İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAYISAL KONTROLLÜ ÇOK KANALLI İŞİTME CİHAZI TASARIMI

Anabilim Dalı : Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği
Programı : Biyomedikal Mühendisliği

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Osman İNCE

MAYIS 2002

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAYISAL KONTROLLÜ ÇOK KANALLI İŞİTME CİHAZI TASARIMI

YÜKSEKLİSANS TEZİ

Müh. Osman İNCE
(504981148)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 13 Mayıs 2002
Tezin Savunulduğu Tarih : 29 Mayıs 2002

Tez Danışmanı : Doç.Dr. Mehmet KORÜREK
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Ertuğrul YAZGAN (İ.T.Ü.)
Doç.Dr. Çoşkun SÖNMEZ (İ.T.Ü.)

MAYIS 2002

ÖNSÖZ

Dijitalleştirme ve sayısal işaret işleme teknikleri, insan sağlığı gibi önemli bir konuda uygulanması kaçınılmaz bir gereksinim ve beklenen bir sonuçtur. Böyle bir düşünceyle, ülkemizde yeni yeni gelişen Biyomedikal Mühendisliğe, özgün bir tasarım yaparak katkıda bulunmak bir çok tasarımcının isteğidir. Çalışma konusunu seçerken üniversitelerimizde, o ana kadar, herhangi bir çalışmanın yapılmadığı, işitme cihazları konusunu seçtik. İlk hedefimiz bu konudaki kaynaklara ulaşmak, konunun teknik terimlerini çıkarmak ve teknolojisindeki trendleri öğrenmekti. Yaptığımız geniş çaplı ön araştırmada, bu cihazlar hakkında kaynak bulmada sıkıntılar çektik. Bu yüzden araştırmaya konunun en temelinden başlamak zorunda kaldık. Bazı kütüphanelerinden Odyoloji bölümüne ait kitapları taradık. Bir kaç odyolojistten cihazlar ve yaptıkları ölçümler hakkında bilgiler aldık. Böylece işitme cihazlarının bazı teknik özelliklerini ve yaşanılan sorunlarını tespit ettik. İnternet aracılığı ile sektörün önde gelen firmalarının en son ürünlerini ve hedeflerini öğrendik. Bu bilgilerin ışığında, tasarımın sınırlarını çizdik. Üniversitemiz kütüphanesine gelen yeni bir kaynak kitaptan oldukça güncel bilgi edinme imkanı bulduk. Elde ettiğimiz bu bilgileri, elektronik ve biyomedikal bilgilerle birleştirerek, sayısal kontrollü çok bantlı bir işitme cihazı tasarımı yaptık. Derlediğimiz bu bilgileri ve tasarladığımız işitme cihazını yüksek lisans tezi olarak hazırlarken, bu konuda çalışma yapacak araştırmacılar için de bir kaynak eser olma amacı güdülmüştür.

Projenin başlangıcından bitişine kadar her türlü desteğini sağlayan Danışman Hocam Doç. Dr. Mehmet KORÜREK Bey'e, desteğinden dolayı hocam Prof. Dr. Ertuğrul YAZGAN Bey'e ve Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma, bana değerli zamanlarını ayırarak, yaptıkları ölçme testlerini ve cihazlarını anlatan odyolojistlere ve tezin ikinci kısmını hazırlamamda yardımcı olan tıp öğrencisi değerli eşime teşekkür ederim.

Mayıs 2002 **Osman İNCE**

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR iii
TABLO LİSTESİ iv
ŞEKİL LİSTESİ v
SEMBOL LİSTESİ vı
ÖZET vıı
SUMMARY vıı

1. GİRİŞ 1
1.1. Giriş ve Çalışmanın Amacı 1

2. İŞİTME DUYUSU 5
2.1. Kulağın Anatomisi 7
2.2. İşitmenin Fizyolojisi 8
2.3. İşitme Kayıpları 8

3. İŞİTME CİHAZLARI 14
3.1. İşitme Cihazları 14
3.2. İşaret İşlemeye Giriş 16

4. SAYISAL KONTROLLÜ ÇOK KANALLI İŞİTME CİHAZI 29
4.1. Tasarımın Genel Özellikleri 29
4.2. Mikrofon Ön Kuvvetlendiricisi 30
4.3. Sayısal Kontrollü Beş Kanallı Equalizer Entegresi 31
4.4. Kulaklık Güç Kuvvetlendiricisi 35
4.5. Bilgisayar Arabirimi 35
4.6. Mikrokontrolör 36
4.7. Veri Eeprom Hafızası 39
4.8. I^2C Haberleşmesi 40
4.9. Adreslenebilir Evrensel Senkron Asenkron Alıcı Verici 46
4.10. PCB Baskılı Devresi 52
4.11. Yazılım Akış Diyagramı 53
4.12. Devre Şeması 55

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA 56

KAYNAKLAR 57

EKLER 59

ÖZGEÇMİŞ 60

KISALTMALAR

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ITE	: Kulak İçi İşitme Cihazı
BTE	: Kulak Arkası İşitme Cihazı
AMP	: Amplifikatör
SPL	: Sound Pressure Level
LDL	: Loudness Discomfort Level(maksimum dinlenebilen ses seviyesi)
LMS	: Ortalama karesel değer
SNR	: Gürültü Sinyal Oranı
AGC	: Otomatik Kazanç Kontrol
CR	: Sıkıştırma Oranı
CV	: Konuşmadaki Sesli Sessiz Oranı
SDR	: Sinyal Bozulma Oranı
ANSI	: American National Standart Institute
I^2C	: Inter Integrated Circuit
THD	: Threshold
MSB	: Most Significant Bit
LSB	: Least Significant Bit
USART	: Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
TSR	: Transmit Shift Register
PWM	: Pulse With Modulation
MSSP	: Seri Haberleşme Modülü
PSP	: Paralel Haberleşme Modülü
ADC	: Analog Digital Converter
SCL	: Saat frekans hattı
SDA	: Veri hattı
ACK	: Acknowledge
WCO2	: Durum kaynağı
Q	: Kalite faktörü
NRZ	: Non-return to zero

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1.	İşitme eşikleri, tanımlayıcı terimler, ve muhtemel özürler	13
Tablo 4.1.	Her bir kanalla ait direnç ve kondansatör değerleri.....	33
Tablo 4.2.	Ses şiddeti verisinin açıklaması.....	34
Tablo 4.3.	Filtre hücresi verisinin açıklaması.....	34

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1 : Kulak zarı, orta kulağın kemikçik sistemi ve iç kulak..... 2
Şekil 2.2 : Kokleanın sarımlarından biri boyunca yapılan enine kesitin görüntüsü..... 5
Şekil 2.3 : Korti organı, Tektoryal zar, Baziler zar, Reissner zarı..... 5
Şekil 3.4 : Kulak içi işitme cihazının şematik gösterimi..... 17
Şekil 3.5 : Kulak içi işitme cihazının blok gösterimi..... 18
Şekil 3.6 : İşitme cihaz sıkıştırması için giriş/çıkış arasındaki kararlı durum bağıntısı..... 22
Şekil 3.7 : AGC Giriş Çıkış Bağıntısı..... 25
Şekil 4.8 : Sayısal kontrollü çok bantlı işitme cihazı..... 29
Şekil 4.9 : Ön Kuvvetlendirici Blok Diyagramı..... 30
Şekil 4.10 : TDA7317 entegresinin blok diyagramı..... 31
Şekil 4.11 : Bir filtre hücresi..... 32
Şekil 4.12 : Köprü Bağlantı Uygulaması..... 35
Şekil 4.13 : Uygulama Şeması..... 36
Şekil 4.14 : PİC 16F877 blok diyagramı..... 37
Şekil 4.15 : Kaydedici Adres Haritası..... 38
Şekil 4.16 : SSP nin Master Moddaki Blok Diyagramı..... 41
Şekil 4.17 : Saat Frekans Devresi Blok Diyagramı..... 42
Şekil 4.18 : Master Moddaki START Süreci Zamanlama Diyagramı..... 44
Şekil 4.19 : Master Moddaki RepeatSTART Süreci Zamanlama Diyagramı.. 45
Şekil 4.20 : USART göndericisinin blok Diyagramı..... 48
Şekil 4.21 : USART alıcı blok diyagramı..... 50
Şekil 4.22 : PCB Baskı devre 52
Şekil 4.23 : Yazılım Akış Diyagramı 53
Şekil 4.24 : Kesme Akış Diyagramı..... 54
Şekil 4.25 : Devre Şeması..... 55

SEMBOL LİSTESİ

Na	**:** Sodyum
K	**:** Potasyum
dB	**:** Desibel
mm^2	**:** Milimetrekare
ms	**:** Milisaniye
Hz	**:** Hertz
kHz	**:** KiloHertz
p(n)	**:** Gürültü sinyali
e(n)	**:** Hata sinyali
g(n)	**:** İşitme cihaz sinyali
T_{CY}	**:** osilatörün darbe süresi
Ω	**:** ohm
Q	**:** Kalite faktörü
fo	**:** Merkez frekansı
Av	**:** Gerilim Kazancı
μ	**:** Mikro(10^{-6})
F	: Farad
Kbps	: Kilo bit Per second
ns	: nanosaniye
T_{BRG}	: BRG süresi
F_{OSC}	: Osilatör frekansı
Hz	: Hertz

SAYISAL KONTROLLÜ ÇOK KANALLI

İŞİTME CİHAZI TASARIMI

ÖZET

İnsanda işitme sistemi çok karmaşıktır. Sağlıklı bir koklea oldukça keskin frekansları ve düşük seviyeli sinyalleri rahatlıkla almaktadır. İşitme cihazlarında kullanılan sinyal işleme yaklaşımının daha iyi anlaşılabilmesi için, bu muhteşem sistem, ikinci bölümde anlatılmıştır.

İşitme kaybı, işitme eşiğindeki kaymaları, giriş çıkış kazancındaki değişmeleri, frekans çözünürlüğündeki ve zamansal çözünürlükteki kayıpları da içermektedir. Sinyal işlemedeki gelişmeler, hasarlı kulaklardaki bu değişimleri gidermek için yeni mühendislik yaklaşımları sunmaktadır. Temel işitme cihazı devresi, bir lineer kuvvetlendiriciden oluşur. Bu yüzden, lineer kuvvetlendirme ile ilgili problemlerin çoğu, gerçek cihazlara uygulandığında da ortaya çıkmaktadır. Bu problemler, işaret işleme yaklaşımını etkilemektedir. İşaret işleme yaklaşımındaki yeni gelişmeler, işitme cihazlarının geliştirilmesine büyük katkı sağlamaktadır. İşitme cihazlarında kullanılan elemanlardaki gelişmeler bu katkıyı daha da artırmaktadır. Bu yüzden üçüncü kısımda, bazı yeni mühendislik yaklaşımları ve geleneksel işitme cihaz tipleri hakkında bilgiler verildi.

Son bölümde ise, devrede kullanılan elemanların özellikleri anlatılmaktadır. Çok kanallı sistemlerde konuşma spektrumu bir çok kanala ayrılır. Her bir kanalın kontrol ve kazancı birbirinden bağımsız olarak yapılır. Bu, lineer kuvvetlendirmeden daha avantajlıdır. Tasarımda bunlar, sayısal kontrollü beş kanallı grafik equalizer entegresi ile gerçekleştirilmiştir. Ultra düşük gürültülü bir ön kuvvetlendirici entegresi ile alınan ses işareti, equalizer entegresi ile işlenir. Devredeki bütün veri akışını Pic 16F877 mikrokontrolörü yönetmekte ve bütün bilgileri belleğinde tutmaktadır. Her bir farklı hasta için aynı cihaz hızlı bir şekilde ayarlanmaktadır. Hasta ile ilgili bilgiler cihaza bir RS232 kablosu ile gönderilmektedir.

DESIGN OF A DIGITAL CONTROLLED MULTI BAND

HEARING AIDS

SUMMARY

The human auditory system is marvelously complicated. The healthy cochlea has extremely sharp frequency analysis and high gain at low signal levels. The human auditory system is explained at the second part because it is necessary to understand the signal processing approach for hearing aids.

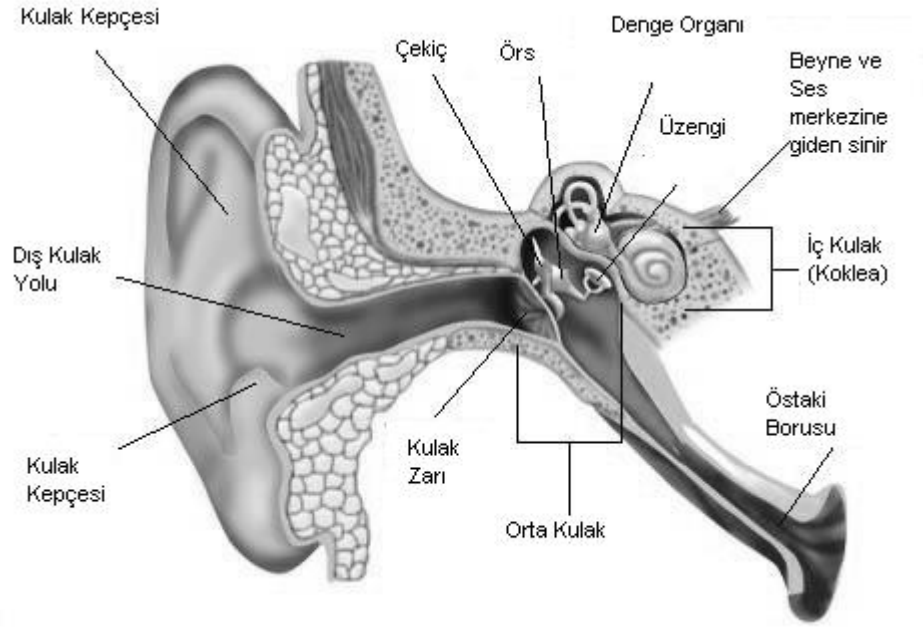
Hearing loss involves shifts in auditory threshold, changes in the system input output gain behavior, and the loss of frequency and temporal resolution. The development of signal processing to compensate for these changes in the impaired ear presents a significant engineering approach. The basic hearing aids circuit is a linear amplifier. Therefore many of the problems associated with linear amplification will also affect processing approaches when implemented in practical devices. Improvement in processing approaches and instruments improvement in all hearing aids. Therefore at the third part, some new engineering approaches and the type of conventional hearing aids are explained.

The features of the components used for circuit design are explained at the last part. Multi-channel systems divided the speech spectrum into several frequency bands, and provided independent control and gain in each of the bands. This is an advantage over linear amplification. At the project these are realized by five band digital controlled graphic equalizer. The microphone signals, past ultra low noise preamplifier. Than the signal processing by equalizer. The all data transfers controlled with PIC 16F877 microcontroller. Patient data saved in the microcontroller. These project programmed very fast for different patients. Patient data send to the design circuits by RS232 cable.

2. İŞİTME DUYUSU

2.1-Kulağın Anatomisi

Kulak hacim olarak çok küçük bir yapıya sahip olmasına rağmen, anatomik yapısı ve fonksiyonu çok karmaşıktır. Kulak, dış, orta ve iç kulak olmak üzere üç ana bölümden oluşur. İki de önemli fonksiyonu vardır; denge ve işitme. Dış ve orta kulağın asıl görevi, sesin iç kulağa iletilmesidir. İç kulakta ise, denge ve işitme için gerekli olan vestibulokoklear organ vardır. Şekil 2.1'de kulak zarı ve sesi orta kulaktan kokleaya ileten kemikçik sistemini görebilirsiniz.



Şekil 2.1- Kulak zarı, orta kulağın kemikçik sistemi ve iç kulak
(1999 sonic innovations)

2.1.1. Dış Kulak

Kulak zarı, dış kulağı orta kulaktan ayırır. Dış kulak, kulak kepçesinden ve dış kulak yolundan oluşmuştur. Kulak kepçesi, ses dalgalarını toplamak ve oldukça dar bir yapıda olan dış kulak yoluna yönlendirmek için bir trampet vazifesi görür. Bazı hayvanlarda kulak kepçesi hareketli ve şekil değiştirme kabiliyetine sahip

olmasına rağmen, insanlarınki hareketsizdir. Hareketsiz olduğu halde bir çok faydaları vardır. Enerjisini kulak kanalına yönlendirmesi ile bir toplayıcı görev yapması yanında, ses kaynağının yönünü belirlemekte de yardımcı olur. Kulak kepçesinin kendine has bir öz frekansı vardır. Bu öz frekans kulak kepçesinin büyüklüğüne ve şekline bağlıdır. İşte bu öz frekans sayesinde bazı frekanslara karşı kulak kepçesinin hassasiyet değişimi olacaktır. Böylece kulak kepçesi bir filtre özelliği de gösterir. Görüldüğü gibi kulak kepçesinin işitmedeki rolü önemlidir.

Dış kulak yolu da sesleri kulak zarına ulaştırır. Dış kulak yolu, kulak kepçesi çukurundan kulak zarına kadar yetişkinlerde yaklaşık 2,5 cm uzunluğundadır. Dış taraftaki 1/3'lük bölümü kıkırdak, (S' ye benzer kısmı kıkırdak), kalan 2/3'lük bölümü ise kemik yapıdadır. Çocuklarda tamamen kıkırdak yapıdadır. Dış 1/3'lük kısmında kıl folikülleri, ter bezleri ve kulak yağ bezleri vardır. 2/3'lük iç kısımda ise, kulak zarının dış tabakası ile devam eden çok ince bir deri uzanır.

Kulak zarı, ince, yarı geçirgen, oval bir zardır. Dış kulak yolunun medyal sonundadır. Dış ve iç kulak arasında bir perde oluşturur. İçi mukoz zar ve dışı çok ince bir deri ile kaplı fibröz bir zardır. Merkezinde çekiç sapının oluşturduğu bir basıklık vardır. Çekiç, üç kulak kemikçiğinden biridir. Dış kulak yolundan geçen hava titreşimlerine yanıt olarak kulak zarı da hareket eder. Titreşimler bu zardan orta kulak kemikçikleri vasıtasıyla iç kulağa iletilir. Kulak zarının delinmesi, orta kulak işitme kaybının nedenlerinden birisidir. Bu da yabancı maddeler, aşırı basınç veya enfeksiyondan dolayı olabilir.

2.1.2. Orta Kulak

Orta Kulak (Timpan Boşluğu), kulak zarı ve iç kulak arasında uzanır. Üç kemik; malleus (çekiç), incus(örs) ve stapes(üzengi) timpan boşluğu boyunca kulak zarından, oval pencereye zincir oluşturur. Burada, çekiç kulak zarına bağlıdır ve onunla bir hareket eder. Üzengi, oval pencere denilen iç kulağın kemik boşluğunun duvarında bir oval açıklığa ligamentle bağlıdır; örs ise bu iki kemiği birbirine bağlar. Örs ve üzenginin yaptığı eklem; üzengiyi oval pencere deliği üzerinde içe ve dışa doğru hareket ettirir. Bu da, kulak zarı ve çekiç kolunun içe doğru her hareketinde koklea sıvısının ileri doğru iletilmesine; çekicin dışa doğru hareketinde ise koklea sıvısının arkaya doğru çekilmesine neden olur. Kulak kemikçiklerinin ve kulak zarının hareketlerini iki kas üretir: tensor timpani ve stapedius. Tensor timpani kası, çekicin sapını içe çekerek kulak zarını gerer ve kulak zarı üzerindeki ses titreşimlerinin çekice aktarılmasını sağlar. Aynı zamanda, kulak zarının titreşim

genliğini azaltır. Kulak kemikçikleri, gücü artırır fakat, kulak zarından iletilen titreşimlerin genliğini azaltır. Bu sayede, yüksek sese maruz kalındığı zaman iç kulağın hasar görmesi engellenir. Stapedius kası ise, üzengiyi arkaya doğru çeker ve oval pencerede onun tabanını sabitleştirir. Böylece anular ligamenti gerer ve titreşim genliğini azaltır. Aynı zamanda üzenginin aşırı hareketini de önler. Bu sayede yüksek şiddetteki seslerin iç kulağa girmesi önlenmiş olur. Koruyucu görevi önemlidir.

Orta kulak, önden Kulak borusu(Östaki Borusu) vasıtasıyla nazofarenkse bağlanır. Kulak Borusu, 3,5–4 cm uzunluğundadır. Arka 1/3'ü kemiksi, diğer kısmı kıkırdak yapıdadır. Kulak borusunun görevi; orta kulaktaki basıncı atmosfer basıncı ile eşitlemektir. Bu yüzden kulak zarının serbest hareketine imkan tanır. Boşluğa hava giriş çıkışının olması, zarın her iki tarafında da basıncı dengeler. Yutkunma veya esneme dışında kulak borusunun kıkırdak kısmı kapalıdır. Bu kısım açılarak, orta kulaktaki basıncın aşırı derecede artması engellenir. Örneğin, uçağın inişi sırasında orta kulağımızdaki basıncı rahatlatmak için yutkunuruz. Farenks veya nazofarenksin nazal parçasından kulak borusu yoluyla enfenksiyonların timpan boşluğuna geçişi için bir yol oluşur. Bu boru, hafif enfeksiyonlarda bile zarın şişmesiyle kolayca kapanır, çünkü; kıkırdak parça normal olarak birbirine yaklaşır. Kulak borusu bloke olduğunda, timpan boşluğundaki kalan hava genellikle mukozadaki kan damarları tarafından emilir. Bu, timpan boşluğunda basıncın azalmasına, kulak zarının geri çekilmesine ve serbest hareketinin engellenmesine neden olur. Bunun sonucunda da işitme azalır. Orta kulak, arka üst tarafındaki mastoid boşluk yoluyla da mastoid hücrelere bağlanır. Kulak borusu, mastoid hücreler ve mastoid boşluk da orta kulak gibi mukoz zarla kaplıdır.

