulaklık çıkışı ile dış ortama aktarılır.

Kodlayıcı haberleşme için iki seri kanal kullanır. Biri kodlayıcının dâhili yapılandırma kayıtçıları kontrol eder diğeri ise sayısal ses örneklerinin alınmasını ya da gönderilmesini sağlar. McBSP0 tek taraflı kontrol kanalı olarak kullanılır. 16 bit kontrol sözcüğü SPI formatta AIC23 ‘e göndermek için programlanmalıdır. Kontrol sözcüklerinin üst 7 biti değişen kayıtçıları belirlemek için kullanılır. Alt 9 bit ise kayıt değerlerini içerir. Kontrol kanal kodlayıcı yapılandırılırken kullanılmalıdır. Genellikle ses verisi iletilirken boş durumda durur.

McBSP1 çift yönlü veri kanalıdır. Tüm ses verileri bu kanaldan iletilir. 16 bit örnekleme aralığı kullanılır. 12 MHz sistem saati vardır. USB sistemleri 12 MHz saat frekansı kullandığı için aynı saat hem kodlayıcı ve hem de USB kontrolü için kullanılır. 12 MHz saat frekansından 8, 16, 24, 32, 44.1, 48 ve 96 KHz gibi

örnekleme frekansları üretilir. Örnekleme frekansı kodlayıcının örnek hızı kayıtları tarafından ayarlanır.

SDRAM

DSK 32-bit EMIF üzerinde 128 Mbit senkron DRAM (SDRAM) kullanır. SDRAM CE0'in¹ başından başlar [41]. Toplam kullanılabilir bellek kapasitesi 16 Mbyte'tır. Entegre SDRAM denetleyicisi EMIF'in bir parçasıdır ve düzgün çalışması için yazılım yapılandırılması gerekir [41].

Flash Bellek

Flash, güç kapatıldığı zaman içeriğini kaybetmeyen bir bellek türüdür. Okuma yaptığı zaman basit asenkron salt okunur bellek (ROM) gibi davranır. Flash sektör veya sayfalar olarak anılan büyük bloklar halinde silinebilir. Bir blok silindiğinde her bir sözcük² özel komutlar aracılığıyla programlanabilir. Daha sonra girilen blok içeriği değiştirilmek üzere tekrar silinmelidir [41].

DSK ön yükleme³ seçeneği olarak 512 Kbyte harici flash kullanır. CE1'in⁴ başından başlar. Flash DSK'nın 16 bit ön yükleme özelliğini desteklemek için 16 bit aygıt tarafından 256K olarak bağlıdır. DSK ile gelen yazılım 6713'ün varsayılan 8 bit ön yükleme modu ile uyuşması için üst 8 bit'i saymayarak Flash'ı 8 bit aygıt olarak sayar. Yazılım değişikliği yapılmaya gerek duymadan sadece 256 Kbyte hazır olarak kullanılabilir [41].

¹ Adres 0x80000000

² Word

³ Boot

⁴ Adres 0x90000000

LED'ler ve DIP anahtarları

DSK yazılım ile erişilebilir LED ve DIP anahtara sahiptir. Bunlar kullanıcıya basit formda giriş ve çıkış sağlar. Her iki gruba da CPLD USER_REG yazmaçları kullanılarak erişilebilir [41].

Yardımcı kart arayüzü

DSK, yardımcı kart bağlantısı yapabilmek için 3 adet genişleme konektörüne sahiptir. Yardımcı kartlar kullanıcıya, yeteneklerini geliştirmek ya da uygulamaya özel giriş çıkış sağlamak için kendi DSK platformu oluşturmasını sağlar. Genişleme konektörleri bellek, çevre birimleri ve HPI için kullanılır [41].

4.4.2. Code composer studio (CCS)

ABR ölçüm sisteminde kullanılan C6713 DSP ile gerçekleştirilen işlemlere yönelik gerekli olan yürütülebilir¹ dosyanın oluşturulacağı bir yazılım ihtiyacı bulunmaktadır. Bu yazılım ihtiyacı için TI firmasına ait gerçek zamanlı sayısal sinyal işleme uygulamaları için C programlama diline dayalı tümleşik geliştirme ortamı (IDE) olan Code Composer Studio kullanılmaktadır. CCS yazılımında; metin editörü, derleyici², makine dili çevirici³, bağlayıcı⁴, simülatör, grafik görüntüleyici ve gerçek zamanlı hata ayıklayıcı⁵ bulunmaktadır [31,44].

CCS'de bulunan C derleyicisi, makine dili dönüştürücü ve bağlayıcı özellikleri ile yürütülebilir dosya üretmektedir. C dili için “.c”, makine dili çevirme⁶ için “.asm” ya da doğrusal makine dili çevirme için “.sa” uzantılı kaynak kod dosyasından

¹ Executable

² Compiler

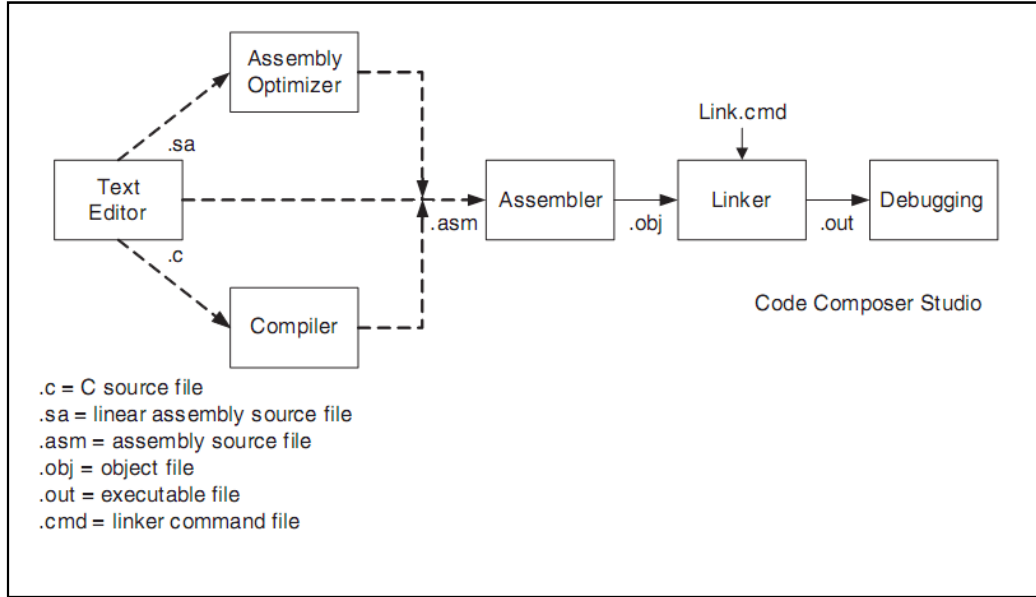
³ Assembler

⁴ Linker

⁵ Debugger

⁶ Assembly

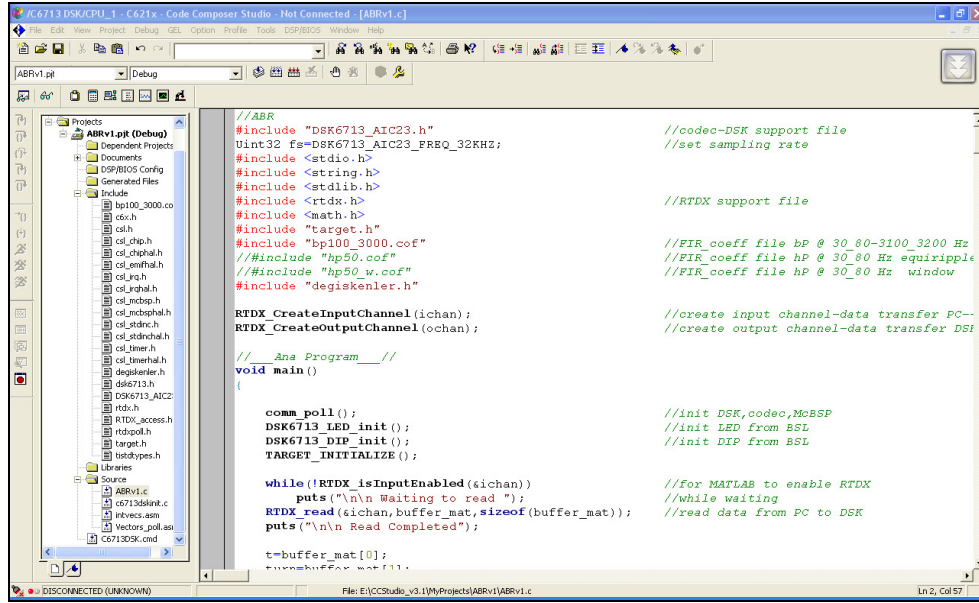
yürütülebilir “.out” dosyanın üretilmesine kadar geçen aşamalar Şekil 4.26’da gösterilmektedir.



Şekil 4.26. CCS ile kaynak kodların yürütülebilir dosya haline dönüştürülmesi [44]

Şekil 4.26’da görüldüğü üzere C kaynak dosyası derleyici ile makine dili çevirici kaynak dosyasına dönüştürülürken, doğrusal makine dili çevirici kaynak dosyaları çevirici en iyileştirici¹ ile dönüştürülmektedir. Çevrilmiş dosya, makine dili dönüştürücüsü ile işlenerek makine dilini içeren nesne dosyası oluşturulur. Bağlayıcı; nesne dosyasını ve nesne kütüphanelerini, bağlayıcı komut dosyasında belirtildiği gibi yürütülebilir dosya içerisinde birleştirir. Oluşturulan yürütülebilir dosya, doğrudan C6713 DSP’ye yüklenebilir ve yürütülebilir [44]. Şekil 4.27’de görülen CCS grafik arayüzü; çeşitli DSP’ler için C kod dosyalarını oluşturma ve çevirme, yürütülebilir dosyayı DSP’ye yükleme, program durdurma noktaları oluşturma ve değişkenleri izleme, belleği ve kütükleri görüntüleme, hata ayıklama ve sonuçları grafik olarak elde etme işlemlerini içermektedir.

¹ Optimizer



Şekil 4.27. CCS yazılımı grafik arayüzü

CCS arayüzünde oluşturulan bir proje, yürütülebilir bir dosya oluşturmak için gerekli tüm dosyaları içermektedir. Ayrıca proje ile yürütülebilir bir dosya oluşturma aşamasında dosyaların tam olarak nasıl kullanılacağı bilgisi ve derleyici, bağlayıcı tercihleri belirlenebilmektedir. Gerçekleştirilen ABR ölçüm sisteminde, C6713 DSP'ye yüklenen yürütülebilir dosyanın elde edildiği CCS projesinin oluşturulması EK-5'de anlatılmaktadır.

Sistem gerekliliklerine göre tasarlanan algoritma çerçevesinde yazılan kodların yürütülebilir kodlara dönüştürüldükten sonra DSP'ye yüklenmesi için CCS yazılımının bulunduğu bilgisayarın USB portu ile DSK'nın dâhili JTAG öykünücü arayüzüne bağlı USB port arasında bağlantı kurulmaktadır.

Gerçek zamanlı analizler, CCS'nin gerçek zamanlı veri alış verişi (RTDX) özelliği ile yapılmaktadır. RTDX, DSK'nın durdurulmasına ya da sonlandırılmasına gerek duyulmadan gerçek zamanlı analiz yapmak için CCS'nin bulunduğu bilgisayar ile DSK arasında veri alış verişine izin verir. Bu veri alış verişi bilgisayar ve DSK arasında kurulan USB bağlantı ile yapılmaktadır [31].

4.5. Sayısal Sinyal İşleme

4.5.1. Sayısal sinyal işleme algoritması

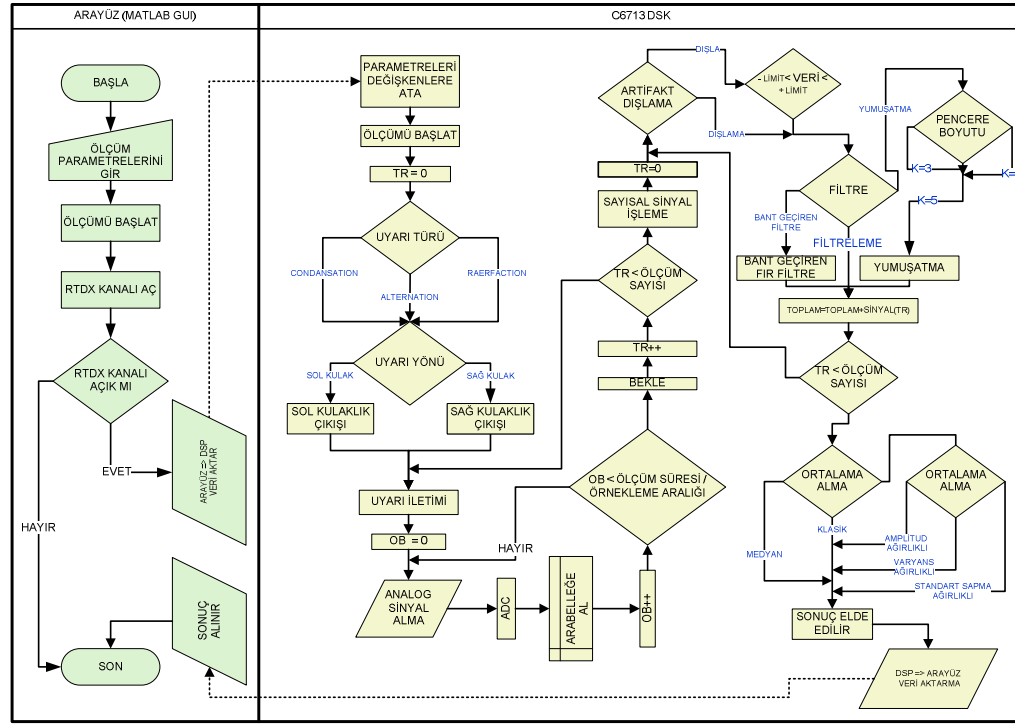
ABR sinyallerinin ölçümüne yönelik toplanan sinyaller analog devre ile toplandıktan, filtrelerden geçirildikten ve yükseltildikten sonra DSP hat girişine aktarılmıştır. DSP ye aktarılan sinyaller her ne kadar analog olarak filtrelenmiş olsa da gürültü ve diğer biyolojik sinyallerin bozucu etkisini üzerinde taşımaktadır. Bu şekilde diğer sinyallerle karışık halde olan sinyaller değerlendirmeye ve sonuç elde etmeye uygun değildir.

Sinyalin sayısal formuna uygulanan işlemlerin analog formuna uygulanan işlemlere göre daha hassas, güvenilir, etkili, tekrar edilebilir ve doğrusal olması, gerçek zamanlı işleme yapma zorunluluğu bulunmaması ve çevre şartlarından etkilenmemesi sebebiyle sinyaller uygun forma dönüştürülmesi için sayısal işlemlere tabi tutulmuştur.

ABR ölçüm sinyallerinin gürültü ve diğer biyolojik potansiyellerden arındırılması için uygulanan işlemler, sinyalin özelliğini kaybetmemesine yönelik tasarlanmalıdır. Bu kapsamda yapılacak işlemlerin belirlendiği bir algoritma tasarlanmıştır. Tasarlanan algoritmada sistemin kontrolü ve sinyal üzerinde yapılacak sayısal işlemleri içeren adımlar detaylı olarak tanımlanmıştır. Algoritma çerçevesinde tanımlanan işlemlerin gerçekleştirilmesine yönelik C programlama dili ile CCS uygulama geliştirme ortamında DSP yazılımı ve MATLAB uygulama geliştirme ortamında sistem kontrol arayüzü hazırlanmıştır. Şekil 4.28’de tasarlanan algoritma görsel olarak ifade edilmiştir.

ABR ölçüm sistemi için tasarlanan arayüz ile ölçüm özellikleri belirlenir. Belirlenen özellikler arayüz programı ile açılan veri alma ve verme kanalı ile DSP içindeki yazılıma aktarılır. Arayüz ile belirlenen uyarı tipi sayısal olarak oluşturulmaktadır. Bu sayısal veriler DAC ile analog sinyale dönüştürülüp DSK kulaklık çıkışı ile

kulaklığa ve bu yolla kulak yoluna aktarılır. Çok sayıda işitsel uyarı sonrası oluşan ABR sinyalleri DSK'nın hat girişine bağlanan analog devre çıkışından alınır.



Şekil 4.28. Sinyal işleme algoritması

Alınan analog sinyaller ADC ile sayısal verilere dönüştürülür. Bu işlem her bir uyarı sonrası yapılmaktadır. Yazılım içerisinde ADC'nin örnekleme frekansı 32 kHz olarak ayarlanmıştır. Analog sinyallerin sayısallaştırılması aşamasında her 3.125×10^{-5} sn'de bir veri alınmaktadır.

Yazılım ile ilk olarak yapılan işlem sayısallaştırılan analog verilerinin belirlenen ölçüm limitlerinin içerisinde olup olmadığının incelenmesidir. Belirlenen limitler içerisinde olmayan ölçümler diğer işlemlere dâhil edilmemek üzere dışlanırlar. Bu işlem artıfakt dışlama olarak adlandırılır.

Uygun limitler içinde bulunan sinyallere, üzerinde bulunan gürültüler ve ABR sinyallerinin bulunduğu frekans bandı dışındaki sinyallerin zayıflatılması için etkili

bir sayısal filtreleme uygulanır. Uygulanan sayısal filtre FIR filtre yapısında tasarlanmıştır. FIR filtreleme işlemi yerine arayüz ile seçilebilen yumuşatma işlemi de uygulanabilir. Yumuşatma, sayısal filtreleme kadar etkili olmayan fakat daha basit olan bir gürültü giderme yöntemidir.

Sistemde uyarı sonrası veri alma süresi ABR sinyallerinde kayıp yaşamamak için uzun seçilmektedir. Çok sayıda veri ile ortalama alma ve veri aktarma işlemi uzun sürmektedir. Bu nedenle filtreleme ya da yumuşatma işlemi uygulanan verilere belirli bir veri azaltma işlemi uygulandıktan sonra ortalama alma işlemi uygulanmaktadır. Bu şekilde işlem süresinde önemli ölçüde azalma sağlanmış olur.

Filtre ile ABR sinyal bandı dışında bulunan sinyallerin etkisi azaltılmış olur. Fakat aynı frekans bandında oluşan sinyal üzerindeki gürültülerin azaltılması gerekmektedir. Bu işlem için alınan çok sayıda ölçümün ortalamasının alınması uygun olacaktır. Ortalama alma işlemi için farklı yöntemler bulunmaktadır. Arayüz ile seçilebilen bu yöntemler ile ABR sinyallerinin ortalaması alınarak uygun değerlendirilebilir bir yapıya dönüştürülmektedir.

ABR ölçüm sistemi çok sayıda uyarı verilmesi ve her bir uyarı sonrası alınan yanıtların toplanıp sayısal işlemlerden geçirilerek tek bir sonuç sinyali olarak elde edilmesine yönelik tasarlanmıştır. Elde edilen sonuç sinyali, tek bir uyarı sonrası elde edilen sinyale göre daha iyi değerlendirilebilir şekildedir. Ortalama alma işlemi sonrası elde edilen sonuç açık olan veri aktarma kanalı ile değerlendirme ve grafik haline dönüştürme işlemi için arayüzün bulunduğu bilgisayara aktarılır.

4.5.2. Veri alış verişi

ABR ölçüm sistemi için hazırlanan arayüz ile DSK arasında veri alışverişi sağlanması gerekmektedir. Bu veri alışverişi ile DSK'nın kontrolü, DSP ile gerçekleştirilen sayısal sinyal işlemeye yönelik hazırlanan kodlar için gereken verilerin alınması ve yapılan işlemler sonrası elde edilen sonuçların arayüz programına aktarılması gerçekleştirilir.

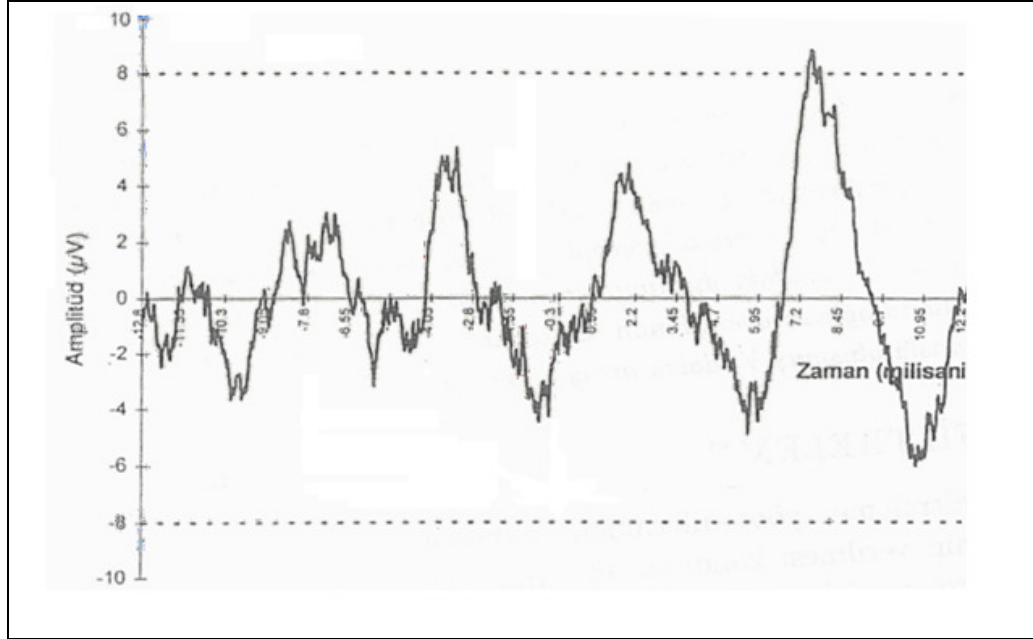
Gerçek zamanlı veri alışverişi¹ olarak adlandırılan işlem ile DSP ve uygulamanın bulunduğu bilgisayar arasında veri alışverişi sağlanır. MATLAB uygulama geliştirme ortamında hazırlanan grafik arayüz ile açılan RTDX kanalı aracılığı ile kullanıcı tarafından girilen veriler C6713 DSP'ye aktarılır. Alınan veriler DSP'de bulunan yazılım içerisinde tanımlanan işlemlerde kullanılır. DSP içerisinde yapılan işlemler sonrası elde edilen sonuçlar aynı şekilde RTDX kanalı aracılığı ile kullanıcı arayüzünde görüntülenmek üzere bilgisayara aktarılır.

4.5.3. Artifakt dışlama

Kulağa verilen ses uyarısı sonrası alınan analog sinyallerin sayısallaştırılması sonrası ilk olarak çok yüksek seviyede sinyal bozulmalarının olup olmadığı araştırılır. Bu bozulmalar alınan ölçüm içerisinde çok yüksek genlikli tepe ya da çok düşük genlikli vadi şeklinde görülür. Bu şekildeki sinyaller ölçüm yapılan kişinin anlık hareketi sonucu elektrotları hareket ettirmesi ya da yüksek genlik oluşturacak kas hareketi yapması ile oluşabilmesinin yanı sıra çok yüksek genlikli anlık gürültüyle de oluşabilmektedir.

Her bir uyarı sonrası alınan ölçümlerin içerisinde bulunan çok yüksek genlik değerindeki tepeler ya da çok düşük genlik değerindeki vadiler ortalama alma işlemleri sonrası elde edilecek sonuç sinyalinin hatalı olmasına sebep olur. Bu hata, sinyalin yapısını değiştirerek değerlendirilebilir formdan uzaklaşmasına sebep olmaktadır. Ortalama alma işlemine tabi tutulan sinyallerin sadece ABR dalga şeklini içermesi elde edilen sonuç sinyalinin değerlendirmeye uygun yapıda olmasını sağlar. Bu sebeple, daha önceden ölçümler sonucu belirlediğimiz maksimum ve minimum genlik değerlerine göre oluşturulan sayısal limitleri içeren kontrol bloğu programa eklenir. Bu kontrol bloğu ile daha önceden belirlenen limitler dışında değerlere sahip ölçümlerin engellenmesi ve diğer işlemlere dâhil edilmemesi sağlanır. Artifakt dışlama olarak adlandırılan bu işlem ile bozuk veri içeren ölçümlerin ortalama alma işlemleri sonrası elde edilecek sonuç sinyalini etkilemesi engellenmiş olur.

¹ RTDX



Şekil 4.29. Artifakt dışlama [3]

4.5.4. Filtreleme

Sistemde analog filtreleme yapılmış olmasına rağmen gürültü ve diğer biyoelektriksel sinyaller tam anlamıyla zayıflatılmış olmaz. Bu nedenle artifakt dışlama bloğundan uygun olarak geçen sayısallaştırılmış sinyaller ABR sinyallerinin bulunduğu frekans bandını içeren bant geçiren sayısal filtreden geçirilirler. Bu şekilde, etkili bir analog filtrelemenin yanı sıra gürültü sinyalleri sayısal filtreleme ile daha etkili olarak zayıflatılmış olur.

