İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

İŞİTME ENGELLİLER İÇİN HOMOJEN ALAN DAĞILIMLI GİŞE TİPİ SES FREKANSI İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Meltem LORDOĞLU

Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektrik Mühendisliği Programı

Ocak 2022

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

İŞİTME ENGELLİLER İÇİN HOMOJEN ALAN DAĞILIMLI GİŞE TİPİ SES FREKANSI İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Meltem LORDOĞLU
(504171070)

Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektrik Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Deniz YILDIRIM
Eş Danışman: Doç.Dr. Serhat İKİZOĞLU

Ocak 2022

İTÜ, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün 504171070 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Meltem LORDOĞLU, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "İŞİTME ENGELLİLER İÇİN HOMOJEN ALAN DAĞILIMLI GİŞE TİPİ SES FREKANSI İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :	**Dr. Öğr. Üyesi Deniz YILDIRIM** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Eş Danışman :	**Doç.Dr. Serhat İKİZOĞLU** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Jüri Üyeleri :	**Prof. Dr. Güven KÖMÜRGÖZ KIRIŞ** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Prof. Dr. Ahmet Faruk BAKAN Yıldız Teknik Üniversitesi	.....
	Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp KARA İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa	.....

Teslim Tarihi : 10 Ocak 2022
Savunma Tarihi : 19 Ocak 2022

Aileme ve dostlarıma,

ÖNSÖZ

Öncelikle bu bitirme tezini hazırlamamda çok büyük emeği geçen, teknik ve manevi anlamda desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübesini her zaman cömertçe paylaşan çok değerli hocalarım sayın Dr. Öğr. Üyesi Deniz YILDIRIM'a ve Doç. Dr. Serhat İKİZOĞLU'na sonsuz teşekkür ederim.

Emeğini ve zamanını hiç tereddüt etmeden bana ayıran, en zor zamanlarımda hep yanımda olan ve desteğini her zaman hissettiğim eşim Abdulsamed LORDOĞLU'na çok teşekkür ederim. Hayatımın en kıymetli hediyesi oğlum Serhad LORDOĞLU'na ve kıymetli yeğenlerim Ahmet Aras İSEN ve Beren İSEN'e sevgilerimi iletirim.

Üzerimde emekleri çok olan, beni bu günlere kadar yetiştiren ve her türlü desteği sunan öncelikle babam Seyfi İSEN'e ve annem Huriye İSEN'e, kişiliğiyle bana her zaman örnek olan ve maddi manevi hep yanımda olan abim Sinan İSEN'e ve eşi Begüm İSEN'e, birlikte büyüdüğüm ve çocukluk arkadaşlarım olan çok değerli ablam Miray ERGÖREN'e ve Melike ŞENGELEN'e sonsuz teşekkür ederim.

Maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, beni kendi kızlarından ayırmayan eşimin kıymetli ailesi babam Musa LORDOĞLU'na ve annem Feriha LORDOĞLU'na ayrıca çok teşekkür ederim.

Ocak 2022

Meltem LORDOĞLU
(Elektrik Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SEMBOLLER ..... **xiii**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xv**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xvii**
ÖZET ..... **xxi**
SUMMARY ..... **xxv**
1. GİRİŞ **1**
1.1 Tezin Amacı 2
1.2 Literatür Araştırması 2
2. İŞİTMENİN ANATOMİSİ VE İŞİTME CİHAZLARI **5**
2.1 İşitmenin Anatomisi 5
2.2 İşitme Cihazları 10
2.2.1 Yönlü mikrofonlar 11
2.2.2 Uzak mikrofonlar 13
2.2.3 İşitme cihazı çeşitleri 15
3. İŞİTMEYE YARDIMCI SİSTEMLER **19**
3.1 İşitmeye Yardımcı Sistem Çeşitleri 20
3.2 Ses Frekansı İndüksiyon Döngü Sistemi 23
3.2.1 Ses frekansı indüksiyon döngü sistemi çeşitleri 29
3.3 Gişe Tipi İndüksiyon Döngü Sistemi 32
4. GİŞE TİPİ İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI ve ANALİZİ **37**
4.1 Analitik Yaklaşım ve Tasarım Kısıtlarının Belirlenmesi 37
4.1.1 Gişe tipi indüksiyon döngü sisteminin manyetik modeli 37
4.1.2 Gişe tipi indüksiyon döngü sisteminin elektriksel devre modeli 41
4.1.3 En iyi tasarımın belirlenmesi 42
4.2 En İyi Tasarımın Analizi 48
4.2.1 En iyi tasarımın deneysel gerçekleştirilmesi 57
5. SONUÇ **63**
KAYNAKLAR **67**
ÖZGEÇMİŞ **71**

KISALTMALAR

DSÖ : Dünya Sağlık Örgütü
IEC : Uluslararası Elektroteknik Komisyonu
ALS : İşitmeye Yardımcı Sistemler
FM : Frekans Modülasyonu
IR : Kızılötesi
AFILs : Ses Frekansı İndüksiyon Döngü Sistemi
TSE : Türk Standartları Enstitüsü
DSP : Dijital Sinyal İşleme
AGC : Otomatik Kazanç Kontrolü
BSI : İngiliz Standardı
SPL : Ses Basıncı Seviyesi
CANS : Merkezi İşitsel Sinir Sistemi
SNR : Sinyal Gürültü Oranı
SpNR : Konuşma Gürültü Oranı
BTE : Kulak Arkası İşitme Cihazları
RIC : Kanal İçi Alıcı İşitme Cihazları
RITE : Kulak İçi Alıcı İşitme Cihazları
CIC : Tamamen Kanal İçinde İşitme Cihazları
IIC : Kanalda Görünmez İşitme Cihazları
TDD : Telekomünikasyon Cihazları
AC : Alternatif Akım
PWM : Darbe Genişlik Modülasyonu

SEMBOLLER

H	**:** Manyetik alan şiddeti
L	**:** Döngü endüktansı
R	**:** Döngü iç direnci
Z	**:** Döngü empedansı
d	**:** İletken çapı
f	**:** Kaynak frekansı
I	**:** Akım
J	**:** Akım yoğunluğu
N	**:** Sarım sayısı
l	**:** İndüksiyon bobini uzunluğu
w	**:** İndüksiyon bobini genişliği
V	**:** Çıkış gerilimi
d_z	**:** İndüksiyon bobininin yerden yüksekliği
t_x	**:** T bobininin x eksenindeki konumu
t_y	**:** T bobininin y eksenindeki konumu
t_z	: T bobininin z eksenindeki konumu
ρ_ω	**:** İletken öz direnci
X_L	**:** Endüktif reaktans
V_k	**:** Kaynak gerilimi
$Z_{1.6k}$	**:** 1,6 kHz'deki empedans
$Z_{L1.6k}$	**:** 1,6 kHz'deki endüktif reaktans
I_{max}	**:** Taranacak maksimum akım değeri
N_{max}	**:** Maksimum sarım sayısı
h_{max}	**:** Maksimum bobin yüksekliği
w_{max}	**:** Maksimum bobin genişliği
T_{max}	**:** Maksimum bobin sıcaklığı
f_{sw}	**:** Anahtarlama frekansı
R_{min}	**:** Gerekli minimum direnç
V_g	**:** Giriş gerilimi
i_{L1}	**:** Birinci indüksiyon döngü bobini akımı
i_{L2}	**:** İkinci indüksiyon döngü bobini akımı

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : En yaygın işitme cihazı türlerinin tipik özellikleri [1]. **17**
Çizelge 3.1 : Dinleme düzlemi [43]. **34**
Çizelge 4.1 : T bobini dik ve yatay olması durumunda geleneksel yöntem ile önerilen sistemin analiz sonuçları. **43**
Çizelge 4.2 : Algoritma girdi değerleri. **46**
Çizelge 4.3 : Kaybı en düşük olan dört tasarımın sonuçları. **48**
Çizelge 4.4 : Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için olası tüm T bobini eğiklik durumlarında T bobininde indüklenen gerilim. **51**
Çizelge 4.5 : Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için yeterli manyetik alan şiddetini sağlayan konum aralıkları. **54**
Çizelge 4.6 : Bobinlerin hesaplanan, ANSYS Maxwell 3D analiz sonucu ve 0,3 V, 1 kHz'de ölçülen endüktans ve iç direnç değerleri. **58**
Çizelge 4.7 : Deneysel ve ANSYS Maxwell 3D analizi sonucu elde edilen indüklenen gerilim değerleri. **59**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : İnsan işitmesi [1]. **5**
Şekil 2.2 : Kulağın yapısı [26]. **6**
Şekil 2.3 : Sesin kokleaya iletimi [26]. **7**
Şekil 2.4 : a) Koklea ve b) tüylü duyu hücreleri [26]. **8**
Şekil 2.5 : İşitme sistemine mühendislik yaklaşımı [1]. **10**
Şekil 2.6 : Genel işitme cihazı şeması [1]. **11**
Şekil 2.7 : Kulak arkası(BTE) cihazı yapısı [1]. **11**
Şekil 2.8 : Yönlü mikrofonların duyarlılığı [27]. **12**
Şekil 2.9 : Solda pasif bir T bobini, sağda güçlendirilmiş bir T bobini gösterilmiştir [27]. **13**
Şekil 2.10 : İşitme cihazı içindeki T bobini örnekleri [27]. **13**
Şekil 2.11 : İndüksiyon sisteminin basit gösterimi [27]. **14**
Şekil 2.12 : Uzak mikrofon [27]. **15**
Şekil 2.13 : İşitme cihazı çeşitleri [27]. **16**
Şekil 2.14 : Analog işitme cihazı sistemi [1]. **16**
Şekil 2.15 : Dijital işitme cihazı sistemi [1]. **17**
Şekil 3.1 : Örnek FM ürün paketi, çeşitli bağlantı seçenekleriyle gösterilmiştir: A-C) kulaklıklar, D) indüksiyon silueti (kulak kancası) ve E) indüksiyon boyun askısı [27]. **21**
Şekil 3.2 : FM sistem kullanılan bir sınıf örneği [37]. **21**
Şekil 3.3 : Ev tipi kızılötesi sistem uygulaması [27]. **22**
Şekil 3.4 : Tele-daktilo örneği [27]. **23**
Şekil 3.5 : Gürültülü ortamın konuşmayı anlama üzerindeki etkileri [1]. **24**
Şekil 3.6 : a) Yankılanma süresi 2 s olan bir ortamdaki konuşma ve gürültü b) yankılanma süresi 0,5 s olan bir ortamdaki konuşma ve gürültü c) döngü sistemi kullanılarak yankılanma süresi 2 s olan bir ortamda iletilen sinyal [1]. **25**
Şekil 3.7 : İndüksiyon döngüsünün varlığını gösteren simge [39]. **26**
Şekil 3.8 : İndüksiyon döngü sistemi örneği [39]. **27**
Şekil 3.9 : Taşınabilir cihazlar [41]. **29**
Şekil 3.10 : a) Çevre döngüsü örneği [42] ve b) çevre döngüsü manyetik alan dağılımı [39]. **30**
Şekil 3.11 : a) 8 şeklindeki döngü ve b) manyetik alan dağılımı [39]. **31**
Şekil 3.12 : a) Bir faz kaydırıcı ile birlikte iki ayrı döngü dizisi ve b) manyetik alan dağılımı [39]. **31**
Şekil 3.13 : a) İptal döngüsü ve b) manyetik alan dağılımı [39]. **32**
Şekil 3.14 : Düşük saçılma döngüsü manyetik alan dağılımı [39]. **32**
Şekil 3.15 : Gişe tipi indüksiyon döngü sistemi [39]. **33**
Şekil 3.16 : Gişe tipi indüksiyon döngü sistemi [39]. **35**
Şekil 4.1 : Akım taşıyan düz bir iletkenin P noktasındaki manyetik alan şiddeti. **37**

Şekil 4.2 **:** İndüksiyon döngü sistemi modeli. **38**
Şekil 4.3 **:** Dört ayrı iletken olarak indüksiyon bobini. **38**
Şekil 4.4 **:** İndüksiyon bobininin 1. iletkeninin T bobinine göre modeli. **39**
Şekil 4.5 **:** İndüksiyon bobininin 3. iletkeninin T bobinine göre modeli. **40**
Şekil 4.6 **:** İndüksiyon bobininin 2. iletkeninin T bobinine göre modeli. **40**
Şekil 4.7 **:** İndüksiyon bobininin 4. iletkeninin T bobinine göre modeli. **41**
Şekil 4.8 **:** Döngü bobininin eşdeğer devresi. **42**
Şekil 4.9 **:** Önerilen sistem modeli. **43**
Şekil 4.10 **:** a) İndüksiyon döngü bobinini sürmek için akım geri beslemeli yükselteç devresi örneği ve b) onun frekans cevabı [45]. **44**
Şekil 4.11 **:** a) AC PWM kıyıcı devre modeli ve b) AC PWM kıyıcı devresinin omik ve omik-endüktif yük durumundaki davranışı. **45**
Şekil 4.12 **:** Tasarım algoritmasının akış diyagramı. **46**
Şekil 4.13 **:** a) Kayıp güç, manyetik alan şiddeti (H) ve döngü bobini çevresi eksenlerinde tasarım uzayı, b) tasarım sonuçlarının H ve çevre grafiği, c) çevre ve kayıp güç grafiği ve d) H ve kayıp güç grafiği. **47**
Şekil 4.14 **:** a) PSIM ortamında analiz edilen AC PWM kıyıcı devresi, c) döngü bobinlerinin gerilim grafikleri ve d) döngü bobinlerinin akım grafikleri. **49**
Şekil 4.15 **:** Döngü bobinine seri direnç değerinin bobin akımına etkisi. **49**
Şekil 4.16 **:** a) Tasarım 395'in ANSYS Maxwell 3D modeli ve b) modelin akım besleme grafikleri (3R için). **50**
Şekil 4.17 **:** Döngü bobinleri arasındaki açı 50° ve T bobini 30° öne eğik iken filtrelenmemiş ve filtrelenmiş indüklenen gerilim grafikleri. **50**
Şekil 4.18 **:** Döngü bobinleri arasındaki açı 80° ve T bobini 60° sola eğik iken filtrelenmiş indüklenen gerilim. **50**
Şekil 4.19 **:** Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için olası tüm T bobini eğiklik durumlarında T bobininde indüklenen gerilim dalga şekilleri. . **52**
Şekil 4.20 **:** İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40°olması durumları için XY düzleminde (t_z=1600mm) manyetik alan şiddeti dağılımları. **53**
Şekil 4.21 **:** İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için XZ düzleminde (t_y=350mm) manyetik alan şiddeti dağılımları. **53**
Şekil 4.22 **:** İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için YZ düzleminde (t_x=0 mm) manyetik alan şiddeti dağılımları. **54**
Şekil 4.23 **:** İndüksiyon döngü bobinleri arasındaki açının değişimine göre T bobininin (0,350mm,1600mm) konumundan a) t_x, b) t_y ve c) t_z boyunca manyetik alan değişimi. **55**
Şekil 4.24 **:** Döngü bobinleri arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için merkezi (0,0,1.2m)'de, yarı çapı 350 mm ve yüksekliği 500 mm olan silindir yüzeyinde ve f) 1.6 m yüksekliğinde bir yaydaki manyetik alan şiddeti dağılımı. **56**
Şekil 4.25 **:** Döngü bobinleri arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için merkezi (0,-350mm,1200mm)'de, yarı çapı 600 mm ve yüksekliği 500 mm olan silindir yüzeyinde ve f) 1.6 m yüksekliğinde bir yaydaki manyetik alan şiddeti dağılımı. **57**
Şekil 4.26 **:** Deneyde kullanılan AC PWM kıyıcı devresinin şeması. **59**

Şekil 4.27 **:** a, b, c) Deney düzeneğinin farklı açılardan görünümü, d, e) döngü bobinlerinin konumu. **60**

Şekil 4.28 **:** a) Tek bobinin tepe değeri 1,6 A olan sinusoidal akımla beslenmesi durumundaki akım ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, 500 µs/kare, 1,5 A/kare, 25 mV/kare b) Tek bobinin sürüldüğü kesikli akım ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, 250 µs/kare, 0,8A/kare, 200 mV/kare c, d ,e ve f) iki bobinin tepe değeri 1.6 A olan sinusoidal kesikli akım dalga şekli ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, (c) 500 µs/kare, 0,8 A/kare, d) 500 µs/kare, 400 mV/kare, e) 250 µs/kare ve f) 100 µs/kare 1,5 A/kare, 200 mV/kare) **61**

İŞİTME ENGELLİLER İÇİN HOMOJEN ALAN DAĞILIMLI GİŞE TİPİ SES FREKANSI İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI

ÖZET

Sağırlık ve işitme kaybı, dünya çapında yaygın bir hastalıktır. Hafif, orta, orta şiddetli, şiddetli veya derin olabilir ve bir veya iki kulağı etkileyebilir. İşitme kaybı, doğuştan veya çocukluk çağında, kronik orta kulak enfeksiyonları nedeniyle, gürültüye bağlı, yaşa bağlı veya iç kulağa zarar veren toksik ilaçlar nedeniyle oluşabilir. Tedavisi gerçekleştirilmemiş işitme kaybı, iletişimi ve genel yaşam kalitesini olumsuz etkileyebilir. İşitme kaybı olan yaşlı insanlar arasında sosyal izolasyona, yalnızlığa ve hayal kırıklığına yol açabilir. Çocuklarda dil gelişimini geciktiren başkalarıyla iletişim kurma yetisinin kaybına neden olabilir. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) 2021 yılı verilerine göre dünya çapında tahminen 466 milyon insan (nüfusun %5,5'i) işitme kaybıyla yaşıyor. İşitme kaybına sahip insanların 432 milyonu (%93) yetişkin ve 242 milyonu erkek, 190 milyonu kadındır. 34 milyon (%7) çocukta sağırlık veya işitme kaybı var ve bunların %60'ı önlenebilir nedenlere bağlıdır. 65 yaş üstü insanların yaklaşık üçte biri işitme kaybına sahip ve bu vakaların çoğu Güney Asya, Asya Pasifik ve Afrika'dadır. İşitme kaybı olan kişilerin sayısının 2030'a kadar 630 milyona ve 2050'de 900 milyonun üzerine çıkması öngörülmektedir. Türkiye İstatistik Kurumu 2016 yılı verilerine göre Türkiye nüfusunun %4,5'i işitme kaybına sahiptir ve sadece %4'ü işitme cihazı kullanmaktadır.

İşitme kaybının dezavantajlarının çoğu, erken teşhis ve müdahalelerle hafifletilebilir. Küçük çocuklar ve aileleri için özel eğitim programları ve işaret dili oldukça faydalı bir müdahaledir. Ayrıca işitme cihazları, koklear implantlar, altyazı ve diğer yardımcı teknolojiler her yaşta işitme kaybı olan kişilere yardımcı olabilir. İnsanlar konuşma terapisi, işitsel rehabilitasyon ve diğer ilgili hizmetlerden de yararlanabilirler. DSÖ, sağlık sektörü maliyetleri (işitme cihazlarının maliyeti hariç), eğitim desteği maliyetleri, üretkenlik kaybı ve toplumsal maliyetler nedeniyle işitme kaybının küresel ekonomiye yıllık maliyetinin 980 milyar $ olduğunu tahmin etmektedir. Ayrıca DSÖ, küresel işitme cihazı üretiminin düşük ve orta gelirli ülkelerdeki ihtiyacın sadece %3'ünü karşıladığını tahmin etmektedir.

İşitme kaybı telafisi için günümüzde işitme cihazları ve koklear implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak işitme cihazları, yankılanma ve gürültü gibi çevresel faktörlerin bulunduğu ortamlarda kullanıcının sesi net olarak duyabilmesi için her zaman tek başına yeterli olamayabilir. Bu nedenle işitmeye yardımcı sistemler (ALS) kullanılmaktadır. Bu sistemler sınıflar, tiyatrolar, ibadet yerleri ve havaalanları gibi çeşitli ortamlarda insanların işitmesini iyileştirmek için kullanılır. ALS'lerde ses bir verici aracılığıyla işitme cihazı/implant kullanıcısının alıcısına iletilir ve böylece konuşma-gürültü oranı iyileştirilir.

Kablolu cihazlar, frekans modülasyonu (FM) ses sistemi, kızılötesi (IR) ses sistemi, ses frekansı indüksiyon döngü sistemi (AFILs), telefon dinleme cihazları (TDD) ve uyarı/alarm sistemi dahil olmak üzere altı çeşit ALS mevcuttur. ALS'ler arasında en

yaygın olarak kullanılan sistem AFILs'dir. AFILs, tanımlanan kullanım hacminde Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) IEC60118-4 standardı tarafından belirlenen performans gereksinimlerini karşılamalıdır. Bu gereksinimlerin karşılanması, sistemden tam olarak faydalanabilmek için gereklidir. IEC60118-4 uluslararası standardına göre manyetik alan gücü, kullanım hacmi boyunca 400 mA/m ±3 dB olmalı, 100 Hz ila 5 kHz frekans bandı boyunca sinyaldeki toplam değişim, kullanım hacminin herhangi bir noktasında 1 kHz'deki manyetik alan şiddettinin 3 dB'i dahilinde olmalı ve döngü sistemi kapalıyken, manyetik gürültü (A ağırlıklı bir filtreyle ölçülür) 400 mA/m referansa göre -32 dB'den küçük veya daha iyi olmalıdır.

AFILs mikrofon, yükselteç ve indüksiyon bobininden oluşur ve kullanım yerlerine göre taşınabilir, gişe tipi, çevre döngüsü ve çoklu döngü olmak üzere çeşitleri mevcuttur. Örneğin çevre indüksiyon bobini sınıf, tiyatro sinema gibi yerlerde kullanılır ve bobin odanın çevresine yerleştirilir. Gişe tipi döngü sisteminde ise indüksiyon bobini genellikle gişe masasının altına dik bir şekilde konumlandırılır ve boyutu çevre bobinine göre oldukça küçüktür. AFILs sesleri manyetik dalgalara dönüştürerek alıcıya iletir. En yaygın alıcı işitme cihazı içerisinde bulunan T bobinidir. T bobini, ince bakır telin küçük bir demir çubuk etrafına sarılmasıyla oluşturulur. Çok sarımlıdır ve oldukça küçüktür. Küçük bir iplik makarası gibi görünür. İndüksiyon döngü bobininden gelen manyetik sinyali en iyi şekilde kullanmak için, T bobininin akı yollarına göre doğru şekilde yönlendirilmesi gerekir. Bu nedenle T bobini işitme cihazı içerisinde dik bir şekilde yerleştirilmiştir. Fakat kullanıcının başını öne, sağa veya sola eğmesi durumunda T bobininin açısı değişecektir ve manyetik alıcı olarak işlevselliği azalacaktır.

AFILs'in en iyi performansta çalışabilmesi kullanım hacmi içerisinde kişinin başını öne veya yana eğmesi durumunda indüklenen gerilim, kişi başını dik tutuyorken indüklenen gerilim değerine eşit veya çok yakın olursa sağlanabilir. Aksi takdirde iletilen ses kullanıcının baş hareketine bağlı olarak kısık ve yüksek ses olarak sürekli değişecektir veya kişi iletilen sesin bazı kısımlarını hiç duyamayacaktır.

Geleneksel gişe tipi indüksiyon döngü sistemi ANSYS Maxwell 3D ortamında modellenmiştir. T bobininin dik iken ve T bobininin öne doğru 90° eğik iken T bobininde indüklenen gerilim analiz edilmiştir. Analiz sonuçlarında T bobininin bulunduğu ortamda manyetik alan şiddetinin büyüklüğü aynı olsa dahi T bobini 90° eğik iken indüklenen gerilimin, dik olması durumuna göre %66 azaldığı gözlemlenmiştir. Bu problemi aşmak amacıyla öncelikle ANSYS Maxwell 3D ortamında tek indüksiyon bobini yerine biri dik diğeri 30° öne doğru eğik iki indüksiyon bobini aynı sinusoidal akımla sürülerek problem test edilmiştir. Bu modelde T bobini 90° eğik iken indüklenen gerilim, dik olması durumuna göre 1.4 kat artmıştır. Bu da problem için tam bir çözüm değildir. Bu tez kapsamında önerilen sistem olan aralarında 30° olan aynı iki bobin sinusoidal akımın bir periyodu içerisinde belirli aralıklarla sırasıyla (yani kesikli sinusoidal akımla) sürüldüğünde ise T bobininin her iki durumunda da yaklaşık eşit gerilim indüklendiği gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar önerilen sistemin T bobininin yöneliminden bağımsız bir şekilde ses sinyalini kullanıcıya ilettiğini göstermektedir.

Geleneksel sistemde indüksiyon bobinini sürmek için akım geri beslemeli yükselteçler kullanılır. Bu tezde önerilen sistem için geleneksel yöntemden tamamen farklı olarak indüksiyon bobinini kesikli akımla sürmek için AC PWM kıyıcı devresi kullanılmıştır. Önerilen sistemde kesikli akıma ihtiyacımız vardır. Bu nedenle endüktansa seri olan

direncin değeri arttırılmalıdır. Direncin değerini arttırmak devre kaybını arttıracaktır bu nedenle gerekli minimum direnç değeri iteratif yöntemle hesaplanmıştır.

Bu tezde döngü sistemi taşınılabilir bir kutu içerisinde olacak şekilde tasarlanmıştır. Döngü sistemi gişede kullanıldığı varsayılmış ve tasarlanan kutunun gişe masasınınn üstüne koyulduğu düşünülmüştür. İndüksiyon bobininin boyutlarını, sarım sayısını, sürme akımını, akımın kesikli olması için gerekli minimum seri direnç değerini kayıp, performans ve boyut açısından en iyisini belirlemek amacıyla Matlab'de bir algoritma yazılmıştır. Matlab'de elde edilen sonuçlar içerisinde T bobini konumunda manyetik alan şiddeti 350 mA/m ile 650 mA/m arasında olanlar, 5 kHz'de endüktif reaktansı seri direnç değerinden küçük olanlar ve seri direnç üzerindeki kaybı 50 W'ın altında olanlar için tasarım uzayı oluşturulmuştur. Tasarım uzayı içerisinden kayıp ve boyut açısından en iyi tasarım seçilmiştir ve ANSYS Maxwell 3D ortamında parametrik olarak modellenmiştir. Modelde iki bobin arasındaki açı 10' ar derecelik adımlarla 0°–90° arası değiştirilmiştir ve her açı değeri için T bobininin dik, öne doğru 30°, 60° ve 90° eğik, sağa ve sola 30° ve 60° derece eğik durumları analiz edilmiştir. Toplamda 80 adet analiz yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda iki bobin arasındaki açı 40°'den büyük olduğu zaman indüklenen gerilimin frekansının değiştiği ve açı arttıkça indüklenen gerilimin dalgalılığının arttığı gözlemlenmiştir. T bobininin farklı eğiklik durumlarında indüklenen gerilimin rms değeri açısından en homojen sonuç 20° elde edilmiştir. En geniş kullanım hacmi iki bobin arasındaki açı 40° iken elde edilmiştir. Bu çalışma ile geleneksel gişe tipi indüksiyon döngü sistemi özgün bir yaklaşımla performans ve boyut açısından geliştirilmiştir.

UNIFORM FIELD DISTRIBUTION AUDIO FREQUENCY COUNTER INDUCTION LOOP DESIGN FOR HEARING IMPAIRED

SUMMARY

Deafness and hearing loss are common diseases and are found in every country. It can be mild, moderate, severe or profound and can affect one or both ears. Hearing loss can occur from birth or childhood, due to chronic middle ear infections, noise-related, age-related, or toxic drugs that damage the inner ear. Untreated hearing loss can negatively affect communication and overall quality of life. It can lead to social isolation, loneliness and frustration among older people with hearing loss. It can cause loss of ability to communicate with others, which delays language development in children. According to the World Health Organization (WHO) 2021 data, an estimated 466 million people worldwide (5.5% of the population) are living with hearing loss. Of the people with hearing loss, 432 million (93%) are adults, 242 million are men and 190 million are women. 34 million (7%) children have deafness or hearing loss, of which 60% are due to preventable causes. About one-third of people over the age of 65 have hearing loss, and most of these cases are in South Asia, Asia Pacific and Africa. The number of people with hearing loss is projected to increase to 630 million by 2030 and to over 900 million by 2050. According to the 2016 data of the Turkish Statistical Institute , 4.5% of Turkey's population has hearing loss and only 4% uses hearing aids.

Many of the disadvantages of hearing loss can be alleviated with early detection and intervention. These are special education programs and sign language training for young children and their families. In addition, hearing aids, cochlear implants, captioning and other assistive technologies can help people of all ages with hearing loss. People may also benefit from speech therapy, auditory rehabilitation, and other related services. WHO estimates the annual cost of hearing loss to the global economy at $980 billion due to healthcare industry costs (excluding the cost of hearing aids), educational support costs, loss of productivity and societal costs. In addition, WHO estimates that global hearing aid production meets only 3% of the need in low- and middle-income countries.

Today, hearing aids and cochlear implants are widely used for hearing loss compensation. However, hearing aids alone are not always sufficient for the user to hear the sound clearly in environments with environmental factors such as reverberation and noise. For this reason, assistive listening technologies (ALS) are used. These systems are used to improve people's hearing in a variety of environments, such as classrooms, theatres, places of worship and airports. In ALS, sound is transmitted via a transmitter to the receiver of the hearing aid/implant user, thereby improving the speech-to-noise ratio.

There are six types of ALS available, including hardwire devices, frequency modulation (FM) audio system, infrared (IR) audio system, audio frequency induction loop system (AFILs), telephone listening devices, and alert/alarm system. The most

widely used system among ALS is the AFILs. AFILs must meet the performance requirements set by the international standard IEC60118-4 at the defined usage volume. Meeting these requirements is necessary to take full advantage of the system. According to the international standard IEC60118-4, the magnetic field strength should be 400 mA/m ±3 dB throughout the usage volume, the total change in signal across the 100 Hz to 5 kHz frequency band should be within 3 dB of the power at 1 kHz at any point in the usage volume and with the loop system off , magnetic noise (measured with an A-weighted filter) should be lower than -32 dB or better with reference to 400 mA/m.