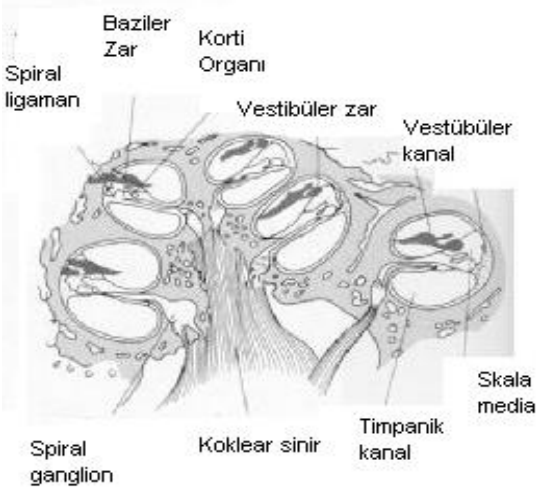
Timpan boşluğunun iç duvarında iki küçük açıklık veya pencere vardır. Birincisi, oval pencere üzenginin tabanı ile kapalıdır. Bu pencere yoluyla, üzenginin titreşimleri iç kulağın kemik labirentinin içindeki perilenfe iletilir. İkincisi, koklea penceresi, oval pencerenin altında, ikinci bir kulak zarı ile kapalıdır. Bu zar, üzenginin tabanından uyarılara yanıt için perilenfin hafifçe hareketine imkan tanır. Otosklerozis de üzengi ve oval pencere arasında yeni bir süngersi kemik oluşumu vardır. Yavaş yavaş artan bir işitme kaybı oluşur.

2.1.3. İç Kulak

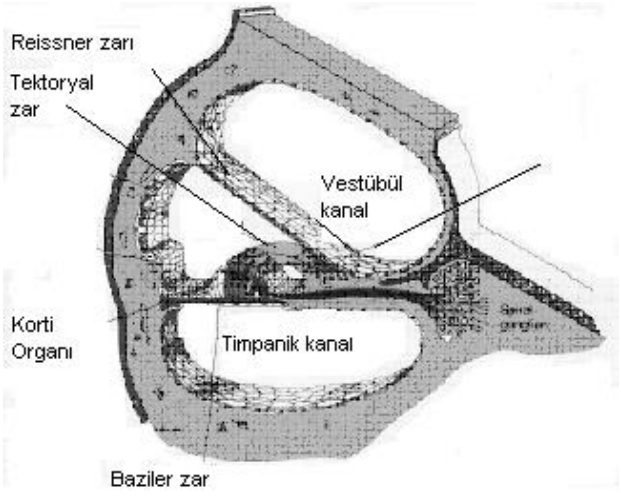
İç kulak ise dengemizi sağlayan yarım daire kanalları ile işitmemizi sağlayan kokleadan oluşmuştur. Koklea, kıvrılmış borulardan yapılmış bir sistem olup, genel

görünümü, şekil 2.1 de , enine kesiti ise şekil 2.2 ve 2.3 'te sunulmuştur. Koklea orta kulağa oval ve yuvarlak pencerelerle bağlanmıştır.

Koklea modiolus adı verilen kemik yapının çevresinde iki buçuk sarım yapar. Modiolusta kan damarları ve sinirler için kanallar vardır. Spiral ganglion da buradadır. Koklea sarımlarının açacak olursak 30-35 mm uzunluğunda silindirik bir yapıya sahip olduğu görülür. Kokleanın ortasından dikey bir kesit yapılacak olursa, modiolustan bir kemik çıkıntısının, kanalın içine uzandığı gözlenir. Osseous spiral lamina adı verilen bu kemik ventrikülde başlar ve tepeye kadar devam eder. Bunun bittiği yerden, kemiğin periostu fibröz bir tabaka ile devam eder ve karşı duvara ulaşarak kanalı iki tam parçaya böler. Bu fibröz tabakaya baziler zar denir. Baziler zar üzerine yayılmış olan yaklaşık 40.000 adet sinir lifi işitme sinirini oluşturur. Baziler zarın üzerinde kalan bölüme vestibüler kanal, altta kalan kısma timpanik kanal adı verilir. Bu iki bölme birbirine helikotrema penceresi ile bağlanmıştır. Vestibüler kanal ve timpanik kanalın içi perilenf sıvısı ile doludur. Vestibüler kanal oval pencereye, timpanik kanal ise yuvarlak pencereye açılır. Vestibüler kanal ve timpanik kanalın içi perilenf sıvısı ile doludur. Baziler zar karşı tarafa yapışırken bir kalınlaşma yapar; buna osseous spiral ligaman denir. Bu ligamanın üstünden ince bir zar tabakası ayrılır ve kanalın ortasına doğru inerek Osseous spiral lamina ile birleşir. Bu zara Reissner zarı denir. Bu şekilde Reissner zarı, koklea kesitlerinde üçgen şeklinde görülen koklea kanalcığını oluşturur. Reissner zarının önemi : ses-alıcı tüy hücrelerinin normal işlevi için gerekli özgül sıvıyı skala media içinde tutmaktır. Yarım daire kanalları, kemik labirentin vestübülü ile bağlantılıdırlar.



Şekil 2.2-Kokleanın sarımlarından biri boyunca yapılan enine kesitin görüntüsü.(Gray's Anatomy'den)



Şekil 2.3.Korti organı, Tektoryal zar, Baziler zar, Reissner zarı. (Gray's Anatomy'den)

Zarsı labirent, kemik labirentin boşluklarındaki zarsı kesecikler ve kanalcıklar bağlantı dizisidir. İşitme ve dengede de son organlardır. Zarsı labirent, kemik labirentin içinde asılıdır. Perilenf ile çevrili olan Zarsı labirent, endolenf içerir. Endolenf, perilenften farklıdır. Endolenfin K iyonundan zengin, Na iyonundan fakir olmasına karşın, perilenfte bunun tersi söz konusudur, perilenf Na iyonundan zengin K iyonundan fakirdir. Bir başka deyişle; endolenf, hücre içi sıvı özelliklerini taşırken, perilenf hücre dışı sıvı özelliklerini taşımaktadır. Reissner zarı vasıtası ile, aktif taşıma mekanizması aracılığı ile iyon ve metabolit alışverişi mevcuttur. Endolenf ve perilenf kokleanın metabolizmasında önemlidir.

Zarsı labirentin üç ana parçası vardır. Birincisi, iki küçük bağlantı keseleri utricle ve saccüle; ikincisi,Yarım daire kanallarındaki üç yarım daire kanalcıkları; üçüncüsü Kokleadaki koklea kanalcığı. Koklea kanalcığı, spiral ligament ile koklea kanalının iç ve dış duvarına sıkıca bağlanmış spiral kör bir tüptür. Spiral koklea kanalcığının tavanını vestibüler zar, tabanını bazilar zar ve dış bölümünü de osseous spiral lamina oluşturmuştur. Baziler zarın yüzeyinde bir seri elektromekanik duyarlı hücreler içeren Korti organı yerleşmiştir. Ses uyaranının reseptörü(alıcısı) olan Korti organı, jelatinsi tektoryal zar ile kaplıdır. Ses dalgaları tarafından endolenfte oluşturulan titreşimlere yanıt veren tüy hücreleri Korti organındadır. Tüy hücreleri, alıcı son organlar olup, ses titreşimlerine yanıt olarak , sinir uyarıları üretirler.

2.1.4. Ses İletim Yolunun Özeti

Ses iletim yolunu kısaca özetleyecek olursak; Havadaki ses dalgaları kulak kepçesi tarafından toplanır ve dış kulak yoluna geçerler. Bunlar, kulak zarının ve kulak kemikçiklerinin hareketine neden olurlar. Vestibül açıklıktaki üzenginin tabanı vasıtası ile perilenfe daha güçlü dalgalar iletilir. Perilenfin titreşimi baziler zara iletilir. Ses uyaranına yanıt olarak bu değişimlerin oluşması, spiral organın duyusal tüy hücrelerinin tüye benzer uzantılarının kıvrılmasına neden olur. Bu hücreler tektoryal zar ile temastadırlar. Tektoryal zar tüy hücrelerinin üzerinde bir örtü oluşturur. Bu hücreler kokleanın modiolusunda bulunan spiral gangliondaki bipolar birinci duyusal nöronlar veya perifer lifler tarafından uyarılırlar.

2.2-İşitmenin Fizyolojisi

Kulağın ses dalgalarını alma, bu dalgaların frekanslarını ayırt etme ve işitme ile ilgili bilgileri, bu bilgilerin anlamlarını çözümleyecek merkezi sinir sistemine iletmede kullanılan mekanizmaları anlayabilmemiz için işitmenin fizyolojisini bilmemiz gerekir.

Kulak, fizyolojik olarak, iletim ve algı olmak üzere iki bölümde incelenir. Dış ve orta kulak, iç kulak sıvıları iletimde; Korti organı, işitme siniri ve onun merkezi bağlantıları da algı da rol almaktadırlar. İşitme sırasında kulakta üç fonksiyon yerine getirilmektedir. İlk olarak orta kulakta ses titreşimleri iç kulak sıvılarına iletilmektedir. İkinci olarak, iç kulakta baziler zarda frekansların periferik analizi yapılmakta, üçüncü olarak da mekanik enerji, iç kulaktaki tüy hücreleri tarafından elektrik enerjisine dönüştürülmektedir. Fizik deyimlerle ifade edilirse, orta kulak bir empedans adaptörüdür, iç kulak ise bir frekans analizatörü ve dönüştürücüsür.

Sesin alınması ve işitmenin algılanması birkaç fazda gelişmektedir. Birinci olarak; Atmosferde oluşan ses dalgalarının Korti organına kadar iletilmesi, ses enerjisi ile sağlanan mekanik bir olaydır. İkinci olarak; Korti organına ulaşan ses enerjisi, nöroepitel hücrelerde elektrik potansiyellerine dönüşür. Üçüncüsü; Sinir lifleri bu elektrik potansiyellerini daha üst merkezlere iletirler. Son olarak da; Koklear çekirdeklerden, temporal lobladaki işitme merkezine gelen uyarılır birleştirilir ve analiz edilir.

2.2.1. Orta Kulak Fizyolojisi

Kulak kepçesi ve dış kulak yolundan kulak zarına gelen ses titreşimleri, kemikçik zinciri ve oval pencere yoluyla iç kulağa yani perilenfe aktarılmaktadır.

Ses enerjisi, kulak kepçesinin konka bölgesinde toplanarak dış kulak yoluna yönlendirilir. Kulak kepçesinin geniş yüzeyinde toplanan ses enerjisi, dış kulak yolu vasıtasıyla kulak zarına daha yoğunlaşarak ulaşır. Ses dalgaları, kulak zarında titreşime yol açar. Bu titreşim, zara yapışık olan çekiç sapı vasıtası ile çekiç başına ve buradan örse iletilir. Çekiç ve örs doğrusal bir aks üzerinde bir blok halinde birlikte hareket ederler. Bu hareket aksı, örsün kısa kolu ve gövdesi ile çekicin boynu arasından geçer. Hareket bundan sonra, incudostapedial eklem vasıtası ile üzengi ve oval pencereye, buradan iç kulak sıvılarına iletilir.

Ancak orta kulakta, yukarıda tanımlanan bu iletim sırasında, atmosferden(gaz ortamdan), perilenfe(sıvı ortama) ses dalgalarının iletimi söz konusudur. Ses dalgaları akustik rezistansı çok düşük olan atmosferden, akustik rezistansı (ses dalgalarının yayılmasına karşı gösterdiği direnç) çok yüksek olan perilenfe geçinceye kadar bir enerji kaybına uğramaktadırlar. Enerjinin büyük bir kısmı perilenf tarafından emilmekte veya geri yansımaktadır.

Ses dalgalarının ancak binde biri perilenfe geçebilmektedir. Bu, işitme birimi olan dB üzerinden ifade edildiğinde, ortam değişikliği esnasında 30 dB işitme kaybı ortaya çıkmaktadır. Ancak; orta kulak ve kemikçikler, kendisine gelen akustik enerjiyi yaklaşık 30 dB kadar yükselterek perilenfe aktarmaktadır ve ortam değişikliği sırasında ortaya çıkan enerji kaybını telafi etmektedir. Orta kulak burada, sesin akustik rezistansı düşük bir ortamdan, rezistansı daha yüksek bir ortama enerjisini yitirmeden iletilmesinde rol alarak "transformatör" görevini üstlenmektedir. Bunu aşağıda belirtilen mekanizmalar sayesinde yapmaktadır.

Çekiç ve örs, ses iletimi sırasında bir kaldıraç gibi hareket ederler ve sesi 1:1.3 oranında yükseltirler. Bu artış yaklaşık 2.5 dB'dir.

Ancak orta kulağın asıl sesi yükseltici etkisi, kulak zarı ile üzengi arasındaki yüzey farkından doğmaktadır.

Kulak zarının yüzölçümü 64 mm^2 dir.; titreşen kısmın yüzölçümü 55 mm2 dir. Üzengi tabanı ise 3.2-3.5 mm^2 dir. Aralarındaki oran 55:3.2= 17'dir. Yani akustik enerji; kulak zarından oval pencereye yüzey farkından dolayı 17 kat yükselerek geçer, bu yaklaşık 25 dB'lik kazancı gösterir. Kemikçiklerin kaldıraç etkisi de hesaba katıldığında, yaklaşık 27.5 dB işitme kazancı oluşmaktadır.

2.2.2. Pencerelerin Rolü

1) Dephasage:Kulak zarı titreştiği zaman, ses titreşimleri pencerelere iki şekilde ulaşır; kemikçikler yolu ile oval pencereye ve hava yolu ile yuvarlak pencereye ulaşır. Bu şekilde, yuvarlak ve oval pencerelere ulaşan ses dalgaları arasında iletim hızının farklı olmasından dolayı faz farkı ortaya çıkar. Buna dephasage denir.

Ses dalgaları, farklı fazlarda iletildiği zaman, koklear potansiyellerin optimum seviyede olduğu tespit edilmiştir. Halbuki, pencerelere aynı fazda ulaşan ses dalgaları, koklear potansiyellerin minimum olmasına neden olmaktadır. Zira aynı

fazlarda gönderilen ses dalgaları perilenfte aynı yönde hareket ederler ve birbirleri ile karşılaşarak etkilerini yok ederler.

2) Yuvarlak pencere: Ses titreşimlerinin baziler zara ulaşabilmesi için, perilenfin hareket etmesi gereklidir. Ancak üzengi tabanı, titreşimi iletmek üzere perilenfe doğru hareket ettiği zaman, perilenfin harekete geçebilmesi için ikinci bir pencereye gerek vardır. Yuvarlak pencere zarı, üzengi hareketi sırasında orta kulağa doğru bombeleşerek, perilenfe hareket imkanı sağlar. Yuvarlak pencere zarı olmasa idi, otik kapsülde; yani esnek olmayan bir ortamda sıvılar sıkıştırılamayacağı için perilenf hareketi olmayacaktı.

2.2.3. İç Kulak Fizyolojisi

İç kulakta sesin algılanması ile ilgili çeşitli teoriler ortaya atılmıştır. Günümüzde en fazla kabul gören ve geçerli olan "İlerleyen Dalga" teorisidir. Bu teoriyi kısaca özetleyecek olursak; üzengi hareketi ile başlayan ve perilenf ile iletilen mekanik bir dalga, baziler zarı tabandan apekse doğru hareketlendirir. Bu dalganın özelliği, genliğin giderek artması ve titreşimlerin belli bir bölgede maksimum genliğe ulaştıktan sonra birden sönmesidir. Titreşimler enine ve boyuna olmak üzere yayılırlar. İletim dalgası, baziler zar üzerinde uyarının taşıdığı frekansa karşılık gelen bölgede maksimum genliğe ulaşır ve bu bölgeyi hareket ettirerek lifleri uyarır.

Kokleaya giren titreşimler iç kulak sıvılarında, oval pencereden yuvarlak pencereye doğru bir harekete neden olurlar. Bu titreşimler vestibüler kanal da ilerlerken, perilenfin karşı koyuculuğu ile her frekanstaki titreşim için özel bir yerde olmak üzere baziler zar üzerine yöneltilirler. Böylece koklea kanalı, timpanik kanala doğru itilir. Bu sırada timpanik kanal sonunda bulunan yuvarlak pencere zarından giren orta kulak havasındaki titreşimler bu harekete kısmen karşı koyarlar.

Ayrıca yuvarlak pencere zarının esneklik özelliğinin de farklı olmasının da etkisi buna eklenerek iki kanal arasındaki dalgalanma hareketi Korti organını da uyaran bir dalgalanmaya neden olur.

Kokleadaki baziler zarın tabana yakın yeri ince, kısa ve gergindir. Apekse yakın yeri ise kalın, uzun ve gevşektir. Bu nedenle baziler zarın en alt kısmı (koklea tabanı) en yüksek frekanslarda; en üst kısmı ise en alçak frekanslarda uyarılır.

Baziler zar titreşirken, üstündeki tüy hücreleri tektoryal zara çarpıp ayrılırlar ve sonuçta uyarılan koklea kısmında ses dalgalarının mekanik enerjisi elektro

kimyasal enerjiye dönüşür. Bu enerji de sinir impulsları doğurarak sesin VIII. Sinir lifleri ile merkeze iletilmesine neden olur. ses uyaranları taşıdıkları frekanslara göre beyinde değişik yerlerde sonlanır. Yüksek tonlar işitme merkezinin derinliklerinde ve düşük tonlar ise yüzeylerinde sonlanır.

Sesler kortekse eriştiği zaman orada önceki ses deneyimlerine göre tanınırlar; diğer deyişle bellek merkezi bunu anımsar. İki kulakla beyin arasındaki bağlantı çift kanallı bir sinir sistemi ile yapılır. Karışık bir yol izleyen sinirler birçok noktada koklear çekirdek, superior oliva, colliculus inferior ve medial geniculate body'den geçerler.

Yeni doğmuş bir çocukta, işitme yolları kortekse kadar tamamen gelişmiş durumdadır. Ancak çocuğun önceki ses deneyimleri ile oluşmuş bir belleği olmadığı için sesleri anımsayamaz. Çocuğun 2,5 yaşına kadar olan döneminde işittiği sesler süratle kortekste birikir, assosiye olur ve sonunda anımsanıp yorumlanabilecek duruma gelir. Çocuk ancak bundan sonra işittiklerini taklit etmeye başlar, yani konuşur. Doğumda var olan işitmeye refleks işitme, sonradan kazanılan işitme fonksiyonuna da bilinçli işitme adı verilir.

Kokleada 4 ayrı elektrik potansiyel bulunur; Birincisi; İstirahat potansiyeli istirahat konumundaki bir hücrede(-80 mV), endolenfte ise (+80 mV) elektrikli potansiyel ölçülmüştür. Diğer potansiyeller ise uyarılan kokleada ortaya çıkmaktadırlar.

İkincisi; Koklear mikrofonikler: Yuvarlak pencereye konan elektrotlar vasıtası ile ölçülür. Bir uyarı sonucunda, tüy hücrelerinin uyarılmaları sonucu ortaya çıkarlar: Uyarı ile yanıt arasında latent süre yoktur. Adaptasyon ve yorgunluk göstermezler.

Üçüncüsü; Aksiyon potansiyeli: Ses uyaranı, iç kulakta iletim dalgasından sonra, işitme sinirinin bir grup lifinde aksiyon potansiyellerinin oluşmasına neden olur. Belli frekanslarda, belli nöron grupları uyarılırlar. Bazal zar üzerinde en çok titreşimi yapan bölgedeki sinirler, bu bölgenin frekansı için optimal uyarılabilen sinirlerdir. Dördüncüsü olan Toplanma potansiyelinin kaynağı ise iç tüy hücreleridir. Yüksek şiddetli uyaranlarla belirgin hale gelirler.

2.3- İşitme Kayıpları

Dış dünyaya açılan bir ses penceresi olan kulak, işitmeyi sağladığı sürece kıymeti tam olarak bilinmez. Kulağın değeri, fonksiyonlarından birini veya birkaçını yapamadığı zaman daha iyi anlaşılır. İşitme kayıpları, normal bir kulağın saf sesi algıladığı eşikten farklı seviyelerde olduğu durumlardır.

İşitme kayıpları doğuştan ve edinsel olarak sınıflandırılabildiği gibi patololjinin yerine göre de sınıflandırma yapılabilir. Patolojinin yerine göre sinirsel ve iletim tipi olmak üzere ikiye ayırabiliriz. Sinirsel işitme kayıplarında; koklear, retro koklear ve merkez düzeyde bir sorundan kaynaklanmaktadır. İkinci tipte işitme kaybı ise, dış ve orta kulaktaki bir lezyona bağlı olabilir. Sesi kokleaya ileten mekanızmalarda bir patoloji mevcuttur. Sistemin iletim elemanlarını ilgilendirdiği için de iletim tipi işitme kaybı adı verilir. Dış ve orta kulaktaki işitme kusurlarına tıbbi müdahale yapılabildiği halde, iç kulak, işitme siniri ve beyindeki kusurlara karşı herhangi bir tıbbi müdahale yapılmamaktadır. Eğer koklea veya işitme siniri tahrip olmuşsa kişide kalıcı işitme kaybı vardır.

2.3.1. İletim Tipi İşitme Kayıpları

İletim tipi işitme kayıplarından önemlisi olan ve mühendislik bilgilerine ihtiyaç duyulan orta kulaktaki işitme kayıpları genel olarak üç çeşit orta kulak hastalığından ileri gelmektedir. Bunlardan biri ve çok rastlanılanı kulak zarının delinmesi veya harap olmasıdır. Diğeri, üzengi kemikçiğinin, oval pencereye değen ayağının etrafındaki kemik duvarla kaynaşmasından ileri gelmektedir. Bu durumda üzengi sabitleştiği için kulak zarındaki ses titreşimleri iç kulağa ulaşamayıp ikinci tip bir işitme kaybı oluşmaktadır. Üçüncü tip iletim kaybı oluşturan orta kulak hastalığı ise çeşitli nedenlerle orta kulak kemikçiklerinin tümünün işe yaramaz hale geldiğinde ortaya çıkar. Bu tip hastalarda çok büyük işitme kaybı oluşmaktadır. Ayrıca, dış kulak lezyonları (Konjenital malformasyonlar,dış kulak yolu stenozu, otitis eksterna, buşon, yabancı cisim,myringoselerosis, egzositozlar, tümörler), orta kulak lezyonları (Konjenital malformasyonlar, tuba disfonksiyonu,akut,kronik otitis media, kolestatom, spesifik otitler, otitler, tympanoselerosis, otoselerosis, travmaları, tümörler) vardır.

