

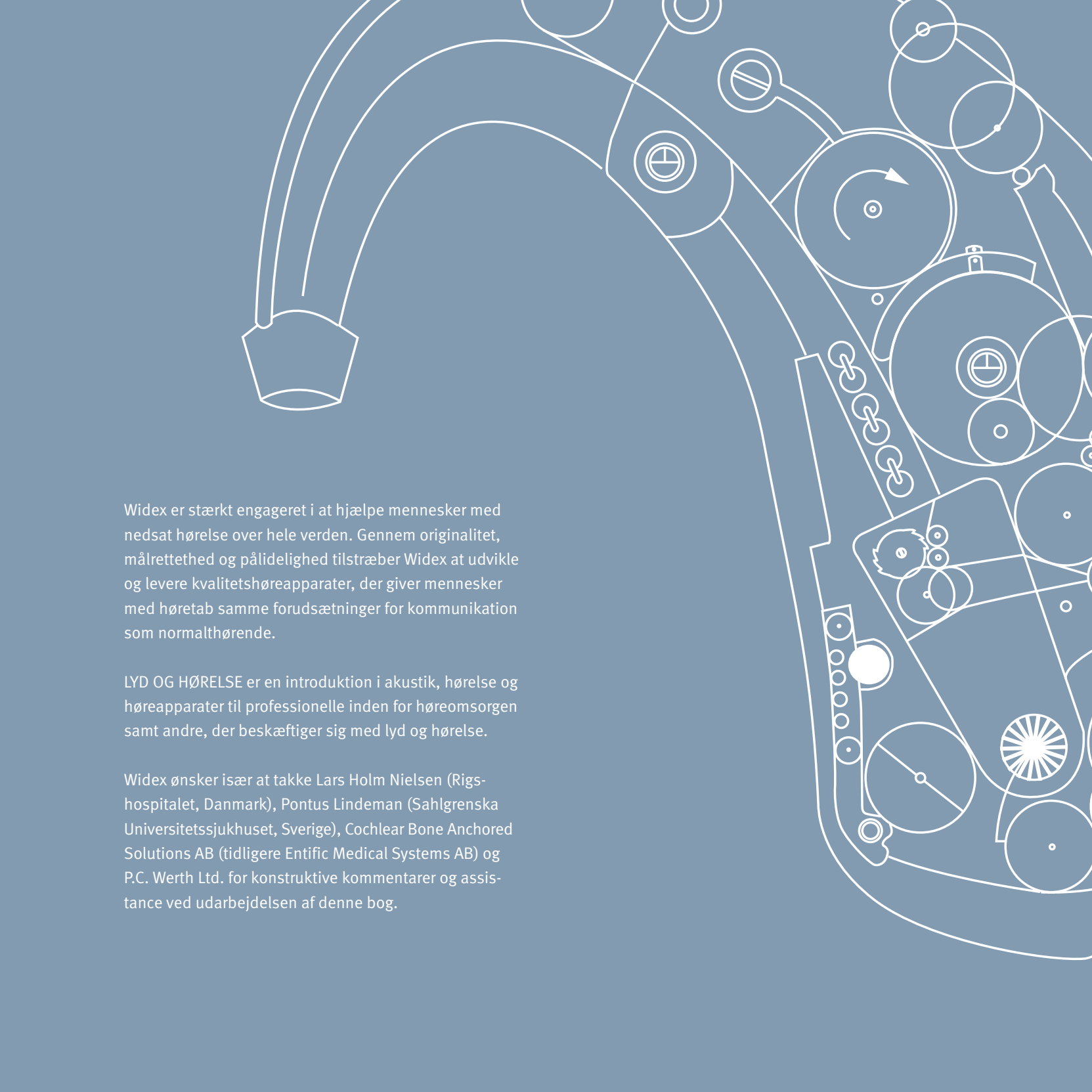
LYD & HØRELSE



WIDEX[®]
high definition hearing

A series of approximately seven thin, white, wavy lines that flow from the left side of the frame towards the right. The lines are smooth and undulating, resembling sound waves or a stylized landscape. They are set against a solid, medium-blue background.

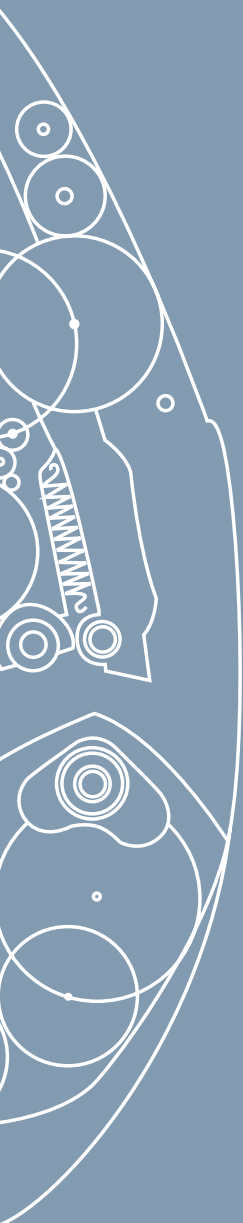
LYD OG HØRELSE



Widex er stærkt engageret i at hjælpe mennesker med nedsat hørelse over hele verden. Gennem originalitet, målrettethed og pålidelighed tilstræber Widex at udvikle og levere kvalitetshøreapparater, der giver mennesker med høretab samme forudsætninger for kommunikation som normalthørende.

LYD OG HØRELSE er en introduktion i akustik, hørelse og høreapparater til professionelle inden for høreomsorgen samt andre, der beskæftiger sig med lyd og hørelse.

Widex ønsker især at takke Lars Holm Nielsen (Rigshospitalet, Danmark), Pontus Lindeman (Sahlgrenska Universitetssjukhuset, Sverige), Cochlear Bone Anchored Solutions AB (tidligere Entific Medical Systems AB) og P.C. Werth Ltd. for konstruktive kommentarer og assistance ved udarbejdelsen af denne bog.



INDHOLD

INTRODUKTION TIL AKUSTIK	5
HØRESANSEN	35
TYPER OG ÅRSAGER TIL HØRENEDSÆTTELSE	59
AUDIOMETRI	77
FREMSKRIDT I HØREAPPARATETS UDVIKLING	101
HØREAPPARATTYPER	119
HØREAPPARATETS KOMPONENTER	135
SIGNALBEHANDLING	161
ØREPROPPER OG SKALLER TIL HØREAPPARATER	195
LYD OG HØRELSE – INDEKS	215

HENVENDELSE KAN RETTES TIL WIDEX@WIDEX.DK
COPYRIGHT 2007 WIDEX A/S. ALLE RETTIGHEDER FORBEHOLDES.

DANSK OVERSÆTTELSE AF TREDJE UDGAVE: 2007 • ISBN NR: 87-985233-9-2

A series of approximately seven thin, black, wavy lines that flow from the left side of the page towards the right. The lines are smooth and undulating, creating a sense of movement and depth. They are positioned behind the text, framing it from the sides and bottom.

[KAPITEL 1]

INTRODUKTION TIL AKUSTIK



KAPITEL 1

INTRODUKTION TIL AKUSTIK 7

- Bølgelængde 9
- Frekvens 10
 - Eksempel 10
- Amplitude 11
- Fase 12

HVORDAN MÅLES LYDENS STYRKE? 14

- Decibelskalaen 14
 - Eksempel 15
- Decibelskalaens referenceniveau 15

SAMMENSATTE LYDSIGNALER 18

- Periodiske lyde 20
- Aperiodiske lyde 21

TALESIGNALET 22

- Oscillogram 22
- Spektrogram 23
- Langtidstalespektrum - LTASS 24

LYDENS UDBREDELSE, REFLEKSION OG DIFFRAKTION 25

- Lydbølgers udbredelse i frit felt 25
- Refleksion af lydbølger 26
- Diffraction af lydbølger 28
- Eksempel: Hovedets skyggeeffekt 29

RESONANS – EN AKUSTISK FORSTÆRKNING AF LYDEN 29

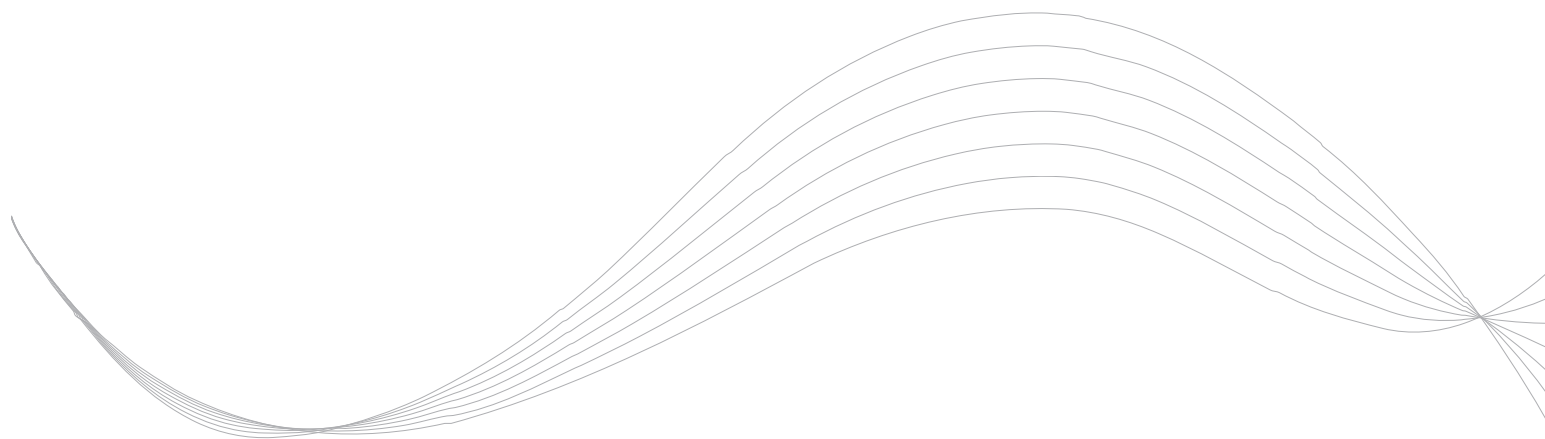
- Kvartbølgeresonans 30
- Helmholtz-resonans 31
- Stående bølger 32

INTRODUKTION TIL AKUSTIK

Dette kapitel omhandler lydens fysiske aspekter. Læren og videnskaben om lyd kaldes også for akustik. Akustikken beskriver, hvordan lyd opstår, udbredes og reflekteres, og hvilke matematiske principper, der ligger til grund herfor.

Lyd er trykvariationer, som udbreder sig i et elastisk medium. Størrelsen af disse trykvariationer kaldes for lydtrykket og variationerne opfattes af øret som lyd. Bemærk, at lyd ikke kan udbrede sig i et lufttomt rum (vakuum), da der her ikke er nogen molekyler til at overføre lydens energi.

