

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ MİHENDİSLİK FAKÜLTESİ

Orta Kulaktaki Ses İletimi ve
Yeni Bir Orta Kulak Modeli

Halit Pastacı

Doktora Tezi

41
YILDIZ ONİVERSİTESİ MÖHENDİSLİK FAKÖLTESİ

ORTA KULAKTAKİ SES İLETİMİ
VE
YENİ BİR ORTA KULAK MODELİ

(DOKTORA TEZİ)

Elektronik.Yük.Müh.Halit PASTACI

Tezin Dekanlığa verildiğı Tarih : 18 Ekim 1979

Tezin Savunulduğı Tarih : 21 Ocak 1980

Doktorayı Yöneten Öğretim Üyesi : Prof.Dr. Sedat KATIRCIOĞLU

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Bedi İLGİM

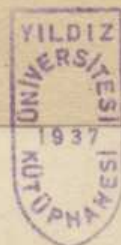
: Prof.Dr. Çelik AKTAŞ

YILDIZ ONİVERSİTESİ MATBAASI

1983

YILDIZ ÜNİVERSİTESİ
GENEL KİTAPLIĞI

Kot : R 152
Alındığı Yer : Fen Bil. Ens. 41
Tarih : 13.4.1937
Fatura :
Fiatı : 1000 L.
Ayniyat No : 1/1
Kayıt No : 44783
UDC : 612.35
Ek : 373.242



İSTANBUL DEVLET MÜHENDİSLİK VE MİMARLIK AKADEMİSİ
ELEKTRİK FAKÜLTESİ

YILDIZ ÜNİVERSİTESİ

D.B. No 42611

ORTA KULAKTAKI SES İLETİMİ
VE
YENİ BİR ORTA KULAK MODELİ

Yük.Müh.
Halit PASTACI

Doktorayı Yöneten: Prof.Dr.Sedat KATIRCIOĞLU
Üye: Prof. Bedi İLGİM
Üye: Prof. Çelik AKTAŞ

DOKTORA TEZİ

İstanbul - 1979

İÇİNDEKİLER

	<u>SAYFA</u>
TÜRKÇE ÖZET	I
İNGİLİZCE ÖZET	III
KULLANILAN SEMBOLLER	V
1. KONUNUN TANITILMASI	1
2. İŞİTME OLAYI ANALİZİNİN TARİHİ GELİŞİMİ	7
3. DIŞ VE ORTA KULAĞIN FONKSİYONEL YAPISI	10
3.1. Giriş	10
3.2. Dış Kulak	12
3.3. Orta Kulak	15
3.3.1. Giriş	15
3.3.2. Orta Kulaktaki Ses İletimi	15
3.3.3. Orta Kulaktaki Basınç Dönüşümü	16
3.3.4. Orta Kulaktaki Empedans Dönüşümü	22
3.3.5. Orta Kulagın Transfer Fonksiyonu	26
3.3.6. Orta Kulagın Elektriksel Analogu	33
3.3.7. Orta Kulaktaki Geri Besleme Sistemi	40
3.3.8. Kulak Zarının Fonksiyonu ve Orta Kulagın Olmaması	44
4. YENİ BİR ORTA KULAK MODELİ	48
4.1. Giriş	48
4.2. Kulak Zarına Gelen Ses Dalgaları	51
4.3. Yeni Orta Kulak Modelinin Ses Dalgalarına Karşı Davranışı	54
4.3.1. Giriş	54
4.3.2. Suni Kulak Zarının Ses İletimi	55
4.3.3. Koni Yanal Yüzeyindeki Yansıma	60

	<u>SAYFA</u>
4.4. Modelin Gerçek Boyutları ve Basınç Dönüşümü	64
4.5. Modelin Gerçekleştirilmesi	67
4.6. Kesik Koni Modeline Benzerlik Kanunlarının Uygulanması	69
4.7. Basınç Dönüşümünün Ölçülmesi ve Deney Sonuçları	75
5. ÇALIŞMANIN TARTIŞILMASI	85
EK- III. ULUSAL BİYOMÜHENDİSLİK KONGRESİNE SUNULMUŞ OLAN "ORTA KULAK EŞDEĞER MODELİNİN ARAŞTIRILMASI" KONULU TEBLİĞİN ÖZETİ	96
KAYNAK YAYINLAR	99
Ö Z G E Ç M İ Ş	106

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın hazırlanması ve ortaya çıkmasında kıymetli zamanlarını ayırıp, değerli görüşler ileri sürerek büyük bir ilgi ile beni destekleyen, İ.Ü.Tıp Fakültesi K.B.B. Kürsüsü Öğretim Üyesi Sayın Hocam Prof.Dr.Sedat KATIRCIOĞLU'na en içten teşekkürlerimi sunarım.

Boyut analizi, benzerlik kanunları ve model teorisi hakkında yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof.Dr.Kâzım ÇEÇEN ile İstanbul Teknik Üniversitesi, İnşaat Fakültesi Hidrolik ve Su Kuvvetleri Kürsüsü elemanlarına gösterdikleri yardımdan dolayı teşekkür ederim.

Fakültemizde doktora yapabilme imkânlarını sağlayan ve çağımızda çok önem verilen bilim dallarından olan, tıp mühendisliği ile ilgili bir konu üzerinde doktora yapabilmem için büyük çaba gösteren kürsü başkanım Sayın Prof.Çelik AKTAŞ ile çalışmalarım süresince gösterdiği yakın ilgi ve destekle bana güç veren Fakültemizin Dekanı Sayın Prof.Kenan SÜER'e teşekkürü bir borç bilirim.

Halit PASTACI

Ekim - 1979, İstanbul

Ö Z E T

İşitme sistemi genel olarak dört bölüme ayrılabilir.

Bunlar;

1. Hava titreşimlerinin söz konusu olduğu ve koruyucu bir görev yapan dış kulak,
2. Mekanik titreşimlerin söz konusu olduğu ve basınç amplifikasyonu yaparak empedans dengesi sağlayan orta kulak,
3. Hidrodinamik ve elektrokimyasal olayların analog dönüşümlerinin söz konusu olduğu iç kulak,
4. Analog-dijital ve dijital-analog dönüşümler ile iki yönlü haberleşmenin söz konusu olduğu işitme siniri ve beyindeki işitme merkezleri şeklindedir.

Görüldüğü gibi, işitme sistemi çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Bilhassa oval pencere ile beyindeki işitme merkezi arasındaki olaylar gelecekteki birçok araştırmaya ışık tutacak güçte olup, henüz bilinmeyen birçok yönleri vardır. Hacımsel boyutların çok küçük olması, biyolojik yapının çok hassas olması ve cereyan eden olayların çok çeşitli olması, mev-

cut teknoloji ile bu bölgeye herhangi bir müdahale yapmayı imkânsız kılar. Gündümüzde yalnız dış ve orta kulaktaki rahatsızlıklar, çeşitli tıbbi müdahalelerle kısmen giderilmiş olmasına rağmen, özellikle orta kulağın tüm fonksiyonlarını yapabilecek herhangi bir sistem geliştirilememiştir.

Bu tezin ilk bölümlerinde birçok bilim dalının söz konusu olduğu orta kulak, mühendislik açısından incelenmiştir. İlk olarak orta kulağı ideal bir manivela gibi kabul ederek kulak zarı ile oval pencere arasındaki basınç dönüşümü hesaplanmıştır. Bundan sonra orta kulağın transfer fonksiyonu ve matematiksel ifadesi çıkartılmıştır. Daha sonra orta kulağın elektriksel analog devresi çıkartılarak bunun üzerinde irdelene yapılmıştır. Nihayet kulak zarı ve orta kulağın olmaması durumunda ne gibi işitme bozuklukları olabileceği incelenmiştir.

Tezin diğer bölümünde ise herhangi bir nedenle orta kulağı görev yapamaz hale gelen sağırların işitmelerini sağlamak gayesi ile yeni bir orta kulak modeli üzerinde durulmuştur. İlk önce yeni orta kulak modeli olan kesik koninin ses dalgalarına karşı davranışı incelenmiş ve orta kulağa yerleştirilecek modelin malzeme ve gerçek boyutlarının ne olabileceği araştırılmıştır. Daha sonra benzerlik kanunları ve model teorisinden yararlanarak, daha büyük boyutlu yeni bir model geliştirilmiştir. Nihayet bu modelin basınç dönüşümü ölçülerek transfer eğrileri çizilmiştir.

Tezin son bölümünde ise daha önce yapılmış olan model ve uygulamalarla, kesik koni modeli karşılaştırılıp tezin tartışılması yapılmıştır.

S U M M A R Y

Hearing system, in general can be considered in four parts;

1. Outer ear; protecting the system and transferin air vibrations to middle ear,
2. Middle ear; transferring mechanical vibrations and matching impedance by amplifying pressure,
3. Inner ear; converting hidrodynamic events into electrochemical events in analog form,
4. The auditory nerves and brain hearing centre; converting analog signals to digital signals and vice-versa.

As can be seen from above, hearing system has a very complex structure. Actions that take place between the oval window and hearing centre have still many unknown aspects, which can be investigated. It is impossible to interfere with hearing elements since the volumes are very small, biological structure is too sensitive and the parameters are too many. Although the illnesses in the outer and middle ear can be

healed by medical treatment nowadays, a system that will perform all the functions of the middle ear has not been developed.

In the first sections of this work, the middle ear has been studied from engineering point of view. Firstly the middle ear is assumed to be a ideal lever, the pressure transfer between the ear drum an oval window is calculated. Then, the transfer function and mathematical model of middle ear is developed. The electrical analog circuit of the middle ear is drawn and commented on. Finally, false hearing that can be caused by the absence of the middle ear and ear drum is investigated.

For the purpose of curing the deafness caused by the malfunction of the middle ear, a new physical model to replace the middle ear is studied in the other section of this work. At first, the effect of sound waves on the new model which is in the shape of a sliced cone. The actual size and the material to be used to manufacture the model is studied. A larger version of the model is built for experimental purposes and measurements are taken, giving the transfer curves.

In the final section, the comparison of former models and methods with sliced cone model is given and discussed comperably.

KULLANILAN SEMBOLLER

$P(x,t)$	Basınç fonksiyonu
P_k	Kulak zarındaki basınç
P_o	Oval penceredeki basınç
P_{gl}	Herhangi bir düzleme doğru gelen basınç
P_y	Herhangi bir düzlemden yansıyan basınç
$P_{gç}$	Bir ortamdan diğer bir ortama geçen basınç
x,y,z	Koordinat eksenleri
t	Zaman
w	Açısal frekans
f	Frekans
l,h,d	Uzunluk veya kalınlık
Z	Özgül akustik empedans
I	Akustik şiddet
gl	Gelen büyüklüğün indisi
y	Yansıyan Büyüklüğün indisi
$gç$	Geçen büyüklüğün indisi
v	Partiküllerin yer değiştirme hızı
x	Partiküllerin yer değiştirme miktarı
s	Sıkışma
ρ	Ortamın özgül ağırlığı
$F(jw)$	Transfer fonksiyonu
r	Amortisman sabiti
L	Self
C	Kapasite

R	Direnç
k	Dalga boyu sabiti
A ₁	I. Ortamdaki gelen basıncın genliği
B ₁	II. Ortamda yansıyan basınç genliği
A ₂	II. Ortama geçen basıncın genliği
B ₂	II. Ortamda yansıyan basıncın genliği
A ₃	III. Ortama geçen basıncın genliği
$\alpha_{g\zeta}$	Akustik şiddet geçiş katsayısı
α_y	Akustik şiddet yansıma katsayısı
$\theta, \emptyset$	Açı
D	Çap
m	Modelin indisi
p	Prototipin indisi
K _p	Basınç kazancının genliği

BİRİNCİ BÖLÜM

I- KONUNUN TANITILMASI

İhtiyaçlarını daha kolay bir şekilde karşılamaya çalışan insan, bir yandan uzayın sonsuz derinliklerindeki nitelik ve nicelik bakımından büyük olan olayları merak edip araştırırken, diğer yandan da çok küçük hacimdeki olayları da aynı merakla, görmek, bilmek ve anlamak istemektedir. İşte bu merak sonucunda bilhassa çağımızda bütün bilim dallarında büyük gelişmeler olmuştur. Bilim dallarının birbirine etki ve faydaları da çok büyüktür. 1955 yıllarından sonra kulak ameliyatlarında mikroskobun kullanılması ile ameliyat tekniğinde büyük ilerlemeler olduğu gibi kulağın birçok özelliklerinin daha iyi anlaşılması mümkün olmuştur. Uzay araştırmalarında hacim küçültme ihtiyacının sonucu olarak 1960'lerden itibaren elektronikte büyük ilerlemeler kaydedilmiş ve entegre devre teknolojisi ortaya çıkmıştır. Böylece, bütün bilim dallarında büyük bir ihtisaslaşma başlamıştır. Bu ihtisaslaşma sonucunda bilim dalları arasında ortak çalışmaların yapılması ihtiyacı doğmuştur.

Birçok araştırma konusu birden fazla bilim dalını ilgilendirdiğinden, bu gibi konuların incelenmesi farklı ihtisastaki kişilerin ortak çalışmasını gerektirir. Son zamanlarda mühendislerle tıp doktorlarının ortak çalışması ile tıp

mühendisliği veya mühendislerle biyolojistlerin ortak çalışması ile biyomühendislik bilim dalları ortaya çıkmıştır. Tıp mühendisliği ve biyomühendislik kapsamı çok geniş olduğundan bunlar da kendi aralarında birçok ihtisas kollarına ayrılmıştır.

Bu ihtisas kollarından biri olan kulak veya işitme sistemi Türkiye dışındaki birçok ülkede birçok mühendis ve tıp doktoru tarafından çok eskiden beri ortaklaşa incelenip araştırılmaktadır. Literatürden edindiğim izlenimlere göre kulak ve diğer biyotıp konuları üzerinde daha çok elektronik mühendisleri araştırma yapmaktalar. Türkiye'de ise ancak son yıllarda mühendislerin bu gibi ortak çalışmalara başladıkları görülmektedir. Bu araştırmaya başlarken, bilime ufak bir katkıda bulunmak ve Türkiye'de de böyle ortak çalışmaların yapılabileceğini göstermek, esas gayem olduğunu belirtmek isterim.

Bilindiği gibi kulak hacim olarak çok küçük bir yapıya sahip olmasına rağmen anatomik yapısı ve fonksiyonları çok karmaşıktır. Eğer bir mühendis kulağın fonksiyonlarını incelemek istiyorsa bu küçük hacimde oluşan olayları şu bölümlere ayırması gerekir. Bunlar;

1. Akustik empedans dengeleyicisi
2. Genlik ve frekans bakımından geniş sınırlı bir mekanik analizörü,
3. Kazancı değişken bir basınç amplifikatörü,
4. Mekanik enerjiyi elektrik enerjisine çeviren bir mekanik-elektrik dönüştürücü,

5. Elektriksel analog bir işareti dijital bir işarete çeviren analog-dijital dönüştürücü,
6. Hassas hidrolik denge sağlayan bir sistem,
7. Kulakla-beyin ve beyinle-kulak arasında iki yönlü bir haberleşme sistemidir. Bütün bu olayların küçük bir hacimde oluşması mevcut mühendislik bilimlerine göre fevkalade bir olay olarak değerlendirmek yerinde olur.

Bu kadar çeşitli ve karmaşık olayların cereyan ettiği işitme sisteminde, eskiden beri geniş araştırmalar yapılmıştır. Buna rağmen, işitme sisteminin çalışmasını tam ve doğru olarak açıklamak zor olduğu gibi, detaylar hakkında da belirsizlikler vardır.

Dış dünyaya açılan bir ses penceresi olan kulak, işitmemizi sağladığı sürece kıymetini tam olarak anlayamayız. Kulaklağın değeri, fonksiyonlarından birini veya birkaçını yapamadığı zaman daha iyi anlaşılır. İşitme sağırılığı bugünkü dünyada çok rastlanan bir fizyolojik bozukluktur. 82 dB ve daha aşiddetli sesleri duyamayan biri tıbbi yönden tam sağır sayılmaktadır. Tam sağır insanların dışında, çeşitli derecelerdeki ses frekanslarına karşı işitme eksiklikleri olanların sayısı büyük bir yekün tutmaktadır. İşitme kusurlarının bir kısmı, tıbbi müdahalelerle giderilebildiği halde, kulaklağın esas ve önemli kısımlarına bugün için herhangi bir tıbbi müdahale yapılamamaktadır(55).

İşitme kusurları dış ve orta kulakta oluşan "iletim tipi işitme kusurları" ile iç kulak ve beyinde oluşan "hissi ve sinirsel tipi işitme hususları" diye iki kısma ayrılabilir. Günümüzde dış ve orta kulaktaki kusurlara tıbbi müdahale yapılabilirdiği halde, iç kulak, işitme sınırı ve beyindeki kusurlara karşı herhangi bir tıbbi müdahale yapılamamaktadır.

Çağımızda iletim tipi işitme sağırılıklarının giderilmesi ile ilgili bir hayli önemli çalışmalar yapılmaktadır. İletim tipi sağırılıklardan önemlisi olan ve mühendislik bilgilerine ihtiyaç duyulan orta kulaktaki işitme kusurlardır. Orta kulaktaki işitme kusurları genel olarak üç çeşit orta kulak hastalığından ileri gelmektedir. Bunlardan biri ve çok rastlanılanı kulak zarının delinmesi veya herabolmasıdır. Kulak zarının delinmesi çeşitli nedenlerle olabildiği gibi tedavisi mümkündür. Kulak zarı ameliyatı tıp dünyasında "timpanoplasti" diye isimlendirilir. Bu ameliyatta delinmiş kulak zarı ve etrafı iyice temizlenir. Bundan sonra kulak civarında ve derinin hemen altındaki bir bölgeden alınan bir et parçasığı iki cam parçası arasında sıkıştırılır. Nihayet incelmış ve yassılaştırmış bu et parçasığı kulak zarının bulunduğu yere yerleştirilmek suretiyle ameliyat yapılır. Zamanla bu et parçasığı kulak zarı şeklini alarak aynı fonksiyonları görür.

İletim tipi ses kaybı oluşturan diğer bir orta kulak hastalığı ise stapes diye isimlendirilen ve orta kulak kemikciklerinin üçüncü kemikciği olan özengi kemikçığının, oval pencereye değen ayağının etrafındaki kemik duvarla kaynaşmasından ileri gelmektedir. Bu durumda stapes sabitleştigi için kulak zarındaki ses titreşimleri iç kulağa ulaşamayıp ikinci tip bir sağırılık oluşmaktadır. Bu tip sağırılıkların da tedavisi "stapedektomi" diye isimlendirilen bir ameliyat yöntemi ile yapılmaktadır. Operasyon mikroskobunun yardımı ile yapılan bu ameliyatta kemikleşmiş olan stapes kemigi dikkatli bir şekilde çıkartılır. Bundan sonra stapesin fonksiyonunu görmek üzere ikinci kemikcik olan incus (örs) kemigi ile oval pencere arasına, ya bir plastik parça, ya da bir tel parça konularak hastanın işitmesi sağlanır.

Üçüncü tip iletim tipi kayıp oluşturan orta kulak hastalığı ise çeşitli nedenlerle orta kulak kemikciklerinin tümünün işe yaramaz hale geldiğinde ortaya çıkar. Bu tip hasta-

larda çok büyük işitme kaybı oluşmaktadır. Günümüzde bu tip sağırılar, diğer hafif işiten sağırılar gibi elektronik yardımcı işitme aygıtlarından yararlanırlar. Bu tip aygıtlar prensip olarak, ses enerjisini elektrik enerjisine çevirip bunu kuvvetlendirdikten sonra tekrar ses enerjisine dönüştürerek sağırılarda duymaları sağlanır. İyi bir elektronik işitme aygıtı ses seviyesini 60 dB veya daha fazla kuvvetlendirebilir. Bu tip elektronik işitme aygıtları çok kullanılmasına rağmen birçok faydaları olduğu gibi, bazı mahzurları da vardır. Böyle bir düzen aktif bir sistemden meydana geldiği için dış ortamla ilişkisi olması gerekir. Yani sistemin çalışmasını sağlayan bir enerji kaynağının (pil veya akü) sık sık değiştirilmesi gerekir. Bu cihazı kullananların banyo yapma ve denize girmelerinde birçok sakıncalar söz konusudur. Üçüncü tip sağırılar genellikle elektronik işitme aygıtlarından yararlanmaları dışında çeşitli tıbbi müdahalelerle de işitebilmeleri sağlanmaktadır. Orta kulağı olmayan bu tip hastalara orta kulak fonksiyonunu görecekt yeni bir mekanik sistemin yerleştirilmesi düşünülmüştür. Orta kulak bir basınç amplifikatörü gibi çalışarak kulak zarındaki bir birimlik bir basıncı oval pencereye yaklaşık 14 - 22.3 defa kuvvetlendirerek iletmektedir. Orta kulak bu işlemi kemik zincirinin manivela hareketi ile yapmakta olup, basınç kazancı kulak zarı ve özengi ayağı alanları arasındaki farktan ileri gelmektedir. Orta kulağın bu özelliğinden yararlanarak kulak zarı ile oval pencereyi bir plastik veya tel çubuk ile birleştirmek üzere birçok ameliyatlar yapılmaktadır. Orta kulağı olmayan sağırılara yapılan böyle tıbbi bir müdahale sonucunda 15 - 20 dB'lik işitme kazancı sağlanmaktadır. Fakat yeterli görülmemektedir.

Kulak zarıyla oval pencere arası çubuk bağlantıdan başka tepesi yassı olan çubuk ve spiral yay şeklinde bağlantı iletkenleri de konulmuştur. Bu durumda da yeterli basınç kazancı sağlanamamıştır. Bu uygulamalar dışında orta kulağın

görevini görebilecek başka bir model yok mudur? Bu sorunun cevabını ararken, araştırılacak olan modelin bazı ön şartları sağlaması gerektiğini göz önünde bulundurmak gerekir. Mesela aranan model pasif ve basit bir sistem olması gerekir. Ameliyatta uygulama kolaylığı da sağlayabilmelidir. Ayrıca mevcut teknoloji ile gerçekleştirilebilen bir model olmalıdır. Bu gibi özellikleri göz önüne alacak olursak ilk akla gelen modelin kemikciklerin yapısına benzeyen üç parçadan oluşmuş bir maniveldir. Böyle bir manivela sayesinde kulak zarı - oval pencere alanları oranı ile manivela kol oranının çarpımı kadar bir basınç dönüşümü olabileceği açıkça gözükür. Gerçek orta kulağın kazancına yakın kazanç sağlayabileceği gözükmesine rağmen, böyle bir modeli çok hassas bir şekilde bizim gerçekleştirmemiz mümkün değildir. Ameliyat esnasında da böyle bir manivelanın destek noktası ile uç noktalarını tesbit etmek bir hayli zordur.

Bu çalışmaya başlamadan önce, uzun süre bu ve buna benzer modeller üzerinde incelemeler yapıldı. Nihayet orta kulağın fonksiyonlarını yapan, pasif ve basit bir model olan, ayrıca, ameliyatta uygulama kolaylığı sağlayan bir model üzerinde karar kılındı. Bu model bir kesik koni olup, koninin geniş yüzeyi kulak zarına, küçük yüzeyi ise oval pencereye karşılık olacaktır. Böyle bir modeli çeşitli boyutlarda kendi imkânlarımızla gerçekleştirmemiz mümkündür. Model, vücudun reddetmediği bir plastik malzeme olan teflondan gerçekleştirildi.

Bu modele neden karar verildiği hakkındaki detaylar, ileriki bölümlerde geniş bir şekilde anlatılacaktır. Ancak, bunlardan önce kulağın yapısı ve bazı özelliklerine mühendis gözü ile bakıp incelemekte fayda vardır. Bu incelemelerin kulak konusu ile uğraşacak olanların, yapacakları araştırma ve uygulamalara, yardımcı olup ışık tutacağı açıktır.

İKİNCİ BÖLÜM

2- İŞİTME OLAYI ANALİZİNİN TARİHİ GELİŞİMİ

Esas konuya geçmeden önce, geçmişte kulak üzerinde yapılmış olan inceleme ve araştırmaların kısa bir özetini vermekte yarar vardır. Böylece, geçmişteki ilerlemelerle, günümüzdeki ilerlemeleri karşılaştırma imkânı doğacaktır.

Sesin, kulak boyunca nasıl ilerlediği konusu insanları çok eskiden beri meşgul etmiştir. Bu konu çok uzun bir zaman sonucunda anlaşılabilmiştir. Kulakla ilgili ilk kitap 1566 da fizikçi Volcher Coiter tarafından yazılmıştır. İlk olarak bu yazar, sesin iç kulağa kadarki ilerleyişini açıklamıştır. Sesin iç kulağa kadar ilerleyişi bu kadar önceden anlaşılmış olmasına rağmen, iç kulaktaki olaylar yakın zamana kadar anlaşılamamıştır. Bilhassa iç kulakla beyin arasında büyük belirsizlikler vardır(55).

Eski araştırmacıları en çok şaşırtan olaylardan biri, ses frekanslarının çok hassas bir şekilde ayırdedilmesi olayıdır. 1605 te Basel Üniversitesinden anatomist Gaspart Bauhin işitmedeki rezonans teorisini ortaya koydu. İç kulağın yapısı hakkında biraz bilgisi olan Bauhin'e göre "işitme sinirinin bulunduğu iç kulakta değişik hacim ve şekilde birçok oyuk vardır. Dışarıdan gelen ses dalgalarının değişik

frekansları bu oyuklarda rezonanslar oluşturur. Böylece farklı frekansların sinirlere yapacakları farklı etki ayırdedilmiş olur" diye tahmin etmekteydi.

Bauhin'in teorisi 1683 yılına kadar büyük rağbet gördü. İç kulağın yapısı biraz daha açıklık kazandığında yeni görüşler ortaya atıldı. Bu arada Kral XIV.Luis'in tıbbi danışmanı olan Fransız anatomist Joseph Guishard du Verney, yeni bir teori geliştirdi. Buna göre "iç kulakta lamina diye isimlendirilen spiral şeklinde bir kemik yapı vardır. Spiral şeklindeki bu yapının geniş kısımları alçak frekanslarda ve dar kısımları yüksek frekanslarda rezonansa gelmektedir. Böylece laminanın değişik etkilere karşı farklı bölgelerde hassas olmasından dolayı lamina üzerine yayılmış olan sinirler farklı şekilde uyarılacaklardır. Farklı şekilde uyarılan sinirler beyinde değişik etkiler oluşturarak tonların ayırdedilmesi sağlanır" diye düşünmekteydi.

Bu teori yaklaşık 175 yıl geçerli oldu. Ancak 1851'de Alfonso Corti gerçek işitme merkezini bularak Du Verney'in teorisini çürüttü. Çok güçlü mikroskopla iç kulağın yapısını inceleyen Corti, laminaya bağlı basılar membranı ve bunun üzerinde yayılmış binlerce kıl hücrelerinin var olduğunu buldu (Bu hücrelerin birleşmesi ile gerçek işitme organı olan corti organı meydana gelmektedir).

Alfonso Corti'nin yaptığı araştırmalardan yararlanan Herman Ludwig Ferdinand Von Helmholtz (1821-1894) 1857 yılında yeni bir rezonans teorisini ortaya attı. Helmholtz başta fizyoloji, anatomi, matematik ve fizik olmak üzere diğer bütün tabii bilimlerde zamanının güçlü bilim adamıydı. Bauhin ve Du Verney'in düşündükleri gibi Helmholtz'da rezonans fikrini benimsedi. İlk önce rezonansın corti organı içinde olduğunu düşündü. Daha sonra da basılar membran üzerindeki liflerin rezonansa gelebileceği kanaatine vardı.

Helmholtz, rezonans teorisinin son şekli ise "iç kulağa giren herbir ses frekansı ayrı bir basilar membran lifinde titreşim oluşturur. Yalnız bu lif o frekansa cevap verir. Bu liflerin titreşimlerini corti organı, işitme sinirine transfer eder" şeklinde idi.

Daha sonraki araştırmacılar basilar membrandaki herbir lifin tek başına rezonansa girmediğini, rezonansı basilar membranın meydana getirebileceğini keşfettiler. Bu fikri 1928 de George Von Békésy ortaya attı. Békésy yaptığı araştırmalar sonucunda yürüyen dalga teorisini geliştirdi. Bu teoriye göre; iç kulağa ulaşan ses dalgaları basilar membranda yürüyen bir dalga oluşturur. Bu dalga, membran üzerinde yürürken, belli bir noktada genliği maksimum olur. Bu noktadan sonra dalga aniden zayıflayarak yok olur. Genliğin maksimum olduğu nokta, ses frekansının corti organının kıl hücreleri tarafından detekte edildiği noktadır. Helmholtz'un düşündüğü gibi Békésy de yüksek frekansların iç kulağın, oval pencereye yakın kısmında (base) ve alçak frekansların iç kulağın öbür ucunda (apex) algılandığını buldu. Henüz, bugün için de geçerli olan yürüyen dalga teorisi Békésy'e 1961'de Nobel ödülünü kazandı(11,52,55).