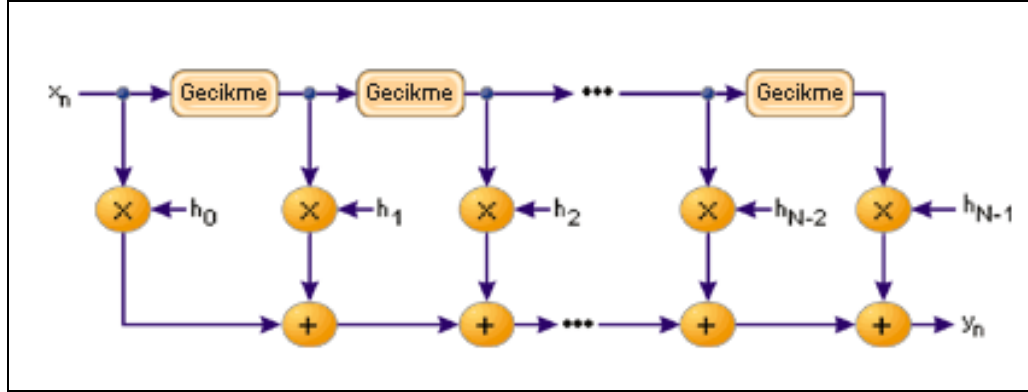
FIR filtre yapısında oluşturulan sayısal bant geçiren filtre 50-3000 Hz aralığındadır. FIR filtrenin kullanımı; her zaman kararlı bir yapıda olması, kolay uygulanabilir olması ve doğrusal faz yanıtı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Faz yanıtının frekansa göre doğrusal olması, kullanılan sayısal filtrenin kararlı olmasını ve sinyalin bozulmaya uğramadan işleminden geçirilmesini sağlar.

FIR filtre tasarımında genellikle Fourier serileri veya Parks-McClellan gibi bilgisayar destekli tasarım teknikleri kullanılabilir. Sonlu sayıda terim ile yaklaşım yapılabilirdi için konvolüsyon eşitliği FIR filtre tasarımında oldukça kullanışlıdır. Bu sebeple ABR ölçüm sisteminde kullanılan sayısal filtre Eş. 4.4'de verilen konvolüsyon teoremine göre oluşturulmaktadır [31].

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (4.4)$$

Bu eşitliğe göre $h(0)$ ile $h(N-1)$ aralığında N adet katsayı ve $x(0)$ ile $x(n-(N-1))$ aralığında N adet giriş örneği ile FIR filtre tasarlanabilmektedir. N uzunluğunda olan bir FIR filtrenin temel blok diyagramı Şekil 4.30'da görülmektedir. Belirli bir n zamanındaki giriş örneği, $x(n)$ ile ifade edilmektedir ve buna göre geciktirilmiş giriş örnekleri $x(n-1)$ ile $x(n-(N-1))$ aralığında bulunmaktadır. Eşitlikte görüldüğü gibi n zamanındaki $x(n)$ giriş örneğinin geciktirilmiş örneği $x(n-k)$ ile ifade edilebilmektedir. Şekil 4.30'da görüldüğü üzere FIR filtre yapısı geri besleme ya da önceki çıkış değerlerine ihtiyaç duymamaktadır [31].

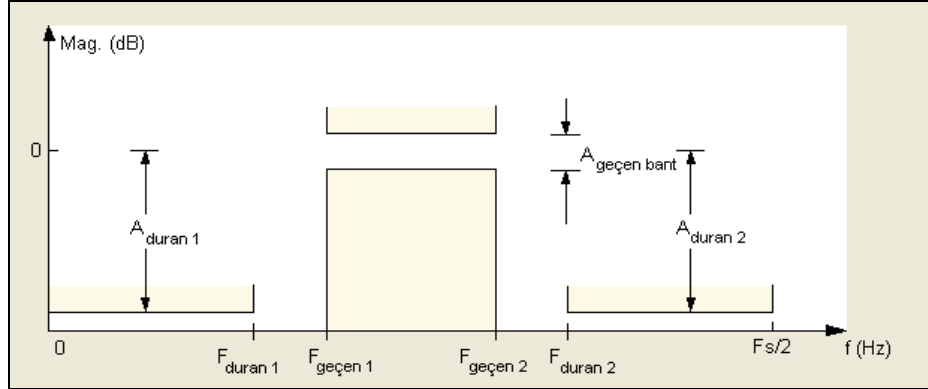
ABR ölçüm sisteminde sayısal filtreleme bloğunda kullanılan FIR filtrenin tasarlanma aşamasında filtre çıkışını oluşturmaya yönelik geciktirme serileri, çarpım ve toplam işlemleri kullanılmaktadır [45]. Sayısal sinyal işleme bloğunda tasarlanan filtrede yapılan işlemler iki aşamalıdır. Birinci aşamada belirli bir zamanda filtre girişindeki örnek, Eş. 4.4 işlemi yapılarak filtre çıkışında elde edilmektedir. İkinci aşama ise giriş örneğinin bir sonraki giriş örneği ile yapılacak işlemde gecikme değeri olarak kullanılması için örnek kaydırma işlemine tabi tutulmasıdır. Bu aşamada giriş örnekleri filtre katsayısı ile aynı boyutlu gecikme serisine aktarılır ve Eş. 4.4 işlemi sonrası seri içerisinde kaydırılır. Bu şekilde giriş örnekleri geciktirme işlemine tabi tutulmuş olur.



Şekil 4.30. FIR filtrenin mantıksal yapısı [45]

FIR filtre işlemlerinde kullanılan katsayıların sayısı ve yapısı filtre tasarımında önemli bir yer tutmaktadır. Bu parametrelerin uygun seçilmesi yoluyla geçen ve duran bant için istenen limitler sağlanabilmektedir. FIR filtre katsayılarının belirlenmesine yönelik çeşitli programlar bulunmaktadır. Bu aşamada, gerçekleştirilen sistemde ABR sinyalinin bulunduğu aralığa göre tasarlanan bant geçiren sayısal FIR filtrenin katsayıları, MATLAB programının filtre tasarım ve analiz aracı (fdatool) kullanılarak belirlenmektedir.

Ölçüm sistemi ile değerlendirilebilir yapıda yanıtlarının elde edilebilmesine yönelik kullanılan sayısal bant geçiren filtrenin kesim frekansı ABR frekans aralığı olan 100-3000 Hz aralığına göre belirlenmektedir. MATLAB fdatool ile filtre katsayılarının elde edilme aşamasında sadece geçen ve duran bant limitleri yeterli olmamaktadır. Bu sebeple filtrenin geçen ve duran bandındaki dalgacık değeri ve geçiş bandının yapısı da belirlenmelidir. Bu aşamada sayısal filtrenin geçen ve duran bandı arasındaki geçişin dik bir eğimde seçilmesi mümkündür. Dik eğim geçiş bandının kısa tutulması ve durduran banttaki zayıflatmanın yüksek seçilmesi ile mümkündür. Bu seçim katsayı miktarını arttırmaktadır fakat geçirilmesi istenen frekans aralığını ideal bir şekilde sınırlamaktadır.



Şekil 4.31. Bant durduran filtre parametreleri

Gerçekleştirilen ABR ölçüm sisteminde kullanılan bant geçiren sayısal filtre parametreleri:

- Geçer bantın alt kesim frekansı 100 Hz
- Duran bantın 50 Hz frekans değerindeki zayıflatma değeri 100 dB
- Geçer bantın dalgalanma genlik değeri 1 dB
- Geçer bantın üst kesim frekansı 3000 Hz,
- Geçer bantın 3050 Hz frekans değerindeki zayıflatma değeri 100 dB

Filtre katsayılarının belirlenmesine yönelik yapılan işlem adımları EK-6'da görülmektedir.

4.5.5. Yumuşatma

Tasarlanan sayısal sinyal işleme algoritmasında filtreleme bloğuna gelen sayısal veriler FIR filtre ile filtrelenmek yerine yumuşatma ile filtrelenebilir. Arayüz ile seçilebilen yumuşatma, bir çeşit alçak geçiren sayısal filtredir [3].

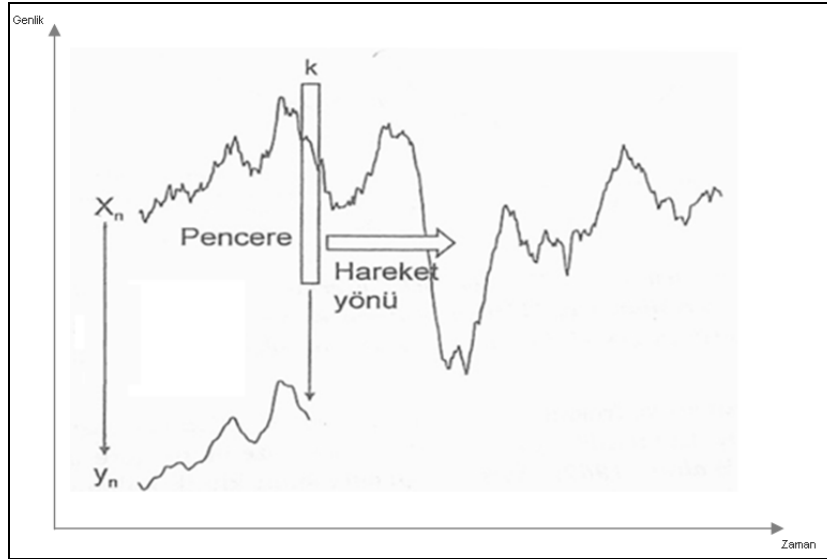
Yumuşatma, sayısal sinyaldeki bir verinin etrafındaki belirli sayıdaki veri ile ortalaması alınarak çıkan sonucun veri ile yer değiştirilmesi işlemini içerir. Bu işlem yapılırken ilk olarak ortalama alınacak veri sayısı belirlenir. Belirlenen bu sayı

yumuşatma işleminde pencere olarak adlandırılır. Pencere içerisindeki verilerin ortalaması alındıktan sonra çıkan sonuç orta noktadaki veri ile yer değiştireceği için pencere boyutunun tek sayıda olması gerekmektedir.

Pencere boyutu belirlendikten sonra o pencere içerisindeki sayıların ortalaması alınır. Çıkan sonuç pencere içerisindeki sayılar sıralandığında ortada bulunan sayı ile yer değiştirir. Pencere içerisindeki verilerin ortalamasının alınması sırasında uygulanan standart işlem Eş. 4.5 ile ifade edilmiştir.

$$y_n = \frac{1}{k} \sum_{i=-\frac{k-1}{2}}^{\frac{k-1}{2}} x_{n+i} \quad k = 3,5,7,9 \quad (4.5)$$

Ortalama alma ve yer değiştirme işlemi sayısal sinyal içerisindeki ilk veri ile başlar ve son veriye kadar pencere bloğu bir veri ilerletilerek her bir veri için tekrarlanır. Yapılan bu işlem Şekil 4.32 ile gösterilmektedir.



Şekil 4.32. Yumuşatma işleminin şematik olarak gösterimi [3]

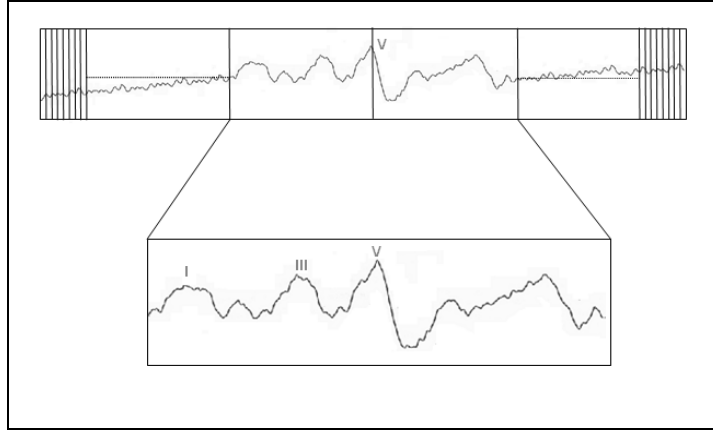
Şekil 4.32’de “k” ile gösterilen değer pencere boyutunu ifade etmektedir. Ayrıca bu değer yumuşatma işlemi ile yapılan alçak geçiren filtrelemenin yukarı frekans sınırını belirler. Buna bağlı olarak “k” nın değeri büyüdükçe sinyal içerisindeki yüksek frekans bileşenleri filtrelenir [3].

4.5.6. Veri azaltma

ABR sinyalleri uyarı sonrası yaklaşık 10 ms içerisinde oluştuğu için sistemde uyarı sonrası veri alma işleminin bu süreden daha fazla olması sağlanmalıdır. Uyarı sonrası oluşan biyoelektriksel sinyaller elektrotlar yardımı ile alınıp analog devreden geçtikten sonra sayısallaştırılmaktadır. Bu aşamaların gerçekleşmesi sırasında geçen süre içerisinde herhangi bir verinin kaybolmamasına yönelik bir kayıt süresi belirlenmelidir. Bu nedenle arayüz aracılığı ile bu süre 12 ms den 32 ms ye kadar seçilebilmektedir.

Her bir ölçüm sonrası alınan ABR yanıtını içeren çok sayıda verinin ortalamasının alınması ve bu verilerin DSP’den bilgisayara aktarılması uzun sürmektedir. Bu nedenle çok sayıda veri içerisinde elde edilmek istenen ABR sinyalleri tespit edilerek, bu sinyali içeren aralığın alınması diğer verilerin ise işlem dışı bırakılması gerekmektedir. ABR sinyalinde genlik değeri en yüksek olan dalga V. dalgadır (Bkz. Şekil 2.9). Çok sayıda veri arasında bu dalganın tespiti ile ABR sinyalinin bulunduğu aralık belirlenebilmektedir. Bu aralık belirlendikten sonra, aralık dışında kalan verilerin silinmesi işlemi ile veri azaltma uygulanmış olur. Arayüz aracılığı ile veri azaltma işlemi 10 ms den 16 ms’ye kadar seçilebilmektedir.

Şekil 4.33’de verilen örnekte 1024 veri içeren ölçüm sonucunun belirli bir kısmında ABR ölçümleri bulunmaktadır. Konumu belirlenen V. dalganın öncesinde ve sonrasında bulunan toplam 320 adet verinin haricindeki veriler ABR ölçümü için anlamsız olacağı için ölçüm 320 veri içeren bir yapıya dönüştürülür kalan veriler ise silinir.



Şekil 4.33. Veri azaltma

4.5.7.Ortalama alma

Veri azaltma sonrasında elde edilen yeni veriler sadece ABR sinyalini içermektedir. Her bir sinyal içerisinde ABR sinyali ve bu sinyal ile karışmış gürültü sinyalleri bulunmaktadır. Tasarlanan filtre ABR sinyalinin frekans aralığı dışında kalan sinyalleri zayıflattığı için ABR sinyali üzerinde bulunan gürültüler zayıflatılamamaktadır. ABR sinyallerinin gürültü içerisinde kaybolmasını engellemek için sinyal üzerinde bulunan gürültünün genliğinin azaltılması gerekmektedir. Bu gürültüler çok sayıda sinyalin ortalamasının alınması ile giderilebilmektedir.

Ortalama alma işlemi sırasında ABR sinyallerinin üst üste bindirilerek toplanması aşamasında sinyal üzerinde dağınık halde bulunan gürültü aynı oranda üst üste binmemektedir. Bu şekilde toplanan sinyaller toplam sinyal sayısına bölünerek gürültü sinyalleri zayıflatılır. Bu sayede sinyal gürültü oranı artırılmış olur.

Ortalama alma işlemlerinde veri azaltma sırasında referans olarak alınan V.dalga kullanılır. Ölçümlerin hepsi V. dalgaları aynı konuma gelecek şekilde azaltıldığı için azaltılmış veriler toplandığında ABR sinyalleri üst üste gelmektedir. Daha sonra toplam sinyali ile çeşitli ortalama alma işlemleri uygulanarak gürültü zayıflatılır ve daha net bir sinyal elde edilir.

Gerçekleştirilen sistemde ortalama alma işlemi klasik, genlik ağırlıklı, standart sapma ağırlıklı ve varyans ağırlıklı olmak üzere 4 farklı yöntemle yapılabilmektedir. Bu yöntemler arayüz programı ile seçilerek uygulanmaktadır.

Klasik ortalama alma

Klasik ortalama alma bloğunda ilk olarak ortalamaya giren sinyaller, aynı konumlu verileri üst üste gelecek şekilde toplanmaktadır. Aynı konumlu verilerin toplanması sonucu ABR sinyalinin genliği, toplanan sinyal sayısı ile orantılı olarak artmaktadır fakat dağınık halde bulunan gürültü sinyallerinin genliği daha yavaş artmaktadır. Sinyallerin toplanması sonrası elde edilen veriler, toplama giren sinyal sayısına bölünür. Bu şekilde klasik ortalama alma işlemi gerçekleşmiş olur. Bu ortalama alma yönteminde her bir ölçümün ortalamaya katkısı eşittir. Klasik ortalama alma işlemi için hazırlanan kodlar Eş. 4.6'daki işlemin gerçekleştirilmesine yönelik tasarlanmıştır.

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K X_k(t) \quad (4.6)$$

Eş. 4.6'da yapılan işlem ile ölçüm dizilerinin her birinde t konumunda bulunan verilerin toplanıp ölçüm sayısı olan K'ya bölünmesi ile gerçekleştirilen ortalama alma işleminin sonucu yeni bir sinyal dizisinin t konumuna yerleştirilmelidir.

Genlik ağırlıklı ortalama alma

Klasik ortalama alma işleminde her bir sinyalin ortalama işlemine katkısının eşit olması genel ölçüm yapısını çok etkilememektedir. Fakat bu durumda düşük ve yüksek genlikli cevapların ortalamadaki katkısının eşit kabul edilmesi ile daha az hassasiyette sonuç elde edilmektedir. Çünkü yüksek genlikli sinyaller ortalama daha ağırlıklı katkı sağlamakta ve bu sinyallerin yapısındaki bozukluklar genel ortalamayı daha çok etkilemektedir. Bu problemin çözümü, sinyallerin genliklerine

göre ortalamaya katkılarının orantılanması ile sağlanır. Genlik ağırlıklı ortalama alma işlemi Eş. 4.7'ye göre yapılmaktadır.

$$\bar{x}_a(t) = \frac{1}{\sum_{k=1}^K a_k} \sum_{k=1}^K a_k x_k(t) \quad (4.7)$$

Eş. 4.7'de bulunan a_k katsayısı Eş. 4.8'e göre hesaplanmaktadır.

$$a_k = \frac{1}{|\max(x_k) - \min(x_k)|} \quad (4.8)$$

Eş. 4.8'de katsayı hesaplanırken sinyal içerisindeki verilerin en büyüğü ve en küçüğü arasındaki fark alınır. Elde edilen katsayı ile yüksek genlikli sinyallerin ortalamaya katkısı azaltılarak normal genlik aralığındaki sinyallerle aynı seviyeye çekilmektedir. Bu şekilde yüksek genlikli sinyallerde yaşanacak bozulmaların genel ortalamadaki etkisi azaltılmış olacaktır.

Varyans ağırlıklı ortalama alma

Varyans, ortalama olarak gürültü azaltmada ağırlıklandırma aracı olarak kullanılmaktadır. Bir veri grubundaki tüm verilerin aritmetik ortalamaya göre sapmalarının ölçümü ile elde edilen bir değerdir. Bu değer bize verilerin aritmetik ortalamadan ne kadar uzaklaştığının ortalama bir ölçümünü verir. Değişim ölçüsü olan varyans, ortalamadan sapmaların kareleri toplamının ortalaması ile hesaplanmaktadır [46].

Ortalamadan sapmaların kareleri toplamı;

$$\sum_{t=1}^N \left(X_k(t) - \bar{X}_k \right)^2 \quad (4.9)$$

Varyans;

$$Var_t[X_k(t)] = \left(\frac{1}{N}\right) \times \sum_{t=1}^N \left(X_k(t) - \bar{X}_k\right)^2 \quad (4.10)$$

Ağırlıklı ortalama alma formülü olan Eş. 4.7’de bulunan a_k katsayısı Eş. 4.11’deki gibi hesaplandığı takdirde varyans ağırlıklı ortalama alma işlemi yapılmış olmaktadır. Ortalamadan sapmaların dağılımı yüksek olan veri grubunda varyans yüksek çıkmaktadır. Bu nedenle varyans ile elde edilen katsayı bu veri grubunun ortalamaya etkisini azaltmaktadır. Bu şekilde değişik genlik değerine sahip ölçümlerin ortalamaya etkisi dengelenmiş olur.

$$a_k = \frac{1}{Var_t[x_k(t)]} \quad (4.11)$$

Standart sapma ağırlıklı ortalama alma

Düşük ve yüksek genlikli cevapların ortalamadaki katkısının eşit kabul edilmesi sonucu oluşabilecek hatalı sonucun en aza indirilebilmesi için alınan ölçümlerin standart sapmaları ile her bir ölçüm ağırlıklandırılabilir. Standart sapma bir veri grubundaki verilerin dağılımının ortalamaya göre ne uzaklıkta olduğunu gösterir. Dağılımın yüksekliği yani verilerin ortalamaya uzaklığı arttıkça standart sapma büyür. Standart sapmanın küçük olması ise ortalamadan sapmanın az olduğunu ifade etmektedir [46].

Eş. 4.7 ile verilen ağırlıklı ortalama alma eşitliğinde bulunan a_k katsayısı Eş. 4.12 ile hesaplandığı takdirde standart sapma ağırlıklı ortalama alma işlemi yapılmış olmaktadır.

$$a_k = \frac{1}{\sigma_{x_k}}, \quad (4.12)$$

Eş. 4.12’de kullanılan standart sapma (σ_{x_k}), Eş. 4.13’de görüldüğü üzere veri grubunun varyansının karekökü ile hesaplanmaktadır.

$$\sigma_{x_k} = \sqrt{\text{var}_t[x_k(t)]} \quad (4.13)$$

Eş. 4.13’de kullanılan varyans Eş. 4.10 ile hesaplanmaktadır. Standart sapmanın yüksek olduğu dağınık veri grubunun ortalamaya katkısı azaltılmak üzere standart sapma değeri ile elde edilen katsayı kullanılmaktadır. Bu şekilde farklı genlik değerlerine sahip ölçümlerin ortalamaya etkisi azaltılmaktadır.

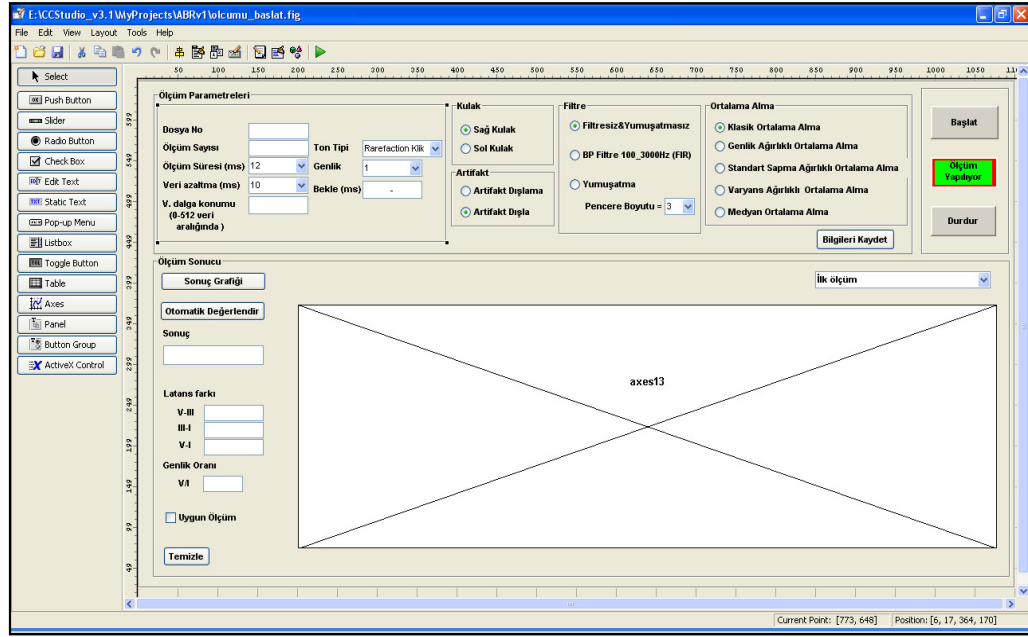
4.6. Kullanıcı Arayüzü ve Otomatik Değerlendirme

Sisteme uygun olarak geliştirilebilmesi ve kullanım için kolay bir yapı oluşturulabilmesi sayesinde kullanıcının yapılan işi algılamasında kolaylık sağlanması ve sonuçları hızlı ve kolay elde etmesi sebebiyle grafik arayüz kullanımı tercih edilmektedir. Sistemlerde kullanılan grafik arayüzü (GUI) son kullanıcıya hitabeden yazılımlardır. Kullanıcı genel sistem yapısını bu sayede anlar ve uygular.

ABR ölçüm sisteminin kullanıcı tarafından kontrolü ve ölçüm sonrası sonuçların değerlendirilerek grafik olarak elde edilmesi için MATLAB programı kullanılmıştır. Veri giriş, listeleme, menü ve buton gibi GUI nesnelerinin yanı sıra MATLAB’ın sunduğu ileri düzey hesaplama, grafik çizimi ile sonuç elde etme, DSK’yi kontrol etme, CCS ile haberleşme ve veri alışverişi gibi özelliklerin kullanılabilmesi sebebiyle MATLAB GUI tercih edilmiştir. ABR sistemi için hazırlanan ölçüm veri girişi ekranının MATLAB GUI ile oluşturulma aşaması Şekil 4.34’de görülmektedir.