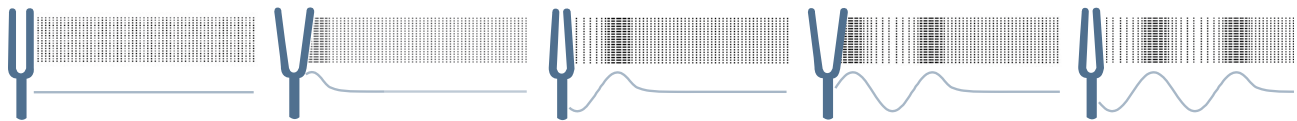
Selvom lyd kan udbredes gennem alle elastiske medier, herunder luft, væske og knoglevæv, er det praktisk at basere en introduktion til lyd på udbredelse i luft. I luft kan lyd beskrives som luftmolekyleres svingninger. På grund af luftens elasticitet kan svingningerne observeres som trykvariationer. Disse trykvariationer kaldes for “lydtrykket” og opfattes af øret som lyd.



Lyd kan illustreres ved, at man forestiller sig en stemmegaffel, der bliver slået an på kanten af en bordplade. Herved sættes stemmegafelen i bevægelse og begynder at vibrere. Stemmegafelens stænger vibrerer frem og tilbage og skubber gentagne gange til de omkringliggende luftmolekyler.

Luftmolekylerne skubber også til hinanden og flytter derved de nærliggende molekyler, før de vender tilbage til deres udgangspunkt. Herved opstår en serie fortætninger og fortyndinger af luftmolekyler, som udbreder sig som bølger. Stemmegafelens svingninger udbreder sig derfor gennem luften som en bølge i havet (fig. 1.01).

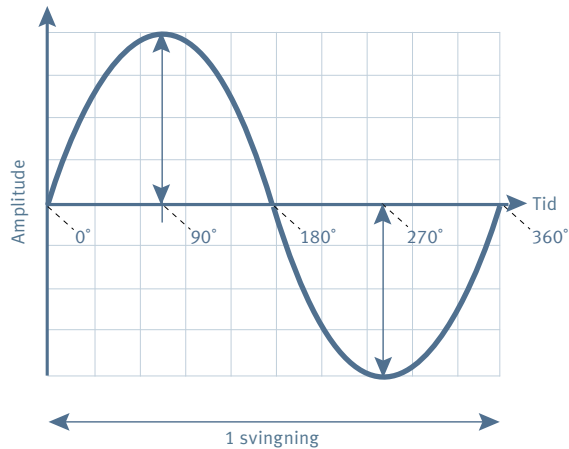
Stemmegafelen er designet til at frembringe en rentone-lyd ved en bestemt tonehøjde. Når stemmegafelen er stemt efter kammertonen "A", bevæger dens stænger sig frem og tilbage 440 gange i sekundet og sender derved en lyd ud i rummet ved en frekvens på 440 svingninger pr. sekund. Når lydbølgerne rammer øret, får de trommehinden til at vibrere, og lyden opfattes som en vedvarende tone.



► Figur 1.01. Stemmegafelens svingninger udløser en serie af lydbølger. Luftmolekylerne skubber til hinanden og sender derved bølgeenergien videre ud i rummet.

Når en rentone med en bestemt tonehøjde skal beskrives matematisk, anvender man ofte en sinusfunktion til at illustrere variationen i lydtryk på et givet sted, f.eks. ved trommehinden.

Den del af svingningen, som ligger over funktionens x-akse, svarer til fortætningen af luftmolekylerne, mens den del af svingningen, som ligger under akse, udgør fortyndingen. På denne måde giver sinusfunktionen et billede af, hvordan trykket forandrer sig over tid på et givet sted (fig. 1.02).



► Figur 1.02. Sinusfunktionen bruges til at illustrere, hvordan trykket ændrer sig over tid på et givet sted.

Med udgangspunkt i sinusfunktionen kan man beskrive lydbølgens egenskaber ud fra følgende begreber:

- Bølgelængde
- Frekvens
- Amplitude
- Fase

Bølgelængde

Bølgelængden er den afstand, der er imellem gentagelser i lyd mønsteret, f.eks. afstanden mellem to bølgetoppe. Bølgelængden betegnes normalt med det græske bogstav lambda (λ) og måles i meter.

I luft vil en dyb tone have en bølgelængde på adskillige meter, mens bølgelængden for en højfrekvent tone kun er få centimeter.

Frekvens

Frekvensen er det antal gange, et bølgemønster eller en bølgeform gentager sig selv inden for et sekund. Frekvensen angives i Hertz (Hz) efter den tyske fysiker Heinrich Hertz. I ældre litteratur skrives frekvensen undertiden c/s eller cps, hvilket betyder svingninger pr. sekund (efter engelsk "cycles per second"). c/s svarer således til Hz.

Når det gælder rentoner, er der en matematisk sammenhæng mellem lydbølgens frekvens og bølgelængde. Frekvensen er lig med lydens hastighed divideret med bølgelængden. Eller med andre ord er bølgelængden lig med lydens hastighed divideret med frekvensen.

$$\text{Frekvens} = \frac{\text{Lydens hastighed}}{\text{Bølgelængde}}$$

eller

$$\text{Bølgelængde} = \frac{\text{Lydens hastighed}}{\text{Frekvens}}$$

Eksempel

Lydens hastighed afhænger af luftens tryk, temperatur og fugtighed. Ved jordoverfladen er lydens hastighed normalt 340 meter i sekundet. I eksemplet med stemmegaflen udbredes lydbølgerne fra gafflen ved en frekvens på 440 Hz. Det betyder, at bølgelængden er 340 divideret med 440, hvilket er lig med 0,773 m (77,3 cm).

Den laveste og den højeste frekvens, som det menneskelige øre kan opfatte, er henholdsvis 20 Hz og 20.000 Hz, svarende til bølgelængder på 17 m og 0,017 m (1,7 cm). En normalthørende person kan høre lyde inden for et frekvensinterval på ca. 20.000 Hz.

Frekvensintervaller beskrives ofte i oktaver eller deka-der. Begge udtrykker forholdet mellem to frekvenser. Når den ene frekvens er dobbelt så stor som den anden, vil intervallet imellem dem være én oktav.

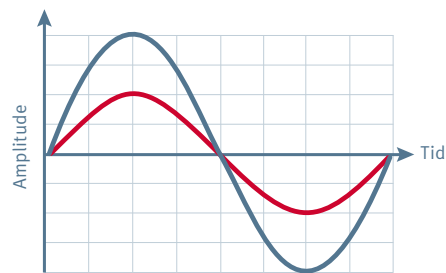
F.eks. er frekvensintervallet fra 100 Hz til 200 Hz lig med én oktav. Frekvensintervallet fra 500 til 1000 Hz udgør ligeledes én oktav, skønt forskellen mellem de to frekvenser er fem gange så stor som ved det førstnævnte interval.

På samme måde angiver en dekade et frekvensinterval, hvor den højeste frekvens er ti gange så stor som den laveste, f.eks. 200 – 2000 Hz.

Når den ene tones frekvens er dobbelt så stor som den andens, kaldes intervallet mellem dem en oktav. Når den ene tones frekvens er ti gange så stor som den andens, kaldes intervallet mellem dem en dekade.

Amplitude

Sinusbølgens maksimale udsving kaldes amplitude. Den er et udtryk for størrelsen af de trykvariationer, som luftmolekylernes fortætninger og fortyndinger forårsager i forhold til normaltrykket. Amplituden repræsenterer bølgens lydtryk. To sinusbølgeformer, som har samme bølgelængde og frekvens, men forskellig amplitude, repræsenterer to forskellige lydtrykværdier. Jo højere amplitude, desto større lydtryk (fig. 1.03).



► Figur 1.03. To sinusbølgeformer, der varierer i amplitude; den ene er dobbelt så stor som den anden. Lydtrykket for bølgeformen med den største amplitude er dobbelt så stort som lydtrykket for den anden bølgeform.

Fase

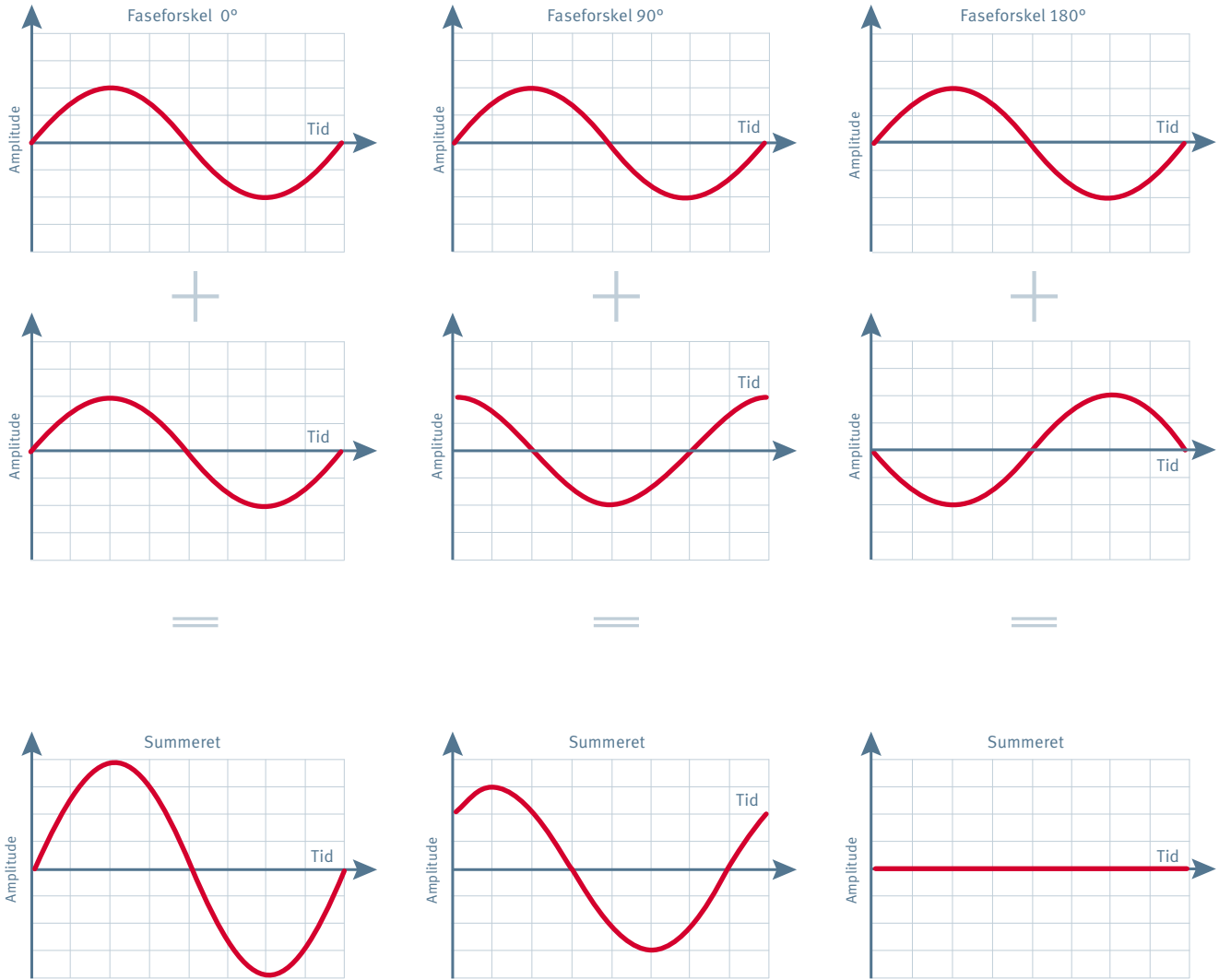
Fasen angiver startpunktet på bølgeformen. Dette udtrykkes som gradantal fra 0 til 360 grader og kaldes for fasevinklen. Fasevinklen anvendes typisk til at beskrive forholdet mellem to rentoner, som har samme frekvens og amplitude, men forskellig startfase. Denne faseforskel har betydning for den samlede amplitude af de to rentoner.