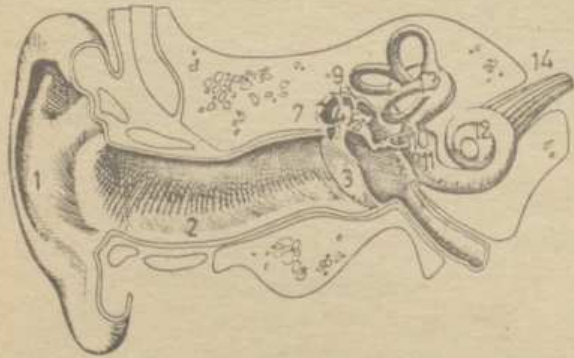
ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

3- DIŞ VE ORTA KULAĞIN FONKSİYONEL YAPISI

3.1. GİRİŞ

Orta kulağın fonksiyonlarını görebilecek olan bir modelin araştırılmasına başlarken, kulağın ses titreşimlerine karşı nasıl davrandığını ve hangi fiziksel büyüklüklerin söz konusu olduğunu iyice bilmek gerekir. Kulak yaklaşık 10^{-5} N/m² den 10^2 N/m² ye kadar çok geniş bir aralıktaki basınçlarda çalışabildiğinden mühendislik açısından fevkalâde bir mekanizma olarak değerlendirilir. Bu kadar küçük bir basınç kulak zarında 1000 Hz'de yaklaşık 10^{-11} m mertebesinde bir yer değiştirme oluşturur. Bu mesafe hidrojen molekül çapının 1/10'dur. Normal kulak yaklaşık 20 Hz ile 15.000 Hz arasındaki frekansları duyabilir(36).

Yukarda açıklanan birkaç özelliğe dayanarak, kulağın çok hassas bir mekanik yapıya ve karmaşık bir ses değerlendirme mekanizmasına sahip olduğunu söylemek sürpriz değildir. Kulağın anatomik yapısını göz geçirecek olursak, dış orta ve iç kulak olmak üzere üç kısma ayırabiliriz. Şekil 3.1 de gösterildiği gibi dış kulak, kulak kepçesi ve kulak kanalından meydana gelir. Kulak kepçesi kıkırdak ve etten oluşmuştur. Kıkırdak ve kemikten oluşmuş olan kulak kanalı 2.5-3.5 cm.



- 1-Kulak kepçesi
- 2-Kulak kanalı
- 3-Kulak zarı
- 4-Malleus
- 5-Incus
- 6-Stapes
- 7-Tensor tympani
- 8-Stapedius
- 9-Bağ lifleri
- 10-Oval pencere
- 11-Yuvarlak pencere
- 12-Cochlea
- 13-Yarım daire kanalları
- 14-İşitme siniri

Şekil 3.1

uzunluğunda ve $0.5-0.8 \text{ cm}^2$ kesitinde olup hacmi $1.25-2.8 \text{ cm}^3$ arasındadır.

Orta kulak ise kulak zarı ile başlar. Kulak zarının arkasında hava dolu bir boşluk içinde birbirine bağlı üç kemikçik vardır. Bunlar sırasıyla çekiç (malleus), Örs (incus) ve Özengi (stapes) kemikçikleridir. Tensor tympani ve stapedius orta kulak aktif adaleleri ile, birkaç bağ lifi bu üç kemikçigi orta kulak çatısına bağlamaktadır. Kulak zarının gerçek olan $0.5-0.8 \text{ cm}^2$ dir. Ortalama alan 0.65 cm^2 olmasına rağmen etkin alanı 0.55 cm^2 dir. Orta kulak kemik zincirini oluşturan kemikçiklerin ağırlıkları ise malleus 25 mg incus 27.5 mg ve stapes 3.5 mg civarındadır. Oval pencere alanı $2-3,5 \text{ mm}^2$ olup, yaklaşık stapes ayağının alanına eşittir(23,36).

İç kulak ise dengemizi sağlayan yarım daire kanalları ile işitmemizi sağlayan salyangozdan (cochlea) oluşmuştur. Cochlea orta kulağa oval ve yuvarlak pencerelerle bağlanmıştır. Cochlea'nın içi endolymph diye isimlendirilen bir sıvı ile doludur. Cochlea basılar membran diye isimlendirilen bir membranları ikiye bölünmüştür. Bu iki bölmelere birine helicotrema penceresi ile bağlanmıştır. Cochlea kapalı iken bir salyangoza benzemekte olup $2(3/4)$ sarımdır. Cochlea sarımlarını açacak olursak 30-35 mm uzunluğunda silindirik bir yapıya sahip olduğu görülür. Basılar membran ile iki parçaya bölünen bu silindirin üst tarafı (vestibular canal) oval pencereye, alt tarafı (tympanic canal) ise yuvarlak pencereye açılır. Basılar membran üzerine yayılmış olan yaklaşık 40.000 adet sinir lifi işitme sinirini oluşturur(19,52,55).

3.2. DIŞ KULAK

Bazı hayvanlarda kulak kepçesi hareketli ve şekil değiş-

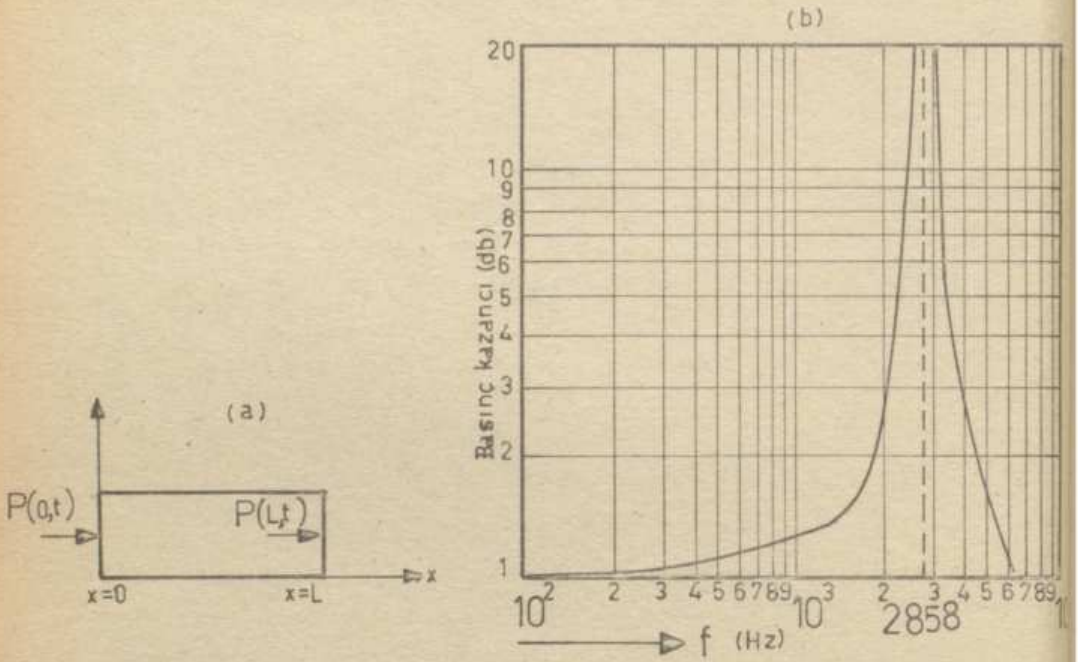
tirme kabiliyetine sahip olmasına rağmen, insanlarınki hareketsizdir. Hareketsiz olduğu halde birçok faydaları vardır. Ses enerjisini kulak kanalına yönlendirmesi ile bir toplayıcı gibi görev yapması yanında, ses kaynağının yönünü belirlemek- te de yardımcı olur. Kulak kepçesinin kendine has bir öz frekansı vardır. Bu öz frekans kulak kepçesinin büyüklüğüne kütlesine ve şekline bağlıdır. İşte bu öz frekans sayesinde değişik frekanslara karşı kulak kepçesinin hassasiyeti de- ğişik olacaktır. Böyle kulak kepçesi bir filtre özelliği de gösterir. Görüldüğü gibi kulak kepçesinin işitmedeki rolü önemli- dir.

Kulak kepçesi ile toplanan ses dalgaları, kulak kanalına yönlendirilir. Kulak kanalı yaklaşık olarak silindirik bir boruya benzetilebilir. Böyle bir borunun değişik frekanslar- lara seslere olan etkisi, teorik ve deneysel olarak araştırılıp incelenmiştir. Genel olarak, kesiti S ve uzunluğu L olan bir silindiri göz önüne alalım. Böyle bir silindirin girişine sabit genlikli ve değişken frekanslı ses şarhları uygulan- mada basınç transfer oranı şöyle olur.

$$\frac{P(L,t)}{P(0,t)} = \frac{1}{\cos \frac{\omega}{c} L} \quad 3.1$$

Burada $P(L,t)$ $x = L$ 'deki ve $P(0,t)$ de $x = 0$ daki ses basınçlarıdır. O halde basınç transfer oranı; ω açısal frekan- sına, L silindir boyuna ve c ses hızına bağlıdır. Sesin hava- ski yayılma hızı $c = 343$ m/s ve kulak kanalı için ortalama olarak $L = 3$ cm alırsak $x = L$ daki maksimum $\cos(\frac{\omega L}{c}) = 0$ için de edilir. Bu noktadaki frekans hesaplanırsa $f = 2858$ Hz olduğu görülür*(19).

* Literatürde $f = 3000$ Hz olarak ortalama bir değer verilmiş olup, burada hesaplanmış olan değer gerçeğe daha yakındır.



Şekil 3.2

Bu hesaplamalar yapılırken silindir yüzeyinin sert ve pürüzsüz olduğu kabul edildi. Ayrıca silindirin sonuna kulak zarı gibi yumuşak ve esnek olmıyan sert ve pürüzsüz bir kapak olduğu göz önüne alındı. Buna rağmen bu ifade kulak kanalı için yaklaşık olarak geçerlidir. Kulaktaki basınç rezonansı burada olduğu gibi sonsuz olmayıp, 10 dB kadardır. Yani 3000 Hz civarında kulak kanalına giren bir birimlik basınç kulak zarına 3.16 defa kuvvetlenerek ulaşmaktadır. Zwislocki, Wiener ve Ross'un kulak kanalındaki et yapıya benzer bir devre üzerinde yaptıkları deneylerde 3500 Hz' de yaklaşık 10 dB lik bir basınç kazancı ölçmüşlerdir. Havadaki ses hızı değişmeyeceğine göre bu rezonan frekansı kulak kanalının boyu ile ters orantılıdır. 3500 Hz'te yaklaşık 10 dB olan kazanç

2000 Hz ile 6000 Hz arasında da 10 dB dan daha az bir kazanç oluşmaktadır. Eger baş ve kulak kepçesinin de etkisi göz önüne alınırsa bu kazancın 15-20 dB olduğunu söyleyebiliriz(1).

3.3. ORTA KULAK

3.3.1. Giriş

Kulak zarı, üç kemikçik, tensor tymani ile stapedius adaleleri ve birkaç bağ lifinden oluşan orta kulak, lineer olmıyan bir sistemdir. Bundan dolayı bunu herhangi bir transfer fonksiyonu ile ifade edemeyiz. Orta kulağın lineer olmaması tensor tymani ve stapedius aktif adalelerinin reflektlerinden ileri gelmektedir. Orta kulak adale reflektlerinin etkisi göz önüne alınmazsa, orta kulağı birçok analog devreler ile ifade etmek mümkün olduğu gibi, transfer fonksiyonunu da elde etmek mümkündür. Aktif adale etkisi olmıyan orta kulağın belirli basınç sınırları arasında lineer olduğu yapılan birçok deneylerle gözlenmiştir. Yapılan deneyler sonucunda pasif orta kulağın 100 dB lik ses seviyesine kadar lineer olduğu ortaya çıkıyor. Orta kulak adale reflektinin eşik seviyesi 60-70 dB ses şiddetindedir. Bundan dolayı aktif orta kulağın lineerliği bu seviyenin üstünde bozulur(10,18,19,55).

Böyle kompleks bir sisteme yeni bir model ararken, bu sistemin fonksiyonlarını çok detaylı bir şekilde incelemek gerekir.

3.3.2. Orta Kulaktaki Ses İletim

Kulak zarı yassı bir koni şeklinde olup kulak kanalının dibinde içeriye doğru yerleşmiştir. Bu zarın hemen arkasında hacmi yaklaşık 2 cm^3 kadar olan orta kulak boşluğu içinde adale ve liflerle asılı malleus, incus ve stapes kemikçikleri vardır. Orta kulak boşluğu öztaki borusu ile yutak

boşluğuna bağlanmıştır. Öztaki borusu normal halde kapalı olup, yutkunma veya esneme esnasında açılarak orta kulak boşluğu ile dış kulak arasındaki basınçları dengelemiş olur. Öztaki borusu kulak zarı veya orta kulak için bir emniyet elemanı sayılabilir. Malleus'un manubrium diye isimlendirilen ayağı, kulak zarına bağlanmıştır. Kulak zarındaki titreşimler, malleus ve incus ile stapes'e taşınır. Stapes ayağı oval pencereye temas ederek orta kulağı iç kulağa bağlar. Stapes'in ayağı oval pencereye bir menteşe gibi bağlanmış olup ileri-geri hareket ederek, sıvıyla dolu iç kulağa basınç dalgasının iletilmesi sağlanır. İç kulağın orta kulağa açılan pencerelelerinden biri oval pencere olup diğeri ise yuvarlak penceredir.

Kulak zarı ile oval pencere arasındaki alan oranı yaklaşık olarak 20 olduğundan orta kulak yardımı ile iç kulaktaki sıvı ve kulak kanalındaki hava arasındaki akustik empedans dengesi sağlanır. Birçok araştırmacı tarafından bu empedans oranı hesaplanmış ve ölçülmek istenmiştir. Kemikçikler yalnız ileri-geri değil dönme hareketleri de yapmaktalar. Ayrıca, kemik eklem yerleri rijit olmadığından kemikçikler arasında da relatif hareketler vardır. Askı liflerinin gerilmelerindeki birçok faktörler bilinmediğinden yapılan hesap ve ölçmeler tam sonuç vermemiştir. Orta kulak yardımı ile sağlanan akustik denge sabit olmayıp gelen sesin şiddeti ile değişmektedir. Yüksek ses şiddetlerinde orta kulak aktif adaleleri olan tensor tympani ve stapedius, kemikçiklerin hareketlerini kontrol ederler. Böylece malleus ayağına göre stapes ayağı daha küçük genlikle hareket ederek iç kulağı korumuş olur. O halde bu adaleler yardımı ile orta kulak iç kulak için bir emniyet elemanıdır.

3.3.3. Orta Kulaktaki Basınç Dönüşümü

Kulak kanalının içinden geçen ses dalgaları, kulak zarına çarpar. Çarpan dalganın bir bölümü geriye doğru yansıyıp diğer bölümü ise kulak zarını titreştirir. Yansıyan dalga

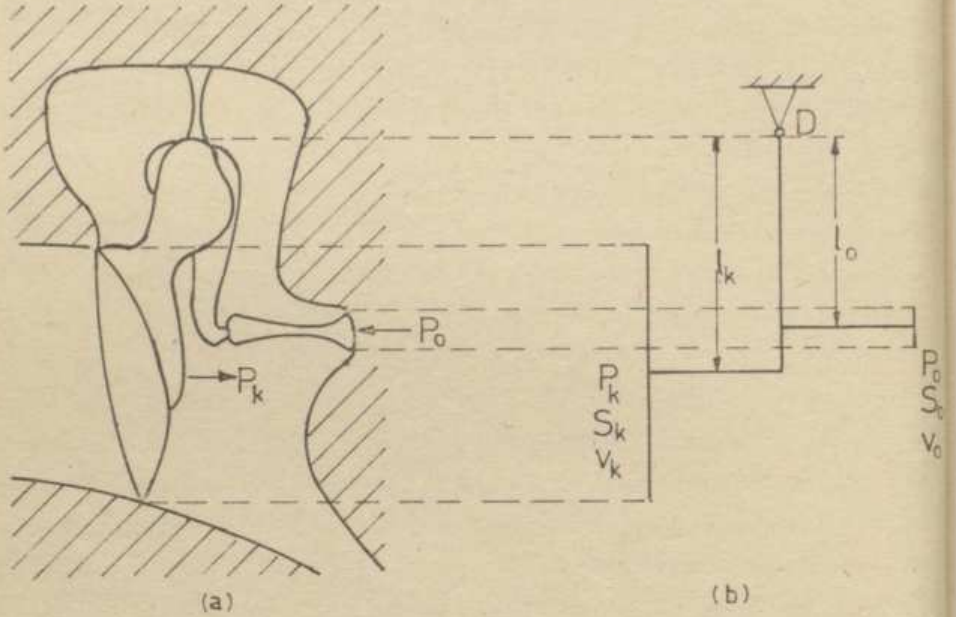
gelen dalga ile aynı frekansta olup, genlik ve fazı kulak zarının sertliğine veya kulak zarındaki akustik kurallara göre değişir. Şiddetli seslerde kulak zarı orta kulak adaleleri tarafından gerilip sertleşeceğinden yansıyan enerjide bir artma olur. Normal şartlarda yani gelen ses şiddeti fazla olmadığına kulak zarı tarafından yutulan enerji çok daha fazladır. Kulak zarının şekli ve esnekliği, gelen ses enerjisinin büyük bir kısmını yutacak şekildedir. Yansıyan ses dalgalarının özellikleri, kulak zarına veya orta kulağa bağlıdır. Bu dalgaların incelenmesi ile kulak zarı veya orta kulak hakkında bilgi edinmek mümkündür.

Eğer kulak zarı ve orta kulak olmasaydı, kulak kanalından gelen ses dalgaları iç kulaktaki sıvıya çarpacaklardı. Havadan sıvıya geçen ses dalgalarında büyük yansıma olacaktır. Dolayısı ile iç kulağa girecek olan ses enerjisinde büyük bir azalma olur. O halde yansıyan enerji miktarı yansıtan yüzeyin akustik direncine bağlıdır. Akustik direnç büyükse yansıyan enerji de büyük olur.

Yapılan bu kısa açıklamaların ışığında orta kulağı şöyle tanımlayabiliriz. "ORTA KULAK BİR BASINÇ AMPLİFİKASYONU YAPARAK, BELİRLİ FREKANS SINIRLARI ARASINDA HAVA İLE COCHLEA ARASINDA AKUSTİK EMPEDANS DENGESİNİ SAĞLIYAN BİR SİSTEMDİR".

Orta kulağın basınç dönüştürme oranını hesaplayabilmek için, orta kulak adalelerinin olmadığı pasif bir orta kulağı göz önüne alalım. Bu durumda orta kulaktaki üç kemikçik bir manivela gibi çalışır. Yapılan araştırmalar malleusla incus arasındaki eklem sert, incusla stapes arasındaki eklem ise yumuşak olduğunu göstermiştir. Bu ön bilgiler ışığında, manivelanın destek noktası malleusla incusun birleştiği yerdeki askı lifi olarak kabul edilebilir. Şekil 3.3. te bu manivela sistemi gösterilmiştir. Burada kulak zarı ve oval pencereye uygulanan kuvvetlerle, kemikçiklerin destek noktasına göre

kol oranları sembolik bir ideal manivela ile gösterilmiştir*.
D noktasına göre moment



Şekil 3.3

alınırsa;

$$P_k \cdot S_k \cdot l_k = P_o \cdot S_o \cdot l_o \quad 3.2$$

olur. Baskın oranı ise;

$$\frac{P_k}{P_o} = \frac{S_o \cdot l_o}{S_k \cdot l_k} \quad 3.3$$

dir. Kuvvetlerin uygulandığı noktaların yer değiştirme oranları veya hız oranları manivela kollarının oranına eşittir. Yani $(l_o/l_k) = (V_o/V_k)$ şeklindedir. Yukarıda elde ettiğimiz

* Literatürde alan ve kol oranından bahsedilmesine rağmen, böyle bir şekil benzerliği ilk defa çizilmiştir.

basınç bağıntısını akustik empedanslar oranına dönüştürebiliriz. Bilindiği gibi herhangi bir hareketli parçacık P basıncı ile v kadarlık lineer bir hıza ulaşabiliyorsa bu parçacığın karşılaştığı akustik empedans $Z = P/v$ şeklinde tanımlanır. Kulak zarı ve oval pencerelerdeki basınçlar P_k ve P_o olsun. Zar ve oval pencerenin lineer yer değiştirme hızları da v_k ve v_o ise empedanslar $Z_k = P_k/v_k$ ve $Z_o = P_o/v_o$ dur. Bu değerleri yukardaki basınç oranları ifadesine yerleştirilirse empedans oranı için;

$$\frac{Z_k}{Z_o} = \frac{S_o}{S_k} \cdot \left(\frac{l_o}{l_k}\right)^2 \quad 3.4$$

ifadesi bulunur.

İnsan kulağı için Békësy ve Rosenblith'in tavsiye ettiği değerler kullanılırsa ($S_k = 0,55 \text{ cm}^2$ $S_o = 0.032 \text{ cm}^2$ ve $l_o/l_k = 1/1.3$) basınç ve empedanslar oranı

$$\frac{P_k}{P_o} = \frac{1}{22,3} \quad \text{ve} \quad \frac{Z_k}{Z_o} = \frac{1}{28.98} \quad 3.5$$

olur(5).

Bu sonuçları şöyle yorumlayabiliriz. Orta kulak pasif bir sistem olarak düşünüldüğünde kulak zarına gelen 1 birimlik bir basınç, 22.3 defa kuvvetlenerek oval pencereye iletiliyor. Akustik empedans yönünden ise orta kulak bir empedans düşürücü trafo gibi davranıp oval penceredeki 1 birimlik akustik empedans* kulak zarına 28.98 defa küçülterek yansıtmaktadır. Zwizlocki'nin iç kulak giriş empedansı için tahmin ettiği 56000 akustik ohmluk** değer alınır ise kulak zarından

* Akustik empedans: $Z = \rho c(N\dot{s}/m^3)$

** Akustik ohm : $(N.s/m^3)$

görülen akustik empedans 1933 akustik ohm olur. Havanın akustik empedansı 415 akustik ohm olduğuna göre kulak zarında görülen empedansın cochlea empedansına bir hayli yakın olduğu görülür. Böylece kulak kanalından gelen ses enerjisinin büyük bir kısmı kulak zarı tarafından yutularak iç kulağa iletilmesi sağlanır.

Bir ortamda yayılan bir ses dalgası diğer bir ortama geçerken ortamların empedanslarına bağlı olarak bir yansıma oluşmaktadır. Ortamların akustik empedansları Z_1 ve Z_2 ile, 1. ortamdaki ses dalgasının 2. ortama doğru gelen dalganın akustik şiddeti I_{g1} ile, 2. ortama çarpıp geriye dönen akustik şiddeti I_y ile ve 2. ortama geçen akustik şiddeti de I_{g2} ile gösterecek olursak, 1. ortamdaki ses dalgasının 2. ortama geçen akustik şiddeti gösteren α_{g2} geçiş katsayısı şöyledir(43).

$$\alpha_{g2} = \frac{I_{g2}}{I_{g1}} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad 3.6$$

Bu katsayıyı orta kulağın olması ve olmaması durumları için hesaplayacak olursak;

$Z_1=415$ ak.ohm, $Z_2=Z_k=1933$ ak.ohm alınır $\alpha_{g2} = 0,58$

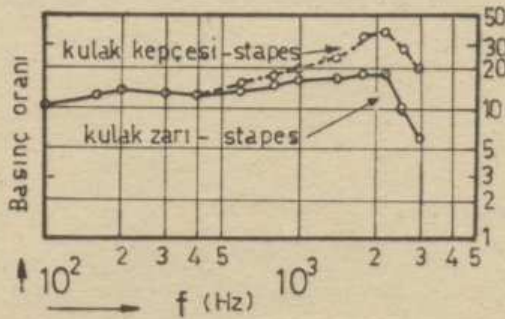
$Z_1=415$ ak.ohm, $Z_2=Z_o=56000$ ak.ohm alınır $\alpha_{g2} = 0.029$

olur. Bu sonuçlardan görüleceği gibi orta kulak olmasaydı kulak kanalındaki ses şiddetinin ancak % 2.9 u iç kulağa geçecekti. Orta kulak sayesinde kulak kanalındaki ses şiddetinin % 58'i iç kulağa geçmektedir.

Buraya kadar ki açıklamalarda orta kulak ideale yakın veya kayıpsız bir dönüştürücü gibi düşünüldü. Gerçekte orta kulaktaki kayıpların da göz önüne alınması gerekir. Bu kayıplar sırasıyla orta kulaktaki hava boşluklarının, kulak zarının, kemikçiklerin eklemlerindeki bağların ve orta kulak adalelerinin elastisite kayıplarıdır. Ayrıca kemikçiklerin ata-

leti de göz önüne alınmalıdır. Bütün bu parametreler hesaba katılırsa, sistem bir hayli kompleks olacaktır. Böyle kompleks bir sistemin yapısı analitik olarak bir transfer fonksiyonu ile ifade edilebildiği gibi, ölçme sonucunda elde edilen transfer eğrileri ile de incelenebilir.

Orta kulağın basınç dönüşüm oranı ile ilgili Békësy'nin yaptığı bir deney ve sonuçları şöyledir. Békësy orta kulağın basınç dönüşüm oranını ölçmek üzere kadavra edilmiş numuneler üzerinde deney yaptı. Ölçü sistemi prensip olarak şöyledir. Aynı kaynaktan beslenen iki hoporlör uygun bir düzenle kulak zarı ve stapes ayağına uygulanır. Stapes uygulanan basıncın genliği ve fazı değiştirilerek stapesin hareketsiz hale gelmesi sağlanır. Stapes ayağının durumu kapasitif bir prob yardımı ile belirlenir. Kulak zarına ve stapes ayağına uygulanan basınçlar birer kondansatör tipi mikrofonla alınarak uygun birer düzenle bir osiloskobun yatay ve düşey girişlerine uygulanır. Stapes hareketsiz hale geldiğinde basınç farkı hoporlörleri besleyen amplifikatörlerden faz farkı ise osiloskop yardımı ile ölçülür. Böyle bir ölçü düzeni ile basınç dönüştürme oranı için Békësy'nin verdiği değerler Şekil 3.4 te gösterilmiştir. Şekildeki sürekli eğri kulak zarı ile stapes arasındaki basıncı, kesikli eğri ise kulak kepçesi ile



Şekil 3.4

stapes arasındaki basınç oranını gösterir. Bu değişim birçok numunelerde benzerdir. Yalnız ölçüden önce orta kulak

hastalığı geçirmiş olanlarda değişiklikler oluştuğunu belirtmektedir(19).

Şekil 3.4'te görüldüğü gibi, yaklaşık 2400 Hz ye kadar basınç dönüşümü frekansla pek fazla değişmemektedir. Bundan sonra büyük bir hızla düştüğü görülmüyor. Oysa normal insan kulağı 15000 Hz ye kadar ki frekansları duyduğuna göre bu kazanç düşüşü canlı ve cansız insan kulakları arasındaki farktan ileri gelmektedir.

Ölçme hataları göz önüne alınırsa, buradaki sonuçları daha önce yapılan hesap sonuçları ile uyduğu görülür.

3.3.4. Orta Kulaktaki Empedans Dönüşümü

Orta kulak, bir mekano-akustik sistem olduğundan bir yandan mekanik kurallara göre basınç dönüşümü yaparken, diğer yandan akustik kurallara göre bir akustik empedans dengesi sağlamaktadır. Bilindiği gibi iç kulak bir sıvı ile doludur. Ses dalgaları hava ortamından geldiğinden kulak zarı ile iç kulak sıvısı arasında orta kulak gibi bir dengeleme mekanizması bulunmazsa hava-sıvı arasında büyük bir yansıma olacaktır. Yansımanın büyüklüğü hava ve suyun akustik empedansları arasındaki büyük farktan ileri gelir. O halde kulak zarındaki akustik empedansın havanın akustik empedansına yakın olması gerekir. Kulak zarındaki akustik empedansı elde ederek bu uyumu görmeye çalışalım.