Şekilde görüldüğü üzere arayüz ekranı oluşturmaya yönelik GUI çalışma alanı ve üzerindeki objeler bulunmaktadır. Tasarımımıza uygun olan objeler GUI tasarım ekranının sol tarafında bulunan GUI obje kutusundan seçilir ve figür yüzeyine taşınır. Sistem için arayüz tasarımı yapılırken kullanıcının yazarak veri girişi yaptığı alanlar, seçim yaptığı butonlar, menüler ve sonuçların grafik olarak görüldüğü GUI nesneleri kullanılmıştır. Bu nesneler yerleştirildikten sonra her bir nesnenin yapması

gereken işlevin tanımlanması sağlanmıştır. GUI tasarım ekranının kullanılması sebebiyle kodların yazıldığı dosyaya sadece nesnelerin işlevlerini içeren kodlar yazılmıştır.

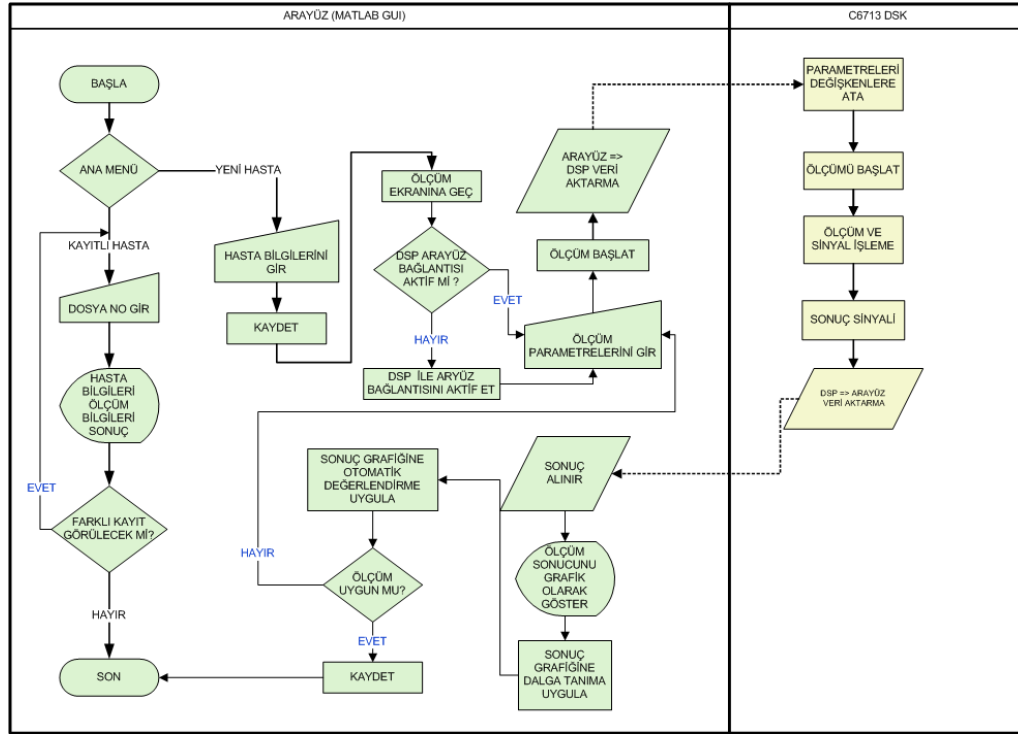


Şekil 4.34. Guide ile GUI tasarım ekranı

MATLAB GUI programı ile oluşturulan kullanıcı arayüz programı aracılığıyla C6713 DSK'nın kontrolü, DSP ile veri alışverişi, bilgi girişi, değerlendirme ve sonuç gösterme işlemleri yapılmaktadır.

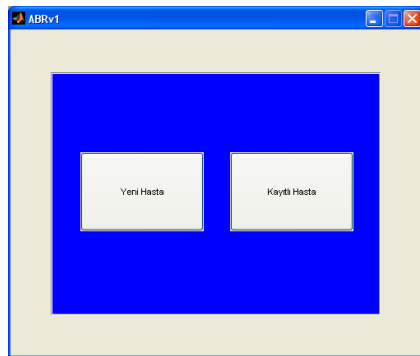
4.6.1. Kullanıcı arayüzü

ABR ölçüm sisteminin arayüz programında, farklı işlevleri ve birbirleri arasında geçişi olan 4 farklı ekran bulunmaktadır. Sistemin kullanımını ve bu ekranlar ile yapılması gereken işlemleri içeren arayüz yazılımının akış diyagramı Şekil 4.35'de görülmektedir.



Şekil 4.35. Kullanıcı arayüz akış diyagramı

Ana program ekranı ile yeni hasta için ölçüm ekranı ve kayıtlı hasta için bilgilerin görüntülediği ekran seçimi yapılmaktadır. Şekil 4.36’da görülen bu ekranda “Yeni Hasta” butonuna basıldığında yeni hasta için Şekil 4.37’deki “Hasta Bilgi Giriş” ekranı açılır.

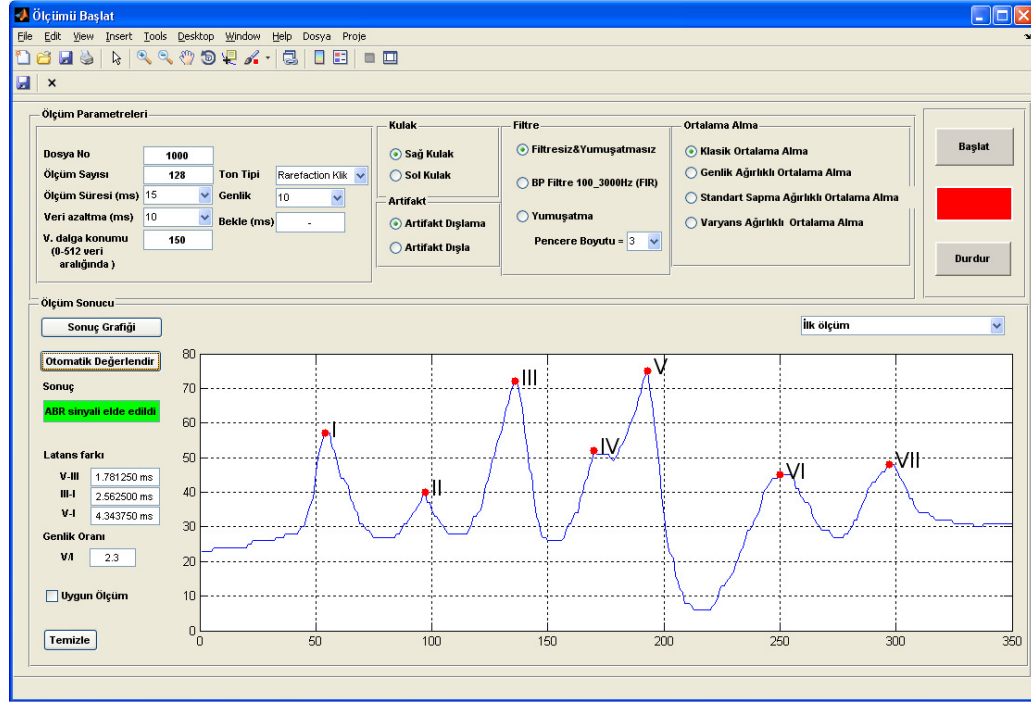


Şekil 4.36. Ana program ekranı

Hasta bilgi giriş ekranı ile ölçüm yapılacak yeni hasta için operatör tarafından dosya no, hasta adı soyadı, cinsiyeti, doğum tarihi, tanı ve gerekli açıklamalar için ayrılan giriş alanları bulunmaktadır.

Şekil 4.37. Yeni hasta bilgi ekranı

Şekil 4.37’de görülen hasta bilgi giriş ekranındaki alanlar doldurulduktan sonra girilen veriler “Kaydet” butonuna basılarak kaydedilir. Bilgiler kaydedildikten sonra “Ölçüm Ekranı” butonuna basılır ve Şekil 4.38’de görülen ekran açılır.

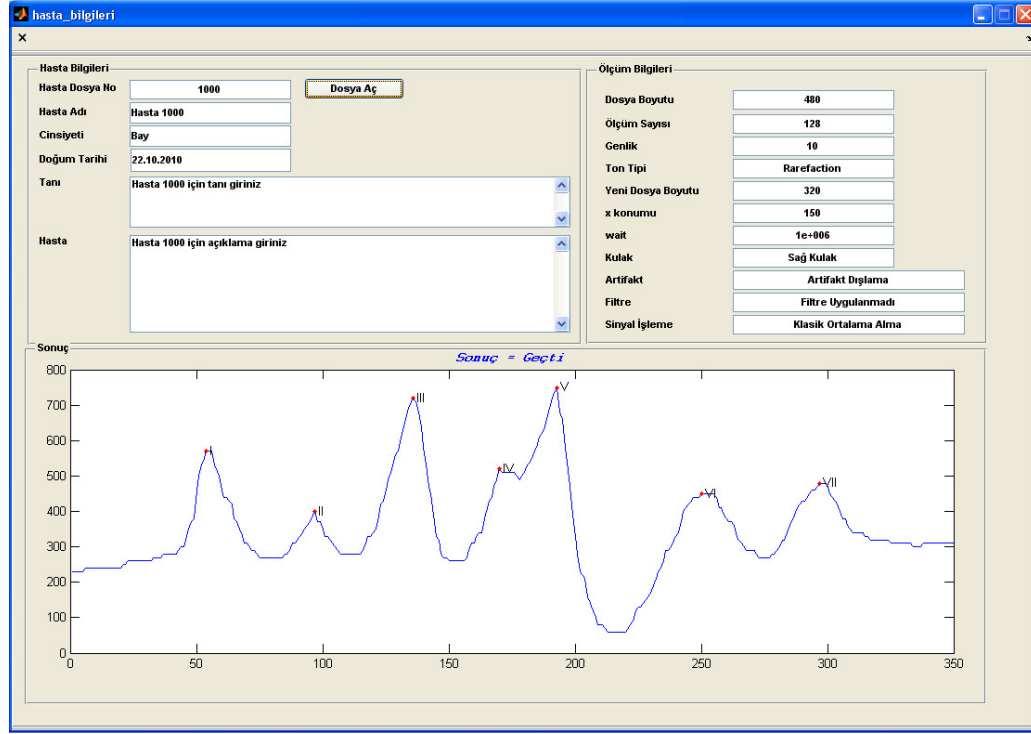


Şekil 4.38. Ölçüm ekranı

Ölçüm ekranında ölçüm verilerinin girildiği, ölçümün başlatıldığı ve sonucun grafik olarak görülüp değerlendirildiği alanlar bulunmaktadır. Ölçümün yapısını belirleyen ve kullanıcı tarafından belirlenen alanlar gerçekleştirilen ölçümü ve sonucu doğrudan etkilemektedir. Ölçüm ekranında bulunan alanlar ve butonların detaylı açıklaması EK-4’de verilmektedir.

ABR arayüz yazılımı ile daha önceden ölçümü yapılmış kayıtlı hastaların bilgilerine ulaşılabilir. Bu işlem Şekil 4.36’daki program giriş ekranında Kayıtlı Hasta seçildiğinde kayıtlı hastaların bilgilerine ulaşılabilen Şekil 4.39’daki ekran ile yapılmaktadır.

Kayıtlı hasta bilgi ekranında daha önce yapılan ölçümlere ait hasta kimlik bilgileri, ölçüm özellikleri, sonuç grafiği ve değerlendirilmesi görülebilmektedir. Bu bilgilere ölçüm sırasında hastaya verilen dosya numarası ile ulaşılabilir.



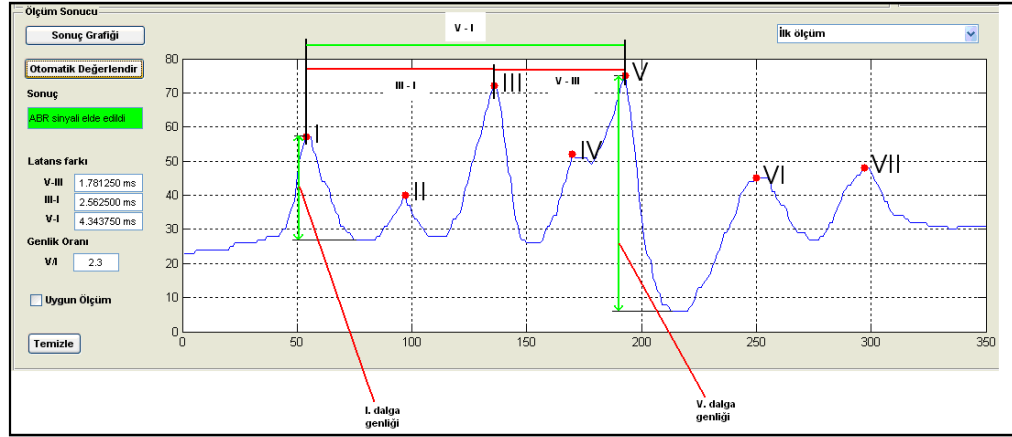
Şekil 4.39. Kayıtlı hasta bilgi ekranı

4.6.2. Otomatik değerlendirme

Otomatik dalga tanımlaması sırasında, DSP ile V. dalga tespiti yapılan sinyalin ortalama alma işlemleri ile daha uygun bir forma dönüştürülmesi sonucu elde edilen sonuç sinyalinde tüm dalgaların etiketlenilmesi ve bu dalga şekillerinin uygun sırada olup olmadığının tespiti yapılmaktadır. Bu işlem V. dalganın tespiti sonrası tüm dalgaların sıralanması şeklinde yapıldığı takdirde daha net sonuç elde edilecek gibi görünse de uygun olabilecek yanıtların hatalı olarak değerlendirilmesine sebep olur. ABR sinyalinde tüm dalgaların sıralanması yöntemi ile herhangi iki dalga arasındaki yer değişikliği ya da genlik farkı program tarafından tüm sinyalin uygun olmadığı değerlendirilmesinin yapılmasına sebep olur.

ABR sinyalinin ölçümü sonrası en yüksek genlik değerine sahip V. dalganın tespit edilmesi sonrası ikinci ve üçüncü en yüksek genlik değerine sahip sırası ile III. ve I. dalgaların tespiti sağlanmıştır. Bu temel dalgaların belirlenmesi sonrası I-III-V dalga

formunun varlığı incelenerek tüm dalgaların sıralanarak değerlendirilmesinin yanı sıra sıra sıra V., III. ve I. dalgaların aralarındaki latans farkının ve V. dalga ile I. dalga genlikleri arasındaki oranın verildiği bir değerlendirme algoritması geliştirilmiştir. Şekil 4.40'da sonuç grafiği üzerinde dalgaları belirlenmiş olan örnek ABR sinyali ve bu sonucun uygun olup olmadığının değerlendirilmesi görülmektedir.



Şekil 4.40.Örnek sayısal ABR sinyalinin sonuç grafiği ve otomatik değerlendirilmesi

5. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM İLE ALINAN SONUÇLAR VE SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

ABR sinyallerinin ölçümü için tasarlanan sistemin gerçekleştirilmesinin ardından çalışma prensiplerinin tasarım gereksinimlerine uygun olup olmadığının tespitine yönelik test çalışmaları yapılmıştır. Bu çalışmaları iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada sistemin analog sinyal elde etme ve sayısal sinyal işleme kısımlarının test edilebilmesine yönelik sinyal üreticiden alınıp zayıflatılan ve ABR sinyal genlik değerine yakın değerde olan morfolojisi belirgin sinüzoidal test sinyali, ikincisinde ise dalga tanıma ve otomatik değerlendirme algoritmalarının test edilmesine yönelik hazırlanan sayısallaştırılmış ABR sinyali kullanılmıştır.

5.1. Analog Test Sinyali ile Alınan Ölçümler

Bu aşamada sistemin analog sinyal elde etme ve sayısal sinyal işleme bloklarının test edilebilmesine yönelik sinyal üreticiden alınıp zayıflatılan ve ABR sinyal genlik değerine yakın değerde olan morfolojisi belirgin sinüzoidal analog test sinyali kullanılmıştır. Sistemin analog ve sayısal bloğu aşamalı olarak test edilmiştir. İlk aşamada analog sinyal elde etme bloğunun çalışma prensibi incelenmiş ikinci aşamada ise analog devre ile elde edilen yükseltilmiş sinyalle sayısal sinyal işleme bloğunun çalışma prensibi incelenmiştir.

5.1.1. Analog sinyal elde etme bloğu ile elde edilen ölçüm sonuçları ve sonuçların değerlendirilmesi

Bu aşamada yapılan ölçümler sırasında test sinyalinin elde edildiği sinyal üretici ve zayıflatıcılar ile sonuçların gözlendiği osiloskop kullanılmıştır. Analog sinyal elde etme modülünün tasarım prensiplerine uygun çalışıp çalışmadığının testi sırasında kullanılan test sinyali 1 kHz frekansa ve yaklaşık 2.5 μ V genlik tepe değerine sahiptir. Test sinyali sinyal üreticinin çıkışından elde edilen 25 mV tepe değerli sinüzoidal sinyalin 10 000 kat (80 dB) zayıflatılması ile elde edilmektedir.

Zayıflatılmış analog test sinyalinin yükseltilmesi

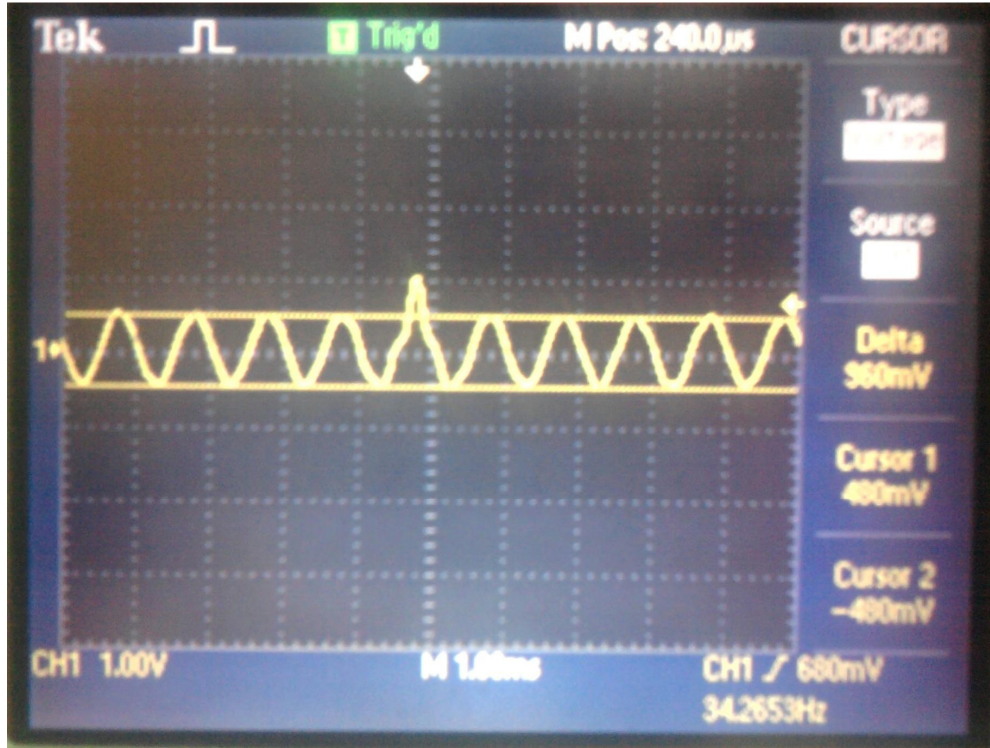
Analog devrenin ön yükseltme, filtreleme ve ayarlanabilir yükseltme aşamalarından geçirilen test sinyali yaklaşık 200 000 kat yükseltilerek osiloskop girişine aktarılmıştır. Test sinyalinin analog sinyal elde etme bloğu ile yükseltilmesi sonucu elde edilen sonuç Şekil 5.1’de verilmiştir.



Şekil 5.1. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyali

Zayıflatılmış analog test sinyalinin yükseltilip ortalama alınması

Analog sinyal elde etme bloğundan alınan test sinyaline osiloskopta 128 örneğin ortalamasının alınması ile sinyal iyileştirme yapıldığında elde edilen sonuç Şekil 5.2’de görülmektedir.



Şekil 5.2. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyalinin 128 adet örneğinin ortalaması

Zayıflatılmış analog test sinyali ile analog yüksek geçiren filtrenin test edilmesi

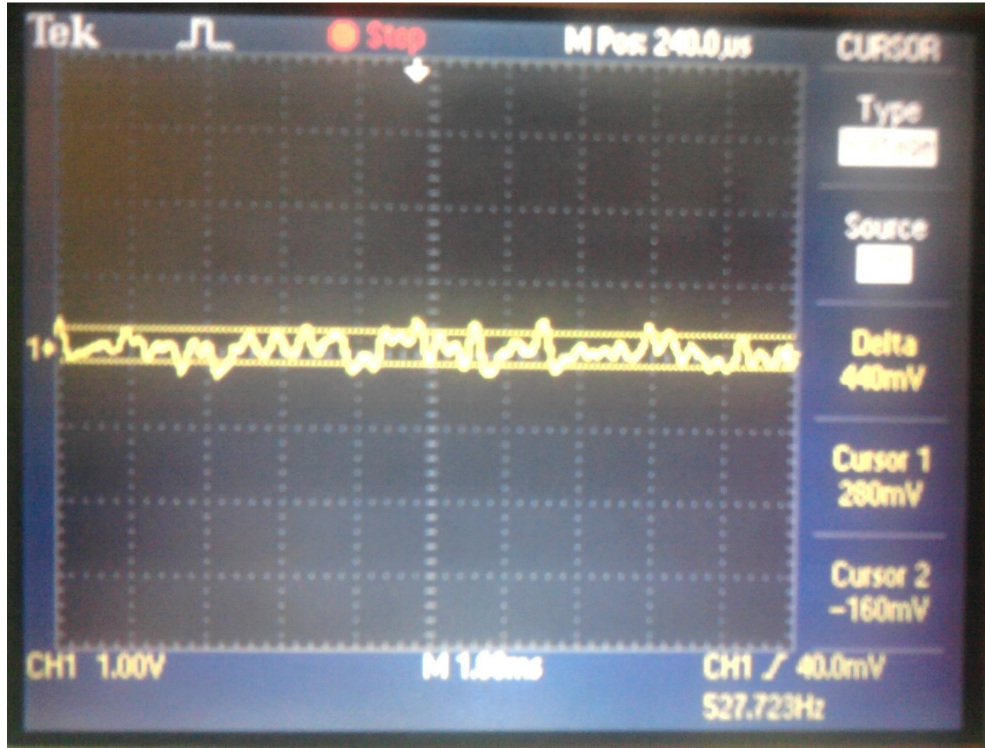
Analog sinyal elde etme bloğunda uygulanan 100 Hz yüksek geçiren filtrenin çalışmasının test edilebilmesi için elektrot girişlerine uygulanan test sinyalinin frekansı 50 Hz'e getirilmiştir. Kullanılan yüksek geçiren filtre, frekansı 50 Hz'e çekilmiş olan test sinyalini çıkışta Şekil 5.3'de görülen forma dönüştürmüştür. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyalinin (Bkz. Şekil 5.1) genlik tepe değeri yaklaşık 500 mV genlik tepe değerinde sinüzoidal formda olmasına rağmen Şekil 5.3'de görülen sinyalin genlik tepe değeri 200 mV civarında ve rasgele sinyal yapısındadır.



Şekil 5.3. Frekansı 50 Hz'e değiştirilmiş test sinyaline uygulanan filtreleme

Zayıflatılmış analog test sinyali ile analog alçak geçiren filtrenin test edilmesi

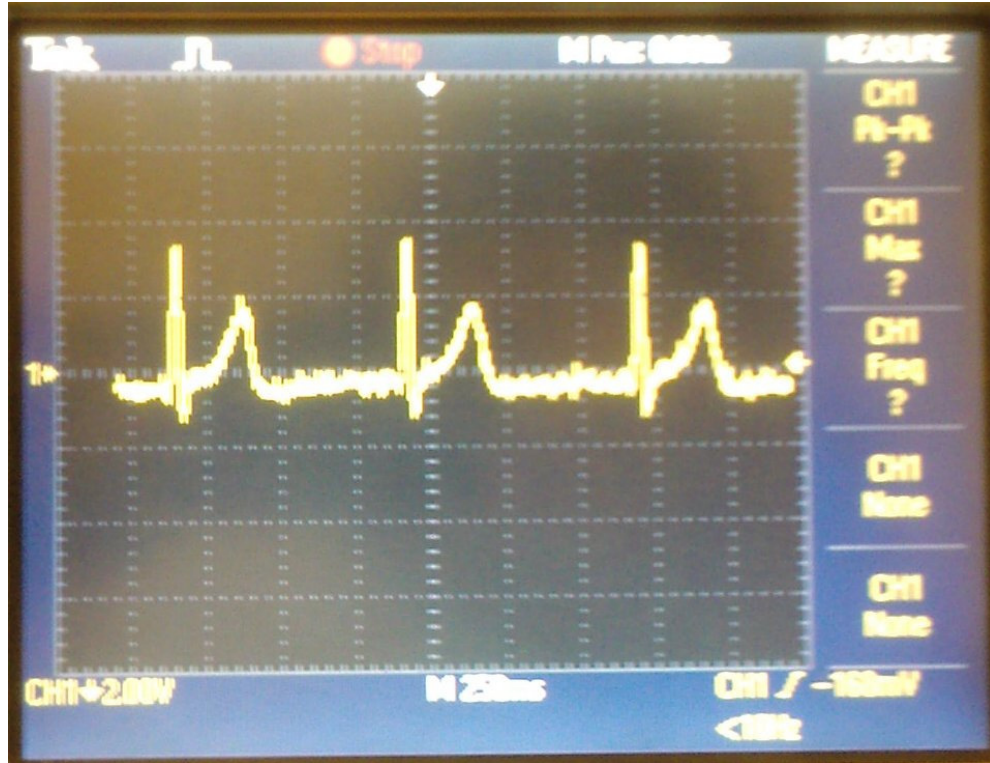
Analog sinyal elde etme bloğunda uygulanan 3000 Hz alçak geçiren filtrenin çalışmasının test edilebilmesi için elektrot girişlerine uygulanan test sinyalinin frekansı 10 kHz'e getirilmiştir. Kullanılan alçak geçiren filtre, frekansı 10 kHz'e çekilmiş olan test sinyalini çıkışta Şekil 5.4'de görülen forma dönüştürmüştür. Analog sinyal elde etme bloğu ile 200 000 kat yükseltilmiş test sinyalinin (Bkz. Şekil 5.1) yaklaşık 500 mV genlik tepe değerinde ve sinüzoidal formda olmasına rağmen Şekil 5.4'de görülen sinyalin genlik tepe değeri 200 mV civarında ve rasgele sinyal yapısındadır.