AFILs consist of microphone, amplifier and induction coil and are available in various types such as portable, counter, perimeter and multi-loop according to their usage areas. For example, the perimeter induction loop is used in classrooms, theaters, cinemas, and the coil is placed around the room. In the counter loop system, the induction coil is usually positioned vertically under the counter table and its size is quite small compared to the perimeter loop. Induction loop systems convert sounds into magnetic waves and transmit them to the receiver. The most common receiver is the T coil (also called as Telecoil) inside the hearing aid. T coil is formed by wrapping thin copper wire around a small ferrite rod. It includes a lot of turns and quite small. It looks like a small spool of thread. In order to make best usage of the magnetic signal from the induction loop coil, the T coil must be correctly oriented with respect to the flux paths. For this reason, the T coil is placed vertically in the hearing aid. However, if the user tilts his head forward, right or left, the angle of the T coil will change and its functionality as a magnetic receiver will be reduced.

The best performance of the AFILs can be achieved if the induced voltage when the person is holding his head upright is equal to or very close to the induced voltage in the case of tilting his head forward or to the side within the usage volume. Otherwise, the transmitted sound will constantly change from low to loud depending on the user's head movement, or the person will not be able to hear some parts of the transmitted sound at all.

The conventional counter induction loop system is modeled in the ANSYS Maxwell 3D environment. The induced voltage in the T coil is analyzed when the T coil is upright and the T coil is tilted forward 90°. In the analysis results, it has been observed that even though the magnitude of the magnetic field strength is the same in the environment where the T coil is located, the voltage induced when the T coil is is tilted forward 90° becomes to one of third according to induced voltage when T coil is upright. In order to overcome this problem, first of all, instead of a single induction coil in ANSYS Maxwell 3D environment, the problem is tested by driving two induction coils, one vertical and the other 30° forward tilted, with the same sinusoidal current. In this model, when the T coil is tilted 90°, the induced voltage is increased by 1.4 times compared to when it is perpendicular. This is not a complete solution to the problem either. When the same two coils with 30° between them, which is the proposed system within the scope of this thesis, are driven sequentially within a period of sinusoidal current (that is, with intermittent sinusoidal current), it is observed that approximately equal voltage is induced in both states of the T coil. These results show that the proposed system transmits the audio signal to the user regardless of the orientation of the T coil.

In the conventional system, current feedback amplifiers are used to drive the induction coil. For the system proposed in this thesis, AC PWM chopper circuit is used to drive

the induction coil with intermittent current, completely different from the traditional method. We need intermittent current in the proposed system. Therefore, the value of the resistor in series with the inductance should be increased. Increasing the value of the resistor will increase the circuit loss. Therefore, the required minimum resistance value was calculated iteratively.

In this thesis, the loop system is designed to be in a portable box. The loop system is assumed to be used at the counter and the designed box is thought to be placed on the counter desk. An algorithm has been written in Matlab in order to determine the dimensions of the induction coil, the number of turns, the driving current, the minimum series resistance value required for the current to be intermittent, in terms of loss, performance and size. Among the results obtained in Matlab, the design space is created for those whose magnetic field strength is between 350 mA/m and 650 mA/m at the T coil position, whose inductive reactance at 5 kHz is greater than the series resistance value, and whose loss on the series resistor is below 50 W. The best design in terms of loss and size is selected from the design space and parametrically modeled in ANSYS Maxwell 3D environment. In the model, the angle between the two coils is changed from 0°-90° in 10° steps, and for each angle value, the situations of T coil when it is tilted to forward 30°, 60° and 90°, to the right and left 30° and 60° are analyzed. A total of 80 analyzes were made. In the results obtained, it is observed that the frequency of the induced voltage changes when the angle between the two coils is greater than 40° and the ripple of the induced voltage increases as the angle increases. The most homogeneous result in terms of rms value of the induced voltage in the different tilt states of the T coil is obtained at 20°. The largest usage volume is obtained when the angle between the two coils was 40°. With this study, the traditional counter induction loop system has been developed with a unique approach in terms of performance and size.

1. GİRİŞ

Ses önemli bir bilgi kaynağıdır. Çoğu yüz yüze iletişim, konuşma biçimindeki ses sinyalleriyle olur. İşitme sistemi, ses titreşimlerinin neden olduğu basınç değişimlerini sinir hücrelerinde elektriksel sinyallere dönüştüren karmaşık bir ağdır. Bu nöroelektrik sinyaller daha sonra beyinde yorumlanır. İşitme sistemindeki problemler işitme güçlüğü veya sağırlığa yol açabilir. Bu nedenle sağır veya işitme güçlüğü çeken kişiler etkili iletişim için ses sinyallerini kullanamayabilirler. Teknoloji, sağırların ve işitme güçlüğü çekenlerin iletişim ve bilgi ihtiyaçlarının desteklenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Buna işitme cihazları, koklear implant ve işitmeye yardımcı sistemler (ALS) dahildir. ALS'ler indüksiyon döngüsü, frekans modülasyonu , kızılötesi, metin ve görüntülü telefonlar, görsel veya titreşimli alarmlar ve uyarı cihazlarıdır [1].

Bir çok ülkede olumlu yasama eylemi artık kamusal alanların erişilebilir olmasını ve hizmet sağlayıcıların engelli kişilerin eşit erişilebilirliğine izin veren uygulamaları, politikaları veya prosedürleri yerine getirmesini gerektirmektedir. Bu genellikle tekerlekli sandalye kullanıcıları için erişim imkanı olarak yorumlansa da, bu tür mevzuat görme veya işitme engelli kişileri de kapsar. Bu durumlarda, bu yasalar duyusal engelli kişilerin tiyatrodan, sinemadan, siyasi bir toplantıdan veya dini bir toplantıdan tam anlamıyla keyif almalarını sağlayan genellikle ileri teknolojik cihazların sağlanmasını içerir.

Bu bağlamda, Türkiye Cumhuriyeti Anayasası 10. maddesi; engelli vatandaşlarımızın eşit haklardan yararlanmasını garanti altına almakta, 61. maddesi ise; engellilerin toplum hayatına dahil olmaları için gerekli tedbirlerin alınması gerektiğini bildirmektedir. 5378 Sayılı Özürlüler Kanunu geçici 2. maddesi; gerçek ve tüzel kişiler tarafından yapılmış ve umuma açık hizmet veren her türlü yapının “engellilerin erişebilirliğine uygun duruma getirilmesini” öngörmektedir. İmar Kanunu ve Belediye İmar Yönetmelikleri 3194 sayılı İmar Kanunu’nun Ek 1. maddesi; fiziksel çevrenin özürlüler için erişilebilir kılınması için imar planları ile kentsel, sosyal, teknik altyapı alanlarında ve yapılarda Türk Standartları Enstitü'sünün (TSE) TS-9111 numaralı

özürlüler ve hareket kısıtlılığı bulunan kişiler için binalarda ulaşılabilirlik gerekleri standardına uyulmasını zorunlu tutmaktadır [2].

İşitmeye yardımcı teknoloji alanı, engelli insanlara toplum tesislerine ve ürünlerine eşit erişim sağlama ve bu topluluk grubu için daha yüksek bir yaşam kalitesi sağlama arzusuyla istikrarlı bir şekilde büyümüştür. Gereken teknolojik çözümleri üretmek için birçok farklı mühendislik disiplini kullanılmıştır.

1.1 Tezin Amacı

İşitme cihazı kullanan kişiler gürültülü ve yankı yapan ortamlarda konuşmayı anlayamama gibi bir problemle karşı karşıya kalmaktadır. Bu bozucu etkenleri ortadan kaldırmak amacıyla ALS'ler tasarlanmıştır. Ses frekansı indüksiyon döngü sistemi (AFILs) ALS'ler içerisinde en yaygın kullanılan sistemdir. Standartlara uygun tasarlanmış ve düzgün kurulmuş bir AFILs uzun yıllar boyunca hatasız bir şekilde hizmet verebilir. AFILs bir bobin vasıtasıyla sesleri manyetik dalgalara dönüştürür ve işitme cihazı içerisindeki T bobinine iletir. Bu nedenle çalışma performansı kullanım hacmindeki manyetik alan şiddeti büyüklüğüne, manyetik alan dağılımının homojenliğine ve T bobini'nin yönelimine bağlıdır. Bu çalışmada kullanım hacminde yeterli manyetik alan şiddeti büyüklüğü olsa dahi işitme cihazı kullanıcısının başını öne doğru eğmesi durumunda iletilen ses sinyalinin 3 kat azaldığı gözlemlenmiştir. Bu durum kullanıcının konuşmayı duyamayabileceği anlamına gelmektedir. Bu tez kapsamında bu önemli problemi aşmak amacıyla kullanım hacmi içerisinde manyetik alan dağılımının 400 mA/m ±3 dB olmasının yanı sıra, T bobininde indüklenen gerilimin T bobininin yöneliminden olabildiğince bağımsız olması gerektiği öngörülmüştür. Bu doğrultuda gişe tipi döngü sisteminde tek indüksiyon bobini yerine, biri dik diğeri belirli bir açıyla öne eğilmiş iki indüksiyon bobininin sırasıyla kesikli sünusoidal akımla sürülmesi önerilmiştir ve bu sistemin başarısı ANSYS Maxwell 3D'de modellenerek ve laboratuvar ortamında gerçekleştirilerek değerlendirilmiştir.

1.2 Literatür Araştırması

Elektrikli mikrofon kullanan işitme cihazları, 1876'da Alexander Graham Bell tarafından telefonun icadının ardından 19. yüzyılın sonlarına doğru ortaya çıktı. Karbon granül mikrofonlara dayalı olarak, bu cihazlar ya sabit ya da taşınabilirdi ancak

hantaldı. Bu cihazlar yalnızca dar bir frekans bandını güçlendirdi, tipik olarak 1 kHz'de yaklaşık 40 dB'lik kazançlarda zirve yaptı ve fiziksel hareket nedeniyle bozulma ve gürültüden müzdaripti. 1907'de triyot vakum tüpünün icadıyla elektronik yükseltme mümkün hale geldi ve 1921'de bunu kullanan bir işitme cihazı tasarımının patenti alındı. Bununla birlikte, birçok iletim tipi işitme kaybı vakasında bozulmamış yükselme seviyesi tatmin edici olsa da, kozmetik hususlar, fiziksel boyut ve güç tüketimi, bu cihazların çekiciliğini ve kullanışlılığını sınırladı. 1947'de Bell Laboratuvarlarında transistörün icadıyla büyük minyatürleştirme ve güç tüketimini azaltma eğilimi arttı. Transistör kullanan kulak arkası (BTE) ve gözlük çerçevesi işitme cihazları 1950'lerin başında ticari olarak ortaya çıktı. Bu on yılın sonunda, pil, mikrofon ve alıcı teknolojisindeki gelişmeler sayesinde kulak içi (ITE) ve kanal içi (ITC) işitme cihazları ortaya çıktı. 1964 yılında, entegre devre kullanan ilk BTE işitme cihazı ticari olarak temin edilebilir hale geldi. Esas olarak kozmetik kaygılar tarafından yönlendirilen minyatürleştirme eğilimi, 1960'lardan günümüze tamamen kanal içinde (CIC) işitme cihazlarıyla devam etmiştir [1, 3].

Dijital elektronik işitme cihazları 1980'lerin sonlarında geliştirildi. Ancak bunlar başlangıçta dijital sinyal işleme cihazlarından farklı olarak yalnızca dijital olarak kontrol edilen analog işlem cihazları şeklinde mevcuttu. Dijital sinyal işlemeye sahip (DSP) BTE işitme cihazları 1990'larda ticari olarak temin edilebilir hale geldi. Bu yaklaşım, analog tabanlı tasarımlar kullanarak uygulanması zor veya imkansız olan algoritmaların kullanılmasına izin verdi. Uyarlanabilir ses iptali (Davanox Genius, 1990), konuşma algılama (Siemens PRISMA) ve otomatik kazanç kontrolü (AGC) (Oticon Multifocus, 1991) gibi özellikler uygulandı ve bir CIC DSP cihazı (Widex, 1997) elde edildi [1].

İlk patentli manyetik indüksiyon döngülü iletişim sistemi 1930larda Joseph Poliakoff tarafından icat edildi [4]. Bu doğrultuda T bobini içeren ilk giyilebilir işitme cihazı 1938'de Multitone VPM üretildi [5]. Çok sayıda araştırmacının fikir birliği, bu teknolojinin sınıflarda ve diğer ortak alanlarda işitme desteği sağlamak için çok kullanışlı, basit ve uygun maliyetli bir araç olduğunu göstermektedir [6, 7]. 1981'de Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC), İşitme Cihazlarının Elektro-akustik Özelliklerinin Ölçüm Yöntemleri: Bölüm 4: İşitme Cihazı Amaçlı Ses-frekans İndüksiyon Döngülerinde Manyetik Alan Gücü (IEC 118-4) yayınladı. Bu standart, kapsamlı olmasa da bu teknolojinin tasarımcıları ve uygulayıcıları için önemli olan

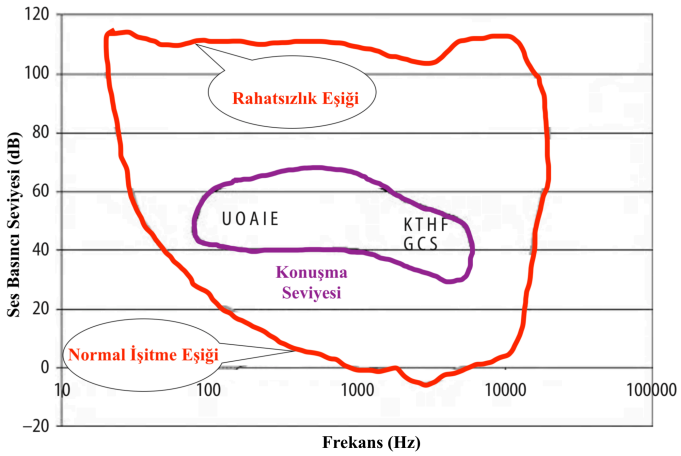
temel alan gücü kriterlerini sağladı. Avrupa'da, IEC 118-4'e ek olarak saha değerlendirmesi ve manyetik alanları ölçmek için yöntemler ve araçlar gibi önemli faktörleri genişleten 7594 numaralı İngiliz Standardı (BSI) 1993'te yayınlandı. Karşılaştırmalı çalışmalar, iyi tasarlanmış bir AFILs'in konuşulan kelimenin anlaşılırlığını geliştirmek için FM ve kızılötesi teknolojileri kadar etkili olduğunu kanıtladı [8, 9, 10]. Bu sistemler en çok okul sınıflarında [11, 12, 6, 13, 14], oditoryumlarda [15, 16], konferans salonlarında [17], müzelerde [18], toplu taşımada [19] ve diğer kamu hizmetlerinde yaygındır. Geleneksel kullanımların dışında, ALS'ler dijital cep telefonları için yardımcı bir sistem [20] olarak uygulanmıştır. Aynı zamanda çoklu döngü bobini içeren sistemlerin tasarlandığı çalışmalar da mevcuttur [21, 22].

2. İŞİTMENİN ANATOMİSİ VE İŞİTME CİHAZLARI

Ses, iletişim kurma veya bilgiye erişim için önemli bir kaynaktır. Çoğu ses hava moleküllerinin bir kaynak tarafından titreştirilmesiyle oluşur. İşitme, kulakların sesi alıp beyine iletmesi ve beynin sinir sistemi yardımıyla sesi yorumlamasıyla gerçekleşir. Bu nedenle, işitsel bir sistemde ses kaynağına, bu sesi almak için bir mekanizmaya, sesleri merkezi sinir sistemine iletmek için mekanizmalara ve bu duyusal bilginin yorumlanabileceği, entegre edilebileceği ve depolanabileceği kısım olan beyne iletmek için merkezi sinir sistemlerindeki yollara ihtiyaç vardır. İşitme sisteminde gerçekleşen herhangi bir aksaklık işitme kaybına yol açabilir. İşitme kaybını tedavi edebilmek için işitme sisteminin anatomi ve fizyolojisine hakim olmak ve probleme mühendislik yaklaşımında bulunmak gerekir [1].

2.1 İşitmenin Anatomisi

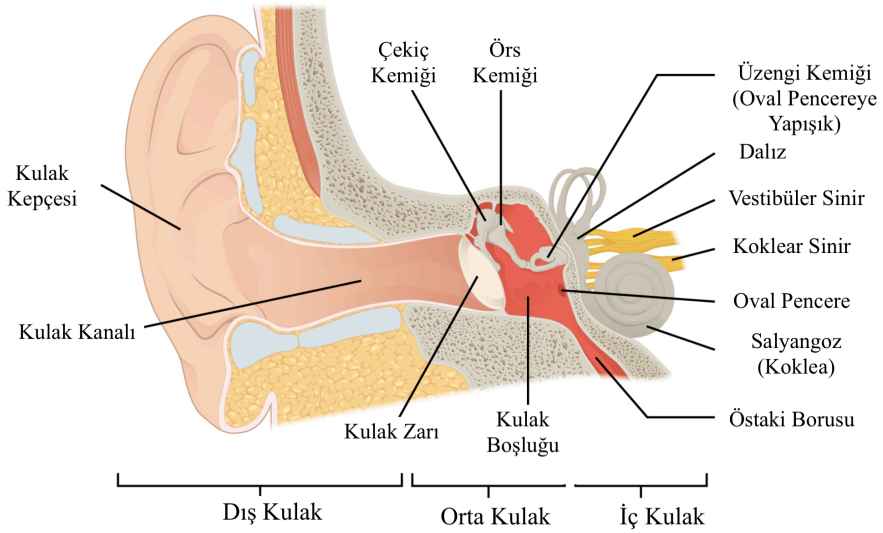
İnsan işitmesi, yaklaşık 20 Hz ila 20 kHz arasındaki frekans aralığını kapsar ve geniş ses düzeyi aralığına yanıt verebilir [23]. Şekil 2.1'de normal duyma eşiği, konuşma sınırı, ünlüler ve ünsüzler arasındaki frekans ve düzey ayrımı kabaca gösterilmiştir.



Şekil 2.1 : İnsan işitmesi [1].

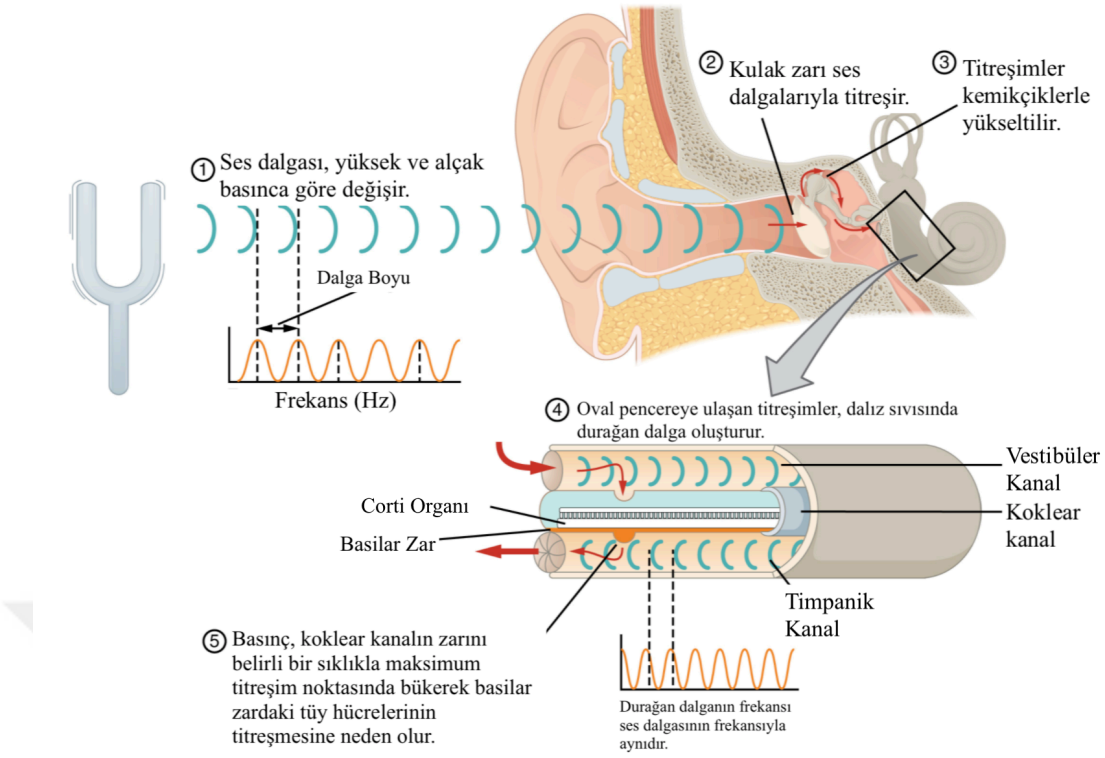
İnsanların duyabileceği en düşük ses basıncı seviyesi (SPL) işitme eşiği olarak adlandırılır ve frekansa göre değişir. En yüksek hassasiyet 1 ila 4 kHz aralığındadır. 0 dB'lik bir SPL, 1 kHz'deki bir tonun minimum duyulabilir ses seviyesi olarak tanımlanmıştır ve 20 µPa değerinde standartlaştırılmıştır [23]. İnsanların rahatsız olmadan katlanabileceği en yüksek ses seviyesi 120 dB SPL civarındadır, yani algılanabilen minimum seviyenin 1012 katıdır. Desibel cinsinden işitme seviyesi, ölçüm frekanslarının her birinde standartlaştırılmış "normal" işitme eşiğine göre ölçülür [24]. Elbette, herhangi bir kişi veya grubun işitme eşiği bu standarttan sapabilir.

İşitme görme, tat, koku ve dokunma olmak üzere beş duyudan biridir. Genellikle insanlar için en önemli duyu olarak kabul edilen işitmede, kulaklar sesi alır ve beyne iletir, beyinde yorumlanır, böylece konuşma, müzik ve diğer sinyaller duyulabilir. İşitme ve dengeyi sağlayan kulak yapısı dış kulak, orta kulak ve iç kulak olarak üç ana yapıdan oluşur. Dış kulak, orta kulak, koklea (salyangoz) ve işitme siniri ile birlikte iç kulak yapıları Şekil 2.2'deki kulak enine kesitinde görülmektedir [25].



Şekil 2.2 : Kulağın yapısı [26].

Dış kulak, kulak kepçesi, kulak kanalı ve kulak zarından oluşur. Kulak zarı bazen dış kulağın, bazen de orta kulağın bir parçası olarak kabul edilir. Şekil 2.3'de de görüldüğü üzere kıkırdak yapıya sahip kulak kepçesi çevreden gelen ses dalgalarını toplar. Kulak kanalı ise kulak kepçesinin topladığı ses dalgalarını kulak zarına iletir. Kulak kanalının sonunda orta kulak ile dış kulağı birbirinden ayıran kulak zarı yer alır. Kulak zarına çarpan ses dalgaları kulak zarının titreşmesini sağlar.



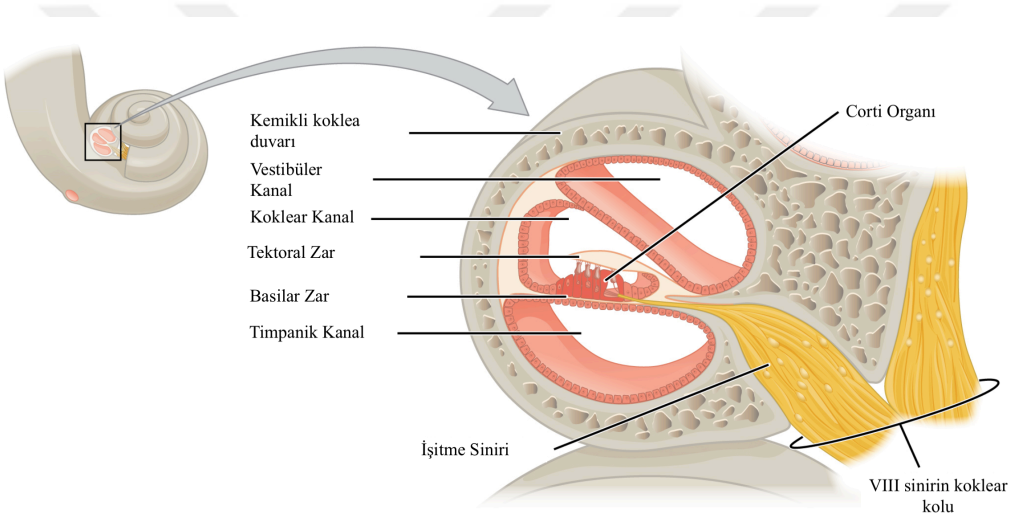
Şekil 2.3 : Sesin kokleaya iletimi [26].

Orta kulak, çekiç, örs ve üzengi olmak üzere üç küçük kemikten oluşur. Kulak zarında oluşan titreşimler orta kulaktaki çekiç, örs, üzengi kemiklerinde yükseltilerek aktarılır. Böylece titreşimler kuvvetlendirilir. Üç kemik, kulak zarı titreşimlerini yükselterek üzenginin uç kısmına iletir. Orta kulak, iç kulaktan kemikli bir duvarla ayrılır. Üzengi bu duvarda oval bir delik olan oval pencereyi titreştirir.

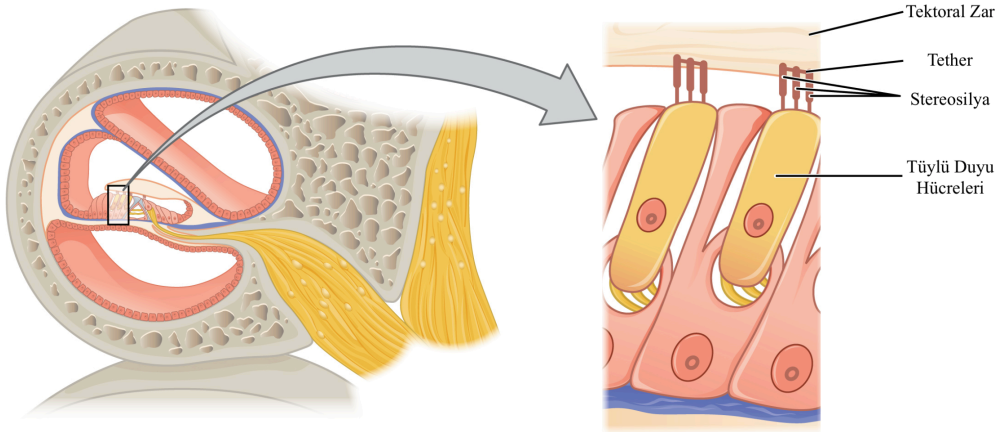
İç kulak iki duyusal bölüme ayrılmıştır. İlk bölüme vestibüler sistem denir ve vücudun uzaydaki konumuyla, denge, hareket ve geri bildirimle ilgili iç kulağın duyusal sistemidir. İşitme veya işitsel hassasiyet ile ilgili değildir. İç kulağın işitsel kısmına salyangoz denir ve Şekil 2.4 (a)'da gösterilmiştir. Salyangoz, işitme sisteminin duyusal reseptör yapılarını merkezi kısmında veya koklea kanalında barındıran temporal kemiğin sıvı dolu bir kısmıdır. Koklea kanalı, sıvı dolu kokleada zarlı bir kanal olarak düşünülebilir. İşitme alıcı hücreleri saç benzeri çıkıntılara sahip oldukları için tüylü duyu hücreleri olarak adlandırılırlar ve koklea kanalda bulunurlar (Şekil 2.4 (b)).

Üzenginin hareketi, salyangoz sıvılarında dalgalara neden olur. Dalgalar sırası ile vestibüler kanal ve timpanik kanaldan geçerek salyangoz kanala ulaşır ve bu kanalın tabanında bulunan temel zarı titreştirir. Bu hareket, tüy hücrelerinin tüylerinin titreşmesine yol açar ve böylece hücrelerden nörokimyasallar salınır. Sekizinci sinir

olarak bilinen işitsel sinirin lifleri veya nöronları tüy hücrelerinin altındadır. Bu nöronlar, sekizinci sinirin lifleri veya aksonları boyunca hareket eden sinirsel bir dürtüye yol açan nörokimyasalları alır. Salyangoz ve sekizinci sinir, iç kulağın işitsel kısmını oluşturur. İşitme siniri, salyangozu, omuriliğin üzerinde, korteks veya beynin altındaki merkezi sinir sisteminin bir kısmı olan beyin sapı ile birleştirir. Beyin sapında, salyangozun uyarılmasından elde edilen işitsel duyusal bilgi, bir dizi nöron aracılığıyla korteksin işitsel alım alanlarına nöroelektrokimyasal aktivite olarak iletilir. Kortekste, sinir bağlantıları ses duyumlarını beynin çeşitli bölgelerine iletir, burada yorumlanır, zihinsel görüntüler oluşturur ve daha sonra kullanılmak üzere saklanır. Beyin sapı ve kortikal işitsel yollar, merkezi işitsel sinir sistemi (CANS) veya daha basit olarak işitsel yollar olarak bilinir [25].



(a)



(b)

Şekil 2.4 : a) Koklea ve b) tüylü duyu hücreleri [26].

İşitme sisteminde gerçekleşen herhangi bir aksaklık işitme kaybına yol açabilir. Başlıca işitme kaybı türleri şu şekilde sınıflandırılır [1]:

1. İletim tipi işitme kaybı, dış ve/veya orta kulakta hava iletim yolunun bir şekilde tıkanması nedeniyle ortaya çıkar.

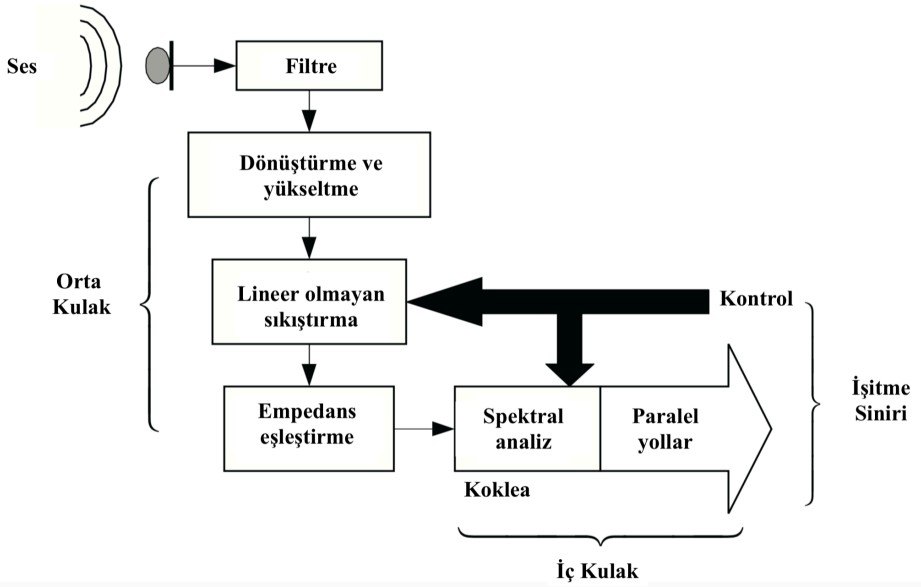
2. Sensenöral işitme kaybı, salyangoz veya iç kulakta bir sorun olduğunda ortaya çıkar. Bu, salyangozdaki problemlerden dolayı duyusal işitme kaybı ve işitsel sinirdeki problemlerden dolayı nöral işitme kaybı olarak ayrılabilir.