Kulak kanalından ilerliyen bir ses dalgasının kulak zarına çarptığını düşünelim. Ses dalgasının bir kısmı kulak zarı veya orta kulak tarafından yutulur, bir kısmı da geriye doğru yansıyacaktır. Konik ve eğik olan kulak zarını, gelen ses dalgasına dik bir düzlem olarak kabul edelim. Süreklilik kuralına göre sınırdaki hız ve basınçlar birbirine eşittir(143).

$$v_{gl} + v_y = v_{g\zeta} \quad 3.7$$

$$P_{gl} + P_y = P_{g\zeta} \quad 3.8$$

Burada g_l gelen, y yansıyan ve $g\zeta$ geçen dalgaları gösteriyor. Yayılan bir dalganın oluşturduğu basınç (P); o ortamdaki partiküllerin yer değiştirme hızları (v) ile ortamın akustik empedansının (Z) çarpımına eşittir.

$$P = Z.v = \rho.c.v \quad 3.9$$

Burada P ortamın yoğunluğu c de ortamdaki ses hızıdır. Bu eşitliklerden gelen dalganın hızı $v_{gl} = P_{gl}/\rho_h c_h$, yansıyan dalganın hızı $v_y = -P_y/\rho_h c_h$ ve geçen dalganın hızı $v_{g\zeta} = P_{g\zeta}/\rho_k c_k$ olur. Bu değerleri hız ve basınç eşitliklerinde yerlerine koyarsak;

$$\frac{P_{gl}}{\rho_h c_h} - \frac{P_y}{\rho_h c_h} = \frac{P_{g\zeta}}{\rho_k c_k} \quad 3.10$$

$$P_{gl} + P_y = P_{g\zeta}$$

elde edilir.

Buradaki h indisleri, havayı ve k indisleri ise kulak zarını sembolize etmektedir. Yukardaki iki denklem birleştirilirse;

$$\frac{P_{gl} - P_y}{\rho_h c_h} = \frac{P_{gl} + P_y}{\rho_k c_k} \quad 3.12$$

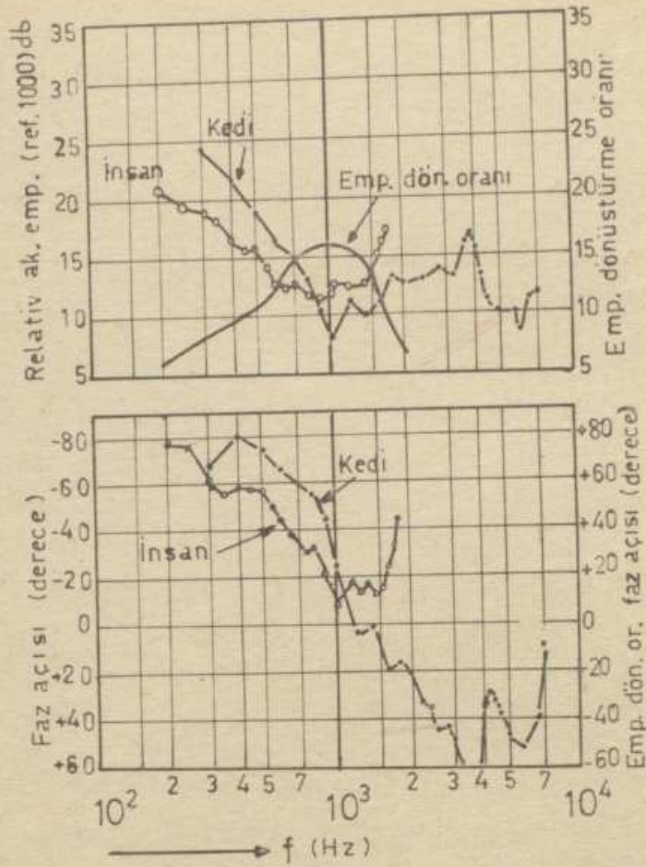
olur. $\rho_h c_h = Z_h$ havanın akustik empedansı ve $\rho_k c_k = Z_k$ kulak zarının akustik empedansı olduğuna göre;

$$Z_k = Z_h \cdot \frac{P_{g1} + P_y}{P_{g1} - P_y} \quad 3.1$$

olur. Havanın akustik empedansı belli olup 415 akustik ohm sabit bir değerdedir. O halde, kulak zarına gelen ve yansıyan dalgaların basınçları ölçölerek, kulak zarındaki akustik empedans bulunabilir. Genel bir akustik kural olarak, böyle bir yansımada gelen ve yansıyan dalgalar arasında bir faz farkı oluşur. Basınçların ölçölüğü yerdeki faz farkları frekansla da deęiőeęinden, bu değişimi, akustik empedansı gerçel ve sanal iki büyüklüğün toplamı şeklinde göstererek ifade edebiliriz.

Yapılan birçok ölçmeden, kulak zarındaki empedansın rezistans ve reaktans bileőenlerinin var olduğu anlaşılmaktadır. Oysa, iç kulak giriş empedansının önemli bir frekans değerine kadar frekanstan bağımsız olduğu yapılan birçok deneyden bilinmektedir. Görölüğü gibi iç kulaktaki sabit ve büyük değerdeki bir rezistif empedans orta kulak yardımı ile daha küçük değerde rezistif ve reaktif bileőenleri olan bir empedansa dönüşmektedir. Kulak zarındaki empedansın reaktif bileőeninin de olması frekansla deęiőeęini gösterir.

Pratikte, insan kulağına benzemesi bakımından kedi kulağı üzerinde birçok deneyler yapılmıştır. Örnek olarak Molle tarafından insan ve kedi kulak zarlarında ölçölün empedanslar Şekil 3.5 te gösterilmiştir. Şekilde kulak zarındaki empedansın genlik ve fazı ayrı ayrı çizilmiştir. Kedi ve insan kulağındaki genlik değişimleri birbirine yakın olduğu halde faz açıları arasında farklılıklar vardır. İnsanda, 200 Hz te kulak zarındaki empedans genliği 10000 akustik ohm üzerinde iken 1000 Hz te 3000 akustik ohma yaklaşmaktadır. 1000 Hz'ten sonra tekrar yükselmektedir. Faz açısı ise 200 Hz -80° ye yakın iken, 1000 Hz de 0° ye yaklaşmaktadır(34).



Şekil 3.5.

İç kulak akustik empedans yaklaşık 56000 akustik ohm ve sabit bir değerde olduğuna göre, orta kulak yardımı ile bu empedans kulak zarına, frekansa göre değişen daha küçük değerlere indirgenerek yansımaktadır. Kulak zarı empedansının en düşük olduğu 500 -1500 Hz arasında kulak kanalına gelen ses enerjisinin büyük bir kısmı, kulak zarı tarafından yutulmaktadır. Yani bu aralıkta sistem en verimli çalışmaktadır.

Bu değerlerden yararlanarak, insan orta kulağının empedans dönüştürme oranını çizebiliriz. Empedans dönüştürme oranları aynı şekiller üzerinde gösterilmiş olup, genlik ve faz açısı sağ taraftaki düşey eksenlerle belirtilmiştir. Dönüştür-

me oranı da 500 Hz ile 1500 Hz arasında en büyük değerde olup 15 civarındadır. Oysa orta kulağı ideal bir dönüştürücü olarak kabul edip yaptığımız hesaplarda bu oran 28.98 olup bu değerden farklıdır. Bu fark orta kulak kayıpları ve kemikçiklerin ataletinin ihmal edilmesinden ve ölçme esnasında yapılabilecek hatalardan ileri gelmektedir.

3.3.5. Orta Kulagın Transfer Fonksiyonu

Herhangi bir sistem lineer ve zamanla değişmeyen bir sistem ise bunun bütün özellikleri transfer fonksiyonu ile ifade edilebilir. Oysa nolineer sistemlerde bu özellik geçerli değildir. Bu durumda sistem parametrelerini belirli aralıklarla sabit tutarak, sistemi bu aralıklarda lineerize edebiliriz. Bu özel bir çözüm olup sistemin genel özelliklerini göstermez.

Yapılan araştırmalar sonucunda, orta kulak 60-70 dB'lik ses şiddetlerine kadar lineerdir. Bu seviye orta kulaktaki adalelerin uyarılma seviyeleridir. Uyarılmış adalenin çalışması, refleks mekanizmasına göre olacaktır. Oysa refleks mekanizması nolineer çalıştığından orta kulağın da nolineer olarak çalışmasına sebep olacaktır. Normal konuşma seviyesinin 60-80 db civarında olduğunu düşünürsek orta kulağın nolineer olarak çalıştığını söyleyebiliriz. Bu durum canlı bir insanın kulağı için geçerlidir. Yukarda yaptığım açıklamaya göre böyle bir sistemin transfer fonksiyonunu elde etmek mümkün değildir.

Orta kulak refleksinin söz konusu olmadığı kadavra edilmiş numunelerde, orta kulağın 100 dB'lik ses şiddetlerine kadar lineer olarak çalıştığı belirlenmiştir. O halde, orta kulaktaki elastisite kayıpları ile kemikçiklerin ataletlerinden dolayı oluşan kompleks yapının özelliklerini transfer fonksiyonu ile inceleyebiliriz. 3.3.3. kısmında orta kulağın bu parametreleri göz önüne alınmamıştı. Bundan dolayı hesap ve ölçü sonuçları arasında farklılıklar ortaya çıkmaktadır.

Herhangi bir sistemin matematik ifadesi sistemin transfer fonksiyonundan başka birşey değildir. Orta kulağın parametreleri tam olarak bilinmediğinden böyle bir matematiksel ifadeyi direkt olarak elde etmek mümkün değildir. Ancak orta kulağın giriş ve çıkış değişkenlerini ölçerek çizeceğimiz transfer eğrisi yardımı ile bir matematiksel ifade çıkartmak mümkündür.

Orta kulağın transfer karakteristiğini elde ederken, yapılacak ilk iş kulağın giriş ve çıkışındaki değişkenlerin belirlenmesidir. Tabii ki buna karar verirken, insan kulağında hangi büyüklüklerin daha kolay ve daha doğru olarak ölçülebildiğini bilmek gerekir. Yaptığım araştırmalara göre stapes ayağının yer değiştirme miktarı stroboskopik yöntemle çok kolay ve doğru bir şekilde ölçülmektedir. O halde stapesin yer değiştirmesi ölçülebilen bir büyüklük olarak göz önüne alınabilir.

Herhangi bir sistemin transfer karakteristiği çıkartılırken giriş ve çıkış değişkenlerinin aynı tipten olması gerekir. Yani giriş basınç iken çıkışında basınç olması veya giriş hız iken çıkışında hız olması veya giriş gerilim iken çıkışında gerilim olmasını v.b. kastediyorum.

Ölçü prensibi olarak; giriş değişkeni genellikle sabit tutulur. Frekansı değiştirerek çıkıştaki değişkenin genlik ve fazı, giriş değişkeni referans alınarak ölçülür. Bu temel kurallar göz önüne alınırsa giriş değişkeni olarak kulak zarındaki basıncı almak çok uygundur. Çünkü kulak zarındaki basıncı ölçmek ve sabit tutmak çok kolaydır. Buna karşılık kulak zarının yer değiştirme miktarı veya yer değiştirme hızını ölçmek ve sabit tutmak oldukça zordur.

Orta kulaktaki empedans dönüşümü ifadesini çıkartırken basınç, akustik empedans ve yer değiştirme hızı arasında

$P = Z.v$ şeklinde bir akustik bağıntıdan bahsetmiştik. Bu bağıntıdan yararlanarak stapes ayağındaki yer değiştirmeden basınca geçebiliriz. Eğer stapesin yer değiştirmesini v_s ile ve iç kulak giriş empedansını Z_c ile gösterecek olursak stapes ayağındaki basınç

$$P_s = v_s Z_c \quad 3.14$$

olur. Bu basınç orta kulak vasıtası ile oval pencereden iç kulağa uygulanan basınçtır. İç kulak empedansı sabite yakın rezistif bir büyüklük olduğu ve frekansla değişmediği yapılmış olan deneylerle belirlenmiştir. Sinüzoidal işaretler için stapesin yer değiştirmesi $x_s \sin \omega t$ ve yer değiştirme hızı $\omega x_s \cos \omega t$ şeklinde olacaktır. Bunu kompleks olarak;

$$\bar{v}_s = j\omega x_s \quad 3.15$$

şeklinde yazabiliriz. O halde iç kulak giriş basıncı;

$$\bar{P}_s = j\omega x_s Z_c \quad 3.16$$

şeklinde olup stapesin veya oval pencerenin yer değiştirme miktarı ile orantılı ve 90° faz farklıdır. Kulak zarındaki basınç P_k kadar ve sabit bir değer olduğuna göre orta kulağın transfer fonksiyonu

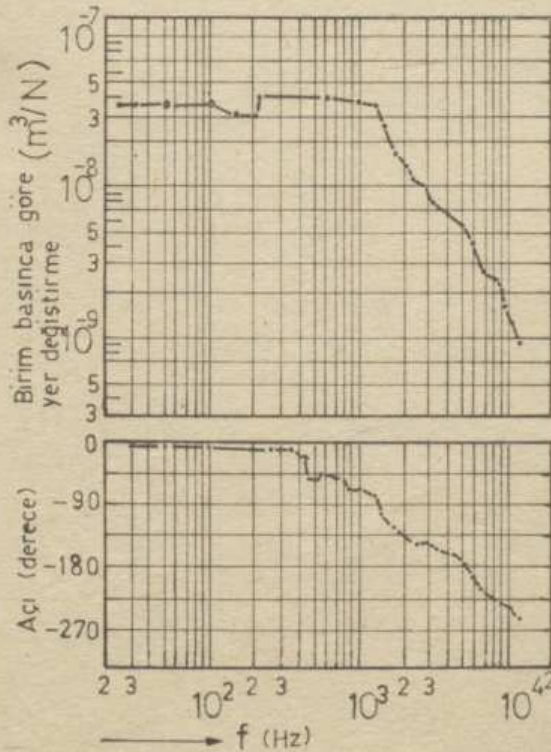
$$F(j\omega) = \frac{\bar{P}_s}{\bar{P}_k} = j\omega Z_c \frac{\bar{x}_s}{\bar{P}_k} \quad 3.17$$

olur. $\bar{P}_s$, $\bar{P}_k$ ve $\bar{x}_s$ kompleks büyüklükler olup aralarında, frekansla değişen faz farkları vardır. $Z_c \frac{\bar{x}_s}{\bar{P}_k}$ yi $H(j\omega)$ ile gösterecek olursak;

$$F(j\omega) = j\omega H(j\omega) \quad 3.18$$

3.17 ve 3.18 ifadeleri orta kulağın transfer fonksiyonları olup açık birer ifade değillerdir. Bunları daha anlamlı bir şekle sokabilmek için $H(j\omega)$ fonksiyonunun belirlenmesi gerekir. Bunu belirleyebilmek için kulak zarındaki sabit basınca göre, stapes ayağındaki yer değiştirmenin genlik ve fazını ölçmek gerekir.

Yaptığım araştırmalardan kulak zarındaki basınca göre stapesin yer değiştirmesi ile ilgili yalnız bir deneye rastlayabildim. Bu deneyi 1967 senesinde Guinan ve Peake anestezi edilmiş bir kedi orta kulağı üzerinde yapmışlar. Deney sonuçları Şekil 3.6 da gösterilmiştir. Kedi orta kulağı insan ku-



Şekil 3.6

lağına benzediğinden bu değerlerden yararlanabiliriz. Aralarında ufak farklar olmasına rağmen genel olarak insan kulağı hakkında bir bilgi verebilir(37).

Deney, mikroskopla ve stroboskopik aydınlatma ile yapıldığından orta kulak boşluğuna küçük bir deliğin açılması gerekir. Bu da küçük bir hata oluşturabilir. Bütün bu etkileri bir yana bırakacak olursak bu eğrinin bir alçak geçiren filtre özelliğinde olduğu görülür. Eğri yaklaşık 1300 Hz ye kadar sabit olup, 500 Hz ye kadar da çok küçük bir faz kayması oluşmaktadır. Yüksek frekanslara doğru genlik azalırken faz da -270° ye ulaşmaktadır. Böyle bir karakteristik üçüncü dereceden bir fonksiyonun karşılığı olabilir. Bu egriden yararlanarak değişik frekanslardaki basınç kazancını hesaplayabiliriz. Daha önceki bölümde belirttiğimiz gibi cochlea giriş empedansını yaklaşık $Z_c = 56000$ akustik ohm olarak alabiliriz. Kulak zarındaki birim basınca göre stapesin yerdeğiştirme genliği ve fazı da karakteristiklerden belli olduğuna göre $F(j\omega)$ transfer fonksiyonunun genliği ve fazı aşağıdaki Tablo 3.1 de belirtildiği gibi olur.

TABLO 3.1

$f(\text{Hz})$	$\left \frac{\bar{x}_s}{\bar{p}_k} \right $	$\left \frac{\bar{x}_s}{\bar{p}_k} \right $	$ F(j\omega) $	$ F(j\omega) $
30	$4 \cdot 10^{-8}$	-5°	0.42	65°
100	$4 \cdot 10^{-8}$	-5°	1.4 $-(2.92 \text{ db})$	85°
500	$4 \cdot 10^{-8}$	-45°	7 $-(16.90 \text{ db})$	45°
1000	$4 \cdot 10^{-8}$	-70°	14.06 $-(22.92 \text{ db})$	20°
1300	$2.18 \cdot 10^{-8}$	-90°	10 $-(20 \text{ db})$	0°
2000	$1 \cdot 10^{-8}$	-115°	7 $-(16.90 \text{ db})$	-25°
10000	$0.15 \cdot 10^{-8}$	-225°	5.3 $-(14.48 \text{ db})$	-135°

Tablodaki değerlerden görüldüğü gibi basınç dönüşümü 1000 Hz civarında 14 dün üzerinde olup bunun dışında belirli bir eğimle düşmektedir. Bu değerler, 3.3.3. kısmında teorik olarak elde ettiğim değerden biraz farklıdır. Bu farklılık daha önce belirttiğim gibi elastisite kayıpları, kemikçiklerin atalet ve ölçme hatalarından ileri gelmektedir.

Basınç değişimi alçak frekanslardan 1000 Hz'e doğru 6 db/oktav ile yükselirken, 1000 Hz den yukarı frekanslarda da 6 db/oktavlık bir eğimle düşmektedir. O halde orta kulak transfer fonksiyonu bir bant geçiren filtre özelliğindedir.

İnsan kulağının transfer fonksiyonu 1957'de Zwislocki, 1960 Moller ve 1963'te Glaeser tarafından elde edilmiştir. Bütün bu araştırmadan kadavra edilmiş insan kulağı üzerinde yapılmıştır. Oysa ölümden sonra kulağın birçok mekanik özellikleri değişmektedir. Bundan dolayı kadavradan elde edilmiş transfer fonksiyonu canlı yapıyı tam manası ile göstermemektedir. Kadavra edilmiş orta kulakta 50 ile 10000 Hz arasında 20 db den az bir kazanç değişimi olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı orta kulak hakkında daha detaylı bilgiler elde etmek mümkün değildir.

Şekil 3.6'dan yararlanarak bir analitik ifade bulabilirsek, orta kulak transfer fonksiyonunu bulmuş olacağız. Bu işlemi yaparken transfer fonksiyonlarının bazı özelliklerini göz önüne almamız gerekir. Sinüzoidal kararlı hal için bir transfer fonksiyonunun genel ifadesi;

$$H(j\omega) = K \frac{(j\omega - a_1)(j\omega - a_2) \dots (j\omega - a_n)}{(j\omega - b_1)(j\omega - b_1) \dots (j\omega - b_m)} \quad 3.19$$

şeklindedir. Buradaki $a_1, a_2 \dots a_n$ sabitleri transfer fonksiyonunun sıfırlarını ve $b_1, b_2 \dots b_m$ sabitleri ise transfer

fonksiyonunun kutuplarını göstermektedir. Bunlar sistemin kesim frekanslarıdır. Kutup sayısı sistemin derecesini belirtir. Böyle bir transfer fonksiyonunun yüksek frekanslardaki özellikleri daha çok önemlidir. w açısal frekansı sonsuza yaklaşınca $H(jw)$ da $K \frac{w^n}{w^m}$ ye yaklaşır. Bu değer m ve n ye bağlı bir değer olup sıfır veya sonsuz da olabilir. En çok rastlanan durum $m \geq n$ durumu, olup bir durumda $H(jw)$ frekans yükseldikçe sıfıra yaklaşır. $H(jw)$ ın zayıflama eğimi $(m-n)$ ye bağlıdır. Herbir sıfır belirlediği kesim frekansından itibaren genlikte 6 db/oktavlık bir artma oluşturur. Herbir kutup da 6 db/oktavlık bir azalma oluşturur. Örneğin $m-n=2$ ise yüksek frekanslarda genlik 12 db/oktavlık bir eğimli zayıflar. Yüksek frekanslardaki faz da sıfır ve kutup sayısına bağlıdır. Herbir sıfır 90° ileri ve herbir kutup da 90° geri faz oluşturur. Toplam faz farkı $(m-n) = \frac{\pi}{2}$ dir. $m-n=2$ ise yüksek frekanslardaki faz -180° olur(14,44).

Bu genel kuralları Şekil 3.6 daki eğrilere uygulayacak olursak, yüksek frekanslarda $H(jw)$ üçüncü dereceden bir fonksiyon olur. Alçak ve orta frekanslarda (1000 Hz'nin civarı için) ise, yaklaşık olarak ikinci dereceden bir fonksiyon gibi düşünülebilir. İkinci dereceden ve sönüm katsayısını da içeren bir transfer fonksiyonunun genel ifadesi;

$$H(jw) = \frac{K}{1 - \left(\frac{w}{w_0}\right)^2 + j2r \frac{w}{w_0}} \quad 3.20$$

şeklindedir. Burada r sönüm katsayısı olup şekildeki değişim kritik sönümden daha hızlı bir sönüme benzediğinden, $r=0,7$ alınabilir. Eğrinin kesim frekansı $f_0 = 1300$ Hz olup $w_0 = 2\pi \cdot 1300$ rad/s dir. Eğri 1300 Hz'ten yüksek frekanslara doğru 12 db/oktavlık bir eğimle zayıflamaktadır. $w = w_0$ için

$$\left| H(j\omega_0) \right| = \left| -j \frac{K}{1,4} \right| = \left| Z_c \cdot \frac{\bar{x}_s}{\bar{p}_k} \right|$$

dan

$$K = 22,18.10^4 \text{ olur.} \quad 3.21$$

Orta kulağın transfer fonksiyonu ise

$$F(j\omega) = j\omega \frac{22,18.10^4}{1 - \left(\frac{\omega}{2600\pi}\right)^2 + j \frac{1,4 \omega}{2600\pi}} \quad 3.22$$

3.3.6. Orta Kulağın Elektriksel Analogu

Bundan önceki kısımda, çıkartmış olduğum transfer fonksiyonu orta kulağın matematik modelinden başka birşey değildir. Bu transfer fonksiyonu yardımı ile değişik frekanslarda, giriş basıncı belli iken çıkış basıncının genlik ve fazını bulabiliriz. Bunun dışında, orta kulaktaki elemanların giriş işaretine göre davranışını açıkça görmek mümkün değildir. Bu konuya devre modeli ile açıklık kazandırabiliriz. Orta kulağın özellikleri transfer fonksiyonu ile incelenildiği gibi devre modeli ile de incelenebilir. Böyle bir devre modeli nasıldır? nasıl elde edilir? ve faydalarının ne olduğunu kısaca anlatmak istiyorum.

Orta kulağın analogu olan ve aynı transfer fonksiyonunu veren bir devre modeli bulunabilir. Aynı transfer fonksiyonu veren sonsuz sayıda devre modeli olabildiği halde, sistemdeki her elemana karşılık, modelde de analog bir eleman olacak şekilde geliştirilen devre modeli yalnız bir tanedir. Transfer fonksiyonu orta kulağın iç yapısını oluşturan elemanlar hakkında bilgi vermediği halde, böyle bir devre modelinde, orta kulaktaki elemanların davranışını ve elemanlar arasındaki

etkileri açıkça görmek mümkündür. Orta kulağın veya tüm kulağın mekanik analog devresi elde edilebildiği gibi, elektriksel analog devresi de elde edilebilir. Elektriksel devreler daha çok tercih edilir. Çünkü, bu devrelerde çok kolay ve çok doğru ölçme yapmak mümkündür. Ayrıca elektriksel yönden benzerlik sağlamak da oldukça kolaydır. Akustomekanik devre elemanları ile elektrik devre elemanları arasındaki bağıntı, sağladıkları diferansiyel denklemlerin benzerliğine bakarak kurulur. Böylece akustomekanik değişken ve parametrelerinin özellikleri, elektriksel değişken ve parametrelerle incelemek mümkündür.

Elektrik değişkeni olarak gerilim ve akım alınırsa, bunların akustik analogu sırasıyla basınç ve yer değiştirme hızı (Hacim hızı) mekanikteki analogu ise sırasıyla kuvvet ve hız olur. Bu tip analojiye empedans tipi analoji denir. Bu analogideki devre elemanları ve parametreler şöyledir. Sabit ses basıncı oluşturan bir hoporlörün elektriksel analogu bir gerilim kaynağıdır. Akustik kompliansın (veya kapalı bir hacmin) analogu olarak kapasite, akustik kütlenin (veya açık bir hacim) analogu olarak self ve akustik kaybın analogu olarak da direnç kullanılır.

Kulağın elektriksel analog devresi, kulak zarındaki empedans ölçmeleri ile kulağın fizyolojik verilerinden yararlanılarak elde edilir. Birçok araştırmacı tarafından değişik analog devreler geliştirilmiştir. Şimdi orta kulağın fonksiyonlarını daha iyi anlayabilmek için çıkartılmış olan bu analog devrelerden birinin analizini yapmak istiyorum.

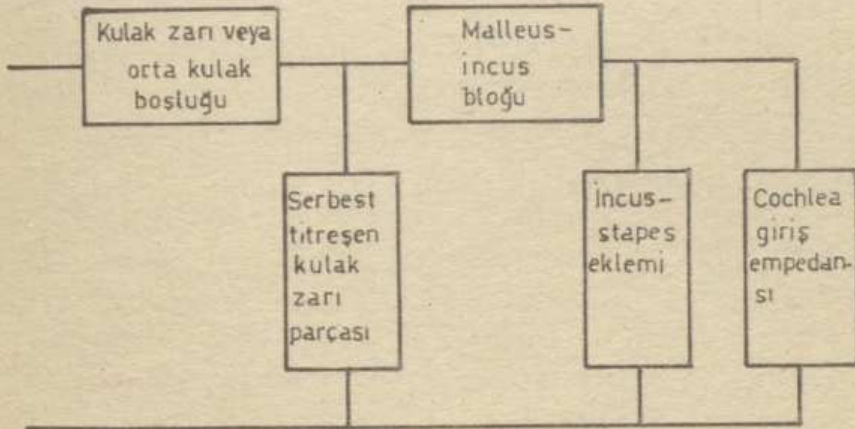
İnsan kulağına ençok benzeyen ve birçok araştırmacı tarafından beğenilen bir analog devreyi göz önüne alacağım. Bu devre 1963 te Zwislocki tarafından hint domuzunun orta kulağı üzerinde yapılan araştırmalardan elde edilen analog devredir. Hint domuzunun kulak zarı empedansı ve transfer fonksiyonu

insan kulağınıninkine benzemektedir. Canlı insanlarda transfer karakteristiğini ölçmek mümkün olmadığından ve 1500 Hz'in üstündeki frekanslarda kulak zarındaki empedans bilgilerinin elde edilmesindeki deneysel güçlüklerden dolayı bu gibi deneyler daha çok hayvanlar üzerinde yapılmaktadır. Hint domuzunun kulağı insan kulağından biraz daha basit olduğundan, uygun analog devresinin sentezi de daha kolaydır. Bu analog devre ile insan kulağının orta ve yüksek frekanslardaki fonksiyonlarını anlamak mümkün olabilmektedir(32).

Akustik fonksiyonlar bakımından hint domuzu ve insan kulağı birbirlerine benzemelerine rağmen, elemanların boyutları arasında farklar vardır. İnsan kulak zarının etkin alanı 0.55 cm^2 olmasına rağmen, hint domuzununki 0.25 cm^2 dir. İnsan orta kulak boşluklarının toplam hacmi 8.1 cm^3 mertebesinde olup, hint domuzunda 0.25 cm^3 tür. İnsan orta kulak boşluğu birbirine dar geçitlerle bağlı üç oyuktan oluştuğu halde, hint domuzunda iki oyuktan oluşmuştur. Daha büyük olan oyuk kulak zarının hemen arkasında olup dar bir geçitle daha küçük ikinci oyukla birleşir. Hint domuzu orta kulağında konik bir kulak zarı ve üç kemikçik vardır. Kemikçikler arasındaki eklemler insan kulağınıninkine benzer. Malleus-incus eklemi sert ve incus-stapes eklemi ise yumuşaktır.