Şekil 5.4. Frekansı 10 kHz'e değiştirilmiş test sinyaline uygulanan filtreleme

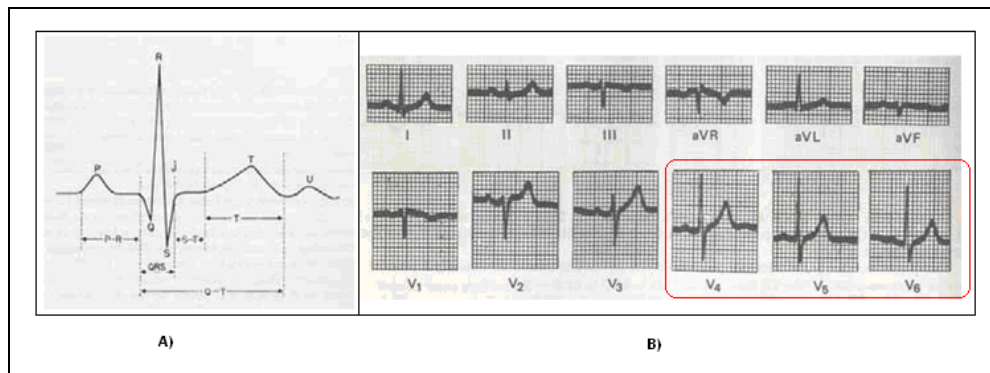
Analog devre ile elde edilen biyolojik sinyal

Genel sistem yapısında anlatılan ABR sinyalinin elde edilmesi için gerekli olan sayısal sinyal işleme fonksiyonlarının bu aşamada testlere dâhil edilmemesi sebebiyle ABR sinyallerine yönelik uygun sonuçların osiloskop ile görüntülenmesi sağlanamamaktadır. Bu nedenle farklı bir biyolojik sinyalin elde edilmesine yönelik denemeler yapılmıştır. Bu sayede analog devrenin biyolojik sinyallerin elde edilmesine yönelik uygun olup olmadığı değerlendirilebilmektedir. Bu amaçla analog devredeki 100 Hz yüksek geçiren filtre çıkartılarak 1-50 Hz frekans ve 0.5-1 mV genlik değerindeki EKG sinyallerinin ölçümü yapılmıştır. Analog devre ile yapılan bu ölçülerin sonucu Şekil 5.5'de görülmektedir.



Şekil 5.5. Ölçüm sistemi ile elde edilen EKG sinyali

Şekillerde verilen osiloskop ekranında görüldüğü üzere analog devre ile EKG sinyalleri uygun bir şekilde yükseltilebilmiştir. Elde edilen sinyalin, Şekil 5.6 ile verilen EKG sinyalinin yapısı ile aynı olduğu görülmektedir.



Şekil 5.6. EKG sinyalleri A) EKG sinyalinin yapısı B) Normal EKG örnekleri [47]

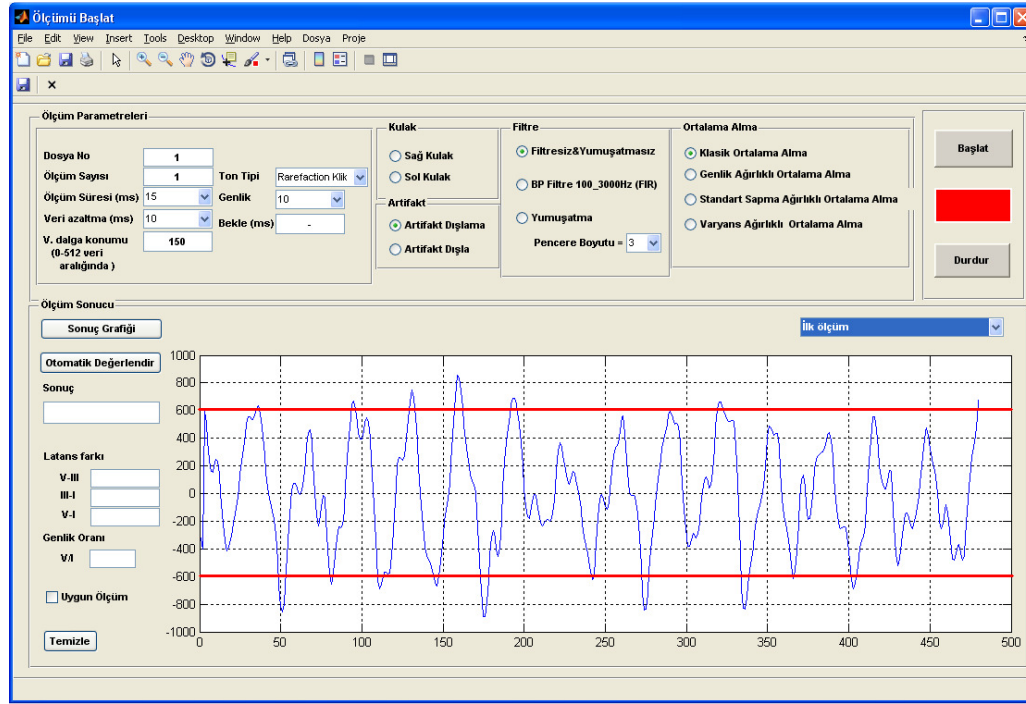
Bu sonuçlar neticesinde tasarlayıp gerçekleştirdiğimiz analog sinyal elde etme bloğunun uygun çalıştığı gözlenmiştir. Bu blokun doğrulanmasının ardından çeşitli test sinyalleri ile sayısal sinyal işleme bloğunun tasarıma uygun olarak çalışıp çalışmadığı doğrulanmış olup devamında sinyal işleme algoritmalarının sisteme etkisi karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

5.1.2.Sayısal sinyal işleme bloğu ile elde edilen ölçüm sonuçları ve sonuçların değerlendirilmesi

Sayısal sinyal işleme bloğuna uygulanan test sinyalleri öncelikle analog sinyal elde etme bloğunun yükseltme, filtreleme ve ayarlanabilir yükseltme aşamalarından geçirilerek C6713 DSK'nın hat girişine aktarılması ile elde edilmiştir. Sayısal sinyal işleme bloğundaki testlerde genel olarak analog sinyal elde etme bloğunda kullanılan 1 kHz frekans ve yaklaşık 2.5 μ V genlik tepe değerindeki test sinyali kullanılmıştır. Fakat çeşitli sinyal işleme fonksiyonlarının testine yönelik ölçümler sırasında bu test sinyalinin genlik değerinde değişiklikler yapılmıştır. Analog sinyal elde etme bloğu kullanılması sebebiyle test sinyali yaklaşık 200 000 kat yükseltilerek yaklaşık 500 mV genlik tepe değeri ile C6713 DSK'nın hat girişine aktarılmaktadır. Tüm testlerde her bir ölçüm 15 ms boyunca alındıktan sonra sinyal işleme aşamasında artifakt dışlama ve filtreleme fonksiyonlarının uygulanması sonrası 10 ms'lik kısmı ortalama alma işlemlerine aktarılmaktadır. Bu bölümde gerçekleştirilen testlerin sonuçları sistem için hazırlanan grafik arayüz aracılığı ile görüntülenmektedir.

Test sinyalinin sayısal sinyal işleme bloğu ile elde edilmesi

Analog devrenin ön yükseltme, filtreleme ve ayarlanabilir yükseltme bloklarından geçirilen test sinyali yaklaşık 200 000 kat yükseltilerek C6713 DSK'nın hat girişine aktarılmaktadır. Yükseltilen test sinyalinin sinyal elde etme bloğu ile elde edilmesi sonucu Şekil 5.7'deki grafik elde edilmiştir.

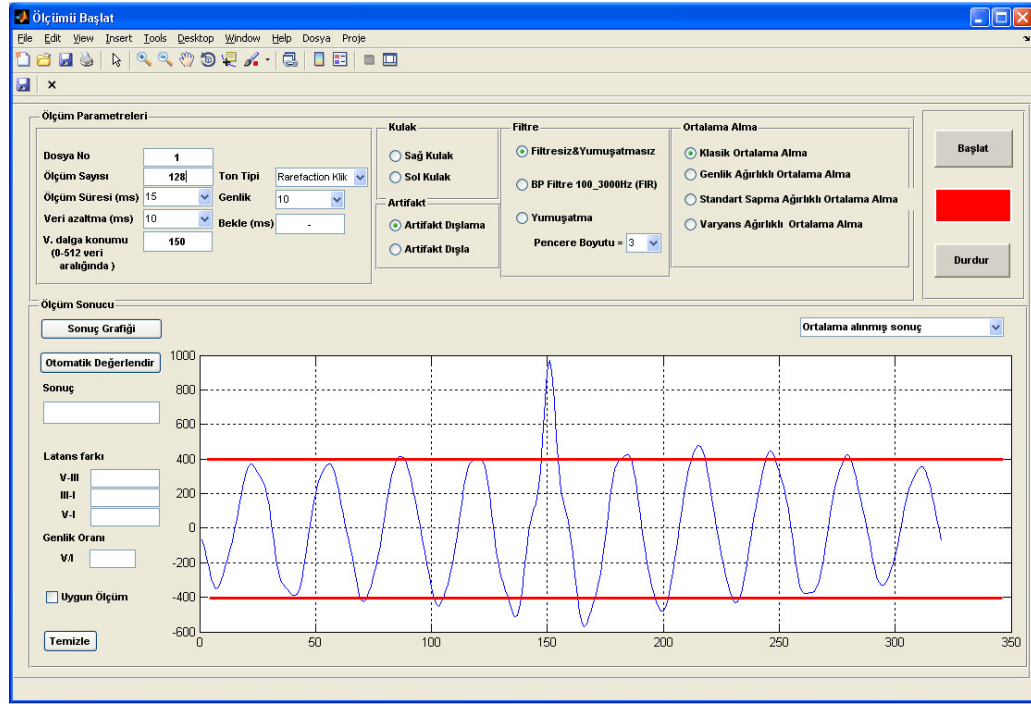


Şekil 5.7. Test sinyalinin sayısal sinyal işleme bloğu ile elde edilmesi

Sayısal sinyal işleme bloğunda 32 kHz örnekleme frekansında sayısallaştırılan ve artifakt dışlama, filtreleme ve ortalama alma fonksiyonlarının uygulanmadığı analog test sinyali ölçümü Şekil 5.7’de görülmektedir. Tek bir ölçümün yapılması sebebiyle gerçekleşmeyen ortalama alma fonksiyonunun yanı sıra analog sinyal elde etme bloğunun testlerinde bulunmayan artifakt dışlama ile filtreleme fonksiyonları da uygulanmamıştır. Şekilde görüldüğü gibi elde edilen tek ölçüm sinyalinin morfolojisi ve genliği analog sinyal elde etme bloğunda elde edilen tek ölçüm (Bkz. Şekil 5.1) ile aynı değerlerdedir.

Test sinyalinin sayısal sinyal işleme bloğu ile ortalama alınarak elde edilmesi

Sayısal sinyal işleme bloğunda, analog sinyal elde etme bloğunun testlerinde bulunmayan artifakt dışlama ile filtreleme fonksiyonlarının uygulanmadığı 128 adet ölçümün klasik ortalamasının alınması ile elde edilen sonuç Şekil 5.8’de görülmektedir.



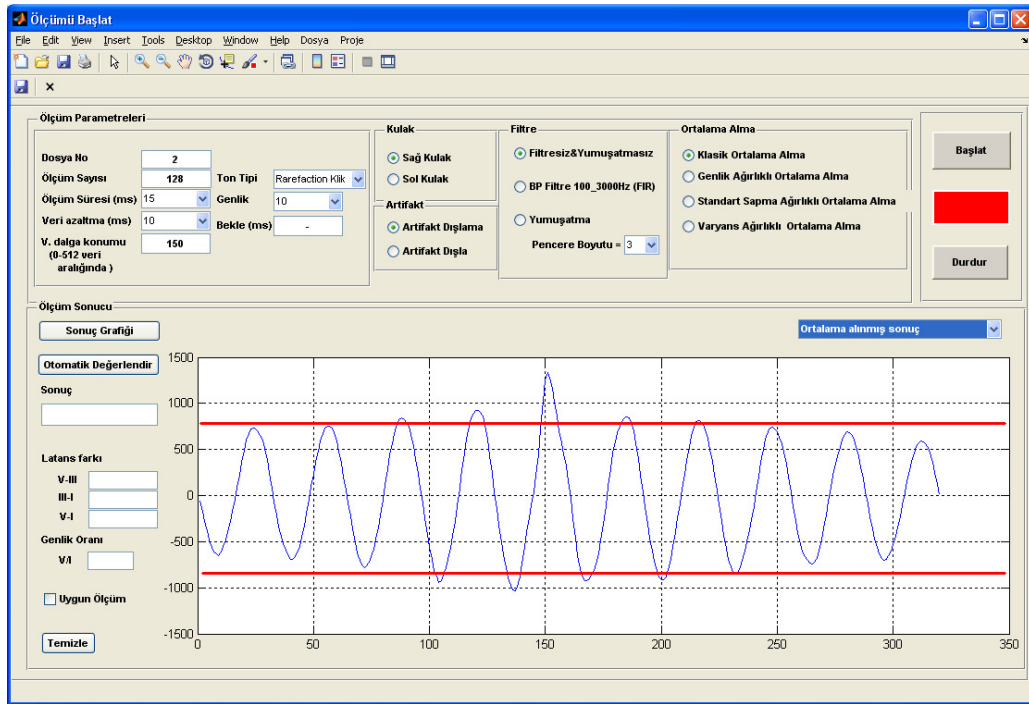
Şekil 5.8. Ortalaması alınmış test sinyali

Şekil 5.8’de elde edilen sonuç grafiği, analog sinyalin elde edilmesine yönelik gerçekleştirilen osiloskop ile ortalama alma testinin sonucu (Bkz. Şekil 5.2) ile sinyal morfolojisi ve genliği bakımından aynı değerlerdedir.

Test sinyali ile artifakt dışlama fonksiyonunun değerlendirilmesi

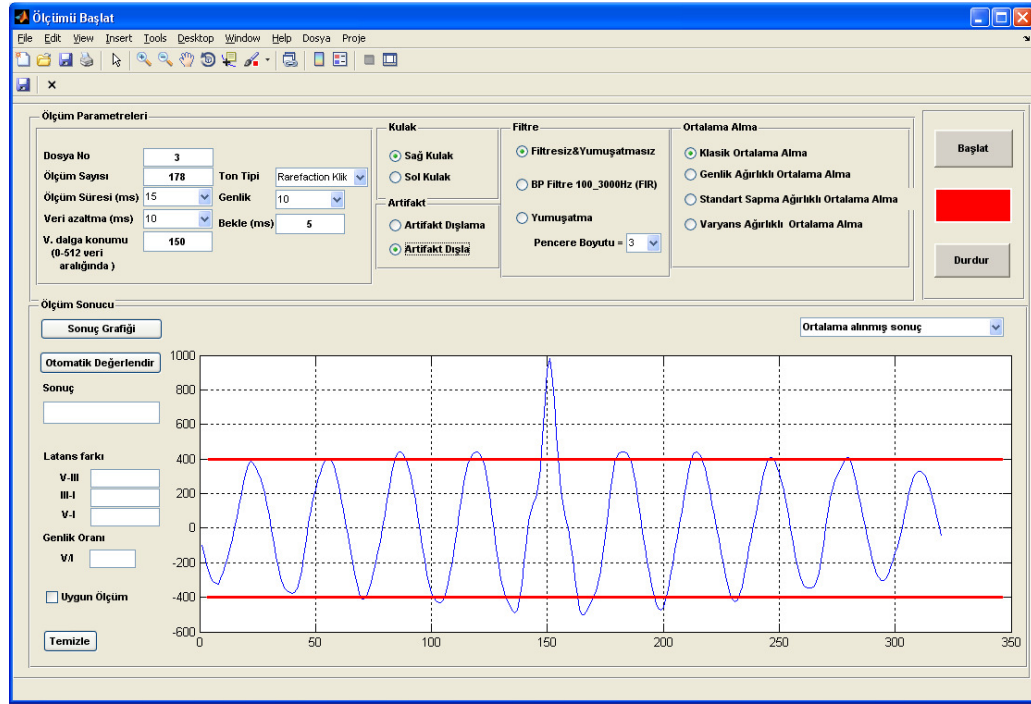
Bu bölümde sayısal sinyal işleme bloğunda kullanılan artifakt dışlama fonksiyonunun test edilerek değerlendirilmesi yapılmıştır. Yapılan testlerde doğrudan artifakt limitini aşan sinyallerin sistemin girişine uygulanması ile sonuç grafiği olarak çıkış sinyalinin elde edilmediği genel artifakt dışlama testinin incelenmesi yerine sistemin çalışması sırasında bir kısım normal ölçüm ile çeşitli sebeplerle oluşacak artifaktlı ölçümlerin sonuç sinyaline etkisinin değerlendirilmesine yönelik yapılan testler ve sonuçlarına yer verilmiştir.

Artifakt dışlama fonksiyonunun testleri sırasında genel testlerde kullandığımız 1 kHz frekans ve yaklaşık 2.5 μ V genlik tepe değerine sahip test sinyali ile alınan 128 adet ölçüme ilave olarak artifakt limitini aşan aynı frekanslı 10 μ V genlik tepe değerinde test sinyali ile 50 adet ölçüm alınmaktadır. Bu ölçümler ilk olarak artifakt dışlama uygulanmadan alınmış ve Şekil 5.9'daki sonuç grafiği elde edilmiştir. Daha sonra aynı işlem arayüz ile artifakt dışlama uygula seçilerek tekrarlanmış ve Şekil 5.10'daki sonuç grafiği elde edilmiştir. Her iki testin sonucu ölçüm sinyallerine sadece klasik ortalama alma yöntemi uygulanarak elde edilmiştir.



Şekil 5.9. Artifakt dışlanmayan ölçüm

Şekil 5.9'da görüldüğü üzere genel test sinyalimize artifakt olarak eklenen yüksek genlikli test sinyalleri dışlanmadığı takdirde sonuç sinyalinin genlik değeri yaklaşık 750 mV seviyesine çıkmaktadır. Test sırasında ölçüm sinyallerine artifakt dışlama yöntemi uygulanması ile elde edilen (Şekil 5.10) sonuç sinyalinin genlik tepe değeri yaklaşık 400 mV seviyesindedir.



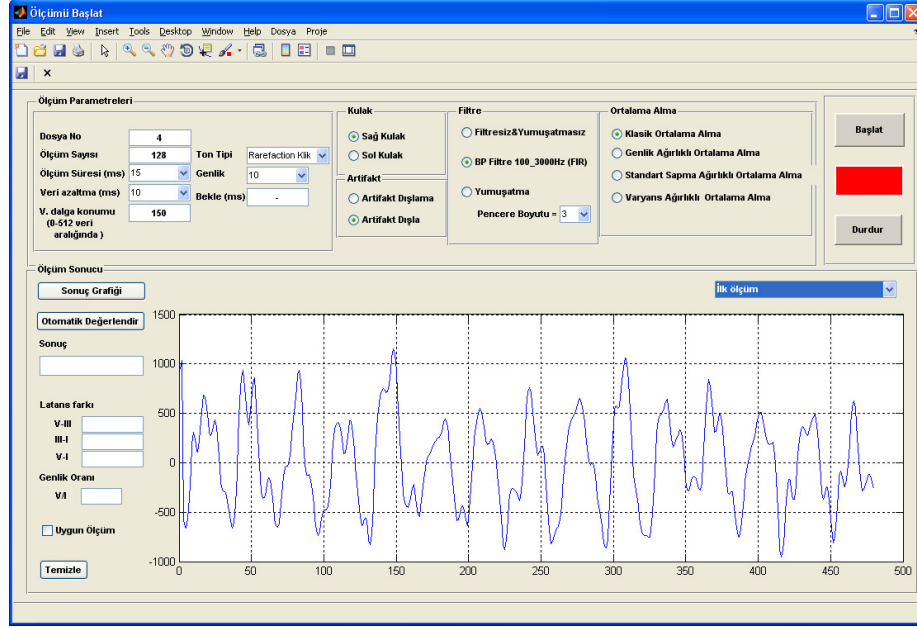
Şekil 5.10. Artifakt dışlanan ölçüm

Şekil 5.10'daki sonuç grafiği, tamamı artifakt limitinin içerisinde olan test sinyallerinin sayısal sinyal işleme bloğu ile ortalama alınarak elde edilmesi işlemindeki sonuç grafiği genlik ve sinyal yapısı bakımından aynı çıkmıştır (Bkz. Şekil 5.8). Bu durumda, artifakt dışlama uygulanmış ölçüm, gürültü sinyallerini ortalamaya dâhil etmeyerek sinyal yapısı bozulmamış ve genlik değeri korunan sonuç sinyalinin elde edilmesini sağlamaktadır.

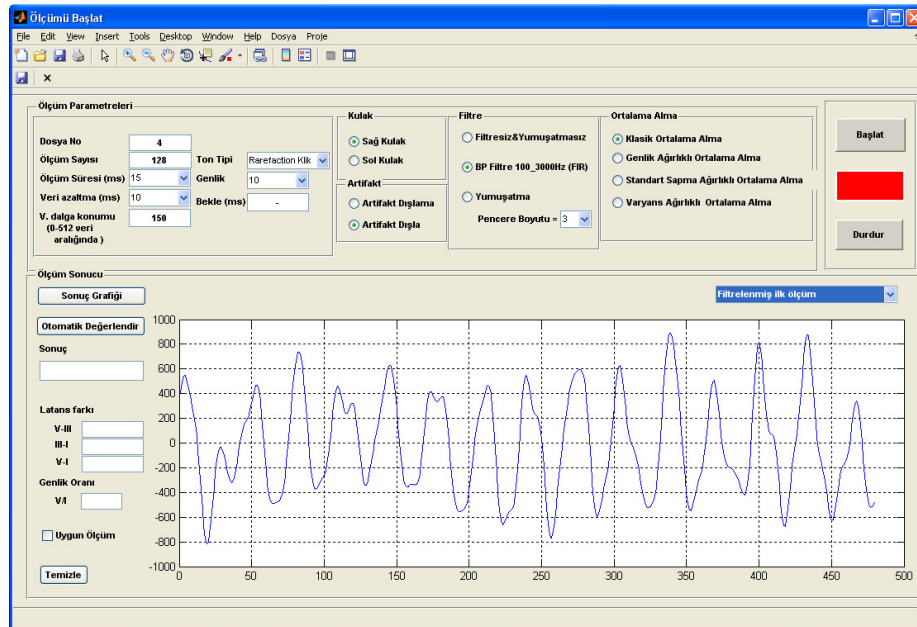
Test sinyali ile bant geçiren sayısal FIR filtrenin değerlendirilmesi

Bu bölümde sayısal sinyal işleme bloğunda kullanılan ve FIR filtre yapısında tasarlanan bant geçiren sayısal filtrenin test edilerek değerlendirilmesi yapılmıştır. Yapılan testlerde 1 kHz frekans ve 2.5 μ V genlik tepe değerindeki test sinyaline filtre uygulanmış olup elde edilen sonuçlar sinyalin filtresiz orijinal hali ile karşılaştırılmıştır. 50-3000 Hz kesim frekanslarına sahip bant geçiren filtrenin sinyal üzerindeki etkisinin net olarak görülebilmesi için tek bir ölçüm sinyali üzerinden

değerlendirilmiştir. Test sırasında bant geçiren filtrenin yanı sıra artifakt dışlama uygulama fonksiyonu da aktif hale getirilmiştir.



Şekil 5.11. Bant geçiren FIR filtre uygulanmamış tek ölçüm sonucu



Şekil 5.12. Bant geçiren FIR filtre uygulanmış tek ölçüm sonucu

Şekil 5.12’de görüldüğü üzere sinyale uygulanan bant geçiren filtre ile Şekil 5.11’de verilen tek ölçümde bulunan 3000 Hz üzerindeki yüksek frekans ve 100 Hz altındaki düşük frekans bileşenleri etkili bir şekilde zayıflatılmıştır.