3. Karma işitme kaybı, hem iç kulakta ya da işitme sinirinde hem de orta ya da dış kulakta sorun olduğunda ortaya çıkar.

4. Merkezi işitme kaybı, CANS yollarındaki lezyonlar, bozukluklar veya işlev bozukluğundan kaynaklanır.

İşitme kaybının türü, olası işitsel bozuklukların ve kulak patolojilerinin belirlenmesine yardımcı olur. Bu tanımlama, tedavi yaklaşımını belirler. Tedavi yaklaşımını tıbbi ve tıbbi olmayan tedavi olarak ayırabiliriz. Tıbbi müdahale, sistemi etkileyen hastalıkları tedavi etmek için ilaç ve ilaçların reçete edilmesini içerir. İlaçlara ek olarak, bazı durumlarda cerrahi müdahaleler gereklidir. Genellikle ameliyat, tümör varsa gerekir fakat işitme kaybı ameliyattan sonra devam edebilir [1]. Çoğu durumda ilaç tedavisi ya da cerrahi tedavi uygulanmamasına karar verilir. İlaç tedavisi veya cerrahi tedavi gerektirmeyen çoğu insan için, işitme cihazı, kişinin sese işitsel erişim kazanmasına yardımcı olmanın ilk adımıdır. İşitme cihazları kulağın işitme olayına mühendislik bakış açısıyla ile yaklaşılarak icat edilmiş teknolojik cihazlardır. Çünkü kulak, aşağıdaki işlevleri yerine getiren bir sinyal işleme cihazı olarak kabul edilebilir (Şekil 2.5) [1]:

- dönüştürme (transdüksiyon)
- filtreleme
- yükseltme (amplifikasyon)
- doğrusal olmayan baskılama
- empedans eşleşmesi
- spektral analiz.

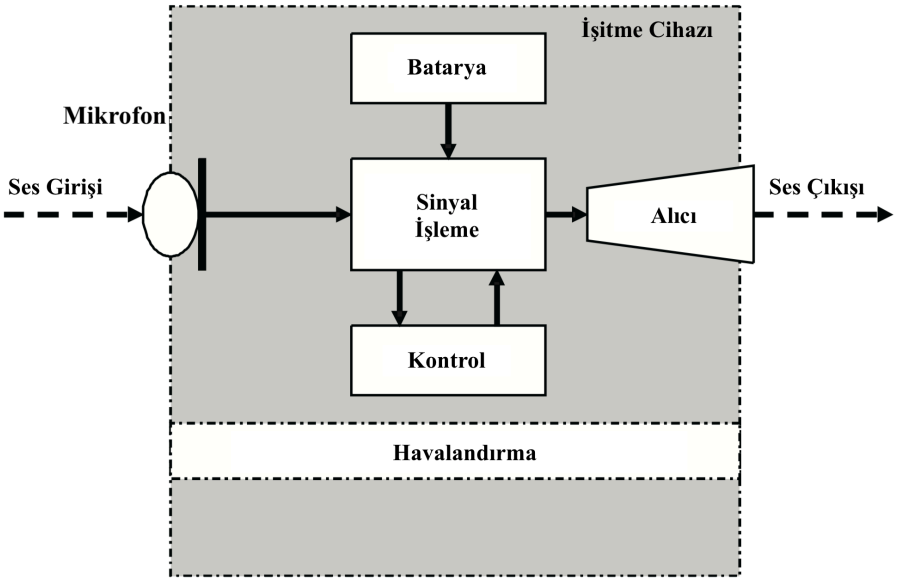


Şekil 2.5 : İşitme sistemine mühendislik yaklaşımı [1].

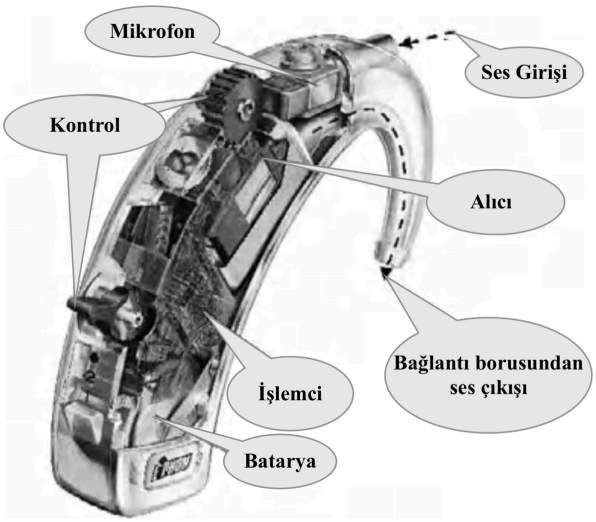
2.2 İşitme Cihazları

Modern işitme cihazı, Şekil 2.6 ve Şekil 2.7'de gösterildiği üzere ana parçaları mikrofon, sinyal işlemcisi, alıcı, pil ve kontrolden oluşan elektronik bir cihazdır. Mikrofon, gelen sesi elektrik sinyaline dönüştürür. Sinyal işlemcisi, kullanıcının işitme kaybını telafi edecek şekilde , örneğin kullanıcının düşük hassasiyete sahip olduğu ses frekanslarını yükselterek, elektrik sinyalini değiştirir [1]. Alıcı, işlenen sinyali tekrar sese (hoparlör eylemi) veya bazı durumlarda sentetik sinir sinyallerine veya mekanik titreşime dönüştürür. Pil, tüm bu birimlere güç sağlar. Kontrol, kullanıcının günlük kullanımda işitme cihazını ayarlamasına olanak tanır. Havalandırma, kulağın tamamen tıkanmasını önlemek için hava için dar bir geçiş sağlar. Havalandırma işlevine ek olarak, kullanıcının kendi sesinde fark edilen işitsel etkiyi (oklüzyon etkisi) azaltır ve işitme cihazının düşük frekans tepkisini değiştirir [3].

Kullanışlı bir işitme cihazı, bireyin işitme kaybının neden olduğu algısal açığı azaltmalıdır. Ayrıca, konuşma sinyalleri iletişim açısından önemli olduğu için işitme cihazının bu sinyallere cevabı yüksek olmalıdır. Yeni teknoloji ve yeni sinyal işleme algoritmalarının geliştirilmesi ve dahil edilmesiyle ilgili işitme cihazı araştırmalarının amacı, cihazın destekleyici etkileşimini en üst düzeye çıkarmak ve bireyin işitebildiği kısıma müdahalesini en aza indirmektir [3].



Şekil 2.6 : Genel işitme cihazı şeması [1].

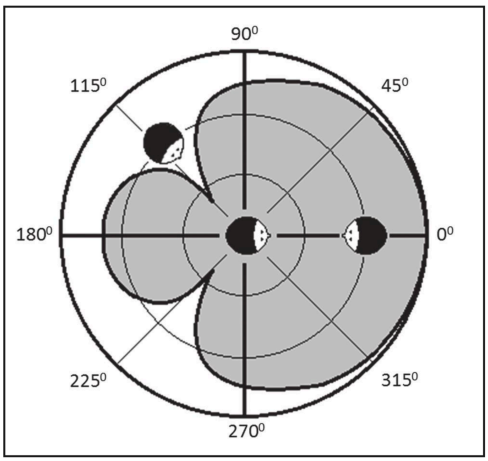


Şekil 2.7 : Kulak arkası(BTE) cihazı yapısı [1].

2.2.1 Yönlü mikrofonlar

İşitme cihazları, yönlü veya çok yönlü hassasiyet sağlamak için iki tür mikrofon düzenlemesi kullanır. Yönlü mikrofon dizileri yöne göre değişken hassasiyet sağlarken, çok yönlü mikrofon dizileri tüm yönlerdeki seslere karşı tek tip duyarlılığa sahip olacak şekilde tasarlanmıştır [27]. Tipik olarak, yönlü mikrofonlar, kullanıcının konuşmacıya baktığı durumda yani kullanıcının önünde daha hassastır. Şekil 2.8 yönlü bir mikrofonun duyarlılığını göstermektedir. Bir dereceye kadar, yönlü mikrofonların kullanımı, kullanıcı için sinyal gürültü oranını (SNR) iyileştirir, rahatlığı ve

konuşmayı anlamayı iyileştirir [28, 29]. Yönlü mikrofonların faydası, konuşmacının işitme cihazı kullanıcısının yakın çevresinden daha uzak bir mesafede olduğu dinleme durumlarında veya yankılanma için kritik mesafenin ötesinde olduğu durumlarda azalır. Ek olarak, işitme cihazı kullanan hastalar, işitme cihazlarının yönlü mod yerine çok yönlü mikrofon modundayken algılanan ses yüksekliğinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir [30, 31].

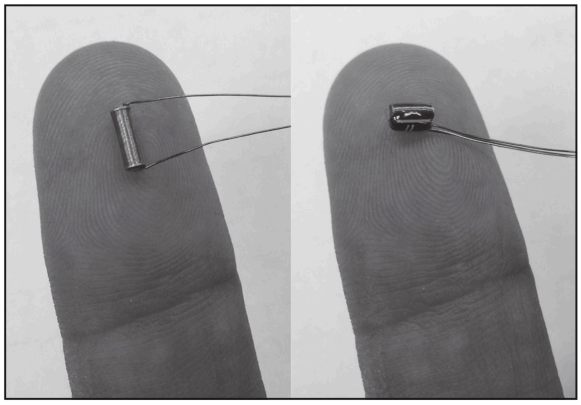


Şekil 2.8 : Yönlü mikrofonların duyarlılığı [27].

Yönlü mikrofonlar bir ses kaynağının yerini belirleme konusunda iyidir. [32]'da, yönlü mikrofon kullanımının, işitme cihazı kullanıcısının önden ve arkadan gelen yüksek frekanslı (2 ila 5 kHz) sesleri ayırt etme yeteneğini geliştirdiğini bildirilmiştir. Modern işitme cihazları artık otomatik yön duyarlılığına sahiptir. Yani, işitme cihazı yön modunu dinleme durumuna ve/veya ortama göre uyarlar. Bu uyarlanabilir yönlülük, kullanıcının konuşan kişiyle yüz yüze gelemediği durumlarda, örneğin araba kullanırken, dinlemeyi kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. İşitme cihazı dinleme ortamını doğru bir şekilde tanımlamazsa, yönlü mikrofonun etkisi en aza iner. Dinleme ortamı doğru bir şekilde tanımlanmış olsa bile, dikkate alınması gereken uyarlanabilir yönlülüğü tetikleyen giriş sinyal seviyesi ve ses türü gibi değişkenler vardır [30]. Teknolojideki gelişmelerle önemli ölçüde daha iyi yönlü mikrofon potansiyeli vardır. İki işitme cihazına ait mikrofonların çift kulaklı olarak kullanılması ve kablosuz olarak birbirleriyle iletişim kurması, yön etkilerini iyileştirme potansiyeline sahiptir. Bu teknoloji "süper yönlü mikrofonlar" olarak adlandırılmıştır [33]. Teknolojide gelişmeler olmasına rağmen, yönlü mikrofonların bazı kısıtlarını bilmek önemlidir. Yönlü mikrofonlar, gürültü varlığında konuşma anlaşılırlığını iyileştirirken, yankılanan dinleme durumlarında çok az iyileştirme sağlarlar [34].

2.2.2 Uzak mikrofonlar

İşitme cihazları ve implante edilebilir cihazlara sahip birçok kişi, uzak mikrofonlar, cep telefonları, televizyonlar veya multimedya ile arabirim oluşturmak için kablosuz teknolojiyi (örneğin, bluetooth, kızılötesi sistemler, AFILs ve FM sistemleri) kullanır. İşitme cihazları ile birlikte telefon kullanımı ile ilgili sorunlar kablosuz iletişim ile iyileşmiştir. İşitme cihazı ve telefon arasındaki iletişim, bir AFILs aracılığıyla yapılabilir. Bu sistem, sinyali işitme cihazının içindeki bir bobine iletmek için geleneksel bir sabit bobin tarafından üretilen manyetik alanı kullanır. İşitme cihazı içerisindeki bobin Telebobin veya T bobini olarak adlandırılır. İndüksiyon teknolojisinin en önemli bileşenidir. Bir T bobini, birçok kez ince bakır tel (küçük bir iplik makarası gibi görünen) ile çevrelenmiş küçük bir metal çubuktan oluşur. T bobinler Şekil 2.9'da görüldüğü üzere oldukça küçüktür ve işitme cihazlarının içine kolayca yerleştirilebilirler (Şekil 2.10). T bobinler alıcılardır ve mikrofona benzer şekilde davranırlar [27].

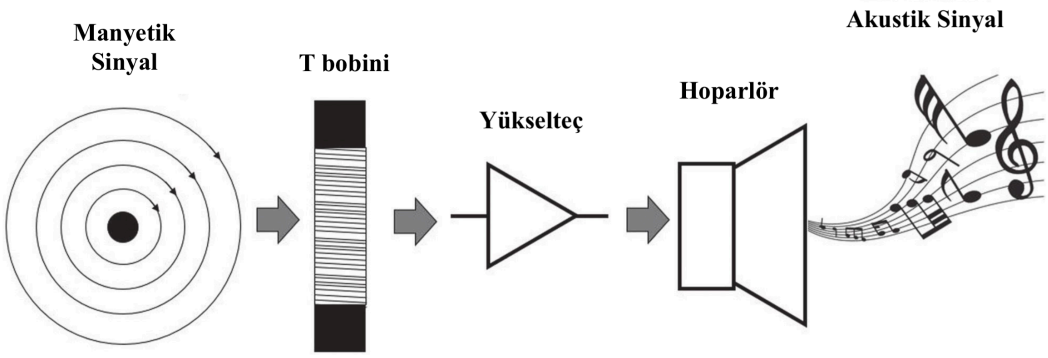


Şekil 2.9 : Solda pasif bir T bobini, sağda güçlendirilmiş bir T bobini gösterilmiştir [27].



Şekil 2.10 : İşitme cihazı içindeki T bobini örnekleri [27].

Geleneksel mikrofonlar, sesteki akustik hava basıncı değişikliklerini algılar ve bu değişiklikleri alternatif bir elektrik akımına dönüştürür. T bobinler ise manyetik alan değişikliklerini algılar. T bobinler zamanla değişen bir manyetik alanla karşılaştığında, T bobininin iletkeninde alternatif bir gerilim oluşur. Bu eylem "indüksiyon" olarak adlandırılır. Elektromanyetizma, birçok farklı biçimde tanımlanabilen karmaşık, teknik bir konudur. En basit haliyle, sıradan bir mıknatısın bir bobin içinde ileri geri hareket etmesine izin verildiğinde, elektrik akımı bobinin sarımlarında ileri geri hareket edecektir. Mıknatıs, bu durumda, enerji kaynağıdır. Küçük bir T bobini ile manyetik alanın enerjisi işitme cihazı tarafından kullanılabilir, güçlendirilebilir ve işlenebilir. Şekil 2.11, bir T bobininin bir manyetik ses sinyalini yakaladığı ve hoparlör aracılığıyla ilettiği temel yolu göstermektedir [3].



Şekil 2.11 : İndüksiyon sisteminin basit gösterimi [27].

Yönlü mikrofonlar gibi, uzak mikrofonlar da işitme cihazı kullanıcılarının ve implante edilebilir cihazlara sahip kişilerin, birden fazla konuşmacının bulunduğu gürültülü ortamlarda daha fazla konuşmayı duymasını ve anlamasını sağlar. Uzak mikrofon, ayrı bir cihaza yerleştirilmiş bir mikrofonu ifade eder. Bu cihaz, örneğin bir konuşmacının önü gibi ses kaynağının yakınına yerleştirilebilir. Uzak mikrofonlar, mevcut yönlü mikrofonlara göre daha uzun bir mesafeden (genellikle 9m veya daha fazla) konuşmanın daha iyi duyulmasını ve anlaşılmasını sağlar. Uzak mikrofonlar, konuşmacı ile işitme cihazı kullanıcısı arasındaki yankılanma ve diğer arka plan gürültülerinden kaynaklanan parazitlere karşı çok daha az hassastır, çünkü bir uzak mikrofon, konuşmacının ağzına yakın bir yere yerleştirilir ve esasen dinleyicinin kulağını da o konuma hareket ettirir. Şekil 2.12, işitme cihazı kullanıcıları için mevcut olan uzak mikrofonlardan birini göstermektedir [27].



Şekil 2.12 : Uzak mikrofon [27].

2.2.3 İşitme cihazı çeşitleri

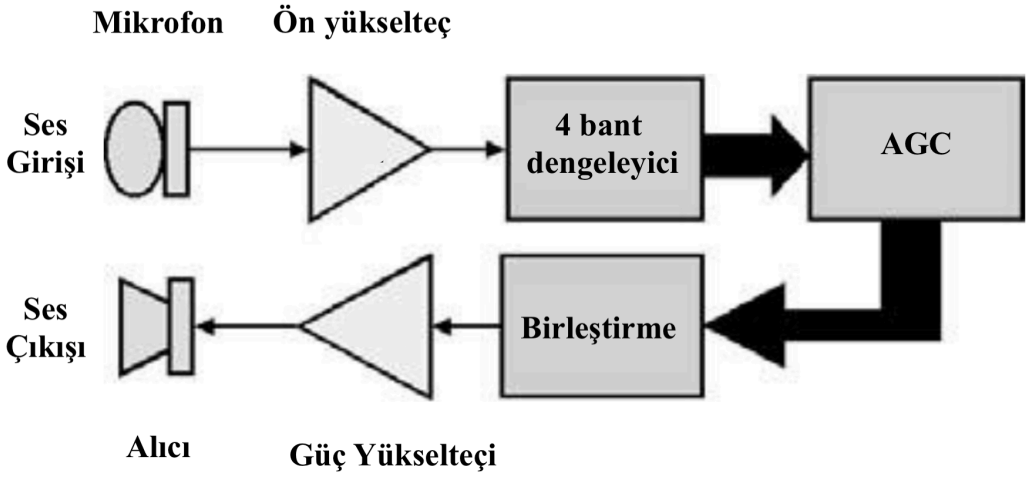
Günümüzdeki işitme cihazları çeşitli boyut ve şekillerdedir. Eski işitme cihazları küçük bir bavul büyüklüğündeydi ve bu büyük cihazları bir yerden bir yere taşıma fikri göz korkutucuydu. Günümüzdeki en küçük işitme cihazları, küçük parmağınızın ucu kadar küçüktür. Genel olarak, işitme cihazları boyutlarına ve şekillerine göre isimlendirilmiştir. Kulağın arkasına oturan ve bir tüp veya tel yoluyla kulak kanalına uzanan işitme cihazlarına kulak arkası (BTE) işitme cihazları denir. Geleneksel BTE işitme cihazları, kalın bir tüp ve kulak kalıbı olarak bilinen büyük kulaklık nedeniyle büyük ve dışarıdan farkedilebilir. Bununla birlikte, bazı BTE işitme cihazları, kulak kanalına giden ince bir tüp veya ince yalıtımlı tel ile geleneksel BTE işitme cihazlarından çok daha küçüktür. Bu BTE işitme cihazları, açık veya açık kanal işitme cihazları olarak adlandırılır ve ince tüplü ve kanal içi alıcı (RIC) işitme cihazları olmak üzere iki kategoriden oluşur. İnce tüplü, açık kanallı işitme cihazları, kulağın arkasındaki kısımda tüm elektronik bileşenleri içerdiklerinden, geleneksel BTE işitme cihazlarına benzer. Kulak içi alıcı (ITE) işitme cihazları olarak da adlandırılan kanal içi alıcı işitme cihazları, alıcı (yani hoparlör) kısmı kulağın arkasında değil de kanalda bulunduğundan ince tüplü işitme cihazlarından farklıdır. Kulağa oturan işitme cihazlarına kulak içi işitme cihazları denir. ITE işitme cihazlarının çeşitlerinin adları tipik olarak boyutlarını, şekillerini ve belirli konumlarını açıklar. Bunlarla sınırlı olmamak üzere ITE işitme cihazlarının tam kabuk, yarım kabuk, kanal içi, tamamen kanal içinde (CIC), kanalda görünmez (IIC), ve bu adların birkaç başka varyasyonu şeklinde çeşitleri vardır. Şekil 2.13, birçok farklı işitme cihazı çeşidini göstermektedir.

Geleneksel analog ve dijital sinyal işleme (DSP) işitme cihazları olmak üzere son zamanlarda yeni bir sınıflandırma yapılmıştır. Günümüzde kullanılan ticari işitme cihazlarının çoğu hala analog elektronik cihazlardır. Bunlarda, mikrofondan gelen sürekli zaman sinyalleri, bir genel seslendirme sistemindeki çoğu sinyalde olduğu gibi,

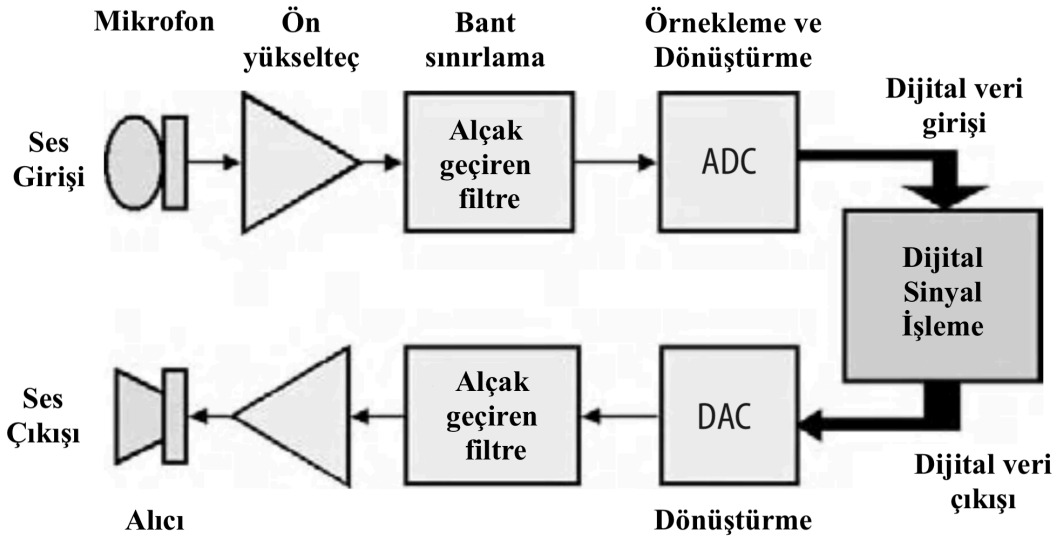
zamanda ayrıklaştırma veya genlik niceleme olmadan bir süreklilik olarak işlenir (Şekil 2.14). Tamamen dijital bir işitme cihazında (Şekil 2.15) mikrofondan gelen sürekli zaman sinyalleri, gerekli aralığın dışındaki frekanslar filtrelenir, örneklenir (yani zaman içinde ayrıklaştırılır) ve dönüştürülür (yani genlik olarak nicelenir), daha sonra dijital (ikili) sayılar akışı olarak işlenir. Bu dijital olarak işlenen veriler, bir dijital-analog dönüştürücü ve bir yumuşatma filtresinin kombinasyonu ile sürekli bir zaman sinyaline dönüştürülür. Çizelge 2.1, en yaygın işitme cihazı türlerinin tipik özelliklerini özetlemektedir ve bunlar hem analog hem de dijital cihazlar için geçerlidir [27, 1, 3].



Şekil 2.13 : İşitme cihazı çeşitleri [27].



Şekil 2.14 : Analog işitme cihazı sistemi [1].



Şekil 2.15 : Dijital işitme cihazı sistemi [1].

Çizelge 2.1 : En yaygın işitme cihazı türlerinin tipik özellikleri [1].

İşitme Cihazı Tipi	Maksimum Kazanç (dB)	Maksimum Çıkış (dB)	Batarya Ömrü (sa)	T bobini
CIC	45±10	100	100	Yok
ITE	45±10	100	100	Bazılarında var
BTE	65±10	130	200-500	Var

3. İŞİTMEYE YARDIMCI SİSTEMLER

İşitmeye yardımcı sistemler (ALS), bireysel işitme cihazları yeterli olmadığında konuşma sinyaline erişilebilirliği artırmak için işitme güçlüğü olan bireylerin iletişimini iyileştirmek için tasarlanmış çeşitli ekipman türlerini ifade eder. ALS'ler, sınıflar, tiyatrolar, ibadet yerleri ve havaalanları gibi çeşitli ortamlarda insanların işitmesini iyileştirmek için kullanılır. İşitme güçlüğü olan bireylerin yaşam kalitesini iyileştirir. ALS'ler, bir kişinin duymak istediği sesleri, özellikle konuşmayı arka plandaki gürültüden ayırarak, "sinyal-gürültü oranı (SNR)" yerine "konuşma-gürültü oranı (SpNR) " olarak bilinen kavramı iyileştirir [35].

Gürültü, mesafe ve yankılanma, SpNR açısından bir sorun üçgenini temsil eder. Çevresel gürültü ve/veya yankılanma mevcut olduğunda bir sinyalin anlaşılırlığı azalır. Ayrıca, mesafe arttıkça ses yoğunluğu önemli ölçüde azaldığı için SpNR'nin azaldığı da kaydedilmiştir. Optimum konuşma anlaşılırlığı için dinleyiciler ilgilenilen sinyalden en fazla 1,8 metre uzakta olmalıdır. İlgilenilen sinyalden 1,8 metre uzaktaki öğrencilerin konuşma tanıma puanlarının %95'e ulaştığı, 7,3 metre uzağa oturduklarında ise puanların %60'a düştüğü bildirilmiştir [35]. İşitme kaybının türü ve derecesine göre farklılık göz önünde bulundurulmakla birlikte, normal işiten kişilerle aynı anlama düzeyine ulaşabilmek için işitme engelli bireylerin ihtiyaç duyduğu SpNR yaklaşık 15 dB'dir [36].

Dinlemenin zor olduğu durumlarda, ALS'ler SpNR'yi arka plan gürültüsünü en aza indirerek, ses kaynağı ile işitme güçlüğü çekenler arasındaki mesafeden kaynaklanan olumsuz etkileri azaltarak ve yankılanma gibi zayıf akustiği önleyerek iyileştirir. İşitme cihazlarında, yönsellik aracılığıyla SpNR'nin arttırılması sağlanabilir. Uzaklık ve gürültüden kaynaklanan azalmış konuşma sinyalinin uzamsal ayrımından yararlanarak yönlülük, arka plan gürültüsünde konuşmayı anlamayı iyileştirir. Yönlülük en çok, sinyal işitme cihazı kullanıcılarına yakın ve karşı karşıyayken ve

çevrede çok fazla yankılanma olmadığında etkilidir. Fakat ALS'ler arka plan gürültüsü ve yankılanma varken konuşma sinyaline erişimi artırır [35].

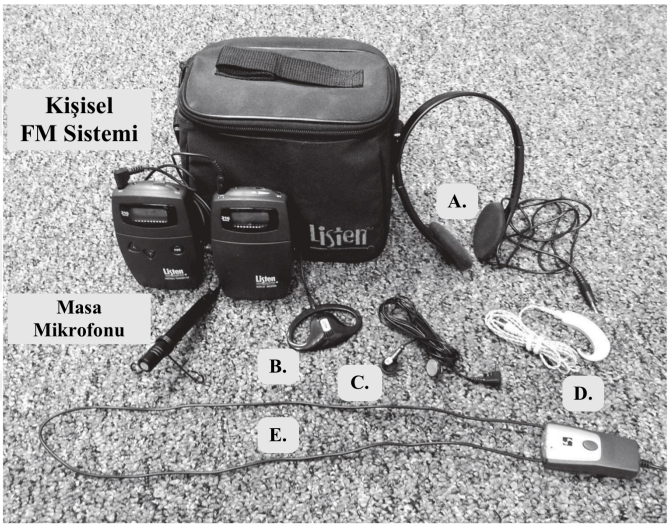
3.1 İşitmeye Yardımcı Sistem Çeşitleri

Gürültü, mesafe ve yankılanma problem üçgeninin üstesinden gelmek için birçok ALS türü vardır. ALS'ler, basit sabit kablolu mikrofon-sürücü ünitelerinden daha gelişmiş yayın sistemlerine kadar değişen dahili elektronik mekanizmalarıyla farklılık gösterir. Genellikle sesi yakalamak için mikrofon kullanırlar ve onu bir frekans modülasyonu (FM), kızılötesi (IR), indüksiyon döngüsü veya diğer iletim teknikleri üzerinden kablosuz olarak yayınlarlar. Kablolu cihazlar, FM ses sistemi, kızılötesi ses sistemi, AFILs, telefon dinleme cihazları ve uyarı/alarm sistemi dahil olmak üzere altı ALS türü tanıtılmıştır [35, 27, 1].

1. Kablolu cihazlar, stetoskop kulaklığındaki mikrofon, sürücü ve alıcı ile bağlantı kurmak için kablolar gerektirir. Cihaz kişisel bir sistem olarak kullanıldığında, sürücü küçüktür ve elde tutulabilir veya cebe yerleştirilebilir. Bu nedenle cihaza bazen “cep konuşmacısı” denir. Cihaz küçük bir kutu gibi göründüğü için genellikle "kutu işitme cihazı" olarak da adlandırılır. Mikrofon, sistemin bir parçası olarak dinleyicilerin üzerine monte edilebilir veya konuşmacının ağzından mikrofona olan mesafeyi azaltmak için konuşmacılara verilebilir. Bu aygıtlar, dinleyici için ses düzeylerini artırır ve arka plandaki gürültüyü azaltır ve bazılarında hoparlörlere veya televizyonlar ve ses sistemleri gibi diğer kaynaklara doğru ayarlanabilen yönlü mikrofonlar bulunur. Cihazlar, kişisel kullanıcılar ve işitme güçlüğü çeken kişilere hizmet veren profesyoneller veya sağlık çalışanları tarafından kullanılmak üzere tasarlanmıştır [35].