Zwislocki'nin teklif ettiği analog devrenin blok diyagramı Şekil 3.7 de gösterilmiştir. Bu diyagramın çıkarılışını şöyle açıklayabiliriz. Kulak zarının hacimsel yer değiştirme hızı orta kulakta bulunan havanın hacimsel yer değiştirmesi ile aynıdır. Hacim hızının elektriksel karşılığı akım olduğu düşünülür ve kulak zarına uygulanan basıncın (gerilimin) oluşturacağı hacim hızının (akımın), tümü kulak zarı veya orta kulak oyuklarına uygulandığına (aktığına) göre ilk blok, kulak zarını veya orta kulak oyuklarını gösterir. Kulak zarının akustik parametrelerini belirlemek zordur. Bundan dolayı bunun eşdeğeri olan orta kulak oyukları göz önüne alınır. Bu

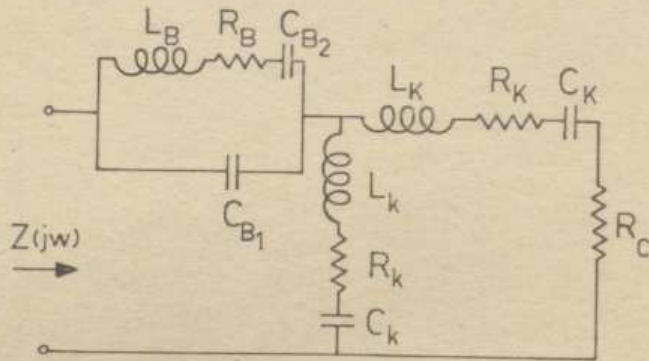
hacimsel boyutlar belli olduğuna göre bunların rezonans ve anti rezonans frekansları da bellidir. Tüm enerji, malleus'a sıkı bir şekilde bağlı bulunan kulak zarı parçası, malleus ve incus ile taşındığından, bunlar ikinci seri bloku oluşturur. Malleus'un manubrinin ayağına sıkı bir şekilde bağlı bulunmayan kulak zarı parçası, serbest bir şekilde titreştiğinden dolayı bir akustik şönt gibi davranır. Bu parça ilk paralel bloku oluşturur. Daha önce de belirttiğim gibi, malleus-



Şekil 3.7

incus eklemi sert olduğundan burada herhangi bir enerji kaybı oluşmamaktadır. Yani, malleus'a gelen enerjinin tümü incus'a geçer. Eğer bu eklem gevşek ise bir kayıp elemanı oluşacağından paralel bir blok ile göstermek gerekir. İncus-stapes eklemi gerçek olduğundan bir kayıp elemanı gibi davranıp, faz kayması da oluşturur. Bu eklem de ikinci paralel bir blok ile gösterilmiştir. En son blok ise oval ve yuvarlak pencerelerin özelliklerini gösteren cochlea giriş empedansını belirten bloktur.

Kulak zarındaki basınç ve kulağın anatomik verilerinden yararlanarak, herbir bloğun elektriksel parametreleri bulunabilir. Bulunan analog blokların frekans karakteristikleri, gerçek sistemin akustik özelliklerini yansıtmaları gerekir. Açık olarak Şekil 3.8 de gösterilmiş olan devrenin ilk bloğu paralel bir R , L , C devresidir. Bu devre, büyük oyukun yerine geçen C_{B1} kapasitesi, küçük oyukun yerine geçen C_{B2} kapasitesi ve iki oyuk arasındaki dar geçidi ifade eden R_B direnci ve L_B şelfinden oluşmuştur.



Şekil 3.8

Kulak zarındaki akustik özelliklerinin paralel etkisi tam olarak bilinmemektedir. Fakat ilk yaklaşım olarak seri bir rezonans devresi gibi düşünülebilir. Bundan dolayı ilk paralel blok L_k , R_k ve C_k elemanlarından oluşmuştur.

Deneyisel verilerden, cochlea giriş empedansının, incus-stapes eklemindeki empedanstan çok küçük olduğunu göz önüne alırsak, incus-stapes eklemindeki empedansı veya Şekil 3.7'deki ikinci paralel bloğu ihmal edebiliriz. Bu kabul ile yeni devremiz Şekil 3.8 de gösterildiği gibi iki seri blok ve bir paralel bloktan oluşmuş olur.

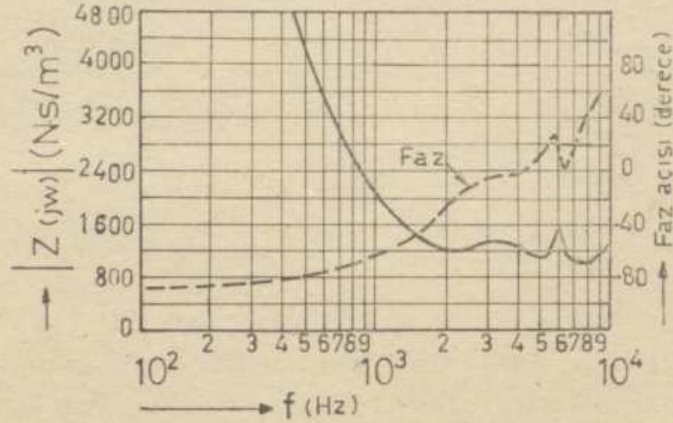
Kulak zarı, malleus ve incus'un da akustik özellikleri tam olarak bilinmemektedir. Bunu da ilk paralel blokta yaptığımız gibi seri bir rezonans devresi ile gösterebiliriz. Bu elemanların değerleri direkt olarak bulunamaz. Bu değerler bilinen giriş empedansını verecek şekilde tahmini değerlerdir. Yalnız cochlea giriş empedansının rezistif kısmının reaktif kısmından çok daha büyük olduğu Mundie'nin yaptığı deneyle belirlenmiştir. Cochlea direncinin değeri frekanstan bağımsız olup yaklaşık sabit bir değerdedir. Bu direnç R_c ile gösterilmiştir.

Zwislocki, Mundie'nin yaklaşık 10 hint domuzundan elde ettiği verilerden yararlanarak ortalama bir analog devrenin parametrelerini hesaplamış ve aşağıdaki değerleri bulmuştur.

$L_B = 24 \text{ mH}$	$R_B = 100\Omega$	$C_{B1} = 0,137 \mu\text{F}$	$C_{B2} = 0.034 \mu\text{F}$
$L_k = 20 \text{ mH}$	$R_k = 700\Omega$	$C_k = 0,04 \mu\text{F}$	
$L_K = 31 \text{ mH}$	$R_K = 100\Omega$	$C_K = 0,8 \mu\text{F}$	
	$R_c = 350\Omega$		

Bu değerlerden yararlanarak kulak zarından içeriye doğru kıldığında görülen $Z_k(j\omega)$ empedansı hesaplanabilir. Yapılan hesaplama sonucunda bu empedansın genlik ve fazının frekansa göre değişimi Şekil 3.9 daki gibi olduğu görülür.

Analog devreden elde edilmiş olan bu eğriler, hint domuzunun kulak zarındaki gerçek empedans değişimleri ile aynıdır. O halde bu devre üzerinde yapılacak olan ölçmeler anatomik yapıdaki değişimleri aynen yansıtır.



Şekil 3.9

Cochlea girişindeki basınç, R_c uçlarındaki gerilim düşümü ile belirlenir. Bu devreden yararlanarak orta kulak için bir transfer fonksiyonu da bulunabilir. Kulaktaki akustik ölçmeler yapılırken bazı akustik kuplaj elemanları da kullanılır. Bu elemanların etkilerini de göz önüne almak gerekir. Oysa analog devre yalnız orta kulağın özelliklerini yansıtmak tadır.

Bu analog devre yardımı ile orta kulağın değişik kısımlarının akustik etkilerini görmek mümkündür. Bunun için analog devreyi oluşturan rezonans devrelerinin rezonans frekanslarını hesaplıyalım. B indisli seri rezonans devresinin rezonans frekansı 5575 Hz, k indisli devrenin 5600 Hz ve K indisli devrenin ise 1000 Hz'dir. Kulak zarı malleus ve incus bloğunun rezonans frekansı 1000 Hz ve seri direnci 100Ω olduğuna göre yaklaşık 500-1500 Hz arasında kısa devre gibi davranıp fazla bir enerji kaybı oluşturmada gelen enerjinin büyük bir kısmını iç kulağa iletmektedir. Dolayısıyla bu blok yüksek frekanslarda (9000 Hz in üzerinde) fazla bir zayıflama

oluşturarak etkili olur. Orta kulak boşluklarını sembolize eden ilk seri blokta da bir seri rezonans devresi olup rezonans frekansı 5575 Hz dir. Bu kolun rezonans anındaki empedansı 100Ω olup C_{B1} in bu frekanstaki empedansından küçüktür. Dolayısıyla bu bloğun seri rezonans kolu daha etkili olur. Bu blok devreye seri olarak girdiğinden rezonans frekansı ve bunun civarındaki frekanslarda gelen akustik enerjinin büyük bir kısmı geçecektir. Frekans alçaldıkça bu bloğun toplam empedansı büyüyeceğinden 2000 Hz nin altındaki frekanslarda etkili olacaktır. Yapılmış olan deney sonuçlarına göre orta frekanslarda (2000 Hz ile 9000 Hz) cochlea giriş empedansı büyük olduğundan gelen akustik enerjinin az bir kısmını yuta- cağından, bu frekans aralığında da cochlea giriş empedansı etkili olmaktadır.

Yukarda açıklamaya çalıştığım etkileri özetleyecek olursak, 1) alçak frekanslarda orta kulak boşluklarının komp- liansının, 2) orta frekanslarda cochlea giriş empedansının ve 3) yüksek frekanslarda kemikçik kütlelerinin etkili olduğunu söyleyebiliriz.

Şekil 3.9 dan 2000-9000 Hz frekansları arasında kulak zarındaki empedansın genliği minimum olup 1500 akustik ohm civarındadır. Faz açısı ise yaklaşık 0° dir. Cochlea empedan- sı da rezistif olduğundan haberleşme için önemli olan frekans değerlerinde orta kulak cochlea'nın giriş özelliklerini kulak zarına yansıtmaktadır. Faz açısının sıfır ve empedansın mini- mum olmasından dolayı bu aralıktaki enerji transferi maksimum- dur.

Bir de serbest titreşen kulak zarı parçasını sembolize eden ilk paralel blok var. Bunun rezonans frekansı 5600 Hz bu frekanstaki empedansı 700Ω dur. Bu kola paralel olan (ke- mikçikleri ve cochlea'yı gösteren) kolun aynı frekanstaki empedansı $(450 + j1054)\Omega$ olup mutlak değeri 1146 ohmdur.

Görüldüğü gibi bu frekans civarında cochleaya giden enerjinin büyük bir kısmı, serbest titreşim yapan kulak zarı parçası tarafından yutulmaktadır. Yukarda da belirttiğim gibi 2000-9000 Hz arasında maksimum enerji transferi olmaktaydı. Bundan dolayı kulak zarının serbest titreşim yapan bu parçası ve malleus-incus bloğu için tahmin ettiği parametrelerin gerçek değerlerinin biraz farklı olacağı kanısındayım. Çünkü anatomik gözlemlerle kulak zarı, üzerindeki lifler yardımı ile sert bir külâh gibidir. Dolayısıyla malleusa bağlı olan etkin alanın daha büyük olacağı ve neticede R_k direncinin daha büyük bir değerde olması gerektiği ortaya çıkıyor.

3.3.7. Orta Kulaktaki Geri Besleme Sistemi

Buraya kadar, orta kulağı pasif bir sistem gibi göz önüne alarak bazı özelliklerini anlatmaya çalıştım. Gerçekte orta kulak, geri beslemeli lineer olmıyan karmaşık bir sistemdir. Lineerliği bozan, ve transfer fonksiyonuna değişik etki yapan, geri besleme düzeninden burada bahsetmek istiyorum.

İşitme sisteminde birçok geri besleme düzenleri olduğu gibi, orta kulakta da bu işlem iki adale ile sağlanır. Bu adaleler malleus'a bağlı tensor tympani ve stapes'e bağlı stapedius adaleleridir. Bu adaleler sayesinde regülasyon ve servomekanizma işlemleri yapılarak iç kulak dış etkilere karşı korunmuş olur. Yani şiddetli seslerin belli bir değerin üzerine çıkmasını önlerken, zayıf seslerde de vücudun içinde oluşan gürültülere karşı işaret-gürültü oranını arttırarak sesin işitilmesini sağlar. Bu işlemler diğer biyolojik sistemlerde de vardır. Örneğin etrafında fazla CO_2 olan bir canlı daha hızlı solunum yaparak kandaki oksijen dengesi normale döndürmeye çalışır. Bu regülasyon sayesinde damardaki basınç hep aynı seviyede kalır. Biyolojik servomekanizmaya örnek olarak da gözün uyumunu gösterebiliriz. Gözden uzaklaşan bir hedefin retina üzerinde oluşturacağı hayal görüntü ilk anda

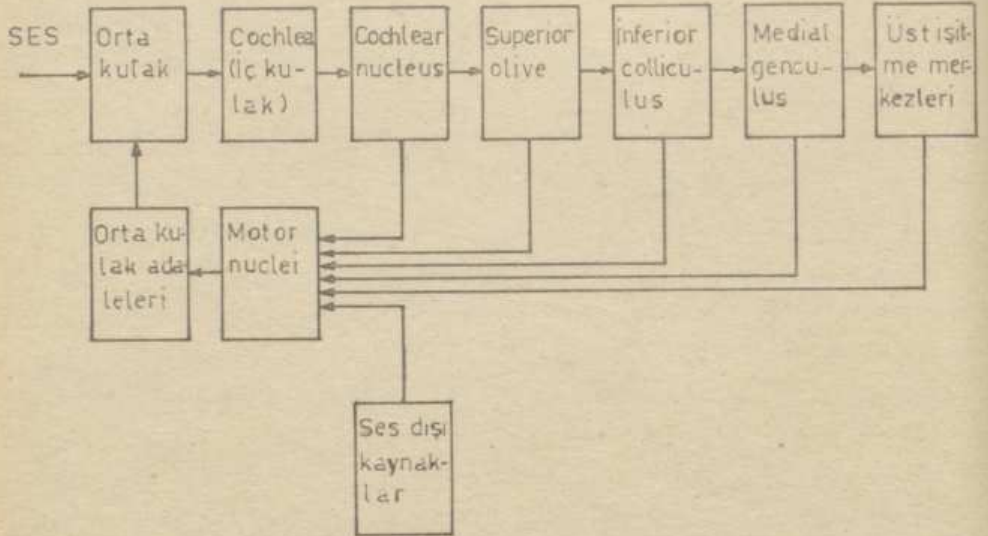
bulanık olur. Fakat göz merceği odak noktasının değişmesi ile bu bulanıklık ortadan kalkar.

İşitme sisteminin son kontrol elemanı olarak vazife gören iki orta kulak adalesinin herbiri çok sayıda paralel liften oluşmuştur. Büzülmeleri ile çok küçük yer değiştirme oluşturabildiği gibi büyük bir basınç da (1960 N/m^2) üretebilir. Orta kulak adaleleri ses ve ses dışı kaynaklarla uyartılabilir. Orta kulak adalelerinin büzülmesi ile orta kulak kemikçiklerinin hareketine ters yönde etki yapılmış olur. Tensor tympani, malleusun manubrium ayağına bağlı olup, büzülmesi ile malleusu veya kulak zarını içeriye doğru çeker. Stapedius adalesi de stasın ayağına bağlı olup, büzülmesi ile stapesi veya oval pencereyi içeriye doğru çeker. Adaleler kulak zarı ve oval pencerenin tam karşısında olmadığından, büzülmeleri esnasında kemikçikleri biraz da yana yatırırlar. İki adalenin aynı anda büzülmesi ile kemik zincirinin sertliği artar ve oval pencereye değen stapes ayağının hareket şekli değişir. Böylece ses iletiminde bir zayıflama oluşarak, cochleaya ulaşan enerjide bir azalma olacaktır. Stapes ayağı yatay eksen etrafında dönme hareketi yaparak, iç kulağa daha az bir basıncın iletilmesini sağlar. Zayıf seslerde ise stapes ayağı dikey eksen etrafında dönme hareketi yaparak iç kulağa daha büyük bir basıncın iletilmesini sağlar. Bu iki durum Şekil 3.10'da gösterilmiştir(11,19,52,55).



Şekil 3.10

Aşırı kuvvetli (büyük genlikli) seslere karşı kemik zincirinin sertleşmesi ve stapes ayacağının eğik hareketi orta kulak adale refleksleri ile sağlanmaktadır. Orta kulak adaleleri refleks uyarısını beyindeki çeşitli merkezlerden aldığı gibi ses dışı kaynaklardan da almaktadır. Orta kulak adale refleksinin oluşturduğu çok çevrimli geri besleme sistemi blok diyagram olarak Şekil 3.11 de gösterilmiştir.



Şekil 3.11

Şekilde gösterildiği gibi orta kulak yolu ile cochlea'ya ulaşan ses, işitme siniri ile beyindeki üst işitme merkezine ulaşır. Bu arada işitme siniri beyindeki birçok röle istasyonundan geçer. Bu röle istasyonları tam olarak bilinmeyip tahmini merkezler Şekil 3.11 de gösterilmiştir. Geri besleme en son, üst işitme merkezinden olabildiği gibi, ara bloklardan da olabilir. Bu geri beslemelerin her hangi biri ile orta kulak adaleleri refleks olarak çalışır. Ses dışı kaynaklar da orta kulak adalelerini uyartarak orta kulak iletimine etki edebilir.

Orta kulak adale refleksinin fonksiyonları hakkında çok değişik görüşler vardır. Adale refleksi ses kaynaklı olduğunda, büzülmek sureti ile orta kulaktaki iletimi zayıflatarak iç kulağı aşırı uyarılardan korur. Adale refleksinin bu tip görevi ile ilgili birçok ortak görüş vardır. Bunun dışında ses enerjisinin optimal bir şekilde geçmesi için orta kulağı akord ettiği konusunda da bir görüş birliği vardır. Bunlardan başka yüksek frekanslarda kemikçikler arasındaki eklemlerin oynamasını önliyerek sistemin kayıplarını azaltır şeklinde de bir görüş vardır.

1964'te Simmons'un yaptığı deneysel gözlemlerden, adalelerin belirli ses şiddetleri üzerinde koruma görevi yaptığını ortaya koymuştur. Bundan başka kemikçiklerde oluşturdıkları sertlikle de, iletim karakteristiklerinde değişiklik oluşturmaktadırlar. Böylece anestezi edilmiş kulakta 4000 Hz civarındaki antirezons çukuru bu adaleler yardımı ile nispeten düzeltilmektedir. O halde bu adalelerin fonksiyonu şiddete bağlı olduğu gibi frekansa da bağlıdır.

İç kulağın korunması için belirtilen ses seviyesinin bir hayli aşağısında da adalelerin aktif olduğu gözlenmiştir. Bu gürültüler baş ve vücut hareketlerinin (çigneme, yutma ve iskeletteki adale hareketi) oluşturduğu iç gürültülerdir. Bu durumdaki adale refleksi ses kaynaklı değildir. Adale büzülmesi iç gürültülerin başlamasından biraz önce olmaktadır. Örneğin ses çıkmadan yaklaşık 100 ms önce orta kulak adaleleri büzülerek ses süresince aktif bir şekilde kalmaktadır. Çigneme esnasında da büyük bir iç gürültü oluşmaktadır. Netice olarak, bu iç gürültülerden önce orta kulak adalelerinin büzülmesi en önemli fonksiyonu olarak kabul edilebilir. Böylece alçak frekanslı olan iç gürültüler, zayıflatılarak çevre seslerin işaret-gürültü oranının arttırılmasında adale reflekslerinin önemli bir fonksiyonunun olduğu söylenebilir.

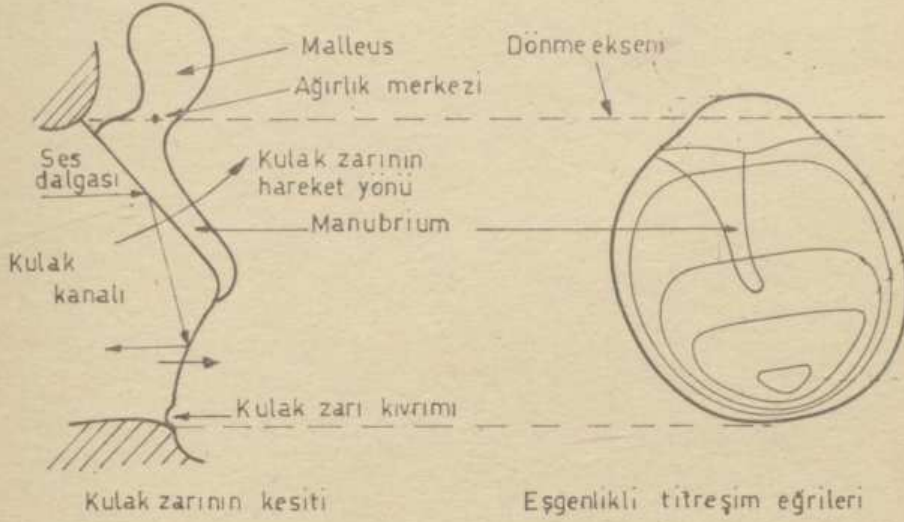
Anatomik olarak orta kulak adaleleri dar birer kemik kanal içine doğru uzanmış olup, sükunette iken gergin vaziyettedirler. Serbest bir şekilde titreşemeyeceklerinden dolayı orta kulakta alt harmoniklerin oluşması önlenmiş olur. Ayrıca stapesin iki bacağı dar bir hücreye yerleşmiştir. Aşırı şiddetteki sesler orta kulak adaleleri ile zayıflatıldığı gibi stapesin yerleştiği hücrenin yanıl duvarları ile de sınırlanmaktadır. Böylece aşırı şiddetlere karşı bu hücre iç kulak için daha büyük bir güven oluşturur(19,55).

3.3.8. Kulak Zarının Fonksiyonu ve Orta Kulağın Olmaması

Kulak zarı konik bir yapıya sahip olup, kulak kanalıının dibine yerleşmiştir. Üzerinde dairesel ve yarıçap doğrultusunda lifler bulunmaktadır. Yarıçap doğrultusundaki lifler fazla esnek olmayıp, dairesel lifler ise çok esnektir. Kulak zarının bu yapısal özelliğinden dolayı titreşim esnasında konik form kolaylıkla değişebilir. Kulak zarının bu konik şeklinden dolayı malleusun manubrium ayağı kulak zarına sıkı bir şekilde bağlanmıştır. 2000 Hz nin altındaki frekanslarda Şekil 3.12 de gösterildiği gibi eşgenlikli titreşim eğrileri şeklinde titreşir. Kulak zarının alt kısmında eğrilik yarıçapı 0.5-0.8 mm olan yuvarlak bir kıvrım vardır. Eşgenlikli titreşim eğrilerinden görüldüğü gibi bu kıvrıma yakın kulak zarı bölgesi, maksimum genlikle titreşmektedir. Kıvrım çok elastik bir yapıya sahip olduğundan titreşim esnasında kulak zarında herhangi bir anormal deformasyon olmadan üst tarafta gösterilen eksen etrafında bir dönme hareketi olur. Bu dönmenden dolayı manubriumun alt ucu maksimum genlikle titreşerek kulak zarındaki titreşimleri kemik zincirine iletir(19).

Kulak zarı kesitine dikkat edecek olursak kulak zarının alt ucu daha içerdedir. Kulak zarının bu eğik durumundan dolayı, kulak zarına çarpan ses dalgaları geriye yansımayıp konik yapının alt kısmına çarpacak şekilde yansır. Böylece gelen ses dalgasının büyük bir kısmı yutulurak, yansıma çok

az olur. Kulak zarı konik değil de düz olsaydı gelen dalga bir defa çarpıp geriye doğru yansıyacaktı. Dolayısı ile kulak zarı tarafından yutulacak ses dalgası daha az olacaktır.



Şekil 3.12

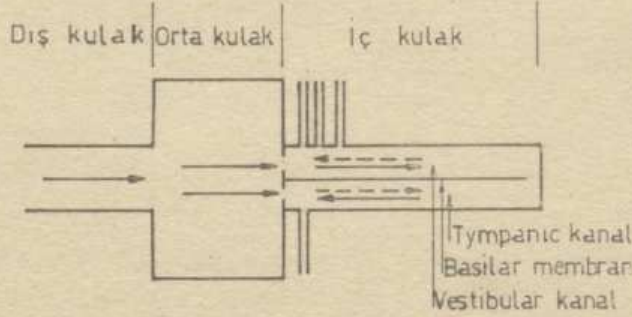
Hastalık veya başka bir nedenle kulak zarındaki kıvrım esnekliğini kaybederse, kulak zarı dönme hareketi yapamayacaktır. Bu durum da kulak zarı sertleşip bir piston gibi hareket edeceğinden manubriuma transfer edilen basınçta azalma olacaktır.

Kulak zarının bu özelliklerinden dolayı üzerine gelen ses basıncının büyük bir kısmını yutarak yüksek empedanslı bir sisteme kolaylıkla iletebilmektedir. Bundan dolayı bu zarın en uygun bir yapıya sahip olduğu söylenebilir.

Bilindiği gibi, kulak kanalına giren ses basıncı kulak zarı, kemikçikler ve stapes yolu ile oval pencereden iç kula-

ğın vestibular kanalına ulaşır. Vestibular kanaldaki titreşimler iç kulak sıvısı ile tympanic kanaldaki oval pencereye iletilir. Dolayısı ile vestibular kanaldan tympanic kanala doğru bir çıkış olur.

Kulak zarı ve orta kulak kemikçikleri yoksa, kulak kanalındaki ses basıncı hiçbir engelle karşılaşmadan yuvarlak ve oval pencereye ulaşır. Bu durum şematik olarak Şekil 3.13 te gösterilmiştir. Yuvarlak ve oval pencerelerin kulak zarına



Şekil 3.13

olan uzaklıkları farklı olduğundan basınçları da farklı olacaktır. İki pencere arasındaki basınç farkı $\Delta P = 2P \sin \frac{2\pi fd}{c}$ olur. Burada P; oval pencereadaki ses basıncının genliği, f; sesin frekansı, c; sesin hızı ve d; oval ve yuvarlak pencereler arasındaki uzaklıktır. Oval ve yuvarlak pencereler arasındaki uzaklık belli olup $d = 0,4$ cm olduğundan ΔP basınç farkı frekansla değişmektedir. Frekans yükseldikçe sinüslü ifade büyüyeceğinden basınç farkı da artacaktır. Basınç farkı, yaklaşık 43000 Hz te, hava yolu ile ulaşan basıncın iki katıdır. 1000 Hz de ise $\Delta P = 0,074 P$ olur. Görüldüğü gibi ses frekanslarındaki basınç farkı bir hayli azalarak basilar membranın titreşim genliği zayıflar. Alt işitme eşiği oval ve yuvarlak pencereler arasındaki basınç farkı ile belirlenir. Ku-

lak zarı ve kemik zincirinin olmaması durumunda, pencerele-
arasındaki basınç farkı azalacağı için alt işitme eşiği yük-
selerek duymada büyük bir kayıp olacaktır.

İç kulağı besleyen birçok kılcal damarlar bulunmakta-
dır. Anatomik olarak basılar membranın üst tarafındaki kılcal
damarlar alt tarafındakinden daha fazladır. Kulak kanalından
oval ve yuvarlak pencerelere gelen basınçlar, iç kulak sıvısı-
nın bu kılcal damarlardan dışarıya akmasına sebep olacaktır.
Kılcal damarların farklılığından dolayı oval pencere tarafın-
daki akışın yuvarlak peneceredekinden daha kolay olduğu açık-
ça görülmektedir. Eğer oval ve yuvarlak pencerelere aynı bā-
sınç uygulanacak olursa, iç kulaktaki sıvı akısının yönü Şe-
kil 3.13'te kesikli çizgi ile gösterildiği gibi olur. Bu akış
yönü kulak zarı ve kemik zincirinin varlığındaki yönün (sü-
rekli çizgi) tersidir. Bu faz farkından dolayı sesin yönünü
belirlemekte güçlük çekilir. Netice olarak kulak zarı ve ke-
mikçiklerin olmaması durumunda ses iletimin de büyük bir ka-
yıp olduğu gibi sesin yönünü belirlemekte de güçlükler ortaya
çıkılmaktadır. Bu durum, orta kulağı olmayıp yardımcı elektro-
nik işitme aygıtı kullananlar için söz konusudur.

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

4- YENİ BİR ORTA KULAK MODELİ

4.1. GİRİŞ

Buraya kadar yaptığım çalışma ile tezin bir bölümü olan, orta kulaktaki ses iletimini mühendislik açısından inceledim. Bu bölümde de, kulak zarı ve orta kulaktaki kemik zincirini herhangi bir nedenle kaybetmiş olan, bir sağırın işitmesini sağlayacak, uygulanabilen yeni bir modelin geliştirilmesi ve uygulanabilirliği üzerinde duracağım. Orta kulak fonksiyonlarını görecektek olan yeni modelin nasıl bir yapıya sahip olduğunu ve daha önce uygulanan modellere göre kıyaslanmasını yapmadan önce, buraya kadar yaptığım analizden bazı önemli noktaları kısa bir şekilde göz önüne almak istiyorum.