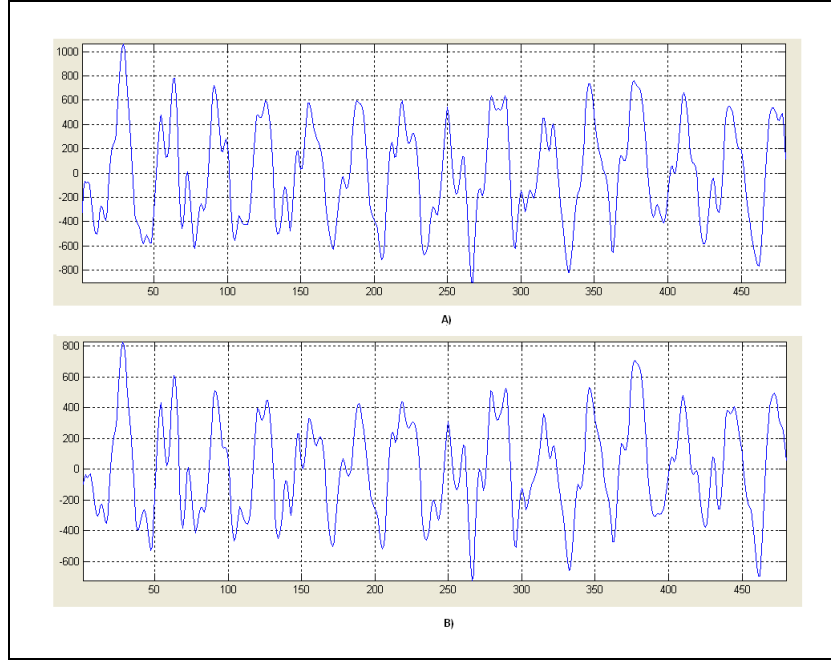
Test sinyali ile yumuşatma fonksiyonunun değerlendirilmesi

Bu bölümde sayısal sinyal işleme bloğunda kullanılan ve bir çeşit alçak geçiren filtre görevi gören yumuşatma fonksiyonunun test edilerek değerlendirilmesi yapılmıştır. Yapılan testlerde 1 kHz frekans ve 2.5 μ V genlik tepe değerindeki test sinyaline farklı pencere boyutlarında yumuşatma uygulanmış ve elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

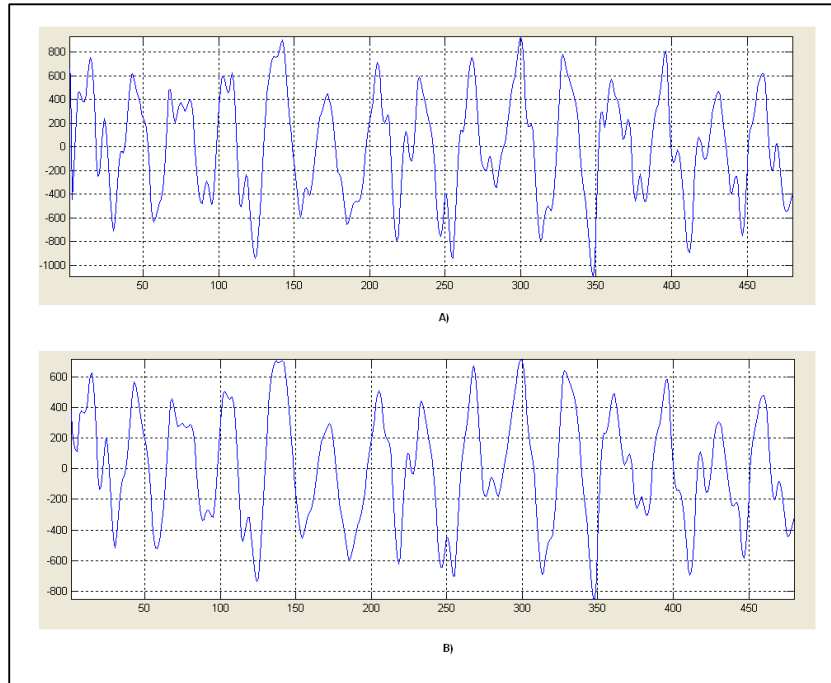
Yumuşatma fonksiyonunun ve fonksiyonda belirlenen pencere boyutunun sinyal üzerindeki etkisi tek bir ölçüm sinyali üzerinden değerlendirilmiştir. Bu aşamada arayüz yazılımı ile seçilebilen pencere boyutları ile alınan ölçümler yumuşatma uygulanmayan sinyal ve birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Bu bölümdeki ölçümlerin sonuçları arayüz ile elde edilmiş fakat şekillerin daha net karşılaştırılabilir olması için sadece sonuç grafiğini içeren bölümleri gösterilmiştir. Test sinyalleri ile yapılan ölçümler sırasında yumuşatma fonksiyonunun yanı sıra artifakt dışlama da uygulanmıştır. Arayüzde tanımlı pencere boyutları olan 3, 5 ve 7’nin ayrı ayrı seçilmesi sonucu elde edilen sonuçların, yumuşatma uygulanmamış grafik görünüşleri ile karşılaştırılması sırası ile Şekil 5.13, Şekil 5.14 ve Şekil 5.15 ile verilmiştir.

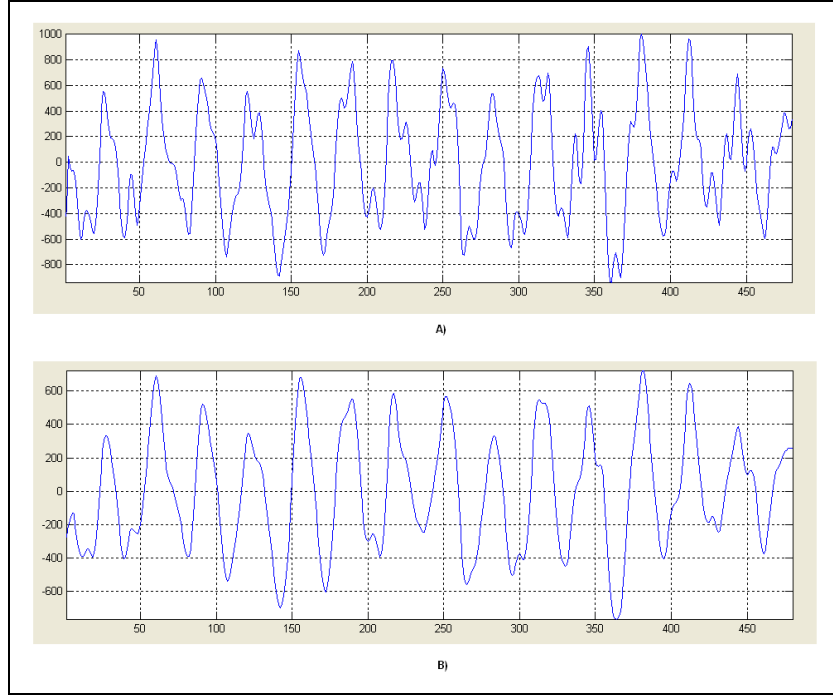
Ölçüm sonuçlarının orijinal halleri ile karşılaştırıldığı şekillerde görüldüğü üzere sistemde yumuşatma uygulandığı takdirde yüksek frekanslı gürültüler zayıflatılabilmektedir.



Şekil 5.13. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 3)



Şekil 5.14. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 5)



Şekil 5.15. Yumuşatma fonksiyonu A) Orjinal sinyal B) Yumuşatma uygulanmış sinyal (Pencere boyutu 7)

Pencere değerleri ile elde edilen yumuşatma sonuçları karşılaştırıldığında seçilen pencere değerleri arttırıldıkça yüksek frekanslı sinyallerin daha fazla zayıflatıldığı görülmektedir. Fakat, pencere değerinin çok yüksek seçilmesi farklı frekans bileşenlerine sahip sinyallerin değerlendirilmesi aşamasında kullanılan sinyale özgü yapının bozulmasına ve genlik tepe değerinin daha fazla azalmasına sebep olmaktadır.

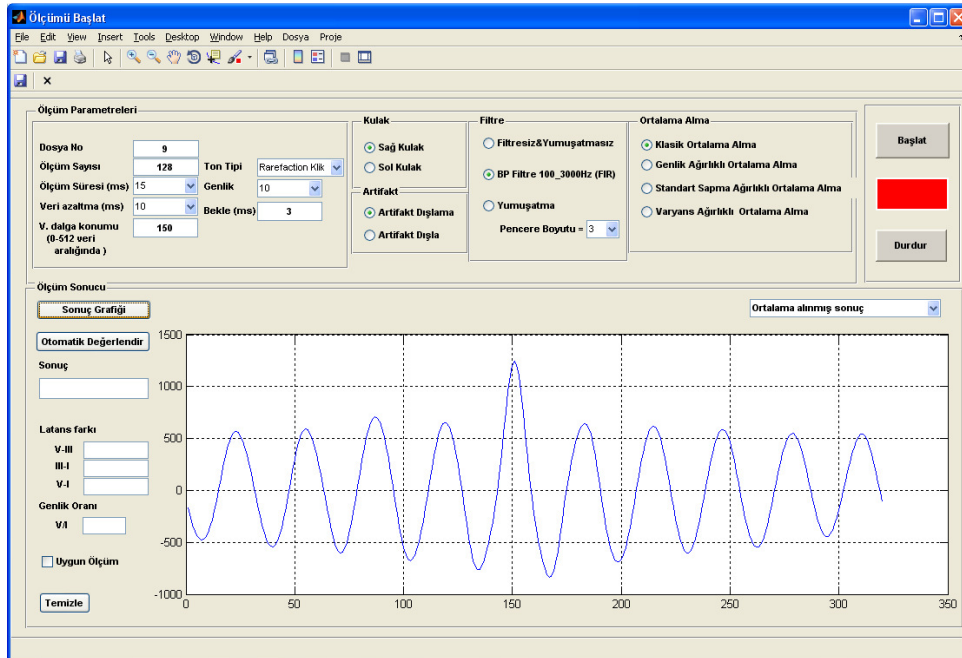
Yumuşatma fonksiyonunun ABR sinyalinin elde edilmesi sırasında vücut tarafından üretilen düşük frekanslı diğer biyolojik sinyallerin filtrelenmesinde etkili olmaması ve filtreleme frekansının belirlenebilir bir yapıda olmaması sebebiyle doğrudan filtreleme için kullanımının uygun olmayacağı düşünülmektedir.

Test sinyali ile ortalama alma fonksiyonlarının değerlendirilmesi

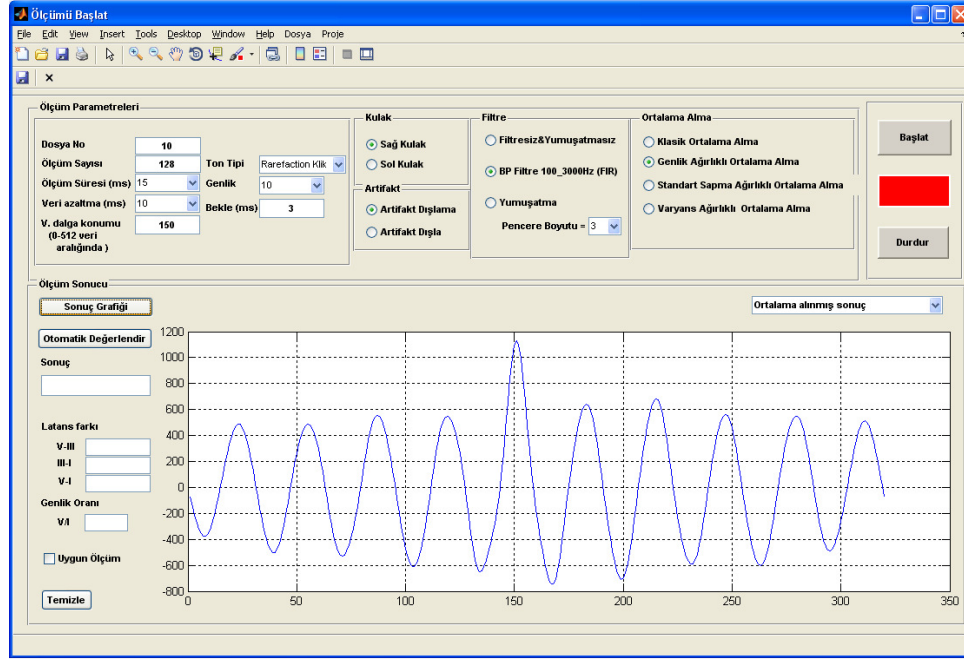
Bu bölümde sayısal sinyal işleme bloğunda kullanılan farklı ortalama alma yöntemlerinin test edilerek değerlendirilmesi yapılmıştır. Ortalama alma fonksiyonunun etkisini görebilmek için testler sırasında bant geçiren filtre kullanılmış fakat artefakt dışlama fonksiyonu uygulanmamıştır.

Ortalama alma fonksiyonunun testleri sırasında genel testlerde kullandığımız 1 kHz frekans ve yaklaşık $2.5 \mu V$ genlik tepe değerine sahip test sinyali ile alınan 64 adet ölçüme ilave olarak aynı frekanslı $5 \mu V$ genlik tepe değerindeki test sinyali ile 64 adet ölçüm alınmaktadır. Bu şekilde ölçüm alınmasının temel amacı klasik ortalama alma ve ağırlıklı ortalama alma yöntemlerinin etkisinin görülebilmesidir.

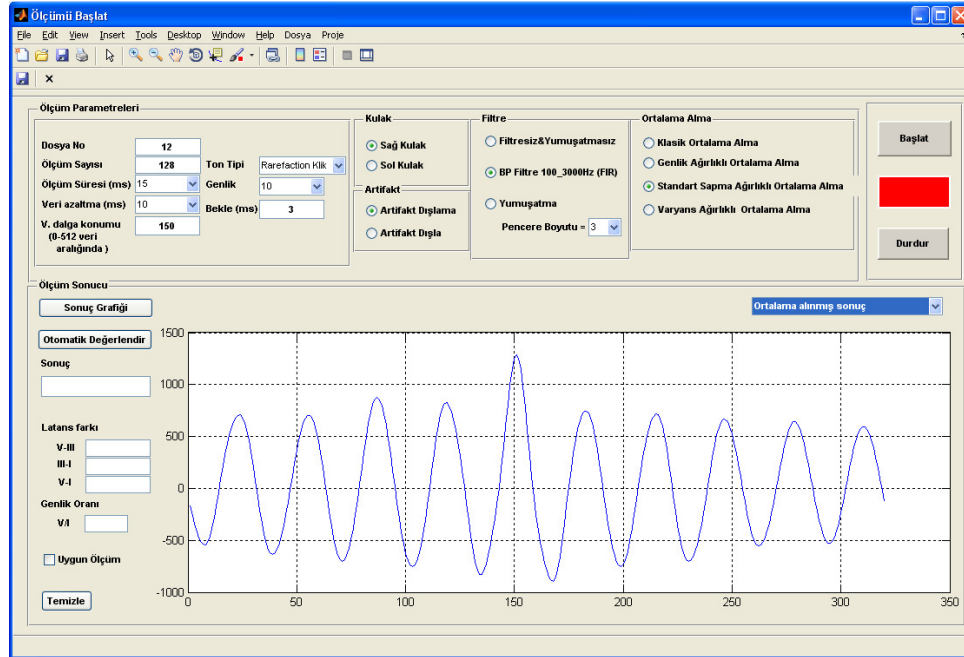
Klasik, genlik ağırlıklı, standart sapma ağırlıklı ve varyans ağırlıklı ortalama alma işlemlerinin test edilmesi ile elde edilen sonuç sinyalleri sırası ile Şekil 5.16, Şekil 5.17, Şekil 5.18 ve Şekil 5.19’da gösterilmektedir.



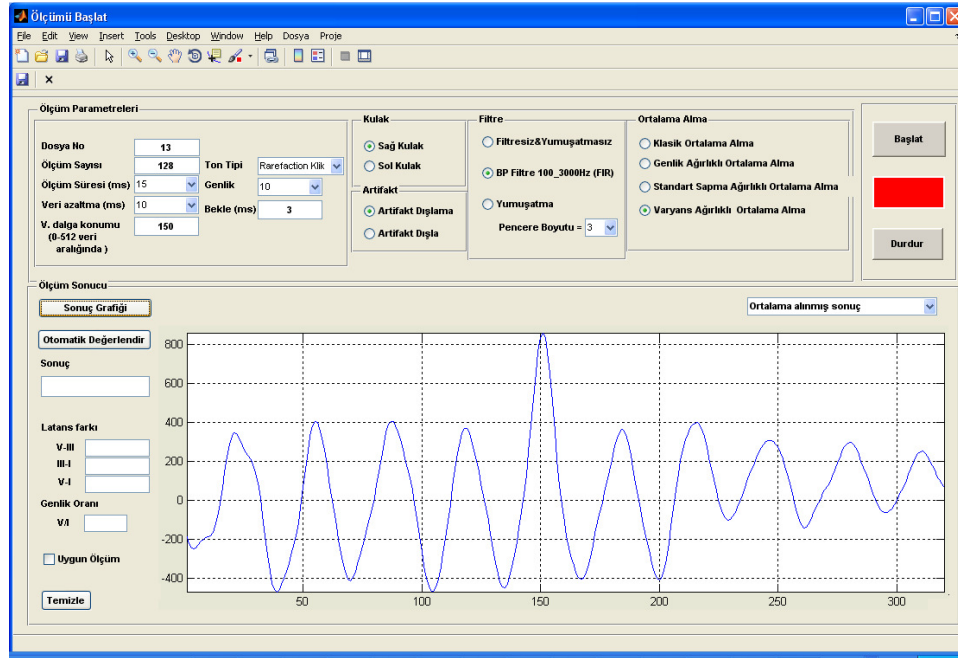
Şekil 5.16. Klasik ortalama alma



Şekil 5.17. Genlik ağırlıklı ortalama alma



Şekil 5.18. Standart sapma ağırlıklı ortalama alma



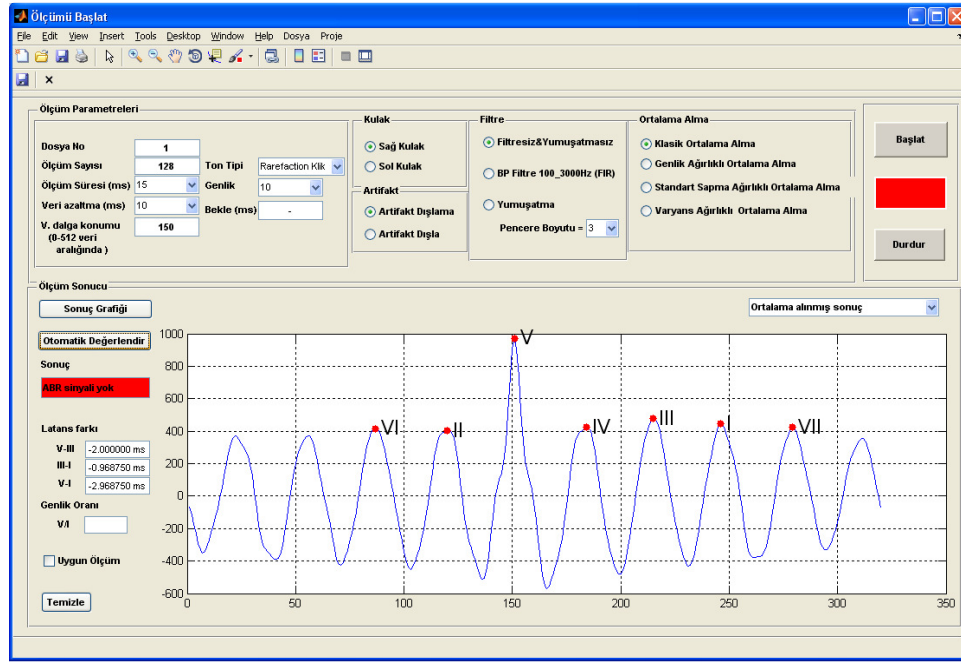
Şekil 5.19. Varyans ağırlıklı ortalama alma

Şekilleri verilen ortalama alma yöntemlerinin uygulanması sonucu elde edilen sinyal yapıları genel itibari ile birbirine çok yakın sonuçlar vermektedir. Tüm ortalama alma yöntemleri ile uygun sonuçlar elde edilebilmektedir. Fakat ağırlıklı ortalama alma yöntemlerinin ortalamaya giren sinyallerin yapıları ile doğrudan ilgili olması sebebiyle öncelikle ABR sinyalinin elde edilmesi, sonrasında ise bu yöntemlerin karşılaştırılması daha objektif bir karşılaştırma yaparak farklılık bulmamızı sağlayacaktır.

5.2. Sayısallaştırılmış ABR Sinyali İle Alınan Ölçümler ve Ölçümlerin Değerlendirilmesi

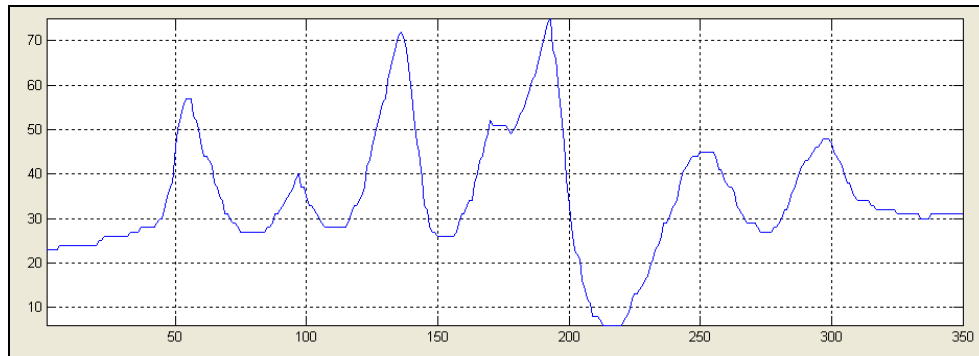
Önceki bölümde örnekler ile görüldüğü üzere sisteme uygulanan analog test sinyali uygun yükseltme ve sayısal işlemler ile yapısı korunarak sonuç aşamasına aktarılabilmiş olup tasarımın bu aşamalarının uygun çalıştığı doğrulanmıştır. Bu aşamaları takip eden sonuç değerlendirme kısmı ABR sinyal yapısına uygun olarak hazırlandığı için uygulanan analog test sinyali ile doğrulanmamaktadır. Bu aşamada

yapılan otomatik dalga tanıma ve değerlendirme işlemleri, test sinyalinin sayısal sinyal işleme bloğu ile ortalama alınarak elde edildiği (Bkz. Şekil 5.8) yöntem takip edildiğinde elde edilen sonucun istenen sonuç olmadığı görülmektedir (Şekil 5.20).



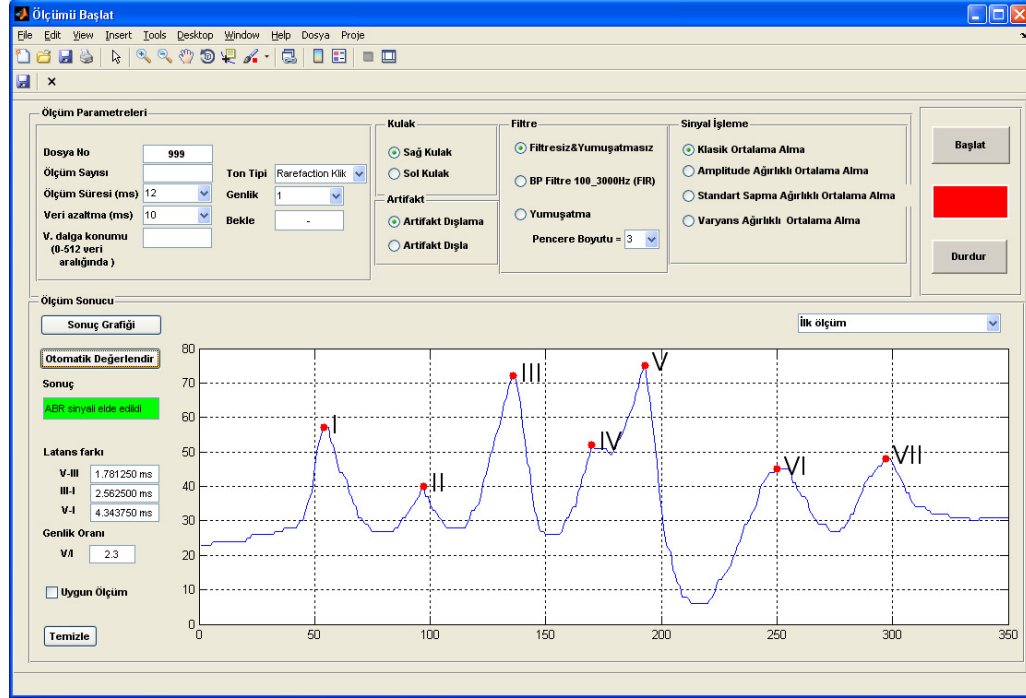
Şekil 5.20. Test sinyalinin değerlendirilmesi

Bu aşamada sistemde kullanılan dalga tanıma ve değerlendirme algoritmasının test edilebilmesine yönelik olarak örnek sayısal ABR sinyali oluşturulmuştur. Grafik arayüzüne doğru sonuç olarak tanıtılmış olan bu sinyal Şekil 5.21’de görülmektedir.



Şekil 5.21. Örnek sayısal ABR sinyalinin grafik gösterimi

Şekilde verilen örnek sayısal ABR sinyaline uygulanan otomatik dalga tanıma ve değerlendirme algoritması ile elde edilen sonuç Şekil 5.22’de görülmektedir.