2. Kablosuz FM ses sistemleri, işitsel mesajı FM radyo dalgaları aracılığıyla kablosuz bir vericiden doğrudan işitme güçlüğü çeken dinleyicide bulunan küçük bir alıcıya gönderir. Kablosuz vericiler, sinyali hoparlörün mikrofonundan veya radyo, televizyon ve stereo gibi en yaygın ses sistemlerinin çıkışından yönlendirebilir. Alıcılar, sinyali doğrudan T bobini tarafından alınabilen manyetik sinyallere dönüştürmek için ses giriş adaptörleri veya boyun halkası veya siluet indüktör adı verilen T bobini indüksiyon

bağlantısı aracılığıyla işitme cihazlarına takılabilir (Şekil 3.1). FM sistemleri ayrıca minyatür adaptörler aracılığıyla kişisel işitme cihazlarına veya koklea implantlara bağlanabilir veya bunlara entegre edilebilir. Bu sistemler genellikle, eğitmenin bir vericiye bağlı küçük bir mikrofon taktığı ve öğrencinin belirli bir frekansa veya kanala ayarlanmış alıcıyı taktığı sınıflarda kullanılır (Şekil 3.2). FM sistemleri, sinyalleri 300 feet'e kadar iletebilir ve oditoryum veya kilise gibi birçok halka açık yerde kullanılabilir. Kişisel FM sistemleri de aynı şekilde çalışır ve bire bir görüşmelerde işitme güçlüğü çeken kişilere yardımcı olmak için kullanılabilir. Fakat radyo sinyalleri duvarlardan geçebileceği için gizlilik problem oluşturur [27].

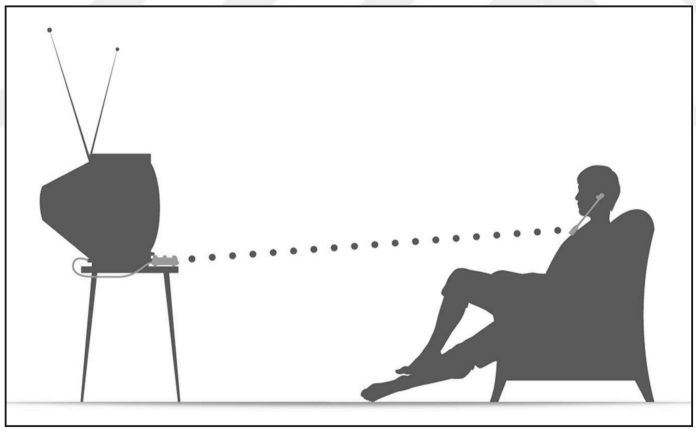


Şekil 3.1 : Örnek FM ürün paketi, çeşitli bağlantı seçenekleriyle gösterilmiştir: A-C) kulaklıklar, D) indüksiyon silueti (kulak kancası) ve E) indüksiyon boyun askısı [27].



Şekil 3.2 : FM sistem kullanılan bir sınıf örneği [37].

3. Bir kızılötesi sistem, sesi görünmez kızılötesi ışık dalgaları aracılığıyla dinleyiciye iletir (Şekil 3.3). Bir verici, sesi bir ışık dalgasına dönüştürür ve bireysel kablosuz kulaklık alıcılarına iletir. Kulaklıklara takılan veya telefon özelliğine sahip herhangi bir işitme cihazı ile kullanılabilen alıcı, kızılötesi sinyali tekrar sese dönüştürür. Kızılötesi sinyali, T bobini aracılığıyla alınabilen manyetik bir sinyale dönüştürmek için, işitme cihazlarında veya koklea implantlarında T bobini olan kişiler ayrıca bir boyun halkası veya siluet indüktörü takabilir. İndüksiyon döngüsü veya FM sistemlerinden farklı olarak, doğal ışığa karşı hassas olan kızılötesi sinyal duvarlardan geçemez ve bu nedenle diğer elektromanyetik dalgalarla etkileşime girmez. Bu nedenle, kızılötesi sistemler, dış mekan veya güçlü aydınlatılmış odalar gibi birçok bozucu ışık kaynağının bulunduğu ortamlarda kullanılamaz. Kızılötesi, sinyali bir oda içinde tutma, sinyal bilgilerinin gizliliğini arttırma, sınırsız sayıda alıcıya sahip olma ve mükemmel ses kalitesi sağlama avantajlarına sahiptir [35, 27].



Şekil 3.3 : Ev tipi kızılötesi sistem uygulaması [27].

4. İşitme zorluğu çekenler için tasarlanmış telekomünikasyon cihazları (TDD) veya tele-daktilo yazıcıları (Şekil 3.4), çok sınırlı veya hiç işitme duyusu olmayan kişiler için mesaj yazma yöntemi olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak günümüzde kişisel bilgisayarlar ve cep telefonları gibi yeni elektronik iletişim cihazları sayesinde bu makineler neredeyse tarihe karışmış durumdadır. Bir TDD kullanıcısının standart bir telefon kullanıcısını aramasına ve mesajlara uygun biçimde dönebilmesine veya bunun tam tersi şekilde olmasını sağlayan bu sistemler kısmen hala kullanılmaktadır. Hafif ila orta derecede işitme kaybı olan kişiler için, altyazılı telefonlar, diğer kişinin

kelimelerinin bir okuma panelinde veya bilgisayar ekranında yedek olarak bir dökümünü sağlar [35, 27].



Şekil 3.4 : Tele-daktilo örneği [27].

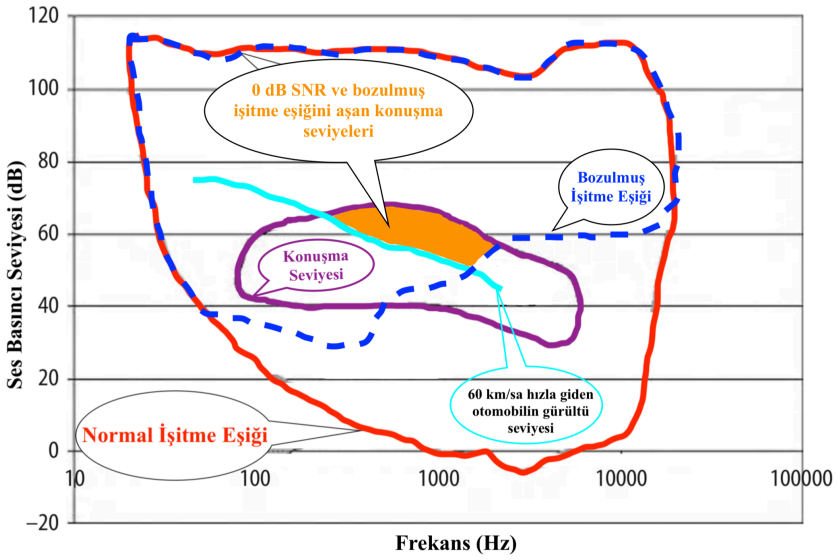
5. Uyarı veya alarm cihazları, belirli bir durumun ne zaman gerçekleştiğini birisine bildirmek için ses, ışık, titreşim veya bu tekniklerin bir kombinasyonunu kullanır. Cihazlar, ses sinyallerini yanıp sönen ışıklara, yatak titreşimlerine, kornalara ve uyandırma alarm sistemleri için hafif bir sallamaya dönüştürebilir. Görsel uyarı sinyalcileri, çeşitli ev cihazlarını ve kapı zilleri, duman alarmı, mutfak zamanlayıcıları ve telefonlar gibi diğer sesleri bildirebilir. Ayrıca evin etrafına yerleştirilmiş uzak alıcıları herhangi bir odadan bir kişiyi uyarabilir. Taşınabilir titreşimli çağrı cihazları, bebeğin aç, sıkılmış veya uykulu olup olmadığını görsel olarak belirtebilir [35, 27].

6. Bir ses frekansı indüksiyon döngü sistemi (AFILs), sesi, işitme güçlüğü çeken bir kişinin etrafına kurulan bir tel döngüsü aracılığıyla iletir. Bu sistem 3.2'de ayrıntılı olarak bahsedilecektir.

3.2 Ses Frekansı İndüksiyon Döngü Sistemi

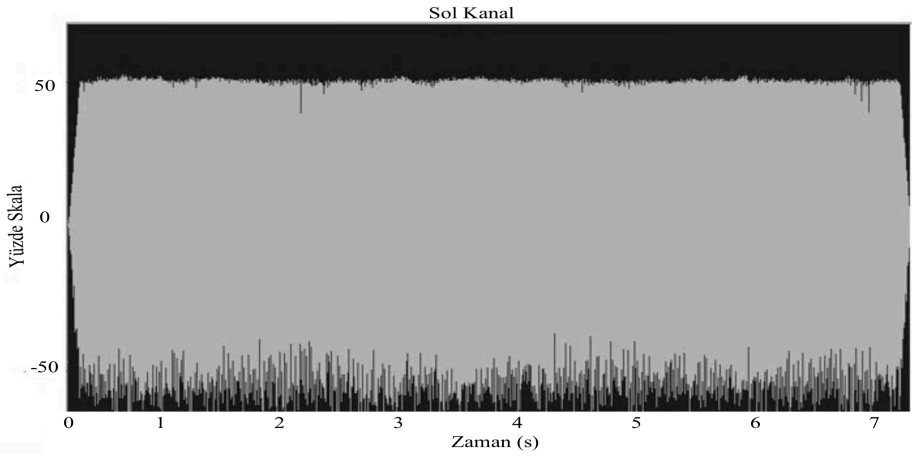
İyi bir akustik ortamda konuşmayı ayırt etmek ve yorumlamak kolaydır. Gürültü, yankılanma ve yankı etkilerinden kaynaklanan parazitlerin olduğu zayıf bir akustik ortamda konuşmayı anlamak çok daha zordur. İşitme engelli kişiler, konuşmayı anlamak için genellikle diğer insanlardan daha iyi bir akustik ortama ihtiyaç duyar. "Normal" işitmeye sahip kişiler genellikle –6 dB veya daha yüksek bir sinyal-gürültü

oranına (SNR) ihtiyaç duyarken, işitme cihazı kullanıcıları konuşmayı anlamak için 0 ila 15 dB'lik bir SNR'ye ihtiyaç duyar. Bu, normal işiten kişilerin, gürültünün konuşmadan daha yüksek olduğu gürültülü bir ortamda konuşmayı anlayabilecekleri anlamına gelirken, işitme engelli kişilerin konuşmanın gürültüden daha yüksek olmasını gerektireceği anlamına gelir [23]. Şekil 3.5'de, gürültülü ortamın konuşmayı anlama üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Konuşma frekanslarının yalnızca küçük bir bölümünün ses yoğunluğu işitme cihazının algılama eşiğinin üzerinde ve 0 dB SNR'yi aşan konuşma seviyelerindedir. Bu nedenle gürültü, işitme engelli birinin konuşmayı anlama yeteneğini ciddi şekilde azaltacaktır. İndüksiyon döngüsünün rolü, konuşma sinyalini doğrudan işitme bozukluğu olan bir kişiye (işitme cihazı aracılığıyla) sunmaktır. İndüksiyon döngüsü, gürültü ve yankılanma sorununu aşar ve bu nedenle iyi bir SNR verir ve anlaşılırlığı artırır.

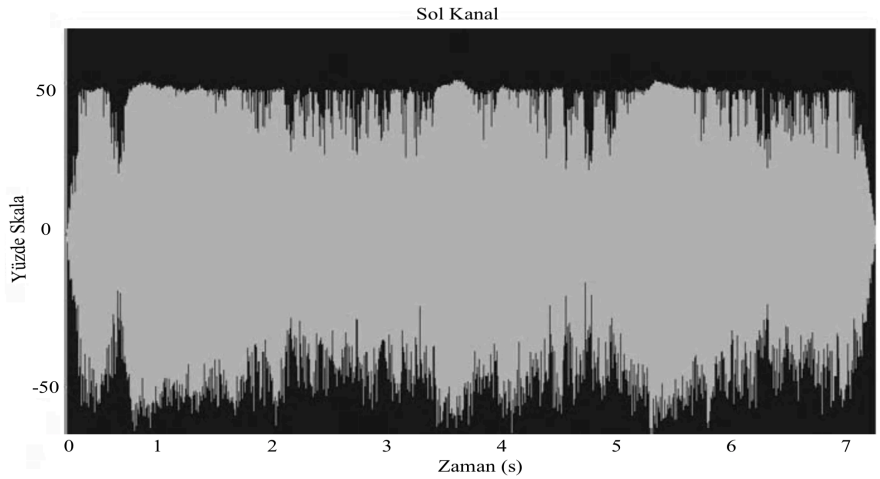


Şekil 3.5 : Gürültülü ortamın konuşmayı anlama üzerindeki etkileri [1].

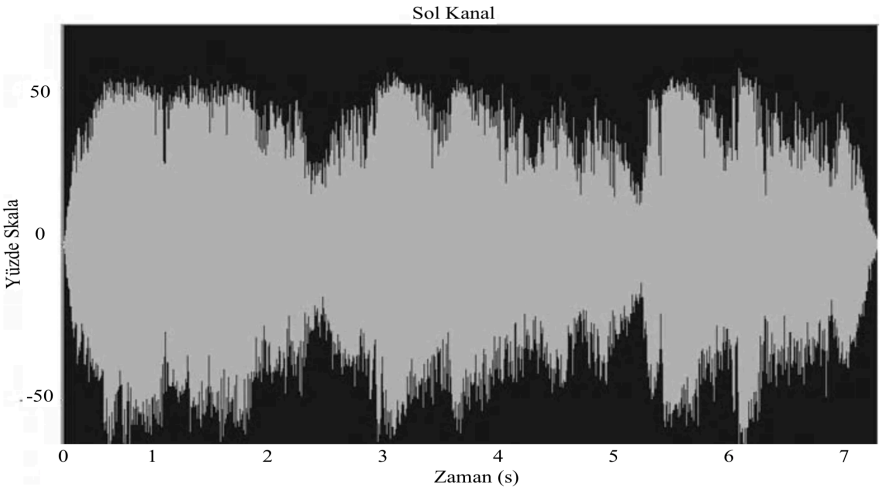
İşitme cihazına bağlı bir akustik eşleyiciden alınan zamana karşı genlik ölçümleri Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Gürültülü ortam, konuşma ve gürültüden oluşur. Dinlenen ses sinyalinden 4 m uzaklıkta farklı konuşma sinyalleri vardır. Şekil 3.6 (a) yankılanma süresi 2 s olan bir ortamdaki konuşma ve gürültüyü göstermektedir ve konuşma sinyalinin tamamen kaybolduğu görülebilir. Şekil 3.6 (b)'de gösterildiği gibi yankılanma süresi 0,5 s'ye düşürülürse, konuşma sinyali görünmeye başlar. Ancak, döngü sistemi kullanılıyorsa, Şekil 3.6 (c)'de görüldüğü gibi konuşma sinyali arka plan gürültüsünden etkilenmeden net bir şekilde iletilir [1, 27].



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.6 : a) Yankılanma süresi 2 s olan bir ortamdaki konuşma ve gürültü b) yankılanma süresi 0,5 s olan bir ortamdaki konuşma ve gürültü c) döngü sistemi kullanılarak yankılanma süresi 2 s olan bir ortamda iletilen sinyal [1].

AFILs, 1950'de işitme cihazlarıyla birlikte telefon kullanımını sağlamak için tasarlanmış bir sistem olarak tanıtıldı [1]. O zamandan beri işitme cihazı kullanımı için en yaygın kablosuz sistem olarak kabul gördüler. Bir indüksiyon döngüsünün varlığı her zaman Şekil 3.7'deki işaret kullanılarak belirtilmelidir. Bina yönetmelikleri, 100 m2'den büyük toplantı odaları ve resepsiyon alanlarında ve camlı bilet gişelerinde halk ve personel için yardımcı bir işitme sistemi gerektirmektedir. Bunlara tipik olarak istasyonlardaki ve tiyatrolardaki bilet gişeleri, toplantı odaları, eğlence mekanları, resepsiyon alanları, doktor bekleme odaları gibi anonsların yapıldığı alanlar örnek verilebilir. Engellilere yönelik ayrımcılık yasası, bir hizmet sağlayıcının hizmetinin engellilere eşit şekilde sunulmasını sağlamak için makul önlemler alması gerektiğini söylemektedir [38].

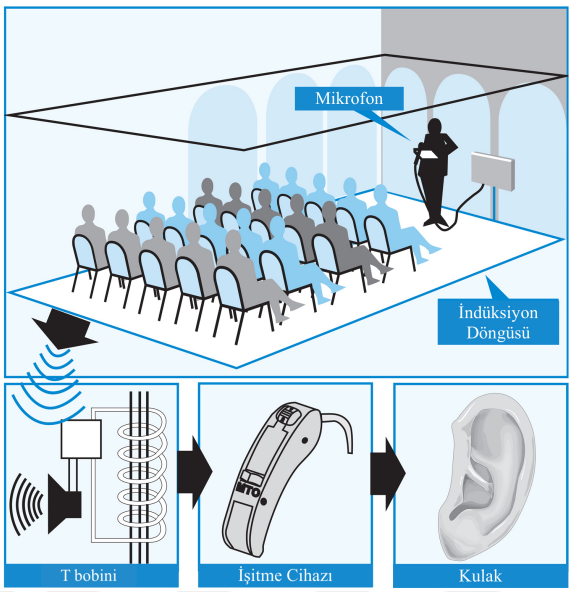


Şekil 3.7 : İndüksiyon döngüsünün varlığını gösteren simge [39].

AFILs (Şekil 3.8), mikrofon, televizyon, veya genel seslendirme sistemi gibi bir ses kaynağı, kaynaktan sürücüye giden bir sinyal kablosu, sinyali yükseltmek için bir sürücü, sürücüden döngüye giden bir besleme kablosu, sinyali yaymak için yalıtılmış bir döngü kablosu, bir veya daha fazla alıcı (genellikle sinyali almak ve sese dönüştürmek için T bobini adı verilen özel bir bobine sahip işitme cihazları) kısımlarından oluşur. İşitme cihazında, T bobini, mikrofon ve kapalı seçenekleri mevcuttur [39].

AFILs radyo frekanslarını kullanmaz; ses frekanslarında çalışır. Bir ses kaynağından gelen sinyal, indüksiyon döngü sürücüsünde yükseltilir. Yükseltilen sinyal, bir hoparlöre gitmek yerine, odanın çevresine yerleştirilen kapalı bir kablo döngüsünü besler. Döngüden akan akım, döngü kablosunun etrafındaki boşlukta yayılan ses frekansında bir manyetik alan oluşturur. (Bu, hoparlörde olanla aynıdır, ancak hoparlörde bobin hoparlörün konisine sabitlenir ve sinyale yanıt olarak hareket eder.) İşitme cihazındaki gibi bir alıcı bobinden geçen herhangi bir manyetik akı çizgisi, o bobinde bir akım üretir ve bu akım tekrar sese dönüştürülür ve dinleyicinin kulağına

iletilir. Döngü ve T bobini kombinasyonu, aslında döngünün birincil ve T bobininin ikincil olduğu çok verimsiz bir transformatördür [27].



Şekil 3.8 : İndüksiyon döngü sistemi örneği [39].

Modern indüksiyon döngü sürücüleri, hoparlörleri sürmek için tasarlanan sürücülerde genellikle sağlanmayan birkaç özel özelliğe sahiptir [38]:

- giriş sinyali algılama ve gösterimi;
- ilgili kazanç kontrolü (“giriş seviyesi”);
- çıkış akımı algılama ve gösterimi;
- ilgili kazanç kontrolü (“sürücü”);
- sınırlı bant genişliği, 100 Hz ila 5 kHz;
- otomatik kazanç kontrolü (AGC).

İki kazanç kontrolünün farklı işlevleri vardır; giriş seviyesi kontrolü, sürücüdeki AGC aşamasının girişindeki sinyal seviyesini ayarlarken, sürücü kontrolü, giriş sinyali AGC'yi tam olarak devreye sokmak için yeterince büyük olduğunda üretilen çıkış akımını ayarlar. Bu kontrolcüler devreye alma aşamasında ayarlanır ve sistemin kullanıcıları tarafından erişilebilir değildir. Çoğu işitme cihazının 100 Hz'nin altında ve 5 kHz'in üzerinde yararlı bir yanıtı yoktur ve bu frekans aralığının dışındaki döngü sinyalleri istenmeyen etkilere neden olabilir. 5 kHz ile sınırlama, büyük ölçüde, sensenöral kaybı olan işitme cihazı kullanıcılarının da 5 kHz'in üzerinde yararlı bir yanıtı olmamasından kaynaklanmaktadır [38].

İndüksiyon döngüsü hem endüktansa hem de dirence sahiptir ve döngü akımını sağlamak için iki farklı teknik vardır. Empedans 5 kHz'de bile ağırlıklı olarak omik ise, gerekli sistem frekans yanıtı, çok düşük çıkış kaynağı empedansına sahip bir sürücü ile elde edilebilir. Bu tekniğe “gerilim sürücüsü” denir. Hoparlörü sürmek için tasarlanan normal sürücüler gerilim sürücüsü olarak çalışır. Yani, gerilim, sinyal doğrultusunda değişir. Döngü empedansı ağırlıklı olarak 5 kHz'de endüktif ise, bir gerilim sürücüsü, yüksek frekanslı bir yanıt artışı uygulanmadıkça yeterli bir frekans yanıtı vermez. Ayrıca endüktif yüke sahip çıkış cihazlarındaki güç kaybı, dirençli bir yüke göre çok daha yüksek olduğundan, büyük bir soğutucu gereksinimine yol açabilir. Bu dezavantajların üstesinden, sürücünün daha yüksek, kontrollü bir çıkış kaynağı empedansına sahip olacak şekilde tasarlanmasıyla gelinebilir (genellikle akım ve gerilim negatif geri besleme karışımı ile elde edilir). Bu teknik "akım sürücü" olarak bilinir. Akım tahrikli bir sürücünün gerekli çıkış kaynağı empedansı, sürmesi amaçlanan en büyük döngü endüktansı ile ilgilidir. Sürücü içinde bant genişliği sınırlaması yoksa, en iyi kaynak direnci 5 kHz'de döngünün endüktif reaktansına eşittir (çünkü döngü empedansının dirençli bileşeni 5 kHz'deki endüktif reaktansa kıyasla ihmal edilebilir). Bununla birlikte, indüksiyon döngüsü sürücüleri güçlü bir manyetik alan üretmek için gereklidir ve manyetik alanlar iletken bir telde akan akımla orantılıdır, gerilimle değil. Bu nedenle, indüksiyon döngü sürücüleri, akımı sinyal doğrultusunu değiştirecek şekilde tasarlanmıştır. Böylece sinyal manyetik alana en verimli şekilde dönüştürülmüş olur. Gerilim modu yükselticileri, teoride kullanılabilir, ancak ideal olmaktan uzaktırlar. İndüksiyon döngü sürücüleri, bozulmaması veya aşırı ısınmaması için 0,2 ila 2.0 ohm aralığında ideal olarak 1.0 Ohm direnç ile döngüleri sürmek için tasarlanmıştır. Gerilim modu sürücülerinin 2.0 ohm'dan daha az bir direnç ile güvenli bir şekilde çalışabilmesi muhtemel değildir [38].

AFILs'in temel avantajları basitlik, alıcının güç tüketiminin olmaması, kolaylık ve gizliliktir. İşitme döngülerine yenilenen ilginin arkasındaki itici gücün kolaylık olduğu düşünülmektedir. Bir çok yerde FM ve IR sistemleri yaygındır fakat işitme cihazı / koklea implant uyumluluğu için nadiren donatılmıştır. Kullanıcılar, FM ve IR sistemleri aksine AFILs ile, T bobinlerini etkinleştirir ve doğrudan sinyali alırlar ekstra bir ayar veya donanıma ihtiyaçları yoktur. Ayrıca bir mekan yönetimi açısından da işitme döngüleri daha uygundur. Çünkü mekanda alıcı bulundurulmasına gerek yoktur.

Bu, envanterde daha az alıcı ve dolayısıyla akülerin daha az şarj edilmesi/değiştirilmesi ve kulaklıkların temizlenmesi anlamına gelir.

AFILs'in dezavantajları ise, modülasyon eksikliği nedeniyle diğer elektronik cihazlardan müdahalenin olmasıdır. Ayrıca manyetik alan, yapı yapısındaki metalden etkilenir. Özellikle, metal asma tavanlar gibi yatay düzlemde büyük metal (katı veya delikli) yapılardan etkilenir. Bu, manyetik alanın emilmesine veya ortama eşit dağılmamasına neden olur. Bununla birlikte, manyetik alan istenilen ortamın dışına çıkabilir ve bitişik döngülerin kapsama alanına yayılabilir böylece gizlilik ve güvenlik problemine neden olabilir. Döngü tasarımını değiştirmek genellikle bunu kontrol edebilir. Son olarak, basit olmalarına rağmen, AFILs'lerin düzgün bir şekilde kurulması gerekir ve ölçüm veya kalibrasyon olmadan kurulum genellikle zayıf performansa neden olur [40].

3.2.1 Ses frekansı indüksiyon döngü sistemi çeşitleri

AFILs'in kullanım çeşitliliği nedeniyle, aşağıdaki sınıflandırmalar, benzer uygulamaları gruplamaya yöneliktir ve amaçlanan kullanıma göre her grup için minimum performans özelliklerini belirtir; örneğin, gişe tipi döngü sisteminde izin verilen manyetik gürültü ve bitişik indüksiyon döngülerindeki saçılma, kullanıcı küçük bir süre kullandığı için sinema döngü sistemininkinden çok daha yüksek olabilir [38].

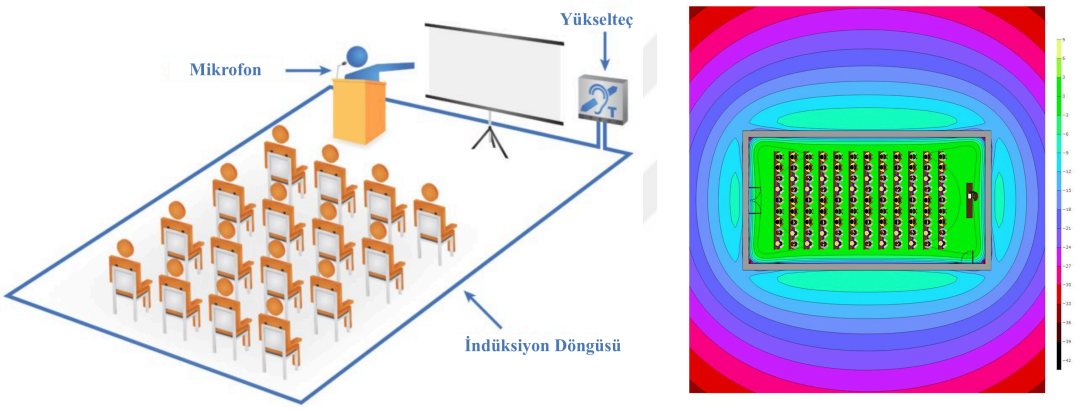
1. Taşınabilir veya elle tutulan bağımsız ekipmanlar (Şekil 3.9). Bu ekipman, yalnızca birebir iletişime yardımcı olmak için taşınabilir/geçici kullanım için tasarlanmıştır. Gişede kullanılmak veya bir yere kalıcı olarak monte edilmek üzere tasarlanmamıştır. Örneğin, doktorlar veya avukatlar gibi seyahat eden profesyoneller tarafından kullanılması amaçlanmıştır.



Şekil 3.9 : Taşınabilir cihazlar [41].

2. Gişelerde, tabelalarda, interkomda, acil sesli iletişim sisteminde kullanım için tasarlanmmış küçük hacimli sistemler. Kullanıcının sabit bir konumda olduğu ve kullanımın geçici olduğu durumlarda, küçük bir hacimde (genellikle 2 m × 2 m × 0,5 m'den fazla olmayan) kapsama gereklidir, örn. bir bilet gişesi, yardım noktaları vb. Bu tip döngü sistemi 3.3'de ayrıntılı olarak bahsedilecektir.

3. Çevre döngüleri (Şekil 3.10), çevrede başka sistemlerin bulunmadığı ve güvenliğin, taşmanın veya önemli metal kayıplarının üstesinden gelmenin önemli olmadığı durumlarda tek bir hacmi kapsamak için tasarlanmış sistemlerdir. AFILs içeren diğer binalardan uzak kilise/taş bina örnek verilebilir. Bu tipte, kullanıcı fiziksel olarak tel ile çevrili olduğu bir odadadır. Metal aksam olmadan 20-25m genişliğinde odalar için veya metal aksam ile 2-5m genişliğinde odalar için kullanılır.

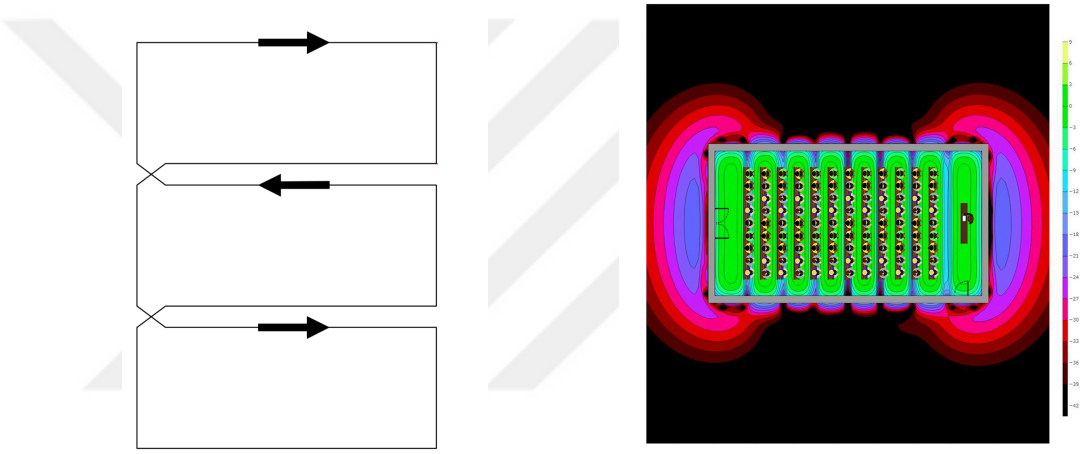


(a) (b)

Şekil 3.10 : a) Çevre döngüsü örneği [42] ve b) çevre döngüsü manyetik alan dağılımı [39].