1. Orta kulak hava titreşimlerini mekanik titreşimlere dönüştüren çok hassas bir mekanik sistemdir. Bu mekanik sistem pasif ve ideal bir dönüştürücü olarak kabul edilirse, teorik olarak kulak zarındaki basıncı oval pencereye yaklaşık 22.3 defa kuvvetlendirerek iletmektedir. Bu basınç dönüşümü kulak zarı etkin alanı ($S_k = 0.55 \text{ cm}^2$) ve oval pencere etkin alanı ($S_o = 0.032 \text{ cm}^2$) arasındaki fark ile, malleus-incus kolları arasındaki oran ($l_k/l_o = 1.3$) farkından oluş-

maktadır. O halde "orta kulak bir basınç dönüştüren sistemdir".

2. Orta kulak sistemini akustik yönden inceleyecek olursak, orta kulağın bir empedans dengeleyici sistem gibi çalıştığını söyleyebiliriz. Bu işlemi de kulak zarı ve oval pencere alanları arasındaki fark ile 1.3'lük manivela kol oranı yardımı ile yapmaktadır. Orta kulak, iç kulaktaki 56000 akustik ohm'luk akustik empedansı yaklaşık 28.98 defa zayıflatarak, kulak zarına 1933 akustik ohm olarak yansıtmaktadır. Havanın akustik empedansı 415 akustik ohm olduğuna göre kulak kanalına gelen akustik şiddetin % 58'lik kısmı oval pencereye iletilir. % 42'lik kısmı da yansımaktadır.

3. Basınç dönüşümü yaparak hava ile iç kulak sıvısı arasında empedans dengesi sağlayan orta kulak, buraya kadar yapılan açıklamalarda pasif bir sistem olarak göz önüne alındı. Gerçekte orta kulak çok çevrimli bir geri besleme mekanizmasına sahip, lineer olmayan aktif bir sistemdir. Geri beslemeyi sağlayan ve lineerliği bozan tensor tympani ve stapedius adaleleri göz önüne alınmasa dahi, tüm olarak ideal bir manivelaya eşdeğer değildir. Orta kulaktaki hava boşluklarının, manubriuma bağlı olmayan ve serbest titreşim yapan kulak zarı parçasının, kemikçik eklemlerindeki bağların ve orta kulak askı lifleri ile adalelerin elastisite kayıpları da gözönüne alınması gerekir. Bir de kemikçik kütlelerinden ileri gelen atalet de hesaba katılırsa sistem bir hayli karmaşık olur. Tüm bu yan etkiler de gözönüne alınırsa, orta kulağın fonksiyonel yapısını daha gerçekçi bir görüşle incelenmiş olur. Böyle bir inceleme orta kulağın transfer fonksiyonu ile yapılabilir. İnsan orta kulağına benzemesi bakımından, kedi orta kulağı üzerinde yapılmış olan bir deneyi esas alarak, orta kulak için bir transfer fonksiyonu elde edilmiştir. Bu fonksiyon orta kulağın yüksek frekanslarda üçüncü dereceden bir karakteristiğe sahip olduğunu göstermektedir.

4. Elastisite kayıpları ile kemikçiklerin ataletinin oluşturduğu karmaşık yapı, çıkarttığım transfer fonksiyon ve elektriksel devre ile açıklık kazandı. Kulak zarının manübriuma bağlı olmayan ve serbest titreşim yapan parçası ile incus-stapes eklemının akustik özellikleri tam olarak bilinmemektedir. Elde edilen analog devrenin giriş empedansı esas alındığından dolayı, orta kulak sistemini oluşturan elemanların değişik frekanslardaki özelliklerinin incelenmesi için uygun olan elektriksel analog devre tahmini değerlerden oluşmaktadır. Bundan dolayı, orta kulağın detayları hakkında belirsizlikler vardır.

5. Tam bir orta kulak aktif bir sistem olup, aktiviteyi orta kulaktaki tensor tympani ve stapedius adaleleri sağlamaktadır. Bu adaleler bir yandan, vücudun içinde oluşan iç gürültülere karşı işaret-gürültü oranını arttırırken, diğer yandan aşırı şiddetteki seslere karşı iç kulağı korurlar. Adaleler bu iki işlemi yaparken lineer olarak çalışmadığından canlı bir orta kulağın lineer olmayan bir sistem olduğu ortaya çıkar. Eğer canlı bir orta kulak üzerinde ölçme yapılacak olsa, ölçü düzeninin işitme sistemine etkisi çok fazla olacaktır. Günümüzde orta kulak adale refleksleri ile ilgili birçok ölçmeler yapılmasına rağmen, işitme siniri ve beyin merkezlerinde geri besleme düzenleri belli olmadığından refleks mekanizmasında büyük belirsizlikler vardır. Lineer olmayan böyle bir sistemde birçok müphem nokta bulunmaktadır.

6. Böyle mükemmel ve karmaşık bir yapıya sahip olan orta kulak çeşitli nedenlerle fonksiyonlarını yapamaz duruma gelebilir. Bu durumda kulak zarı ve kemik zinciri olmadığından, kulak kanalındaki hava titreşimleri oval ve yuvarlak pencerelere ulaşacaktır. Hava ile iç kulak sıvısı arasında büyük bir empedans dengesizliği olduğundan gelen ses şiddetinin ancak % 2.9'u iç kulak sıvısına gelecektir. Neticede

büyük bir işitme kaybı olacaktır. Oval ve yuvarlak pencere-
lere ulaşan basınçlar 10.000 Hz'ye kadarki frekanslarda bir-
birine çok yakın değerdedir. Cochlea'daki tympanic kanal ve
vestibular kanallara bağlı bulunan kılcal damarlar arasında
dengesizlik vardır. Bu dengesizlikten dolayı pencerelere ge-
len eşit basınçlar iç kulak sıvısının ters yönde akmasını
sağlar. Böylece orta kulağın olmaması büyük bir işitme kaybı
oluşturduğu gibi iç kulak sıvısının ters yönde hareket etme-
si ile ses kaynağının yönünü tayin etmekte birçok belirsizlik-
ler oluşturur.

YUKARIDAKİ AÇIKLAMALAR İŞİĞİNDA ORTA KULAĞIN TEMEL
GÖREVİNİN BASINÇ AMPLİFİKASYONU YAPARAK EMPEDANS DENGESİ SAĞ-
LAMAK OLDUĞU ORTAYA ÇIKMAKTADIR. DENEYSEL VE TEORİK SONUÇLAR-
DAN, ORTA KULAK, KULAK ZARINDAKİ BASINCI 14 İLE 22.3 DEFA
(22.9 db İLE 26.9 db) KUVVETLENDİREREK OVAL PENCEREYE İLET-
MEKTEDİR. BU BASINÇ DÖNÜŞÜMÜNÜ YAPABİLEN HERHANGİ BİR MODELİ
KULAK ZARI İLE OVAL PENCERE ARASINA YERLEŞTİRMEK SURETİ İLE
İŞİTME KAYBINI ORTADAN KALDIRMAK MÜMKÜNDÜR. BULUNACAK OLAN
MODELİN TEMEL GÖREVİ BASINÇ DÖNÜŞÜMÜ YAPMAK OLMASINA RAĞMEN,
ORTA KULAĞA KOLAYLIKLA YERLEŞTİRİLEBİLEN BİR MODEL DE OLMALI-
DIR. YAPTIĞIM UZUN ARAŞTIRMALAR SONUCUNDA BASINÇ DÖNÜŞÜMÜ
YAPACAK VE ORTA KULAĞA KOLAYLIKLA YERLEŞTİRİLEBİLECEK, YENİ
BİR MODEL GELİŞTİRDİM. BU MODEL AKUSTİK MERCEK ÖZELLİĞİNDE
OLAN KESİK BİR KONİDİR.

Kesik bir konide basınç dönüşümünün nasıl gerçekleş-
tiğini açıklayabilmek için önce havada yayılan ses dalgala-
rının bazı özelliklerini gözden geçirmekte fayda vardır ka-
nısındayım.

4.2. KULAK ZARINA GELEN SES DALGALARI

Ses dalgaları, basınç değişikliği oluşturarak havada

yayıldığı gibi sıkışabilen çeşitli ortamlarda da yayılabilir. Herhangi bir noktadan çıkan ses dalgası uzayın üç yönüne doğru yayılır. Ses kaynağı noktasal ve çok küçük ise kaynağın yakınında üç yöndeki küresel değişimi gözönüne almak gerekir. Bizim araştırmamızda bu kadar küçük kaynak söz konusu olmadığı gibi, kulak zarının ses kaynağına çok yakın olması da mümkün değildir. Pratikteki ses kaynakları büyük yüzeylidirler. Bu nedenle kulak zarı düzleminin her noktasındaki yoğunluk değişimleri, hava partiküllerinin yer değiştirme miktarları ve ses basınçlarının faz ile genlikleri de aynıdır. Bu özelliklerinden dolayı kulak zarına düzlemsel dalga özelliğindeki ses dalgaları çarpmaktadır.

Ses dalgalarının yayıldığı ortamlarda adiabatik çalışma geçerli olduğu kabul edilebilir. Ortam homojen, izotropik ve mükemmel elastik ise bu ortamdaki düzlemsel ses dalgası aşağıdaki gibi bir diferansiyel denklemle ifade edilir(11, 43).

$$\frac{\partial^2 P}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 P}{\partial x^2} \quad 4.1.$$

Burada P, ses dalgasının herhangi bir noktadaki basıncını, c; sesin ortamdaki yayılma hızı, t; zaman ve x düzlemsel dalganın (veya sesin) yayılma doğrultusu olup, partiküllerin yer değiştirme miktarını gösteriyor.

Ses basıncı için verilmiş olan diferansiyel denklem, düzlemsel dalganın yayılış doğrultusuna dik düzlem üzerindeki moleküllerin yer değiştirmeleri, hızları ve sıkışma miktarları için de aynen geçerlidir. 4.1. ifadesinin genel çözümü;

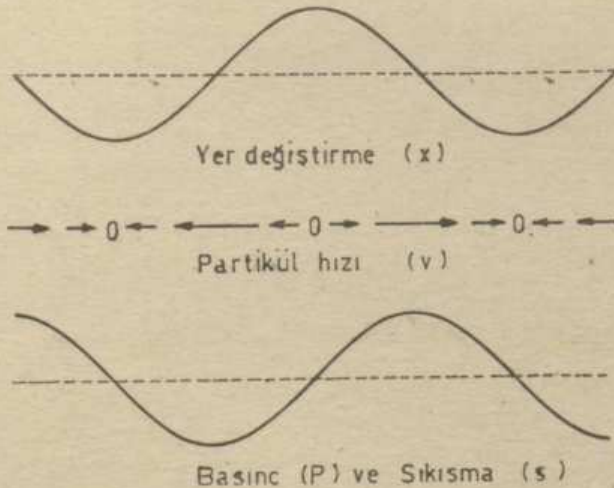
$$P(x,t) = f_1(ct-x) + f_2(ct+x) \quad 4.2.$$

şeklindedir. Burada f_1 ve f_2 herhangi bir fonksiyon olup $\log(ct \pm x)$, $(ct \pm x)^2$, $\sin \frac{w}{c} (ct - x)$ ve $e^{j \frac{w}{c} (ct \pm x)}$ şeklinde olabilir. Bu çözümlerin en önemlisi harmonik çözüm olup bunun kompleks ifadesi;

$$\bar{P}(x, t) = A e^{j(wt - kx)} + B e^{j(wt + kx)} \quad 4.3$$

şeklindedir. Buradaki ilk terim, A ; kompleks basınç genlikli, w açısal frekanslı, $k = \frac{w}{c}$ dalga boyu sabitli $+x$ yönünde c hızı ile hareket eden bir dalgadır. İkinci terim ise aynı özelliklere sahip B kompleks genlikli $-x$ yönünde hareket eden bir dalgadır.

Basınç, yer değiştirme hızı, yer değiştirme miktarı ve sıkışma gibi akustik büyüklüklerin çözümleri aynı olup, aralarında faz farkları vardır. Mesela yer değiştirme maksimumda iken, basınç, hız ve sıkışma sıfırdır. Yani aralarında 90° lik bir faz farkı vardır. Basınçla sıkışma aynı fazda skaler büyüklüklerdir. Yer değiştirme ve hız ise 90° faz farklı vektörel büyüklüklerdir. Bu değişimleri Şekil 4.1'deki gibi gösterebiliriz.

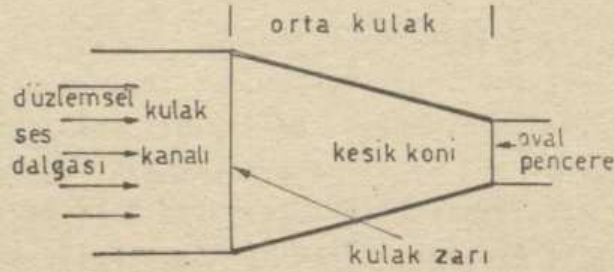


Şekil 4.1

4.3. YENİ ORTA KULAK MODELİNİN SES DALGALARINA KARŞI DAVRANIŞI

4.3.1. Giriş

Daha önce de bahsettiğim gibi orta kulağı olmayan bir sağırın işitmesini sağlayabilmek için bir kesik koniden yararlanmayı düşünmekteyim. Kesik koni Şekil 4.2'deki gibi olup büyük yüzeyi kulak zarına ve küçük yüzeyi oval pencereye gelecek şekilde orta kulağa yerleştirilecektir. Oval pencerenin dış etkilerden korunması bakımından kulak zarı yerine



Şekil 4.2

gelen geniş yüzeyin bir zar ile kapatılması düşünülmektedir. Dolayısıyla kesik koni kapalı bir hacim oluşturmuş oluyor. Bu koninin tabanı ve tavanında esnek birer zar vardır. Bunlar kulak kanalından paralel olarak gelen ses dalgalarına dik birer düzlem gibi davranacaklardır. Koninin yan yüzeyi ise sert bir yapıya sahip olup, kulak kanalındaki ses dalgasına eğik bir düzlem gibi davranacaktır.

Bu modelin kulak kanalındaki ses basıncına karşı davranışını incelemeye başlarken koniyi iki kısma ayırmakta yarar vardır. Bunlardan, biri kulak zarı yerine gelecek olan

şuni zar; diğeri de koninin yanal yüzeyidir.

4.3.2. Suni Kulak Zarının Ses İletimi

Kesik koninin geniş yüzeyindeki zar kulak zarı yerine geçip, kulak kanalının dibine yerleştirilmiştir. Burada orta kulak kemikçikleri gibi bir manivela düzeni olmadığından bu zarın normal kulak zarı gibi eğik olmasına gerek yoktur. Bu zarın kulak kanalındaki düzlemsel ses dalgasına dik olduğunu kabul edelim. Kulak kanalındaki ses kulak zarına çarptıktan sonra bir kısmı kulak zarına, oradan da koni içindeki havaya geçecektir. Sesin bir kısmı da sınırlarda yansıyacaktır. Bu durumu Şekil 4.3'teki gibi birbirinden farklı üç ortamla gösterebiliriz. Kulak kanalındaki dalganın kulak zarına



Şekil 4.3

doğru yani x doğrultusuna doğru ilerlediğini kabul edelim. I ve II. ortamlarının arakesiti OO' olup x = 0 dadır. II. ve III. ortamlarının arakesiti ise PP' olup x = 1 dedir. Ortamların birbirinden farklı ve karakteristik empedanslarının $\rho_1 c_1$, $\rho_2 c_2$ ve $\rho_3 c_3$ olduğunu kabul edelim.

I. ortamdaki gelen dalganın kompleks harmonik ifadesi;

$$(P_{g1})_1 = A_1 e^{j(\omega t - k_1 x)} \quad 4.4$$

şeklindedir. 00' düzlemine gelen dalganın bir kısmı yansıyıp bir kısmı geçecektir. II. bölgeye geçen dalga $x = l$ 'de tekrar yansıyıp $x = 0$ 'a dönecektir. Buradan tekrar yansıyıp daha önce geçen dalga ile birleşecektir. I. bölgeye geçen dalga, tekrar ilk dalga ile birleşecektir. Bu durum kararlı hal alıncaya kadar devam eder. $x = l$ 'deki PP' düzlemine II. ortamdan gelen dalgaların bir kısmı geçecektir. Kararlı halde I. bölgede yansıyan dalga;

$$(P_y)_1 = B_1 e^{j(\omega t + k_1 x)} \quad 4.5$$

olur. 4.4 ve 4.5'teki A_1 ve B_1 gerçel birer sayı olup I. bölgedeki gelen ve yansıyan basınç dalgalarının genliklerini gösterir. $k_1 = \frac{\omega}{c_1}$ olup I. bölgedeki dalga boyu sabitidir. II. Bölgeye geçen ve yansıyan dalgalar

$$(P_{g2})_2 = A_2 e^{j(\omega t - k_2 x)} \quad 4.6$$

$$(P_y)_2 = B_2 e^{j(\omega t + k_2 x)} \quad 4.7$$

şeklinde olup, $k_2 = \frac{\omega}{c_2}$ II. ortamın dalga boyu sabitidir. III. bölgeye geçen dalga ise

$$(P_{g3})_3 = A_3 e^{j\{\omega t - k_3(x-l)\}} \quad 4.8$$

şeklindedir. Her üç bölgedeki dalgalar aynı frekanslı olup, aralarında faz farkı vardır.

Sınırlardaki her nokta için, şu iki şart daima geçerlidir:

1. Sınırın her iki tarafındaki akustik basınçlar aynıdır.
2. Arakesitle normal yöndeki partikül hızları her noktada aynıdır.

Basınç skaler bir büyüklük olup $x=0$ uzaklığındaki 1. sınır şartından;

$$A_1 e^{j\omega t} + B_1 e^{j\omega t} = A_2 e^{j\omega t} + B_2 e^{j\omega t} \quad 4.9$$

$$A_1 + B_1 = A_2 + B_2$$

elde edilir. Bu eşitlik I. ve II. ortamlardaki basınç genlikleri arasındaki bağıntıyı vermektedir.

Basınç (P), partikül hızı (v) ve ortamın akustik empedansı ($Z = \rho c$) arasında $P = Z.v = \rho c v$ bağıntısı vardır. Bu bağıntıyı ve hızın vektörel bir büyüklük olduğunu gözönüne alırsak, I, II. ve III. ortamlarındaki gelen ve yansıyan dalgaların partikül hızları

$$(v_{g1})_1 = \frac{(P_{g1})_1}{\rho_1 c_1}, \quad (v_y)_1 = - \frac{(P_y)_1}{\rho_1 c_1} \quad 4.10$$

$$(v_{g2})_2 = \frac{(P_{g2})_2}{\rho_2 c_2}, \quad (v_y)_2 = - \frac{(P_y)_2}{\rho_1 c_1} \quad 4.11$$

$$(v_{g3})_3 = \frac{(P_{g3})_3}{\rho_3 c_3} \quad 4.12$$

olurlar. $x=0$ uzaklığındaki arakesit düzlemi için 2. sınır şartı uygulanırsa:

$$\frac{A_1}{\rho_1 c_1} - \frac{B_1}{\rho_1 c_1} = \frac{A_2}{\rho_2 c_2} - \frac{B_2}{\rho_2 c_2} \quad 4.13$$

elde edilir. Benzer şekilde $x=1$ uzaklığındaki basınç ve hız sürekliliğinden;

$$A_2 e^{-jk_2 l} + B_2 e^{jk_2 l} = A_3 \quad 4.14$$

$$\frac{A_2 e^{-jk_2 l}}{\rho_2 c_2} - \frac{B_2 e^{jk_2 l}}{\rho_2 c_2} = \frac{A_3}{\rho_3 c_3} \quad 4.15$$

eşitlikleri elde edilir.

III. Bölgeye geçen dalganın A_3 kompleks genliği ile I. bölgeye gelen dalganın genliği arasında bir bağıntı elde etmek için 4.9, 4.13, 4.14, ve 4.15 denklemlerinden B_1 , A_2 ve B_2 yok edilirse;

$$\frac{A_1}{A_3} = \frac{(\rho_1 c_1 + \rho_3 c_3) \cos k_2 l}{2 \rho_3 c_3} + j \frac{(\rho_1 c_1 \rho_3 c_3 + \rho_2^2 c_2^2) \sin k_2 l}{2 \rho_2 c_2 \rho_3 c_3} \quad 4.16$$

bağıntısı elde edilir. Bu kompleks ifadenin genliği I. bölgeden III. bölgeye geçen basıncın oranını, fazı ise $x=0$ daki gelen dalganın fazı ile $x=l$ 'deki III. bölgeye geçen dalganın fazı arasındaki farkı verir.

I ile gösterilen akustik şiddet; bir düzlem dalganın yayılma doğrultusunda birim yüzeyden birim zamanda akıttığı ortalama akustik enerji miktarı olarak tanımlanır. Birimi joule/s. m^2 olup $I = P^2/2\rho c$ bağıntısı ile ifade edilir. (Burada P , ortamdaki basınç, ρ : ortamın yoğunluğu ve c : ortamdaki ses hızıdır). Bu tanımlamadan yararlanarak I. bölgeden III. bölgeye geçen akustik şiddet katsayısı;

$$\alpha_{g\varphi} = \frac{I_3}{I_1} = \frac{\frac{(P_{g\varphi}^2)_3}{2\rho_3 c_3}}{\frac{(P_{g\varphi}^2)_1}{2\rho_1 c_1}} = \frac{\rho_1 c_1}{\rho_3 c_3} \frac{A_3^2}{A_1^2} \quad 6.17$$

olur. $(A_3/A_1)^2$ büyüklüğü 4.16 ifadesinin gerçel ve sanal kısımlarının kareleri toplamının tersi olup, 4.17 eşitliğine yerleştirilirse;

$$\alpha_{g\zeta} = \frac{4\rho_1 c_1 \rho_3 c_3}{(\rho_3 c_3 + \rho_1 c_1)^2 \cos^2 k_2 l + (\rho_2 c_2 + \frac{\rho_1 c_1 \rho_3 c_3}{\rho_2 c_2})^2 \sin^2 k_2 l} \quad 4.18$$

elde edilir.

Modelimde I. ve III. ortam aynı özelliğe sahip olduğundan $\rho_1 c_1 = \rho_3 c_3$ 'tür. Geçiş katsayısı ise

$$\alpha_{g\zeta} = \frac{4}{4 \cos^2 k_2 l + (\frac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1} + \frac{\rho_1 c_1}{\rho_2 c_2})^2 \sin^2 k_2 l} \quad 4.19$$

Suni kulak zarı olarak 0.06 mm kalınlığında teflondan yapılmış bir zar kullanmayı düşünüyorum. Dolayısıyla zarın akustik empedansı $\rho_2 c_2 = 2.64 \cdot 10^6 \text{ N.s/m}^3$ olup, $\rho_1 c_1 = 415 \text{ N.s/m}^3$ ten çok büyüktür. 4.19 eşitliğindeki $(\rho_1 c_1 / \rho_2 c_2)$ terimi çok küçük olduğundan ihmal edebiliriz. Buna göre yeni geçiş katsayısı;

$$\alpha_{g\zeta} = \frac{4}{4 \cos^2 k_2 l + (\frac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1})^2 \sin^2 k_2 l} \quad 4.20$$

olur. Suni kulak zarının kalınlığı $l = 0.06 \text{ mm}$ ve zar ortamının dalga boyu sabiti $k_2 = 2\pi f / c_2$ olduğuna göre I. bölgeden III. bölgeye geçen akustik şiddet, frekansın bir fonksiyonu olmuş olur. 4.20 eşitliğini birkaç frekans değeri için hesaplayacak olursak:

$f(\text{Hz})$	$\alpha_{g\phi}$
100	1
500	0.9416
1000	0.8
2000	0.5050
3000	0.3106
5000	0.1394

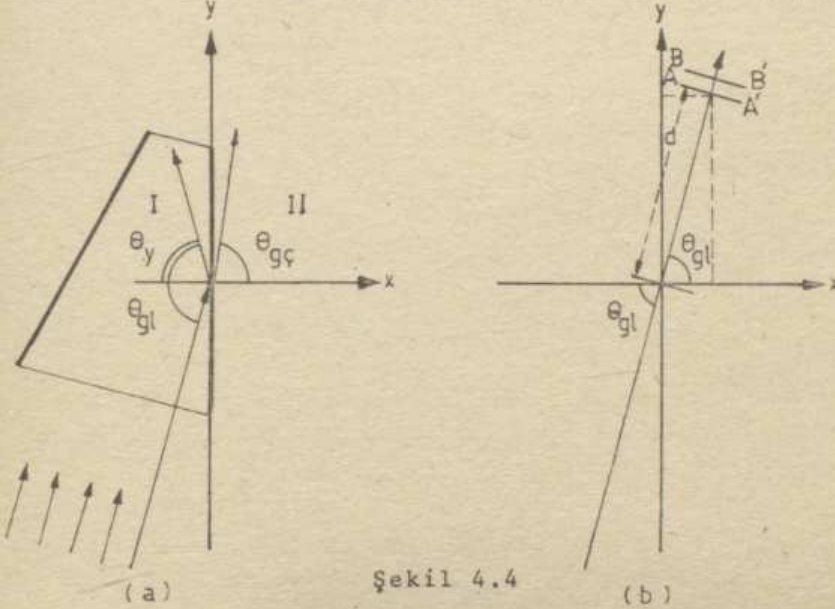
bulunur. Görüldüğü gibi 1000 Hz ve daha aşağı frekanslarda suni kulak zarı, üzerine gelen enerjinin büyük bir kısmını geçirmekte olup, 1000 Hz'den daha yüksek frekanslarda büyük bir kayıp oluşturmaktadır. Konuşmada 1000 Hz'nin altındaki frekanslar söz konusu olduğundan, bu elemanı konuşma için kayıpsız bir eleman gibi kabul edebiliriz. Suni kulak zarının fonksiyonu orta ve iç kulağı dış etkilere korumak olup, ses iletiminde herhangi bir rolü yoktur. Orta kulağa kesik koni yerleştirildikten sonra kulak kanalı ile orta kulak arasında herhangi bir bağlantı yolu olmayacaktır. Oval pencereyi kaplayan zarın yüzeyi küçük olduğundan normal kulak zarından daha sağlam bir yapıya sahiptir. Dolayısıyla suni kulak zarının konulmaması orta ve iç kulağın korunması bakımından herhangi bir eksiklik oluşturmaz.

Suni kulak zarı olarak kullanılacak malzemenin akustik empedansı havanın akustik empedansına yakın olacak olursa, ince zarlar için 4.20 eşitliğinde $(\rho_2 c_2 / \rho_1 c_1)^2 \sin^2 k_2 l \ll 1$ ve $\cos k_2 l \approx 1$ olduğundan $\alpha_{g\phi} \approx 1$ olur. Dolayısıyla bu zarı çok geniş bir frekans aralığında kayıpsız bir eleman gibi düşünebiliriz. Ancak böyle bir malzemenin araştırılması gerekir.