Şekil 5.22. Örnek sayısal ABR sinyalinin dalgalarının otomatik tanınması ve değerlendirilmesi

Şekil 5.22’de ABR sinyalinin dalga morfolojisi, değerlendirme fonksiyonumuzda bulunan şablonla örtüştürüldükten sonra tüm dalgalar sırasıyla etiketlenmiştir. Dalgaların otomatik olarak tanınıp etiketlenmesi sonrası sinyal yapısının uygunluğu değerlendirilip, V., III. ve I. dalgalar arasındaki latans farkı ve V. ve I. dalgaların arasındaki genlik oranı elde edilmiştir. Bu oran elde edilirken kullanılan genlik değerleri dalgaların tepe noktaları ile hemen arkalarından gelen vadilerinin en düşük noktaları arasındaki genlik farkı ile hesaplanmaktadır (Bkz. Şekil 4.40).

6. GENEL DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, kaynak taraması sonucu edinilen bilgilerin pratik uygulaması olarak bir ABR ölçüm sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sistem, analog uyarı sinyallerinin iletimi sonrası oluşan biyoelektriksel sinyallerin deri yüzeyinden elektrotlar ile algılanıp kademeli olarak yükseltme ve hassas filtreleme işlemlerine tabi tutulması, ardından sayısallaştırılması ve sayısal sinyal işleme uygulamalarından geçirilerek otomatik olarak tanınması ve değerlendirilmesi için grafik arayüzüne aktarılması işlemlerini içerir.

Gerçekleştirdiğimiz ABR ölçüm cihazının analog sinyal elde etme, sayısal sinyal işleme, otomatik dalga tanıma ve değerlendirme bloklarının bir önceki bölümde detaylı olarak anlatılan testlerinden elde edilen sonuçlar ile uygun normlarda çalıştığı görülmektedir.

ABR sinyalleri, gerek çok düşük genlikte olması gerekse gürültülerden ve dış etkilerden çabuk etkilenmesi sebebiyle güçlkle elde edilebilen biyoelektriksel sinyaller arasındadır. Sinyalin herhangi bir aşamada yapısının bozulması ya da tamamen yitirilmesi uygun bir ölçümün yapılamamasına yani sistemin uygun çalışmamasına sebep olmaktadır. Bu sebeple ABR sinyalinin elde edilmesinde, taşınmasında ve değerlendirilebilir bir yapıya dönüştürülmesindeki güçlükler tasarım ve gerçekleştirme aşamalarında sürekli ön planda tutulmuştur. Bu kapsamda tasarım aşamasında, teorik bilgiler çerçevesinde yapılan hesaplamalar ve çeşitli simülasyon programları ile oluşturulan tüm aşamaların adım adım gerçekleştirilmesiyle sistemin tümü oluşturulmuştur. Bu sayede sinyal yapısını bozan gürültü ve dış etkenlerin en aza indirilmesi ile sinyalin uygun yapıda elde edilmesine yönelik geribildirimler alınarak tasarımın aktif olarak iyileştirilmesi sağlanmıştır.

ABR ölçüm sistemi gerçekleştirilirken kazanılan bilgiler ışığında; analog sinyal elde etme modülünde oluşturulacak devrenin sinyali en az kayıp ile sayısal işlemlere aktarması için hassas malzemelerden oluşması ve gürültülerden etkilenmeyecek bir baskı devre yapısında olması gerektiği, sayısal sinyal işleme bloğunda oluşturulacak

algoritmanın ise sinyalin yapısını değiştirmeden otomatik olarak tanınabilecek ve klinik gereksinimlerine göre objektif olarak değerlendirilebilecek bir yapıya dönüştürmesi gerektiği görülmüştür. Bu tezde, söz konusu çıkarımlar kullanılarak, klinik uygulamalarda sıkça kullanılan ABR lm cihazının, temel bilgiler ışığında genel özelliklerini yerine getirebilecek şekilde ölçüm yapan, sinyal işleme ve otomatik tanı koyma algoritmalarına sahip DSP tabanlı gelişmiş bir rneği yapılmıştır.

ABR lm sisteminin gerçekleştirilmesine yönelik olan bu tez çalışmasında analog sinyal elde etme bloğu test edilirken diğer biyolojik sinyallerin elde edilip edilemediği araştırılmış ve buna yönelik EKG lm denemeleri yapılmıştır. Yapılan denemeler ile elde edilen sonuç (Bkz. şekil 5.5) analog sinyal elde etme bloğunun az bir değişiklik ile EKG lm cihazının yapımında da kullanılabileceğini göstermiştir. Buradan da anlaşılabileceği gibi üzerinde uzun dönemdir çalışılan bu proje, sadece bir cihaz tasarımı gibi görünse de aslında uzun vadede geliştirmeye ve farklı işlevler kazandırmaya açık disiplinler arası bir projedir ve yeni bir cihaz geliştirmek açısından son derece önemlidir.

İşitme sisteminin test edildiği kliniklerde işitme ile ilgili sorunların teşhis ve tedavisine yönelik olarak yapılan testlerde ABR sinyallerinin ölçümlerinin yanı sıra akustik refleksin (AR), timpanometrik değerlerin (TYMP), otoakustik emisyonun (OAE) ve odyometrik değerlerin llmesine yönelik ölçüm sistemleri de bulunmaktadır. Bu proje ile tasarlanan cihazın mevcut devre bloklarının ve sinyal işleme modülünün geliştirilerek bahsi geçen testlerin tümünün aynı cihaz ile uygulanabilmesi sağlanabilecektir. Her bir ölçüm için ayrı cihaz kullanmak yerine daha fonksiyonel ve kolay bir kullanım imkânı sunan tek bir cihaz tasarımının geliştirilmesi ile ölçümler hem daha kolay olacak hem de cihaz maliyetleri açısından önemli ölçüde tasarruf sağlanacaktır.

Yapılan tez çalışması, geliştirilebilir özellikleri göz önüne alındığında yurt içi imknlarla tıbbi cihaz tasarımına ve üretimine örnek bir çalışma olarak benzer çalışmalara ışık tutacaktır.

KAYNAKLAR

1. Yazgan, E. ve Korürek, M., “Tıp Elektroniği”, **İTÜ**, İstanbul, 197-362 (1996).
2. Moller, A.R., “Hearing: Anatomy, Physiology and Disorders of The Auditory System 2nd ed.”, **Academic Press**, Massachusetts, 3-6,151-181 (2005).
3. Muş, N. ve Özdamar, Ö., “İşitsel Beyin Sapı Cevapları: Temel Bilgiler ve Klinik Uygulamaları”, **GATA**, Ankara, 1-97 (1996).
4. İnternet : İsitme cihazlari “İşitme Kaybı Nedir ?”
<http://www.isitmecihazlari.info/2008/12/> (2008).
5. Akyıldız, A. N., "Kulak Hastalıkları ve Mikrocerrahisi", **Bilimsel Tıp**, Ankara, 29-102 (1998).
6. Kahraman, A., “Sesördöral işitme azlığı olan hastalarda kan bakır, çinko, selenyum düzeyleri ve işitsel beyin sapı cevapları (ABR) karşılaştırılması”, Uzmanlık Tezi, **Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı**, Kahramanmaraş, 2-17 (2009).
7. Topuz, B., “Kulak-Burun-Boğaz Hastalıkları:Teşhis&Tedavi”, İlknur Bostancı, **Türker Ofset**, Denizli, 5-16 (1997).
8. İnternet : Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi "İşitme Fizyolojisi"
[http://tippedu.cumhuriyet.edu.tr/Donem2/VI.Komite\(SinirKomitesi\)/Fizyoloji/Ercanozdemir/isitmefizyolojisi.ppt](http://tippedu.cumhuriyet.edu.tr/Donem2/VI.Komite(SinirKomitesi)/Fizyoloji/Ercanozdemir/isitmefizyolojisi.ppt) (2010).
9. Glasscock III, M. E., Jackson, C. C. And Josey A. F., “The ABR Handbook: Auditory Brainstem Response”, Uzm. Dr. Murat Ünal, **Nobel Tıp Kitabevleri**, İstanbul,5,15-24,37-62 (1998).
10. İnternet : Başkent Üniversitesi “Ses dalgalarının özellikleri ve sesin algılanması”
<http://www.baskent.edu.tr/~scanan/sesweb/corti.htm> (2005).
11. Küçükçaya, İ., “Ani işitme kaybı tedavisinde yüksek doz steroid kullanımının tedaviye etkinliği”, Uzmanlık Tezi, **Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı**, Isparta, 17-23 (2008).
12. İnternet : Başkent Üniversitesi “Ses dalgalarının özellikleri ve sesin algılanması”
<http://www.baskent.edu.tr/~scanan/sesweb/isitmeyollari.htm> (2005).
13. Karalı, E., “Hipotiroidi ve hipertiroidi hastalığında işitsel beyin sapı cevaplarının değerlendirilmesi”, Uzmanlık Tezi, **Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Hastalıkları Anabilim Dalı**, Düzce, 13-26 (2009).

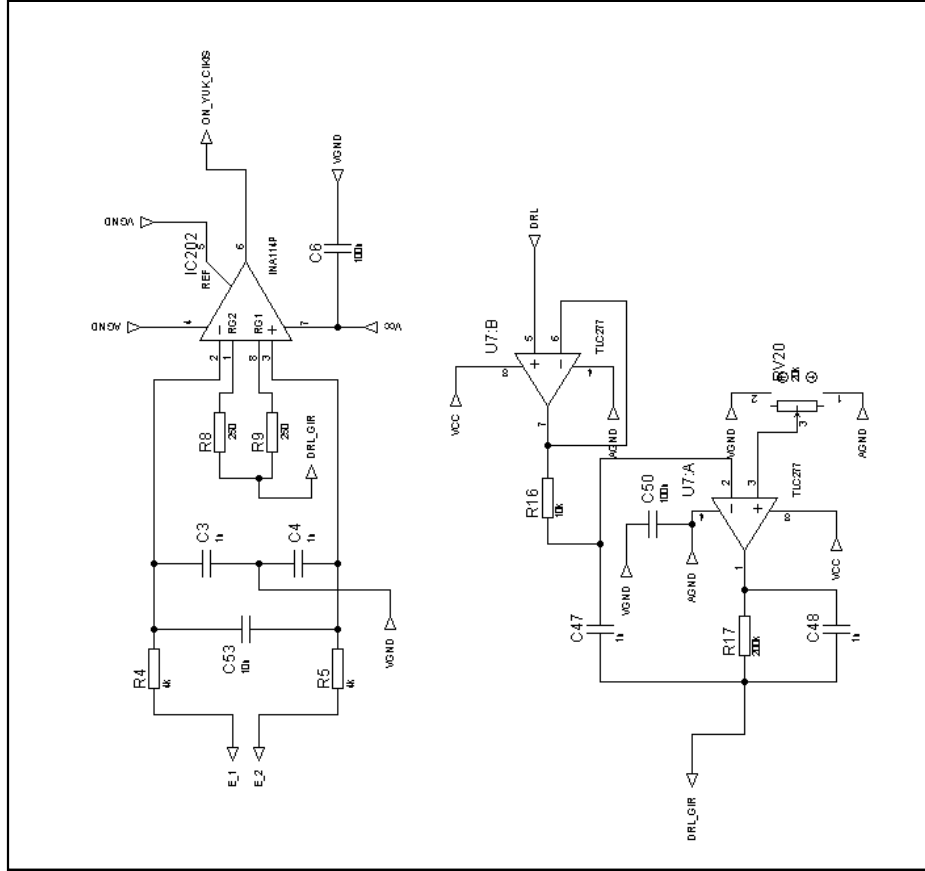
14. Yaman, S. G., “Kobaylarda dehidrasyonun iç kulak üzerine etkisinin distorsiyon ürünü otoakustik emisyon ölçüm yöntemiyle fonksiyonel olarak araştırılması (deneysel çalışma)”, Uzmanlık Tezi, **Sağlık Bakanlığı Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi I.Kulak-Burun-Boğaz ve Baş-Boyun Cerrahisi Kliniği**, İstanbul, 18-19 (2004).
15. Üstün, M. B., “Benign paroksizmal pozisyonel vertigo tedavisinde epley manevrasının etkinliğinin değerlendirilmesi (prospektif çalışma)”, Uzmanlık Tezi, **Sağlık Bakanlığı Dr.Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Kliniği**, İstanbul, 21-22 (2005).
16. İnternet : Scienceblogs “Don't you hear that?”
http://scienceblogs.com/startswithabang/2010/05/dont_you_hear_that.php
(2010).
17. Roeser, R.J., Valente, M. and Hosford-Dunn, H., “Audiology Diagnosis 2nd ed.”, **Thieme Medical Publishers**, New York, 426-441 (2007).
18. İnternet : Schaffrath “Amplivox Audiocups”
<http://www.schaffrath.net/Audiocups.html> (2010).
19. İnternet : Etymotic “Insert Earphones For Audiometry”
<http://www.etymotic.com/pro/er3a-ts.aspx> (2010).
20. İnternet : Medipro “Disposable Cup Electrodes” <http://www.medi-pro.com.tr/tr/>
(2010).
21. Malmivuo, J. And Plonsey, R., “Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields”, **Oxford University Press**, New York, 258 (1995).
22. Ananthi, S., “A Text Book of Medical Instrumentation”, **New Age International (P) Limited Publishers**, New Delhi, 142 (2005).
23. Neely, S. T. and Sullivan, P. M., “Method and Apparatus for Objective and Automated Analysis of Auditory Brainstem Response to Determine Hearing Capacity” **US005697379A**, Virginia, 1-34 (1997)
24. Texas Instruments, “Op Amps for Everyone”, **SL0D006B**, Texas, 16-26 (2002).
25. Texas Instruments, “Handbook of Operational Amplifier Applications”, **SBOA092A**, Texas, 17-68 (2001).
26. Kitchin, C. and Counts, L., “A Designer’s Guide to Instrumentation Amplifiers 3rd ed.”, **Analog Devices**, Massachusetts, 1-107 (2001).

27. Thede, L., "Practical Analog and Digital Filter Design", *Artech House Inc.*, Massachusetts, 1-7, 85-103, 161-185 (2004).
28. Winder, S., "Analog and Digital Filter Design 2nd ed.", Hüseyin Ünaydın, *Newnes*, Massachusetts, 23-25 (2005).
29. Hinrichs, H., "Evoked Potentials", Practical Biomedical Technology and Devices Handbook, Moore, J. and Zouridakis, Z., *Crc Press*, Florida, 1-17 (2004).
30. Murmu, S. M., "Application of digital signal processing on TMS320C6713 DSK", Lisans Tezi, *National Institute of Technology*, Rourkela, 1-15 (2008).
31. Chassaing, R. and Reay, D., "Digital Signal Processing and Applications with the C6713 and C6416 DSK 2nd ed.", *Wiley-Interscience*, New Jersey, 1-207, 386-400 (2008).
32. Chiappa, K.H., "Evoked Potentials in Clinical Medicine 3rd ed.", *Lippincott-Raven*, New York, 173-175 (1997).
33. Sokolov, Y., Kurtz, I., Steinman, A., Long, G. and Sokolova, O., "Integrity™ Technology: Making ABR Practical", *Vivosonic, Document 11115, Rev. 01*, 1-12 (2005).
34. Texas Instruments, "INA 114 Precision Instrumentation Amplifier", *SBOS014*, Texas, 1-17 (2002).
35. Texas Instruments, "TLC272, TLC272A, TLC272B, TLC272Y, TLC277 LinCMOS™ Precision Dual Operational Amplifiers", *SLOS091E*, Texas, 1-47 (2002).
36. Neuman, M. R., "Biopotential Amplifiers", Medical Instrumentation Application Design 4th ed., John G. Webster, *John Wiley & Sons, Inc.*, Massachusetts, 267 (2010).
37. İnternet : OpenEEG "The ModularEEG"
<http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg.html> (2003).
38. Texas Instruments, "Analysis of the Sallen -Key Architecture", *SLOA024B*, Texas, 1-13 (2005).
39. Kitchin, C., Counts, L. and Gerstenhaber, M., "Reducing RFI Rectification Errors in In-Amp Circuits", *Analog Devices, AN-671*, Massachusetts, 1-8 (2003).
40. Zumbahlen, H., "Using the Analog Devices Active Filter Design Tool", *Analog Devices, AN-649*, Massachusetts, 1 (2003).

41. Spectrum Digital Inc., "TMS320C6713 DSK Technical Reference", **506735-0001 Rev. B**, Stafford, 1-52 (2003).
42. Küçük, K., Karakoç, M., Kavak, A. Ve Yiğit, H., "Üçüncü nesil cdma sistemler için yeni bir akıllı anten algoritması gerçekleştirilmesi ve performans analizi", **Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der.**, 21 (4): 1-3 (2006).
43. Texas Instruments, "TMS320C6713 Floating-Point Digital Signal Processor", **SPRS186L**, Texas, 1-144 (2005).
44. Kehtarnavaz, N., "Real-Time Digital Signal Processing Based on the TMS320C6000", **Newnes**, Massachusetts, 1-8, 31-46, 117-125 (2005).
45. Wagner, B. and Barr, M. "Introduction to Digital Filters," **Embedded Systems Programming**, California, 47-48 (2002).
46. Işık, A., "Uygulamalı İstatistik-I", **Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş.**, İstanbul, 57-68 (2006).
47. İnternet : İ.Ü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi "EKG Kurs Kitapçığı"
http://www.ctf.edu.tr/stek/EKG_Kurs_Kitap.pdf (2010).
48. Texas Instruments, "Code Composer Studio Development Tools v3.3 Getting Started Guide", **SPRU509H**, Texas, 1-102 (2006).

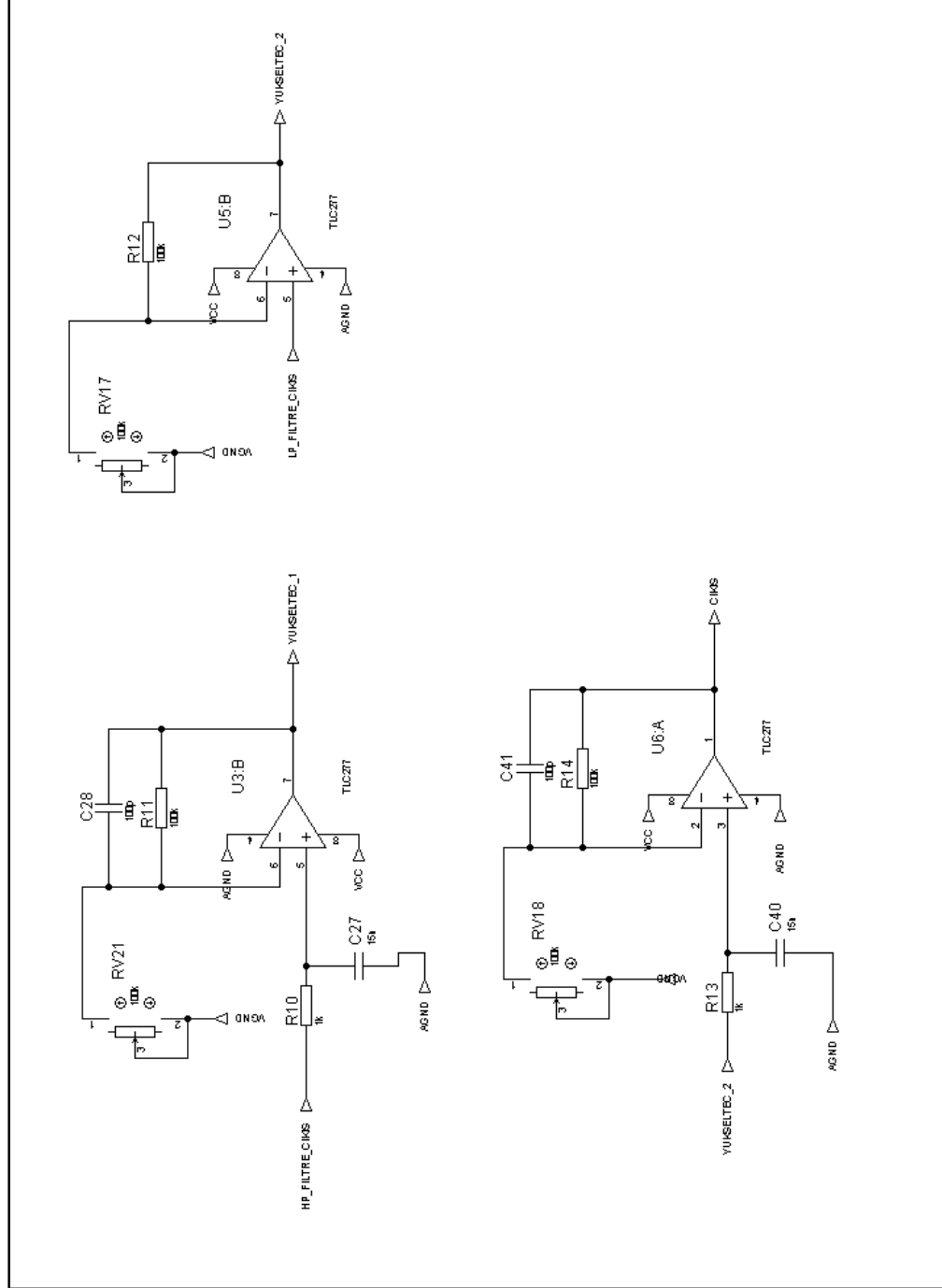
EKLER

EK-1 Analog devre şeması



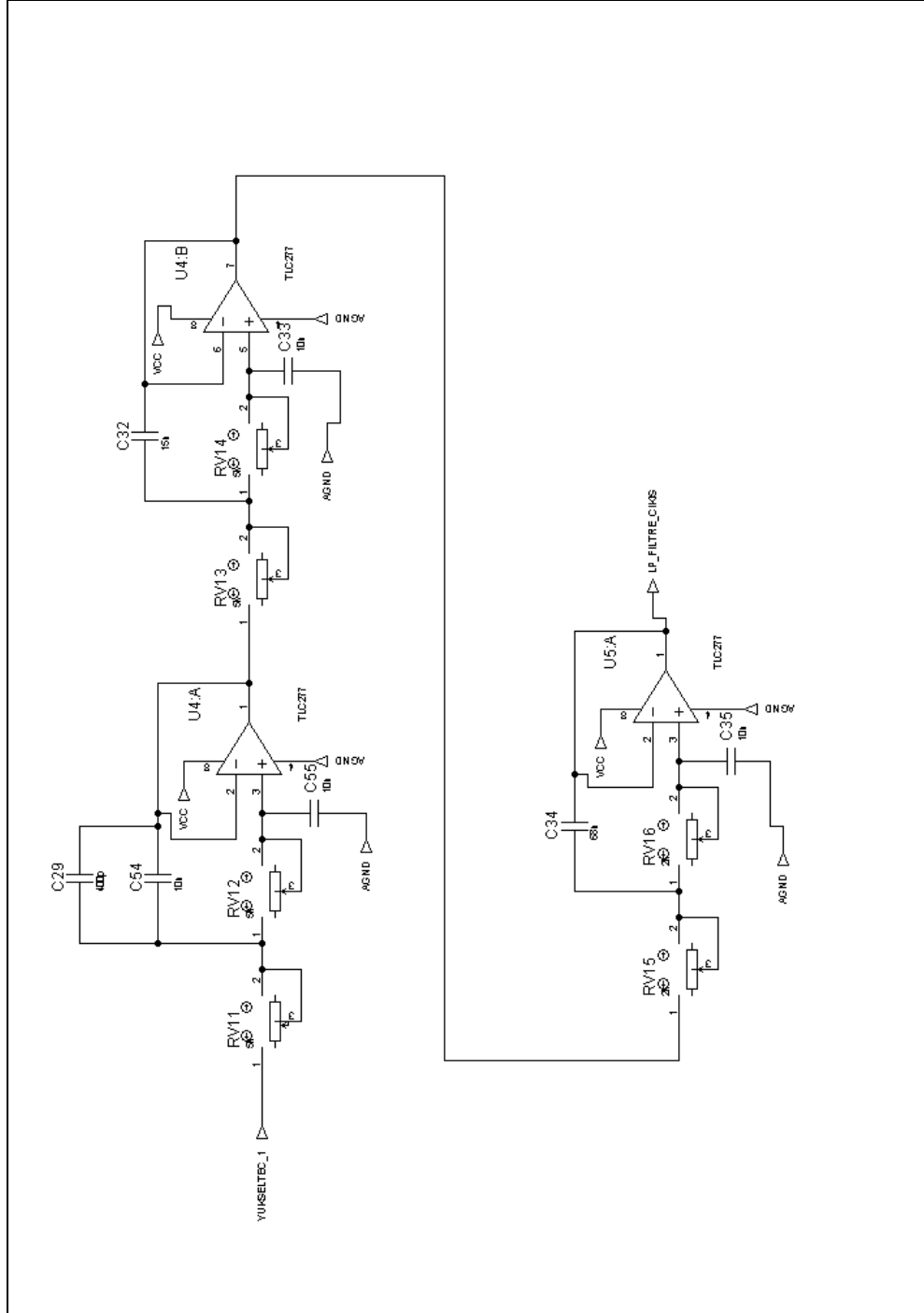
Şekil 1.1. Analog devre şeması (Sayfa 1)