2.3.2. Sinirsel İşitme Kayıpları

Sinirsel işitme kaybında (bu deyim koklea, işitme siniri veya kulaktan itibaren merkezi sinir sistemi devrelerinin tümündeki harabiyetleri içerir) hastanın hem hava

hem de kemik iletim yolu ile incelenen sesleri duyma yeteneğinde azalma veya tam kayıp vardır. Bu tip işitme kaybı neredeyse tüm yaşlı kişilerde az ya da çok görülür. Sinirsel işitme kaybının sık görülen diğer kalıpları şunlardır:

1- Düşük frekanslı sesleri genellikle daha yüksektir ve Korti organını daha fazla tahrip eder. “Rock” müziği orkestralarında çalışan müzisyenler veya uçak mühendislerinde görüldüğü gibi, çok şiddetli seslere aşırı ve uzun süreli maruz kalma sonucu düşük frekanslı seslere karşı işitme kaybı.

2- Korti organın özellikle streptomisin, kanamisin ve kloramfenikol gibi bir kısım antibiyotiklere duyarlı olması nedeniyle ilaç duyarlığının neden olduğu bütün frekanslarda işitme kaybı.

Sinirsel işitme kayıplarını oluşturan çeşitli hastalıklar şunlardır: koklear lezyonlar (Konjenital malformasyonlar, herediter hastalıklar, enfeksiyonlar, meniere hastalığı, presbiakuzi, ototoksisite, travmalar, tümörler, endokrin ve metabolik nedenler, oto-immün işitme kaybı, sistemik immün hastalıklar, vaskülitler, vasküler nedenler, koklear otosklerosis), retrokoklear ve santral lezyonlar (enfeksiyonlar, viral, prematurite doğum travması, anoksi, erytroblastosis fetalis, nörolojik hastalıklar, tümöral).

İşitme bozukluklarının özelliklerini saptamada odiyometre kullanılır. Düşük frekanslardan yüksek frekanslara kadar değişen bir aralık içerisinde saf tonlar üretebilen elektronik ossilatöre bağlı bir kulaklıktan oluşan bu gerecin kullanılmadan önce sıfır ayarı gerekir. Sıfır ayarı için önce normal kişilerde yapılmış ölçümlere dayalı olarak her frekans için normal bir kişinin zorlukla işitebileceği en alt şiddet düzeyi saptanır ve sesin bu şiddet düzeyi sıfır olarak kabul edilir. Kalibre edilmiş bir ses yükseltme düğmesi ile her tonun şiddeti bu sıfır düzeyinin altında veya üstünde arttırılıp azaltılabilir. Bir tonun kişi tarafından duyulabilmesi için o tonun şiddetinin normalin 30 dB üzerine kadar yükseltilmesi zorunlu oluyorsa bu kişide o ton için 30 dB düzeyinde bir işitme kaybı bulunduğu söylenir. Odiyometre kullanılarak yapılan bir işitme testinde işitme yelpazesini kapsayacak 8-10 kadar frekans denenir ve bu frekansların her biri için ayrı ayrı işitme kayıpları saptanır. Daha sonra işitme yelpazesindeki her frekansa ait işitme kaybını grafik halinde vermek üzere bir odiyogram hazırlanır.

İşitme kayıpları, ses şiddetini, farklı seviyelerde vererek, algılanma eşiğinin tespit edilmesiyle ölçülür. Büyüklüğüne göre değişir. İşitme bozukluklarının sınıflandırması, Tablo 2.1 de bulunmaktadır.

Tablo 2.1 İşitme eşikleri, tanımlayıcı terimler, ve muhtemel özürler (Goodman'dan sonra 1965)[3]

Tanımlayıcı Terimler	İşitme Kayıpları(dB)	Muhtemel Özürler
Normal Limitler	-10 dan 26 ya	
Hafif Kayıp	27-40	Zayıf veya uzak konuşmaları işitmede zorluk vardır
Orta Derecede İşitme Kaybı	40-55	3-5 adım uzaktaki konuşmaları anlar
Belirgin İşitme Kaybı	55-70	Anlaşılabilmesi için, konuşma yüksek sesle olamalıdır ve grup ve sınıf görüşmelerinde büyük zorluk vardır.
İleri Derecede İşitme Kaybı	70-90	Kulaktan 1 adım uzaklıktan yüksek bir ses işitilebilir, çevredeki gürültüler tanımlanabilir sessiz harfler değil de, sesli harfler ayırdedilebilir.
Total İşitme Kaybı	> 90	Yüksek sesler işitilebilir, ancak iletişim için başlıca yol olarak buna güvenilemez.

3. İŞİTME CİHAZLARI

3.1-İşitme Cihazları

İşitmeyi tedavi yolu ile düzeltme olanağı kalmadığı zaman kullanılan ve protezle işitme kazancı sağlamayı amaçlayan cihazlara “işitme cihazları” adı verilir. İşitme cihazlarının kullanımı işitme kayıplarında etkili bir kazanç sağlar. Cerrahi veya tıbbi tedavisi olanaksız olan ve işitme kaybına çare arayan her hastaya işitme kaybının derecesine bakılmaksızın işitme cihazı tavsiye edilebilir. Uygun işitme cihazının seçimi de önemlidir. İşitme cihazı patenti ilk defa A.B.D.’ de 1905 yılında alınmıştır. Modern işitme cihazı ise 1938’ de Samuel Lybarger tarafından geliştirilmiştir.

Etki prensiplerine göre iki tür işitme cihazı vardır:

Akustik Stimulasyon Oluşturan Cihazlar: Bunlar dıştan kullanılan sesin kuvvetlendirilmesini sağlayan geleneksel protezlerdir. Hava yoluna (dış kulak yolu) ya da kemik yoluna (kulak arkası tipi) uygulananları vardır. Dışarıdan uygulanan işitme cihazlarının; cep, gözlük, kulak arkası ve kanal içi tipleri vardır. Her işitme cihazında otomatik ses kontrol , pick clipping denilen ses filtre sistemleri ile sıkıştırma ve potansiyometre vardır. Filtre sistemleri ile bazı frekans kanallarının bir ayrıma tabi tutulması ile kulağa zararsız iyi ve uygun bir kuvvetlendirme gerçekleşir. Potansiyometre ses çıkış kuvvetini ayarlar; bir den fazla ayar kademesi vardır.

İşitme cihazlarında başlıca şu bölümler vardır:

1- Mikrofon (sesi elektrik enerjisine çeviren bölüm)

2- Amplifikatör (yükseltici)

3- Kulaklık (elektrik enerjisini tekrar ses enerjisine çeviren dönüştürücü)

4- Enerji kaynağı (pil)

İki taraflı işitme kayıplarında kayıp 40-60 dB arası değişiyorsa protez işitmesi kötü kulağa takılır. Eğer işitme kaybı 60dB'in üzerinde ise işitmesi iyi olan tarafa takılır. İki taraflı simetrik işitme kayıplarında her iki kulağa protez önerilebilir. Ayrıca total ya da subtotal işitme kayıplığı olan çocuklarda da rehabilitasyon çalışması için cihaz kullanılabilir. Protez kullanılmasında en iyi sonuçlar iletim tipi kaybı olanlarda elde edilir. Koklear patolojisi olan duyu sinir kayıplı olanlarda, recruitment nedeniyle sesler iç kulağa ulaşsa bile bozulur. Konuşmayı ayırt etme yüzdesi %40'ın altında ise işitme cihazlarından yarar görme son derece az bir olasılıktır.

3.1.1. Cihazların Tipleri

a) Cep tipi cihazlar: Cep tipi cihazların kulak tipinden başlıca farkı, güçlerinin daha yüksek olmasıdır. Cep tipi cihazların frekans alanları da genellikle daha geniştir. Cep tipi cihazlarda, normalde tek bir alıcı kullanılır ve bunun kulağa tutturmak için bir dış kulak kalıbına bağlanması gerekir. Cihazın mikrofonu ile alıcısının birbirinden hayli uzakta oluşu, sesin geri yansımasını önler. Bu cihazlar elbisenin sürtünmelerine bağlı olarak fazla gürültü alırlar.

b) Kulak tipi cihazlar: Germanium transistörlerin tekniğe girmesi ile, kulak tipi cihazlar küçültülebilmiştir, ama küçük oldukları için de alçak frekanslarda cevap cep tipine göre daha azdır. İşitme cihazının gövdeye değil de kulağa yerleştirilmesi, kulak tipi cihazlara birçok üstünlükler sağlar. Cep tipi cihazlarda görülen önleyici etkiler az olmakla birlikte, kulak tiplerinde de olur. Son derece elverişsiz yön açıcı konumlarında, başın perdeleme etkisi nedeni ile 3000-4000 Hz arasındaki yüksek frekanslarda cevap 4.5 dB gibi önemli bir miktarda düşer. Kulak tipi cihazlarda rüzgar gürültüsü (paraziti) mevcuttur. Nedeni, rüzgarlı bir havada dışarı çıkıldığında, cihazın etrafında dolanan hava akımıdır. Bu gürültü, mikrofon tarafından ortaya çıkartılır ve artırıcı sistem ile de herhangi bir sesmiş gibi artırılır. Kulak tipi cihazlarda mikrofon ile alıcı aynı birimin içine sığdırılmıştır. Bu parçaların birbirine yakın oluşu, hem akustik hem de mekanik geri beslemeyi oluşturabilir. Geri beslenme, çoğu zaman, dış kulak kalıbının iyi girmemesine bağlıdır. Kulak tipi cihazların üç türü vardır.

Kulak arkası tip: Yeni geliştirilen modelleri ile, 80dB hatta daha fazla olan kayıplarda bile uygun görülebilmektedir. Ama genellikle, cep tipi cihazlar kadar güçlü olmayıp, ses kazançları ortalama 55-60 dB ve çıkış güçleri de 125-130 dB kadardır.

Gözlük tipi: Gözlük çerçevesinin her iki sapına da monte edilme olanağı vardır. Gözlük tipi cihazlar ile, kulak arkası tiplerin ses kazançları esas olarak aynıdır.

Kanal içi: Tamamen kulak kanalına oturtulan cihazlardır.

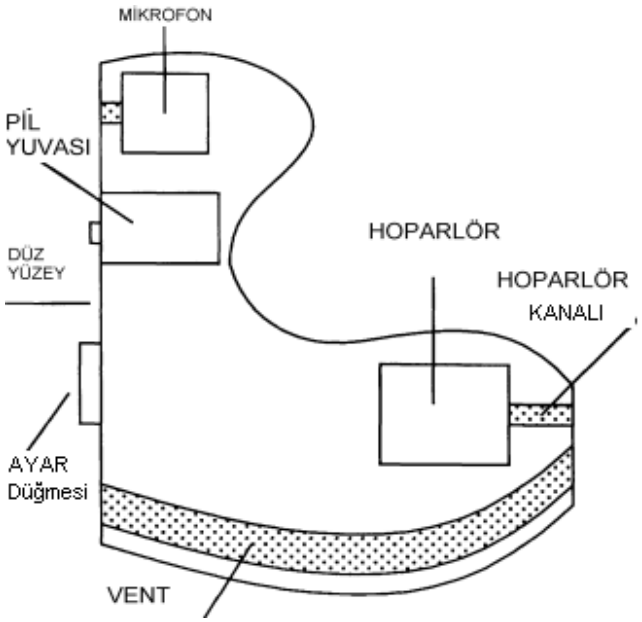
Elektriksel Stimulasyon Oluşturan Cihazlar: İç kulak duyu hücrelerinde ağır derecede bozukluk olduğunda uygulanır. Bu grupta koklear ve ekstrakoklear olarak uygulanan koklear implantlar (biyonik kulak) vardır. Elektrotlar total yada subtotal işitme kaybı olanlarda elektrik uyarı üretip sinire aktarırlar.

3.2. İşaret İşlemeye Giriş

İşitme cihazlarından bahsedilirken genellikle gözlük benzetmesi kullanılır. Bu bölümde de görüleceği gibi tipik bir işitme kaybı bile görüntünün düzeltilmesinden daha karmaşıktır. Lens pasif, lineer bir sistemdir. Gözün farklı uzaklıklara odaklanmadaki problemini oldukça iyi bir şekilde giderir. Fakat diğer tarafta işitme kaybı, işitme eşiğindeki kaymayı, sistemin giriş çıkış kazancındaki değişmeyi, zaman çözünürlüğündeki ve frekans çözünürlüğündeki kaybı da içerir. İşaret işlemedeki gelişmeler, kulaktaki bu bozulmaları giderecek önemli bir mühendislik meydan okuması sunmaktadır.

3.2.1 Lineer Kuvvetlendirme

Temel işitme cihaz devreleri bir lineer kuvvetlendiricidir. Basit bir işitme cihazı, mikrofon, kuvvetlendirici ve çıkış dönüştürücüsünden oluşur. Bunlara ilave olarak daha gelişmiş tasarımlarda en temel yapı blok formu olarak da bir lineer işitme cihazı istenir. Pratik cihaz uygulamalarında, lineer kuvvetlendirme ile ilişkili olan bir çok problem işleme yaklaşımlarını etkiler. Ters bir ifade ile, lineer araçlardaki gelişim, bütün işitme cihazlarının gelişmesine neden olmaktadır.



Şekil 3.4. Kulak içi işitme cihazının şematik gösterimi. [7]

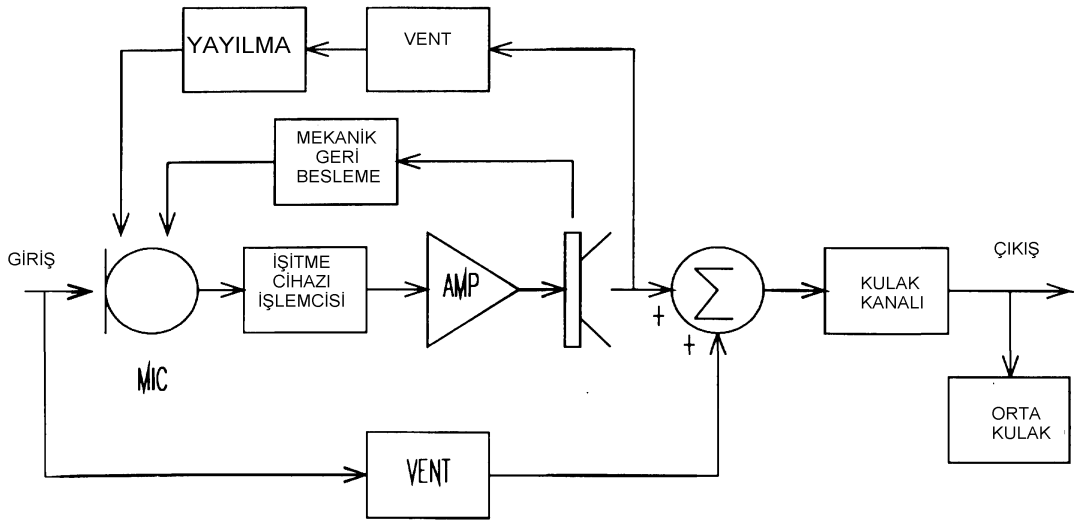
3.2.2. Sistem Tanımı

Kulak kanalını ve kepçesini kapatmadan içine yerleştirilecek şekilde tasarlanmış kulak içi işitme cihazının (ITE) şematik gösterilimi 3.4'te sunulmuştur. Ayrıca işitme cihazları, kulak arkasına (BTE) yerleştirilecek şekilde, vücuda takılabilecek şekilde veya tamamen kulak kanalı içine yerleştirilecek şekilde tasarlanırlar. İşitme cihazlarının dış görünüşlerinde, başlıca mikrofon açıklığı, pil yuvası, ses şiddet kontrolörü ve kanal açıklığı vardır. Kanal, kuvvetlendirilmeleri istenmeyen düşük frekanslardaki (bazı yüksek frekans kayıplı kişiler için alçak frekansın kuvvetlendirilmesine ihtiyaç yoktur.) ses işaretlerinin geçmesi için ve kullanıcının kendi sesinin daha doğal frekansı ile geçmesi için kullanılır. Potansiyel geri besleme probleminden ötürü bütün işitme cihazlarında kanal bulunmaz.

Mikrofon, işitme cihazının görünür yüzünün en üstünde yer alır. Pil yuvası, mikrofonun hemen altında bulunur. Ses şiddet kontrolörü ve kanal en alttadır. Bu yerleşim, mikrofon ve kanal açıklığı arasındaki mesafeyi maksimum yapar. Böylece akustik geri besleme probleminin azaltımına yardımcı olur. İşitme cihazının içindeki iç devre gösterilmemiştir. İşitme cihazlarına her birine, takılacağı kulağın içini dolduracak bir şekil verilir. Dönüştürücü işitme cihazının kanal bölümündeki kısımda bulunur. Dönüştürücü çıkışı, kulak kanalına bir kısa tüp ile bağlanır.

Bir kulak içine yerleştirilmiş işitme cihazının blok gösterilimi şekil 3.5'te gösterilmiştir. Başın kenarlarındaki ses basıncı mikrofona girer. İşitme cihazının yerleşimi, kulak kepçe ve kanalının 2.5 KHz lik rezonans frekansını yok eder. Yerleşimin neden olduğu dış kulağın doğal frekansındaki bu kayıp 15-20 dB dir. Buna karşılık gelen kazanç, elektro akustik sistemin frekans cevabında tekrar sağlanabilir. Sonuçta, kuvvetlendiriciden ve vent kanalından geçerek kulak kanalına ulaşan iki yol olur. Kulak kanalındaki ses basıncı da direkt geçen ve kuvvetlendirilen sinyallerin toplamı olur. Hoparlör titreşiminin mikrofon diyaframını uyarması ile oluşan mekanik geri besleme de mikrofon girişindeki ses basıncına eklenir. Kulak kanalında gezinen ses basıncının ürettiği Akustik geri besleme sızıntı olarak veya vent açıklığından çıkan, kulak kanalındaki akustik basınç akustik geri besleme olarak karşımıza çıkar. Kulak kanalına kısa bir tüp ile bağlı olan hoparlör, kulak zarının giriş empedansı ile sonlandırılmış kulak kanalının ve ventinin akustik yüklenmesine neden olur. Yapılan simülasyonlar işitme cihazının akustik tasarım ve geliştirilmesine yardımcı olmuştur.

Lineer bir işitme cihazındaki sinyal işleme, frekans-cevap şeklini ve kuvvetlendirmeyi içerir. Genelde frekans cevabını, verilen işitme kaybını dengeleyecek şekilde, istenilen çıkışa uydurmak için, tek kutuplu veya çift kutuplu, yüksek veya alçak geçiren filtreler kullanılarak sağlanır. Her bir frekans kanalının kazancı, bir birinden bağımsız şekilde ayarlanabilen çok kanallı işitme cihazları da vardır. BTE cihaz çıkışını kulak kanalına bağlayan tüp kullanılarak işitme cihazının frekans cevabını akustik ayarlamakta mümkündür.



Şekil 3.5. Kulak içine yerleştirilmiş işitme cihazının blok gösterilimi. [7]

3.2.3. Dinamik Aralık

İşitme cihazının dinamik aralığı, girişteki düşük sinyal seviyesindeki gürültü ile sınırlandırılmıştır. Tipik bir işitme cihazı mikrofonunun gürültü seviyesi insan kulağına göre kıyaslandığında yaklaşık 20 dB SPL dir. İşitme cihazlarının işleme ve kuvvetlendirme devrelerinin toplam gürültü seviyesi yaklaşık 25 ile 30 dB SPL arasındadır. Çok-kanallı filtre gibi daha karmaşık işlemlerde, devrenin ihtiyaç duyduğu eleman sayısına ve üretim teknolojisine bağlı olarak daha yüksek seviyeli gürültü üretilebilir.

Diğer uçta ise, işitme cihazının sağlayabileceği maksimum kazançtaki kuvvetlendiricinin doyma sınırıdır. Tipik bir işitme cihazı kuvvetlendiricisi sinyalin 85 dB SPL giriş seviyesinin üzerine çıkması durumunda kırpar. 70 dB SPL seviyesindeki konuşma oldukça temiz olur fakat 80 dB SPL seviyesindekiler oldukça bozunmaya uğrarlar. 65 ile 70 dB SPL giriş tipik normal konuşma seviyesine aittir. Konuşmacının sesi kendi kulak kanalında diğerlerinden 15 dB daha yüksektir.

Gürültü tabanından doyma eşik gerilimine kadar 55 dB'lik bir işitme cihazı dinamik aralığı bulunmaktadır. Daha yüksek kazançlı bir yükselteç seçme ve ses şiddet kontrolünü kısma, doyma eşik gerilimini artırmaktadır. Fakat aynı zamanda gürültü seviyesini de aynı değerde artırmaktadır. Bazı işlemler devam etmektedir. Bununla birlikte D-sınıfı işitme cihazı kuvvetlendiricilerinin geliştirilmesi ile A-sınıfı kuvvetlendiricilere sahip işitme cihazlarının doyma seviyelerine göre 10-20 dB lik bir artışı sağlamaktadır. Küçük B-sınıfı kuvvetlendiricilerin işitme cihazına yerleştirilmesi ile kuvvetlendirici doyumu ile bahsedilen problemlerde büyük bir azalma kaydedilmiştir.