4.3.3. Koni Yanal Yüzeyindeki Yansıma

Suni kulak zarının olması veya olmaması durumlarında düzlemsel dalganın doğrultusu aynıdır. Kulak kanalından x

ekseni doğrultusunda gelen ses dalgası koninin yanal yüzeyine eğik olarak çarpmaktadır. Yanal yüzeye eğik olarak çarpan ses dalgasının bir kısmı yansıyacak bir kısmı da kırılarak ikinci ortama geçecektir. Şekil 4.4 teki gibi bir eksen dönüşümü yapılırsa, koni yanal yüzeyine eğik olarak gelen düzlemsel dalganın yansıma ve kırılmasını daha kolay bir şekilde incelemek mümkündür. Burada koninin yanal yüzeyi dikey konuma



Şekil 4.4

getirilerek θ_{gl} açısı kadar saat dönüş yönünün tersi istikametinde döndürülmüştür. Dolayısı ile x eksenine paralel olarak gelen dalga da +x eksenine θ_{gl} derecelik bir açı yapacaktır. Böylece dalga, xy düzleminde yayılırken z eksenini boyunca basıncın sabit olduğunu düşünebiliriz. Yani AA', BB'... vb. düzlemleri düzlemsel dalganın eşbasınç düzlemleri olmuş olur. Referans düzlem z ekseninden geçen düzlem olduğuna göre bu düzlemden d kadar uzaklıktaki kompleks basınç ifadesi;

$$P = Ae^{j(\omega t - kd)}$$

4.21

şeklindedir. d uzunluğunu da x ve y'ye göre;

$$d = x \cos \theta_{g1} + y \sin \theta_{g1}$$

şeklinde ifade edebiliriz. Bu ön bilgilerden yararlanarak koninin yanal yüzeyine gelen basınç ifadesi kolaylıkla yazılabilir.

$$P_{g1} = A_1 e^{j(wt - k_1 x \cos \theta_{g1} - k_1 y \sin \theta_{g1})} \quad 4.22$$

x eksenine göre, $(180 - \theta_y)$ derecelik açı yaparak yansıyan dalga ile, $\theta_{g\phi}$ derecelik açı yaparak koni cidarına geçen dalgaların basınç ifadeleri,

$$P_y = B_1 e^{j(wt + k_1 x \cos \theta_y - k_1 y \sin \theta_y)} \quad 4.23$$

$$P_{g\phi} = A_2 e^{j(wt - k_2 x \cos \theta_{g\phi} - k_2 y \sin \theta_{g\phi})} \quad 4.24$$

dir. $x=0$ uzaklığındaki basınca süreklilik şartını uygulayıp ortak olan $e^{j\omega t}$ 'li terimleri yok edecek olursak;

$$A_1 e^{-jk_1 y \sin \theta_{g1}} + B_1 e^{-jk_1 y \sin \theta_y} = A_2 e^{-jk_2 y \sin \theta_{g\phi}} \quad 4.25$$

olur. Ses dalgalarının yansıması ve kırılması, ışığın yansıma ve kırılmasının aynı olup;

$$\theta_{g1} = \theta_y \quad 4.26$$

$$\frac{\sin \theta_{g1}}{\sin \theta_{g\phi}} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\frac{w}{c_2}}{\frac{w}{c_1}} = \frac{k_2}{k_1} \quad 4.27$$

bağıntıları burada da geçerlidir. 4.26 ve 4.27 bağıntıları ile 4.25 bağıntısındaki üç üstel terim birbirine eşit olur. Buradan katsayılar arasındaki bağıntı;

$$A_1 + B_1 = A_2 \quad 4.28$$

şeklinde olur. Koni yüzüne dik olan normal hızın veya x bileşen hızının sınırdaki süreklilik şartı;

$$v_{g1} \cos \theta_{g1} + v_y \cos(180 - \theta_y) = v_{g\zeta} \cos \theta_{g\zeta} \quad 4.29$$

şeklindedir. Her hız yerine $P/\rho c$ bağıntısı yerleştirilirse;

$$\frac{A_1}{\rho_1 c_1} \cos \theta_{g1} - \frac{B_1}{\rho_1 c_1} \cos \theta_y = \frac{A_2}{\rho_2 c_2} \cos \theta_{g\zeta} \quad 4.30$$

elde edilir.

Yukarıdaki bağıntılardan yararlanarak ses şiddetinin yansıma (α_y) ve geçiş ($\alpha_{g\zeta}$) katsayıları daha önceki tanım bağıntıları gözönüne alınarak hesaplanırsa;

$$\alpha_y = \left(\frac{\rho_2 c_2 \cos \theta_{g1} - \rho_1 c_1 \cos \theta_{g\zeta}}{\rho_2 c_2 \cos \theta_{g1} + \rho_1 c_1 \cos \theta_{g\zeta}} \right)^2 \quad 4.31$$

$$\alpha_{g\zeta} = \frac{4 \rho_1 c_1 \rho_2 c_2 \cos \theta_{g1} \cos \theta_{g\zeta}}{(\rho_2 c_2 \cos \theta_{g1} + \rho_1 c_1 \cos \theta_{g\zeta})^2} \quad 4.32$$

elde edilir. 4.27 bağıntısına dikkat edilecek olursa, ses yavaş yayıldığı bir ortamdan hızlı yayıldığı bir ortama geçerken kırılma açısı ($\theta_{g\zeta}$) gelme açısından (θ_{g1}) daha büyük olur. Kesik koni olarak metal veya plastik bir malzeme kullanmayı düşündüğüme göre $c_1 < c_2$ şartı modelim için geçerlidir. $\theta_{g\zeta} = 90$ olması için eşitlik 4.27'den, gelme açısının

$$\sin \bar{\theta}_{g1} = \frac{c_1}{c_2}$$

olması gerekir. O halde $\bar{\theta}_{g1} \leq \theta_{g1}$ değerleri için II. ortama herhangi bir enerji geçmeden gelen akustik enerjinin tümü I. ortama yansır(11,43).

Daha sonraki kısımda da açıklayacağım gibi orta kulağa yerleştirilmesini tavsiye edeceğim kesik koni modeli, vücudun reddetmediği bir malzeme olan teflondan yapılacaktır. Teflonu sert bir plastik olarak kabul edecek olursak, sert plastiklerdeki ses hızı $c_2 = 2400$ m/s dir. Havadaki ses hızını da 340 m/s olarak alacak olursak, 4.33 ifadesinde $\bar{\theta}_{g1}$ ile gösterilen kritik açı $8^{\circ}.14$ derece olur. O halde koni yanal yüzeyine gelen ses dalgalarının gelme açıları bundan büyük ise II. ortama girmeden kayıpsız bir şekilde yansiyacaktır. Bu durumda $\alpha_y = 1$ ve $\alpha_{g\bar{s}} = 0$ dir.

Yansıma katsayısı (α_y) yansıyan ve gelen ses dalgalarının genlik oranlarına bağlı olduğundan bunun değeri gelen ve yansıyan dalgalar arasındaki faz farkını belirtir. 4.31 eşitliği pozitif bir sayı olduğundan gelen ve yansıyan dalgaların aynı fazda olduğunu söyleyebiliriz.

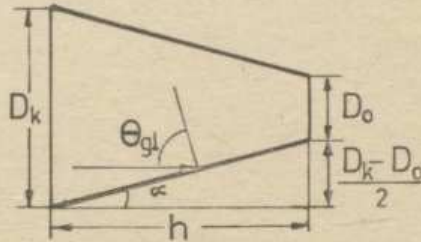
4.4. MODELİN GERÇEK BOYUTLARI VE BASINÇ DÖNÜŞÜMÜ

Orta kulağa yerleştirilebilecek modelin gerçek boyutları orta kulağın anatomik boyutlarına bağlıdır. Daha önce de belirttiğim gibi koninin geniş yüzeyi kulak zarının yerine geleceğinden, bu yüzey kulak kanalının yüzeyine eşit olmalıdır. Yapılan birçok ölçmelerde kulak kanalının alanı $0.5 - 0.8$ cm² arasında olup ortalaması 0.65 cm² dir. O halde koninin geniş yüzeyi 0.65 cm² olup çapı $D_k = 0.9$ cm dir. Koninin boyu kulak zarı ile oval pencere arasındaki uzaklığa bağlı olup bu uzaklık ortalama olarak $h = 0.7$ cm.dir. Niha yet koninin küçük yüzeyi de oval pencereye dayanacağından bu yüzey de oval pencere yüzeyine eşit olmalıdır. Birçok araştırmacı oval pencere alanını yaklaşık 0.032 cm² olarak ölçmüşlerdir. Buradan koninin küçük yüzeyinin çapı $D_o = 0.2$ cm dolaylarında olur.

Şekil 4.5'ten yararlanarak koni yanal yüzeyinin eğimini ve gelen dalganın yüzey normali ile yaptığı θ_{gl} açısını hesaplayabiliriz. Şekil 4.5'ten

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{D_k - D_o}{2h} \quad 4.33$$

olup, $D_k = 0.9$ cm, $D_o = 0.2$ cm ve $h = 0.7$ cm için $\alpha = 26^\circ 56$ olur. Buradan $\theta_{gl} = 90^\circ - \alpha = 63^\circ.44$ olur. Model için kullanmayı



Şekil 4.5

düşündüğüm teflonda, kritik açı daha önce hesaplandığı gibi, $8^\circ.14$ derece olup, $63^\circ.44$ dereceden küçüktür. O halde koninin geniş yüzeyinden giren düzlemsel ses dalgaları koni yanal yüzeyine çarparak kayıpsız bir şekilde yansıyacaktı. Yansıyan ve gelen dalgalar birleşerek koninin küçük yüzeyine veya oval pencereye yönlenirler. Netice olarak kulak zarındaki S_k yüzeyinden giren ses enerjisi kayıpsız veya az bir kayıpla oval penceredeki S_o yüzeyine doğru akmaktadır.

Ses frekansı 20-20.000 Hz arasındaki frekanslar olup, oda sıcaklığındaki ses hızı da 340 m/s alınırsa, ses frekansının dalga boyu sınırları 17 m ile 1.7 cm arasındadır. Koninin gerçek boyutları alçak frekanslardaki dalga boylarından bir hayli küçük olduğu halde üst frekansların dalga boyu ile aynı mertebededir. Şekil 4.1'de partikül hızları ile basıncın aynı fazda olduğu görülmektedir. Ayrıca vektörel bir

büyüklik olan hız, düzlem dalganın hareketi esnasında yarım dalga boyu ileriye doğru ve yarım dalga boyu geriye doğru yönlenererek sinüzoidal bir genlikle değişmektedir. O halde dalga boyunun yarısı koni boyutlarından bir hayli büyük olduğu durumlarda, koni yanal yüzeyine çarpıp yansıyan dalganın oluşturduğu gecikme ile direkt olarak gelen dalga arasında farkedilmeyecek kadar küçük bir fark olacaktır. Her iki dalga da aynı yönde yoğunluk değişimi oluşturarak basıncın aynı fazda ve yoğunlaşarak ilerlemesini sağlar. Yoğunlaşarak ilerleyen basınç, girişte S_k yüzeyine yayılmışken, çıkışta S_o yüzeyinde toplanacaktır.

Yansımadan sonra düzlem dalganın düzlemselliğinin bozulmasına rağmen basınç skaler bir büyüklük olduğundan yüze-ye dik veya eğik olarak gelen basınçların skaler toplamı yüzeydeki basıncı verir. Düzlem dalganın düzlemselliğinin bozulması ile oluşan kayıpları ihmal edecek olursak S_k yüzeyindeki basınç kuvveti ile S_o daki basınç kuvvetini birbirine eşit olarak alabiliriz. Böylece

$$P_k \cdot S_k = P_o \cdot S_o$$

$$\frac{P_k}{P_o} = \frac{S_o}{S_k} \quad 4.34$$

bağıntısı elde edilir. Burada P_k kulak zarındaki basıncı ve P_o 'da oval penceredeki basıncı göstermektedir. $S_o = 0.032 \text{ cm}^2$ ve $S_k = 0.65 \text{ cm}^2$ alınırsa

$$\frac{P_k}{P_o} = \frac{1}{20.3} \quad 4.35$$

oranı elde edilir. Bu oran Bölüm 3.3.3'te ideal bir orta kulak manivelası için çıkarttığımız 22.3 oranına yakındır. Gerçek kulak zarında, kulak zarının etkin alanı 0.55 cm^2

olup modelimizdeki suni kulak zarı etkin alanından küçüktür. Bundan dolayı gerçek kulaktaki etkin alanlar oranı, modelimizdeki etkin alanlar oranından küçüktür. Gerçek kulak zarında, manubriuma sıkı bir şekilde bağlı olmayan ve serbest titreşim yapan bir kayıp elemanı vardı. Modelimizde ise tüm yüzey etkindir.

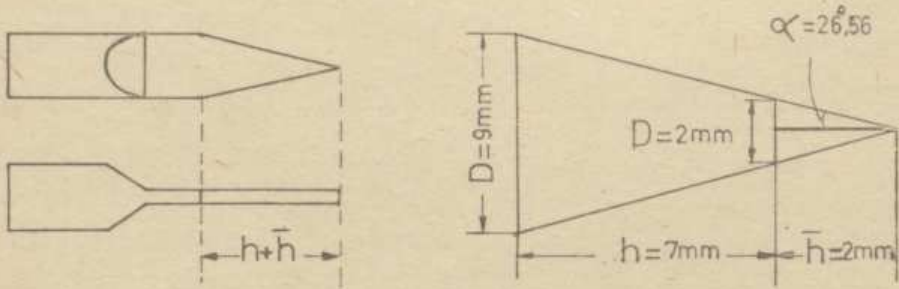
4.5. MODELİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Günümüzdeki tıbbi uygulamaların bir çoğunda vücudun reddetmediği bazı plastik maddeler kullanılır. Bilhassa plastik cerrahide birçok uygulama alanları bulunmaktadır. Bunlardan biri, doğuştan kulak kepçesi olmayanlara, plastikten suni bir kulak kepçesi yerleştirilerek bunun üzeri canlı deri ile örtülmektedir. Vücudun dış organları için, bunun gibi birçok uygulama alanları olduğu gibi vücudun iç organları için de birçok kullanma alanları vardır. Örneğin stapedektomi ameliyatlarında stapes yerine incusla oval pencere arasına plastik bir boru yerleştirilmektedir.

Plastik malzemeler arasında en çok kullanılan TEFLON diye isimlendirilen bir plastiktir. Teflon tıbbi alanlarda kullanıldığı gibi birçok teknolojik uygulamalarda da kullanılır. Elektriksel yönden büyük bir yalıtkan olup +350°C ye kadar dayanıklıdır. Rutubet, deniz, güneş ve ışık gibi dış etkilere etkilenmediği gibi, asitler, solventler, alkaller ve hidrokarbonlar gibi kimyasal etkilere de hiç etkilenebilir. Bunlar gibi birçok teknik özellikleri olan teflon ya yüksek basınç altında ya da torna gibi aletlerle işlenerek şekillendirilir.

Bu plastiğin memleketimizdeki bir firma tarafından imal edilmesi benim için büyük bir kolaylık oldu. Modelime uygun olarak piyasada 1.5 cm çapında ve 10 cm uzunluğunda

teflon takoz vardır. Kesik koni modelini yüksek basınç altında şekillendirmek imkânı olmadığından, tornadan yararlanmayı düşündüm. Yalnız elimizdeki torna ile çok küçük boyutlarda çalışma imkânı olmadığından Şekil 4.6'da gösterdiğim kesici kalemden yararlandım. Bu kesici kalem çapı 1 cm olan demir

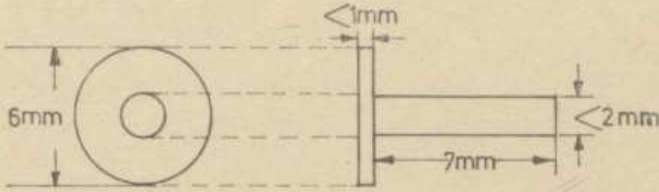


Şekil 4.6

bir çubuktan yaptım. Teflon takoz demir malzemeye göre çok yumuşak olduğundan koninin iç oyğunun açılması bir hayli kolay oldu. Koninin et kalınlığı yaklaşık 1 mm olarak, tornaya $26^{\circ}56'$ lik bir eğim verilerek yapıldı.

Bilindiği gibi oval pencerenin alanı yaklaşık 0.032 mm^2 olup, oval veya eliptik bir yapıya sahiptir. Koni küçük yüzeyinin bu eliptik şeklini, çok ince eğeler yardımı ile elde yaklaşık olarak yaptım. Tıbbi uygulama için yukarıdaki ölçüler civarında değişen birkaç çeşit model yaptım. Bu modellerin maliyetleri 15-20 TL arasındadır.

Modelimin bir alternatifi olan ve Şekil 4.7'de gösterdiğim tepesi dairesel 2 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda sapı olan şemsiye şeklindeki modelden de torna yardımı ile birkaç tane hazırladım. Piyasadaki bu tip modeller Avrupa yapımı olup değerleri yaklaşık 500 - 1.000 TL civarındadır.



Şekil 4.7

4.6. KESİK KONİ MODELİNE BENZERLİK KANUNLARININ UYGULANMASI

Daha önceki kısımlarda orta kulağın yaklaşık bir eş-değer modeli olan kesik bir koni üzerinde durmuştum. Bu modelin boyutlarını da orta kulağın ortalama yapısal büyüklüklerine bağlı olarak belirlemiştim. Boyutlar mm mertebesinde olup, ölçü düzenlerine göre bir hayli küçüktür. Dolayısıyla bu modelde teorik olarak hesapladığım basınç dönüşümünü ölçmek zordur. Bu zorluğu gidermek ve daha sıhhatli ölçme sonuçları elde etmek için benzerlik kanunları ve model teorisinden yararlanmayı düşündüm.

Orta kulak için teklif ettiğim kesik koni, orta kulağın bir modeli idi. Bu durumda orta kulak prototip ve kesik koni de model ismini alır. Halbuki, bu ve bundan sonraki kısımlarda kesik koniye yeni bir model aradığıma göre, kesik koniye prototip ve bu prototipte cereyan eden olayları incelemek için geliştireceğim daha büyük boyutlu sisteme de model ismini vereceğim. Prototip ve model arasındaki benzerlik, boyut analizi yardımı ile yapılacaktır.

Benzerlik kanunları ve model teorisi birçok teknik probleme uygulandığı gibi, tıpta da birçok uygulama alanları vardır. Genellikle teknikteki modeller, gerçek sistemlerden yani prototiplerden daha küçüktür. Örneğin bir barajdaki ger-

çek olayları incelemek ve ölçmek üzere daha küçük boyutlu model yapılr. Benzer şekilde, bir limana yapılacak olan dalgakıranların rüzgar ve dalgalara karşı davranışını incelemek için daha küçük boyutlu modeller yapılır. Tıbbi alanda ise mikroorganizmada cereyan eden olayları incelemek için daha büyük modellere gerek vardır. Örneğin, kılcal damarlardaki kan akışını gözlemek ve ölçmek üzere çok büyük boyutlu modeller yapılır.

Yaptığım bu kısa açıklamadan sonra, kesik koni prototipindeki olayları incelemek ve ölçmek için daha büyük boyutlu bir modelin nasıl bulunacağını açıklamaya çalışacağım. Prototip ve model arasında hangi benzerliklerin var olduğunu görebilmek için mevcut benzerlik kanunlarını prototipimize uygulamaya çalışalım.

1. Geometrik Benzerlik:

Prototip ve modelin karşılıklı ikişer benzer noktalarındaki boyut oranlarının, birbirine eşit olması, yani model ile prototip'in şekil olarak birbirine benzer olması demektir. O halde modelimiz yine kesik bir koni olup, uzunluk boyutları prototip'in belli bir ölçek büyütülmüşü olacaktır. Örneğin 5 ölçeğini seçecek olursak $D_{km} = 5x D_{kp} = 5x9 = 45$ mm $D_{om} = 5x D_{op} = 5x2 = 10$ mm ve $h_m = 5x h_p = 5x7 = 35$ mm olur.

2. Kinematik Benzerlik:

Prototipin ve modelin karşılıklı ikişer noktasındaki hız oranlarının birbirine eşit olması gerekir. Dolayısıyla bu noktalardaki partiküllerin katettikleri yolların oranları da birbirine eşittir.

3. Dinamik Benzerlik:

Geometrik ve kinematik yönden birbirine benzer olan karşılıklı noktalardaki kuvvetlerin prototip ve modelde-

Aynı şekilde modelin 1 ve 2 noktalarındaki hız oranları modeldeki değişken ve parametreler cinsinin bir fonksiyonu olarak;

$$\frac{v_{1m}}{v_{2m}} = F_m\left(\frac{c/x_m}{w_m}\right) \quad 4.39$$

şeklinde yazılabilir. Benzerlik kanunlarının 2.si olan kinematik benzerliğe göre 4.38 ve 4.39 bağıntıları birbirine eşit olması gerekir.

$$\frac{v_{1p}}{v_{2p}} = \frac{v_{1m}}{v_{2m}} \quad 4.40$$

Kinematik benzerlik oranları birbirine eşit ve birimsiz birer büyüklük olup bir sayıdır. Bu birimsiz büyüklüğe F_p ve F_m fonksiyonları ayrı ayrı eşit olduğundan $F_p = F_m$ olur. Bu iki fonksiyon eşit olduğuna göre bu fonksiyonların değişkenleri de birbirine eşittir. O halde;

$$\frac{c}{w_m x_m} = \frac{c}{w_p x_p} \quad 4.41$$

olur. Prototip ve modelde ses hava ortamında yayıldığından hızlar eşit olup c ile gösterildiğinden $w_m x_m = w_p x_p$ olur. Bu bağıntı prototip ve model arasındaki benzerlik bağıntısıdır.

$$\frac{w_m}{w_p} = \frac{2\pi f_m}{2\pi f_p} = \frac{x_p}{x_m} \quad 4.42$$

Partiküllerin yer değiştirme miktarlarını gösteren x büyüklüğü uzunluk boyutundadır. 4.42 den prototip ve modeldeki uzunluk oranları frekans oranları ile ters orantılı olduğu görülmektedir. Geometrik benzerlikte verdiğim örneğe

ki oranları birbirine eşit olması gerekir. Bu kuvvetlere basınç kuvveti, ağırlık kuvveti, sürtünme kuvvetleri, yüzeysel gerilim kuvvetleri ve elastik sıkışmadan ileri gelen kuvvetlerdir. Modelimizde yalnız basınç kuvveti söz konusudur. Basınç kuvveti bağımsız bir büyüklük olmayıp partiküllerin hareket hızlarının fonksiyonudur. Netice olarak, kesik koni için geometrik ve kinematik benzerlik kanunlarının sağlanması yeterlidir(41,49).

Geometrik ve kinematik benzerlik kanunları arasındaki bağıntı prototip ve model arasındaki benzerlik oranını verir. Bu benzerlik oranını elde etmek için akustik ortamda geçerli olan ve ortamın parametreleri ile değişkenlerini içeren bir bağıntıyı gözönüne almak gerekir. Daha önceki bölümlerde belirttiğim gibi sinüzoidal düzlemsel bir dalganın basınç genliği

$$P = \rho_0 c w x = \rho_0 c v$$

4.37

bağıntısı ile ifade edilmektedir. Burada ρ_0 hava ortamının sükunetteki yoğunluğu, c ise sesin havadaki yayılma hızı olup, prototip ve modeldeki değerleri birbirine eşittir. $w = 2\pi f$ olup sesin yayılma frekansını ve x' 'de hava partiküllerinin yer değiştirme miktarını gösterir. O halde basınç, frekans ve yer değiştirmeye veya partiküllerin yer değiştirme hızlarına bağlı olarak değişir.

Gerçek konimizdeki (prototipteki) 1 ve 2 gibi herhangi iki noktadaki hız oranları, bir birimsiz sayı olup, ortamdaki değişken ve parametrelerden oluşturacağımız bir birimsiz sayının fonksiyonu şeklinde ifade edebiliriz.

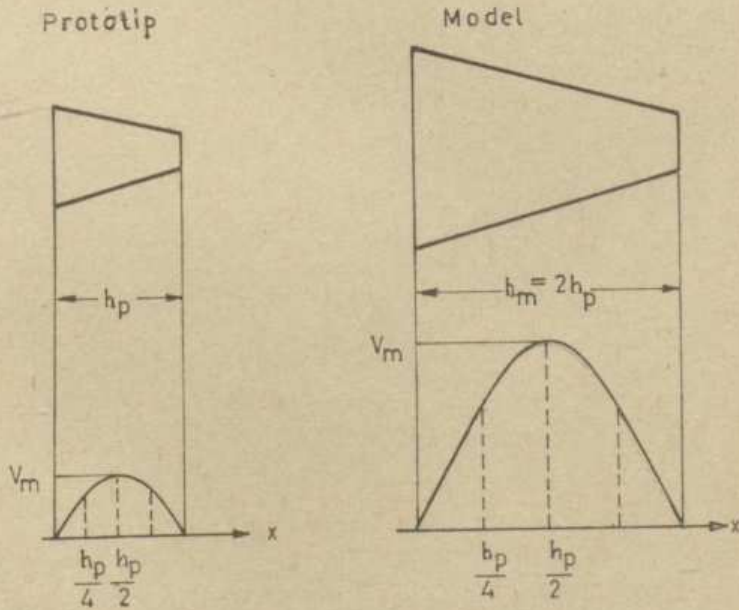
$$\frac{v_{1p}}{v_{2p}} = F_p \left(\frac{c/x_p}{w_p} \right)$$

4.38

göre uzunluk boyutu cinsinden model prototipin 5 katı büyük olursa diğer büyüklüklerin her ikisinde aynı olabilmesi için frekansın 5 defa küçük olması gerektiği ortaya çıkıyor. Basınç büyüklüğü, frekans ve yer değiştirmenin fonksiyonu olduğundan 4.42 bağıntısının geçerli olduğu prototip ve modeller de basınç benzerliği kendiliğinden sağlanmış olur.

Netice olarak aradığım model prototipin şeklinde olup kesik bir koni olacaktır. Prototipin uzunluk boyutunu k ölçeği kadar büyütürsek $(1/k)f$ frekansında modelin girişi ile çıkışındaki basınç oranları, prototipte f frekansındaki basınç oranlarına eşittir.

Pratik olarak bu bağıntıyı görebilmek için, sesin dalga boyuna göre prototip ve model arasındaki bağıntıyı gösteren Şekil 4.8'i inceleyelim.



Şekil 4.8

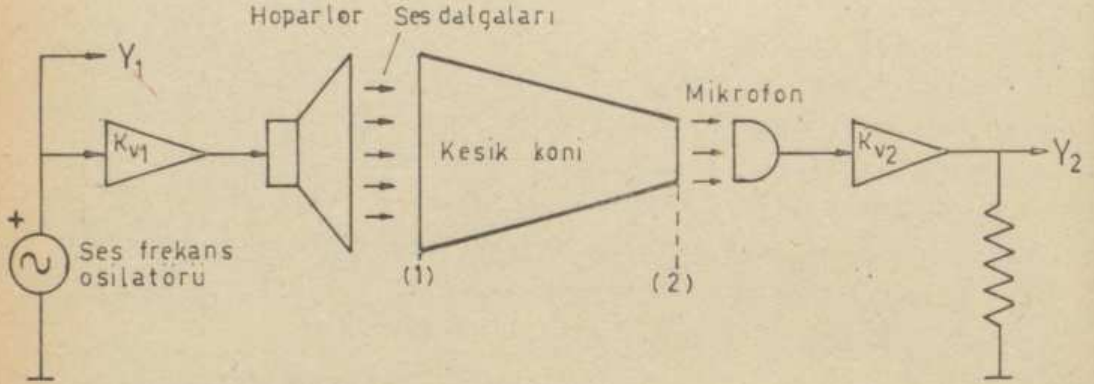
Şekildeki model, prototipin iki katı büyüklüğünde olup, her ikisinde de yarım dalga boyunun değişimi gösterilmiştir. Bu eğrinin, herhangi bir t anında koni boyunca partiküllerin yer değiştirme hızlarının karşılığı olduğunu göz önüne alalım. Sesin yayılma hızı her iki ortamda aynı olduğundan prototip ve modelin belirli ve karşılıklı noktalarındaki hız oranlarının aynı olması için her ikisindeki hız değişim şeklinin aynı olması gerekir. Şekilde prototipin $h_p/2$ ve $h_p/4$ 'teki hız oranları $\sqrt{2}$ olup, modeldeki aynı noktaların hız oranı da $\sqrt{2}$ 'ye eşittir. Bu eşitliğin sağlanması için modele uygulanan ses frekansının prototiptekinin yarısı olması gerekir. Model ve prototipteki hız genlikleri (dolayısıyla basınçlar) eşit veya farklı olması durumlarında 4.42 bağıntısı sağlandığı sürece kinematik benzerliğin gerçekleştiği görülmektedir.

4.7. BASINÇ DÖNÜŞÜMÜNÜN ÖLÇÜLMESİ VE DENEY SONUÇLARI

Daha önceki kısımlarda kesik koni şeklinde yeni bir orta kulak modeli üzerinde durmuştum. Bu modeldeki basınç dönüşümünün yaklaşık olarak koninin tavan ve tabanının oranı kadar olabileceğini belirtmiştim. Orta kulagın yaptığı basınç artışı ses frekansının bir fonksiyonu olup, yaklaşık olarak bant geçiren bir filtre özelliğine sahip olduğunu daha önceki bölümlerde geniş bir şekilde açıklamıştım. Yeni orta kulak modelimizin basınç karakteristiği uzun dalga boylarında (veya alçak frekanslarda) frekanstan fazla etkilenmediğini ve dalga boyu küçülüp koni boyutlarına yaklaştıkça frekansın etkili olabileceğini de belirtmiştim. Burada ise kesik koni modelindeki basınç transferinin frekansla nasıl değiştiğini açıklayabilmek için yaptığım bir deneyi anlatacağım.