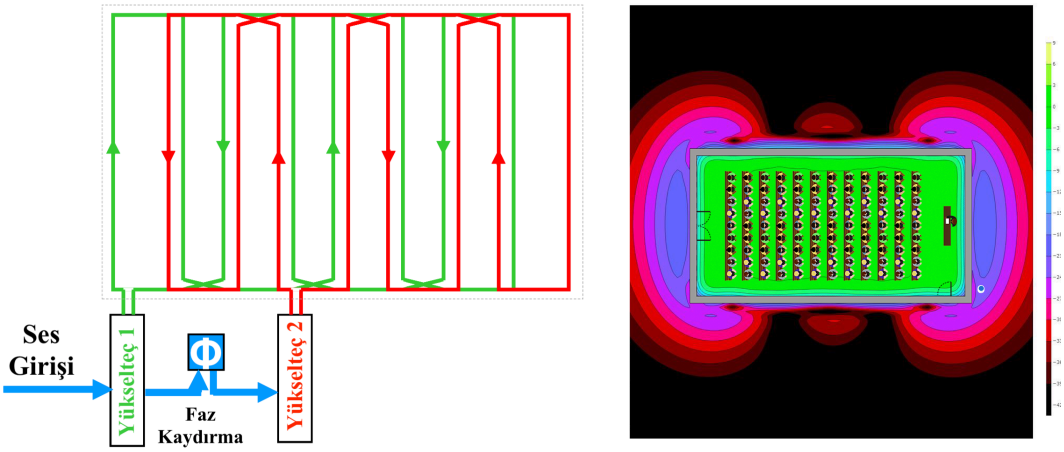
4. Çoklu döngü sistemleri birbirine yakın mesafede kurulan indüksiyon döngü sistemlerinin yatay ve dikey alan bileşenlerini kontrol etmek ve/veya önemli metal içeriğinin üstesinden gelmek için özel olarak tasarlanmıştır. Çoklu döngü sistemi, dersliklere, sinemalara, aynı binada gişe döngülü bir oditoryuma, betonarme konstrüksiyon veya yükseltilmiş çelik zeminli bir ofis alanına kurulabilir. İlgili teknikler tamamen bireysel uygulamaya bağlıdır: basit 8 şeklindeki bir döngüden (Şekil 3.11), bir faz kaydırıcı ile birlikte iki ayrı döngü dizisinin kullanımına kadar değişebilir (Şekil 3.12). İptal (cancellation) döngüsü (Şekil 3.13), iki döngü varmış gibi görünse de bir döngü ve bir sürücü olan bir sistemdir. Döngü asimetrik bir sekiz şeklinde tasarlanır. Saçılmayı bir

yönde kontrol etmek için ve parazitleri önlemek için arka odalara veya performans sahnelerinde kullanılır. Düşük kayıp (Şekil 3.12) ve düşük saçılma (Şekil 3.14) dizileri, iki ayrı sürücü ile iki farklı döngü kullanan gelişmiş kurulumlardır. Düşük kayıp döngü sistemi, çevre döngüsünün mümkün olmadığı 25 m genişlikten büyük veya metal aksamı çok olan alanlar için kullanılır. Düşük saçılma döngüsü, döngü kenarından 1.5 m'ye, yukarıdan ve aşağıdan 3.5 m'ye kadar döngü saçılmasını kontrol etmek için kullanılır. Böylece birden fazla sistemin bitişik kurulabilmesini ve gizlilik sağlar. Her iki döngü sisteminde birbirleriyle örtüşen çoklu sekiz şeklinde döngüler vardır. Döngü sinyalleri, birbirleriyle 90 derece faz farkıyla çalışır.



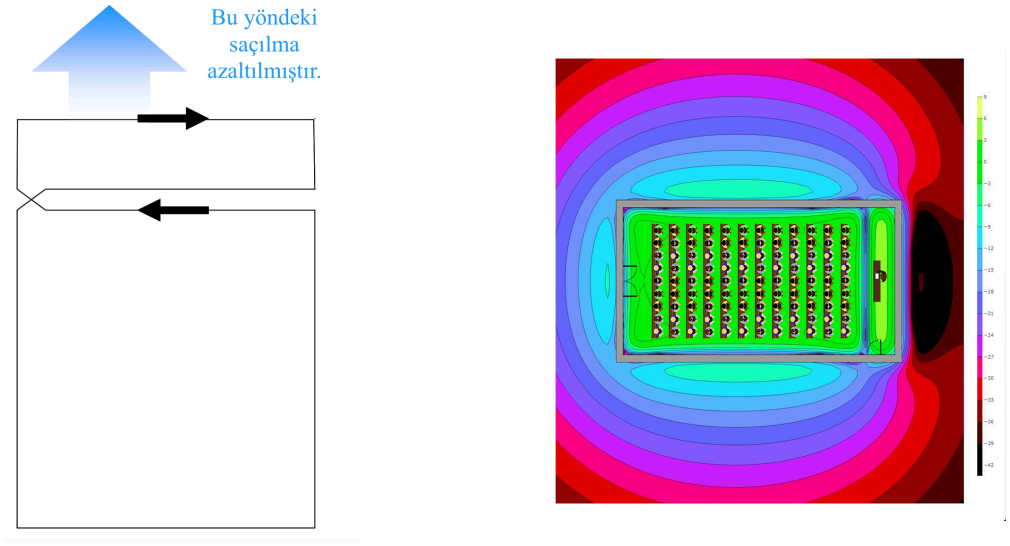
(a) (b)

Şekil 3.11 : a) 8 şeklindeki döngü ve b) manyetik alan dağılımı [39].



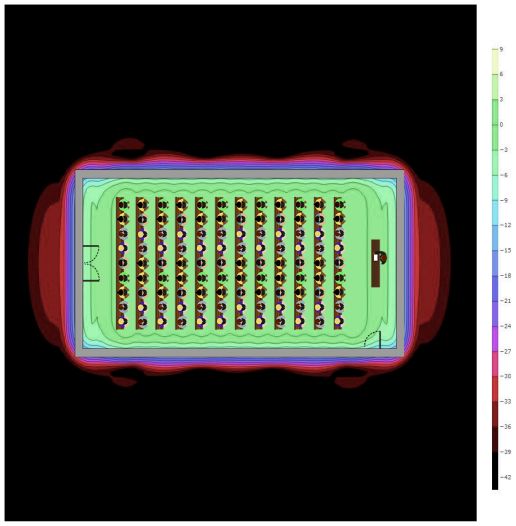
(a) (b)

Şekil 3.12 : a) Bir faz kaydırıcı ile birlikte iki ayrı döngü dizisi ve b) manyetik alan dağılımı [39].



(a) (b)

Şekil 3.13 : a) İptal döngüsü ve b) manyetik alan dağılımı [39].



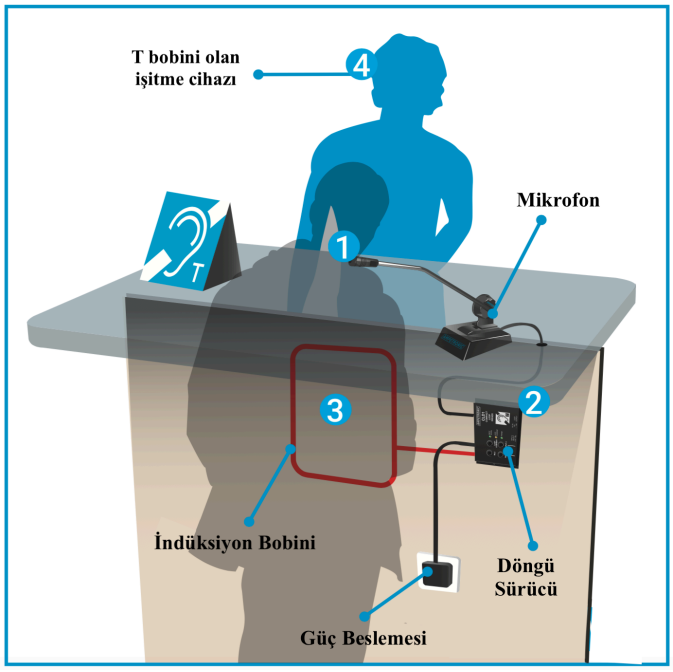
Şekil 3.14 : Düşük saçılma döngüsü manyetik alan dağılımı [39].

3.3 Gişe Tipi İndüksiyon Döngü Sistemi

Gişe tipi döngü sistemi, resepsiyon alanları ve mikrofonlarla donatılmış bilet gişeleri gibi alanlarda kısa süreli birebir iletişimde kullanılır. Sistemi kullanmak için işitme engelli bir müşterinin yalnızca işitme cihazını 'T' konumuna getirmesi gerekir. Pahalı alıcılar gerekli değildir ve kullanıcılar ekstra kulaklık takma zahmetine girmez. İşitme döngüleri doğası gereği basit bir teknolojidir, ancak sistemin uluslararası standarda uyması ve son kullanıcıya optimum fayda sağlaması için tasarımlarında, teknik özelliklerinde ve kurulumunda profesyonel destek aranmalıdır.

Gişe tipi döngü sisteminin çalışma şekli oldukça basittir (Şekil 3.15) [39]:

1. Ses, bu örnekte bir personelin sesi, ağızına yakın yerleştirilmiş yönlü bir mikrofon kullanılarak yakalanır ve elektriksel veriye dönüştürülür.
2. Ses sinyali akım üreten bir indüksiyon döngü yükseltecine aktarılır.
3. Genellikle çok sayıda bakır tel dönüşünden oluşan bir indüksiyon döngüsü ön paneldeki tezgahın altında bulunur ve manyetik alan üretir.
4. Manyetik alan, işitme engelli dinleyicilerin işitme cihazı içindeki T bobini tarafından algılanır. İşitme cihazı, sesi bireyin özel ihtiyaçlarına göre ayarlar. Ses, arka plan gürültüsü olmadan ve anlaşılırlık için gereken ses frekanslarının tam spektrumuyla doğrudan kulak kanalına iletilir.



Şekil 3.15 : Gişe tipi indüksiyon döngü sistemi [39].

Gişe tipi döngü sistemi, kullanıcıyı bir çevre döngüsünde olduğu gibi çevrelemek yerine kullanıcıya doğru "saçılan" zararsız bir manyetik alan oluşturarak çalışır. Döngü belirli bir konuma yerleştirilmeli ve akım, kullanıcının işitme cihazının yerleştirileceği konuma doğru olan bir manyetik alan şiddeti üretecek şekilde ayarlanmalıdır. Döngü, kullanıcıların işitme cihazlarının bulunacağı hacimde gerekli manyetik alan şiddetini ve frekans yanıtını oluşturmalıdır. Buna 'kullanım hacmi' denir ve bunun ne olması gerektiğini belirlemek önemlidir. Çizelge 3.1, bir işitme cihazının zemin seviyesinden yüksekliği için tipik değerler verilmektedir. İşitme cihazının yüksekliğine genellikle dinleme düzlemi denir [43].

Çizelge 3.1 : Dinleme düzlemi [43].

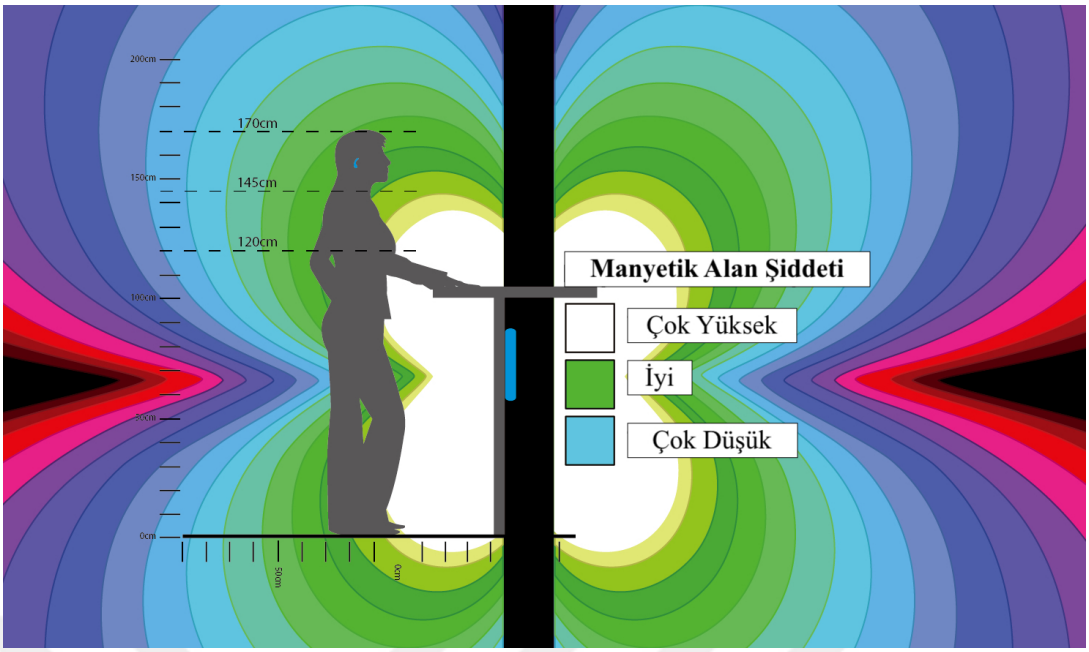
Durum	Yetişkin	Çocuk
Ayakta	1,4-1,7 m	1,2-1,5 m
Oturuyorken	1,2-1,4 m	0,9-1,2 m

Döngü sistemi, tanımlanan kullanım hacmindeki performans gereksinimlerini karşılamalıdır. Gereksinimler, döngü sistemleri için IEC60118-4 uluslararası standardı tarafından belirlenir. Bu gereksinimlerin karşılanması, sistemden tam olarak faydalanabilmek için gereklidir. Üç temel gereksinim vardır [43]:

1. Manyetik alan şiddeti, kullanım hacmi boyunca 400 mA/m ±3 dB olmalıdır. Manyetik alan şiddeti, sisteme uygulanan 1 kHz sinüs dalgası ile 125 ms RMS ölçümü ile okunur ve döngü üzerindeki varyasyon, yükseklik, metal yapıların varlığı, döngü alanı içindeki nispi konum vb.'den etkilenir.

2. 100 Hz ila 5 kHz frekans bandı boyunca sinyaldeki toplam değişim, kullanım hacminin herhangi bir noktasında 1 kHz'deki manyetik alan şiddetinin 3 dB'i dahilinde olmalıdır. 2 ile 5 kHz arasındaki frekanslar, anlaşılabilirlik için hayati öneme sahiptir. Bu nedenle bu frekanslarda iyi yanıt verilmesi esastır. Düşük kaliteli sistemler, yanlış belirlenmiş sürücüler ve metal yapılar, zayıf frekans tepkisinin ana nedenleridir.

3. Döngü sistemi kapalıyken, manyetik gürültü (A ağırlıklı bir filtreyle ölçülür) 400 mA/m referansa göre -32 dB'den daha küçük olmalıdır. Yüksek kaliteli sistemler -47 dB'den küçük olmayı hedeflemelidir. Kullanım sürelerinin kısa olduğu ve yalnızca konuşma için olduğu istisnai durumlarda -22 dB'e kadar kabul edilebilir. Gürültü genellikle döngü sisteminden ziyade ortamın bir özelliğidir. Bu nedenle arka plan gürültüsü bir sistem tasarlanmadan veya kurulmadan ve tüm aydınlatma ve görsel-işitsel sistemler çalışır durumdayken ölçülmelidir. Gişe tipi döngü sistemi için Şekil 3.16'da görüldüğü üzere kullanıcı döngüyle çevrelenmemiştir. İndüksiyon döngüsü küçük bir birimde bulunur ve kullanıcının bulunması beklenen kısıma doğru manyetik alan üretir. Şekil 3.16'da yeşil alanda bulunan bir kişi için üretilen manyetik alan şiddeti kabul edilebilir standardı karşıladığı, kişinin döngüye (sağa) yaklaşması durumunda manyetik alan şiddetinin, standardının üstüne çıktığını, kişinin döngüden uzaklaşması (sola) durumunda ise yeterli manyetik alan şiddetinin üretilemeyeceği gösterilmektedir [39].



Şekil 3.16 : Gişe tipi indüksiyon döngü sistemi [39].

4. GİŞE TİPİ İNDÜKSİYON DÖNGÜ SİSTEMİ TASARIMI ve ANALİZİ

4.1 Analitik Yaklaşım ve Tasarım Kısıtlarının Belirlenmesi

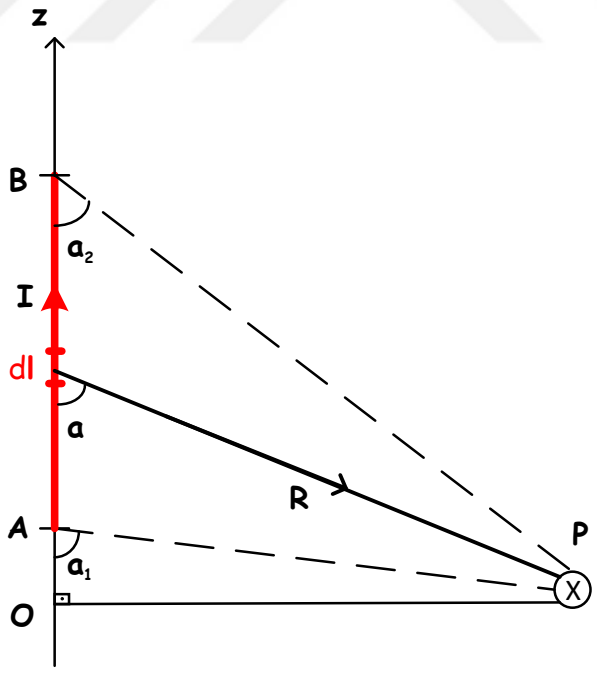
4.1.1 Gişe tipi indüksiyon döngü sisteminin manyetik modeli

Biot-Savart yasası, akım geçen bir iletkenin belirli bir noktada ürettiği manyetik alan şiddetini ifade eder. Şekil 4.1'de gösterilen z ekseni yönünde I akımı taşıyan düz bir iletkenin P noktasında ürettiği manyetik alan şiddeti H, Biot-Savart yasasından faydalınılarak Denklem 4.1'de ifade edilmiştir.

$$\mathrm{d}\mathbf{H} = \frac{I\mathrm{dl}\times\mathbf{R}}{4\pi R^3} \tag{4.1}$$

Burada $\mathrm{d}\mathbf{l} = dz\mathbf{a}_z$ ve $R = \rho\mathbf{a}_z - z\mathbf{a}_z$ olduğu için Denklem 4.2 elde edilir.

$$\mathrm{d}\mathbf{l} \times \mathbf{R} = \rho dz\mathbf{a}_\varphi \tag{4.2}$$



Şekil 4.1 : Akım taşıyan düz bir iletkenin P noktasındaki manyetik alan şiddeti.

Denklem 4.1 yeniden düzenlenirse Denklem 4.3 elde edilir.

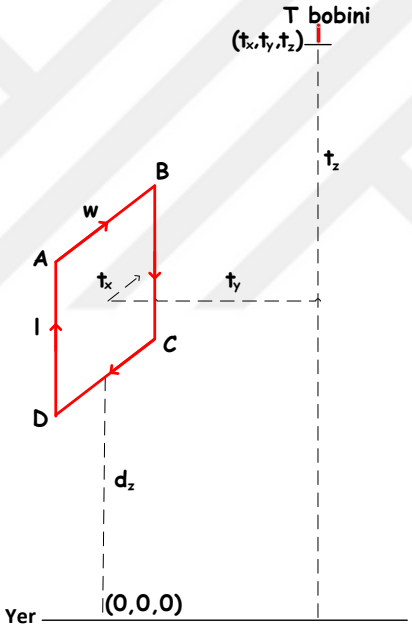
$$\mathbf{H} = \int \mathrm{d}\mathbf{H} = \int \frac{I\rho d_z}{4\pi(\rho^2+z^2)^{3/2}}\mathbf{a}_\varphi \tag{4.3}$$

Şekil 4.1'den de görüldüğü üzere $z = \rho\cot\,\alpha$'dır. Bu nedenle, $d_z = -\rho\text{cosec}^2\,\alpha d\alpha$ olur. Denklem 4.3 yeniden düzenlenirse Denklem 4.4 elde edilir ve o da Denklem 4.5'e eşittir [44].

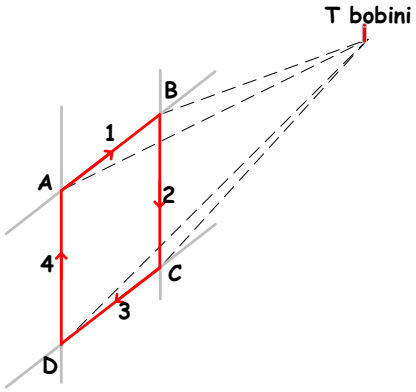
$$\mathbf{H} = \int_{z_1}^{z_2} d\mathbf{H} = \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} \frac{I\rho(-\rho\text{cosec}^2\,\alpha d\alpha)}{4\pi\rho^3\text{cosec}^3\,\alpha}\mathbf{a}_\varphi \tag{4.4}$$

$$\mathbf{H} = \frac{I}{4\pi\rho}(\cos\,\alpha_2 - \cos\,\alpha_1)\mathbf{a}_\varphi \tag{4.5}$$

İndüksiyon döngü sistemi Şekil 4.2'de gösterilmiştir. Burada w, l ve d_z sırasıyla indüksiyon döngü bobininin genişliği, uzunluğu ve yerden yüksekliğidir. İndüksiyon bobininin merkezinin yere izdüşümü (0,0,0) noktası olarak kabul edilmiştir ve T bobininin konumu (t_x, t_y, t_z) olarak gösterilmiştir. Şekil 4.2'deki indüksiyon bobini 4 ayrı sonlu iletken olarak düşünülebilir (Şekil 4.3).



Şekil 4.2 : İndüksiyon döngü sistemi modeli.



Şekil 4.3 : Dört ayrı iletken olarak indüksiyon bobini.

İndüksiyon döngü bobininin 1. iletkeninin (t_x, t_y, t_z) konumundaki T bobininde oluşturduğu manyetik alan şiddetini hesaplayabilmek için Şekil 4.4'de gösterilen α_{1A} ve α_{1B} açılarının kosinüsüne ihtiyaç vardır. Bu doğrultuda, Şekil 4.4'deki geometrik ilişkilerden faydalanılarak Denklem 4.6-4.10 elde edilmiştir.

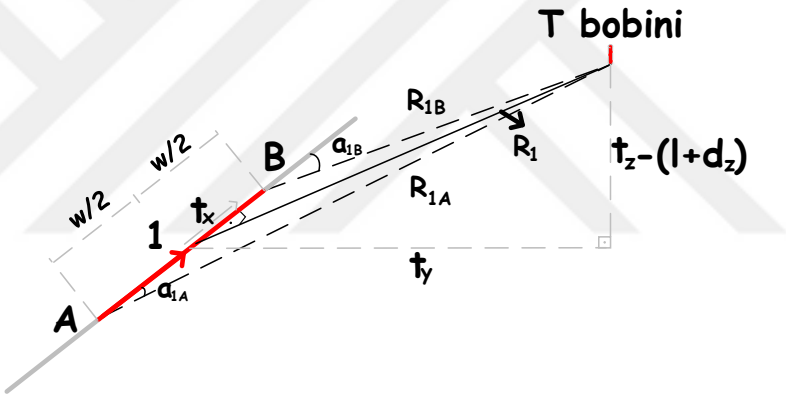
$$R_1 = \sqrt{t_y^2 + (t_z - (1 + d_z))^2} \tag{4.6}$$

$$R_{1A} = \sqrt{R_1^2 + \left(\frac{w}{2} + t_x\right)^2} \tag{4.7}$$

$$R_{1B} = \sqrt{R_1^2 + \left(\frac{w}{2} - t_x\right)^2} \tag{4.8}$$

$$\cos(\alpha_{1A}) = \frac{\frac{w}{2} + t_x}{R_{1A}} \tag{4.9}$$

$$\cos(\alpha_{1B}) = \frac{\frac{w}{2} - t_x}{R_{1B}} \tag{4.10}$$



Şekil 4.4 : İndüksiyon bobininin 1. iletkeninin T bobinine göre modeli.

1. iletkene benzer şekilde 3. iletken Şekil 4.5'de modellenmiştir ve Denklem 4.11-4.15 elde edilmiştir.

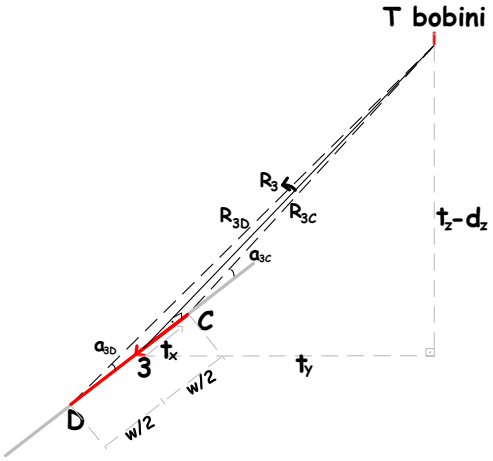
$$R_3 = \sqrt{t_y^2 + (t_z - d_z)^2} \tag{4.11}$$

$$R_{3C} = \sqrt{{R_3}^2 + \left(\frac{w}{2} - t_x\right)^2} \tag{4.12}$$

$$R_{3D} = \sqrt{R_3^2 + \left(\frac{w}{2} + t_x\right)^2} \tag{4.13}$$

$$\cos(\alpha_{3C}) = \frac{\frac{w}{2} - t_x}{R_{3C}} \tag{4.14}$$

$$\cos(\alpha_{3D}) = \frac{\frac{w}{2} + t_x}{R_{3D}} \tag{4.15}$$

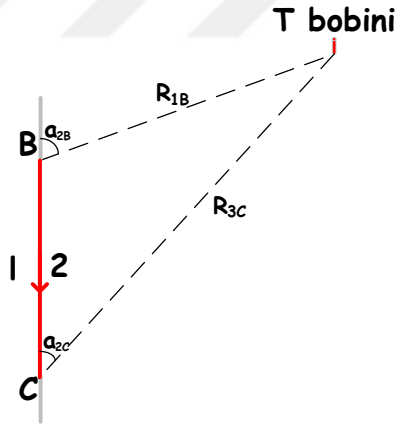


Şekil 4.5 : İndüksiyon bobininin 3. iletkeninin T bobinine göre modeli.

Şekil 4.6'da gösterilen 2. iletkene dair açıların kosinüs değerleri, önceden hesaplanan R_{1B} ve R_{3C} uzunluklarından faydalanılarak kosinüs teorimiyle Denklem 4.16-4.17 olarak elde edilmiştir.

$$\cos(\alpha_{2B}) = \frac{l^2 + {R_{1B}}^2 - {R_{3C}}^2}{2lR_{1B}} \tag{4.16}$$

$$\cos(\alpha_{2C}) = \frac{l^2 + {R_{3C}}^2 - {R_{1B}}^2}{2lR_{3C}} \tag{4.17}$$

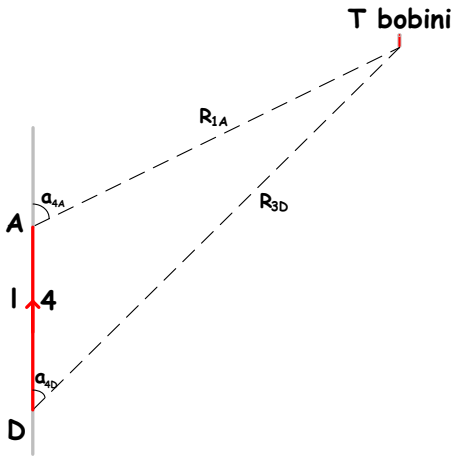


Şekil 4.6 : İndüksiyon bobininin 2. iletkeninin T bobinine göre modeli.

Şekil 4.7'de gösterilen 4. iletkene dair açıların kosinüs değerlerini hesaplayabilmek için Denklem 4.7 ve Denklem 4.13 kullanılmıştır ve Denklem 4.18-4.19 elde edilmiştir.

$$\cos(\alpha_{4A}) = \frac{l^2 + {R_{1A}}^2 - {R_{3D}}^2}{2lR_{1A}} \tag{4.18}$$

$$\cos(\alpha_{4D}) = \frac{l^2 + {R_{3D}}^2 - {R_{1A}}^2}{2lR_{3D}} \tag{4.19}$$



Şekil 4.7 : İndüksiyon bobininin 4. iletkeninin T bobinine göre modeli.

Dört iletkenin (t_x, t_y, t_z) konumundaki T bobininde oluşturduğu manyetik alan şiddeti değerleri Denklem 4.20'de, bileşke manyetik alan şiddeti ise Denklem 4.21'de verilmiştir.

$$H_1 = \frac{NI\sqrt{2}(\cos(\alpha_{1A}) - \cos(\alpha_{1B}))}{4\pi t_y}$$
$$H_2 = \frac{NI\sqrt{2}(\cos(\alpha_{2C}) - \cos(\alpha_{2B}))}{4\pi t_y}$$
$$H_3 = \frac{NI\sqrt{2}(\cos(\alpha_{3D}) - \cos(\alpha_{3C}))}{4\pi t_y} \quad (4.20)$$
$$H_4 = \frac{NI\sqrt{2}(\cos(\alpha_{4D}) - \cos(\alpha_{4A}))}{4\pi t_y}$$

$$H_T = \sqrt{(H_1 - H_3)^2 + (H_2 - H_4)^2} \quad (4.21)$$

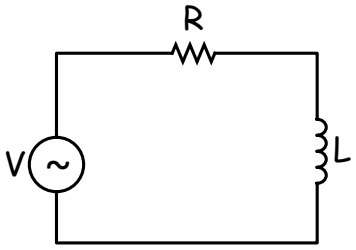
4.1.2 Gişe tipi indüksiyon döngü sisteminin elektriksel devre modeli

Döngü bobininin elektriksel eşdeğer devresi Şekil 4.8'de görüldüğü üzere endüktansı L olan bir bobin ve ona seri bir R direnci olmak üzere iki pasif bileşenden oluşur. Denklem 4.22'den de görüldüğü üzere endüktansı etkileyen ana faktörler bobinin boyutları (h yükseklik, w en) ve N sarım sayısıdır. Denklem 4.22'de daha doğru sonuç elde edebilmek için d iletken çapına sahip kablonun iç endüktansı da hesaba katılmıştır.

$$L = \frac{N^2\mu_o\mu_r}{\pi}\left[-2(w+h) + 2\sqrt{h^2+w^2} - h\ln\left(\frac{h+\sqrt{h^2+w^2}}{w}\right)\right.$$
$$\left. -w\ln\left(\frac{w+\sqrt{h^2+w^2}}{h}\right) + h\ln\left(\frac{2h}{\frac{d}{2}}\right) + w\ln\left(\frac{2w}{\frac{d}{2}}\right)\right] \quad (4.22)$$

Döngü iç direnci R ise döngü kablosunun uzunluğuyla (2(h+w)) doğru orantılı ve tel kalınlığıyla (d) ters orantılıdır ve Denklem 4.23 ile hesaplanabilir. Burada ρ_ω, iletkenin sıcaklığa bağlı öz direncidir.

$$R = \rho_\omega \frac{N2(h+w)}{\pi\frac{d^2}{4}} \tag{4.23}$$



Şekil 4.8 : Döngü sisteminin eşdeğer devresi.