3.2.4. Bozulma

Kuvvetlendirici doyumu, genellikle simetrik tepe uçlarının kırpılması ile karşımıza çıkar. Bir tek sinüs işitme cihazına girer ise, kırpılmalar harmonik bozulmalar oluşturur ve bir veya daha fazla birbirine girmiş eş zamanlı sinüslerin oluşturduğu intermodulasyon gürültüsü oluşur. Toplam bozulma, işitme cihazlarının kalitelerinin belirlenmesinde önemli bir parametredir. Fortune ve Preves, işitme cihazının çıkış sinyalindeki zayıflama azalmasının düşük işitme cihaz kuvvetlendirci doyma seviyesine ve düşük sessizlik rahatsızlık seviyesine (Loudness Discomfort Level) bağlı olduğunu bulmuşlardır. LDL uzun bir süre için herbir gönüllünün konuşmayı dinleyebildikleri

maksimum seviyedir. Bu sonuç bize işitme cihazı kullanıcılarının bozulmayı azaltmak için kazancı azaltmayı tercih ettiklerini göstermektedir. Başka bir çalışmada da, işitme cihazı kullananların büyük bir bölümü, işitme cihazının en önemli özelliğinin iyi ses kalitesi olduğunu göstermiştir. En önemli ses kalitesi faktörünün de berraklık olduğu gösterilmiştir. Bu bozulmayı azaltma kullanıcıların büyük bir kısmının rahatlıklarının, memnuniyetlerinin, ve yüksek ses seviyesinde konuşma anlaşılabilirliğinin artırmasına sebep olur.

3.2.5. Kanal Genişliği

İşitme cihazlarında, kullanıcını ilgilendiği diğer seslerin doğru olarak tekrar üretilmesini ve iyi bir konuşma anlaşılabilirliğini sağlaması için yeterince geniş bir kanal genişliğine ihtiyaç vardır. normal bir işitme cihazı için 250-7000 Hz frekans aralığının konuşma anlaşılabilirliğini tam olarak verdiğini tespit ettiler. Daha sonraki çalışmalarda, anlamsız heceler ve kesik söylemler için bu aralığın 200-8000 Hz frekans aralığı olduğu görüldü. Müzik için, bir ara deneysel işitme cihazı kullanan kullanılıcılar çok beğenilen geniş kanallı hoparlör sistemi ile karşılaştırdıklarında deneysel işitme cihazı kanal genişliğini 60-8000Hz frekans aralığı olarak belirtmişlerdir. Bu sebeple işitme cihazları için amaç 60-8000 Hz'dir.

Bir çok işitme cihazının alçak frekans için yeterlidir fakat optimum konuşma anlaşılabilirliği için yüksek frekans cevabı yeterli değildir. Tipik yüksek frekans cevabı 4-6 kHz üzerine hızlı bir şekilde yükselmektedir. Laboratuar sistemlerinde yüksek frekans kazancı ve kanal genişliğinin artırılması genellikle konuşma anlaşılabilirliğini artırmaktadır. Bununla birlikte işitme cihazlarında kanal genişliğinin artırılma faydası yalnızca kuvvetlendiricinin ihtiyaç duyduğu güç artışına aşırı bozulma olmaksızın yeterli olur ve sistem mekanik ve akustik geri besleme seviyesinin artışına rağmen kararlı kalır ise olur. İşitme cihazı kanal genişliğindeki istenilen bu artış, diğer problemlerin ilk olarak çözülmesini beklemek zorundadır.

3.2.6. Geri besleme

Mekanik ve akustik geri besleme, bir çok işitme cihazının sağlayabileceği maksimum kazancı sınırlar ve frekans cevabını düşürür. Geri beslemenin neden olduğu sistem kararsızlığı, zaman zaman sürekli duyulabilen yüksek frekanslı bir tona veya

işitme cihazından çıkan bir ıslığa neden olur. Geri besleme osilasyonu bir çok kuvvetlendiricinin başında yok edilmeden önce cihaz kararsızlık başlangıcına yaklaştığında bozulmanın artması beklenir. Yüksek güçlü işitme cihazlarının mikrofonundan gelen mekanik titreşim, iki mikrofonun sırt sırta birleştirilmesi ile azaltılabilir. Bu yapıldığında osilasyon başlangıcından önce toplam kazançta yaklaşık olarak 10 dB bir artış olur. Ama bir çok işitme cihazındaki, BTE kulak kalıbında veya ITE kovanındaki gibi bulunan vent açıklığının neden olduğu akustik geri besleme yaklaşık olarak mümkün olan maksimum kazancı 40 dB olarak sınırlandırmıştır. Akustik geri besleme problemi tipik yüksek kazanca sahip işitme cihazlarının bir çoğunda yüksek frekansta şiddetlidir. Geri besleme etkisini bastırmadaki tasarım kriterleri çevredeki sesleri ve konuşma bilgisini koruyarak maksimum kazancı kullanışlı bir şekilde artırmalıdır.

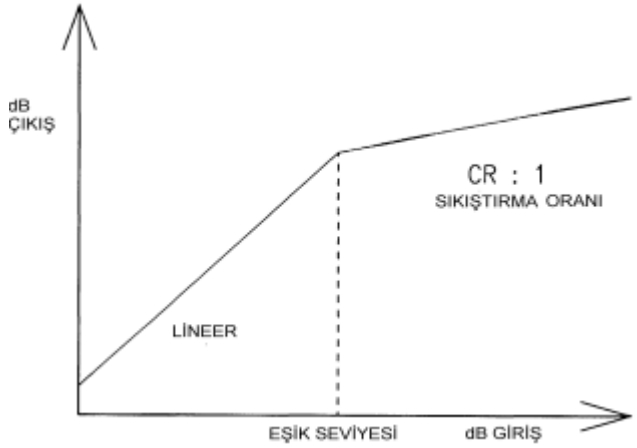
İşitme cihazlarında kararlılığı artırmak için geleneksel işlem yüksek frekanslarda kazancı düşürmektir. Sistemin frekans cevabını ayarlayarak geri besleme kontrolünün diğer bir değişi kararlılığı sürdürmek için cihazın yüksek frekansta istenilen cevabını feda etmektir. Faz kaydırma ve çeltik filtreler denenmiştir fakat çok etkili olmamıştır. Geri beslemeyi bastırmada en etkili teknik kestirilen geri besleme sinyalinin mikrofon girişinden çıkartılmasıdır. Geri besleme azaltma sistemlerinin simülasyonları ve sayısal prototipleri osilasyonun başlamasından önce yüksek frekans cevabında herhangi bir kayıp oluşturmadan 6dB ile 17dB arasında kazançta bir artış meydana getirdiğini göstermiştir. Laboratuar testlerinde giyilebilir işitme cihazlarında 4dB'lik kazanç artımı ile birlikte adaptif gürültü azaltma uygulaması, sessiz veya arka planda konuşmaların olduğu durumlardaki konuşmaların daha iyi anlaşılmasında çok önemli olduğunu gösterdi. BTE işitme cihazlarına yerleştirilen adaptif geri besleme azaltma sistemlerinin pratik denemeleri kazançta 8-10dB'lik bir artışın meydana getirdiğini göstermiştir.

Bu sistem, çoğunlukla gürültü sinyalinin izlediği yolun gösterilmesine tipik bir örnektir. Geri besleme yolunun karakteri, gürültü sinyali p(n) ile hata sinyali e(n) arasındaki çapraz korelozyondan tespit edilir. Bu ölçüm hoparlörün genlik ve faz etkilerini, mekanik ve akustik geri besleme yolunu ve mikrofon cevabını içerir. Hata sinyali e(n) ortalama karasel (LMS) adaptif ağırlık güncelleme algoritması ile en aza indirilir.

Bazı sistemleri düşük seviyeli gürültüler sürekli olarak etkiler ve LMS ağırlık değeri de sürekli güncellenir. Bu yaklaşım kullanıcılar için SNR da bir azaltma meydana getirir. Sonuç olarak sistemin geri beslemeyi azaltma yeteneği, sistemin o andaki konuşma sinyaline uygunlaşırken sınırlanır. Geri besleme yolunun en iyi kestirilimi işlenen işitme cihazı sinyalinin g(n) çok kısa bir zaman aralığında (50ms) bağlantının kesildiği ve adaptasyonun olduğu anda olur. Sabit durumlar için, sürekli adaptif sistemler ile karşılaştırıldıklarında toplam geri besleme azaltımının 7 dB arttığı görülür. Fakat bu yaklaşımın, değişen akustik çevrede karar algoritmasının ihtiyaç tespit etmesi ile güncellenen adaptif ağırlık değerlerinden ötürü takibi zordur. Diğer bir yaklaşım, ses giriş yoğunluğunun indirgendiği bu zaman aralığında adaptasyonu sınırlamaktır. Giren gürültünün patlaması yerine konuşma kalitesinin düşürüle bilinmesine karşı bu teknik geri besleme azaltımında sürekli uygunlaştırma sitemine göre avantaj sağlar.

3.2.7. Kuvvetlendirici Sıkıştırması

Dinamik aralık sıkıştırması başka bir değiş ile otomatik kazanç kontrolü (AGC), işitme cihazlarında iki farklı amaç için kullanılır. İşitme cihazlarında kullanılmasının birinci ve en yaygın amacı, keskin bir ses meydana geldiğinde kullanıcı kulağını ve kuvvetlendirici devresinin aşırı yüklenmesini sınırlamaktır. İkinci kullanım nedeni ise bazen konuşma ve çevre seslerinin dinamik aralığının, sınırlanmış dinamik aralığa sahip olan işitme cihazı kullanıcısına uygunlaştırmak içindir. Bu iki kullanım, sıkıştırma parametre ayarlarının belirlenmesinde önemli bir rol oynar



Şekil 3.6. İşitme Cihaz Sıkıştırması İçin Giriş/Çıkış Arasındaki Kararlı Durum Bağıntısı. [7]

En genel işitme cihazı sıkıştırma formu, kuvvetlendiricinin aşırı yüklenmesini azaltmakta kullanılan tek kanallı sistemdir. Bu uygulamada ani keskin seslere hızlı cevap verebilecek bir atak süresi istenir. İstenilen yüksek sıkıştırma oranı maksimum sinyal seviyesini sınırlar. İstenilen yüksek sıkıştırma eşik seviyesi sesi sınırlamaz.

Aranan sıkıştırma için diğer bir elde de konuşmanın zarfındaki sıkıştırmanın silme etkisini küçültmesi için daha uzun süren bırakma zamanı istenir. Genellikle hasarlı kulağın dinamik aralığını normal kulağa uydurmak için düşük sıkıştırma oranı seçilir. Böylece herhangi bir seviyedeki konuşma sesi hasarlı dinleyicinin sınır seviyesinin üzerinde algılanır.

3.2.8. Tek-Kanallı Sıkıştırma

İşitme cihaz sıkıştırması için giriş/çıkış arasındaki kararlı durum bağıntısı şekil 3.6.'da gösterilmektedir. Sıkıştırma eşik değerinin altındaki giriş sinyal seviyeleri için sistem lineerdir. Sıkıştırma eşik değerinin üzerindekiler için kazanç, girişteki her bir dB artışı için çıkışta 1/CR dB artar.

Tipik bir AGC Giriş Çıkış bağıntısı şekil 3.7' de verilmiştir. Sistemin yüksek seviyeli sınırlayıcı olarak çalışacağı düşünülür. Ses şiddet kontrolörünün yeri konusunda, işitme cihazı tasarımcılarının bir çok seçenekleri vardır. Kullanıcının ayarladığı ses şiddet kontrolöründe olduğu gibi farklı giriş/çıkış eğrilerinin verildiği her bir seçenek yeri, şekilde A, B, ve C olarak gösterilmiştir. Maksimum çıkış seviyesinin ve kazancın aynı anda ayarlayan ses güç kontrolöründeki AGC girişi B kontrol noktası olarak verilmiştir. Fakat sıkıştırma eşik seviyesinin referans girişi etkilenmez. Sıkıştırma eşik seviyesi için A normal olarak dağılım ayarını sağlar. Ses güç kontrolü için bir AGC çıkış örneği olarak A kontrol noktası verilmektedir. AGC çıkışında ses güç kontrolörü kazancı ve sıkıştırma eşik seviyesini eş zamanlı olarak ayarlar. Ayrık kesmede maksimum çıkış seviyesinin kurulmasında kullanılır. Diğer bir seçenek ise, direkt mikrofondan gelen sinyal ile algılayıcının sürüldüğü ileri beslemeli sıkıştırmadır. Kontrol sinyaline göre kuvvetlendirme sinyalindeki gecikme, sıkıştırma devresindeki atak taşmasının azaltılmasında kullanılır.

Optimum sıkıştırma parametrelerinin seçimi ile konuşma kalitesinin veya anlaşılabilirliğin maksimuma çıkarılması tartışmaya hala açıktır. Endüstri ve araştırmacılar, çıkış güç kuvvetlendiricisini ani doyuma gitmesini engellemek için hızlı

atak zaman sabiti (5ms den az) kabul edebilmektedirler. Hece sıkıştırması olarak ta adlandırılan hızlı bırakma zamanı (20ms den az) için tartışmalar konuşmalardaki hece çeşitlerine dayanmaktadır. Arzulanan sadece bir anlık kaynaktaki yumuşak konuşma seslerinin kuvvetlendirilmesidir. Uzun bırakma zamanı üzerine olan tartışmalar konuşma zarf yapısını koruma ve algılanılan arka plan gürültü seviyesindeki rahatsız edici dalgalanmadan sakınma üzerinedir. Sıkıştırma kuvvetlendiricisinin kazancındaki hızlı değişim bu dalgalanmaya neden olur.

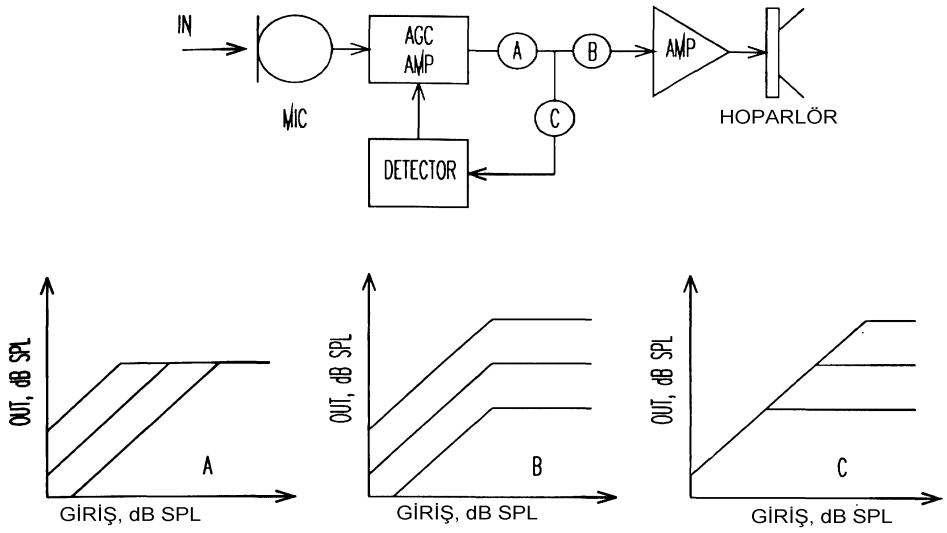
Hecesel sıkıştırmanın arkasındaki konsept farklı konuşma seslerinin farklı kuvvetlendirilmeye ihtiyaç duymalarının, konuşmadaki sesli-sessiz (CV) oranının deneysel olarak değiştirilmelerine neden olmasıdır.

Konuşma kalitesindeki sıkıştırma oranının etkisi benzer deneysel koşullar altında araştırılmaktadır. Lineer kuvvetlendirme boyunca sıkıştırma oranının araştırma aralığı 1.5:1 den 10:1 kadardır. Bırakma zamanı 200 ms de sabit tutulmuştur. Çifte-sıkıştırma analizinin verileri, işitme hasarlı yirmi denek arasında, düşük sıkıştırma oranları için, önemli bir tercihin bulunduğunu gösterdi. Dinleyicilerin büyük bir çoğunluğu gürültü seviyesinin yüksek olduğu anlarda lineer işitme cihazlarını tercih ettiler. Kalite kategorileri, işitme cihazlarının düşük sıkıştırma oranları ile denendiklerinde çok hoş ve daha az arka plan gürültülü olduklarını gösterdi. Dinamik aralığı düşüğü (30 dB den daha az) seçen dinleyicilerin oranı dinamik aralığı büyüğü (30 dB den daha büyük) seçenlerin oranından oldukça büyüktür.

İşitme fizyolojisinin etkisiyle birlikte sıkıştırma oranının tutarlılığı üzerine deneysel sonuçlar aktarıldı. Sağlıklı bir kokleada, işitme eşiğindeki sinüzoitler için dış tüy hücrelerinin aktif mekanizmalarından yaklaşık 50-60 dB lik bir kazanç sağlanır. Sinyal seviyesindeki artışı kazançta ve işitme filtresinin genişliğinde bir azalmaya neden olur. Yüksek seviyelere kadar bu artış devam ettiğinde kazanç 0-10 dB ye kadar düşer. Kokleadaki dış tüy hücrelerinin büyük bir kısmının zarar görmesi durumunda, filtrenin şekli ve kazancı, yüksek seviyede girişin geldiği sağlıklı bir kokleanınki ile aynıdır. Konuşma frekansları için bir yaklaşım yapılır ise sağlıklı bir kokleaya 0 dB SPL bir giriş uyguladığımızı varsayarsak 60 dB lik bir kazanç, 100 dB SPL bir giriş uyguladığımızı varsayarsak 0 dB lik bir kazanç elde ederiz. Bu da bize sıkıştırma oranını 2.5:1 verir. Diğer bir tarafta da şiddetli bir hasara uğramış kokleada, bütün giriş seviyeleri için kazancımız 0 dB dir. Bu yüzden birleri bir işitme cihazında geniş dinamik aralıklı

sıkıştırma için en yüksek sıkıştırma oranına ihtiyaç duyulacağı buna karşılık dış tüy-hücrelerinin zarara uğraması durumunda da 2.5:1 olması gerektiği konusunu tartışabilir. Dış tüy-hücrelerindeki hasarın daha az olması durumunda sıkıştırma oran değerinin daha düşük olması gerektiği düşünülür.

Bütün dış tüy-hücrelerinin hasara uğraması durumunda eşik değerinde kaymaya neden olur. Bu kaymanın değeri koklear mekanizmasının sağladığı maksimum 60 dB lik kazanç değerinden daha fazla değildir. İşitme kaybının 60 dB den daha büyük olmasının nedeni iç tüy hücrelerindeki sinir iletişim mekanizmasının da hasara uğramış olmasıdır. Dış tüy hücrelerinin hasara uğradığı bu model işitme kaybı duyu kaybına neden olur.



Şekil 3.7. AGC giriş çıkış bağıntısı. [7]

Sıkıştırma oranının, atak ve bırakma zamanın seçimi işitme cihazının buzunumunu etkiler. Özelliklede geniş dinamik aralıklı sıkıştırmadaki, sıkıştırma eşik seviyesinin üzerindeki sinyallerde etkilidirler. Frekans cevabı 100 ile 6000Hz arasında idealde düz kabul edilen bir işitme cihazında, sıkıştırmalı işitme cihazı simülasyonunda bozunumu keşfedilmiştir. Girişte. konuşma şeklinde 70 dB SPL değerinde gürültü kullanılmıştır. Bozunum ölçütü, sinyal-bozulma oranıdır (SDR). 2:1 sıkıştırma oranı ve 50 dB SPL lik bir sıkıştırma eşik değeri için atak ve bırakma zamanı artırıldığında sonuçta bozulmanın azaldığı görülmüştür. Bu deneyde herhangi bir ANSI birleşimi için SDR yaklaşık olarak 30 dB, atak zamanı 2 ms den ve bırakma zamanında 50 ms den büyüktür. ANSI atak zamanı, 55 ten 80 dB SPL ye sıçrayan sinyal seviyesinin 2 dB lik

karalı durumun içine girmesine kadar geçen süreye denir. Test sinyal seviyesinin 55 dB SPL dönmesinden sonra, sinyalin kararlı durumunun, 2 dB

altındaki değere yeniden dönmesi için geçen süreye, ANSI bırakma zamanı denir. Sessizlikteki bu gürültünün, konuşma anlaşılabilirliğinin azalması veya konuşma kalitesine önemli bir etkisi bu aralıktaki zaman sabiti için beklenmemektedir. Sıkıştırma oranın 8:1 artırılması ve SDR nin 5 dB kadar azaltılması, konuşmanın anlaşılabilirliği veya kalitesine, büyük bir etkisinin olması beklenmiyor.

3.2.9. İki-Kanallı Sıkıştırma

Bir çok farklı sistem iki-kanallı dinamik aralıklı sıkıştırmayı önermektedir. En genel yaklaşım iki kanalın bağımsız çalışmasıdır. Bir çok imalatçı tarafından üretilen ticari ürünlerde ayarlanabilir kazanç, sıkıştırma oranı ve kanallar arasında ayarlanabilir frekans çaprazlaması vardır. Geniş dinamik aralıklı sıkıştırma olduğu gibi sıkıştırmanın sınırlandırıldığı sistemlerde bulunmaktadır. Her bir işitme kayıplı kimsenin ihtiyacına cevap verebilecek şekilde ayarlanabilen, analog sistemi sayısal olarak kontrol eden programlanabilir sistemler vardır.

Farklı sıkıştırma sistemlerinde bulunmaktadır. Lineer yüksek frekans kanalı ile birleştirilmiş sıkıştırmalı alçak frekans kanalı, maskelemenin neden olduğu ileriye doğru yayılan alçak frekanstaki keskin gürültülerin etkisini azaltmakta kullanılır. Böyle sistemlerin bir uygulaması da, alçak frekans sinyal seviyelerinin kestirimi ile altkesim frekansının kontrol edildiği bir yüksek geçiren filtrelerdir. vardır. Alternatif olarak yüksek frekans kayıplılar için üretilmiş sıkıştırmalı yüksek frekans ile lineer alçak frekans kanalının birleştirildiği sistemler de ticari olarak mevcuttur.