Ved en faseforskel på 0 grader har begge bølgeformer deres startfase ved 0 grader og den samlede amplitude er summen af begge amplituder (fig. 1.04).

Ved en faseforskel på 90 grader har den ene bølgeform sin startfase ved 0 grader, mens den anden bølgeform har sin startfase ved 90 grader. I dette tilfælde er de samlede amplituder ude af fase, og lydtrykket varierer tilsvarende.

Hvis der mellem de to bølgeformer er en faseforskel på 180 grader, har den første bølgeform sin startfase ved 0 grader, mens den anden bølgeform har sin startfase ved 180 grader. Her vil amplituderne ophæve hinanden og lydtrykket formindskes tilsvarende.

Faseforskel betyder, at hvis to højttalere udsender ens rentoner, skaber de et samlet lydtryk, som kan variere forskellige steder i rummet fra dobbelt lydtryk fra den ene højttaler til intet lydtryk overhovedet (fig. 1.04).



► Figur 1.04. Faseforskellens indflydelse på den samlede amplitude ved tre bølgeformer med 0, 90 og 180 graders faseforskel.

HVORDAN MÅLES LYDENS STYRKE?

Tryk er defineret som kraft pr. areal og måles i enheden Pascal (Pa). På grund af de små talværdier, som man ofte har med at gøre i akustikken, opgiver man også lydtrykket i mikroPascal (μPa), hvor f.eks. $20 \mu\text{Pa}$ svarer til $0,00002 \text{ Pa}$. Til sammenligning er det atmosfæriske tryk ca. 100.000 Pa .

$20 \mu\text{Pa}$ er det svageste lydtryk, som kan høres af det menneskelige øre, når lyden er en rentone med en frekvens omkring 2000 Hz . I den anden ende af skalaen, der hvor lyden er ubehageligt kraftig, er lydtrykket oppe på omkring $20.000.000 \mu\text{Pa}$, hvilket er en million gange kraftigere end den svagest hørbare lyd. Disse store variationer i lydtrykket gør det vanskeligt at anvende mikroPascal som enhed til at beskrive forskellige lydstyrker. Derfor blev decibelskalaen introduceret.

Decibelskalaen

I forbindelse med udviklingen af telefonnettet fik man brug for en enhed for lydstyrken, som var mere håndterlig, og som i højere grad matchede ørets styrkeopfattelse. En logaritmisk skala blev introduceret, hvis enheder benævnes decibel (dB) – opkaldt efter telefonens opfinder, Alexander Graham Bell.

Enheden decibel (dB) angiver den relative forskel mellem to lydtryk. Først udregnes forholdet mellem de to lydtryk. Derefter tager man decimallogaritmen af dette forhold og ganger resultatet med 20.

$$\text{dB lydtryk} = 20 \log \frac{\text{Aktuelt lydtryk}}{\text{Referencelydtryk}}$$

Eksempel

Forholdet mellem to lydtryk på henholdsvis 20.000 μPa og 200 μPa er lig med 100:1. Logaritmen af 100 er 2, og forskellen mellem de to lydtryk er 2 gange 20, hvilket er lig med 40 dB. Den ene lyd er altså 40 dB kraftigere end den anden lyd.

Enheden decibel (dB) angiver den relative forskel mellem to lydtryk.

Fordi decibelskalaen er logaritmisk, bliver den store forskel fra 20 til 20.000.000 μPa omregnet til en mere håndterlig størrelse på 120 decibel.

Decibelskalaens referenceniveau

Et lydtryk, der angives i decibel, siger noget om den relative forskel i styrken mellem to lydtryk. En lyd kan, som i eksemplet ovenfor, være 40 dB kraftigere end en anden lyd. Hvis man ønsker at angive en lyds absolutte lydtryk, er det nødvendigt at tilføje information om referenceniveauet for nulpunktet.

Det absolutte lydtryk betegnes også som lydtryksniveauet - på engelsk decibel sound pressure level (dB SPL). Referencen for lydtryksniveauet er sat ved den nedre grænse for den menneskelige høreevne, dvs. 20 μPa .

0 dB SPL svarer altså til et lydtryk på 20 μPa , og et lydtryksniveau på eksempelvis 40 dB SPL svarer til et lydtryk, der ligger 40 dB over referenceniveauet på 20 μPa . Svag tale har typisk et lydtryksniveau på omkring 40 dB SPL.

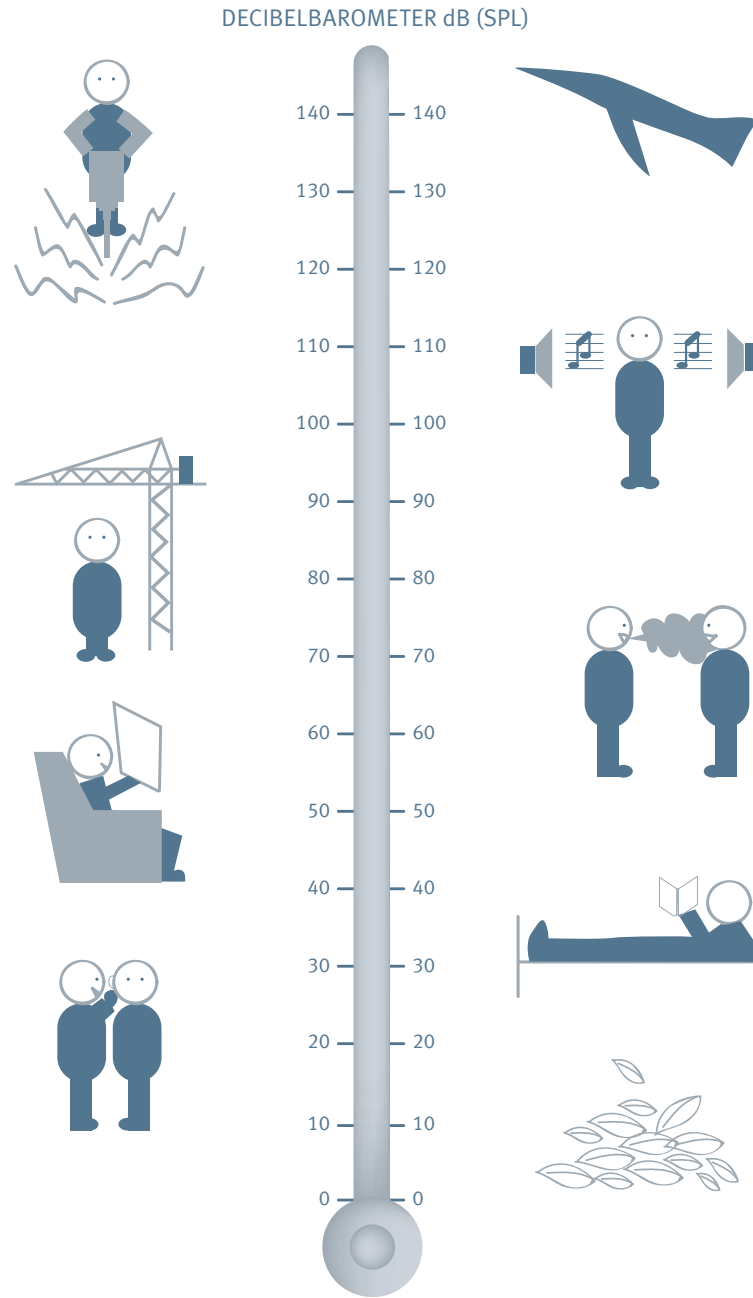
dB SPL betegner lydtryksniveauet, dvs. hvor mange decibel lydtrykket ligger over referencetrykket på 20 μPa .

Til at måle lydtryksniveauet anvender man en lydtryksmåler. I lydtryksmåleren sidder en mikrofon, som måler størrelsen af trykvariationerne i den udbredende lyd-bølge.

Lydtryksniveauerne for de lyde, som findes i vore omgivelser, fordeler sig på en skala fra 0 dB SPL og op til omkring 120-140 dB SPL. Følgende tabel giver eksempler på lydtryksniveauet ved forskellige typer af lyde (fig. 1.05).

LYDKILDE	TYPISK LYDTRYKS NIVEAU
Blade, der rasler	Omkring 10 dB SPL
Dagligstue	50 dB SPL
Almindelig samtale	65 – 70 dB SPL
Industristøj	Omkring 85 dB SPL
Rockkoncert	Omkring 110 dB SPL
Ørets smertegrænse	Omkring 120 dB SPL
Lyden af en jetmotor	130 – 140 dB SPL

Ud over lydtryksniveau (SPL - sound pressure level) findes der flere andre begreber, der kan anvendes sammen med decibelskalaen til audiologiske og audiometriske målinger. Disse vil blive beskrevet i de følgende kapitler i denne bog.