Döngünün empedansı Z, f kaynak frekansı için Denklem 4.24 ile hesaplanabilir. IEC ve BSI standartlarına göre, empedansın frekansa göre değişimi 5 kHz'e kadar sabit olmalıdır. Bu durumu sağlayabilmek için 5 kHz'deki endüktif reaktansın X_L, R direnç değerinden düşük olması gerekir. Böylece döngü bobini 5 kHz'e kadar sabit bir akımla sürülür [43, 38].

$$Z = \sqrt{R^2 + X_L^2} = \sqrt{R^2 + (2\pi fL)^2} \tag{4.24}$$

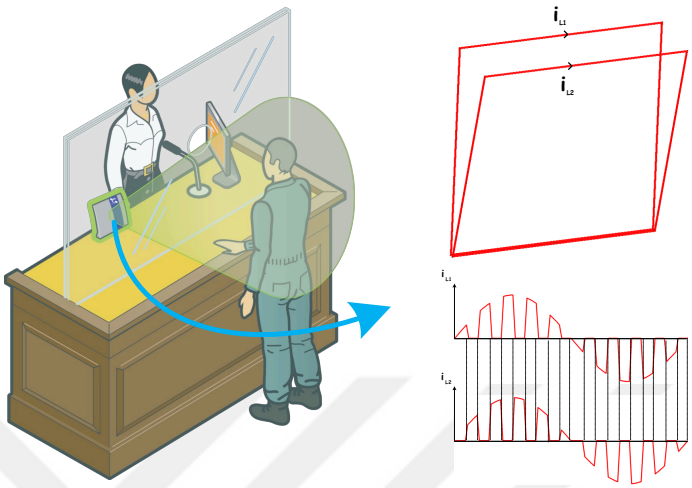
Devrenin kaynak gerilimi Vk, Denklem 4.25'de görüldüğü üzere 1,6 kHz'deki empedans ($Z_{1.6k}$) ve gerekli akım değerinin (I) çarpımıyla hesaplanır.

$$V_k = IZ_{1.6k} \tag{4.25}$$

4.1.3 En iyi tasarımın belirlenmesi

Döngü sistemi, tanımlanan kullanım hacminde ±3 dB'lik değişimle 400 mA/m manyetik alan şiddeti ve 5 kHz'e kadar sabit bir frekans cevabı gibi performans gereksinimlerini karşılamalıdır. Geleneksel sistemde kullanıcı açısından önemli bir problem vardır. Kullanım hacminde gerekli manyetik alan şiddeti sağlansa dahi kişinin başını eğmesi durumunda T bobininde indüklenen gerilim açıya bağlı olarak azalmaktadır bu da kullanıcı için işitme sinyalinin azalması demektir. Döngü sisteminin en iyi performansta çalışabilmesi kullanım hacmi içerisinde kişinin başını öne veya yana eğmesi durumunda indüklenen gerilim, kişi başını dik tutuyorken indüklenen gerilim değerine eşit veya çok yakın olursa sağlanabilir. Aksi takdirde iletilen ses kullanıcının baş hareketine bağlı olarak kısık ve yüksek ses olarak sürekli

değişecektir veya kişi iletilen sesin bazı kısımlarını hiç duyamayacaktır. Bu tez kapsamında bu önemli problemi aşmak amacıyla iletilecek sesin bir periyodu içerisinde belirli aralıklarla sırasıyla akım akıtılacak farklı açılardaki iki indüksiyon bobininin kullanılması önerilmektedir. Önerilen sistem Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9 : Önerilen sistem modeli.

ANSYS Maxwell 3D ortamında T bobininin yatay ve dikey olması durumu için tek bobinli ve iki bobinli sistem sürekli akım ile ve kesikli akım ile beslemek üzere test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Çizelge 4.1'de gösterilmiştir. Çizelge 4.1'de görüldüğü üzere tek bobinli sistemde T bobininin dikey konumundan yatay konuma geçmesi durumunda indüklenen gerilim 24,29 mV'dan 7 mV'a düşmüştür. İletilen ses sinyali üçte birine düşmüştür. Birbiri arasında 30 derece olan iki bobinli sistem sürekli akımla sürüldüğünde ses sinyalinde azalma yerine 1.4 kat artış gözlemlenmiştir. Aynı iki bobin kesikli akımla sürüldüğünde yani önerilen sistem kullanıldığında ise T bobininin her iki durumunda da yaklaşık eşit gerilim indüklenmiştir. Bu sonuçlar önerilen sistemin T bobininin yöneliminden bağımsız bir şekilde ses sinyalini kullanıcıya ilettiğini göstermektedir.

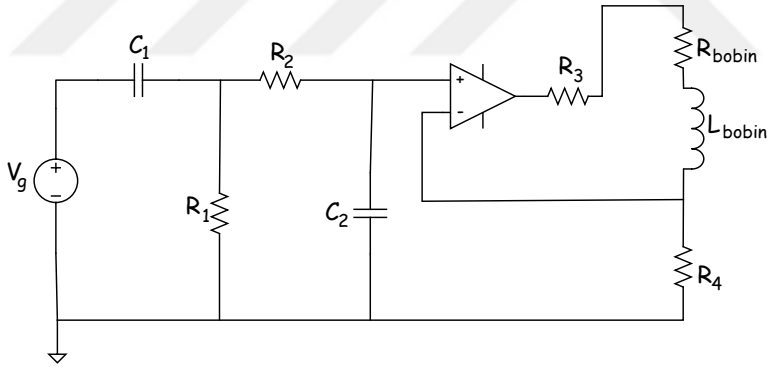
Çizelge 4.1 : T bobini dik ve yatay olması durumunda geleneksel yöntem ile önerilen sistemin analiz sonuçları.

İndüksiyon Bobini	Akım	İndüklenen Gerilim (mV)		İndüklenen Gerilim (pu)
		T bobini dik	T bobini yatay	T bobini yatay
Tek	Sürekli	24,29	7	0,29
İki	Sürekli	24,22	33,39	1,38
	Kesikli	15,7	16,12	1,03

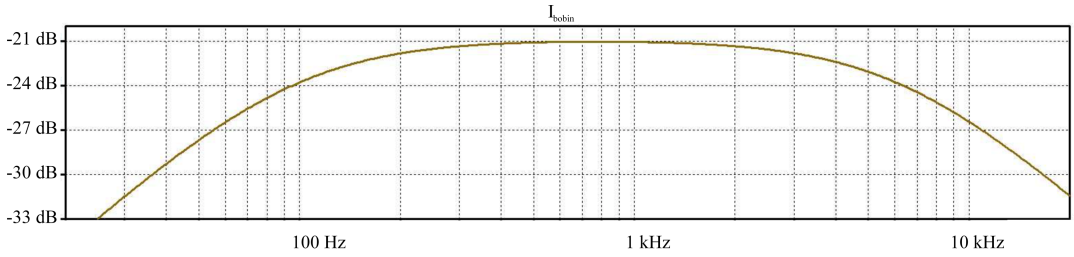
Geleneksel sistemde indüksiyon bobinini sürmek için akım geri beslemeli yükselteçler kullanılır. Şekil 4.10'da örnek devre ve onun frekans cevabı gösterilmiştir. Bu tezde önerilen sistem için geleneksel yöntemden tamamen farklı olarak indüksiyon bobinini kesikli akımla sürmek için Şekil 4.11 (a)'da gösterilen AC PWM kıyıcı devresi kullanılmıştır. AC PWM kıyıcı devresinin davranışı Şekil 4.11 (b) 'de giriş gerilimi V_g, çıkış gerilimi $V_ç$ ve çıkış akımı $I_ç$ olarak omik ve omik-endüktif yük için gösterilmiştir. Burada omik-endüktif yükün omik yükten temel farkı gerilim sıfıra düştüğünde endüktansın akımın sıfıra düşmesini engellemesidir. Önerilen sistemde kesikli akıma ihtiyacımız vardır. Bu nedenle endüktansa seri olan direncin değeri arttırılmalıdır. Gerekli minimum direnç değeri iteratif yöntemle Denklem 4.26 ile hesaplanabilir.

$$R_{min} = \frac{I\sqrt{(R+R_{min})^2+X_{L1.6k}^2}}{0{,}01} e^{\frac{-R_{min}}{2f_{sw}L}} \tag{4.26}$$

Burada R ve L sırasıyla döngü bobininin iç direnci ve endüktansı, $X_{L1.6k}$ döngü bobininin 1,6 kHz'deki endüktif reaktansı, I gerekli akım ve f_{sw} anahtarlama frekansıdır.

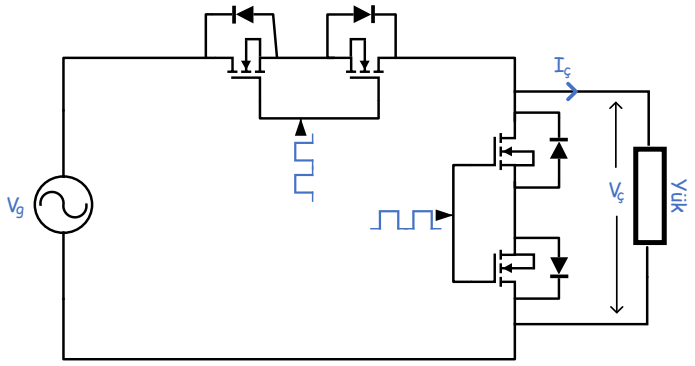


(a)

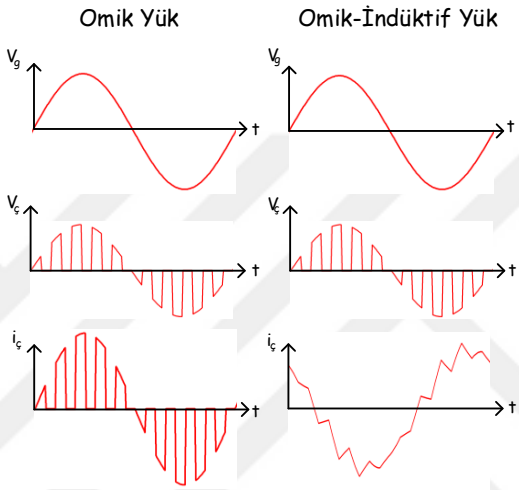


(b)

Şekil 4.10 : a) İndüksiyon döngü bobinini sürmek için akım geri beslemeli yükselteç devresi örneği ve b) onun frekans cevabı [45].



(a)

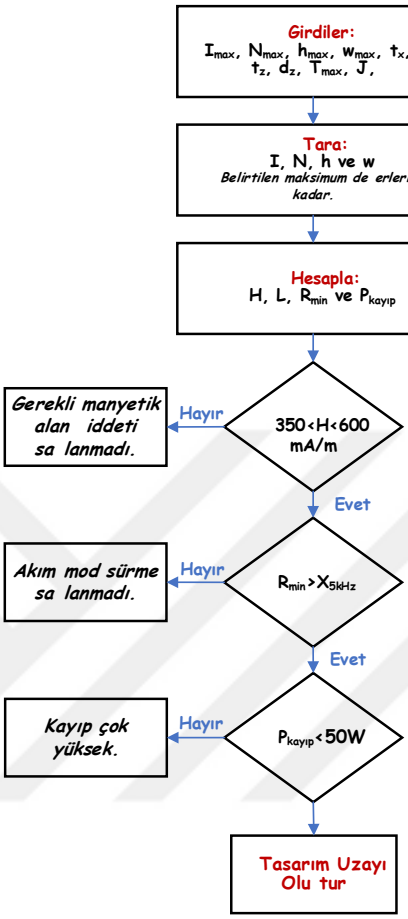


(b)

Şekil 4.11 : a) AC PWM kıyıcı devre modeli ve b) AC PWM kıyıcı devresinin omik ve omik-endüktif yük durumundaki davranışı.

Bu tez kapsamında indüksiyon döngü sistemi taşınılabilir bir kutu içerisinde olacak şekilde tasarlanmıştır. Şekil 4.9'da gösterildiği üzere döngü sistemi gişede kullanıldığı varsayılmış ve tasarlanan kutunun gişe masasınınn üstüne koyulduğu düşünülmüştür. İndüksiyon bobininin boyutlarını, sarım sayısını, sürme akımını, akımın kesikli olması için gerekli minimum seri direnç değerini kayıp, performans ve boyut açısından en iyisini belirlemek amacıyla Matlab'de bir algoritma yazılmıştır. Yazılan algoritmanın akış diyagramı Şekil 4.12'de gösterilmiştir. Algoritmada Çizelge 4.2'de gösterilen değerler için analiz yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar içerisinde T bobini konumunda manyetik alan şiddeti 350 mA/m ile 650 mA/m arasında olanlar, 5 kHz'de endüktif reaktansı seri direnç değerinden küçük olanlar ve seri direnç üzerindeki kaybı 50 W'ın altında olanlar için Şekil 4.13'deki tasarım uzayı oluşturulmuştur ve tasarım uzayında 403 tasarım mevcuttur. Tasarım uzayından da görüldüğü üzere istenen kısıtları sağlayan indüksiyon bobin boyutları arasında büyük bir fark yoktur. Bu nedenle bu tez

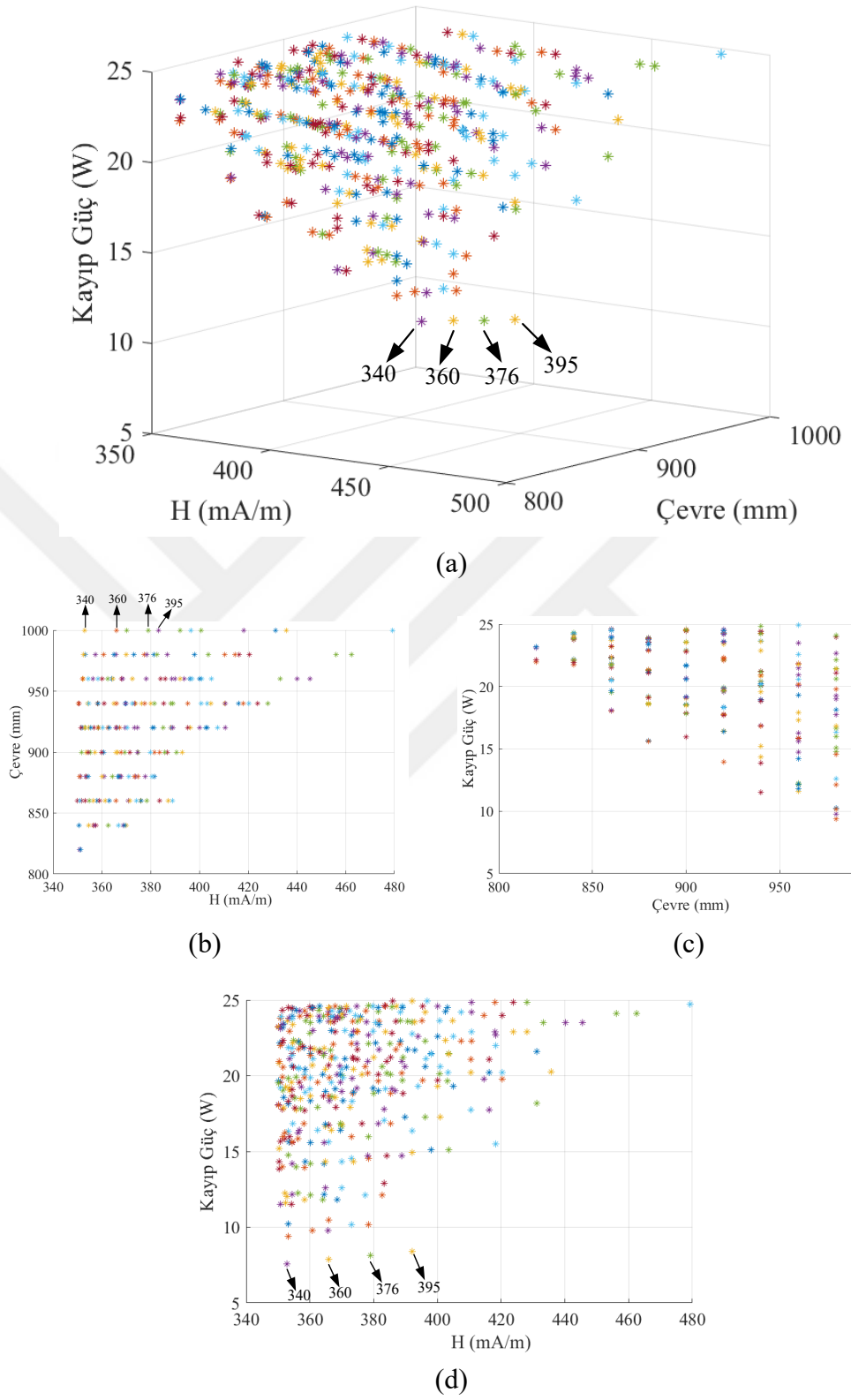
kapsamında kaybı en düşük olan dört tasarımın sonuçları Çizelge 4.3'de özetlenmiştir. Bu dört tasarımın boyutları aynıdır dolayısıyla aralarında manyetik alan şiddeti en yüksek olan 395. tasarım analiz için seçilmiştir.



Şekil 4.12 : Tasarım algoritmasının akış diyagramı.

Çizelge 4.2 : Algoritma girdi değerleri.

Girdiler	Sembol	Değer
Taranacak maksimum akım	I_{max}	3A
Maksimum sarım sayısı	N_{max}	20
Maksimum bobin yüksekliği	h_{max}	250 mm
Maksimum bobin genişliği	w_{max}	250 mm
T bobininin x eksenindeki konumu	t_x	0
T bobininin indüksiyon bobininden uzaklığı	t_y	0,35 m
T bobininin yerden yüksekliği	t_z	1,6 m
İndüksiyon bobininin yerden yüksekliği	d_z	1 m
Maksimum bobin sıcaklığı	T_{max}	25°C
Akım yoğunluğu	J	3 A/mm^2



Şekil 4.13 : a) Kayıp güç, manyetik alan şiddeti (H) ve döngü bobini çevresi eksenlerinde tasarım uzayı, b) tasarım sonuçlarının H ve çevre grafiği, c) çevre ve kayıp güç grafiği ve d) H ve kayıp güç grafiği.

Çizelge 4.3 : Kaybı en düşük olan dört tasarımın sonuçları.

	Tasarım 340	Tasarım 360	Tasarım 376	Tasarım 395
Boyut (mm)	250x250	250x250	250x250	250x250
Kayıp (W)	7,58	7,87	8,15	8,4
H (mA/m)	352,87	365,94	379	392
Akım (A)	2,7	2,8	2,9	3
Sarım	3	3	3	3
İletken çapı (mm)	1,07	1,09	1,11	1,13
Endüktans (µH)	9,7	9,6	9,6	9,6
İç Direnç (ohm)	0,1	0,1	0,1	0,1
Minimum gerekli direnç (ohm)	1	1	1	0,9
1,6 kHz'deki empedans	0,1	0,1	0,1	0,1
Giriş geriliminin tepe değeri (V)	4	4	4	4

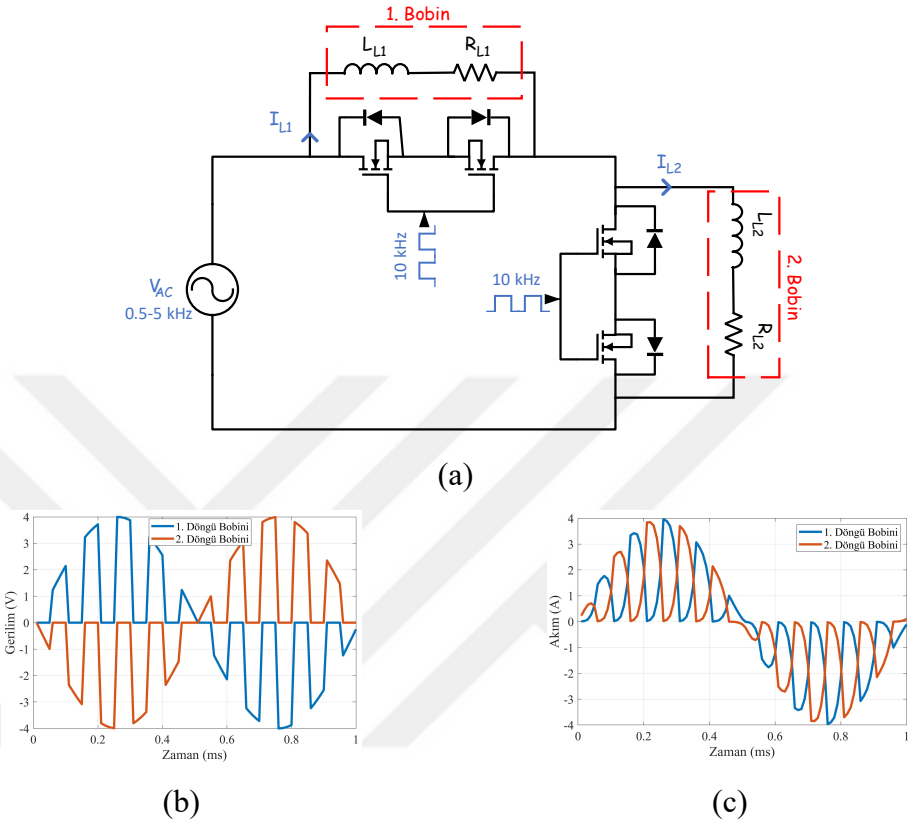
4.2 En İyi Tasarımın Analizi

Tasarım uzayından seçilen 395. tasarım PSIM ortamında AC PWM kıyıcı devresinde 1 kHz'lik sinusoidal gerilim 10 kHz anahtarlanarak analiz edilmiştir. Şekil 4.14'de analiz edilen devre ve elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Şekil 4.14 (c)'de görüldüğü üzere her iki bobinin akımları sırasıyla kesilmektedir. PSIM analizinde 7,8 W kayıp elde edilmiştir ve hesaplanan değere yaklaşık olarak eşittir. Tasarım algoritmasının önerdiği minimum seri direnç değeri (R) devrede kullanıldığında Şekil 4.15'de görüldüğü üzere o sürede akım ancak sıfıra düşmektedir. Fakat sistemin istenilen performansta çalışması için yeterli değildir. Şekil 4.15'de görüldüğü üzere direnç değeri iki katına çıkarıldığında (2R) akım 30 µs'de sıfırlanmış 20 µs sıfır olarak kalmıştır ve devre kaybı 2 katına çıkmıştır. Direnç değeri üç katına çıkarıldığında (3R) ise akım 20 µs'de sıfırlanmıştır ve kayıp üç katına çıkmıştır.

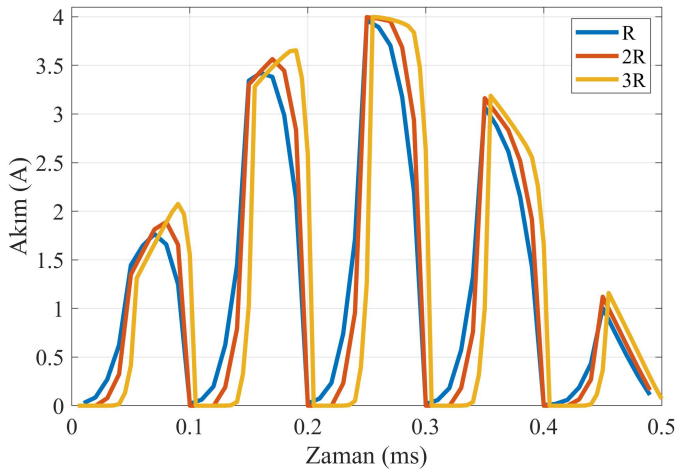
Tasarım 395 ANSYS Maxwell 3D'de Şekil 4.16 (a)'daki gibi parametrik olarak modellenmiştir. İki indüksiyon bobini minimum direncin üç katı için PSIM'den elde edilen Şekil 4.16 (b)'deki 1. ve 2. döngü bobini akım grafikleriyle beslenmiştir. İki bobin arasındaki açı 0-90 derece arasında 10'ar derecelik adımlarla değiştirilerek T bobini (0, 350mm, 1600mm) konumunda öne doğru 30°, 60° ve 90°, sola ve sağa 30° ve 60° eğik olma durumları analiz edilmiştir. Toplamda 80 adet olasılık analiz edilmiştir.

İki bobin kesikli akımla sürüldüğünde akımın sıfıra düşmesinden dolayı indüklenen gerilimde Şekil 4.17'de görüldüğü üzere pikler oluşmasına neden olmuştur. İşitme cihazı bu pikleri filtreleyeceği için elde edilen grafikler Matlab aracılığıyla

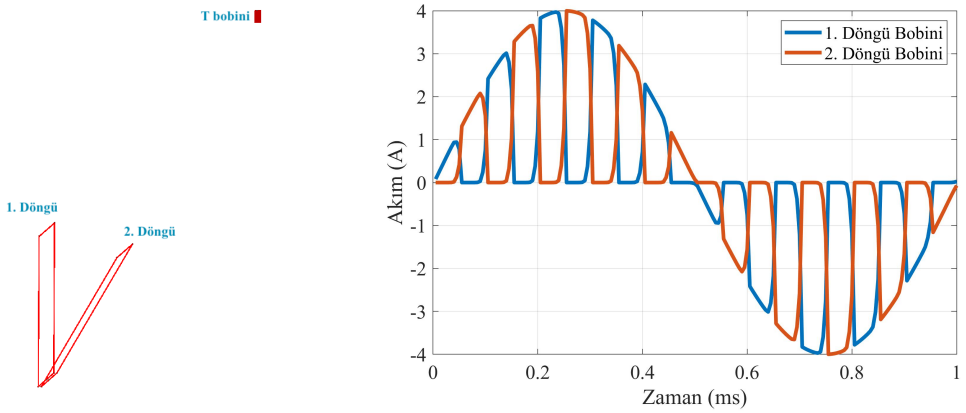
filtrelenmiştir. Fakat iki bobin arasındaki bazı açılarda veya T bobininin farklı eğiklik durumlarında indüklenen gerilimin frekansı 1 kHz yerine 10 kHz olmuştur (Şekil 4.18). Bu durum iletilen sinyalin bozulduğu anlamına gelmektedir bu nedenle değerlendirmeye alınmamışlardır.



Şekil 4.14 : a) PSIM ortamında analiz edilen AC PWM kıyıcı devresi, c) döngü bobinlerinin gerilim grafikleri ve d) döngü bobinlerinin akım grafikleri.

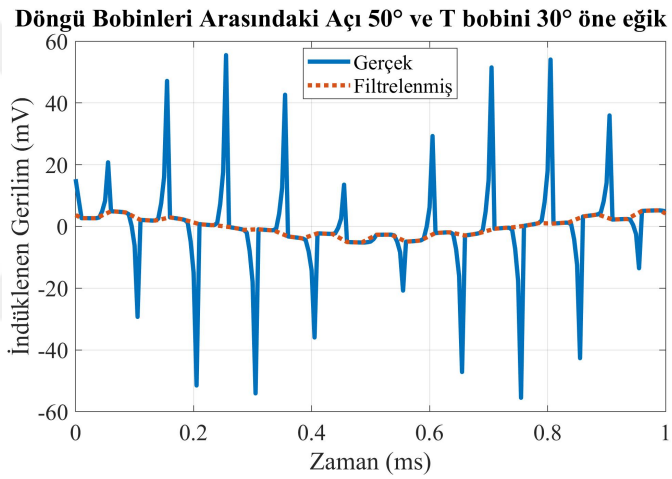


Şekil 4.15 : Döngü bobinine seri direnç değerinin bobin akımına etkisi.

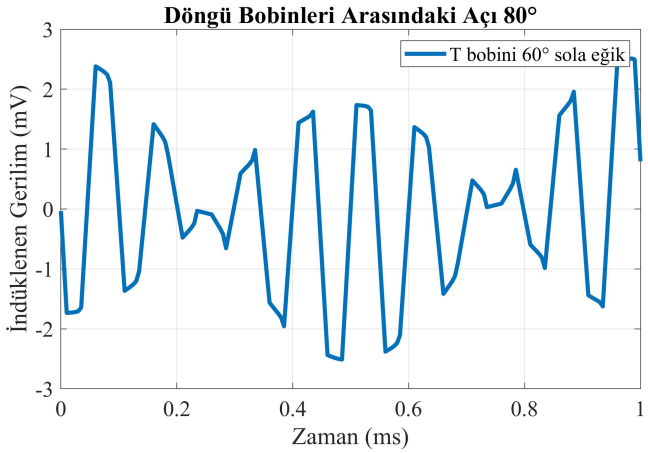


(a) (b)

Şekil 4.16 : a) Tasarım 395'in ANSYS Maxwell 3D modeli ve b) modelin akım besleme grafikleri (3R için).



Şekil 4.17 : Döngü bobinleri arasındaki açı 50° ve T bobini 30° öne eğik iken filtrelenmemiş ve filtrelenmiş indüklenen gerilim grafikleri.



Şekil 4.18 : Döngü bobinleri arasındaki açı 80° ve T bobini 60° sola eğik iken filtrelenmiş indüklenen gerilim.