İki-kanallı sıkıştırma sistemlerinin konuşma anlaşılabilirliğine tek-kanallı sıkıştırma veya lineer sistemlere göre fazla bir avantajı yoktur. Moore tarafından bulunan İki kanallı sistemlerde 5ms atak süresi ve 300ms bırakma süresi olan iki-katlı ön-arka sistemi ile iki-kanallı heceleme sıkıştırması kullanılmıştır. Ön-arka AGC nispeten dar dinamik aralıksız konuşmayı korumak için kullanılır. İşitme kayıplı dinleyicileri içeren bir deneyin sonucunda iki-kanallı sıkıştırmalı sistemlerin Lineer işitme cihazı veya tek kanallı sıkıştırma sistemleri ile karşılaştırıldığında performansını daha iyi olduğu görülmüştür.

3.2.10. Çok-Kanallı Sıkıştırma

Çok kanallı sıkıştıra sistemlerinde konuşma spektrumu bir çok frekans kanalına bölünür. Her bir kanal da bir sıkıştırma kuvvetlendiricisi vardır. Her bir kanaldaki sıkıştırma bir birinden bağımsız veya sıkıştırma kontrol sinyali ve/veya kazancı çapraz-bağlantılı olabilir.

3.2.11. Koklea Uygulamaları

İşitme cihazlarından önemli bir fayda sağlayamayan derin duyu siniri işitme kayıplılar için koklea uygulaması uygundur. Koklea uygulamasındaki işaret işlemede iki adat araştırma alanı vardır. Bunlar gürültü-bastırma sistemlerinin geliştirilmesi ve çok-elektrotlu uyarıcı için stratejik kodlama konusudur. Koklea uygulamasındaki problemlerden biriside koklea dışındaki geniş bir elektriksel uyarma alanının bulunmasıdır. Bu yüzden uzaysal olarak dağılmış olan elektrotlardan çıkan eş zamanlı elektriksel darbeler kuvvetli bir şekilde bir birlerini etkiler. Bunun için genel strateji, kokleanın bir anda sadece bir elektrotunun ardışık darbe katarı ile uyarılmasıdır. Cihazların en fazla kullanıldığı çekirdek koklea uygulamasın da olduğu gibi özgün elektrod uyarım planı kullanılır. Konuşmanın ikinci formatının kestirilimi ile uyarıcı elektrodun seçimi, atış kestirilimi ile de tahrik etme oranının kontrolü yapılır.

Son yapılan araştırmalar ile konuşma spekturumunun bütün yapısının küçük özellik kümesinden daha fazla çözülmesi konuşma anlaşılabilirliğini geliştirmiştir.

Wilson, beş veya altı kanal ile çift fazlı darbe genliklerinin bütün kanallardaki genlik zarflarının çözümünü yapar. İşleme sisteminde mümkün olan maksimum oranda sırası ile herbir kanal yüklenir. Bununla birlikte darbeler arasındaki herhangi bir girişimin olmasından sakınılmalı ve her bir kanala yaklaşık 800 darbe/saniye verilmelidir. Yeni çekirdek sistemler elektrotlarla beraber 16 kanal kullanmaktadırlar. Bu da uyarıldıktan sonra eşitlikten altı en yüksek seviyeye ulaştırmaktadır. Tekrar, sistemin izin verdiği maksimum oranda sıra ile asenkron darbe kümeleri üretilir.

Koklear uygulaması için gürültü bastırma konusunda hala araştırılmaktadır. Koklea uygulaması kullanıcılarının genel şikayeti arka plandaki gürültü seviyesinin hızlı bir şekilde artması ile performansının kötüleşmesidir. Bununla birlikte spektral çıkarmanın sinyalin ön işlemden geçmesi ile temel frekans gürültüsünde çekirdek

işlemin orijinal özellik çıkarma formu geliştirilebilir. Ani düşüşün ve konuşma formatının kesiliminde sessiz ortamlarda orta derecede doğrudur. Arka plan gürültülü ortamlar da ise gittikçe artan hatalar olur. Ses birimlerinin kullanıcılar tarafından doğru olarak tanınması için SNR da 4-5 dB lik bir azaltıma ihtiyaç duyulmuştur.

3.2.12. Sonuç

İnsanın olağanüstü karmaşık bir işitme sistemi vardır. Sağlam bir kokleanın oldukça keskin frekansları analiz edebilme yeteneği ve düşük seviyeli sinyaller için de odukça yüksek kazancı vardır. Sistem doğrusal değildir. Sinyal seviyesi artar ise kazanç düşer ve filtre kanal genişliği artar. Tek ton olmaması durumunda, sistemin davranışında kazanç etkileşimine ve bastırma etkisine neden olur. işitme zayıflamasında, işitme eşik seviyesinde bir kaymanın neden olduğu kazanç kaybını vardır. Sistemin giriş/çıkış davranışının lineerleştirilmesi gürültü toplamasına neden olur. Zaman ve frekans çözünürlüğündeki bir kayıp zaman ve frekans düzleminde normal maskeleme değerinin daha uzun olmasına neden olur.

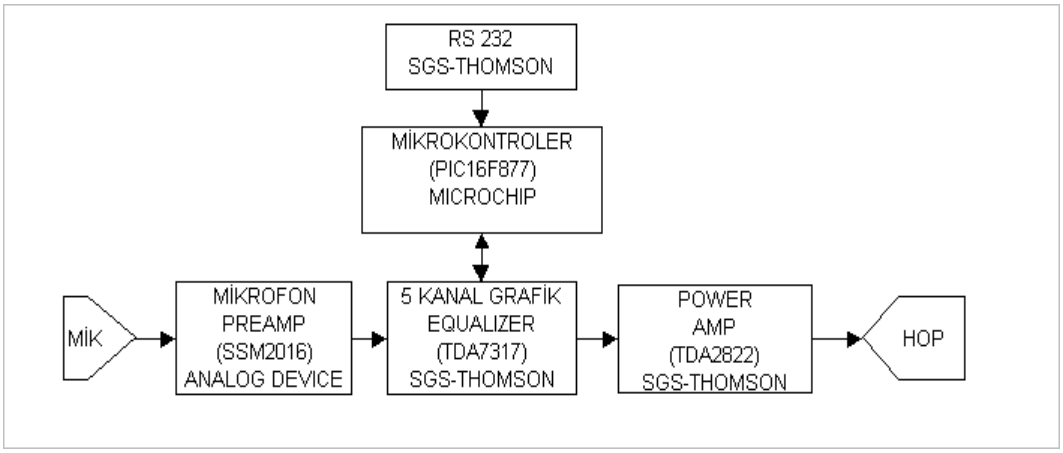
Bir çok sinyal-işleme stratejisinde yalnızca koklear hasarının tipi ile ilgilenilir. Lineer kuvvetlendirmede, geleneksel konuşma seviyesi için normal olan işitme seviyesine erişmek yapılır. Geniş dinamik aralıklı sıkıştırma kuvvetlendiricisi zayıf kulaktaki azalan dinamik aralığı ve gürültüyü gidermek için kullanılır. Gürültü bastırma algoritması, hasarlı kulaktaki zaman ve frekans çözünürlük kaybını gidermek için kullanılır. Performanstaki gelişme analog kuvvetlendiricideki bozulmayı azaltma ile, lineer işitme cihazındaki geri besleme duyarlılığını artırma ile veya kokleada olabilecek lineer olmayan karmaşık modellerin etkileşimi ile olabilir.

İyi bir mühendislik çözümü iyi tanımlanmış probleme bağlıdır. Eleştiri ve problemler, çözümleri ile açık bir şekilde sunulduğunda, çözüm genellikle çok rahat bulunur. İyi tanımlanmış örnek problemlerde kuvvetlendirici bozulumunu azaltma, geri besleme azaltımı ve gürültü bastırma için yönlendirmeli mikrofon dizisi vardır. Ama problem tanımı belirsiz ise çözüm bulmak oldukça zor olabilir.

4. ÇOK BANTLI İŞİTME CİHAZI

4.1 Tasarımın Genel Özellikleri

Tasarlanan sayısal kontrollü çok kanallı işitme cihazının blok diyagramı şekil-4.8 de verilmiştir. İşitme cihazı akustik sinyali elektriksel işarete dönüştüren bir endüktif mikrofondan, bir ön kuvvetlendiriciden, sayısal kontrol edilen grafik equalizerdan, bir kulaklık güç kuvvetlendiricisinden ve elektrik sinyalini akustik sinyale çeviren bir kulaklıktan oluşmaktadır. Mikrofon ön kuvvetlendiricisi olarak SSM2016 entegresinin seçilme nedeni ultra düşük gürültüye sahip ses fark ön kuvvetlendiricisinin olmasıdır. Sayısal kontrol edilen farklı kanalları farklı oranda kuvvetlendirecek veya zayıflatacak entegre olarak ta düşük gürültüsü, en az harici eleman ve düşük besleme ihtiyacı nedeni ile TDA7317 entegresi seçilmiştir. Kontrolör olarak ta, ihtiyaç duyulan bir çok modülü içinde barındıran oldukça hızlı olan PIC 16F877 entegresi kullanılmıştır. Cihazın bilgisayarla haberleşebilmesi için bir RS232 entegresi kullanılmıştır. Kulaklık kuvvetlendiricisi olarak ta çıkış gücü oldukça yüksek olan, düşük gürültülü TDA2822 entegresi kullanılmıştır.

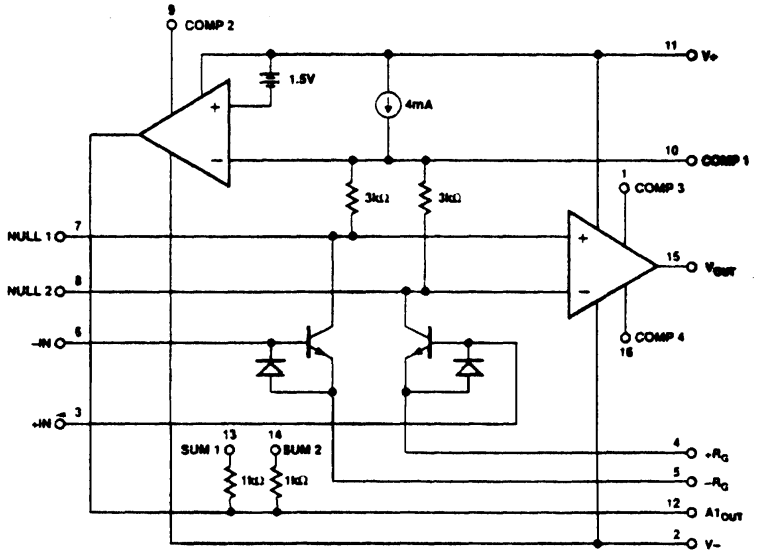


Şekil 4.8. Sayısal kontrollü çok bantlı işitme cihazı

Tasarlanan devrenin ilk prototip olması nedeni ile donanımda esnekliği sağlamak için devre biraz geniş bir yüzeye kurulmuştur. Özelliklede kontrolör seçiminde port sayısı ve modül miktarı çok olan PIC 16F877 entegresi tercih edildi. Gürültünün, insana verdiği rahatsızlığı azaltmak için gürültüyü en düşük seviyede tutacak elemanların seçimine çalışıldı.

4.2 Mikrofon Ön Kuvvetlendiricisi

Mikrofon ön kuvvetlendiricisi olarak ultra düşük gürültülü ses fark kuvvetlendiricisi SSM2016 entegresi kullanıldı. Entegrenin bacak sayısı 16 dır. Simetrik besleme kaynağı kullanır. 150Ω kaynak empedansında çalıştırıldığında giriş gürültüsü yaklaşık olarak 800 $V/Hz^{1/2}$ dir. Entegrenin ±9V tan ±36V kadar geniş bir besleme aralığı vardır. Tavsiye edilen besleme voltaj değeri ±36V dir. Devrede besleme sayısını az tutmak için ±9V seçilmiştir. Çünkü devrede kullanılan equalizer entegresi + 9V besleme kaynağı kullanmaktadır. En yüksek kazanç değerinde (tipik olarak 1000) oldukça düşük harmonik bozulması (tipik olarak % 0.009) vardır. Diğer uygulama alanları düşük gürültülü dönüştürücü kuvvetlendirmede ve hat fark alıcısında kullanılabilmektedir. Daha detaylı bilgi için entegrenin katalog bilgisine başvurulabilir. Blok diyagramı şekil 4.9. dur

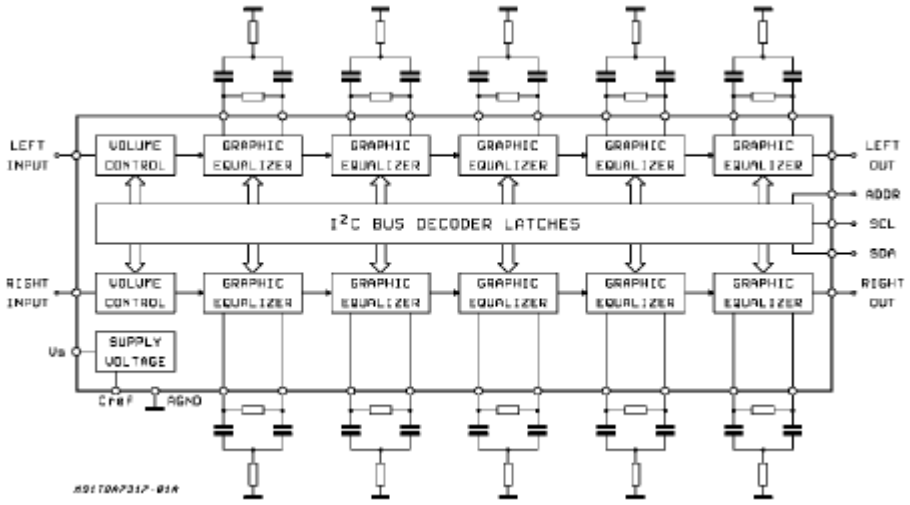


Şekil 4.9. Blok diyagramı. [16]

4.3 Sayısal Kontrollü Beş Kanallı Equalizer Entegresi

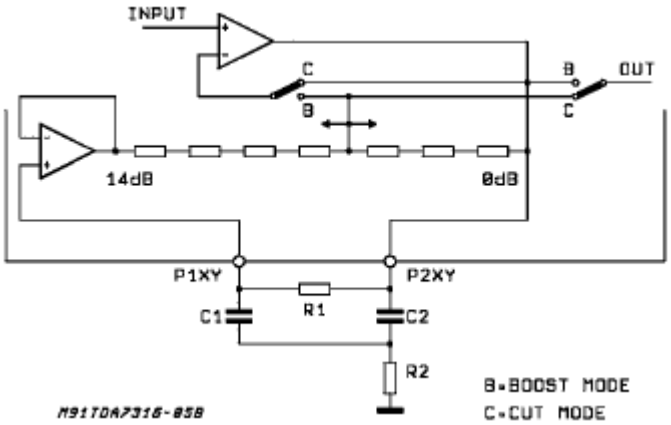
Devrenin bu katında bu entegrenin seçilmesinin bir çok nedeni vardır. Entegrenin en önemli özelliği bir kontrolör aracılığı ile kontrol edilebilmesidir. Bu kontrolün I^2C veri yolu ile yapılıyor olması daha önemli bir özellik katmıştır. Kanal sayısının beş olması da sistemin ihtiyacını en iyi karşılayan parametre olmuştur. Harici elemana en az duyan bir entegre olması diğerleri arasından kendini ön plana çıkarmıştır. Entegrenin sisteme kattığı en önemli özelliklerinden biriside ses şiddet ayarı ile kanal kazanç ayarını birbirinden bağımsız yapabilmesidir. Frekans kanallarının donanım ile belirlenmesinde oldukça esnek bir yapı sağlamıştır.

Ses şiddet kontrolü 0.375 dB adımlar ile ayarlanır. stereo özelliği de bulunmaktadır. Her bir kanalın merkez frekansı, kanal genişliği ve maksimum artırma/azaltma (boost/cut) özellikleri harici elemanlar ile belirlenir. ±14 dB artırma/azaltma (boost/cut) kontrolü 2 dB adımlar ile yapılmaktadır. Çok düşük bozunumu vardır. Karma Bipolar/Cmos teknolojisi ile sağlanan, çok düşük gürültü ve DC adıma sahiptir. Entegredeki devrenin blok diyagramı şekil 4.10'daki gibidir. Entegre sayısal kontrol edilen bir modülden ve bu modülün kontrol ettiği bir analog devreden oluşmaktadır. Bu entegre yüksek kaliteli ses uygulamaları ve araba teypleri için düşünülmüştür.



Şekil 4.10 TDA7317 entegresinin blok diyagramı. [13]

Şekil 4.11 da filtre hücrelerinin iç yapısı ve bu yapıya bağlanan harici elemanların bağlantı şekli gösterilmektedir. Harici elemanlar kalite faktörü Q ve merkez frekansını belirlerken, seri bağlı iç direnç dizisi de, sabit artma/azalma (boost/cut) değerlerini belirler. Her bir filtre hücresi, ikisi direnç, ikisi kapasite olmak üzere dört harici eleman ile gerçeklenir. Aşağıdaki formüller, merkez frekansını, kalite faktörünü ve kazanç hesabını bu dört elemana bağlı olarak göstermektedir. İyi bir THD elde etmek için (iç kuvvetlendiricinin akım sınırlaması nedeni ile) R2 direncinin 2KΩ dan büyük seçilmelidir. R1 direncinin de 51 KΩ dan düşük seçilmemelidir. Eğer filtre hücrelerinden herhangi birisine ihtiyaç duyulmuyor ise şekilde gösterilen P1xy ve P2xy uçları kısa devre edilmelidir.



Şekil 4.11. Bir filtre hücresi. [13]

$$Av = \frac{(R2.C2)+(R2.C1)+(R1.C1)}{(R2.C2)+(R2.C1)} \quad (4.1)$$

$$Q = \frac{\sqrt{(R2.C2.R1.C1)}}{(R2.C2)+(R2.C1)} \quad (4.2)$$

$$f_0 = \frac{1}{2.\pi.\sqrt{(R2.C2.R1.C1)}} \quad (4.3)$$

Yukarıda verilen formüllerden (4.1) (4.2) (4.3) yararlanarak daha önceden belirlenen merkez frekansı, kalite faktörü ve kazanç için hesaplamalar yapıldığında her bir filtre hücresi için aşağıdaki değerler elde edilmiştir. Bu değerler elde edilirken bazı zorluklar ile karşılaşılıyor. Bunların başında istediğiniz değerlere göre, hesap sonucu çıkan direnç ve kondansatörlerin piyasada bulunamamasıdır. Bu durumda formülleri hesaplarken sonuçta çıkacak direnç ve kondansatör değerlerini piyasada bulunan değerlere göre ayarlamanız gerekmektedir.

Tablo 4.1- Her bir kanalla ait direnç ve kondansatörlerin değerleri. [10]

	Kanal 1	Kanal 2	Kanal 3	Kanal 4	Kanal 5
Fo (Hz)	197	466	1083	2028	3974
Q	1.24	1.22	1.44	1.53	1.54
Av	4.42	4.72	4.78	4.76	5
R1 (KΩ)	47	47	47	47	47
R2 (KΩ)	7.5	7.5	5.6	4.7	4.7
C1 (μF)	47	22	8.2	4.1	2.2
C2 (μF)	39	15	10	10	3.3

4.3.1. I^2C Yolu Arayüzü

Entegrenin I^2C modülü slave olarak tasarlanmıştır. Slave adresinin belirlenmesinde tasarımcıya iki seçenek sunulmuştur. Tasarımcı bu seçimi, entegrenin 18. bacağı (ADDR) ile yapar. Eğer ADDR pin ucu boşta bırakılır ise slave adresi 84 olarak belirlenmiş olur. Aksi halde slave adresi 86 yapılmıştır. Bu tasarımcıya iki entegreyi aynı yolda kullanma imkanı sunmuştur. Haberleşmedeki maksimum saat frekansı 100K Hz dir. 7-bit adresli I^2C veri yolu standardını desteklemektedir. İçine yazılacak veri uzunluğu sekiz bittir. Her bir verinin açıklaması tablo 4.2 ve tablo 4.3 verilmiştir.

Tablo 4.2 Ses şiddeti verisinin açıklaması [13]

MSB							LSB	FONKSİYONU
0	X	B3	B2	B1	A2	A1	A0	Ses şiddet 0.375dB adım
					0	0	0	0
					0	0	1	-0.375
					0	1	0	-0.75
					0	1	1	-1.125
					1	0	0	-1.5
					1	0	1	-1.875
					1	1	0	-2.25
					1	1	1	-2.625
0	X	B3	B2	B1	A2	A1	A0	Ses şiddet -3dB adım
		0	0	0				0
		0	0	1				-3
		0	1	0				-6
		0	1	1				-9
		1	0	0				-12
		1	0	1				-15

Tablo 4.3. Filtre hücresi verisinin açıklaması. [13]

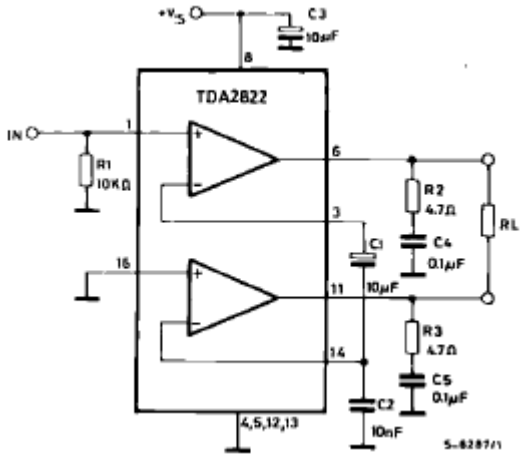
MSB							LSB	FONKSİYONU
1	D3	D2	D1	D0	C2	C1	C0	
	0	0	0					Kanal 1
	0	0	1					Kanal 2
	0	1	0					Kanal 3
	0	1	1					Kanal 4
	1	0	0					Kanal 5
1	D3	D2	D1	1	C2	C1	C0	Azaltma
1	D3	D2	D1	0	C2	C1	C0	Artırma
					0	0	0	0dB
					0	0	1	2dB
					0	1	0	4dB
					0	1	1	6dB
					1	0	0	8dB
					1	0	1	10dB
					1	1	0	12dB
					1	1	1	14dB

AX=0.375dB adımlar,BX=3dB adımlar, CX=2dB adımlar X=dikkate alınmaz

Reset durumunda ses şiddetinin değeri –17.25 dB, filtre hücrelerinin değerleri –12 dB olur.