► Figur 1.05. Decibelbarometer med typiske lydtryksniveauer

SAMMENSATTE LYDSIGNALER

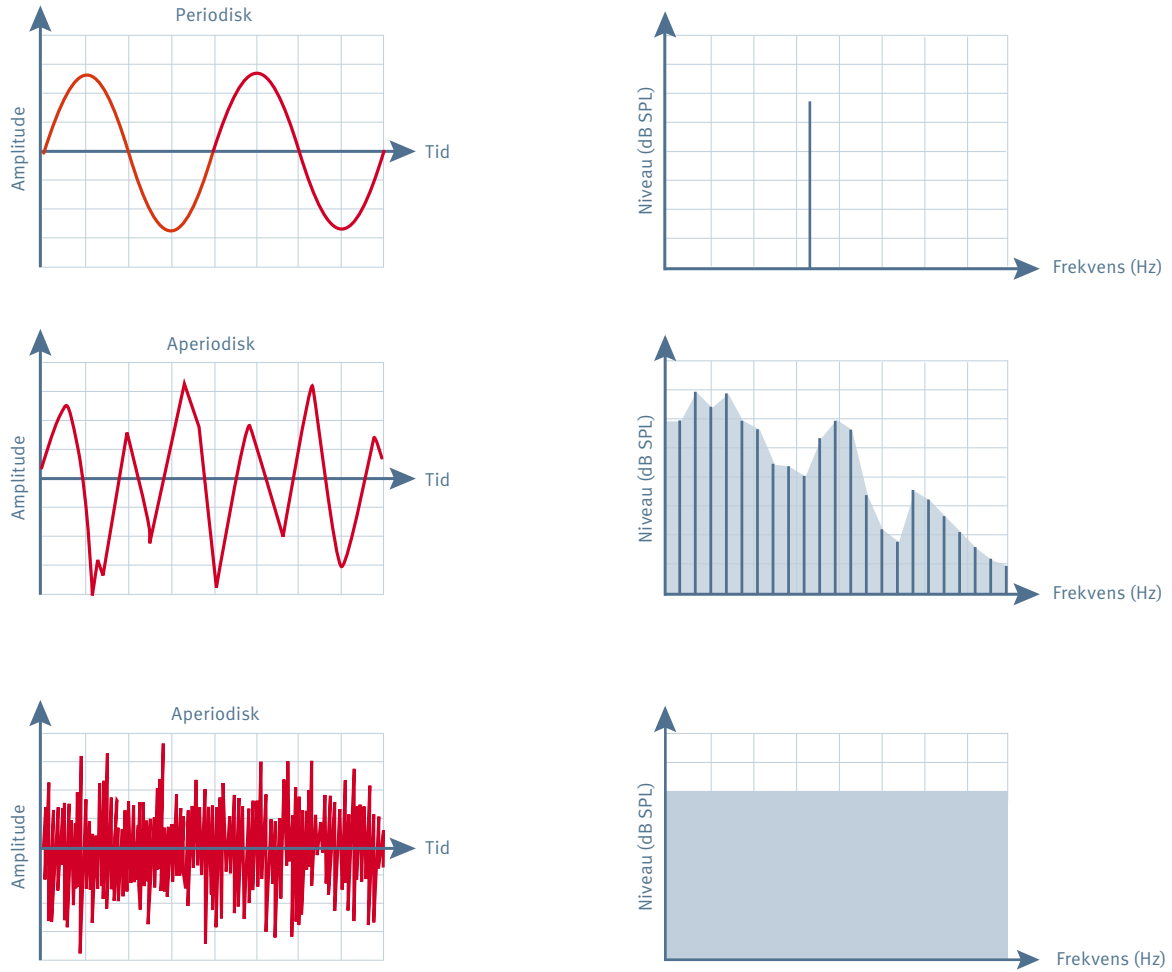
Rentoner forekommer meget sjældent i vore omgivelser. De kan kun produceres af elektronisk udstyr som en tonegenerator i en mobiltelefon. De lyde, vi hører i vores dagligdag, som lyden fra et musikinstrument, bilmotor eller nogen, der taler, er af meget mere kompleks karakter.

Den franske matematiker, Jean-Baptiste-Joseph Fourier, viste, at alle sammensatte lyde kan betragtes som en samling af rene toner. Han opfandt et matematisk værktøj, som kan bestemme de frekvenskomponenter, en sammensat lyd består af. Dette værktøj kendes som en Fourier transformation, som også kaldes en spektralanalyse (fig. 1.06).

De frekvenskomponenter, som en sammensat lyd består af, kan vises ved hjælp af en Fourier transformation, som også kaldes en spektralanalyse.

Man opdeler sammensatte lyde i to kategorier:

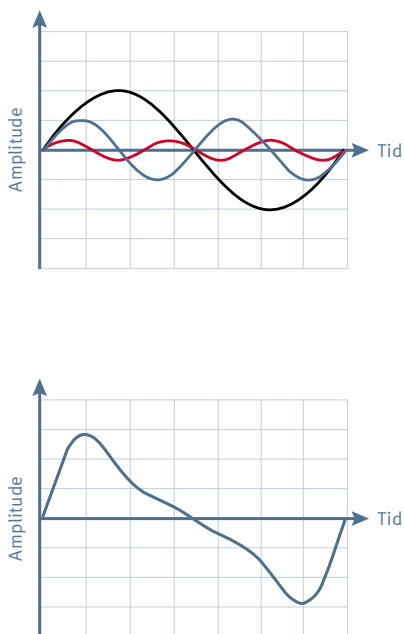
- periodiske lyde
- aperiodiske lyde



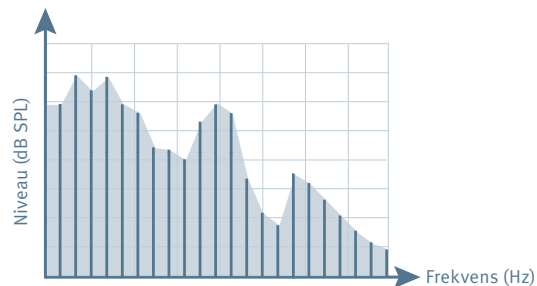
► Figur 1.06. Et lydsignals spektrum viser de frekvenskomponenter, som findes i den sammensatte lyd inden for et givent tidsrum. Eksemplet viser en spektralanalyse af tre forskellige lyde – øverst en rentone, i midten en vokallyd og nederst et støjsignal.

Periodiske lyde

Periodiske sammensatte lyde har ligesom rentoner et repeterende svingningsmønster med en bestemt bølglængde. Men i modsætning til rentonens regelmæssige bølgeform har den sammensatte lyd en mere uregelmæssig og kantet bølgeform. Et eksempel på en periodisk sammensat lyd er den tone, som frembringes af et blæseinstrument, for eksempel en obo.



► Figur 1.07. Eksempel på en periodisk lyd, der er opbygget af tre frekvenser. Den summerede bølgeform vises nederst.



► Figur 1.08. Liniespektrum for den periodiske lyd fra en obo, som spiller tonen A.

En periodisk lyds spektrum består af den overordnede repetitionsfrekvens, som også kaldes for lydets grundtone. De øvrige frekvenskomponenter i lyden kaldes for overtoner eller harmoniske toner. Overtonernes frekvenser er 2, 3, 4 (osv.) gange lydets grundlæggende frekvens (fig. 1.07).

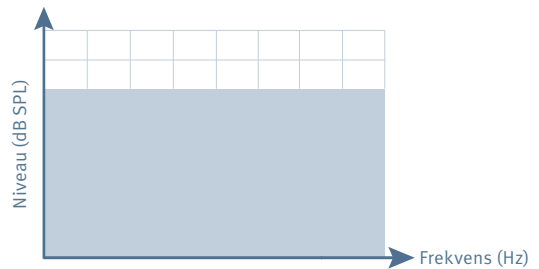
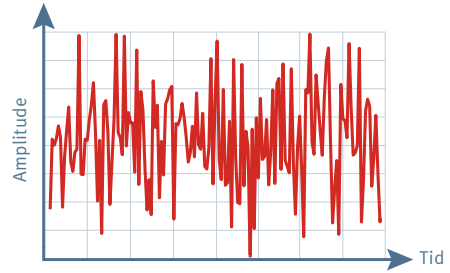
Et eksempel er, når oboen eller en trompet spiller en lang vedholdende tone, for eksempel et A med 440 Hz som grundlæggende frekvens. De harmoniske overtoners frekvenser vil så have frekvenserne 880 Hz, 1320 Hz, 1760 Hz, etc. (fig. 1.08).

Grunden til, at vi er i stand til at høre forskel på oboen og trompeten, er, at de enkelte overtoner har forskelligt lydtryk hos de to instrumenter, hvilket resulterer i en forskellig tonekvalitet.

Aperiodiske lyde

Den anden gruppe af sammensatte lyde, aperiodiske lyde, har et vekslende bølgemønster, hvor bølgelængde og bølgeform ændrer sig over tid. Eksempler på aperiodiske lyde kan f.eks. være vindens susen i træerne eller impulslyde som f.eks. braget fra en dør, der smækkes (fig. 1.09).

Frekvenssammensætninger af aperiodiske lyde kan også bestemmes ved hjælp af en spektralanalyse.



- Figur 1.09. Bølgemønstret ved en sammensat aperiodisk lyd og den tilsvarende spektralanalyse. Denne form for støj indeholder alle frekvenser og kaldes hvid støj efter hvidt lys, som på samme vis indeholder alle lysets frekvenser.

TALESIGNALET

Tale består af en række sammenhængende kvasiperiodiske og aperiodiske lyde. Nogle af talens lyde skabes i struben (stemte lyde), hvor stemmelæberne vibrerer på den udadgående luftstrøm og sætter luften i svælget og mundhulen i svingninger. Andre lyde er støjlyde, som opstår, når luft passerer igennem snævre passager (ustemte lyde), f.eks. imellem læberne.

Tale består af kvasiperiodiske og aperiodiske lyde.

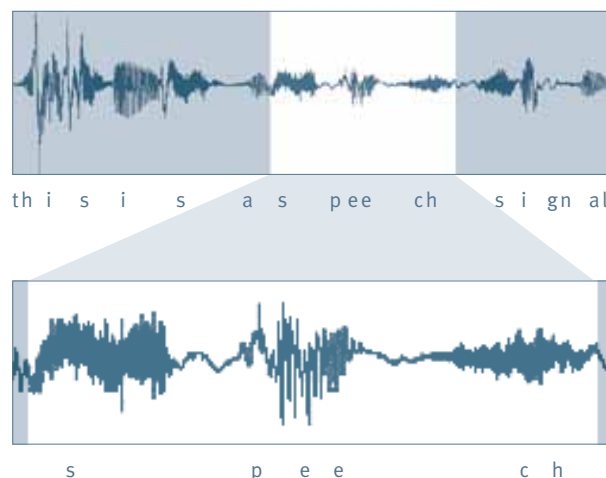
Når en person taler, ændrer tungen, læberne og kæberne konstant stilling. Herved ændres resonansforholdene også i mundhulen, og det er dette, som giver de forskellige sproglyde deres unikke klangfarve. Man taler om, at personen artikulerer.

Et talesignals akustiske egenskaber kan vises på forskellige måder. I det følgende skal vi se på tre forskellige fremstillingsformer:

- oscillogram
- spektrogram
- langtidsspektrum

Oscillogram

Oscillogrammet viser, hvordan talesignalets amplitude varierer som funktion af tiden. På oscillogrammet kan man genkende de aperiodiske og kvasiperiodiske bølgemønstre, som opstår, efterhånden som personen udtaler ordene (fig. 1.10).