Kısım 4.4 te orta kulağa yerleştirilmesini tavsiye ettiğim koninin gerçek boyutları verilmişti. Koninin tavan ve tabanı çok küçük olup buralardaki akustik basınçları elimizdeki imkânlarla ölçmek mümkün değildir. Bundan dolayı benzerlik kanunlarından ve model teorisinden yararlanarak daha büyük boyutlu yeni bir model ile bu iki model arasındaki benzerlik bağıntısı çıkartıldı. Laboratuvarımızdaki imkânlarla geometrik olarak 5 kat büyük boyutlu bir modelin Şekil 4.9 daki gibi bir ölçü dezini ile basınç karakteristiği elde edildi. BU ÖLÇME DÜZENİNDEKİ PRENSİP, KONİNİN BÜYÜK YÜZEYİNDEKİ SES BASINCINI SABİT TUTARAK, KÜÇÜK YÜZEYİNDEKİ BASINCI DEĞİŞİK FREKANSLARDA ÖLÇMEK ŞEKLİNDEDİR. Şekil 4.9 dan görüldüğü gibi akustik bir büyüklük olan ses basıncı hoporlör yardımı ile oluşturulmaktadır. Bu basınç tek yönlü 1.5 cm çapında bir dinamik mikrofon ile elektriksel işarete dönüştürülmektedir. Mikrofondaki küçük genlikli bu elektriksel işaretler, bir ses frekans amplifikatörü ile kuvvetlendirilmektedir. Kuvvetlendirilen bu işaretler, amplifikatörün çıkışına hoporlör yerine bağladığını bir yük direncinden alınarak, çift ka-

nallı bir osiloskobun düşey girişine (Y_2) bağlanmıştır. Osiloskobun diğer düşey girişine (Y_1) ise ses frekans osilatörünün çıkışı bağlanmıştır. Y_2 kanalının tetiklenmesi Y_1 tetiklenmesine bağlı olarak senkronize olmaktadır. Dolayısıyla Y_1



Şekil 4.9.

kanalı referans olarak alınabilir. Hoparlörün kendine has bir frekans karakteristiği olduğundan değişik frekanslarda oluşturacağı ses basıncı sabit olmayacaktır. Koninin girişindeki ses basıncının değişik frekanslardaki sabitliğini sağlamak için, mikrofon ve K_{v2} kazançlı amplifikatörden yararlanıldı. Kesik koni kaldırıp mikrofonu (1) seviyesine getirildi. Amplifikatörlerin K_{v1} ve K_{v2} gerilim kazançları sabit tutularak, değişik frekanslarda (1) seviyesindeki basınç sabit bir değerde kalacak şekilde osilatör kazancı kontrol edilip osiloskoptaki Y_1 kanalının gerilim genlikleri kaydedildi. Y_2 kanalındaki gerilim, koninin giriş büyüklüğü olup Y_1 kanalındaki referansa göre fazını ve genliğini okumak mümkündür. Deneyde koninin girişindeki sabit basınç seviyesi, Y_2 kanalında tepe değeri 1v olan sabit bir gerilim değeri ile belirlendi. Daha sonra kesik koni (1) ve (2) düzlemleri arasına yerleştirilerek mikrofon (2) düzlemindeki koninin çıkışına getirildi. De-

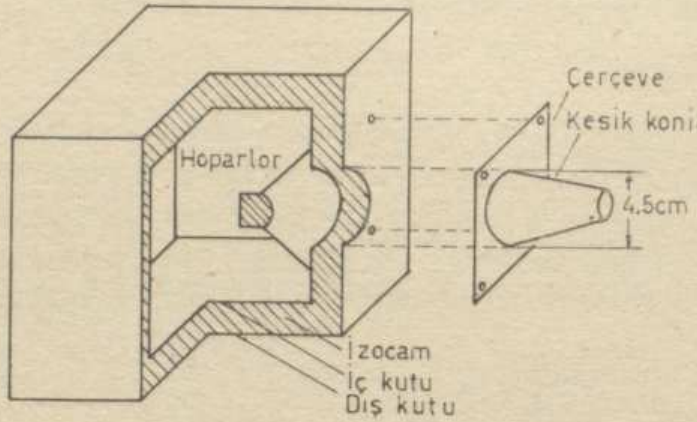
gişik frekanslarda daha önce belirtilen sabit basınç değerleri verilerek ve K_{v1} ve K_{v2} kazançlarını aynı değerlerde sabit tutarak koninin çıkışındaki basınç değerleri veya osiloskobun Y_2 kanalındaki gerilim değerleri kaydedildi. Bu durumda da Y_1 kanalındaki işaret referans alınarak Y_2 nin veya koni çıkışındaki işaretin fazı ölçüldü.

Herhangi bir mikrofon, yüzeyine çarpan basınç kuvveti ile orantılı bir gerilim oluşturmaktadır. Dolayısıyla osiloskoptaki gerilimi bir basınç gibi göz önüne alabiliriz. Koninin girişindeki basıncı P_k ϕ_k ile ve çıkışındaki basıncı da P_o ϕ_o ile gösterecek olursak koninin basınç kazancı

$$K_P \frac{\phi_o}{\phi_k} = \frac{P_o}{P_k} \frac{\phi_o}{\phi_k} = \frac{P_o}{P_k} \left(\phi_o - \phi_k \right) \quad 4.43$$

olur. Deney süresince $P_k = 1v =$ sabit olup bunun ölçümünde mikrofonun tüm yüzeyi hoporlörün oluşturduğu basınçtan etkilenmektedir. Oysa deneyde kullandığım 5 kat büyültülmüş modelin küçük yüzeyinin çapı 1 cm olup mikrofon çapından daha küçüktür. Dolayısıyla koni çıkışının basıncı ölçülürken ekranda okunan değer bu alanlar oranı ile de çarpılıp hesaplanması gerekir.

Koni çıkışındaki basıncın ölçümünde mikrofonun yalnız buradaki seslerden etkilenmesini sağlamak gayesi ile hoporlör Şekil 4.10 daki gibi bir kutu içine yerleştirildi. İç içe girmiş olan iki tahta kübik kutu arasında ses izolasyonunu sağlamak için izocam konuldu. Kesit olarak gösterildiği gibi kübün bir yüzüne 4.5 cm çapında bir delik açıldı. Üzerinde ölçüm yapılacak olan model 0.1 mm.lik bakır plakadan yapıldı. Geniş yüzeyine şekildeki gibi bir 1 mm.lik bir bakır çerçeve lehimleyerek gösterilen deliklerden kutuya vidalandı.



Şekil 4.10

Yukardaki açıklamaları göz önüne alarak yaptığım ölçmeler Tablo 4.1 de gösterilmiştir. Buradaki değerler gerçek modelin 5 kat büyüğü için elde edilmiştir. 4.42 deki benzerlik bağıntısından yararlanarak buradaki her frekansın 5 katını alarak gerçek modeldeki olayları bulabiliriz.

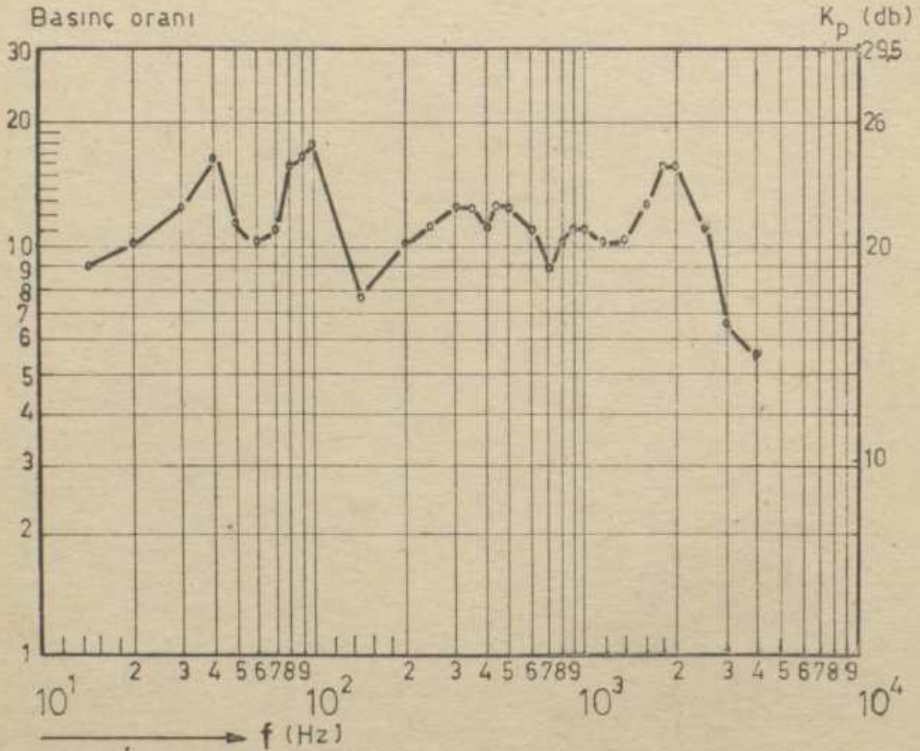
Tablo 4.1 de belirttiğim gibi P_k giriş basıncı gerilim olarak tüm frekanslarda lv olarak sabit tutulmuştur. Çıkış basıncına karşılık olan P_o sütunundaki gerilim değerleri doğrudan doğruya değişik frekanslardaki basınç kazancının oranlarını vermektedir. Bu kazanç oranlarının db olarak karşılıkları K_p sütununda verilmiştir. Tablodaki bu değerlerden yararlanarak modelimizin basınç karakteristiğini Şekil 4.11 deki gibi çizebiliriz.

TABLO 4.1

Frekans	Giris		Cikis		Kazanc		Frekans
f_m (Hz)	P_k (v)	ϕ_k (derece)	P_o (v)	ϕ_o (derece)	K_p (db)	ϕ_p (derece)	f_p (Hz)
15	1		9		19.08		75
20	1		10.125		20.11		100
30	1		12.375		21.85		150
40	1		16.875		24.55		200
50	1		11.25		21.03		250
60	1		10.125		20.11		300
70	1		11.25		21.03		350
80	1		15.75		23.95		400
90	1	265	16.875	175	24.55	- 90	450
100	1	248	18	162	25.11	- 86	500
150	1	137	7.875	86	17.93	- 51	750
200	1	47	10.125	28	20.21	- 19	1000
250	1	10	11.25	0	21.03	- 10	1250
300	1	355	12.375	325	21.85	- 20	1500
350	1	345	12.375	290	21.85	- 55	1750
400	1	288	11.25	280	21.03	- 8	2000
450	1	252	12.375	216	21.85	- 36	2250
500	1	226	12.375	208	21.85	- 18	2500
600	1	185	11.25	152	21.03	- 33	3000
700	1	213	9	252	19.08	- 61	3500
800	1	129	10.125	72	20.11	- 57	4000
900	1	93	11.25	61	21.03	- 32	4500
1000	1	108	11.25	72	21.03	- 36	5000
1200	1	86	10.125	36	20.11	- 50	6000
1400	1	30	10.125	-10	20.11	- 40	7000
1600	1	0	12.375	-62	21.85	- 62	8000
1800	1	350	15.75	270	23.95	- 80	9000
2000	1	348	15.75	216	23.95	-132	10000
2400	1	330	11.25	-165	21.03	-165	12000
3000	1	216	6.75	-51	16.58	-267	15000
4000	1	205	5.625	0	15.01	-205	20000

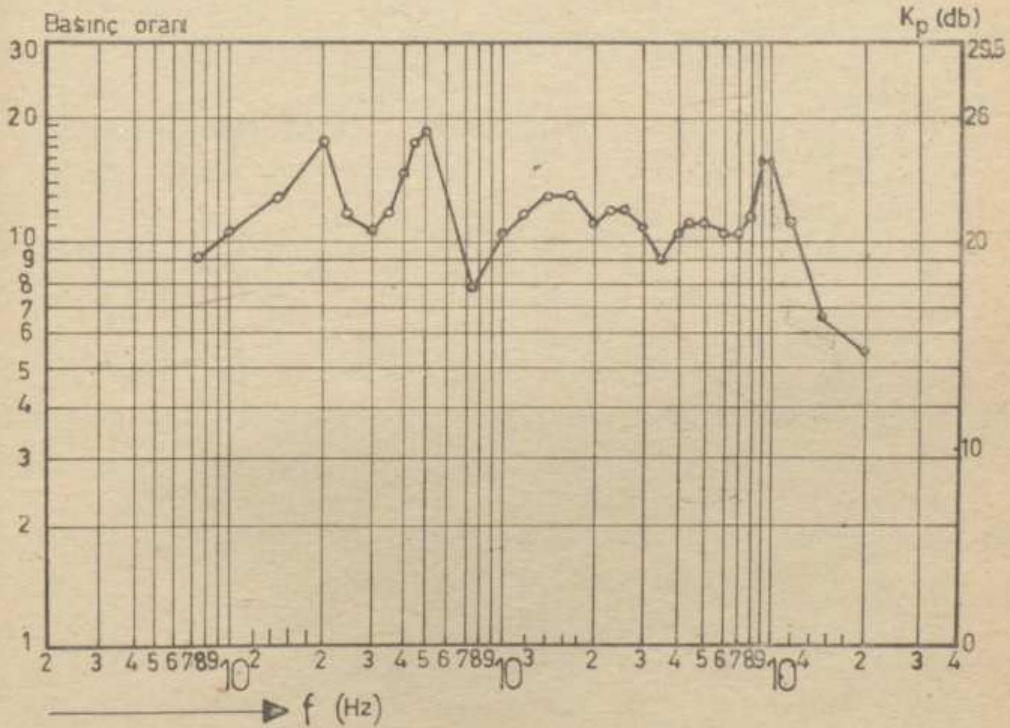
Deneyde kullanılan model, prototipin (gerçek modelin) 5 kat büyüğü olduğundan 4.42 bağıntısına göre prototipin kazanç eğrisi, Tablo 4.1 deki her frekansın 5 katı alınarak çizilebilir. Bu kazanç eğrisi Şekil 4.12 de gösterilmiştir. Burada ve daha önceki şekil 4.11 de düşey eksenler logaritmik ölçekli olup, sol taraftaki eksen basınç oranını ve sağ taraftaki eksen de db olarak basınç oranını göstermektedir.

Orta kulağa yerleştirilmesini tavsiye ettiğim kesik koninin kazanç eğrisi Şekil 4.12 deki eğri olduğundan bunun

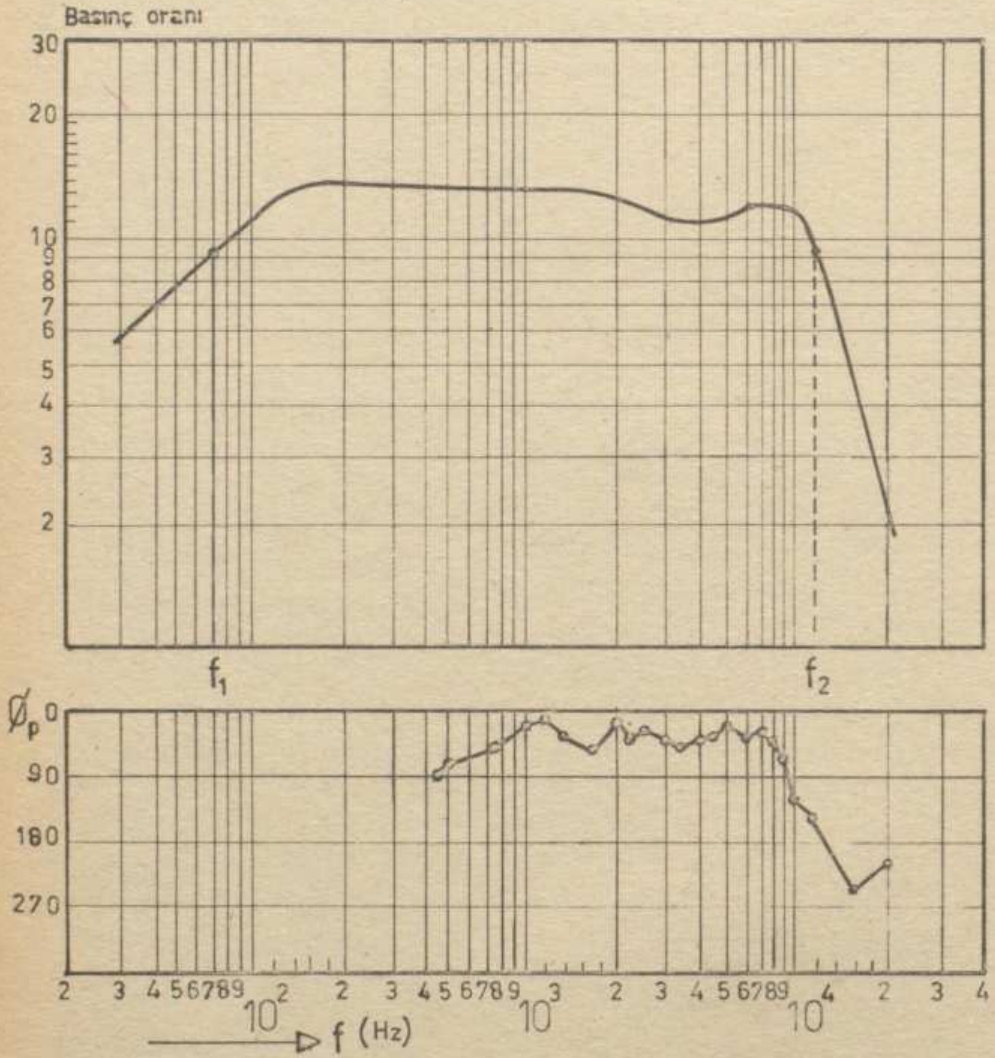


Şekil 4.11.

kısa bir irdelemesini yapmak istiyorum. Şekil 4.13 deki ortalama eğriden de görüleceği gibi orta frekanslardaki kazanç yaklaşık 13 civarındadır. Alçak frekanslardaki 6 db/oktav'lık bir eğimle artarken yüksek frekanslarda ise yaklaşık 12 db/oktavlık eğimle düşmektedir. Orta frekanslardaki kazanç yaklaşık 13 civarında olduğundan bunun $1/\sqrt{2}$ katı 9.19 dur. Bu değerdeki yatay eksenin kazanç eğrisini kestiği noktalar alçak frekanslarda $f_1=70$ Hz ve yüksek frekanslarda $f_2=12$ KHz dir. Bu



Şekil 4.12



Şekil 4.13

değerlerden açıkça görüldüğü gibi orta kulaga yerleştirilecek olan kesik koni 70 Hz ile 12 KHz arasındaki frekansları 13 defa (22.28 dB) kuvvetlendirerek oval pencereye iletecektir. Bu sonuçları kadavra edilmiş insanın kulağı üzerinde Von Békésy'in yaptığı ve Şekil 3.4 te gösterdiğim deney sonuçları ile karşılaştıracak olursak modelimizin oldukça iyi sonuç verdiği görülmektedir*.

Havadaki akustik basıncın genliği frekansla lineer orantılı olduğu daha önceki konularda belirtmiştim. Tablo 4.1 de belirttiğim gibi ölçme yapılan 15-4000 Hz aralığında koni girişindeki akustik basıncın sabit kalması gerekmektedir. Frekans değişim aralığı büyük olduğundan ses kaynağının titreşim genliği de çok büyük aralıklar arasında değişmesi gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı 15 Hz ile 80 Hz arasında hoporlörün büyük genlikli titreşmesi gerekir. Büyük genlikli titreşimlerde yapısı itibari ile hoporlör çeşitli harmonikler oluşturduğundan ve harmoniklerin genliği büyük olduğundan bu aralıktaki ϕ_k ve ϕ_o faz açıları ölçülemedi. 90 Hz ve daha yukarı frekanslardaki kazanç fonksiyonunun ϕ_p faz açısının değişimi Şekil 4.13'te gösterilmiştir. Faz açısı alçak frekanslarda ortalama olarak -45 derece olduğu halde yüksek frekanslarda bu açı -270 dereceye yaklaşmaktadır. 3.3.5 kısmında yapmış olduğum genel tanımlamalardan yararlanacak olursak Şekil 4.13 teki eğrinin yüksek frekanslarda yaklaşık üçüncü dereceden bir transfer fonksiyonunun analogu olduğunu söyleyebiliriz. 12 KHz ve daha düşük frekanslarda ise bu fonksiyonu ikinci dereceden bir fonksiyon olarak kabul edebiliriz. Sönüm katsayısı kritik sönümden yani 0.5 ten büyüktür. Modelimiz için sönüm katsayısını yaklaşık 0.7 olarak seçecek olursak 3.20 ifadesi gibi bir matematiksel ifade de tanımlayabiliriz. O halde modelimizin 12 KHz civarı için yaklaşık mate-

* Tartışmalar kısmına bakınız.

matiksel ifadesi

$$F_m(j\omega) = \frac{K}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2 + j2r \frac{\omega}{\omega_0}}$$

4.44

olur. Burada $K \approx 13$, $\omega_0 = 2\pi f_0 = 2\pi \cdot 12000$ ve $r = 0,7$ dir.

Orta kulaktaki anatomik büyüklükler; kulak zarı alanı (S_k), oval pencere alanı (S_o) ve kulak zarı ile oval pencere arasındaki uzaklık (h) her insanda aynı olmamakla beraber, aralarındaki farklar pek fazla değildir. Bu farklar ihmal edilecek kadar az olduğundan, daha önceki bölümlerde belirttiğim ortalama büyüklükleri sabit birer değer gibi kabul edebiliriz. Bundan dolayı değişik boyutlu modellerde ölçme yapmaya gerek yoktur. Yalnız basınç dönüşüm oranını belirlemek gayesi ile birkaç farklı boyutlu koni üzerinde de deneyler yaptım. Bu deneylerde de alan oranlarına bağlı ve frekansla değişen basınç kazancı elde edildiğini gözledim. Osiloskop yardımı ile yaptığım gözlemlerde ölçü yaptığım frekanslar arasında tüm modellerin çıkış işaretlerinde herhangi bir distorsiyonun olmadığını gözledim. Faz gecikmesi dışında genlikte herhangi bir değişiklik olmamaktadır. Yani modelimizde harmonikler oluşmamaktadır.

BESİNCİ BÖLÜM

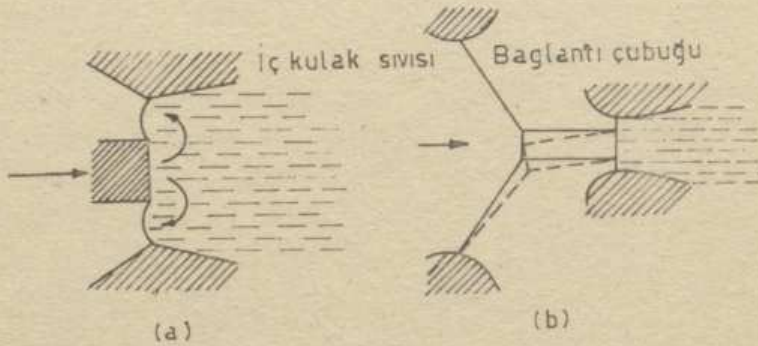
5- ÇALIŞMANIN TARTIŞILMASI

A- Günümüzde, çeşitli nedenlerle orta kulagın tümü görev yapamaz duruma geldiğinde, kulak kanalındaki ses titreşimleri oval pencereye, ya elektroakustik yol ile ya da mekanik titreşim yolu ile iletilmektedir. Bunlardan elektroakustik yönteme göre çalışan elektronik işitme aygıtları olup, bunların bazı kullanma zorluklarını daha önceki bölümlerde açıklamıştım. Günümüzde birçok uygulamaları yapılmış olan mekanik titreşim yöntemli ses iletimi ise birçok şekilde yapılmaktadır. Bunların en basidi kulak zarı ile oval pencerenin bir metal veya plastik çubukla birleştirilmesidir. Ameliyatta orta kulağa yerleştirilen bu çubuk, kulak zarına çarpan ses dalgalarının oluşturduğu titreşimlerle titreşerek, bu titreşimlerin oval pencereye iletilmesini sağlar. Çubuğun kulak zarına temas eden ucu genellikle Şekil 4.7 de gösterdiğim gibi yuvarlak şemsiye şeklindedir. Bazı uygulamalarda ise L veya T şeklinde olmaktadır.

Geliştirdiğim kesik koni modeli bu çubuk modelin bir alternatifi olup, kulak kanalındaki hava titreşimleri şekil değiştirmeden oval pencereye iletilmektedir. Uygulama yönünden çubuk ve koni birbirine benzediğinden bu ikisinin kıyaslamasını yapmakta yarar vardır. Bilindiği gibi orta kulagın esas fonksiyonu basınç dönüşümü yapmaktır. Gerek çubuk yönte-

minde, gerekse kesik koni yönteminde, basınç dönüşüm oranı kulak zarı ile oval pencere alanları oranına bağlıdır. Kaba olarak böyle bir benzerlik olmasına rağmen, gerçekte etkin alan boyutları birbirinden farklı olduğundan basınç dönüşüm oranı ve bant genişliklerinde birçok farklılıklar ortaya çıkar. Bu farkları detaylı bir şekilde görebilmek için çubuk model üzerinde yapılmış olan deneyleri ve benim görüşlerimi açıklamak istiyorum. Böylece çubuk bağlantı yerine kesik koni modelimizin avantajları ortaya çıkmış olacaktır.

A.1- Şekil 5.1 de konik şeklindeki bir suni kulak zarı ile oval pencerenin bir çubukla birleştirilişi ve oval pencerenin durumu gösterilmiştir.



Şekil 5.1.

Böyle bir bağlantının yapılması oldukça zordur. Bağlantı çubuğunun çok ince olması halinde Şekil 5.1a daki gibi pozitif bir basınçla çubuk içeriye doğru giderken iç kulak sıvısı şekilde gösterildiği gibi yanlardan dışarıya doğru akarak negatif bir basınç oluşturacaktır. Böylece, iç kulak sıvısına iletilen toplam basınçta, bir azalma olacaktır. Bu mahsuru ortadan kaldırmak için çubuk çevresi ile oval pencere

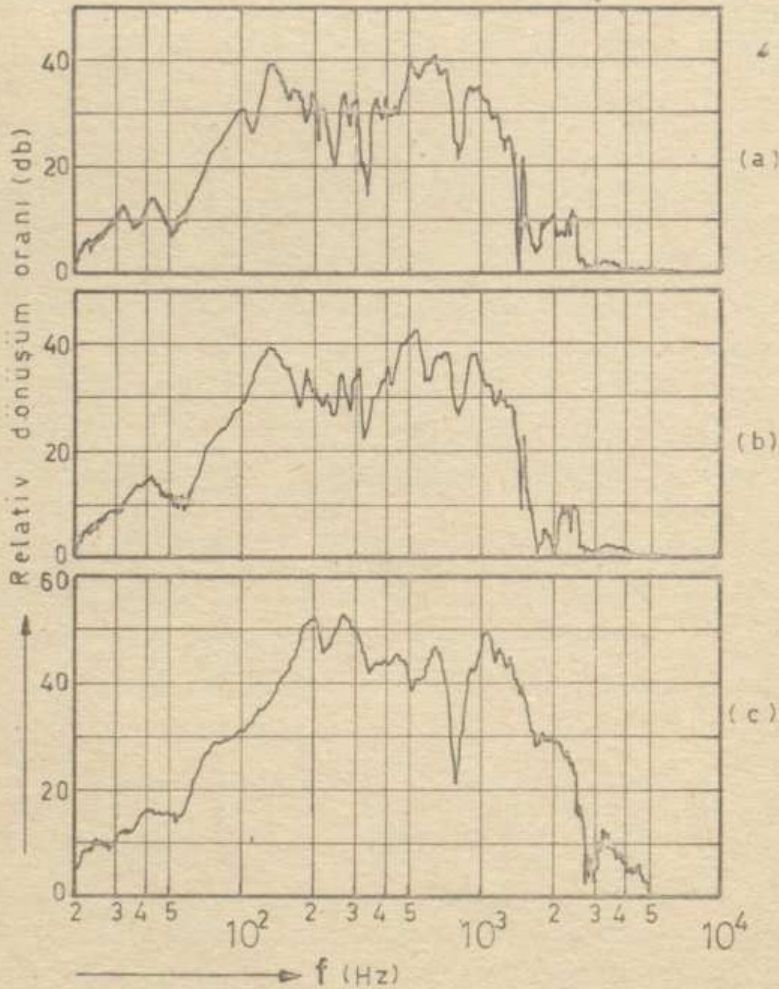
çevresi arasında ortalama 0.1 mm'den küçük bir aralık kalacak şekilde uygun çaplı bir bağlantı çubuğu seçilmelidir. Gerçekte, stapes ayağı ile oval pencere çevresi arasında minimum 0.015 mm ve ortalama 0.1 mm.lik bir aralık vardır. Bu kadar küçük boyutları hassas bir şekilde yerleştirmek oldukça zordur. Hatalı uygulama sonucunda bağlantı çubuğunun oval pencere yanıl duvarlarına temas etmesi, ses iletiminde büyük bir kayıp oluşturur(19).

A.2- Bağlantı çubuğu olarak kullanılan parçacığın bir ağırlığı vardır. Bu çubuk suni kulak zarının tam ortasına yerleştirilse dahi ağırlığından dolayı aşağıya doğru bir sarkma olur. Kulak zarına gelen pozitif bir basınçla kulak zarı içeriye doğru hareket ederken Şekil 5.1b da gösterildiği gibi çubuk orta pozisyonundan aşağıya doğru hareket eder. Sonuç olarak çubuk tekrar orta duruma gelir. Kulak zarı tekrar içeriye doğru hareket edince, kinetik enerjisinden dolayı çubuk yukarıya doğru hareketine devam edecektir. Bundan dolayı kulak zarının bir periyodu süresince çubuk yarım periyotluk hareket yapar. Sonuç olarak, kulak zarı frekansının yarısı kadarlık bir frekansla hareket ettiğinden bu tip bir uygulamanın harmonik frekanslar oluşturduğu ortaya çıkar.