4.4. Kulaklık Güç Kuvvetlendiricisi

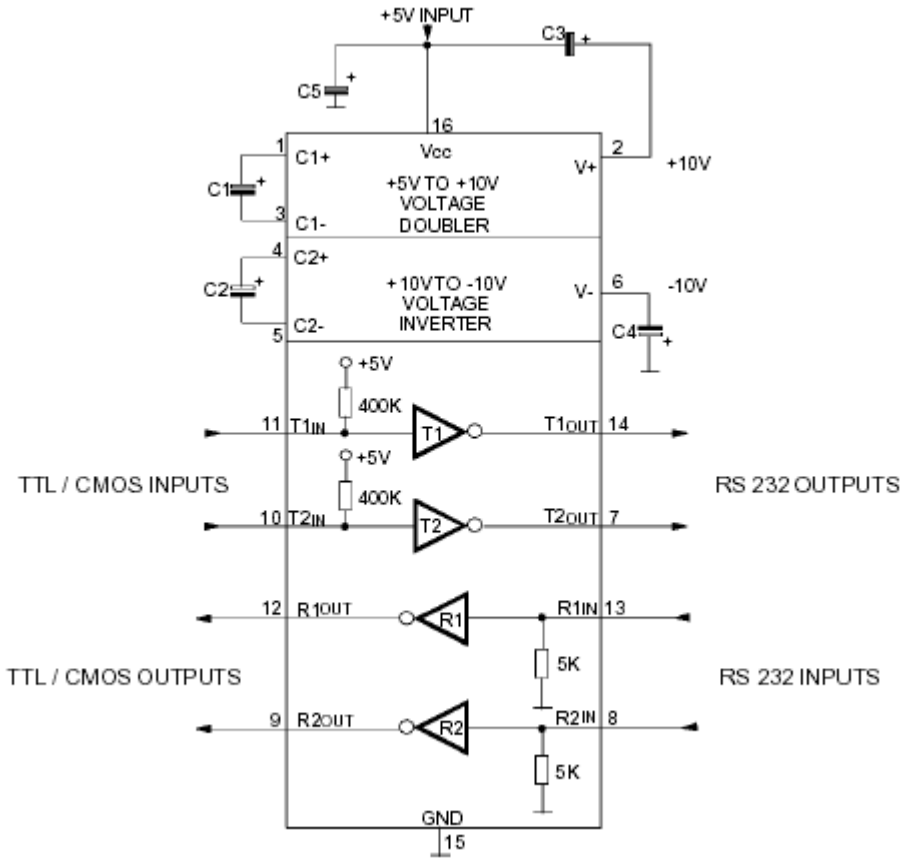
Taşınabilir ses cihazlar için geliştirilmiş bir kuvvetlendirici olan TDA2822 entegresi kullanılmıştır. 1.8V ta kadar düşen besleme gerilimlerinde de çalışabilir. Düşük bozunum etkisi vardır. Köprü veya stereo olarak ayarlanabilen sekiz bacaklı bir entegredir. Köprü olarak bağlantısı Şekil 4.12 gösterilmiştir. Besleme gerilimine ve yük direncine bağlı olarak farklı güç çıkışları sağlayabilmektedir. Entegrenin girişine bağlanan bir trimpot ile ses çıkış gücü ayarlanabilmektedir.



Şekil 4.12. Köprü bağlantı uygulaması. [15]

4.5. Bilgisayar Arabirimi

Sistemin bilgisayardan bilgi alması için, asenkron RS 232 haberleşme standardı kullanılmıştır. Mikrokontrolör içindeki RS232 modülünün bunu sağlamasına rağmen elektriksel uyuşmayı sağlamak için bir ST232 entegresi kullanılmıştır. Böylece bilgisayar donanıma, harici bir devreye ihtiyaç duymadan bir RS 232 kablosu ile kolayca veri aktarabilmektedir. Uygulama devre şeması şekil 4.13 de gösterilmiştir. Veri oranının tipik değeri yaklaşık olarak 220 K bps dir. Alıcı giriş gerilim seviyesi ± 30V tur. Verici çıkış voltajı ±7.8V mertebelerinde gezinir. Taşınabilir bilgisayar, düşük güçlü modem gibi cihazlarda uygulama alanı bulunmaktadır. Sadece dört harici kapasite elemanına ihtiyaç duymaktadır. Max232 entegresi ile uyumludur.

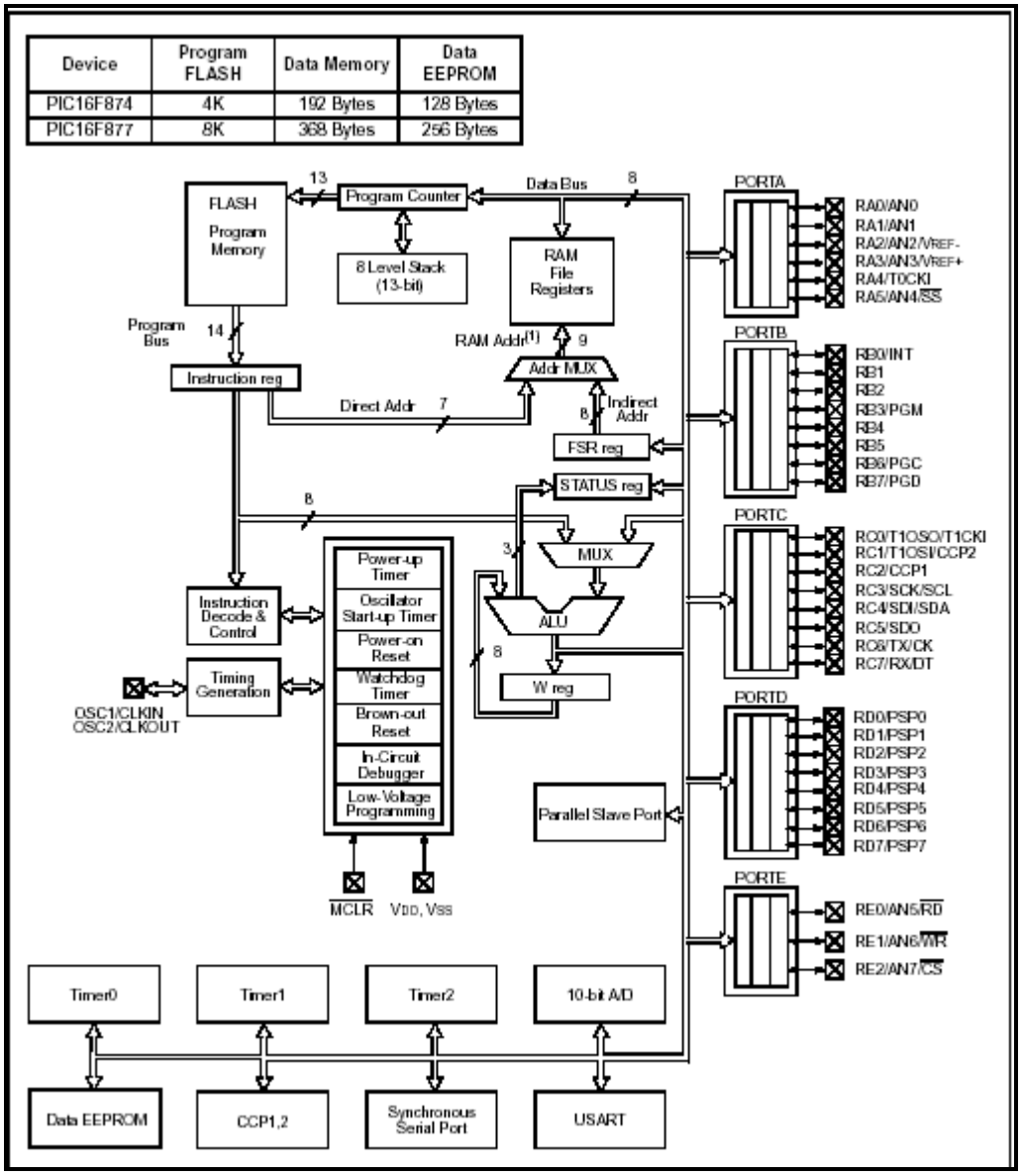


Şekil 4.13. Uygulama şeması. [14]

4.6. Mikrokontrolör

Devre kontrolünü Microchip firmasının ürettiği PİC 16F877 mikrokontrolörü ile gerçekleştirdik. Tercihimizdeki başlıca sebep flaş program hafızasına sahip olmasıdır. Prototip geliştirmede entegrenin bir çok defa programlanmaya imkan vermesi geliştirme maliyetini ve hızını oldukça etkilemektedir. Komut sayısının oldukça az olması programlama dilinin öğrenilmesini oldukça kolaylaştırmaktadır. Buda dolaylı yoldan tasarım hızını artırmaktadır. Saat frekans hızı bakımından da bir önceki modellerine göre oldukça yüksektir. Bir komutu işleme süresi 200 ns ye kadar düşmektedir. Aynı ailenin diğer modellerine göre daha fazla sayısal porta, veri adresine, program hafızasına ve ADC portuna sahip olması, bir de içinde I^2C ve RS232 modüllerini bulundurması prototip tasarımında, donanımı oldukça esnek yapmaktadır. Bu özelliklerin hepsinin tek bir yonga üzerinde bulunması bizim tercihimizde önemli etken

olmuştur. Diğer entegrelere göre daha geniş bir alanı işgal etse de prototipimizde esnek bir donanım oluşturması bu açığını kapatmaktadır.

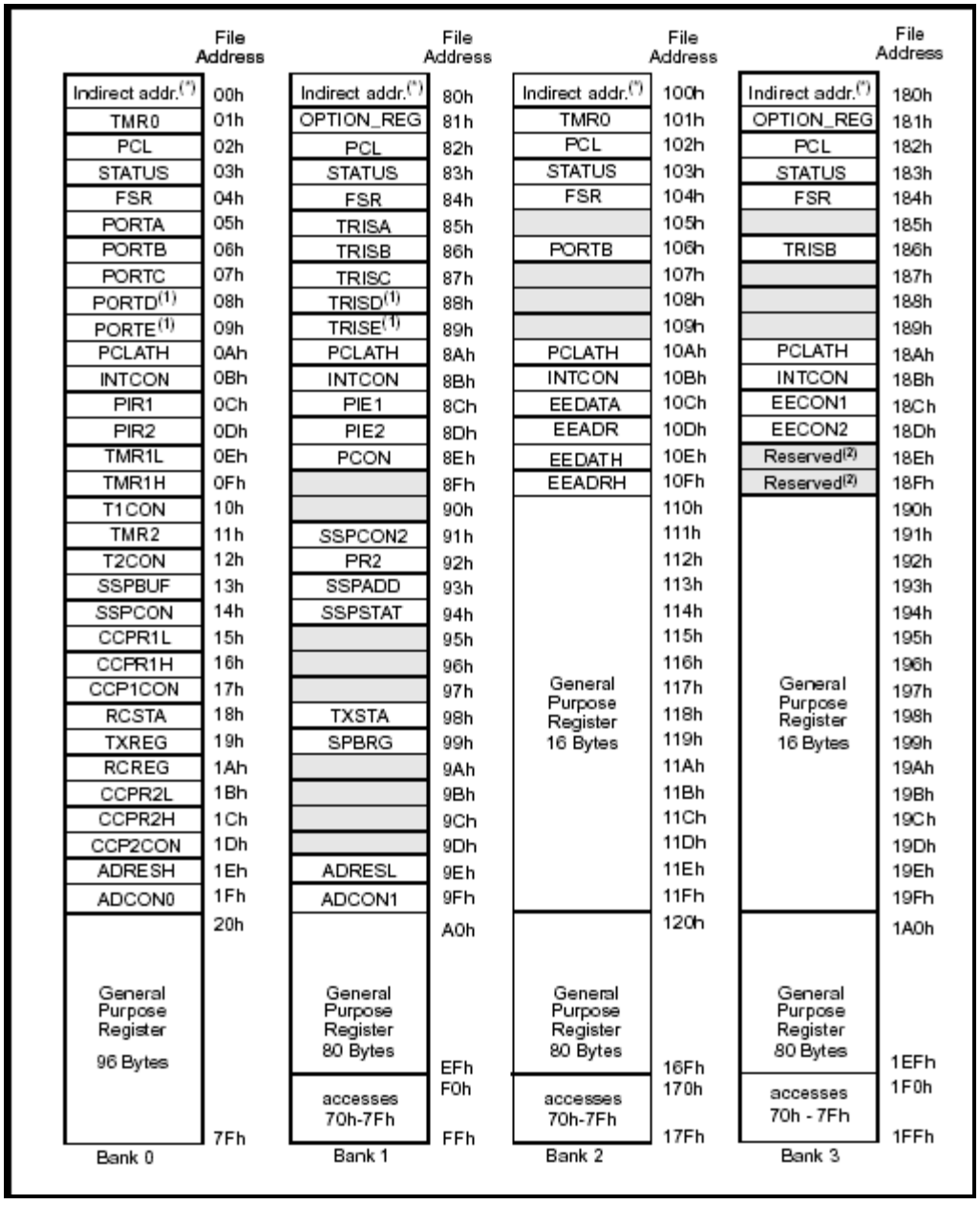


Şekil 4.14. PİC 16F877 blok diyagramı . [12]

Şekil 4.14' de PİC 16F877 blok diyagramı gösterilmiştir. Flaş hafıza kapasitesi 8 K bayt ve veri hafızası da 368 bayttır. PORT A, PORT B, PORT C, PORT D ve PORT E olmak üzere toplam beş adet Giriş/Çıkış portuna sahiptir. Üç adet zamanlayıcı ve iki adet de PWM modülü vardır. MSSP ve USART seri haberleşme modülü ile birlikte PSP

paralel haberleşme modülü de bulunmaktadır. İstendiğinde 10-bitlik çözünürlüğü veren sekiz girişli ADC modülü bulunmaktadır.

Bir çok özel amaçlı kaydediciye sahiptir. Şekil 4.15 de kaydedici adres haritası verilmektedir.



Şekil 4.15. Kaydedici adres haritası. [12]

4.7. Veri EEPROM Hafızası

Normal çalışma anında veri hafızası hem yazılabilir, hem de okunabilirdir. Veri hafızasına direk erişmek mümkün değildir. Özel amaçlı kaydedicileri kullanarak dolaylı adresleme yöntemi ile bu verilere erişilebilir. Veri hafızasına ulaşmak için EEDATA, EEDATH, EEADR, EEADRH, EECON1 ve EECON2 kaydedicileri kullanılır. EEDATA kaydedicisi, yazılacak/okunacak sekiz bitlik veriyi tutar. EEADR ve EEADRH kaydedicileri verinin adresini tutarlar. EECON1 ve EECON2 kaydedicileri hafızaya erişimi kontrol ederler. EECON2 yazmacı fiziksel bir kaydedici değildir ve okunduğunda içeriğini sıfır gösterir.

EECON1 yazmacındaki EEPGD biti program hafızasına ile veri hafızasına arasındaki seçimi belirtir. WRERR biti ise yazma işleminde hata durumunu bildirir. WREN biti yazma iznini bildirir. WR biti yazmanın, RD biti ise okumanın başlatıldığını gösterir.

4.7.1 EEPROM hafızasından veri okuma

Kullanıcı veriyi okumadan önce EEADR kaydedicisine okunacak verinin adresini yazmak zorundadır. EEPGD kontrol bitinin sıfırlanmasından ve RD biti bir yapılmasından bir kaç darbe süresi sonunda veri EEDATA ya kaydedilir. Bu süre kullanılan entegreye bağlıdır. Yeni bir okuma işlemine kadar veri burada kalır.

4.7.2. EEPROM hafızasına veri yazma

Kullanıcı veriyi yazmadan önce EEADR kaydedicisine yazılacak verinin adresini yazmak zorundadır. Yazılacak veri EEDATA yüklenir. EEPGD kontrol biti sıfırlanır ve WREN biti bir yapılır. Sürecin kesintiye uğramaması için genel kesme kapatılır. EECON2 yazmacına önce 55h, sonra da AAh olmak üzere iki kere yükleme yapılır. WR biti bir yapılarak yazma başlatılır ve sonra genel kesmeye izin verilir. Artık yazma tamamlanmıştır. Bir süre sonrada yazma izni kaldırılır.

4.8. I^2C Haberleşmesi

PIC 16F877 serisi I^2C modülünü içinde bulundurmakta, böylece harici eleman ihtiyacını minimuma indirmektedir. I^2C veri yolu iki telli bir iletim hattıdır. Bir I^2C veri yoluna bir den fazla master ve bir den fazla slave takılabilir. Bizim tasarımımızda bir master ve bir slave bulunmaktadır. İki telli I^2C yolu birçok cihazı birbirine seri bağlamaktadır. İki telden birisi saat frekans hattı (SCL) diğeri ise veri hattıdır (SDA).

I^2C yolunda saat frekansı (SCL hattında) daima master tarafından sağlanır. Bununla birlikte master hattı bırakana kadar slave hattı alçak durumda tutabilir. Master bu durumu kontrol etmek ve slave hattı bırakana kadar beklemek zorundadır.

START ve STOP süreci ve saat darbeleri master tarafından oluşturulur. Bir iletişim, START süreci ile başlar STOP süreci ile bitirilir. Bir iletişimde, veriler SDA pininden, saat darbesi de SCL pininden çıkar. İlk iletilen veri, alıcının yedi veya on bitlik adres bilgisini içerir. Diğer tek bit ise yazma veya okuma isteğini bildirir. Daha sonra sekiz bit veri daha iletilir. Her bir baytın iletiminden sonra acknowledge bit bilgisi alınır. START veya STOP süreçlerinin çıkışta belirmesi ile iletişimin başlayacağını veya biteceğini gösterir.

4.8.1. Master Senkron Seri Port (MSSP) Modülü

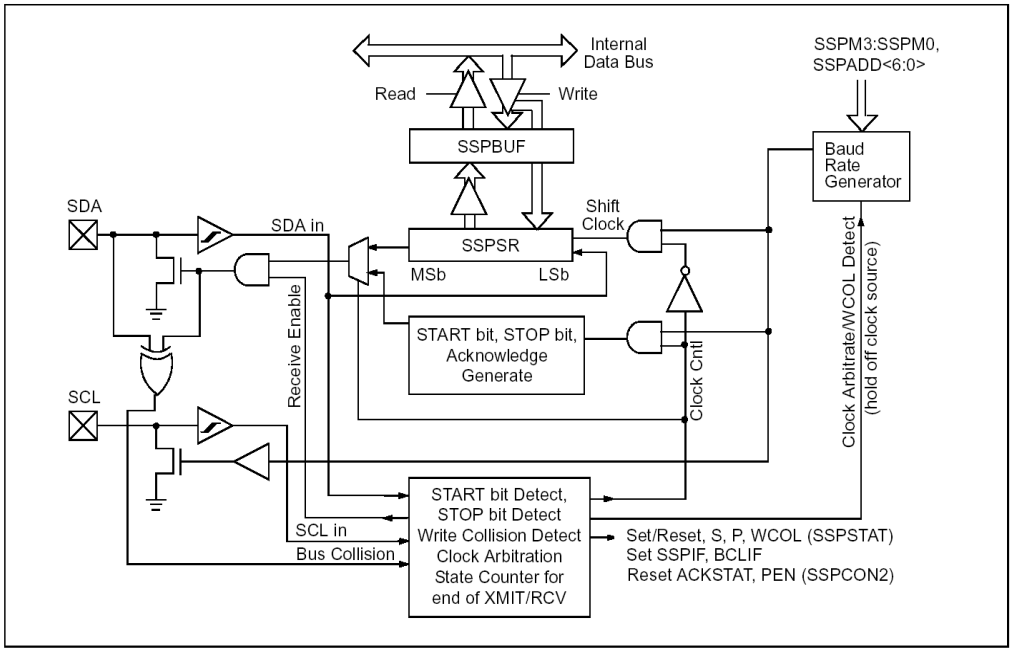
PIC 16F887'nin master senkron seri port (MSSP) modülü, diğer mikrokontrolör cihazları ve çevre birimleri ile haberleşmesini sağlayan çok kullanışlı bir seri arabirimidir. Biz bu uygulamamızda grafik equalizer entegresi ile haberleştireceğiz. MSSP modülünü inter-integrated Circuit (I^2C) modunun bütün uygulamalarını desteklemektedir. Yedi bit adres yapısını desteklediği gibi on bit adres yapısını da desteklemektedir. Ayrıca master olabildiği gibi slave olarak ta çalışabilmektedir. Cihaz frekansından bağımsız bir şekilde farklı saat frekanslarda da iletişim yapabilmektedir.

4.8.2 MSSP'nin I^2C İşlemleri

Master modda I^2C işlemine ilk olarak SSPEN (SSPCON<5>) bitinin bir edilmesi ile başlanır. Bu da iki port pininin otomatik olarak SDA ve SCL seçer. I^2C işleminde SSPCON, SSPCON2, SSPSTAT, SSPBUF ve SSPADD yazmaçları kullanılır. Şekil 4.16 SSP nin master moddaki blok diyagramı gösterilmiştir.