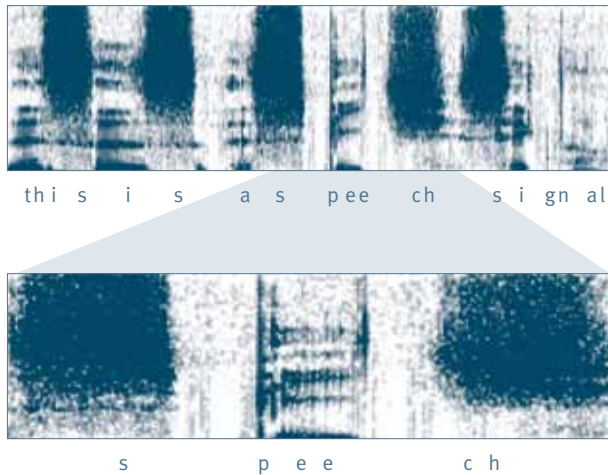


► Figur 1.10. Oscillogram af sætningen "This is a speech signal" (Dette er et talesignal). Hvis man kigger på ordet "speech", kan man se, hvordan konsonanterne, først /s/ og /p/ og til sidst /ch/-lyden, giver et aperiodisk bølgemønster. /e/-vokalen i midten af ordet viser sig derimod som en kvasiperiodisk bølgeform.

Spektrogram

Hvis man ønsker en mere detaljeret fremstilling af tale-signalets egenskaber, kan man anvende et spektrogram. Her vises tiden på den vandrette akse på samme måde som i oscillogrammet. Den lodrette akse viser frekvensen, og selve sværtningen af spektrogrammet er udtryk for lydniveauet. Spektrogrammet viser, hvordan talens konsonant- og vokallyde veksler mellem hinanden over tid (fig. 1.11).

Spektrogrammet giver information om, hvorledes de enkelte talelyde skifter over tid.



► Figur 1.11. Spektrogram af sætningen: "This is a speech signal".

Hvis vi igen kigger på ordet 'speech', finder vi først den aperiodiske støj fra /s/-lyden. Støjen skabes ved den turbulens, der opstår, når luften passerer gennem den snævre passage mellem tungespidsen og indersiden af tænderne i overmund.

/s/-lyden efterfølges af en pause, hvor der opbygges et lufttryk bag de lukkede læber. Dette lufttryk slippes fri som en eksplosionsagtig støj, der udgør /p/-lyden lige før vokallyden.

/e/-vokalen genereres via stemmelæbernes periodiske svingninger. Den er karakteriseret ved en række næsten vandrette striber på tværs af frekvensspektret. Disse striber kaldes formanter og er grupper af deltoner, som bliver forstærket pga. resonans i svælget og mundhulen.

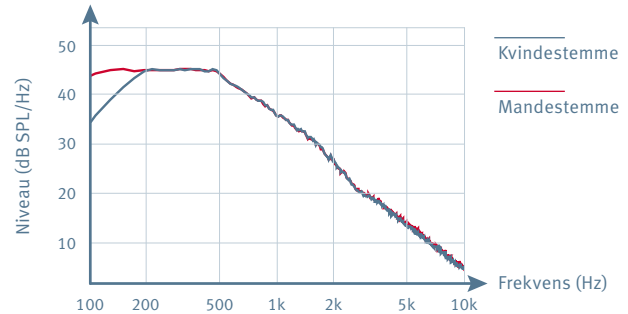
Svælgets form og mundens åbning ændrer sig løbende, efterhånden som vi udtaler forskellige konsonanter og vokaler. Herved ændres resonansforholdene, hvilket kan aflæses, ved at formanterne bevæger sig op eller ned i frekvensspektret – også kaldet formanttransitioner. Formanterne har stor betydning for vores opfattelse af talelyde.

Til sidst i ordet 'speech' ligger /ch/-lyden, der genereres på samme vis som /s/-støjen.

Langtidstalespektrum - LTASS

En anden måde at illustrere talesignalet på er ved at måle det gennemsnitlige spektrum for et længerevarende talesignal, f.eks. når en person læser op fra en avisartikel. Herved fås et langtidstalespektrum, som viser, hvordan talens energi fordeler sig hen over frekvensspektret. Langtidstalespektret betegnes på engelsk som Long Term Average Speech Spectrum, forkortet LTASS (fig. 1.12).

Et langtidstalespektrum (LTASS) viser, hvorledes talens energi fordeler sig hen over frekvensspektret.



► Figur 1.12. Langtidstalespektret (LTASS) hos mænd og kvinder ved almindelig stemmestyrke. Mænd og kvinders langtidstalespektra adskiller sig fra hinanden i de lavere frekvenser. Grundtonen hos mænd ligger generelt dybere (omkring 100-150 Hz), end den gør hos kvinder (omkring 200-300 Hz).

Ved almindelig stemmestyrke vil LTASS typisk have mest energi ved de lave frekvenser og gradvist mindre energi mod de højere frekvenser. Dette afspejler, hvordan talens energirige vokaler ligger i de lav- og mellemfrekvente områder, mens de mere energisvage konsonanter ligger i det højfrequente område.

LYDENS UDBREDELSE, REFLEKSION OG DIFFRAKTION

Når en sten kastes i vandet, ser vi overfladebølger, der spreder sig som ringe. Den måde, lydbølger udbreder sig på i luft, er meget lig de overfladebølger, der spreder sig som ringe i vandet (fig. 1.13). En væsentlig forskel er dog, at lydbølger i luft udbreder sig fra kilden i alle tre dimensioner som en ekspanderende kugle.

I det følgende skal vi se nærmere på tre situationer:

- Lydbølgers udbredelse i frit felt
- Refleksion af lydbølger
- Diffraction af lydbølger

Lydbølgers udbredelse i frit felt

I et frit lydfelt vil lydbølgerne udbrede sig uforstyrret i alle retninger. Jo længere væk man kommer fra kilden, desto større bliver det areal, som lydets energi spredes over, og desto mere aftager lydtrykket.



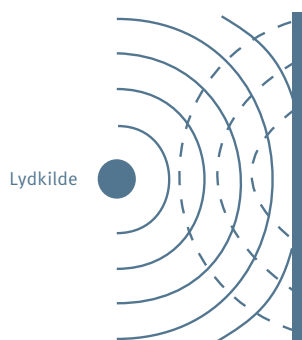
► Figur 1.13. Udbredelsen af lydbølger i et frit felt kan sammenlignes med spredningen af bølger i vandet. I luften udbreder lyden sig dog til alle sider ligesom en ekspanderende kugle.

Lydtrykket halveres, hver gang afstanden fra lydkilden fordobles, hvilket svarer til en dæmpning på 6 dB. Denne sammenhæng kaldes også for afstandsloven.

Afstandsloven: Lydtryksniveauet aftager med 6 dB, når afstanden fra lydkilden fordobles.

Refleksion af lydbølger

Det er sjældent, at lydbølger udbreder sig frit i rummet. Som regel vil der være én eller flere forhindringer, som forstyrrer udbredelsen. Når lydbølger rammer en forhindring, f.eks. en væg, kastes en del af lydbølgeenergien tilbage fra væggen. Dette kaldes refleksion og kan sammenlignes med lyset, som bliver kastet tilbage fra et spejl (fig. 1.14).



► Figur 1.14. Lydbølger reflekteres fra en plan flade.

Graden af refleksion afhænger af overfladematerialet. En hård væg reflekterer meget af lydbølgeenergien, hvormod et uldent tæppe på væggen absorberer en del af lydbølgeenergien, hvorved refleksionerne dæmpes. En mindre del af lydbølgeenergien kan også blive transmitteret igennem væggen og ud på den anden side, f.eks. som når lyden fra et stereoanlæg kan høres i det tilstødende rum.

Et typisk eksempel på refleksion er lyden af det ekko, der høres, når man råber mod bjergsiderne i en dal. På grund af den store afstand kan det tage relativt lang tid, før ekkoet af ens egen stemme kommer retur.

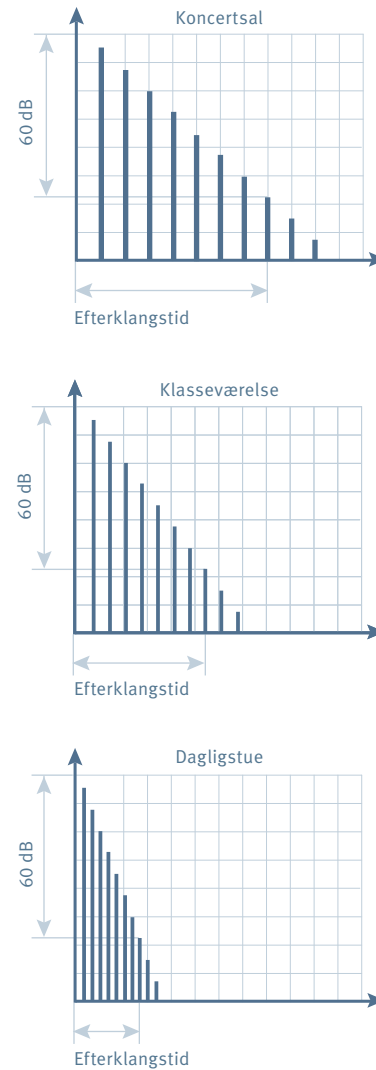
Et andet eksempel er ekkolyden af de ord, der bliver sagt i et stort rum, som f.eks. i en kirke. Ganske kort tid efter et ord er blevet udtalt, kommer flere refleksioner af ordet retur fra de forskellige vægge i rummet. Når disse refleksioner kommer meget hurtigt efter hinanden, opleves det som en vedvarende lyd, der langsomt absorberes.

Dette fænomen kaldes efterklang.

Efterklangstiden defineres som det antal sekunder, der går, fra lyden forlader lydkilden, og indtil lydtryksniveauet er faldet med 60 dB.

Efterklangstiden afhænger af, hvor meget af bølgeenergien der bliver absorberet af væggene, og om der er mennesker, møbler, tæpper eller andet i lokalet, som yderligere dæmper refleksionerne.

Ofte vil akustikken i et rum være afpasset efter den funktion, som rummet skal bruges til. Koncertsale er typisk designede til en lang efterklangstid på op til flere sekunder, således at musikken kan tilføres en ekstra klangfuldhed. I lokaler, der bruges til undervisning, skal efterklangstiden være netop så lang, at læreren og elevernes stemmer høres tydeligt overalt i lokalet. I almindelige opholdsrum, f.eks. en dagligstue, vil efterklangstiden ofte være ret kort, typisk under ét sekund (fig. 1.15).