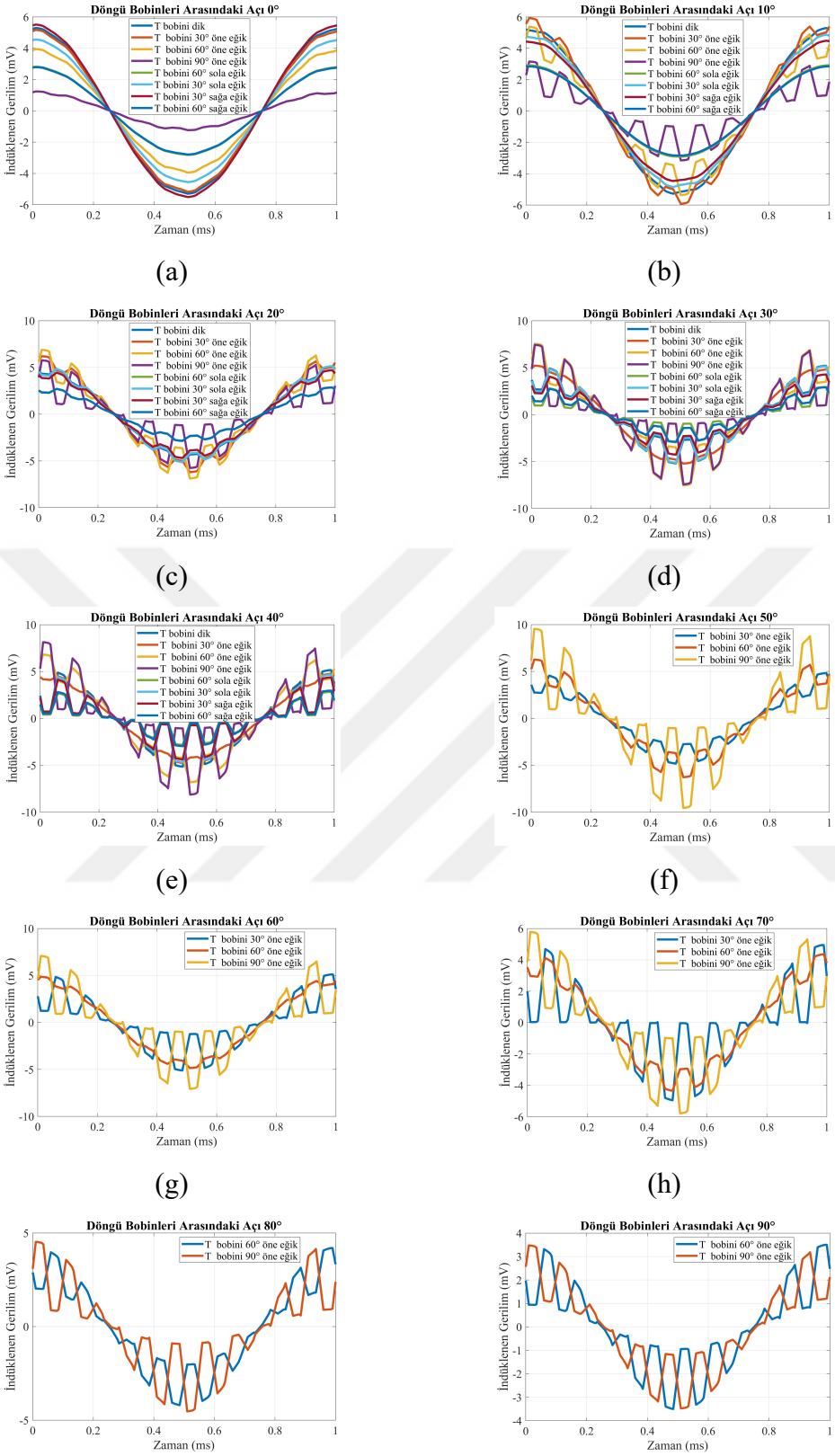
Şekil 4.19'da iki bobin arasındaki her bir açı değeri için olası tüm T bobini eğiklik durumlarında T bobininde indüklenen gerilim dalga şekilleri verilmiştir. İki bobin arasındaki açı 0° indüklenen gerilimlerde dalgalılık yoktur ve indüklenen gerilimin tepe değeri en yüksek yaklaşık 6 mV ile T bobininin dik, 30° öne ve sağa eğik olmasında elde edilmiştir. En düşük gerilim tepe değeri ise 90° öne eğik durumunda 2 mV'dan düşük elde edilmiştir.

T bobininin açısına bağlı olarak indüklenen gerilimlerin tepe değerler arasında çok fark vardır. Bu nedenle iki bobin arasındaki açı değiştirilmiştir. Açı arttıkça özellikle T bobininin öne eğiklik durumlarında indüklenen gerilimde dalgalanma artmıştır. Fakat T bobininin açısına bağlı olarak oluşan indüklenen gerilimlerin tepe değerleri arasındaki fark oldukça azalmıştır. Çizelge 4.4'de indüklenen gerilimler pu cinsinden verilmiştir, T bobini dik durumdayken indüklenen gerilimler referans alınarak hesaplanmıştır. Sonuçlardan görüleceği üzere başarılı bir sinyal iletimi için iki bobin arasındaki açı maksimum 40°'ye kadar değiştirilebilir ve indüklenen gerilim açısından en homojen sonuç 0,6-1,2 pu arası değişimle 20° elde edilmiştir.

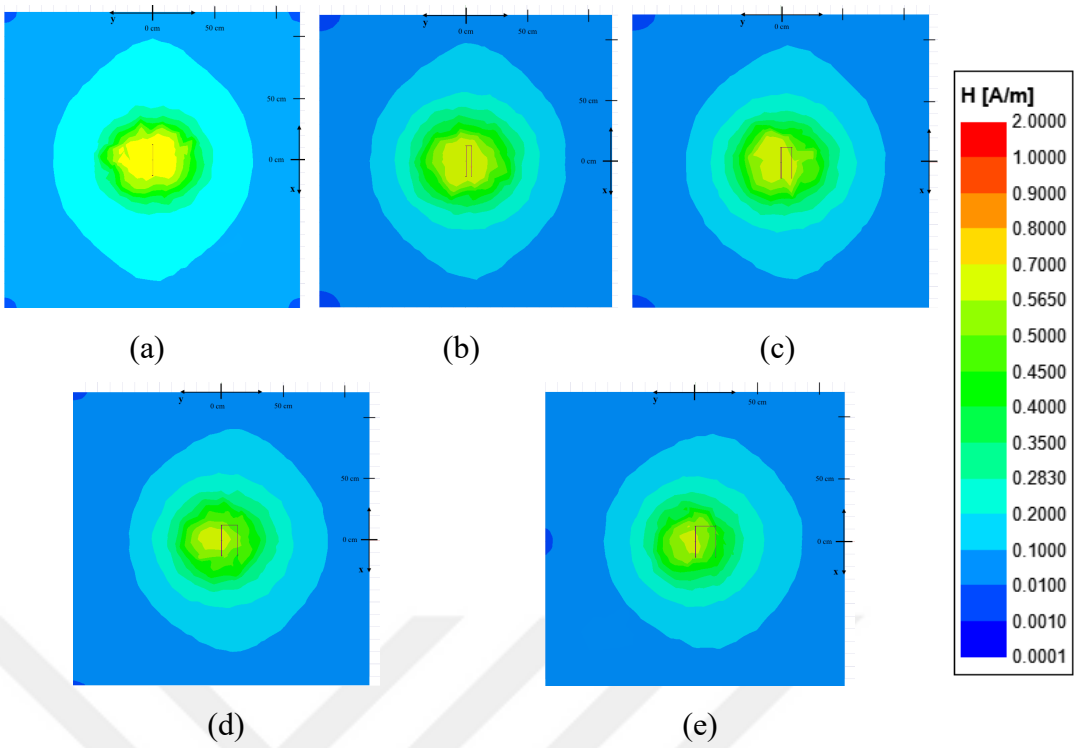
Çizelge 4.4 : Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için olası tüm T bobini eğiklik durumlarında T bobininde indüklenen gerilim.

Döngü bobinleri arasındaki açı	T bobini açıya bağlı indüklenen gerilim (pu)							
	Dik (mV)	30° öne	60° öne	90° öne	60° sola	30° sola	60° sağa	30° sağa
0°	3,72	1,0	0,7	0,2	0,5	0,9	0,5	1,0
10°	3,70	1,0	0,9	0,4	0,6	0,9	0,5	0,9
20°	3,35	1,2	1,1	0,8	0,6	1,0	0,6	0,9
30°	2,91	1,2	1,4	1,2	0,5	1,0	0,6	0,8
40°	2,47	1,3	1,6	1,6	0,6	0,9	0,6	0,9

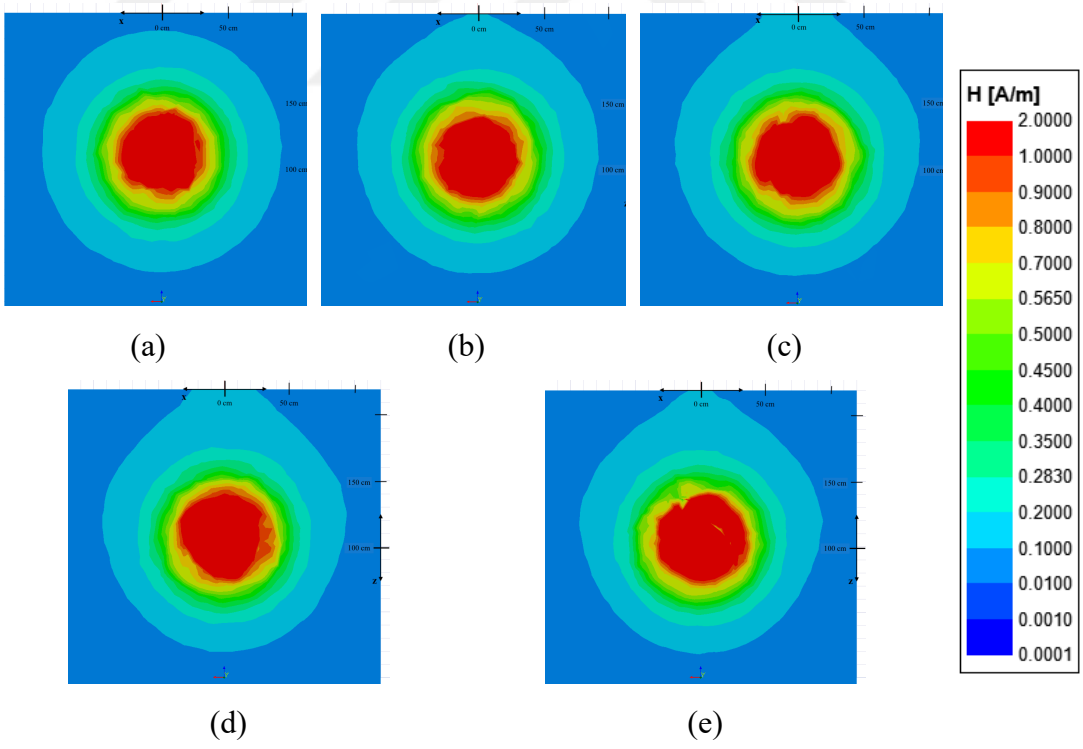
400mA/m'lik referans değere göre ±3 dB'lik değişim 283-565 mA/m aralığına denk gelmektedir. Şekil 4.20-22'de iki bobin arasındaki açının 0°, 10°, 20°, 30° ve 40° olması durumları için XY düzleminde (t_z=1600mm), XZ düzleminde (t_y=350mm) ve YZ düzleminde (t_x=0 mm) manyetik alan şiddeti dağılımları verilmiştir. Yeşil kabul edilebilir manyetik alan şiddeti olan bölgeleri, sarı ve kırmızı yüksek manyetik alan şiddeti olan bölgeleri, mavi ve tonları ise düşük manyetik alan şiddeti olan bölgeleri göstermektedir. İki bobin arasındaki açı arttıkça yeşil bölgelerin büyüdüğü gözlemlenmiştir.



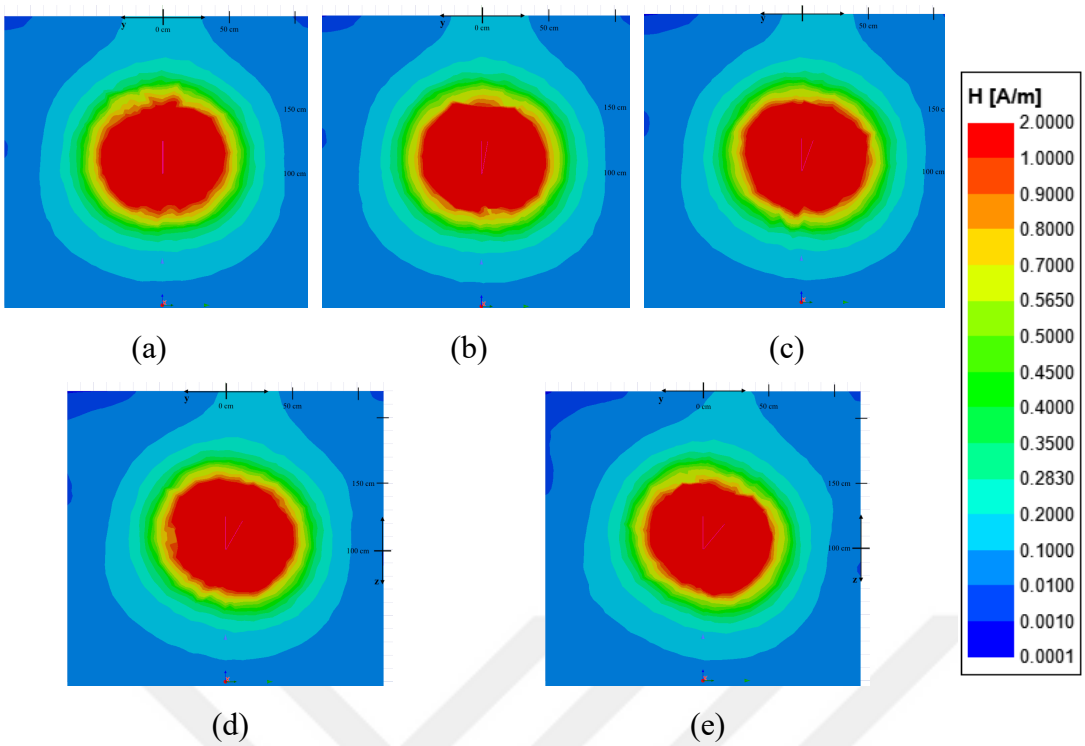
Şekil 4.19 : Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için olası tüm T bobini eğiklik durumlarında T bobininde indüklenen gerilim dalga şekilleri.



Şekil 4.20 : İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40°olması durumları için XY düzleminde (t_z=1600mm) manyetik alan şiddeti dağılımları.



Şekil 4.21 : İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için XZ düzleminde (t_y=350mm) manyetik alan şiddeti dağılımları.



(a) (b) (c)

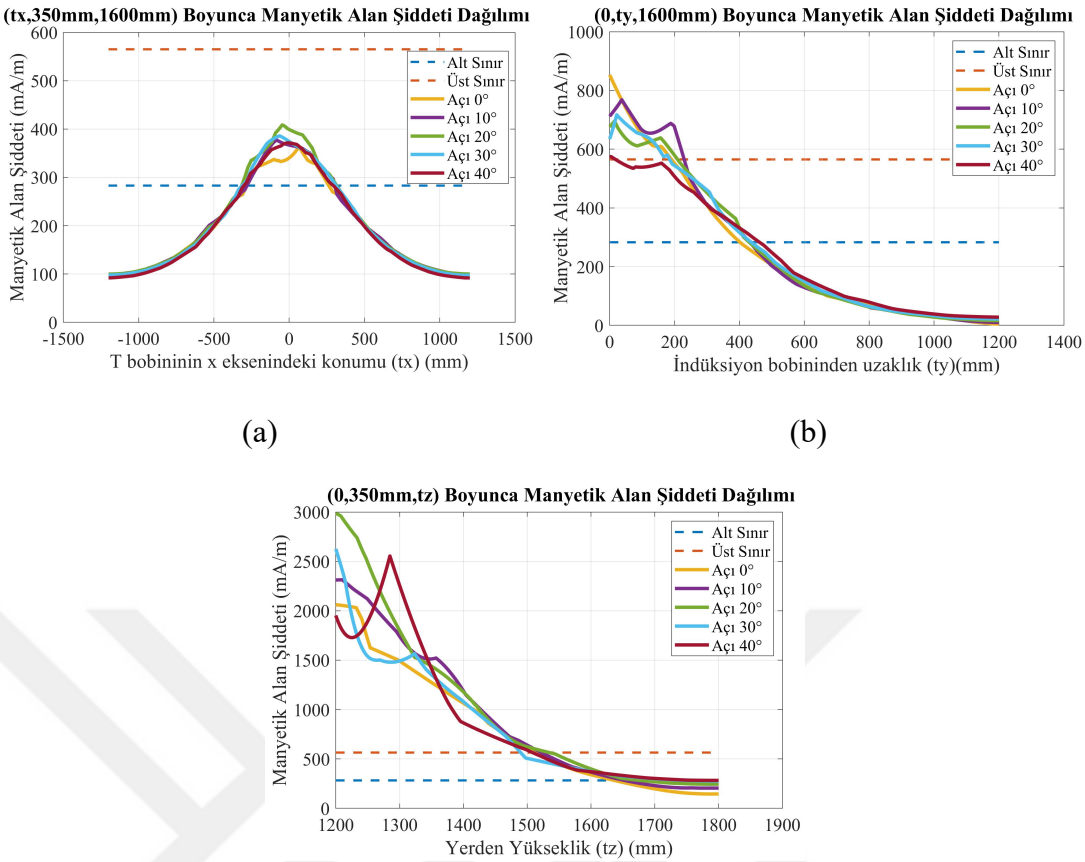
(d) (e)

Şekil 4.22 : İki bobin arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için YZ düzleminde (t_x=0 mm) manyetik alan şiddeti dağılımları.

Şekil 4.20-22'deki sonuçları daha ayrıntılı gözlemleyebilmek için indüksiyon döngü bobinleri arasındaki açının değişimine göre T bobininin (0,350mm,1600mm) konumundan t_x, t_y ve t_z boyunca manyetik alan değişimi Şekil 4.23'de gösterilmiştir. Şekil 4.23'deki sınırlara göre yeterli manyetik alan şiddeti sağlayan konum aralıkları Çizelge 4.5'de özetlenmiştir. Çizelge 4.5'de görüldüğü üzere iki bobin arasındaki açı 40° iken, (0,350mm,1600mm)'de T bobini bulunan bir kullanıcı t_x yönünde 594mm, t_y yönünde 460mm ve t_z yönünde 293mm doğrusal yer değişimi imkanıyla en geniş kullanım hacmine sahiptir.

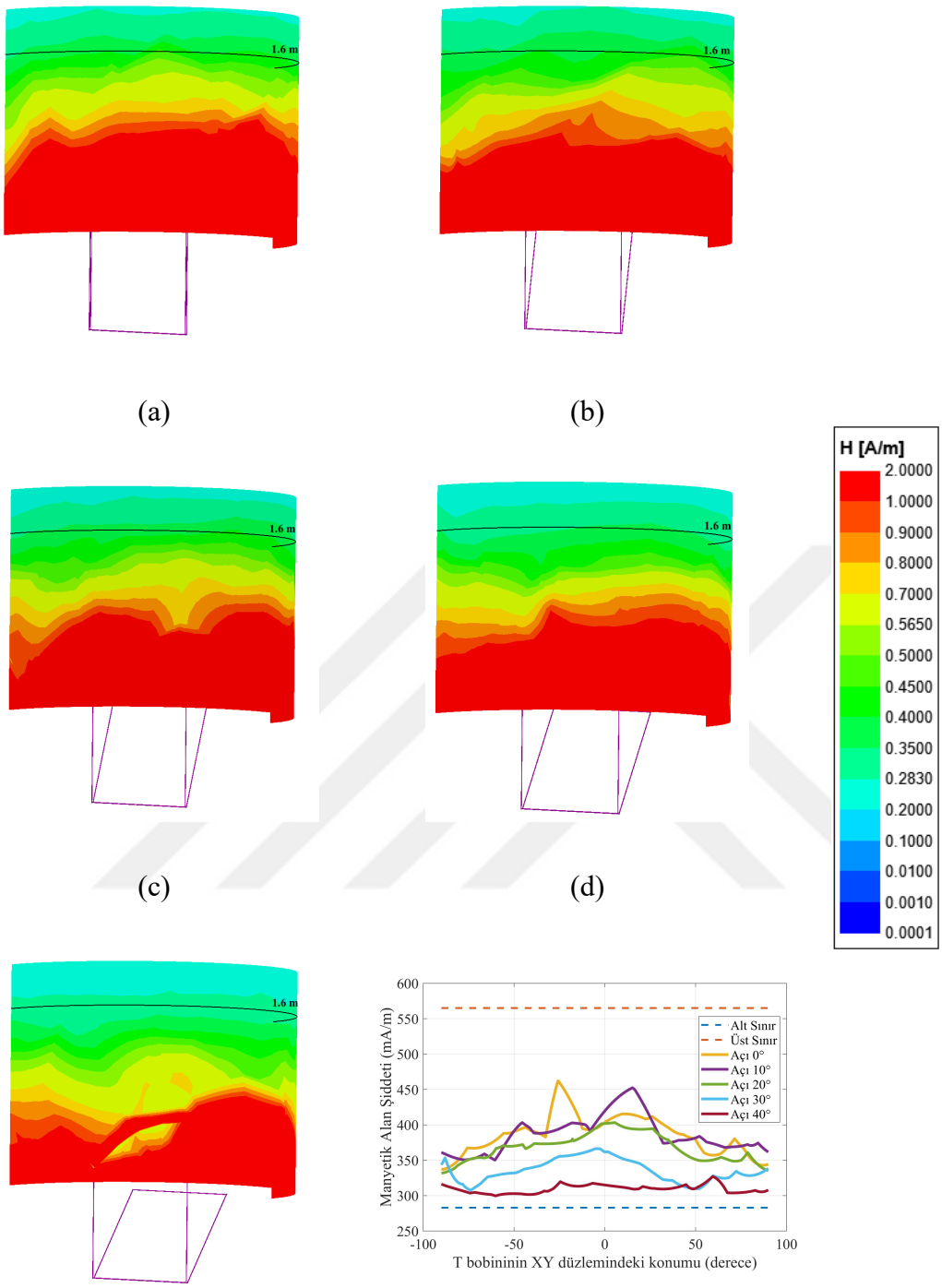
Çizelge 4.5 : Döngü bobinleri arasındaki her bir açı değeri için yeterli manyetik alan şiddetini sağlayan konum aralıkları.

Döngü bobinleri arasındaki açı	Yeterli manyetik alan şiddetini sağlayan konum aralıkları (mm)		
	t_x (t_y =0,35 m, t_z =1,6 m)	t_y (t_x=0, t_z =1,6 m)	t_z (t_x=0, t_y =0,35 m)
0°	(-280,+262)	(184,401)	(1510,1637)
10°	(-280,+305)	(229,432)	(1520,1652)
20°	(-315,+315)	(207,432)	(1534,1680)
30°	(-315,+315)	(185,432)	(1488,1800)
40°	(-301,+293)	(0,460)	(1507,1800)

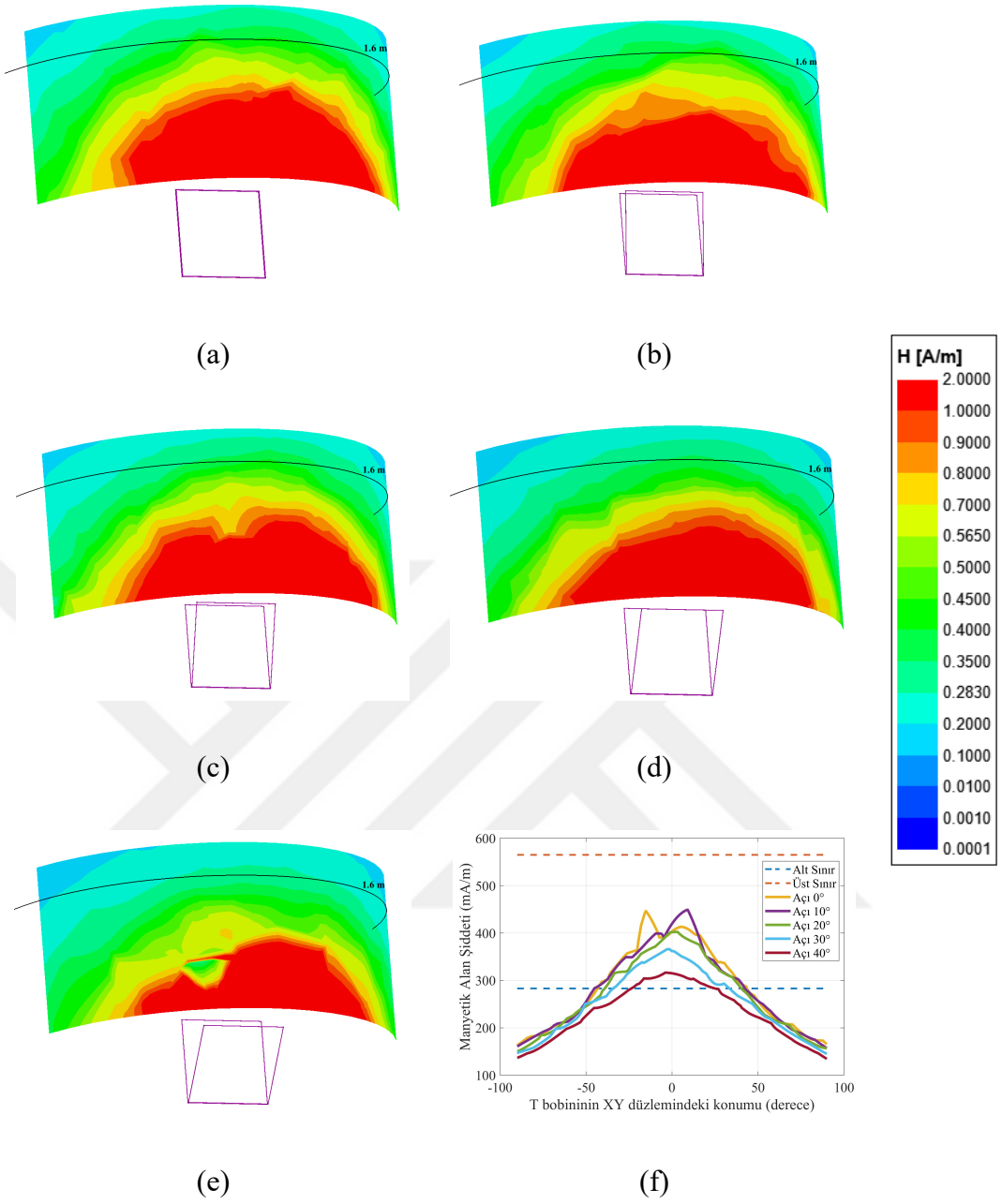


Şekil 4.23 : İndüksiyon döngü bobinleri arasındaki açının değişimine göre T bobininin (0,350mm,1600mm) konumundan a) t_x, b) t_y ve c) t_z boyunca manyetik alan değişimi.

Manyetik analiz sonuçlarını üç boyutlu inceleyebilmek adına merkezi (0m,0m,1,2m)'de, yarı çapı 350 mm ve yüksekliği 500 mm olan Şekil 4.24'deki gibi bir silindir yüzeyi ve 1,6 m yüksekliğinde bir yay çizilmiştir. Yay boyunca hareket eden bir işitme cihazı kullanıcısı için manyetik alan şiddeti değişimi Şekil 4.24 (f)'de görüldüğü üzere iki bobin arasındaki her açı değerinde gerekli sınır değerler arasındadır. Fakat Şekil 4.24 (a-d)'den görüldüğü üzere T bobini yaklaşık 1.4 m yüksekliğin aşağısında yüksek manyetik alan şiddetine maruz kalacaktır. Benzer şekilde daha geniş bir yüzeyi inceleyebilmek adına merkezi (0mm,-350mm,1200mm)'de, yarı çapı 600 mm ve yüksekliği 500 mm olan Şekil 4.25'deki gibi bir silindir yüzeyi ve 1.6 m yüksekliğinde bir yay çizilmiştir. Şekil 4.25 (f)'den görüldüğü üzere işitme cihazı kullanıcısının yay üzerinde kısıtlı bir hareket imkanı vardır. Fakat Şekil 4.25 (a-d)'den görüldüğü üzere daha kısa bir kullanıcının daha çok ilerleme şansı vardır.



Şekil 4.24 : Döngü bobinleri arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için merkezi (0,0,1.2m)'de, yarı çapı 350 mm ve yüksekliği 500 mm olan silindir yüzeyinde ve f) 1.6 m yüksekliğinde bir yaydaki manyetik alan şiddeti dağılımı.



Şekil 4.25 : Döngü bobinleri arasındaki açının a) 0°, b) 10°, c) 20°, d) 30° ve e) 40° olması durumları için merkezi (0mm,-350mm,1200mm)'de, yarı çapı 600 mm ve yüksekliği 500 mm olan silindir yüzeyinde ve f) 1.6 m yüksekliğinde bir yaydaki manyetik alan şiddeti dağılımı.

4.2.1 En iyi tasarımın deneysel gerçekleştirilmesi

Manyetik analiz sonuçlarını doğrulamak amacıyla Tasarım 395'te belirtilen boyutlarda iki indüksiyon bobini ve analizlerde kullanılan T bobini yapılmıştır. T bobini, 6 mm çapında 20 mm uzunluğunda FP40 materyalli ferrit çekirdek üzerine 5000 tur sarılarak yapılmıştır. 0,3 V, 1 kHz'de bobinlerin endüktans ve iç direnç değerleri ölçülmüştür ve Çizelge 4.6'da ölçülen değerler verilmiştir.

Çizelge 4.6 : Bobinlerin hesaplanan, ANSYS Maxwell 3D analiz sonucu ve 0,3 V, 1 kHz'de ölçülen endüktans ve iç direnç değerleri.