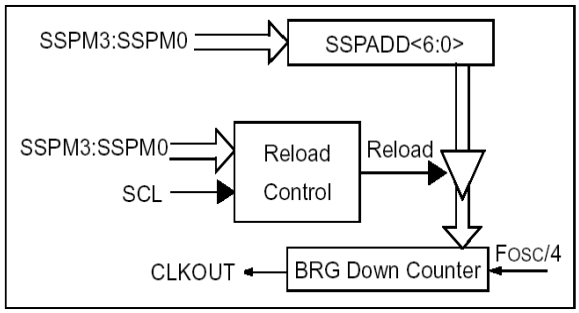
SSPCON<3-0> ile master modu seçimi yapılır. SSPEN, START ve STOP bitlerini bir yapmadan önce TRİS yazmaçlarından SCL ve SDA pinlerini giriş olarak seçmelidir. SCL ve SDA pinlerinin, hızları SSPSTAT<7> biti ile, giriş seviyeleri de SSPSTAT<6> biti ile belirlenir.

SSPSTAT yazmacı veri transferinin durumu hakkında bilgi verir. Burada S veya P durumlarının algılanma bilgileri vardır. Ayrıca alınan bilginin adres veya veri olduğu bilgisi de bulunur. Bilginin 10 bitlik adres olup olmadığını ve bunun okuma veya yazma bilgi transferi olup olmayacağı hakkında da bilgi içerir. SSPBUF gönderilecek veya alınacak bilginin yazıldığı veya okunduğu yerdir. SSPSR kaydırmalı bir yazmaçtır. Gelen veriyi SSPBUF gönderir ve böylece çift kaydedici vazifesi görürler. Bilgi gönderilince SSPIF bayrağı bir olur. Eğer okunmadan yazılır ise taşma olur SSPOV (SSPCON<6>) biti bir edilir ve SSPSR deki bilgi kaybolur. SSPADD kaydedicisi saat frekans bilgisini tutar. Baud rate üreteci, 100 K Hz'den 1 M Hz'e kadar olan SCL saat frekansını üretmekte kullanılır. SSPBUF'ın yazılması ile Baut Rate üreteci otomatik olarak çalışmaya başlar. Şekil 4.17 Saat Frekans Devresi Blok Diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 4.16 SSP nin master moddaki blok diyagramı. [12]

I^2C master modunda BRG nin değeri SSPADD kaydedicisinden yüklenir. Yükleme gerçekleştirildikten sonra BRG aşağı doğru saymaya başlar ve sıfıra kadar sayar. Geçen süreye T_{BRG} süresi denir. İkinci yükleme yapılana kadar da sayaç bekler.



Şekil 4.17. Saat frekans devresi blok diyagramı . [12]

4.8.3. I^2C Master Modda Veri İletimi

İletilecek bir bilginin ilk verisi 7-bit veya 10-bit adres bilgisi olur. 10-bitlik adresin gönderilmesi iki aşamada tamamlanır. bilginin SSPBUF kaydedicisine yüklenmesi ile kaydedici dolu biti (BF) kurulur ve baud rate üretecinin saymasına neden olur. Saymanın başlaması ile de iletişim başlamış olur. Her bir adres/veri bilgisi SDA pininin çıkışına kaydırılarak iletilir. T_{BRG} süresi doluncaya kadar SCL low konumunda tutulur. Veri SCL yukarıya çekilmeden önce veri uçta bulunmalıdır. SCL pini high yapılır ve bir T_{BRG} süresince bu pozisyonda kalır. Bu süre boyunca veri değişmemelidir. Süre dolunca tekrar low konumuna geçer. Sekiz bit iletilene kadar SCL deki bu değişim birbirini takip eder. Sekiz bitin iletiminden sonra BF bayrağı sıfırlanır. Master SDA hattını, slave cihazının ACK biti ile cevap verebilmesi için dokuzuncu bit zamanında bırakır. ACK durumu ACKDT bitinin içerisine dokuzuncu saat frekansının düşen kenarında yüklenir. Master acknowledge bilgisini alır ise acknowledge durum biti (ACKSTAT) sıfırlanır. Alınmaz ise Acknowledge durum biti (ACKSTAT) bir olur. Dokuzuncu saat darbesinden sonra SSPIF kurulur ve master baut rate üreteci yeni bir verinin yüklenmesine kadar durdurulur. Bu esnada SCL lowda tutulur SDA hiçbir değişim olamaz.

Master modda tipik veri iletim süreci aşağıdaki sıralama gibidir.

a) Kullanıcı SSPCON2'deki SEN bitini bir yaparak START sürecini başlatır.

b) SSPIF, kurulur. Modül, sıradaki işlem başlamadan önce, ihtiyaç duyulan başlama süresini bekler.

c) Kullanıcı, SSPBAF kaydedicisine iletilecek adres bilgisini yükler.

d) Adres bilgisi, SDA pininden 8 bit iletilene kadar kaydırılır.

e) MSSP modülü, slave cihazından aldığı ACK bilgisini SSPCON2<6> bitine kaydeder.

f) Dokuzuncu saat frekansının sonunda SSPIF kurulumu ile bir kesme üretilir.

g) Kullanıcı, 8 bitlik veriyi SSPBUF'a yükler.

h) 8 bit iletilene kadar, veri SDA pininden kaydırılarak iletilir.

i) MSSP modülü, slave cihazından aldığı ACK bilgisini SSPCON2<6> bitine kaydeder

j) Dokuzuncu saat frekansının sonunda SSPIF kurulumu ile bir kesme üretilir.

k) Kullanıcı, SSPCON2'nin PEN bitini aktif ederek STOP durumunu üretir.

l) STOP süreci bittikten sonra bir kesme üretilir

İletim modunda CPU, veriyi SSPBUF yazmacına yazdığında BF (SSPSTAT<0>) durum bayrak biti bir olur. Sekiz bitin tamamı iletildikten sonra sıfırlanır.

Transfer işlemi devam ederken kullanıcı SSPBUF yazmacına bir şey yazmayı dener ise WCOL durum bayrak biti bir olur ve kaydedicinin içeriği değişmez. WCOL durum bayrak biti, yazılım ile sıfırlanmak zorundadır.

İletim modunda ACKSTAT (SSPCON2<6>) durum biti, slave cihazının acknowledge bilgisini (ACK = 0 olarak) göndermesi durumunda sıfırlanır , aksi durumda (ACK = 1) bir olur.

4.8.4 I^2C Master Modunda Veri Alma

Alma işlemi, RCEN (SSPCON2<3>) bitinin bir yapılması ile aktif edilir. Baud rate üreteci saymaya başlar. Her bir turunda SCL pininin gerilim seviyesi değişirken veri SSPSR den kaydırılır. Dokuzuncu saat darbesinin sonunda alma aktif bayrağı otomatik

sıfır edilir, SSPSR içeriği de SSPBUF yazmacına kaydedilir. BF bayrağı bir olurken SSPIF de bir olur. Baud rate üreteci durur ve SCL low konumunda tutulur. SSP artık idle durumunda bir sonraki komutu bekler. Merkezi çekirdek kısmı SSPBUF yazmacını okuyunca, BF bayrağı otomatik olarak sıfırlanır. Kullanıcı alım işleminin sonunda ACKEN (SSPCON2<4>) bitini bir ederek veri alındı bilgisini gönderebilir.

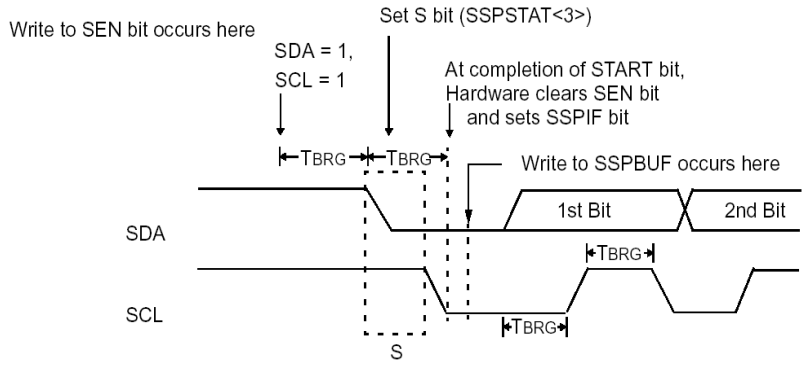
Alma işleminde, SSPSR kaydedicisinden SSPBUF yazmacına adres veya veri baytı yüklendiğinde BF durum bayrağı bir olur. SSPBUF yazmacı okunduğunda BF bayrağı sıfır olur.

Alma işleminde, BF bayrağı bir önceki almadan dolayı bir iken SSPSR yazmacına sekiz bit ikinci veri alındığında SSPOV durum bayrak biti bir olur.

Kullanıcı, alma işlemi devam ederken SSPBUF yazmak ister ise WCOL durum bayrağı bir yapılır ve yazmacın içeriği değişmez.

4.8.5. I^2C Master Modunun Start Süreci Zamanlaması

START süreci, SEN (SSPCON2<0>) bitinin kullanıcı tarafından bir edilmesi ile başlar. Eğer SDA ve SCL pinleri high konumunda ise baud rate üreteci, SSPADD<6:0> değeri ile yüklenir ve saymaya başlar. Şekil 4.18 de gösterildiği gibi T_{BRG}, süresi sonunda SDA pini low konumuna çekilmiş olur. SCL pini high konumunda iken SDA pinindeki bu değişim START sürecini ifade eder, ve S (SSPSTAT<3>) bitinin kurulmasına neden olur. Sayıcı tekrar yüklenerek saydırılır. T_{BRG} süresi bittiğinde SEN (SSPCON2<0>) biti, donanım tarafından otomatik olarak sıfırlanır. Baud rate üreteci SDA pinini belirli bir süre low konumunda tutar.



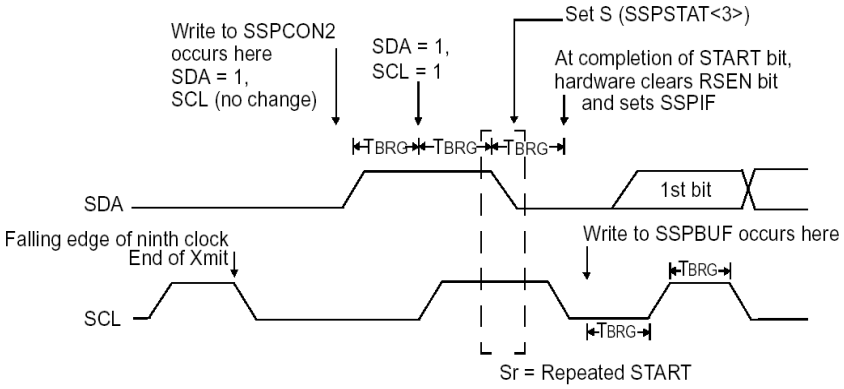
Şekil 4.18. Master moddaki START süreci zamanlama diyagramı. [12]

Eğer kullanıcı bir START sürecinde SSPBUF kaydedicisine yükleme yapmak ister ise WCOL durum bayrağı bir olur ve kaydedicinin içeriği değişmez.

4.8.6 I²C Master Modunun Repeated Start Süreci Zamanlaması

I^2C modülü idle durumunda iken RSEN (SSPCON2<1>) biti bir edilir ise Repeated START süreci oluşur. RSEN biti bir iken SCL pini low konumuna getirilir. SCL pininin low konumunda fark edilmesi ile baud rate üreteci saymaya başlar. T_{BRG} süresi içinde SDA pini high konumuna çekilir. SDA pininin high konumuna çekilmesinden sonra sayıcı tekrar yüklenir ve saydırılır. Bu saydırma işleminde de SCL pini high konumuna çekilir. SDA ve SCL en az bir T_{BRG} süresi boyunca high da kalır. SDA pini low konuma çekilir ve sayıcı tekrar yüklenir ve saydırılır. T_{BRG} süresi sonunda RSEN (SSPCON2<1>) biti donanım tarafından otomatik olarak sıfırlanır. Baut rate üreteci SCL pini low konuma çekilinceye kadar tekrar yüklenmez. SDA ve SCL pinlerindeki start sürecinin başladığının fark edilmesi ile S (SSPSTAT<3>) biti bir olur. Baut rate üreteci saymayı bitirinceye kadar SSPIF biti bir olmaz. SSPIF biti bir olur olmaz kullanıcı 7-bitlik adres bilgisini SSPBUF yükler.

Kullanıcı bir Repeated START anında, SSPBUF yazmacına yazmayı dener ise WCOL durum bayrağı bir olur. Kaydedicinin içerisinde herhangi bir değişim olmaz.



Şekil 4.19 Master moddaki Repeat START süreci zamanlama diyagramı. [12]

4.8.7 Stop Süreci Zamanlaması

Alma/verme işleminin sonunda, STOP süreci PEN (SSPCON2<2>) bitinin bir yapılması ile aktif olur. SDA pininde stop biti bulunur. Alma/verme işleminin sonunda,

dokuzuncu saat darbesinin düşen kenarından sonra SCL hattı low konumunda tutulur. PEN bir yapıldığında master SDA hattını low konumuna çeker. SDA hattı low konumuna geldikten sonra baud rate üreteci sıfıra kadar tekrar sayar. TBRG süresi bitince SCL pini high konumuna çekilir. Tekrar baud rate üreteci saymaya başlar ve TBRG süresi sonunda SDA da high konumuna çekilir. SCL high konumunda iken SDL pinin de high konumunda olması, P (SSPSTAT<4>) bitini bir eder. Bir TBRG süresi sonunda PEN biti sıfırlanır ve SSPIF biti bir edilir.

Kullanıcı STOP süreci devam ederken SSPBUF yazmak ister ise WCOL durum bayrağı bir yapılır ve yazmacın içeriği değişmez.

4.8.8. Acknowledge Süreci Zamanlaması

Acknowledge süreci, Acknowledge süreci aktif ACKEN (SSPCON2<4>) bitinin bir edilmesi ile başlar. Bit bir edildiğinde, SCL pini low konumuna çekilir ve acknowledge veri bitinin içeriği SDA hattına çıkartılır. Kullanıcı ACKDT bitini, acknowledge sürecinin başlamasından önce bir yapmaz ise baud rate üretecinin bir çevrim periyodunun sonunda SCL hattı high konumuna çekilir. SCL pini bir olunca da baud rate üreteci tekrar sayar. Sayma sonunda da SCL pini tekrar low konumuna çekilir. Bunun hemen ardından da ACKEN biti otomatik olarak sıfırlanır ve SSP modülü idle moduna geçer.

Kullanıcı acknowledge süreci devam ederken SSPBUF yazmacına yazmak ister ise WCOL durum bayrağı bir yapılır ve yazmacın içeriği değişmez.

4.9. Evrensel Senkron Asenkron Alıcı Verici (Usart)

Evrensel senkron asenkron alıcı verici (USART) modülü iki seri giriş/çıkış (I/O) modülünden bir tanesidir. (USART seri haberleşme arabirimi (SCI) olarak ta ifade edilebilir.) USART full dublex asenkron olarak ayarlanırsa, sistem, CRT terminalleri ve kişisel bilgisayar gibi çevre birimi cihazlar ile haberleşebilir. Yok eğer USART half dublex senkron olarak ayarlanırsa, sistem A/D, D/A entegre devreleri veya seri EEPROM gibi çevre birimi cihazlar ile haberleşebilir. SPEN (RCSTA<7>) ve TRISC<7:6> bitleri bir edilir ise RC6/TX/CK ve RC7/RX/DT pinleri evrensel senkron asenkron alıcı verici olarak ayarlanır.

USART modülünün ayarlanabileceği modlar aşağıdaki gibidir;

- Asenkron (full dublex)
- Senkron – Master (half dublex)
- Senkron – Slave (half dublex)

Sekiz bitlik baud rate üreteci olarak tasarlanan BRG, USART senkron ve asenkron modlarının her ikisini de desteklemektedir. SPBRG kaydedicisi sekiz bit zamanlayıcının periyodunu kontrol eder. Asenkron modda aynı zamanda BRGH (TXSTA<2>) biti de kontrol eder. Senkron modda BRGH biti göz önüne alınmaz. Aşağıda USART master modda BRGH bitine göre, asenkronun baud rate hesaplama formülü verilmektedir**.**

BRGH=0 (düşük hız) ise Baud rate= $F_{OSC}/(64(X+1))$

BRGH=1(yüksek hız) ise Baud rate= $F_{OSC}/(16(X+1))$

X= SPBRG yazmacındaki (0 - 255 arası) değerdir.

SPBRG kaydedicisine yeni bir değer yazmak BRG zamanlayıcısını resetler. (veya temizler). Bu, yeni baud rate'in çıkmasından önce BRG nin bir zaman aşımı için beklememesini sağlar.

RC7/RX/DT pinindeki veri, temel algılama devresi ile üç defa örneklenerek tesbit edilir. Böylece RX pinindeki verinin yüksek veya alçak seviyede olma ihtimaline karşı daha doğru tespit yapılmış olur.

4.9.1 Usart Asenkron Modu

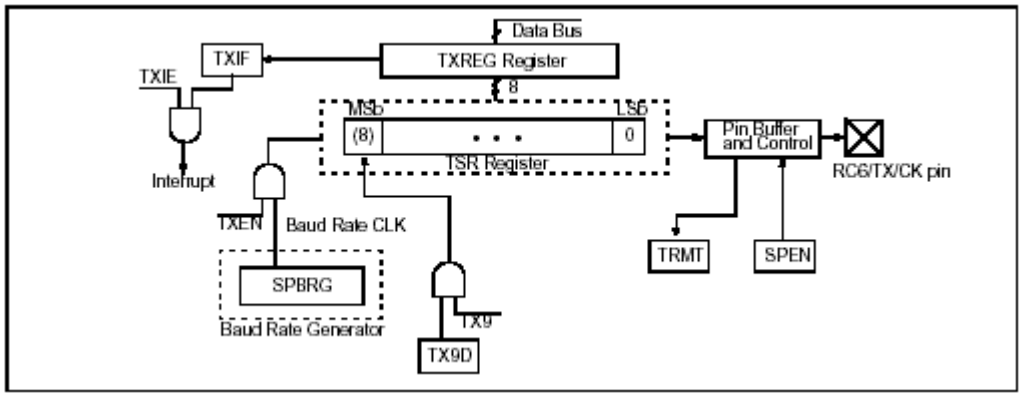
Bu modda USART standart NRZ formatını (bir start biti sekiz veya dokuz veri biti ve bir stop biti) kullanır. En genel veri formatı sekiz bittir. Çip içerisinde, standart baud rate saat frekansı osilatörden üretmek için kullanılan sekiz bitlik bir baud rate üreteci devre vardır. USART en az anlamlı bitini ilk olarak gönderir veya alır. USART gönderme veya alma fonksiyonları bir birinden bağımsızdır, fakat aynı veri formatını ve baud rate değerini kullanırlar. Baud rate üreteci kaydırma hızını, BRGH (TXSTA<2>) bitine bağlı olarak saat frekansının x16 veya x64 katında üretir. Pariti donanımsal olarak

desteklenmese de yazılımsal olarak gerçeklenebilmektedir. Asenkron mod sleep esnasında durur. Asenkron modu SYNC (TXSTA<4>) bitinin bir edilmesi ile seçilir.

USART asenkron modülünde dört önemli birim vardır. Bu birimler baud rate üreteci, örnekleme devresi asenkron gönderici ve asenkron alıcı birimleridir.

4.9.2 Asenkron Usart Göndericisi

USART göndericisinin blok diyagramı şekli 4.20 de gösterilmiştir. Göndericinin kalbi (Transmit Shift Register) seri kaydırıcılı gönderme kaydedicisidir. Kaydırıcılı kaydedici verileri (TXREG) okuma/yazma gönderme tamponundan alır. Bilgi yazılım yardımı ile TXREG kaydedicisine yüklenir. TSR kaydedicisi, bir önceki yüklemenin stop bitini göndermeden tekrar yüklenmez. Stop bitini gönderir göndermez, TSR (eğer var ise) TXREG kaydedicisinden yeni bir veri ile tekrar yüklenir. TXREG kaydedicisindeki veri TSR ye bir kerede (bir T_{CY} zamanında) gönderildikten hemen sonra TXREG kaydedicisi boş kalır ve TXIF (PIR1<4>) bayrağı bir olur. Kesme, TXIE (PIE1<4>) bitinin bir/sıfır yapılması ile aktif yapılabilir. TXIE bitinin yetki durumuna bakılmaksızın TXIF bayrak biti kurulabilir, bu durumda yazılım ile temizlenemez. Ancak yeni bir veri TXREG kaydedicisine yüklenirse resetlenir. TXIF bayrak biti TXREG kaydedicisinin durumunu işaret ederken, diğer TRMT (TXSTA<1>) biti TSR kaydedicisinin durumunu gösterir. TRMT durum biti, TSR kaydedicisi boş iken kurulan ve yalnızca okunula bilinen bir bittir.



Şekil 4. 20 USART göndericisinin blok diyagramı. [12]

TXEN (TXSTA<5>) bitinin bir edilmesi ile iletim aktif edilir. TXREG kaydedicisine veri yüklenmeden ve baud rate üretİcisi (BRG) kaydırma saat frekansını üretmeden

gerçek bir iletim olmaz. TXREG kaydedicisine birinci yüklemeden sonra TXEN yetki bitinin kurulması ile iletim başlayabilir. Normal olarak iletim ilk başladığında TSR kaydedicisi boştur. Bu durumda,TXREG kaydedicisi, TSR kaydedicisine hızlı bir şekilde yüklenecektir, buda TXREG kaydedicisinin boş kalmasına neden olacaktır. Back-to-back iletim şöyle mümkündür. TXEN yetki bitinin iletim esnasında sıfır edilmesi iletimin iptaline ve ileticinin resetlenmesine neden olur. Sonuç olarak ta, RC6/TX/CK pini yüksek empedansa döner.