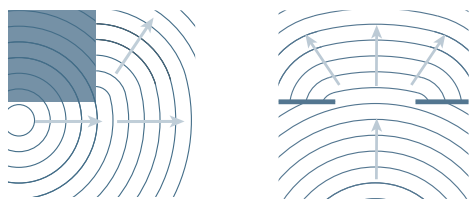
► Figur 1.15. Efterklangstiden varierer efter rummets akustiske egenskaber.

Diffraktion af lydbølger

Lyden er i stand til at bøje omkring hjørner eller fortsætte igennem snævre passager. Dette fænomen kaldes diffraktion og er noget, vi oplever i vores dagligdag, f.eks. når man hører lyden af en ambulance, før den kommer rundt om det næste gadehjørne.

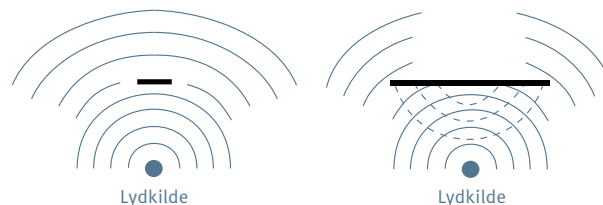
Diffraktion er bøjning eller ændring af lydbølgers retning rundt omkring et objekt i lydfeltet eller igennem en snæver passage.

Diffraktion opstår, fordi det enkelte luftmolekyle er i stand til at skubbe til de omkringliggende molekyler. Luft består af mange molekyler. Når en gruppe luftmolekyler påvirkes af den udbredende lydbølge, spredes luftmolekylebevægelsen til de nærliggende luftmolekyler – ikke blot i den udbredende bølges retning, men også i de omgivende retninger. På denne måde kan lyd spredes rundt om et objekt i lydfeltet eller igennem en passage i en væg (fig. 1.16).



► Figur 1.16. Lyd kan forplante sig rundt omkring et hjørne eller igennem passager.

Effekten af diffraktion afhænger af, hvor stort det objekt, som spærrer for lyden, er i forhold til lydens bølgelængde. Hvis objektet er mindre end bølgelængden, fortsætter bølgerne stort set uforstyrret på den anden side af objektet. Men hvis objektet er større end bølgelængden, reflekteres lydbølgerne i højere grad af objektet, og der opstår en lydskygge på objektets bagside (fig. 1.17).



► Figur 1.17. Stort og lille objekt, placeret i lydbølgens udbredelsesretning. Det store objekt reflekterer lydbølgerne mere.

Eksempel: Hovedets skyggeeffekt

Et eksempel på dette fænomen er hovedets skyggeeffekt. Lydbølger, hvis bølgelængde er kortere end hovedets diameter (dvs. de høje frekvenser), bliver dæmpet fra den ene side af hovedet til den anden, fordi de reflekteres tilbage fra hovedet. Omvendt vil lydbølger, hvis bølgelængde er større end hovedets diameter (dvs. de lave frekvenser), spredes næsten uændret til den anden side af hovedet.

Høresansen udnytter informationen om de lavfrekvente faseforskelle og de højfrekvente styrkeforskelle ved de to ører til at lokalisere lydkilden.

RESONANS – EN AKUSTISK FORSTÆRKNING AF LYDEN

Undertiden kan en svag lydkilde skabe et meget højt lydniveau – et fænomen, der kaldes for resonans. Resonans indtræder, når forholdet mellem geometrien af et luftfyldt rum eller hulrum og frekvensen af de lydbølger, der forplanter sig gennem dette rum, opfylder bestemte betingelser.

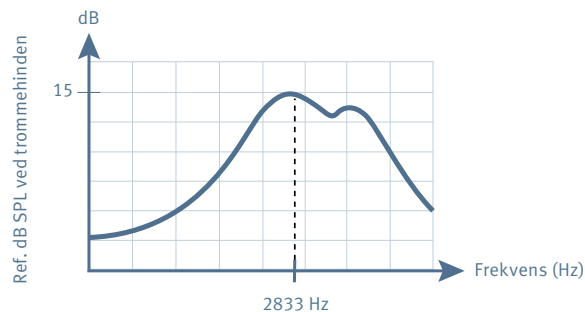
Resonanseffekten udnyttes ofte i musikinstrumenter. Når en basunist ændrer tonen på sit instrument ved at ændre længden af rørstykket, ændrer han eller hun basunens resonans. Man kan eksperimentere med resonans i et lille badeværelse. Når man synger ved en bestemt tonehøjde, kan det føles, som om ens stemme runger igennem hele rummet.

Kvartbølgeresonans

Specielt én resonanstype er vigtig inden for audiologien. Det er kvartbølgeresonansen, som optræder i et rør eller en kanal, der er åben i den ene ende og lukket i den anden, ligesom øregangen i et menneskeøre. Resonansen ligger ved den frekvens, hvor rørets længde udgør en fjerdedel af lydets bølgelængde.

Øregangen hos voksne er ca. 3 cm lang og er åben i den ene ende og lukket i den anden ende ved trommehinden. Det betyder, at lydbølger, hvis bølgelængde er fire gange øregangens længde – altså ca. 12 cm, vil blive forstærket. En bølgelængde på 12 cm svarer til en frekvens på ca. 2800 Hz. I området omkring denne frekvens vil der være en forstærkning af lydsignalet ved trommehinden på ca. 10-15 dB (fig. 1.18). Denne effekt kaldes for øregangsresonansen.

Øregangsresonansen hos voksne ligger omkring 2800 Hz og giver en forstærkning af lydsignalet ved trommehinden på 10-15 dB omkring denne frekvens.



$$\text{Frekvens} = \frac{\text{Lydens hastighed}}{\text{Bølgelængde}} = \frac{340 \text{ m/s}}{0,12 \text{ m}} = 2833 \text{ Hz}$$

- Figur 1.18. Øregangen giver forstærkning som følge af kvartbølgeresonansen. Eksemplet i illustrationen gælder for en øregangslængde på 3 cm. Y-aksen viser lydtryksniveauet ved trommehinden i forhold til lydtrykket uden for øret.

Hos nyfødte er øregangen kortere og har en mindre volumen end øregangen hos voksne. Øregangsresonansen vil derfor være større og forskudt til højere frekvenser, omkring 5-6 kHz. I femårsalderen er barnets øregang vokset så meget, at dens resonanseffekt svarer til resonanseffekten hos voksne.

Helmholtz-resonans

En anden vigtig resonanstype er opkaldt efter den tyske videnskabsmand Hermann von Helmholtz. Denne type resonans fremkommer ved kombinationen af et hulrum og et rør.

Et klassisk eksempel på dette er den dybe tone, der frembringes, når man blæser hen over munden i en tom flaske. Lufttrykket fra munden presser den luftsøjle, som står i flaskehalsen, nedefter, således at trykket i flasken øges. På grund af den indestængte lufts elasticitet presses luftsøjlen op i flaskehalsen, hvorefter den igen presses ned af lufttrykket fra munden, osv. På denne måde sættes luftsøjlen i svingninger, og der genereres en lavfrekvent tone.

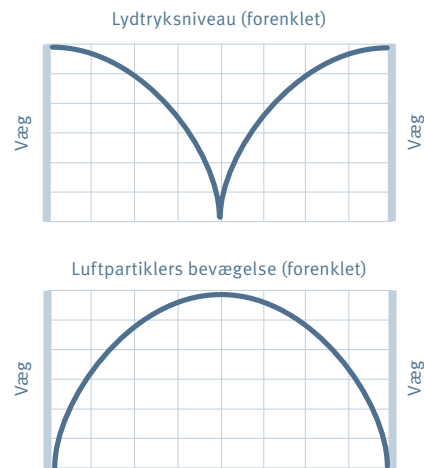
Helmholtz-resonansen er også velkendt inden for audiologien, hvor den forekommer i øreproppen, som leder lyden fra høreapparatet ind i øret. Hvis øreproppen er forsynet med en ventilationskanal, er øregangens hulrum forbundet til atmosfæren uden for øreproppen. Øreproppen og øregangen fungerer som en Helmholtz-resonator, der giver en lille forstærkning af lyden i øregangen ved en bestemt frekvens. Resonansfrekvensen ligger omkring 500 Hz, afhængigt af størrelsen på øreproppens ventilationskanal.

Stående bølger

Stående bølger opstår, når to lydbølger med samme frekvens og amplitude vandrer i hver sin retning. Dette er tilfældet, når en lydbølge reflekteres frem og tilbage imellem væggene i et rum. Når de to bølger lægges sammen, får man en stående bølge. Stående bølger er karakteriseret ved, at der er bestemte steder i rummet, hvor luftmolekylerne ikke bevæger sig – kaldet svingningsknuder. Her er luftmolekylerne i stedet presset sammen, hvilket giver et højt lydtryk. Andre steder i rummet sker der en stor bevægelse af partiklerne – kaldet svingningsbuge – hvor luftpartiklerne er mere spredte og lydtrykket derfor er lavt.

Svingningsknuder opstår der, hvor der er en faseforskel på 180 grader mellem de to lydbølger, mens svingningsbugene opstår på steder, hvor de to bølger er i fase med hinanden.

I et rum, hvor der er stående bølger, kan lydtrykket variere mærkbart fra ét sted til et andet. Almindeligvis vil lydtrykket være størst i rummets hjørner og tæt på væggene – der, hvor lydets energi er mest koncentreret i svingningsknuderne (fig. 1.19).



► Figur 1.19. Principet for stående bølger: Der er områder, hvor luftmolekylerne nærmest står stille (svingningsknude og højt lydtryk), mens der er andre områder, hvor luftmolekylerne er i stor bevægelse (svingningsbug og lavt lydtryk).

I lyd-dæmpede rum, som f.eks. en audiometriboks, optræder stående bølger ikke i samme omfang, men er ofte til stede ved lavere frekvenser. Årsagen hertil er, at de lydabsorberende materialer, der dækker væggene, typisk er langt mindre effektive i det lavfrekvente område.

Kvartbølgeresonans kan forklares ved stående bølger, idet den indkommende bølge reflekteres i den lukkede ende og føjes til sig selv, hvorved der opstår en stående bølge. Ved resonansfrekvensen forstærkes et lille tryk i den åbne ende (svingningsknuden) til et større tryk i den lukkede ende (svingningsbugen), ligesom ved øregangsresonansen.

A series of thin, light gray wavy lines that flow from the left side of the page towards the right, creating a sense of movement and depth. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they all seem to originate from a common point on the left before spreading out and ending on the right.