EK-1 (Devam) Analog devre şeması



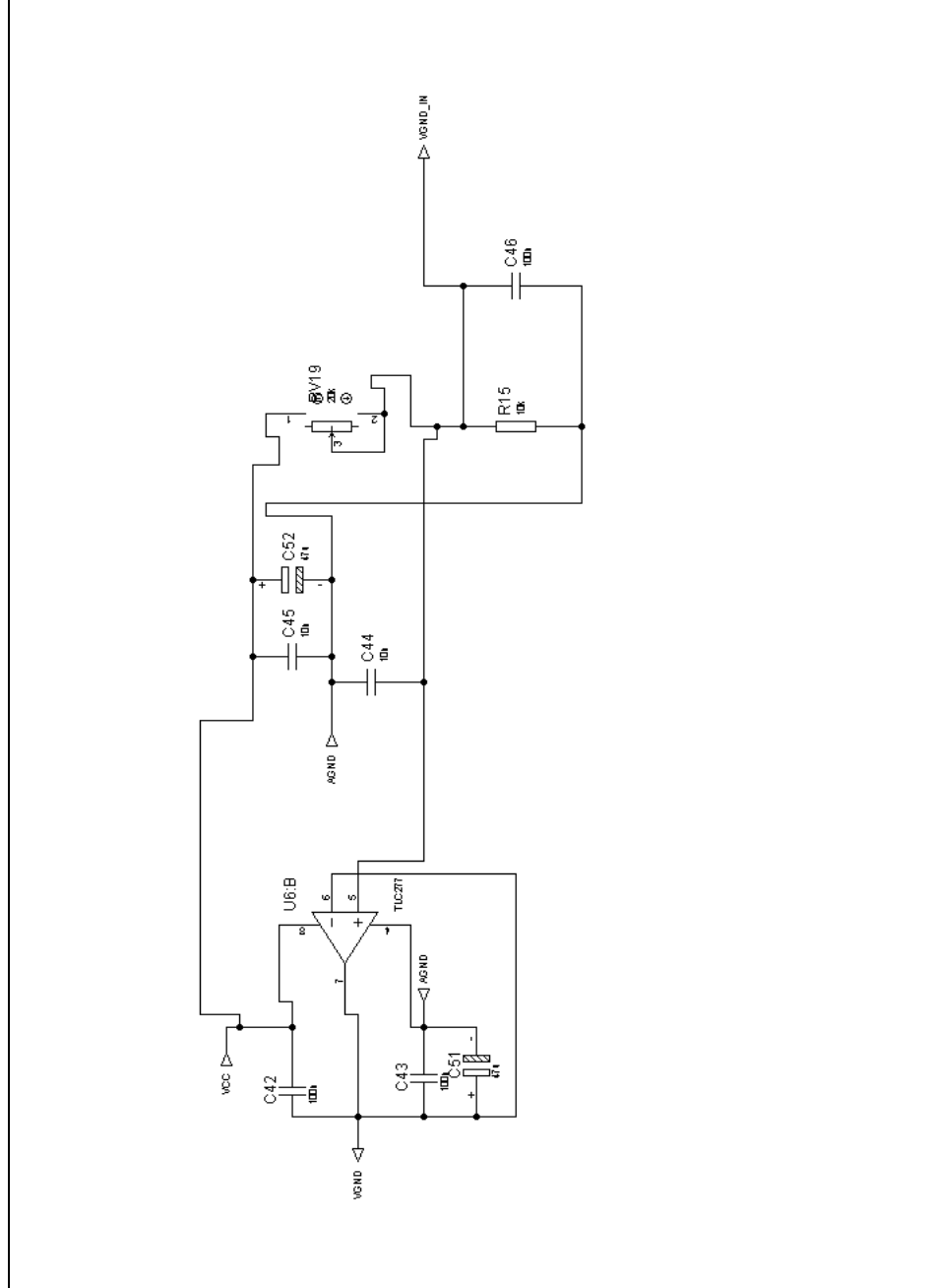
Şekil 1.3. Analog devre şeması (Sayfa 3)

EK-1 (Devam) Analog devre şeması



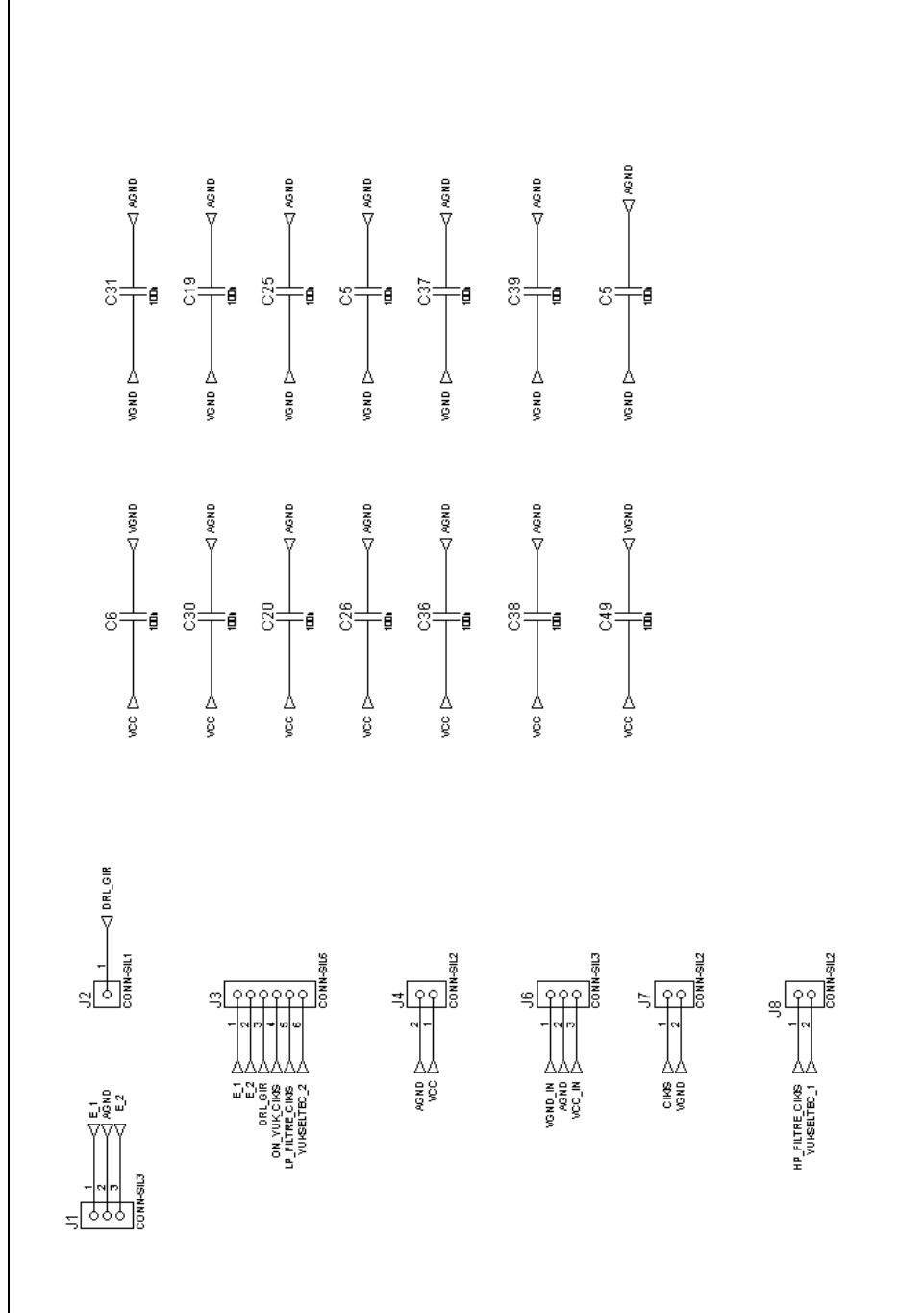
Şekil 1.4. Analog devre şeması (Sayfa 4)

EK-1 (Devam) Analog devre şeması



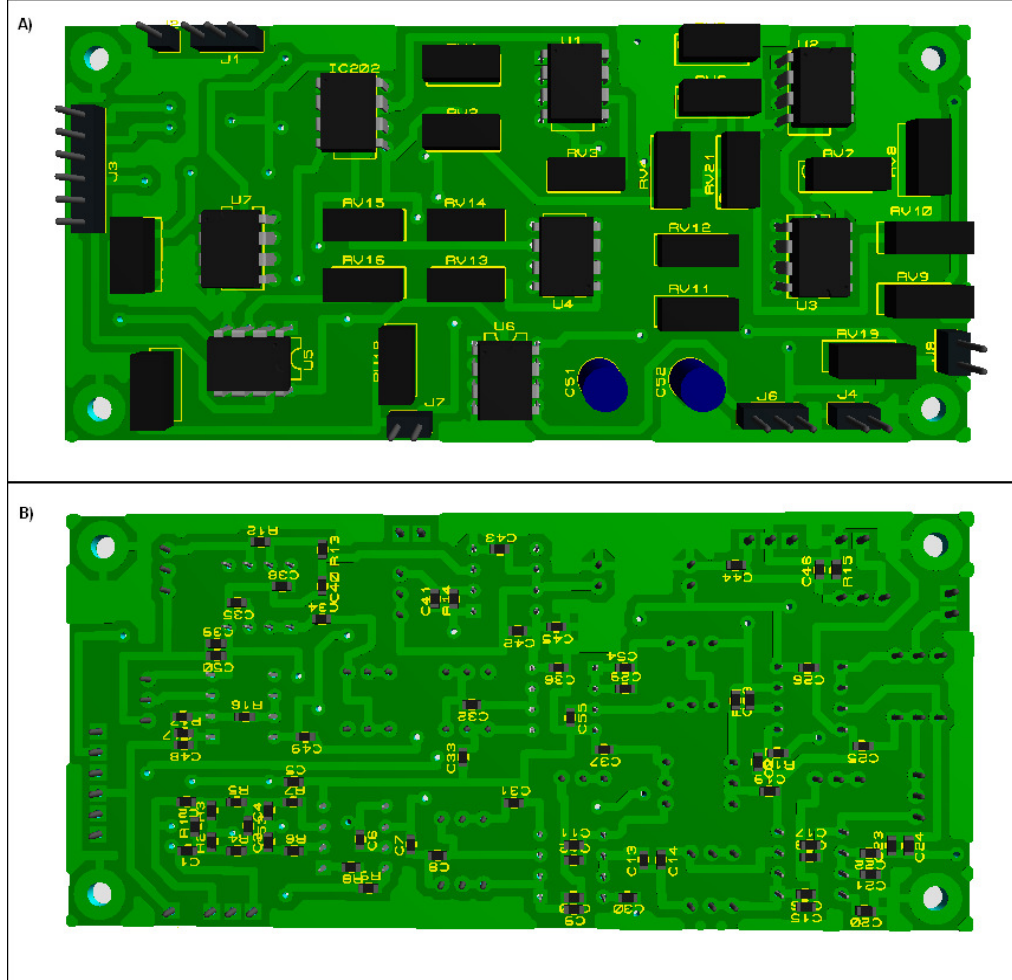
Şekil 1.5. Analog devre şeması (Sayfa 5) [37]

EK-1 (Devam) Analog devre şeması



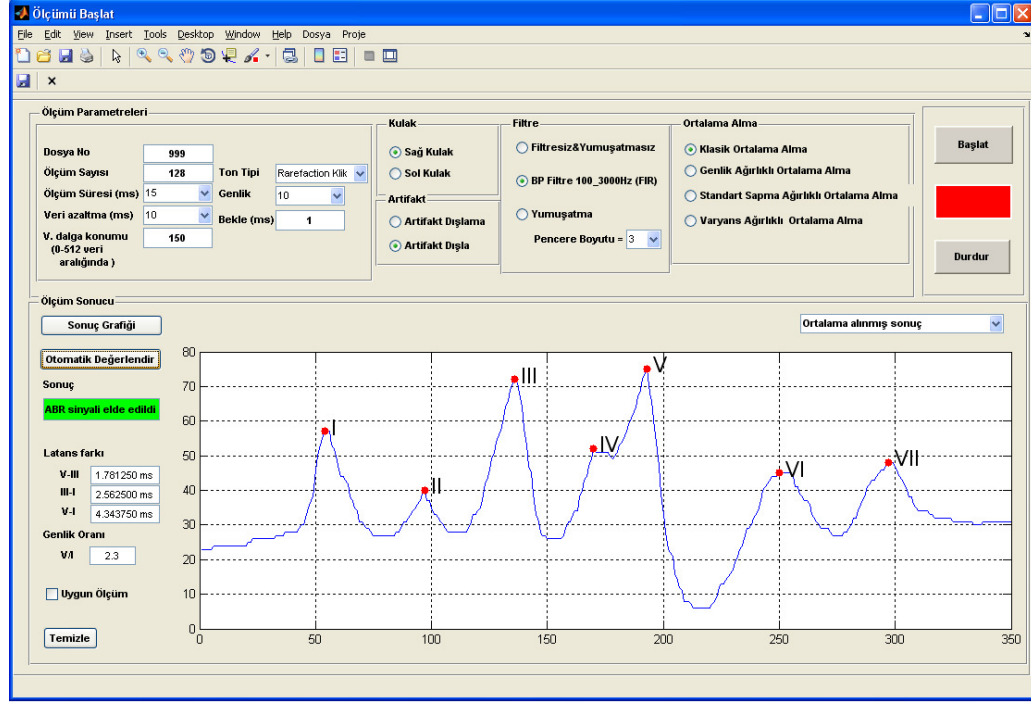
Şekil 1.6. Analog devre şeması (Sayfa 6)

EK-3 Analog kart pcb 3D modellemesi



Şekil 3.1. Analog kart baskı devre üç boyutlu modelleme A) Malzeme yüzeyi B) Lehim Yüzeyi

EK-4 Ölçüm ekranı



Şekil 4.1. Ölçüm Ekranı

- “Ölçüm Sayısı” alanı ile ne kadar sayıda ölçüm yapılacağı belirlenir.
- “Ölçüm Süresi (ms)” alanı ile ölçüm sırasında alınacak veri süresi belirlenir. Belirlenen süre içerisinde 31.25 μ s aralıklarla veri alınır. Bu seçim alanı 10 ms ve 32 ms aralığı ile sınırlandırılmıştır. Bunun sebebi ABR sinyallerinin uyarı sonrası ilk 10 ms içerisinde oluşmasıdır. Gecikme ile oluşabilecek veri örtüşmesini engellemek için 32 ms’ye kadar ölçüm süresi seçilebilmektedir.
- “Veri Azaltma (ms)” alanı ile ölçüm sonrası uygulanan veri azaltılması sonrası ne kadar veri tutulacağı belirlenir.

EK-4 (Devam) Ölçüm ekranı

gerektiğinde kullanılır. Bu süre operatör tarafından belirlenir ve genel ölçüm süresini etkiler.

- “Kulak” alanı ile hangi kulağa uyarının verileceğine yönelik seçim yapılmaktadır. ABR ölçüm sisteminde sağ ve sol olmak üzere iki kulağa takılan kulaklık bulunmaktadır. Bu kulaklık ile hangi kulağa uyarının verileceğine yönelik seçim buradan yapılmaktadır. “Sağ Kulak” seçildiğinde uyarı sağ kulaklıktan, “Sol Kulak” seçildiğinde uyarı sol kulaklıktan verilmektedir.
- “Artifakt” alanı ile artifakt dışlama işleminin uygulanıp uygulanmayacağı belirlenmektedir. “Artifakt dışla” seçildiğinde sinyal belirlenen limitlerle karşılaştırılmakta ve artifaktlı veri dışlanmaktadır. “Artifakt dışlama” seçildiğinde sinyal belirlenen limitlerle karşılaştırılmamakta ve artifaktlı veri dışlanmadan diğer işlemlere dâhil edilmektedir.
- “Filtre” alanı ile sayısal filtrelemenin yapılıp yapılamayacağı ve türü belirlenir. “Filtresiz&Yumuşatmasız” seçildiğinde sinyale Filtreleme ya da Yumuşatma uygulanmamaktadır. “BP Filtre 100-3000 Hz” seçildiğinde sinyale FIR filtre uygulanmaktadır. “Yumuşatma” seçilip “Pencere Boyutu” belirlendiğinde yumuşatma uygulanmaktadır.
- “Ortalama alma” alanı ile sinyal işleme algoritmasında belirtilen ortalama alma işlemi seçilmektedir. Bu bölümdeki seçenekler ortalama alma adımı yapılacak işlemlerin tanımları ile aynıdır.

Kulak, artifakt, filtreleme ve ortalama alma bölümlerinde bulunan seçeneklerden sadece biri seçilebilecek şekilde tasarlanmıştır.

EK-4 (Devam) Ölçüm ekranı

- “Başlat” butonu ile ölçüm başlatılır. Ölçüm başladıktan sonra yukarıda anlatılan ölçüm verileri bir dizi içerisine belirli bir sıra ile yerleştirilir ve DSP ile MATLAB arasında açılan veri alışveriş kanalından DSP yazılımına aktarılır. DSP yazılımı ile alınan bu veriler sinyal işleme algoritmasında bulunan işlemlerde kullanılmak üzere değişkenlere aktarılırlar.
- “Durdur” butonu ile ölçüm tamamlanmadan durdurulabilir.

Ölçüm tamamlandığında DSP’den bilgisayara aktarılan sonuç verileri “Ölçüm sonucu” olarak adlandırılan grafik görüntüleme alanında grafik olarak görülür.

- Otomatik Değerlendirme” butonu ile Grafik olarak gösterilen sonuçların literatürde belirlenmiş ABR dalga şekli ile karşılaştırılması için hazırlanan değerlendirme algoritması çalıştırılır. Otomatik değerlendirme ile grafik üzerinde dalgalar işaretlenir ve alınan sonucun uygun olup olmadığı sonuç kısmına yazdırılır.

EK-5 DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması

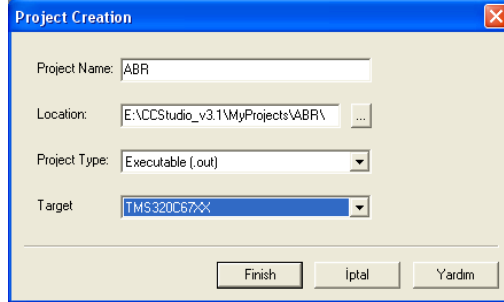
Gerçekleştirilen ABR ölçüm sistemi projesinde C6713 DSP'ye yüklenen yürütülebilir dosyanın elde edildiği projenin oluşturulması, eklenen dosyalar ve derleme ayarlarına yönelik çeşitli işlemler bulunmaktadır. Doğru bir yürütülebilir dosya oluşturmak için bu işlemlerin eksiksiz bir şekilde yapılması gerekmektedir.

CCS'de farklı uzantılı çok sayıda dosya ile çalışılmaktadır. Bu dosyalar ve açıklamaları aşağıda listelenmiştir:

- dosya.pjt: dosya adında bir proje
- dosya.c: C kaynak dosyası
- dosya.asm: assembly kaynak programı
- dosya.sa: doğrusal assembly kaynak programı
- dosya.h: başlık destek dosyası
- dosya.lib: kütüphane dosyası
- dosya.cmd: kısımları belleğe dönüştüren bağlayıcı komut dosyası
- dosya.obj: nesne dosyası
- dosya.out: yürütülebilir dosya
- dosya.cdb: DSP/BIOS kullanırken konfigürasyon dosyası

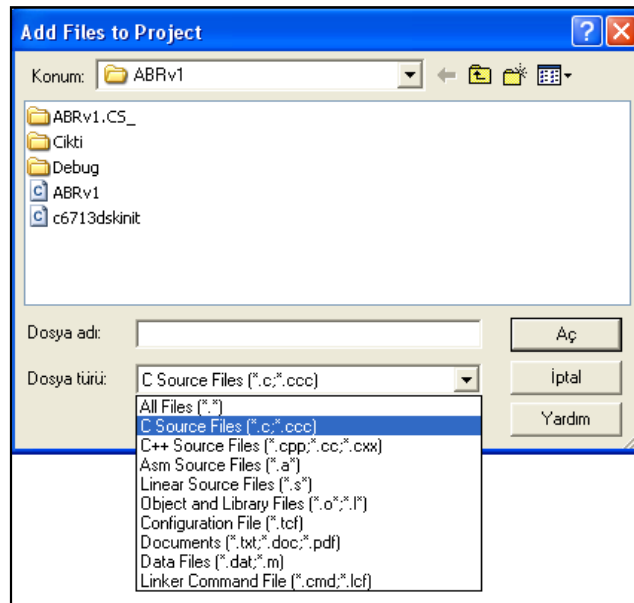
CCS programında yeni proje oluşturulurken “Proje” menüsünden “New” seçildikten sonra Şekil 5.1’de görülen pencere açılır. Açılan pencerede proje ismi ve kaydedileceği konum belirlenir, yürütülebilir bir dosya oluşturacağımız için proje tipi olarak executable(.out) ve hedef olarak DSK üzerinde TMS320C6713 DSP bulunduğu için TMS320C67XX seçilir ve proje oluşturma tamamlanır.

EK-5 (Devam) DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması



Şekil 5.1. CCS proje oluşturma ekranı

Oluşturulan projeye kaynak dosya eklenirken “Project” menüsünden “Add Files to Project” seçildikten sonra Şekil 5.2’de görülen pencere açılır. Açılan pencerede dosya türü olarak “C kaynak dosyası (*.c;*.ccc)” seçildikten sonra sistem algoritmasına göre hazırlanan ana programın bulunduğu “ABR.c” kaynak dosyası ve DSP’nin ilklendirilmesi, giriş ve çıkış kanallarının kullanımı için gereken alt seviye programları içeren “c6713dskinit.c” kaynak dosyası eklenir.



Şekil 5.2. Projeye dosya ekleme penceresi

EK-5 (Devam) DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması

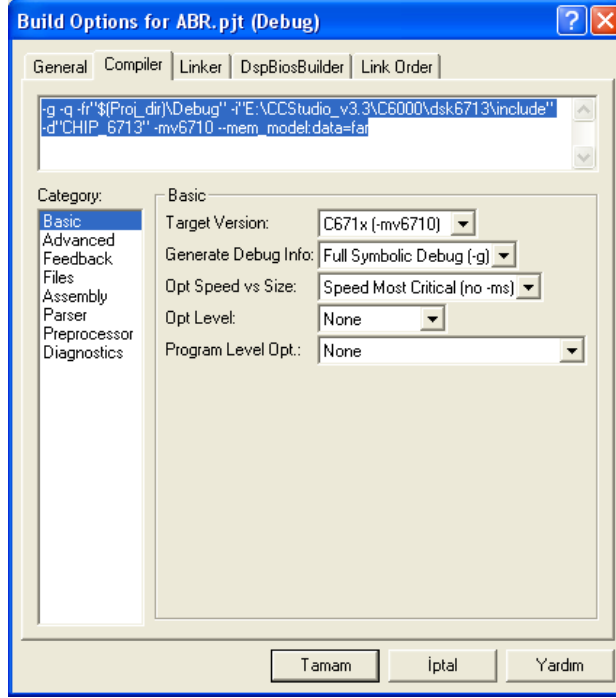
Dosya ekleme penceresinde dosya türü olarak “Asm kaynak dosyası (*.a*)” seçildikten sonra C6713 için interrupt servis tablo bilgilerini içeren “vectors_poll.asm ve intvecs.asm” kaynak dosyaları eklenir. Son olarak dosya türü olarak Linker Command File (*.cmd; *.lcf) seçildikten sonra yer değiştirebilir program bölümlerinin fiziksel sistem belleği ile eşleştirildiği “c6713dsk.cmd” linker komut dosyası eklenir.

Projeye eklenen tüm dosyalarda kullanılan tüm başlık dosyaları tek tek eklenmemektedir. Bu dosyaları eklemek için “Project” menüsünden “Scan All File Dependencies” seçilir. Bu şekilde proje için gerekli tüm header dosyaları otomatik olarak eklenmiş olur. Bu başlık dosyaları CCS yazılımı ile birlikte bilgisayara yüklenir.

Proje oluşturulduktan sonra derlenme işlemi öncesinde assembler ve linker özelliklerinin uygun bir şekilde ayarlanması gerekmektedir. Bu özellikler proje için bir kez ayarlandıktan sonra program tarafından kaydedilir ve tekrar ayarlanmasına gerek yoktur.

Derleme ayarlarını yapmak için “Project” menüsünden “Build Options” seçilir. Açılan pencerede “Compiler” sekmesi seçilir. Bu sekmede “Basic” kategorisinde bulunan “Target Version” olarak “C671x(-mv6710)” seçilir. “Advanced” kategorisinde bulunan “Memory Model” olarak “Far (--mem_model:data=far)” seçilir. “Preprocessor” kategorisinde bulunan “Include Search Path (-i)” olarak “E:\CCStudio_v3.3\C6000\dsk6713\include” ve “Pre-Define Symbol (-d)” olarak “CHIP_6713” yazılır. Bu işlemlerden sonra yapılan tüm ayarları içeren ekran görüntüsü Şekil 5.3’deki gibi elde edilir.