9-bit iletimi seçmek için, TX9 (TXSTA<6>) iletim biti bir dilmelidir. 8-bitlik verinin TXREG kaydedicisine yazılmasından önce 9.bit TX9D (TXSTA<0>) bitine yazılması şarttır. Bunun nedeni TXREG kaydedicisine bilginin yazılması verinin hemen (eğer TSR boş ise) TSR kaydedicisine gönderilmesi ile sonuçlanmasıdır. Böyle bir durumda, TSR kaydedicisine yanlış bir bilginin yüklenme ihtimali vardır.

Asenkron iletimi ayarlamış iseniz aşağıdaki adımları izleyiniz.

1. SPBRG yazmacını tahsis edilen baud rate için kurunuz. Eğer yüksek hızlı baud rate düşünülmüşse, BRGH bitini bir yapınız.
2. SYNC bitini sıfır ederek ve SPEN bitini bir ederek asenkron seri portunu yetkilendiriniz.
3. Eğer kesme düşünülüyorsa, TXIE yetkilendirme bitini bir ediniz.
4. 9-bit iletme düşünüyorsa, TX9 iletim bitini bir ediniz.
5. TXIF ve TXEN bitlerinin bir edilmesi. ile iletme yetkilendirilir.
6. 9-bit iletim seçilmiş ise, 9. bit TX9D bitine yüklenmelidir.
7. Veriyi TXREG kaydedicisine yükle (iletimi başlat)

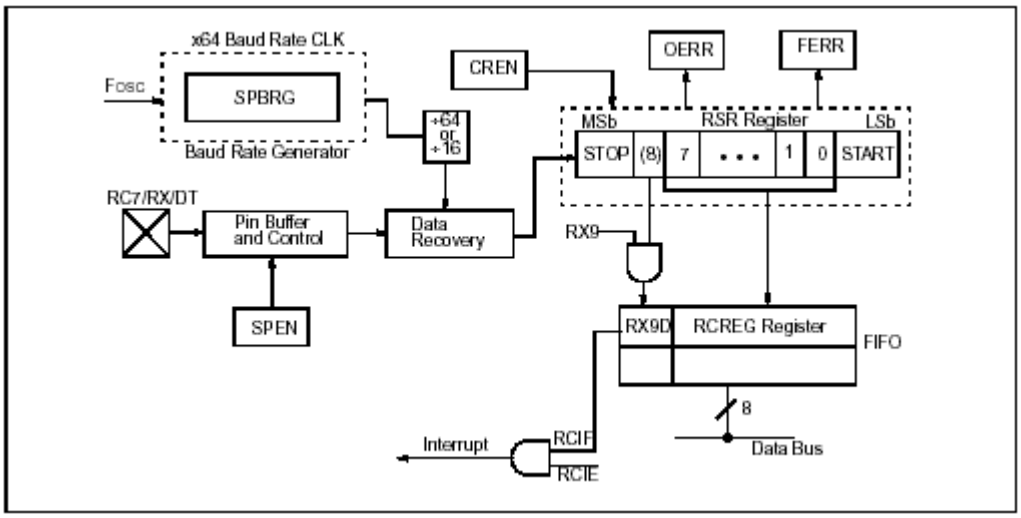
4.9.3 Asenkron Usart Alıcısı

Modülün, asenkron alıcı olarak çalışabilmesi için CREN (RCSTA<4>) biti bir edilmelidir. Alıcı blok diyagramı şekil 4.21 de gösterilmiştir. Seri alıcının kalbi, RSR kaydırmalı yazmacıdır. STOP biti algılandığında RSR yazmacındaki alınan veri RCREG yazmacına aktarılır. Transfer işlemi bitince RCIF (PIR1<1>) bayrağı bir olur. RCREG

yazmacı okunduğunda bu bayrak sıfırlanır. RCREG yazmacı iki yazmaçtan oluşur. Bu sayede iki baytlık bilginin alınması ve gönderilmesi mümkün olmaktadır. Bu yazmaçlar dolu iken üçüncü veri gelir ise taşma hata OERR (RCSTA<1>) biti bir olur. RSR yazmacındaki veri kaybolur.

SPEN (RCSTA<7>) biti ve TRISC <7:6> bitleri RC6/TX/CK ve RC7/RX/DT pinlerinin evrensel senkron asenkron alıcı verici olarak ayarlanması için kurulmalıdır.

USART modülünün 9-bit adres algılama özelliği, çok-işlemcili bir sistemde haberleşebilme yeteneği sağlar.



Şekil 4. 21 USART alıcı blok diyagramı. [12]

RC7/RX/DT pininden alınılan veri recovery bloğuna gönderilir. Ana alıcı kaydırma işleminin F_{OSC} veya bit rate ile yapmasına rağmen, veri recovery bloğu, gerçekte baud rate oranından x16 kat daha hızlı kaydırma işleminin yapılmasını sağlamaktadır.

Asenkron mod seçilir seçilmez, CREN (RCSTA<4>) bitinin kurulması ile alınma yetkilendirilir.

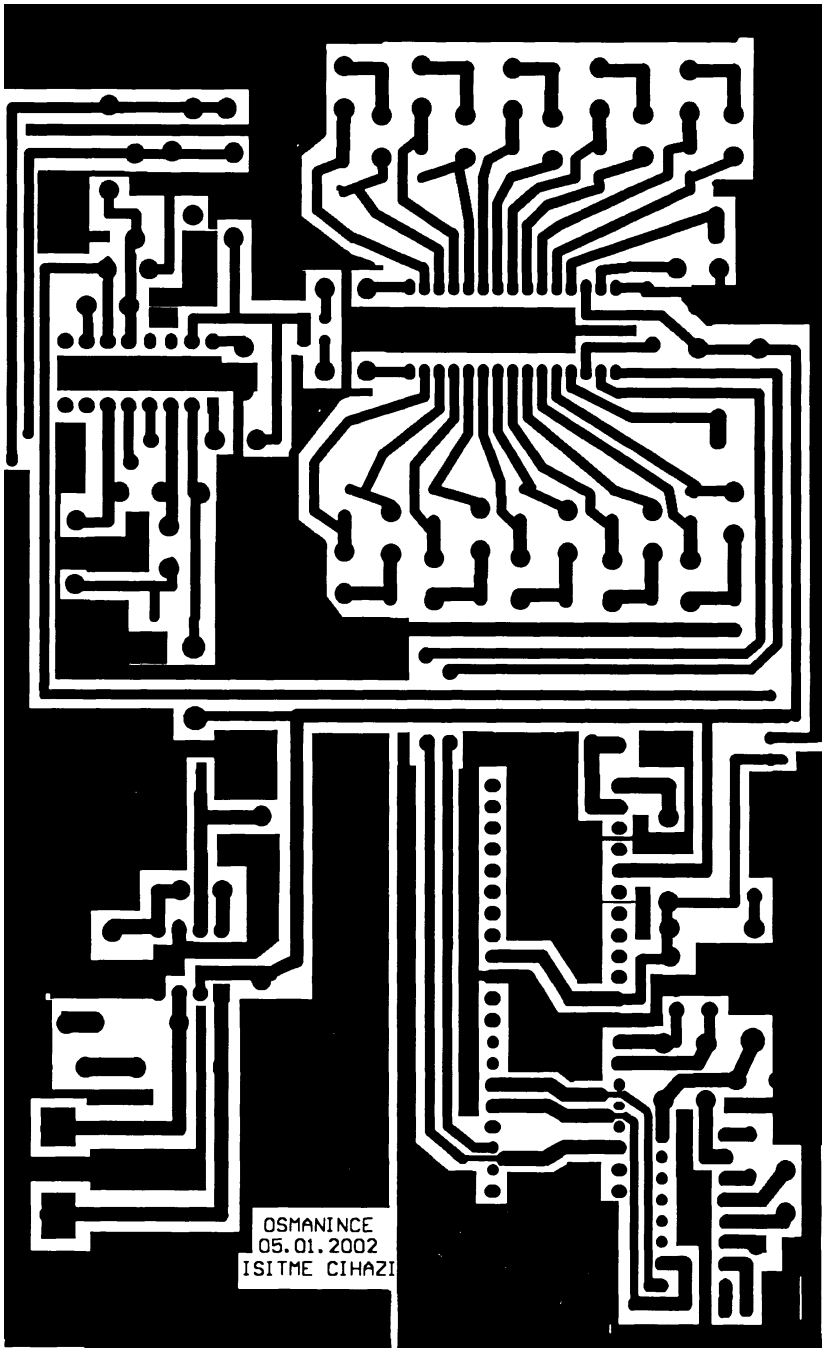
Alıcının kalbi (Receive Shift Register) (seri) kaydırmalı alıcı kaydedicisidir. STOP bitinin örneklenmesinden sonra, RSR den alınan veri (eğer boş ise) RCREG kaydedicisine transfer edilir. Transfer tamamlanırsa RCIF (PIR1<5>) bayrak biti kurulur. Gerçek kesme, RCIE (PIE1<5>) bitinin kurulması / temizlenmesi ile yetkili / yetkisiz edile

bilinir. Donanımın temizleyebildiği RCIF bayrak biti, kullanıcı tarafından sadece okunabilir. RCREG kaydedicisi okunduktan sonra RCIF temizlenir ve artık RCREG nin içi boştur. RCREG iki kere tamponlanmış (iki derin FIFOdur) bir kaydedicidir. Bu özellik, iki veri baytının alınmasına ve RCREG FIFO ya transfer edilmesine izin verir. Ardından üçüncü baytın RSR kaydedicisine kaydırılmasına başlanır. Üçüncü baytın stop bitini tespit eder ve RCREG kaydedicisi hala dolu ise OERR (RCREG<1>) biti aşırı çalışma hatası için kurulur. RSR deki kelime kaybolabilir. RCREG kaydedicisi, FIFO daki iki baytı tekrar elde etmek için iki kere okunabilir. Aşırı çalışma OERR yazılım ile temizlenmelidir. Bu alma lojiğini tekrar kurmak ile yapılır (CREN önce temizlenir sonra kurulur). OERR biti kurulmuş ise RSR kaydedicisinden RCREG kaydedicisine, transfer yasaklanmıştır. Dolayısı ile eğer OERR hata biti kurulu ise onu temizlemek zaruridir. Eğer bir stop biti temizleme olarak algılanır ise çerçeve hatası FERR (RCSTA<2>) biti kurulur. FERR biti ve 9.bit alınan verideki yöntem ile tamponlanır. RCREG nin okunması, RX9D ve FERR bitlerinin yeni değerler ile yüklenmesine sebep olur. Bunun için eski RX9D ve FERR bitlerinin bilgilerini kaybetmemek için RCREG kaydedicisinden önce RCSTA kaydedicisinin okunması kullanıcı için gereklidir.

Asenkron almayı kurmak için aşağıdaki adımları izleyiniz.

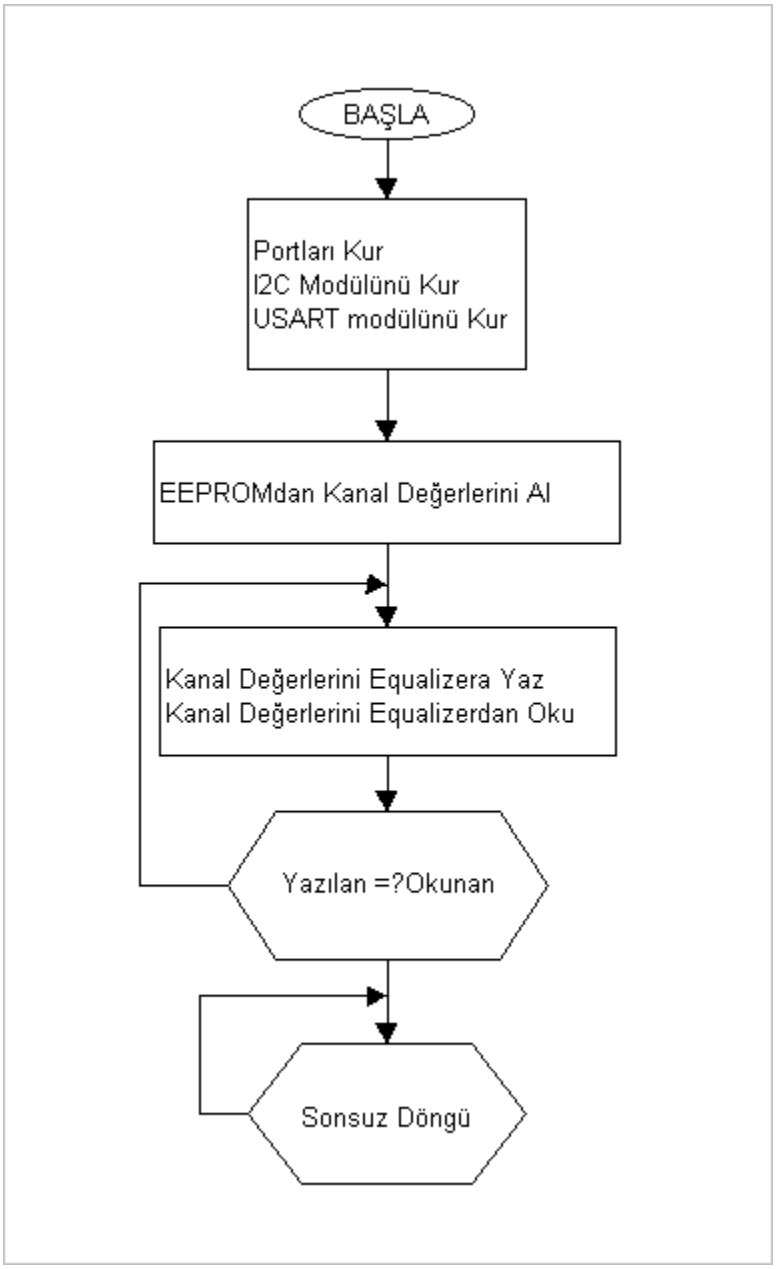
1. SPBRG kaydedicisini, tahsis edilen baud rate için kurunuz. Eğer yüksek hızlı baud rate düşünülmüş ise, BRGH bitini bir yapınız.
2. SYNC bitini sıfır, SPEN bitini de bir yaparak asenkron seri portunu yetkilendiriniz.
3. Eğer kesme düşünülmüş ise, RCIE yetkilendirme bitini bir yapınız.
4. Eğer 9-bit alma düşünülmüş ise, RX9 bitini bir yapınız.
5. CREN bitinin bir ederek, almaya yetkili ediniz.
6. Alma tamamlandığında RCIF bayrak biti kurulur ve RCIE yetkilendirme biti bir olur ise bir kesme üretilir.
7. 9. biti almak için (eğer yetkili edilmişse) RCSTA kaydedicisini oku ve değer alma sırasında bir hata oluşmuş ise bunu tespit et.
8. RCREG kaydedicisini okuyarak, alınan 8-bitlik veriyi okumuş ol.
9. Hata oluşmuş ise, CREN yetkilendirme bitini temizleyerek hatayı temizle.

4.10. PCB Baskılı Devresi

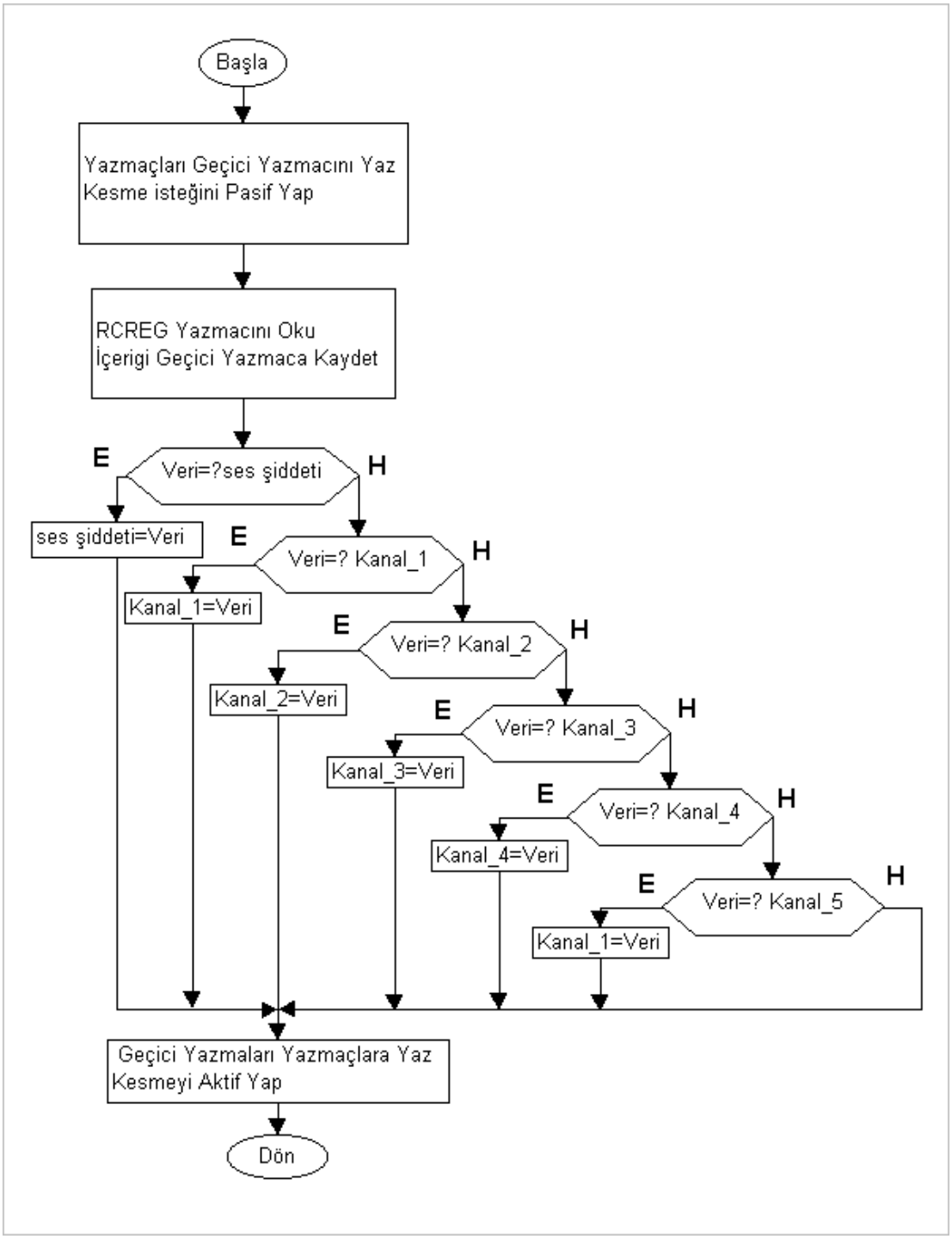


Şekil 4.22 : PCB baskılı devre

4.11. Yazılım Akış Diyagramı

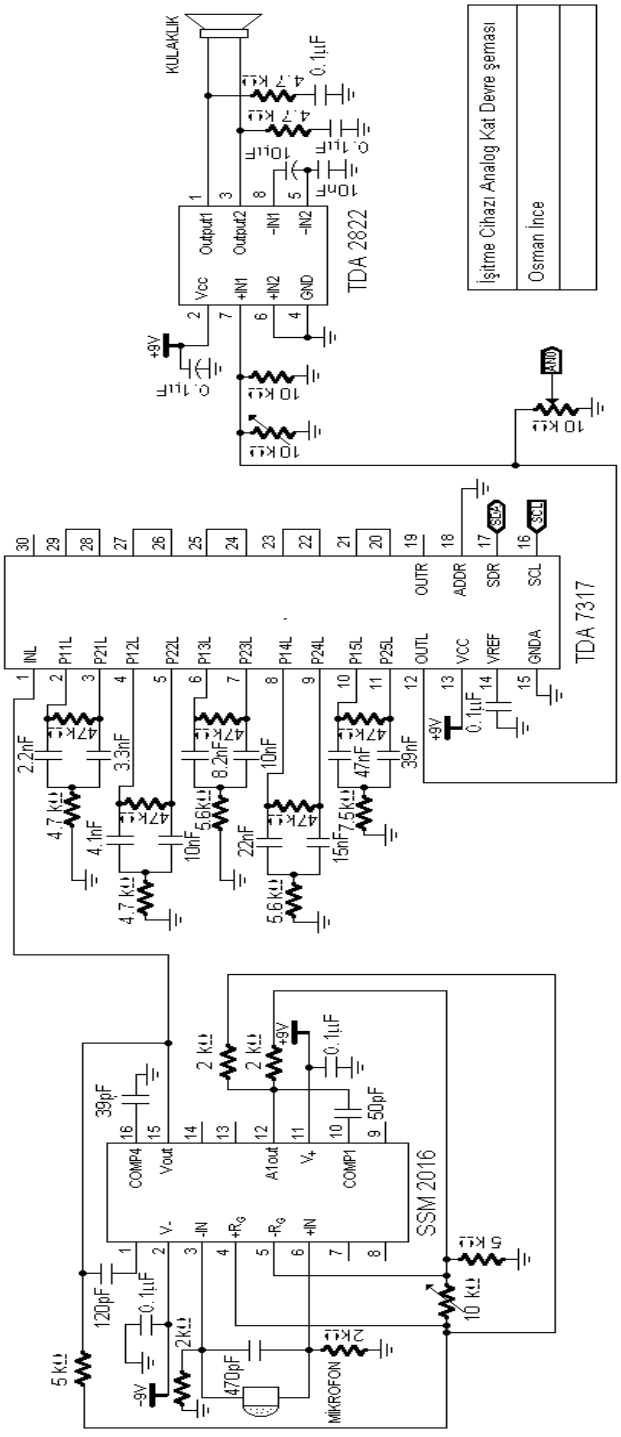


Şekil 4.23. Yazılım Akış Diyagramı



Şekil 4.24. Kesme Akış Diyagramı

4.12. Devre Şeması



Şekil 4. 25 Devre Şeması