[KAPITEL 2]
HØRESANSEN



KAPITEL 2

HØRESANSEN 37

DET YDRE ØRE 38

Auriklen 38

Øregangen 39

Øregangsresonansen 40

MELLEMØRET 41

Mellemørets opbygning 41

Stapediusrefleksen 42

DET INDRE ØRE 43

Cochleas opbygning 44

Det cortiske organ, hårceller og stria vascularis 46

Vandrebølge på basilarmembranen 48

De ydre og indre hårcellers funktion 49

Overførsel af information til hørenerven 49

Det centrale auditive nervesystem 50

PSYKOAKUSTIK 51

Måling af høretærsklen 51

Bestemmelse af høretærskler ved hjælp af den ascenderende metode 52

Det hørbare område 53

Oplevelsen af lydstyrke - loudness 54

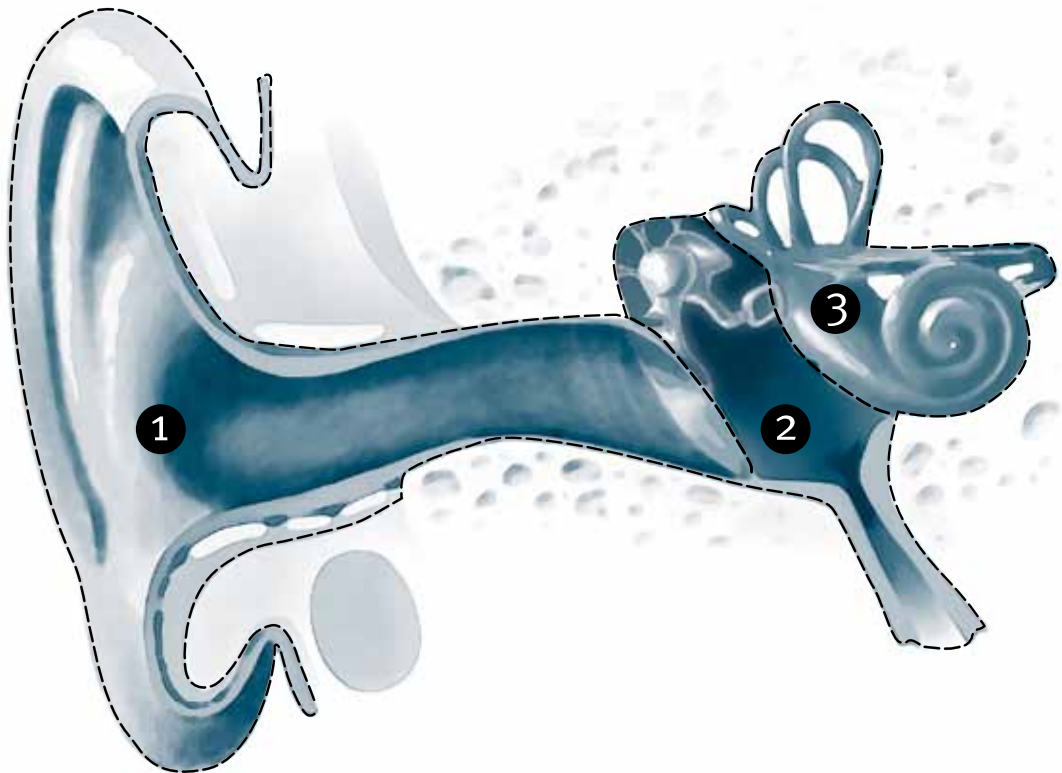
Diskrimination af frekvens- og tidsintervaller 55

Maskering 55

HØRESANSEN

I dette kapitel beskrives ørets anatomi, og hvordan lydbølgerne bevæger sig ind igennem øret. Afsnittet om psykoakustik beskriver, hvordan man måler høretærsklen, og hvorledes det menneskelige øre opfatter lydstyrke, frekvens og tidsopløsning.

Høreorganet består af tre sektioner: det ydre øre (1 • auris externa) med den synlige del af øret og øregangen, mellemøret (2 • auris media) med mellemøreknoglerne og trommehinden, og det indre øre (3 • auris interna) med sine væskefyldte hulrum.



DET YDRE ØRE

Det ydre øre består af auriklen (pinna) og øregangen (fig. 2.01).

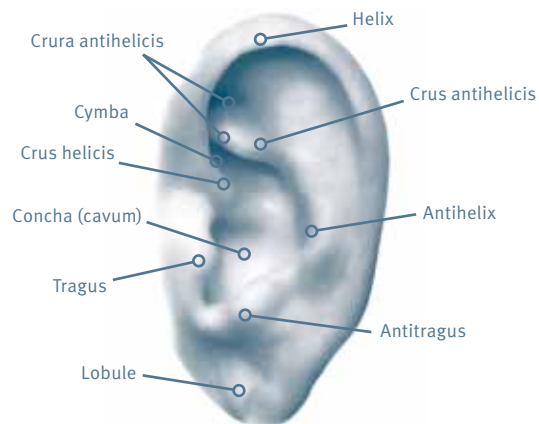


► Figur 2.01. Det ydre øre med auriklen (pinna) og øregangen.

Auriklen

Auriklen, som består af blød brusk og hud, sidder ud fra hovedet i en vinkel på ca. 30 grader og er den eneste del af øret, der er synlig (fig. 2.02.).

Auriklens tragtform er vigtig for lokalisering af lydkilden.



► Figur 2.02. Auriklen med anatomiske kendemærker

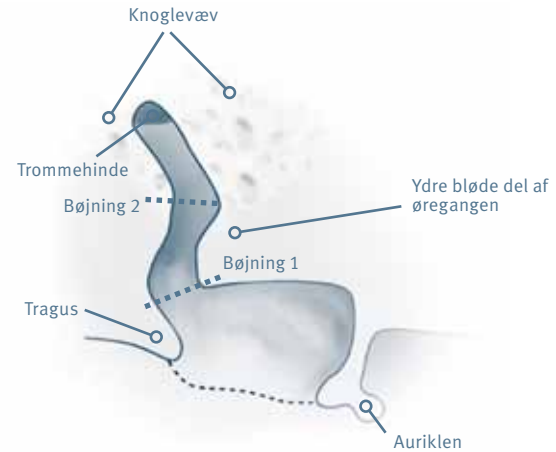
Øregangen

Øregangen leder lyden videre til trommehinden (membrana tympani). Den har sædvanligvis to knæk, som giver den en svagt s-buet form (fig. 2.03).

Den yderste del af øregangen består af blød brusk beklædt med hud, der har hår og kirtler. Kirtlerne producerer ørevoks (cerumen). Ørevoks er med til at fugte øregangen og hjælper med at lede døde hudpartikler ud af øregangen. Den beskytter også trommehinden og mellemøret mod indtrængende fremmedlegemer. Den inderste del af øregangen, som udgør en tredjedel af hele øregangen, strækker sig fra det andet knæk og ind til trommehinden. Denne del af øregangen er hård og benet og er kun beklædt med et tyndt lag hud, hvilket gør den meget følsom over for berøring.

Øregangen er bevægelig. Når vi tygger og bevæger kæberne, bevæges øregangens vægge, hvilket ændrer formen af dens tværsnit. Dette er meget vigtigt i forbindelse med udformningen af høreapparater og ørepropper, som skal sidde korrekt i øret.

Øregangen samler lyd. Den ydre del af øregangen består af blød brusk og er beklædt med hår og kirtler, som producerer ørevoks. Den indre del af øregangen er hård og benet.

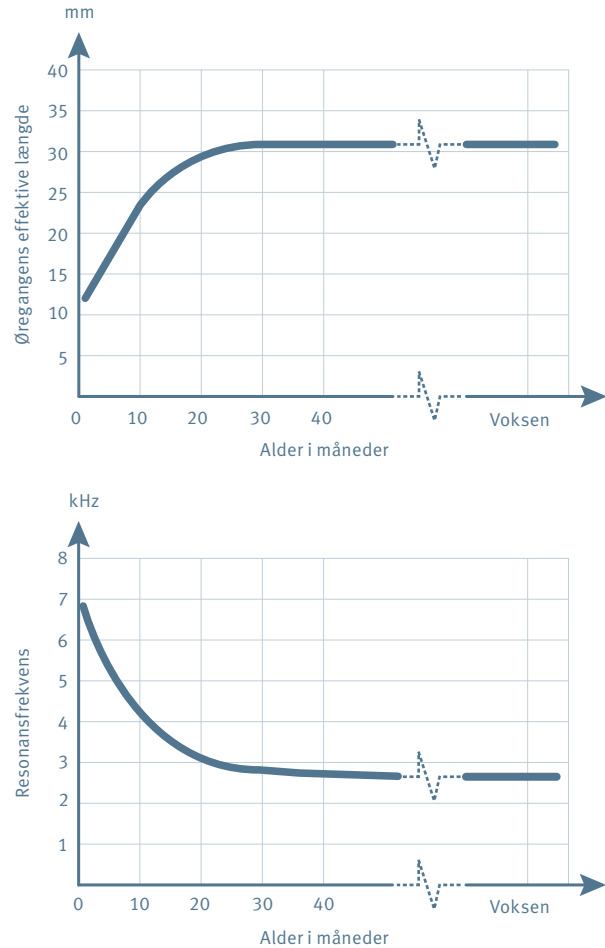


► Figur 2.03. Et tværsnit af det ydre øre og øregangen, set oppefra. Øregangen, som strækker sig fra det ydre øre til trommehinden, har almindeligvis to knæk. Det første knæk ligger i bunden af concha, og det andet knæk ligger længere inde, hvor det danner overgangen fra den bløde til den hårde del af øregangen.

Øregangsresonansen

Som nævnt i kapitlet “Introduktion til akustik”, fungerer øregangen også som en resonator. Øregangens aflange form og det, at den er lukket i den ene ende, gør, at lydølger med en bølgelængde svarende til fire gange øregangens længde vil blive forstærket. Forstærkningen fra øregangsresonansen udgør ca. 10-15 dB, og resonansfrekvensen hos voksne ligger i området omkring 2,8 kHz (fig. 2.04).

Øregangens størrelse, og dermed også dens akustiske forhold, varierer fra person til person og afhænger også af alderen. Hos nyfødte børn har øregangen en volumen på omkring 0,5 kubikcentimeter. Herefter vokser den indtil femårsalderen, hvor den når sin endelige volumen på ca. 1,3 kubikcentimeter.



► Figur 2.04. Hos voksne ligger øregangens resonansfrekvens på omkring 2,8 kHz, men afhænger af øregangens volumen hos den enkelte person.

MELLEMØRET

Mellemøret er beliggende i en af de hårdeste knogler i kroppen, kaldet tindingebenet, og er normalt fyldt med luft. Luftrykket i mellemøret udlignes til det omgivende luftryk via det eustakiske rør, som forbinder mellemøret med den bageste del af svælget og næsen (fig. 2.05).