A.3- Bağlantı çubuğu ile ses basıncında bir miktar artma olmasına rağmen oluşturduğu harmonik frekanslardan dolayı sesin özelliğini bir miktar bozar. Bu mahsuru önlemek için bağlantı çubuğunun kulak zarına temas eden ucu "L" şeklinde yapılır. Böylece, gerçek kulaktaki kulak zarı hareketi (Şekil 3.12 deki) gibi, üst noktadaki bir eksen etrafında dönme hareketi yapması sağlanır. Bu durumu tavuk ve kurbağa kulaklarında görmek mümkündür(7).

Suni kulak zarının değişik frekanslardaki özellikleri

G.V.Békésy'nin yaptığı deneylerle incelenmiştir. Békésy, 5 cm çapındaki lastik bir membranı metal bir çerçeveye tesbit ederek orta noktasına bir pikap ucu bağlayıp, membrana uygulanan basıncı tüm frekanslarda sabit tutarak, pikap ucundaki basıncı otomatik olarak kaydetmiştir. Gerilmiş lastik zarın tabii frekansı 70 Hz olup deney sonuçları Şekil 5.2a da gösterilmiştir.



Şekil 5.2

Şekil 5.2b eğrisi de bu zarın ortası ile bir kenarı arasına bir çubuk konulması sonucundaki, basınç kazancını göstermektedir. Bu düzen "L" şeklindeki çubuğun karşılığı olup, bu durumda bazı frekanslardaki tepe değerlerin değişmesine rağmen, ortalama kazanç eğrisi ve bant genişliğinde fazla bir

artma oluşmamaktadır. Çapı 3.5 cm olan bir alüminyum tel kafes membranın ortasına tesbit edilirse membranın sertliği artar. Bu durumda da membranın orta noktasındaki basınç bir pikap ucu ile kaydedilerek Şekil 5.2c deki gibi bir değişim elde edilmiştir. Bu eğriden görüldüğü gibi membranın sertliği artınca, kazanç ve frekans sınırı da artmaktadır(7).

A.3.1- Yukardaki paragraftan, çubuk tipi bağlantıların en uygunu tepesi şemsiye şeklinde olan ve Şekil 4.7 de gösterdiğim model olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu sonuçlardan habersiz olarak, günümüzdeki tıbbi uygulamalarda yukarda açıkladığım üç model de kullanılmaktadır. Bilim için gerçek ölçü olan deneysel sonuçlara göre, şemsiye şeklindeki modelin tercih edilmesini tavsiye etmem yerinde olacağı kanısındayım. Bundan dolayı şemsiye şeklindeki model üzerinde kısa bir açıklama yapmak istiyorum.

A.3.2- Daha önce de açıkladığım gibi deneyde kullanılan zarın çapı, kulak zarı çapının 5 katından daha büyüktür. Şekil 5.2c deki eğriden bu modelin üst kesim frekansı 1500 Hz civarındadır. Kulağa uygulanacak olan modelin boyutları 1/5 oranında küçüleceğinden üst kesim frekansının da yaklaşık olarak 5 defa büyük olacaktır. Bu modelin bant genişliğini 7500 Hz olarak kabul edecek olursak Şekil 4.13 teki kesik koni modelinin 12 KHz lik bant genişliğinden daha küçük olacaktır.

A.3.3- Ayrıca kulak zarına yapıştırılacak olan şemsiye tepesi kulak zarı alanından daha küçük olacağından kulak zarının etkin alanı küçülecektir. Kulak zarındaki etkin alan kulak zarı alanından daha küçük olduğundan bu modelin basınç dönüştürme oranı, kulak zarı ile oval pencere alanları oranından daha küçük olur. Oysa kesik koni modelindeki basınç dönüşümünde, 4.34 eşitliğinde belirtildiği gibi kulak zarının tümü etkin olacaktır. Bundan dolayı teorik olarak kesik koni modelindeki basınç dönüşümü, şemsiye modelindeki basınç dönüşümünden daha büyüktür.

A.3.4- Şemsiye tipi modelinin uygulanmasında kulak zarındaki etkin alanın büyüklüğü şemsiyenin tepe alanına bağlıdır. Şemsiyenin tepe yüzeyi ile kulak zarı çevresi arasında da çember şeklinde bir zar parçası kalması gerekir. Böylece kulak zarına çarpan ses dalgaları, bu zar parçasının esnemesiyle mekanik titreşim şekline dönüşür ve oval pencereye iletilir. Yapılmış olan birçok deneylere göre, normal işitme aralığında, değişik frekanslar için oval penceredeki stapes ayağının yer değiştirme genliği 10^3 cm ile 10^8 cm arasında olduğu gözlenmiştir. Ayrıca orta kulağa yerleştirilen şemsiye tipi model teflondan yapılmış ise bunun kütlesi 107,86 mg civarındadır. Bu değer orta kulaktaki üç kemikçiğin toplam kütlesi olan 57 mg'dan daha büyüktür. Kulak zarına gelen ses basınç kuvveti, çember şeklindeki zarın toplam gerilme kuvveti ile 107.86 mg'lık kütlelerin atalet kuvvetinden daha büyük olması gerekir ki, bağlantı çubuğu titreşebilsin.

Buradan da açıkça görülüyor ki, kulak zarındaki sesin oval pencereye iletilmesi esnasında şemsiye tipi modelin 10^3 cm ile 10^8 cm arasında bir yer değiştirme yapması gerektiğinden, elastisite ve atalet kayıpları oluşacaktır. Bundan dolayı modelin oluşturacağı basınç dönüşümü alanlar oranından daha küçük olacaktır. Halbuki kesik koni modelinde, hava titreşimlerinin mekanik titreşimlere dönüşmesi söz konusu olmadığından bu tip kayıplar da oluşmamaktadır.

B- Canlı insan kulağının duyabildiği üst frekans sınırı 15 KHz olduğu daha önceki bölümlerde açıklanmıştı. 3.3.6. kısmında da, orta kulağın analog devresinden yararlanarak yüksek frekanslarda orta kulaktaki kemikçik kütlelerinin etkili olup, yüksek frekanslardaki basınç kazancının azalmasına sebep oldukları belirtilmiştir. Kemikçik kütlelerinin üst işitme frekans sınırına yaptıkları etkiyi görmek için Békésy'nin kadavra edilmiş insan kulağı üzerinde yaptığı ve Şekil 3.4

ile gösterilen eğriye bakmak gerekir. Bu egrideki üst kesim frekansı 2400 Hz olup canlı kulaktaki üst frekans sınırından bir hayli küçüktür. Şekil 3.4 eğrisi aynı zamanda orta kulaktaki kemikçiklerin yapısına benzer bir manivela modelinin frekansa göre basınç dönüşüm oranı olduğu kabul edilebilir. Böyle bir modelin uygulanması henüz yapılmamış olmasına rağmen, gerçek orta kulak yapısına benzemesi bakımından bu model üzerinde araştırma yapılması hakkındaki olumlu görüşlerimi belirtmek isterim. Bu tip bir modelde kulak zarı ve oval pencere alan oranları ile manivela kol oranı da hesaba katılacağından şemsiye tipi modelden daha iyi sonuç vereceği açıktır. 2400 Hz lik üst sınır konuşma frekansları için iyi olmasına rağmen böyle bir modelin gerçekleştirilmesi ve orta kulağa uygulanabilmesinde zorluklar, kesik koni modelinin tercihindeki başlıca nedenlerdendir. Ayrıca kesik koni modelindeki üst frekans sınırı 12 KHz olup 2400 Hz'ten daha büyüktür.

C- Orta kulak kemikçiklerinin yüksek frekanslarda etkili olduklarını kemik iletimi üzerinde yapılan ölçmelerden de anlamak mümkündür. Kemik iletimi ile yapılan ölçmelerde iç kulağın 200 KHz'e kadar cevap verdiği anlaşılmıştır. Ultra sesler*, idrak olunmamasına rağmen, 15 KHz ve daha aşağıdaki seslerde olduğu gibi, iç kulaktaki basılar membran ile işitme sinirinde, sesin genlik ve frekansına bağlı olarak elektriksel işaretler oluşmaktadır. Bu elektriksel işaretler vücudun her tarafına yayılmakla beraber, kulak civarında daha şiddetlidir. Kulağın bu özelliğinden dolayı işitme sinirindeki rahatsızlıkların teşhisinde ultra seslerden yararlanmak mümkündür. Günümüzde bu tip teşhisin önemi henüz anlaşılmamasına rağmen, gelecekte çok önemli bir konu olacağı kanısındayım(45,59).

* Ultra ses: Frekansı 15 KHz'ten daha yüksek olan mekanik titreşimler.

Bu kısa açıklamalardan da anlaşılacağı gibi orta kulak bir alçak geçiren filtre gibi davranıp, hava yollu ses iletiminde yüksek frekanslı seslerin iç kulağa ulaşmalarını önlemektedir. Oval pencereye ulaşan ses iç kulak sıvısını titreştirerek basılar membran ve işitme sinirinde elektriksel işaretler oluşturmaktadır. Basılar membranın oval pencereye yakın olan kısmı yüksek frekanslara, uzak olan kısmı da alçak frekanslara karşı hassas olduğu yapılan birçok deneylerle bilinmektedir(18,19).

İç kulağın bu özelliğinden yararlanarak, orta kulağı olmıyan sağırın işitmelerini sağlamak gayesi ile yeni bir işitme cihazı geliştirilmiştir. Bu cihazdaki temel prensip havadaki akustik enerjiyi elektriksel enerjiye dönüştürüp kuvvetlendirdikten sonra birkaç elektrot yardımı ile iç kulağıdaki sinirleri elektriksel olarak uyarmak şeklindedir. Daha önce de belirttiğim gibi basılar membran üzerinde yayılmış olan sinirler frekansa göre hassasiyetleri değişik olduğundan, elektrotlara uygulanan işaretlerin belirli frekans aralıklarında olmaları gerekir. Bu tip bir aygıtın kulağa yerleşmesinde çok büyük dikkat sarfetmek gerekir. Yaklaşık 0.2 mm - 0.5 mm çapındaki elektrotların iç kulak iskeleti delinerek basılar membran üzerine gelecek şekilde yerleştirilmelerindeki zorluk ve hayati tehlike göz önüne alınırsa, aynı işi yapacak olan kesik koni modelinin tercih edilmemesi için hiçbir neden yoktur. Bu tip bir işitme cihazı gelecek için büyük bir ümit olmasına rağmen, aktif bir sistem olması ve kullanmadaki zorluklar, kesik koniye göre birer dezajantaj olarak sayılabilir(37,59).

D- Orta kulağın olmaması durumunda kulak kanalından giren ses dalgaları, aynı anda oval ve yuvarlak pencereye ulaşmaktadır. Bu durum 3.3.8 kısmındaki Şekil 3.13 ile açıklanmıştı. Halbuki kesik modelinin orta kulağa yerleştirilmesi sonucunda

kulak zarı ile yuvarlak pencere arasında herhangi bir bağıntı olmayacaktır. Bu nedenle oval ve yuvarlak pencereler arasındaki basınç farkı artacağından kulak zarı ve oval pencere alanları oranına ilave bir kazançtan da bahsedilebilir.

E- Ses basıncının çeşitli ortamlardaki yayılması 4.1. ifadesi ile belirtilmiştir. Bu bağıntı çıkartılırken ideal şartlar düşünülmüş olup, sesin yayılması esnasındaki güç kaybı hesaba katılmamıştır. Gerçekte herhangi bir ortamda yayılan ses, bir üstel fonksiyona bağlı olarak ilerlemektedir. Zayıflama katsayısı, a ve uzaklık x olmak üzere zayıflama fonksiyonu e^{-ax} şeklindedir. Zayıflama katsayısı ortamın birçok sabit parametrelerinin ve ses frekansının fonksiyonudur. Ortam parametreleri ortam boyunca değişmediğinden bunları sabit bir sayı gibi kabul edip bir yana bırakabiliriz. Viskozite ve ısı iletkenlik zayıflama etkilerinde zayıflama katsayısı frekansın karesiyle, moleküler zayıflamada ise frekansın kendisi ile lineer orantılıdır.

Zayıflama katsayıları havanın rutubetine bağlı olmakla birlikte ortalama olarak 1500 Hz için moleküler zayıflama katsayısı $0.5 \cdot 10^{-2}$ neper/m ve viskoz ile ısı iletkenlik katsayılarının toplamı $0,45 \cdot 10^{-4}$ neper/m olup çok küçük değerlerdir. Zayıflama fonksiyonu x mesafesine de bağlı olmakla beraber cm mertebesindeki uzaklıklarda sesin zayıflama etkisini ihmal edebiliriz. Netice olarak benzerlik kanunlarından yararlanarak geliştirilen model ile prototip arasında bu tip bir farklılık söz konusu değildir. Bununla beraber modelin prototipten fazla büyük boyutlu olmamasına dikkat etmek gerekir. Bundan dolayı model 5 kat büyük olarak seçildi. Aksi halde bu zayıflama etkisinin de göz önüne alınması gerekir(11).

Buraya kadar yapılmış olan tartışmaları özetlemek gayesi ile Tablo 5.1 verilmiştir. Burada orta kulağa uygulanan ve uygulanabilecek modellerin frekans bantları, basınç dönüşüm

oranları, modelin yapım kolaylığı, modelin uygulanma kolaylığı, modelin uygulanmasıındaki hayati tehlike, uygulandıktan sonraki güvenilirlik ve kullanma kolaylığı gibi nitelik ve nicelik bakımından karşılaştırılmaları gözükmektedir. Yapılmış olan karşılaştırılmalara dikkat edecek olursak tablodaki modellerin sıralanışı, yaklaşık olarak iyiden mükemmele doğru bir sıralanıştır. Günümüz için, iç kulağın elektrotlarla uyarılması modelindeki yapım zorluğu, modelin uygulanma zorluğu ve uygulamadaki hayati tehlikeler göz önüne alınırsa kesik koni modeli tercih edilir. Ayrıca manivela modelinin değişik bir şekli araştırılıp, frekans ve kazanç sınırları arttırılarak uygulama kolaylığı sağlanabilirse, kesik koni modeline tercih edilebilir. Ancak bugün için kesik koni modeli daha uygun gözükmektedir.

Model Tipleri	Direkt		Bağlantı		Modelleri		Manivela Modeli	Kesik Koni Modeli	İç Kulagın Elektrotla Uyarımı	Sağlam Kulak	
	Çubuk	L Tipi	Şemsiye Tipi								
Değişken											
Frekans bandı	5500 Hz	5500 Hz	7500 Hz					2400 Hz	12000 Hz	15000 Hz	15000 Hz
Basınç dönüşüm Oranı	30 db (relatif)	30 db (relatif)	45 db (relatif)					20-25.1 db	19-25.1 db	Ayarlanabi- lir.	22.9-26.9 db
Modelin yapım Kolaylığı	çok kolay	kolay	kolay					kolay değil	Kolay	çok zor	mümkün değil
Modelin uygulanma- kolaylığı	kolay	kolay	kolay					kolay değil	çok kolay	çok zor	-
Modelin uygulanma- sındaki hayati tehlike	Tehlikeli değil	Tehlikeli değil	Tehlikeli değil					Tehlikeli değil	Tehlikeli değil	Tehlikeli	-
Uygulandıktan son- raki güvenilirlik	Güvenceli	Güvenceli	Güvenceli					Güvenceli	Çok Güvenceli	Çok Güvenceli	İdeal Güvenceli
Kullanma Kolaylığı	kolay	kolay	kolay					kolay	çok kolay	kolay değil	ideal kolay

TABLO 5.1

EK

III. ULUSAL BIYOMOHENDİSLİK KONGRESİNE
SUNULMUŞ OLAN "ORTA KULAK EŞDEĞER MO-
DELİNİN ARAŞTIRILMASI" KONUSU TEBLİĞİN
ÖZETİ



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
ANKARA

III. ULUSAL
BİYOMÜHENDİSLİK
KONGRESİ

TEBLİĞ ÖZETLERİ

4 - 6 Ekim 1978

ANKARA

«ORTA KULAK EŞDEĞER MODELİNİN» ARAŞTIRILMASI

HALİT PASTACI

İstanbul Devlet Mühendislik ve Mimarlık Akademisi
Elektrik ve Elektronik Ölçmeleri kürsüsü

İşitme sistemi veya kulak, hacim olarak küçük boyutlara sahip olmasına rağmen, fonksiyonel yönden çok karmaşık bir yapıya sahiptir. İşitme sisteminde hassas mekanik, hidrolik, elektrik ve biyokimyasal olaylar söz konusu olduğundan birçok bilim dalını aynı anda ilgilendirmektedir. Dolayısıyla böyle bir sistemin incelenmesi farklı ihtisastaki kişilerin grup çalışmasını gerektirir.

İşitme sistemi ile ilgili çok araştırmalar yapılmıştır. Bütün bu araştırmalardan işitme sisteminin çalışmasını doğru olarak açıklamak zor olduğu gibi detaylar hakkında belirsizlikler vardır.

Orta kulaktaki kemikciklerin tümü arızalandığında çoğu zaman elektronik işitme aygıtlarından yararlanılır. Bu aygıtlar birer aktif sistem olduğundan pil veya akü gibi besleme kaynağına ihtiyaçları vardır. Bundan dolayı pek kullanışlı değildir. Bazen de ameliyatla kulak zarı ile oval pencere arasına bir tel (veya plastik) parçası konularak ses iletimi sağlanır. Bu halde de fazla bir ses kazancı olmamaktadır. Orta kulak bir basınç amplifikasyonu yaparak, belirli frekans sınırları arasında, koklea ile hava arasındaki akustik empedans dengesini sağlar. Amplifikasyon, kemik zincirindeki manivela hareketi ve kulak zarı ile oval pencere alanları arasındaki farktan oluşmaktadır. Bu basınç farkını oluşturmak ve kulak zarı ile oval pencere arasına yerleştirmek düşüncesi ile basit ve pasif bir sistem araştırıldı. Bu sistemin kesik bir koni olabileceği tahmin edildi. Kulak zarına koninin geniş yüzeyi, oval pencereye de koninin küçük yüzeyi sızdırmaz bir şekilde yerleştirilecektir.

KAYNAK YAYINLAR

- (1) WIENER, F.M., ROSS, D.A.: "The Pressure Distribution in the Auditory Canal in a Progressive Sound Field" J.Acoust.Soc.Amer. Vol.18, p.401-408, 1946.
- (2) ESSER, M.H.M.: "The Mechanism of the Middle Ear II", The Drum.Bull.Math.Biophys. Vol.9, p.75, 1947.
- (3) OLSON, H.F.: "Elements of Acoustical Engineering" D.Van Nostrand Comp.Inc., New York, 1947.
- (4) KOBRAK, H.G.: "Construction Material of the Sound Conduction System of the Human Ear", J.Acoust. Soc.Amer.Vol.20, No.2, March 1948.
- (5) BÉKÉSY, G.V., ROSENBLITH, W.A.: "The Early History of Hearing-Observations and Theories", J.Acoust. Soc.Amer. Vol.20, No.6, November 1948.
- (6) WEVER, E.G.: "Theory of Hearing", John Wiley and Sons Inc. New York, 1949.
- (7) BÉKÉSY, G.V.: "The Structure of the Middle Ear and the Hearing of One's Own Voice by Bone Conduction", J.Acoust.Soc.Amer. Vol.21, No.3, May 1949.

- (8) ONCHI, Y.: "A Study of the Mechanism of the Middle Ear",
J. Acoust. Soc. Amer. Vol. 21, No. 4, July 1949.
- (9) GILL, N. W.: "Some observation on the Conduction Mechanism
of the Ear", J. Laryng Vol. 65, p. 404, 1951.
- (10) HIRSH, I. A., J.: "The Measurement of Hearing" McGraw-Hill
series of Psychology New York, Toronto, London,
1952.
- (11) BERANEK, L. L.: "Acoustics" McGraw-Hill Book Company
Inc., New York, 1954.
- (12) WEVER, E. G., LAWRENCE, M.: "Physiological Acoustics",
Princeton University Press. Princeton, 1954.
- (13) ANDERSON, H. HOLMGREN, L., HOLST, H. E.: "Experiments with
an objective Methods of Testing Middle Ear
Function", Acta oto-laryng stockh. Vol. 46, p. 381,
1956.
- (14) MURPHY, G. J.: "Basic Automatic Control Theory" D. Van
Nostrand Company, Inc., Princeton New Jersey,
London, New York, 1957.
- (15) ZWISLOCKI, J.: "Some Measurements of the Impedance
at the Eardrum", J. Acoust. Soc. Amer. Vol. 29, No. 3
March 1957.
- (16) ZWISLOCKI, J.: "Some Impedance Measurements on Normal
and Pathological Ears", J. Acoust. Soc. Amer. Vol.
29, p. 1312, December 1957.
- (17) MASON, W. P.: "Physical Acoustics and the Properties of
Solids", D. Van Nostrand, New York, 1958.

- (18) KOBRAK, H.G.: "The Middle Ear" Univ. of Chicago Press, 1959.
- (19) BÉKÉSY, G.V.: "Experiments In Hearing", McGraw-Hill series of Psychology New York, Toronto, London, 1960.
- (20) KIRIKAE, I.: "The Structure and Function of the Middle Ear", Japan Publication Trading Co. Tokyo, 1960.
- (21) LAWRENCE, M.: "Applied Physiology of Middle Ear Sound Conduction", Arch. otolaryng Vol.71, pp.133, 1960.
- (22) MØLLER, A.R.: "Improved Technique for Detailed Measurements of the Middle Ear Impedance", J. Acoust. Soc. Amer. Vol.32, No.2, February 1960.
- (23) WANSDRONK, C.: "On the Mechanism of Hearing", Philips Research Laboratories Eindhoven, Netherlands, 1961.
- (24) TERKILDSEN, K.: "Conduction of sound in the Human Middle Ear", Arch. Otolaryng. Vol.73, p.69, 1961.
- (25) BERGEI, V.: "Waves and the Ear" Heinemann, London, 1961.
- (26) MØLLER, A.R.: "Network Model of the Middle Ear", J. Acoust. Soc. Amer. Vol.33, No.2, February 1961.
- (27) ONCHI, Y.: "Mechanism of the Middle Ear", The Journal of the Acoustical Society of America, Vol.35, No.6, June 1961.

- (28) LITTLER: "The physics of the Ear" Pergamon Press, 1962.
- (29) ZWISLOCKI, J.: "Analysis of the Middle Ear Function
Part I: input Impedance", J.Acoust.Soc.Amer.
Vol.34, p.1514, 1962.
- (30) ANDERSON, H.C., HANSEN, C.C., NEERGAARDE.: "Experiments
studies on Sound transmission in the Human Ear",
Acta oto-laryng stockh, Vol.55, p.511, 1962.
- (31) BERANEK, L.L.: "Music, Acoustics and Architecture",
John Wiley, New York, 1962.
- (32) ZWISLOCKI, J.: "Analysis of the Middle-Ear Function
Part II: Guinea-Pig Ear", J.Acoust.Soc.Amer.
Vol.35, p.1034, 1963.
- (33) PONG, W., MARCACCIO, W.: "Non linearity of the Middle
Ear as a Possible Source of Subharmonics",
J.Acoustic.Soc.Amer. Vol.35, No.5, May 1963.
- (34) MØLLER, A.R.: "Transfer Function of the Middle Ear",
J.Acoust.Soc.Amer. Vol.35, No.10, October,
1963.
- (35) İNAN, M., SÖNMEZ, F.: "Plak ve Kabuklar Teorisi", İ.T.Ü.
İnşaat Fakültesi, 1964.
- (36) BERENDES, J., LINK, R., ZÖLLNER, F.: "Hals-Nasen-Ohren-
Heilkunde", Band III/Teil 1 George Thieme Verlag
Stuttgart, 1965.
- (37) GUINAN, J., PEAKE, W.T.: "Middle Ear Characteristics of
Anesthetized Cats", J.Acoust.Soc.Amer. Vol.41,
p.1237-1261, 1967.

- (38) FISHLER, H., FREI, E.H.: "Dynamic Response of Middle Ear Structures", J. Acoust. Soc. Amer. Vol. 41, p. 1220-1231, 1967.
- (39) TONNDORF, J., KHANNA, S.M.: "Some Properties of Sound Transmission in the middle and Out Ears of Cats", J. Acoust. Soc. Amer. Vol. 41, p. 513-521, 1967.
- (40) SACHS, M.B.: "Physiology of the Auditory system", National Educational Consultants Baltimore, Maryland, 1971.
- (41) SARAÇOĞLU, S.: "Boyut Analizi, Benzerlik Kanunları Model Teorisi Temel Sorunları", İ.D.M.M.A., 1971.
- (42) SETO, W.W.: "Theory and Problems of Acoustics", McGraw-Hill Company, London 1971.
- (43) ZİYAETTİN, S.: "Elektroakustik Ders Notları", İ.T.Ü. Elektrik Fakültesi, 1971.
- (44) ÜLGÜR, M.: "Otomatik Kontrol Sistemleri Ders Notları", İ.T.Ü. Elektrik Fakültesi, 1971.
- (45) BOYLE, A., SCHAPPER: "An Integrated Circuit Amplifier for in-ear Hearing Aid Applications" Proceedings I.R.E.E., Australia, June 1971.
- (46) CARDOZO, B.L.: "Hearing Theory" Institute for Perception Research London, 1972.
- (47) KOHLLÖFFEL, L.U.E.: "A New Method for the Analysis of Microvibrations With Laser Light", Acustica, Vol. 27, 1972.

- (48) MARPLES, V.: "Some Potential Applications of Engineering Science Disciplines in Hearing Mechanism Research", Int.J.Engng.Sci., Vol.10, p.1175-1187, 1972.
- (49) ÇEÇEN, K.: "Hidrolik; Açık Kanallar", İ.T.Ü.İnşaat Fakültesi, 1972.
- (50) CLARK, S.K.: "Dynamics of Continuous Elements", Prentice-Hall Inc. Englewood Cliffs, New Jersey, 1972.
- (51) MOLLER, A.R.: "Basic Mechanism in Hearing" Academic Press, New York, 1973.
- (52) ZWICKER, E., TERHARDT, E.: "Facts and Models in Hearing", Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1974.
- (53) KARATAY, S.: "Kulak-Burun-Boğaz Hastalıkları", İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, 1974.
- (54) BRYAN, M.E., NOWELL, E.: "The Application of Ultrasound to Audiometry", Biomedical Engineering, United Trade Press, p.10-13, January 1974.
- (55) STEVENS, S.S., WARSHOWSKY, FRED: "Sound and Hearing", Time-Life Books, New York, 1975.
- (56) TORICK, E.L., DIMATTIA, A.L.: "A Wearable Master Hearing Aid", Journal of the Audio Engineering Society Vol.23, No.5, 1975.
- (57) SCHROEDER, M.R.: "Models of Hearing", Proceedings of the IEEE, Vol.63, No.9, September, 1975.

- (58) GHEEWALA, T.R., MELEM, R.D., WHITE, R.L.: "A CMOS Implantable Multielectrode Auditory Stimulator for the Deaf", IEEE Journal of Solid-state Circuits, Vol.10, No.6, December, 1975.
- (59) BOMMER, A.G.: "III. Audio-Symposium", Zuerich, 1976.
- (60) PASTACI, H.: "Orta Kulak Eşdeğer Modelinin Araştırılması" III. Ulusal Biyo-Mühendislik Kongresi, Ankara, 4-6 Ekim 1978.

ÖZGEÇMİŞ

1948'de Yugoslavya'nın Kalkandelen Kasabasında doğdu. 1961 yılında Bursa'nın M.K.Paşa İlçesinin Durumbey Köyü İlkokulunu bitirdikten sonra, Orta okul ve liseyi Heybeliada-Hüseyin Rahmi Gürpınar Lisesinde okudu. 1967 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik Fakültesine girdi. Haziran 1972'de Elektrik Fakültesinin Zayıf Akım bölümünden Elektrik Yüksek Mühendisi olarak diploma aldı. 1973 - 74 yılları arasında Ankara Mamak'taki Elektronik Astsubay Okulunda Elektronik Öğretmeni olarak yedeksubaylığını yaptı. 1974 - 75 yılları arasında İ.D.M.M.A. Elektrik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Ölçmeleri Kürsüsünde uzman olarak görev yaptı. 9.12.1975 tarihinden bu yana aynı kürsüde asistan olarak görev yapan Pastacı, evli ve bir çocuk babasıdır.