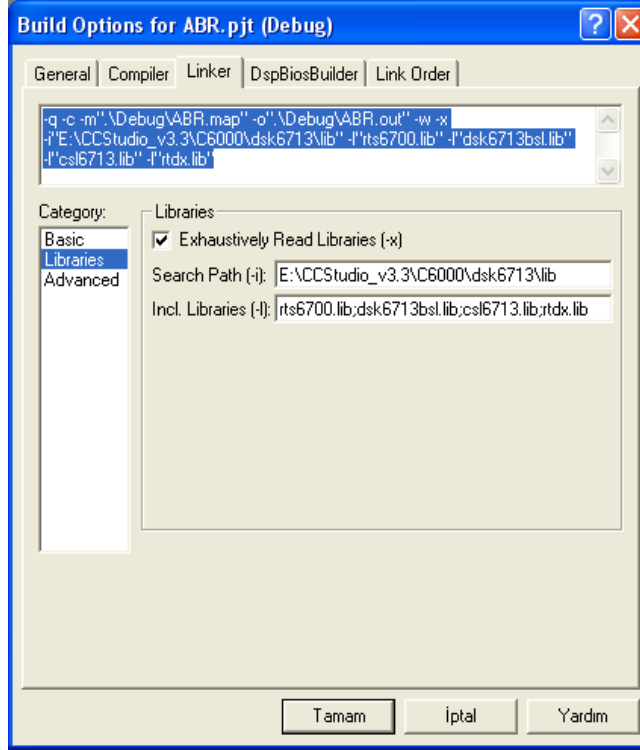
EK-5 (Devam) DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması



Şekil 5.3. Build options ekranında Compiler sekmesi

“Build Options” penceresinde Linker ayarlarını yapmak için “Linker” sekmesi seçilir. Bu sekmede “Libraries” kategorisinde bulunan “Search Path (-i)” olarak kütüphane dosyalarının bulunduğu “E:\CCStudio_v3.3\C6000\dsk6713\lib” adresi yazılır. “Incl. Libraries” olarak ise “rts6700.lib;dsk6713bsl.lib;cs16713.lib;rtdx.lib” isimli kütüphane dosyaları yazılır. Bu dosyalar; “Rts6700.lib” C67x mimarisi için çalışma zamanı desteği, “dsk6713bsl.lib” C6713 DSK için kart desteği, “cs16713.lib” C6713 DSP için çip desteği ve “rtdx.lib” ise veri alışverişi desteği sağlar. Eklenen kütüphane bilgilerinden sonra Linker sekmesinin görünümü Şekil 5.4’deki gibi olur.

EK-5 (Devam) DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması



Şekil 5.4. Build options ekranında Linker sekmesi

Yapılan dosya eklemeleri ve build options ayarları sonrası proje derlenir. Derleme işlemini projedeki her bir dosya içi tek tek yapmak yerine “Project” menüsünde “Rebuild all” seçilerek tamamı yapılabilir. Derleme işlemi yapıldığında; C dosyaları cl6x kullanılarak derlenmekte ve makine diline çevrilmekte, assembly dosyaları asm6x kullanılarak nesne dosyasına çevrilmekte ve nesne dosyası ise lnk6x kullanılarak kütüphane dosyaları ile bağlanmaktadır. Derleme işlemi sonrası proje ile aynı isimli yürütülebilir dosya oluşmaktadır. Bu dosya DSP’ye yüklenerek içerisinde belirlenen işlemleri yapmak üzere çalıştırılabilmektedir.

EK-5 (Devam) DSP içerisinde çalıştırılan programın CCS v3.3 ile oluşturulması

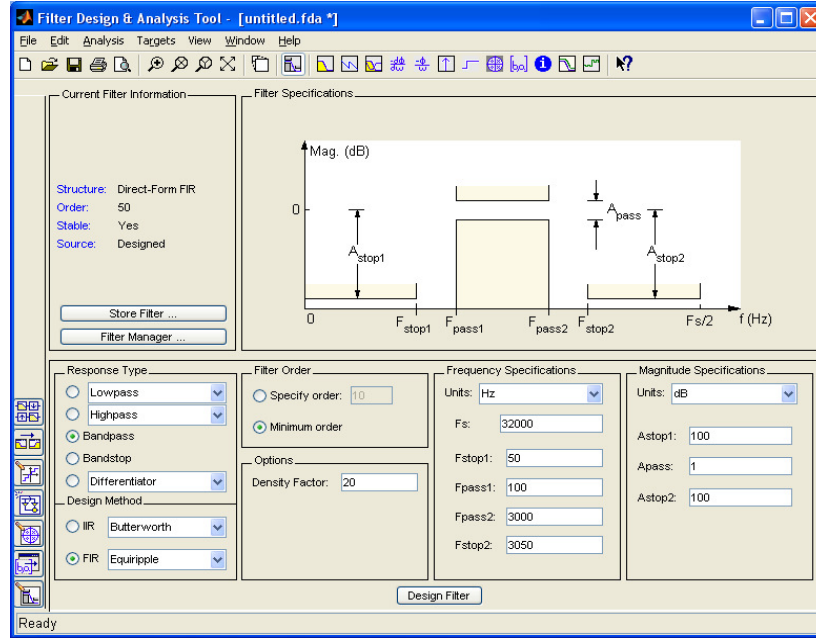
Yürütülebilir (.out) uzantılı dosyayı DSP'ye yüklemek için ilk önce DSP ile bağlantı kurulmalıdır. Bu işlem DSP ile bilgisayar arasındaki bağlantının kurulmasından sonra “Debug” menüsündeki “Connect” seçilerek yapılır.

DSP ile bağlantı kurulduktan sonra CCS tarafından oluşturulan“.out” uzantılı dosya “File” menüsünde bulunan “Load Program” seçildikten sonra çıkan ekranda seçilerek DSP'ye yüklenir. Proje klasörü içerisinde bulunan Debug klasörü altında bulunmaktadır.

Proje içerisindeki dosyalar üzerinde değişiklik yapılmak gerektiğinde bu değişikliklerin yürütülebilir dosya aracılığıyla DSP'ye yüklenebilmesi için tekrar derlenerek yürütülebilir dosya yenilenmeli ve bu dosya DSP'ye tekrar yüklenmelidir.

EK-6 Filtre katsayılarının belirlenmesi

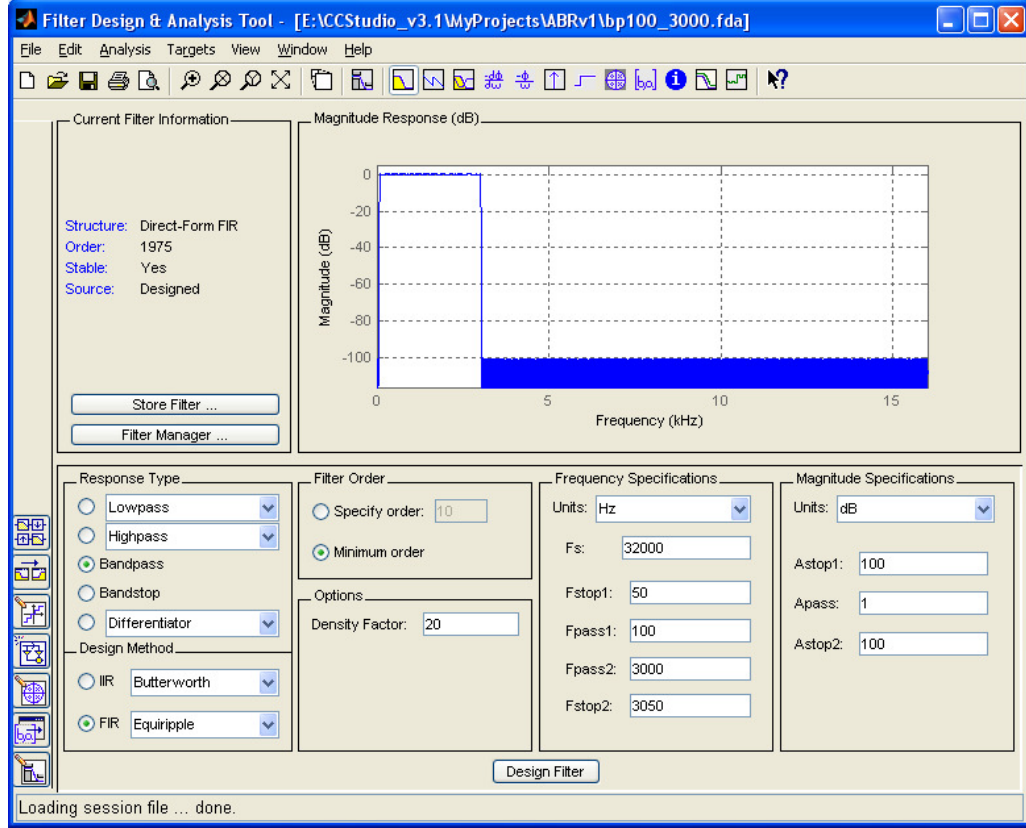
1) MATLAB komut ekranına “fdatool” yazıldığında Şekil 6.1’deki filtre tasarım ve analiz aracı (FDATool) açılır.



Şekil 6.1. Filtre tasarım ve analiz aracı (FDATool)

2) DSP yazılımında filtre bloğu FIR filtre olarak tasarlandığı için FDATool ekranında tasarım metodu olarak FIR ve ABR frekans aralığı dışındaki frekansların bastırılması için yanıt tipi olarak bant geçiren seçilir. Seçilen filtre tipine göre belirlenmesi gereken filtre özellikleri genlik-frekans grafiği üzerinde görülmektedir. Bant geçiren filtrenin alt kesim frekansı 100 Hz, alt durdurma bandının frekansı 50 Hz, alt durdurma bandının zayıflatma değeri 100 dB, geçen bandın dalgalanma genlik değeri 1 dB, üst kesim frekansı 3000 Hz, üst durdurma bandının frekans değeri 3050 Hz ve üst durdurma bandının zayıflatma değeri 100 dB seçilir. Seçimler sonrası filtre tasarla butonuna basıldığında FIR filtre katsayıları ve bant geçiren filtrenin genlik frekans grafiği elde edilir. Şekil 6.2’de filtre bilgileri bölümünden, filtre seviyesinin yani katsayı adedinin 1975 olduğu ve genlik frekans grafiğinde geçen ve durduran bant arasındaki eğiminin dikliği görülmektedir.

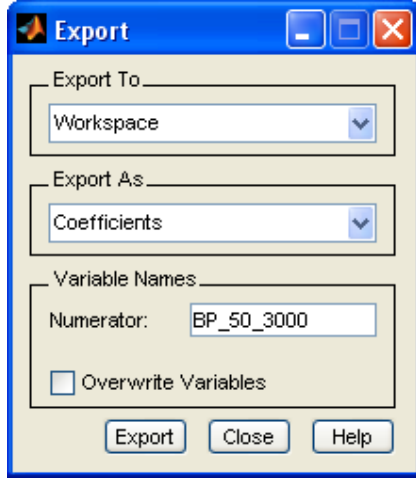
EK-6 (Devam) Filtre katsayılarının belirlenmesi



Şekil 6.2. Bant geçiren sayısal filtre tasarım sonucu

3) Tasarlanan FIR filtre katsayıları DSP içerisinde bulunan filtre bloğundaki hesaplamalarda kullanılmak üzere katsayı dosyasına aktarılmalıdır. Bu nedenle katsayılar ilk olarak MATLAB çalışma ortamına aktarılır. Aktarım işlemi için “File => Export” seçilir ve Şekil 6.3’deki ekran açılır. Açılan ekranda aktarım yeri olarak çalışma alanı ve aktarım şekli olarak katsayı seçildikten sonra değişken ismi girilir ve dışa aktar butonuna basılır. Bu işlem ile katsayılar belirlenen değişken ismi ile tek boyutlu bir dizi olarak FDATool’dan MATLAB çalışma alanına aktarılır.

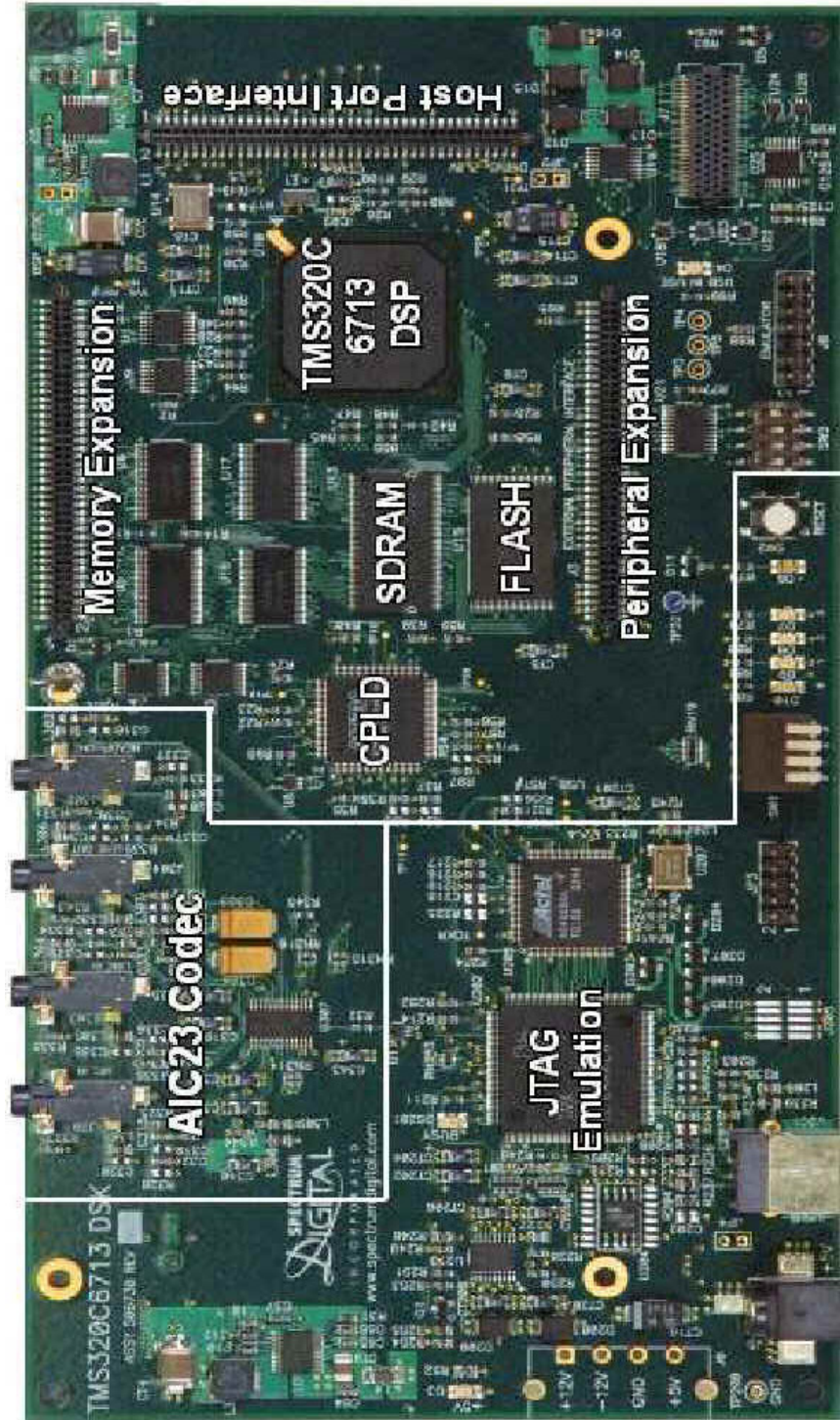
EK-6 (Devam) Filtre katsayılarının belirlenmesi



Şekil 6.3. Katsayıların dışa aktarımı

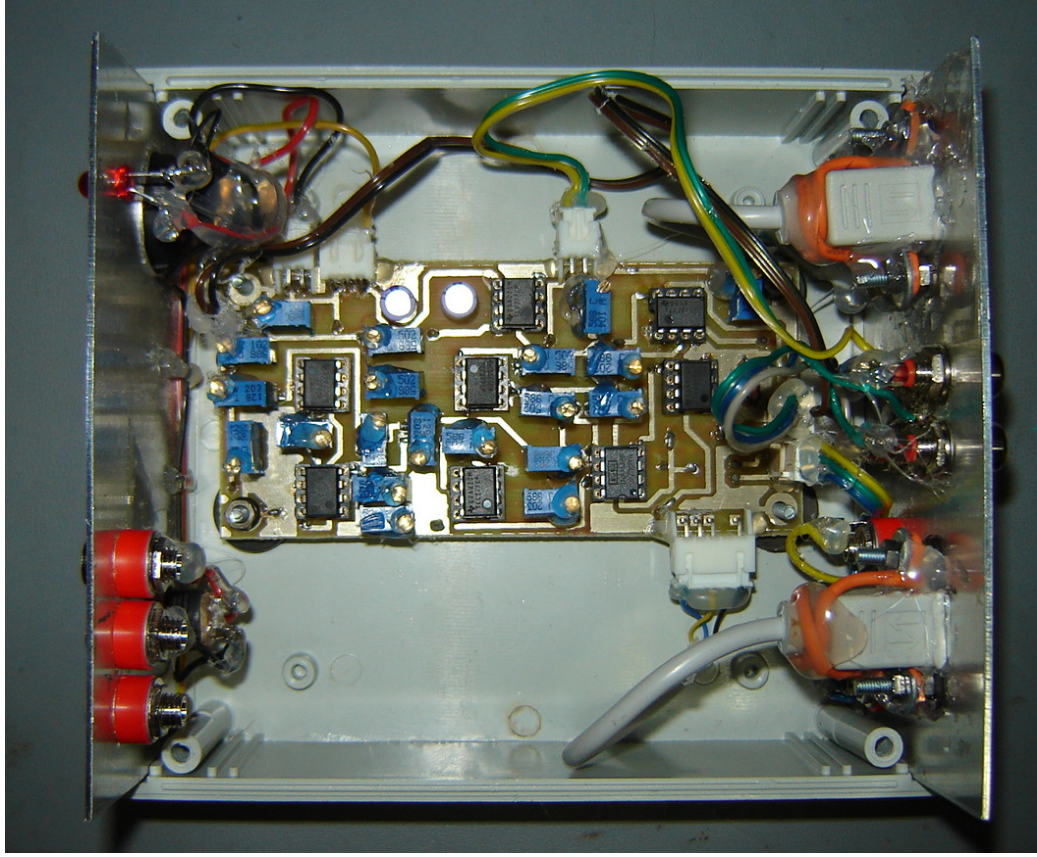
MATLAB çalışma ortamına aktarılan katsayılar FIR filtre içerisinde kullanılan katsayı dizisine aktarılmak üzere katsayı dosyasına dönüştürülür.

EK-7 TMS320C6713 DSK



Şekil 7.1. TMS320C6713 DSK

EK-8 Analog sinyal elde etme modülü



Resim 8.1. Analog devre (ön yüz)

EK-9 INA 114 veri kataloğu





INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max
- LOW DRIFT: 0.25µV/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 2nA max
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 115dB min
- INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: ±40V
- WIDE SUPPLY RANGE: ±2.25 to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 3mA max
- 8-PIN PLASTIC AND SOL-16

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

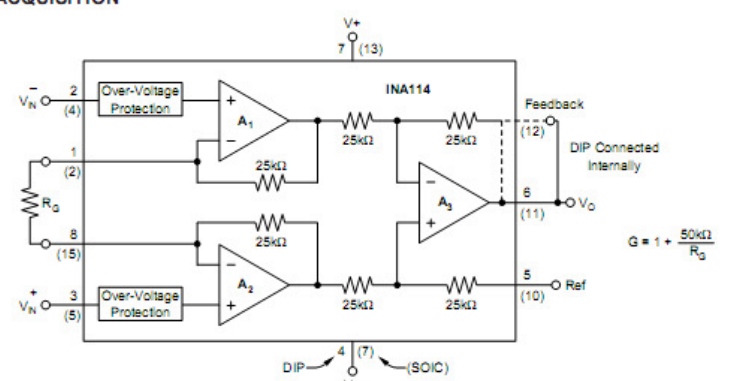
DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.25µV/°C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

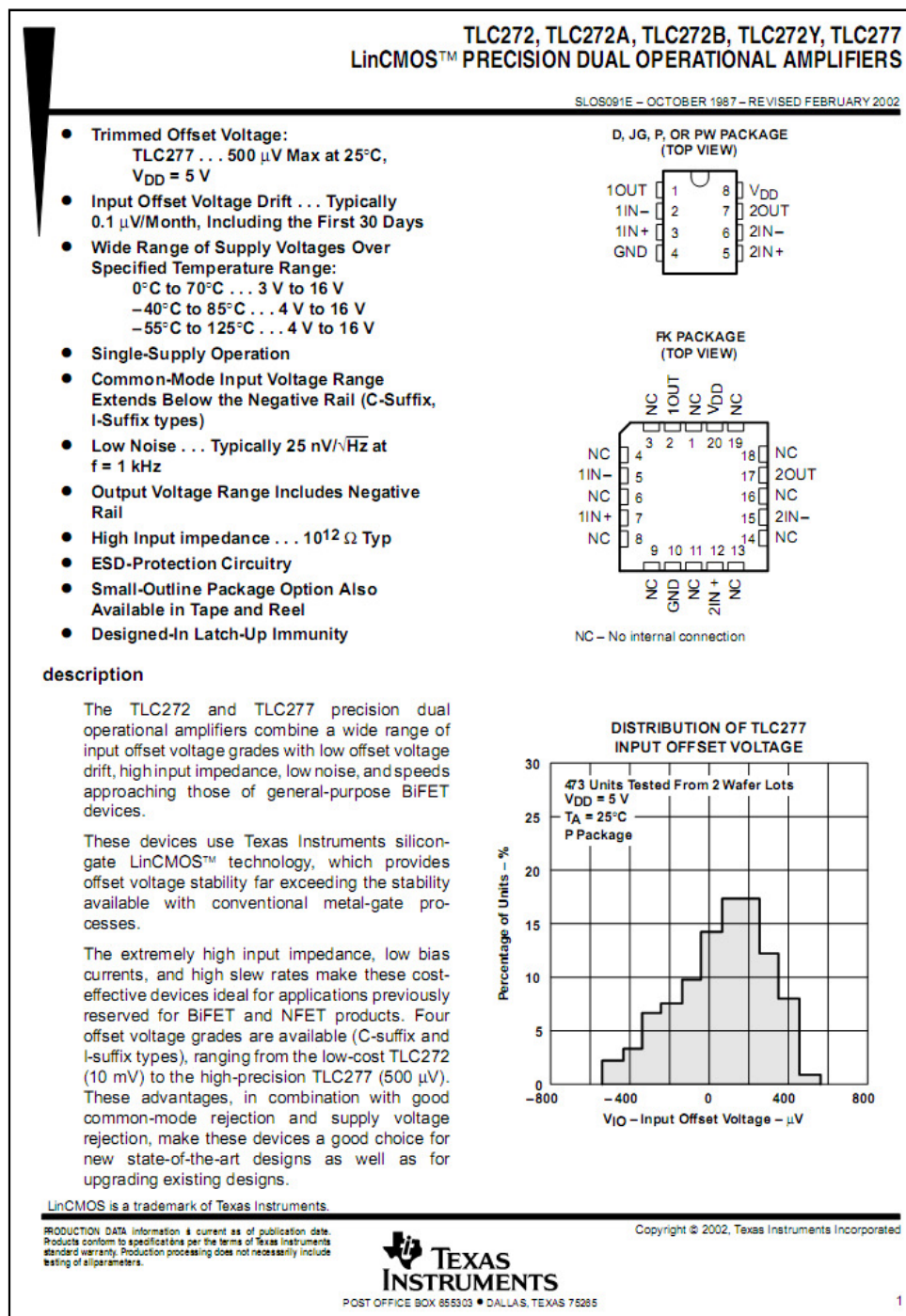
The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40°C to +85°C temperature range.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 8730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-852-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6481 • FAX (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

Şekil 9.1. INA 114 veri kataloğu (1. sayfa)

EK-10 TLC 277 veri kataloğu



Şekil 10.1. TLC 277 veri kataloğu (1. sayfa)

EK-11 ABR analog modülün malzeme listesi

Design Title : ABR DEVRE SEMASI
Author : Mehmet GUNDOGAN
Revision : 6
Design Created : 5 Haziran 2010 Cumartesi
Design Last Modified : 31 Ekim 2010 Pazar
Total Parts In Design : 101

12 Resistors

Quantity	References	Value
2	R4, R5	4k
2	R8, R9	250
2	R10, R13	1k
3	R11, R12, R14	100k
2	R15, R16	10k
1	R17	200k

53 Capacitors

Quantity:	References	Value
4	C3, C4, C47, C48	1n
25	C5-C8, C10, C12, C15-C20, C25, C26, C30, C31, C36-C39, C42, C43, C46, C49, C50	100n
9	C9, C11, C33, C35, C44, C45, C53-C55	10n
2	C13, C14	150n
4	C21-C24	330n
3	C27, C32, C40	15n
2	C28, C41	100p
1	C29	400p
1	C34	68n
2	C51, C52	47u

7 Integrated Circuits

Quantity:	References	Value
7	U1-U7	TLC277

EK-11 (devam) ABR analog modülün malzeme listesi

29 Miscellaneous

Quantity:	References	Value
1	IC202	INA114P
2	J1, J6	CONN-SIL3
1	J2	CONN-SIL1
1	J3	CONN-SIL6
3	J4, J7, J8	CONN-SIL2
8	RV1, RV2, RV4, RV6, RV8, RV10, RV19, RV20	20k
1	RV3	15k
1	RV5	10k
6	RV7, RV9, RV11-RV14	5k
2	RV15, RV16	2k
3	RV17, RV18, RV21	100k

EK-12 ABR ölçüm sistemi



Resim 12.1. ABR ölçüm sistemi

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÜNDOĞAN, Mehmet
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 06.11.1984 Ankara
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 (312) 341 38 09
 e-mail : mehmetgundogan@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü	2010
Lisans	Gazi Üniversitesi/ Elektrik-Elektronik Müh. Bölümü	2007
Lise	Ankara Atatürk Lisesi	2002

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2009	ASELSAN A.Ş	Mühendis
2007-2009	Türk Telekom A.Ş	Mühendis

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Futbol, Sinema, Tiyatro, Bilgisayar teknolojileri