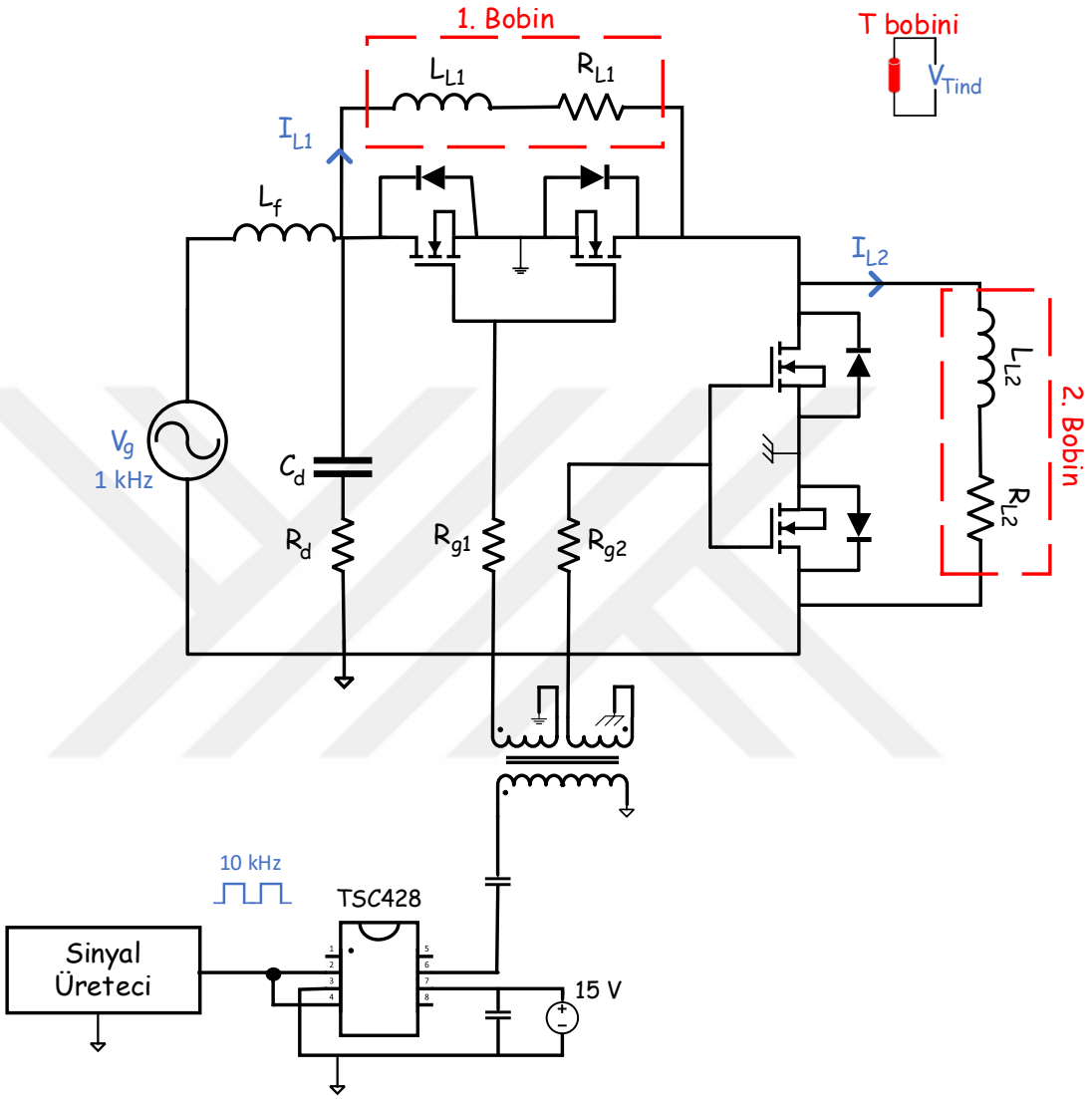
	Hesaplanan	ANSYS Maxwell 3D analiz sonucu			Ölçülen		
	Döngü Bobinleri	1. Döngü Bobini	2. Döngü Bobini	T bobini	1. Döngü Bobini	2. Döngü Bobini	T bobini
Endüktans	9,6 µH	9,52 µH	9,54 µH	555 mH	9,4 µH	9 µH	514,8 mH
Direnç	100 mΩ	-	-	-	70,8 mΩ	70,1 mΩ	1,2 kΩ

Şekil 4.26'da en iyi tasarımın gerçekleştirilmesi adına kurulan deney düzeneğinin şeması verilmiştir. AC PWM kıyıcı AC güç kaynağı vasıtasıyla 1 kHz'lik sinusoidal gerilimle beslenmiştir. MOSFET'ler sinyal üreteci ve TSC 428 entegresi vasıtasıyla 10 kHz'de anahtarlanmıştır. İzolasyonu sağlamak ve üretilen PWM sinyalin tersiyle diğer anahtar çiftini beslemek amacıyla darbe transformatörü kullanılmıştır. Devrede V_g giriş gerilimini, I_{L1} ve I_{L2} sırasıyla birinci ve ikinci döngü bobinlerinin akımlarını, R_{g1} ve R_{g2} kapı dirençlerini, L_f filtre endüktansı, R_d ve C_d sönümleme devre elemanlarını ve V_{Tind} T bobininde indüklenen gerilimi temsil etmektedir.

Şekil 4.27'de görüleceği üzere iki indüksiyon bobini, aralarında 30° olacak şekilde yerden 42 cm yüksekliğe konumlandırılmıştır. T bobini (0mm,180mm, 688,5mm) konumuna yerleştirilmiştir. Şekil 4.28'de deney sırasında elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. Şekil 4.28 a'da tek bobinin tepe değeri 1,6 A olan sinusoidal akımla beslenmesi durumundaki akım ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, Şekil 4.28 d'de ise iki bobinin tepe değeri 1.6 A olan sinusoidal kesikli akım dalga şekli ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli 500 µs/kare için verilmiştir. Şekil 4.28 e ve f'de iki bobinli sistemin dalga şekilleri sırasıyla 250 µs/kare ve 100 µs/kare için verilmiştir ve döngü akımlarının birbirini tamalayıcı iki kesikli sinusoidal dalga şekli olduğu görülmektedir.

Gerçekleme sonuçlarını karşılaştırabilmek amacıyla aynı koşullar ANSYS Maxwell 3D'de analiz edilmiştir. Çizelge 4.7'de ise deneysel olarak elde edilen sonuçlar, ANSYS Maxwell 3D'de elde edilen sonuçlar ile karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Çizelge 4.7'de görüldüğü üzere tek bobin sinusoidal akımla beslendiğinde analiz sonucunda elde edilen gerilim, deneysel olarak ölçülen indüklenen gerilime göre yaklaşık %10'luk bir hataya sahiptir. Bu durum manyetik analiz sonuçlarının doğruluğunun yüksek olduğunu göstermektedir. Fakat kesikli akımla sürülen iki

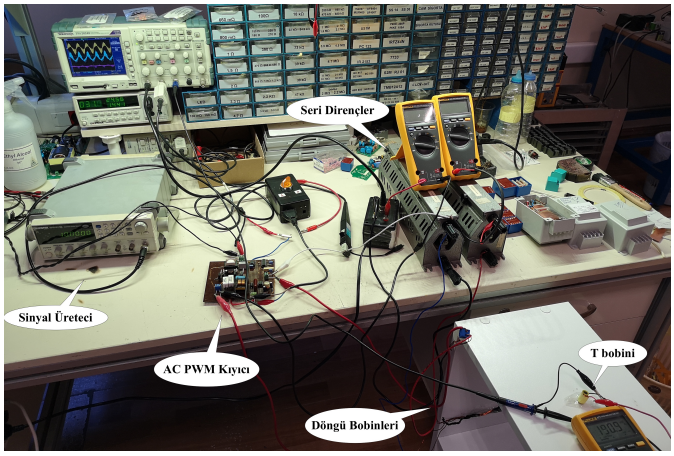
bobinli sistemde elde edilen sonuçlar birbirinden oldukça uzaktır. Bu durumun temel nedeni deneysel olarak ölçülen gerilim dalga şekline herhangi bir filtre uygulanmamış olmasıdır. İki bobinli sistemin işitme cihazı vasıtasıyla test edilmesi daha doğru sonuçlara ulaşmayı sağlayacaktır.



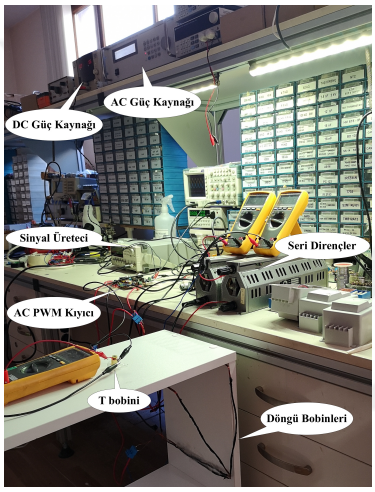
Şekil 4.26 : Deneyde kullanılan AC PWM kıyıcı devresinin şeması.

Çizelge 4.7 : Deneysel ve ANSYS Maxwell 3D analizi sonucu elde edilen indüklenen gerilim değerleri.

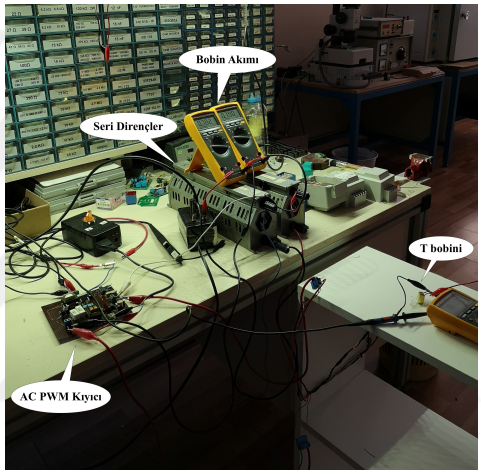
	ANSYS Maxwell 3D modelinde indüklenen gerilim (mV)		Ölçülen indüklenen gerilim (mV)	
	T bobini dik	T bobini yatay	T bobini dik	T bobini yatay
Tek Bobin	22,64	18,34	20,1	15,6
İki Bobin (30°)	164	368	186	130



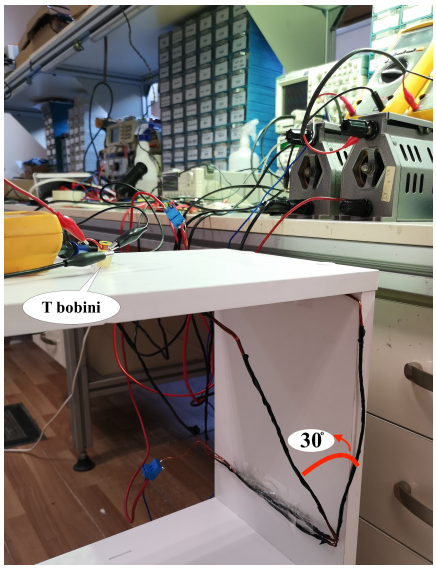
(a)



(b)



(c)

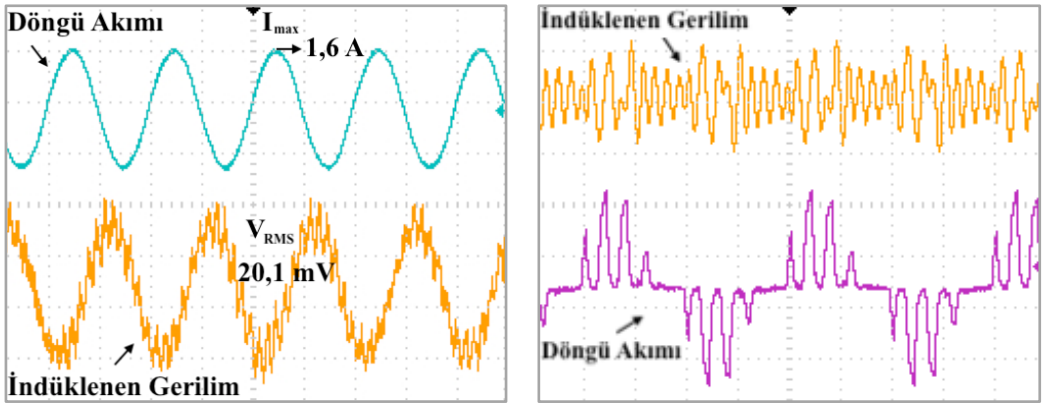


(d)



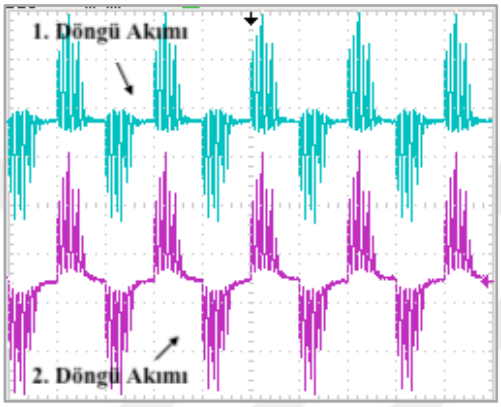
(e)

Şekil 4.27 : a, b, c) Deney düzeneğinin farklı açılardan görünümü, d, e) döngü bobinlerinin konumu.

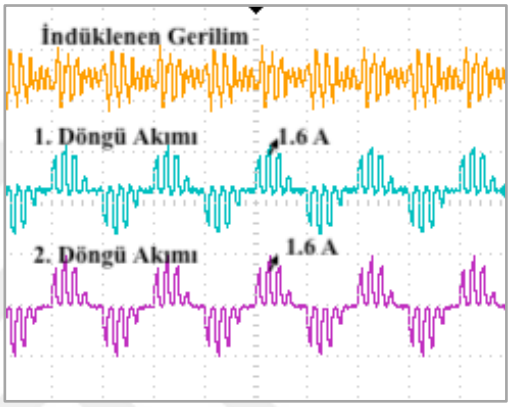


(a)

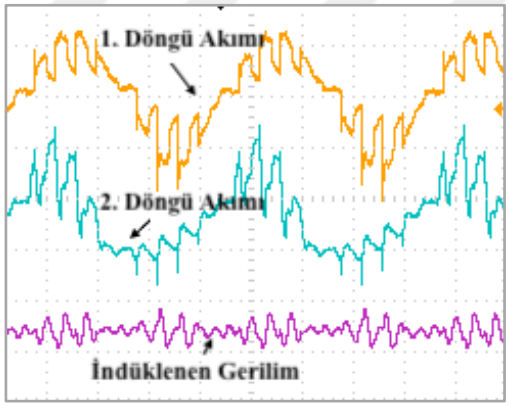
(b)



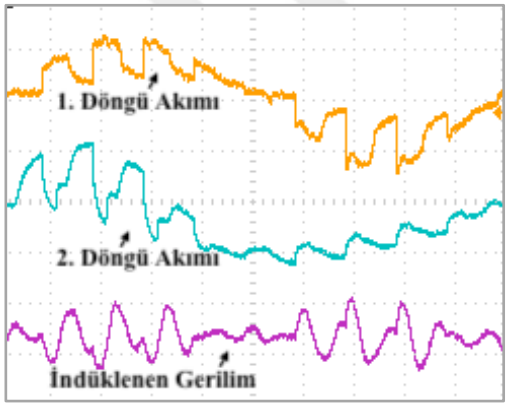
(c)



(d)



(e)



(f)

Şekil 4.28 : a) Tek bobinin tepe değeri 1,6 A olan sinusoidal akımla beslenmesi durumundaki akım ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, 500 µs/kare, 1,5 A/kare, 25 mV/kare b) Tek bobinin sürüldüğü kesikli akım ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, 250 µs/kare, 0,8A/kare, 200 mV/kare c, d ,e ve f) iki bobinin tepe değeri 1.6 A olan sinusoidal kesikli akım dalga şekli ve T bobininde indüklenen gerilim dalga şekli, (c) 500 µs/kare, 0,8 A/kare, d) 500 µs/kare, 400 mV/kare, e) 250 µs/kare ve f) 100 µs/kare 1,5 A/kare, 200 mV/kare) .

5. SONUÇ

Bu tez çalışmasında sağırlık ve işitme kaybının dünya çapında ne kadar yaygın olduğu ve işitme kaybı yaşayan insanların yaşam kalitesinin oldukça olumsuz etkilendiği belirtilmiştir. İşitmenin nasıl gerçekleştiği ve işitme kaybının nedenleri ayrıntılı olarak bahsedilmiştir. İşitme kaybına mühendislik yaklaşımıyla getirilmiş bir çözüm olan işitme cihazlarının çalışma prensibi, çeşitleri, avantajları, dezavantajları ve kullanım sıklığı anlatılmıştır. İşitme kaybının olumsuz etkilerinin çoğu işitme cihazları ile giderilmesine rağmen gürültü, mesafe ve yankılanma gibi çevresel faktörlerin baskın olduğu sınıf, sinema, tiyatro, havaalanı gibi ortamlarda işitme cihazlarının yetersiz kaldığı, bu nedenle işitmeye yardımcı sistemlere başvurulduğu belirtilmiştir.

Türkiye dahil bir çok ülkede kamusal alanların engelli kişilerin eşit erişilebilirliğine uyarlanmasını sağlayan yaptırımlar neticesiyle işitmeye yardımcı sistemlerden özellikle indüksiyon döngü sistemi çok yaygınlaşmıştır. Bu bağlamda indüksiyon döngü sisteminin çalışma prensibi, çeşitleri diğer işitmeye yardımcı sistemlerine göre üstünlükleri ve noksanlıkları ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Bu tez kapsamında indüksiyon döngü sisteminin T bobini yönelimine bağlı olarak T bobininde indüklenen gerilimin kayda değer azalması yani kullanıcıya iletilen ses sinyalinin azalması problemine karşı çözüm önerilmiştir. Çözüm önerisi gişe tipi indüksiyon döngü sistemi için yapılmıştır. Tek indüksiyon bobini yerine, biri dik diğeri belirli bir açıyla öne eğilmiş iki indüksiyon bobininin sırasıyla kesikli sünusoidal akımla sürülmesi önerilmiştir. Önerilen sistemin başarımı, geleneksel sistemle (sinusoidal akımla sürülen dik konumlandırılmış tek indüksiyon bobini) ve önerilen sistemdeki bobinlerin doğrudan sinusoidal akımla sürülmesi ANSYS Maxwell 3D'de T bobininin dik ve yatay olması durumuna göre test edilmiştir. Elde edilen sonuçlarda geleneksel sistemde T bobini dik konumundan yatay konuma geçtiğinde T bobininde indüklenen gerilimin çok azaldığı, doğrudan sürülen iki bobinli sistemde ise indüklenen gerilimin çok arttığı, önerlien sistemde ise neredeyse aynı gerilim

indüklendiği gözlemlenmiştir. Ayrıca hali hazırda ticari olarak kullanılan sistemlerden daha küçük boyutlu taşınabilir bir sistem tasarımı hedeflenmiştir. Bu doğrultuda;

- Dikdörtgen bir bobinin belirli bir noktada oluşturduğu manyetik alan şiddeti matematiksel olarak modellenmiştir.
- Endüktans değeri belirlenmiş bir bobini kesikli akımla sürebilmek için bobine seri bağlanacak minimum direnç değeri hesabı yapılmıştır.
- Kayıp güç, boyut ve manyetik alan şiddeti bakımından en uygun tasarımı bulmak amacıyla matematiksel modeller kullanılarak Matlab'de bir tasarım algoritması yazılmıştır.
- Algoritma kullanılarak T bobini konumunda manyetik alan şiddeti 350 mA/m ile 650 mA/m arasında olanlar, 5 kHz'de endüktif reaktansı seri direnç değerinden küçük olanlar ve seri direnç üzerindeki kaybı 50 W'ın altında olanlar için tasarım uzayı oluşturulmuştur ve tasarım uzayında 403 tasarım mevcuttur ve içerisinden düşük kayıplı bir tasarım seçilmiştir.
- Önerilen sistem parametrik olarak ANSYS Maxwell 3D'de modellenmiştir. Algoritmadan seçilen sonuç için iki bobin arasındaki açı 0-90 derece arasında 10'ar derecelik adımlarla değiştirilerek T bobini (0mm, 350mm, 1600mm) konumunda öne doğru 30°, 60° ve 90°, sola ve sağa 30° ve 60° eğik olma durumları analiz edilmiştir. Toplamda 80 adet olasılık analiz edilmiştir.

Yankılanma, mesafe ve gürültü gibi çevresel faktörlerin bulunduğu ortamlarda işitme cihazı kullanıcısının sesi net olarak duyabilmesi adına tasarlanan sistem için yapılan ayrıntılı analizler neticesinde şu önemli sonuçlara varılmıştır.

- İki döngü bobini arasındaki açı arttıkça özellikle T bobininin öne eğiklik durumlarında indüklenen gerilimde dalgalanmanın arttığı gözlemlenmiştir.
- İki bobin arasındaki bazı açı değerlerinde indüklenen gerilimin frekansının ses sinyali frekansı yerine anahtarlama frekansına eşit olduğu görülmüştür. Bu frekans değişiminin artan gerilim dalgalanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.
- Başarılı bir sinyal iletimi için iki bobin arasındaki açının maksimum 40°'ye kadar değiştirilebileceği sonucuna varılmıştır.

- T bobininin yönelimine bağlı olarak indüklenen gerilim açısından en homojen sonuç T bobinin dik konumuna göre indüklenen gerilimden %60-%120 arası değişimle 20° elde edilmiştir.
- İki bobin arasındaki açı 40° iken, (0,350mm,1600mm)'de T bobini bulunan bir kullanıcı t_x yönünde 594mm, t_y yönünde 460mm ve t_z yönünde 293mm doğrusal yer değişimi imkanıyla en geniş kullanım hacmine sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

Bu çalışma ile geleneksel gişe tipi indüksiyon döngü sistemi özgün bir yaklaşımla performans ve boyut açısından geliştirilmiştir.

.

KAYNAKLAR

[1] **Andersson, C., Campbell, D., Farquharson, A., Furner, S., Gill, J. ve Jackson, A.** (2006). Assistive technology for the hearing-impaired, deaf and deafblind, *Springer Science & Business Media*.

[2] **Url** *https://www.biyomediks.com/id note*, İşitme Döngü Sistemleri, erişim tarihi 24.10.2021.

[3] **Valente, M.** (2002). Hearing aids: standards, options, and limitations., *Thieme,* (vol. 2.), New York, USA.

[4] **Joseph, P. ve Barber, SO.** (1941). Method of and apparatus for the transmission of speech and other sounds*, US Patent* 2,252,641.

[5] **Rose, D.** (1984). The Hearing Aid, Its Operation and Development, *American Annals of the Deaf*, *129*(5).

[6] **Matkin, ND. ve Olsen, WO.** (1970). Response of hearing aids with induction loop amplification systems, *American annals of the deaf,* 73-80.

[7] **Calvert, DR., Reddell, RC., Donaldson, RJ. ve Pew, LG.** (1970). A comparison of auditory amplifiers for the deaf, *Exceptional children, 32*(4), 247-253.

[8] **Nábelek, AK. ve Donahue, AM.** (1986). Comparison of amplification systems in an auditorium, *The Journal of the Acoustical Society of America, 79*(6), 78-82.

[9] **Kaufmann, T., Sterkens, J. ve Woodgate, J.** (2015). Hearing loops, the preferred assistive listening technology, *Journal of the Audio Engineering Society, 63*(4), 298-302.

[10] **Philbrick, RL.** (1982). Audio induction loop systems for the hearing impaired*, Audio Engineering Society Convention 72. Audio Engineering Society*.

[11] **Letowski, T., Donahue, A. ve Nábelek, A.** (1986). Induction loop listening system designed for a classroom, *Journal of rehabilitation research and development, 23*(1), 63-69.

[12] **Matkin, ND. ve Olsen, WO.** (1970). Induction loop amplification systems: classroom performance, 239-244.

[13] **Noe, CM., Davidson, SA. ve Mishler, PJ.** (1997). The use of large group assistive listening devices with and without hearing aids in an adult classroom setting, *American Journal of Audiology, 6*(3), 48-63.

[14] **Odelius, J. ve Johansson, Ö.** (2010). Self-assessment of classroom assistive listening devices, *International journal of audiology, 49*(7), 508-517.

[15] **Alterovitz, G.** (2004). Electrical engineering and nontechnical design variables of multiple inductive loop systems for auditoriums, *Journal of deaf studies and deaf education, 9*(2), 202-209.

[16] **Snashall, SE. ve Drijver, R.** (1989). Amplification for the hearing impaired in auditoria, *SAGE Publications*, Sage UK, London, England.

[17] **Eggenschwiler, K.** (2005). Lecture Halls-Room Acoustics and Sound Reinforcement, *Forum Acusticum*, p. 2059-2064.

[18] **Eikelenboom, M., Wattel, R. ve de Vet, M.** (2019). Listening with Your Eyes: An Accessible Museum for Deaf and Hard-of-Hearing Visitors, *International Journal of the Inclusive Museum*, *12*(3).

[19] **Bettger, GR. ve Pearson, TJ.** (1989). Accommodating deaf and hard-of-hearing persons on public transportation systems in Massachusetts, *Transportation research record*.

[20] **Sorri, M., Piiparinen, P., Huttunen, K., Haho, M., Tobey, E. ve Thibodeau, L.** (2003). Hearing aid users benefit from induction loop when using digital cellular phones, *Ear and hearing*, *24*(2).

[21] **Economidou, E., Hengeveld, B., Kubesch, M., Krischkowsky, A., Murer, M. ve Tscheligi, M.** (2021). Audio-Frequency Induction Loops (AFILs) as a Design Materialfor Architectural Interactivity: An Illustrated Guide. *Designing Interactive Systems Conference 2021*, p. 1201-1214.

[22] **Prucevs, A., Semenjako, J. ve Solovjova, T**. (2016). New shape induction loop for small and medium-size rooms*, 2016 24th Telecommunications Forum (TELFOR). IEEE,* p. 1-4.

[23] **Gelfand, SA.** (2017). Essentials of audiology, *Thieme*.

[24] **Ballantyne, D.** (1990). Handbook of audiological techniques.

[25] **Reece, JB., Urry, LA., Cain, ML., Wasserman, SA., Minorsky, PV. ve Jackson, RB.** (2014). Campbell biology, *Pearson Boston*.

[26] **Biga LM, Dawson S, Harwell A, Hopkins R, Kaufmann J, LeMaster M, et al.** (2020). Anatomy & physiology, *OpenStax & Oregon State University*.

[27] **Atcherson, SR., Franklin, CA. ve Smith-Olinde, L.** (2015). Hearing assistive and access technology, *Plural Publishing*.

[28] **Lurquin, P. ve Rafhay, S.** (1996). Intelligibility in noise using multimicrophone hearing aids, *Acta otorhinolaryngologica belgica*, *50*(2), 103-109.

[29] **Valente, M., Fabry, D. ve Potts, LG.** (1995). Recognition of speech in noise with hearing aids using dual microphones, *Journal of the American Academy of Audiology*, *6*(6).

[30] **Bentler, R. ve Mueller, H.** (2011). Hearing aid features: The continuing search for patient benefit, *AudiologyOnline*.

[31] **Wu, YH. ve Bentler, RA.** (2010). Impact of visual cues on directional benefit and preference: Part I Laboratory tests, *Ear and hearing*, *31*(1), 22-34.

[32] **O'Brien, A., Yeend, I., Hartley, L., Keidser, G. ve Nyffeler, M.** (2010). Evaluation of frequency compression and high-frequency directionality, *The Hearing Journal*, *63*(8), 32-40.

[33] **Beck, D.** (2013). Super directional hearing aids, noise reduction, and APD, *Interview with Harvey Dillon*.

[34] **Hoffman, M., Trine, T., Buckley, K. ve Van, Tasell, D.** (1994). Robust adaptive microphone array processing for hearing aids: Realistic speech enhancement, *The Journal of the Acoustical Society of America*, *96*(2), 759-770.

[35] **Kim, JS. ve Kim, CH.** (2014). A review of assistive listening device and digital wireless technology for hearing instruments, *Korean Journal of Audiology*, *18*(3), 105.

[36] **Tye-Murray, N.** (2019). Foundations of aural rehabilitation: Children, adults, and their family members, *Plural Publishing*.

[37] **Url** *https://www.phonak.com/content/phonak/no/no/support/product-support/-accessories/further-accessories-fm-systems/_jcr_content/par/-downloads_9/productdownloadspar/download_5/file.res/Dynamic-FM-For-Schools.pdf*, The new FM standard for schools, erişim: 18.08.2021.

[38] **Standart** (2011). B. Code of practice for audio frequency induction loop systems (AFILS).

[39] **Url** *https://www.ampetronic.com/info-centre/learning-zone/designing-hearing-loops/loop-layouts/*, Erisim: 18.08.2021.

[40] **Chadha, S., Moussy, F. ve Friede, MH**. (2014). Understanding history, philanthropy and the role of WHO in provision of assistive technologies for hearing loss, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, *9*(5), 365-370.

[41] **Url** *https://www.hearingloop.co.uk/blog/portable-hearing-loops/,* Portable Hearing Loops, Erisim: 18.08.2021.

[42] **Url** *https://www.efhoh.org/accessibility/hearing-loops/Hearing Loops*, Erisim: 18.08.2021.

[43] **IEC 60118-4** (2015). Electroacoustics - Hearing aids - Part 4: Induction-loop systems for hearing aid purposes - System performance requirements.

[44] **Sadiku, MN., et al.** (2001). Elements of electromagnetics. *Oxford university press, vol. 428*, New York.

[45] **Woodgate, JM.** Introduction to current-drive audio amplifiers for audio-frequency induction-loop (’hearing loop’) systems (Rev. 1).

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad **:** Meltem LORDOĞLU

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** **:** 2017, Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya Metalurji Fakültesi, Biyomühendislik Bölümü
- **Lisans** **:** 2017, Yıldız Teknik Üniversitesi, Elektrik Elektronik Fakültesi, Elektrik Mühendisliği Bölümü
- **Yüksek lisans** **:** 2021, İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektrik Mühendisliği Programı

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2019 yılından beri İstanbul Teknik Üniversitesi'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışıyor.

DİĞER YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

[1] M. Lordoğlu, U. Polat, K. Örüklü and D. Yildirim, "Half-Bridge LLC Resonant Converter Design for High Voltage Battery to Low Voltage Battery Conversion in Electric Vehicles," *2021 13th International Conference on Electrical and Electronics Engineering (ELECO)*, 2021, pp. 565-569, doi: 10.23919/ELECO54474.2021.9677760.