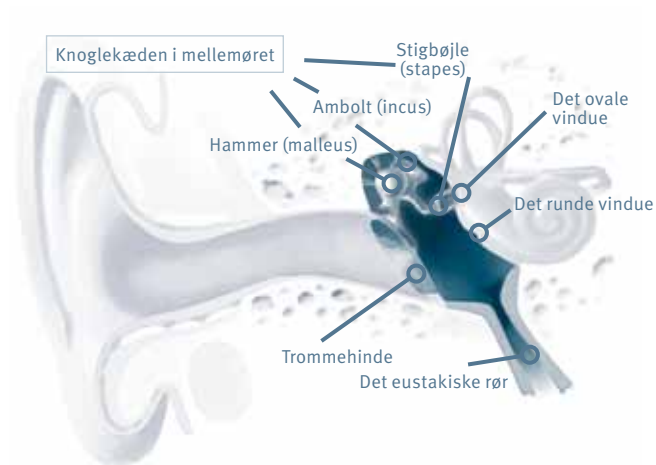
► Figur 2.05. Mellemøret ligger placeret i tindingebenet imellem det ydre øre og det indre øre.

Mellemørets opbygning

I mellemørets hulrum findes mellemøreknoglerne. Det er de tre små knogler, der også er kendt som hammer (malleus), ambolt (incus) og stigbøjle (stapes). De tre knogler er fæstnet i led. Hammeren er via hammerskaftet fæstnet til trommehinden, og stigbøjlen fæstner med sin fodplade til det ovale vindue i det indre øre (fig. 2.06).

Tilsammen udgør de tre knogler en kæde, som overfører lydbølgernes mekaniske energi fra trommehinden til de væskefyldte hulrum i det indre øre.

Knoglekæden og arealforskellen mellem trommehinden og stigbøjles fodplade fungerer som en vægtstang, når den overfører lydbølgernes mekaniske energi til væsken i det indre øre.



► Figur 2.06. Knoglekæden i mellemøret overfører trommehindens bevægelser til de væskefyldte hulrum i det indre øre.

Knoglekæden i mellemøret består af tre små knogler, som overfører lydølger fra det ydre øre til det indre øre.

Stapediusrefleksen

To små muskler – stapedius (*musculus stapedius*) og tensor tympani (*musculus tensor tympani*) – er fæstnet til mellemøreknoglerne. Disse to muskler trækker sig sammen via reflekser, når øret pludseligt udsættes for meget kraftig lyd.

Refleksen udløses fra nervecentre i hjernestammen, som sender besked til mellemøremusklerne om at trække sig sammen. Musklernes sammentrækninger begrænser knoglekædens bevægelse, hvorved transmissionen af lydølgeenergi reduceres lidt. Dette kan beskytte det indre øre og reducere skader, der kan opstå ved at blive udsat for meget kraftige lydtryk.

Da stapediusmusklen er den dominerende muskel i den reflektoriske sammentrækning, der sker ved pludselig, kraftig lyd, benævnes denne refleks ofte stapediusrefleksen.

DET INDRE ØRE

Det indre øre er ligesom mellemøret placeret i tindingebenet. Det indre øre består af høreorganet og balanceorganet. Balanceorganet omfatter de vestibulære og halvcirkulære kanaler (også kaldet buegangene). Høreorganet er formet som et sneglehus med to og en halv vinding og kaldes cochlea (fig. 2.07).

I cochlea omsættes mekanisk energi til nerveimpulser, som via hørenerven sendes videre til hjernen. De væskefyldte hulrum i cochlea står i forbindelse med de væskefyldte hulrum i vestibulærorganet.

I cochlea omsættes mekanisk energi til nerveimpulser, som sendes videre til hjernen.



► Figur 2.07. Cochlea er formet som et sneglehus med to og en halv vinding. I cochlea omsættes lydbølgernes mekaniske energi til nerveimpulser, som via hørenerven sendes videre til hjernen.

Cochleas opbygning

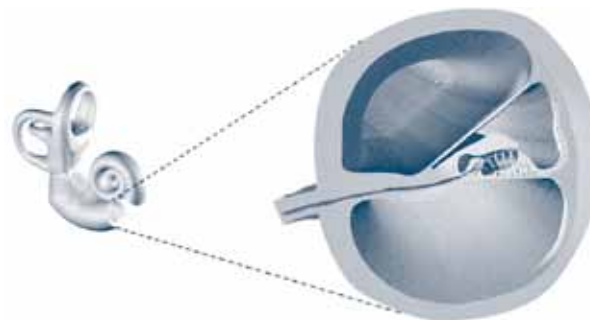
Cochlea er opdelt i tre væskefyldte kamre:

- Øvre sneglegang (scala vestibuli)
- Midterste sneglegang (scala media)
- Nedre sneglegang (scala tympani)

Scala vestibuli er forseglet med det ovale vindue, og scala tympani er forseglet med det runde vindue. Scala media indeholder det cortiske organ.

Scala vestibuli og scala tympani indeholder begge en vandagtig væske kaldet perilymfe, mens scala media indeholder en geleagtig væske kaldet endolymphe.

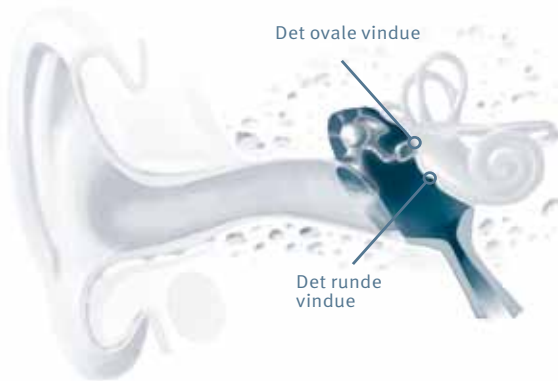
De tre sneglegange løber parallelt hele vejen op igennem cochlea. Scala vestibuli og scala tympani ligger på hver side af scala media og er forbundet til hinanden i apex af cochlea (sneglens top) via en lille gang kaldet helicotrema. Scala media er den mellemste sneglegang, der afgrænses fra den øvrige cochlea ved to bløde membraner, Reissners membran og basilarmembranen (fig. 2.08).



► Figur 2.08. Et tværsnit af cochlea viser de tre væskefyldte sneglegange, som løber hele vejen op igennem cochlea til helicotrema.

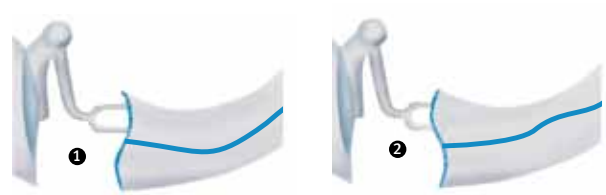
I bunden af cochlea munder scala vestibuli og scala tympani ud i to membraner, som vender ud mod mellemøret (fig. 2.09):

- det ovale vindue
- det runde vindue



► Figur 2.09. Position af det ovale vindue og det runde vindue ved basis af cochlea.

Stigbøjleens fodplade bevæger sig som et stempel ind og ud af det ovale vindue og udbreder derved trykbølger i cochlea. Det øgede tryk i cochlea udlignes via det runde vindue, efterhånden som membranen bevæger sig ind og ud i takt med bevægelserne af stigbøjleens fodplade (fig. 2.10).

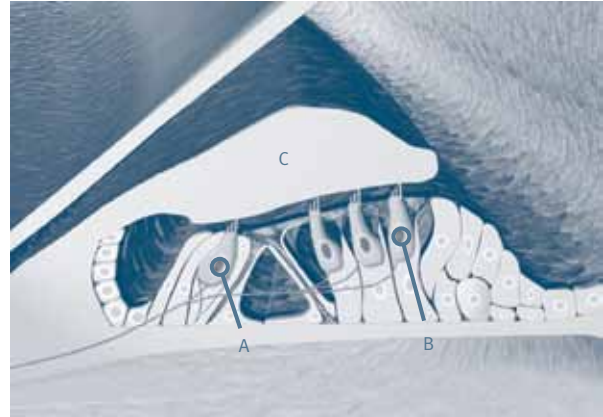


► Figur 2.10. Under overførslen af mekanisk energi fra lydbølgerne til cochlea, bevæger stigbøjleens fodplade sig ind (1) og ud (2) af det ovale vindue som et stempel og udbreder derved trykbølger i de væskefyldte hulrum i cochlea. Det øgede tryk i sneglen udlignes via det runde vindue, efterhånden som dets membran bevæger sig ind og ud i takt med stigbøjleens fodplade.

Det cortiske organ, hårceller og stria vascularis

I scala media findes flere strukturer, der arbejder sammen om at omdanne energi fra lydbølger til elektriske impulser i hørenerven.

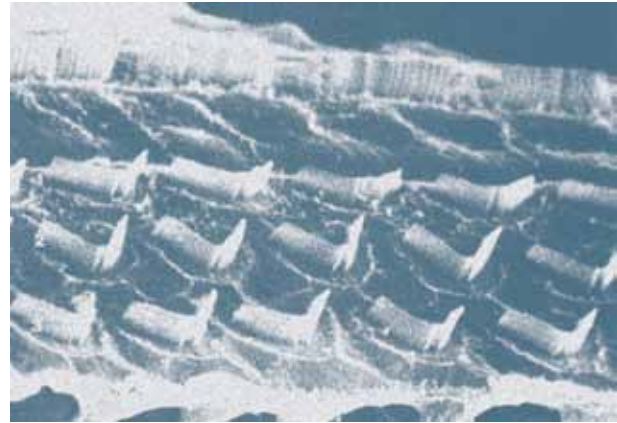
Det cortiske organ hviler oven på basilarmembranen. Det indeholder hårceller, som sidder placeret langs basilarmembranen. Hårcellerne har stor betydning for dannelsen af nerveimpulser. Hen over hårcellerne ligger en geleagtig struktur: tectorialmembranen (fig. 2.11).



► Figur 2.11. Et tværsnit af cochlea med det cortiske organ, de ydre hårceller (B), de indre hårceller (A) og tectorialmembranen (C).

Hårcellerne i det cortiske organ opdeles i to typer: de indre hårceller og de ydre hårceller (fig. 2.12).

HÅRCELLETYPE	ANTAL CELLER	BESKRIVELSE
Indre hårceller, også kaldet sensoriske celler	Ca. 3.500	De indre hårceller har primært en afferent nerveforsyning, der sender impulser af sted mod hørecentret i hjernen. Cellerne er placeret i en enkelt række på det cortiske organ.
Ydre hårceller	Ca. 13.000	De ydre hårceller er placeret i tre rækker på basilarmembranen. Nerveforsyningen til disse celler er primært efferent, dvs. at de modtager impulser hø-jere oppe fra i hjernen.



► Figur 2.12. Rækkerne af hårceller på basilarmembranen, set oppefra. Forrest de ydre hårceller, som står placeret i trekantformationer, og bagest rækken af indre hårceller.

På toppen af hårcellerne sidder små sansehår, som kaldes stereocilia. De ydre hårcellers stereocilia sidder fast på tectorialmembranen.

På ydervæggen af scala media findes en gruppe celler, som tilsammen går under navnet stria vascularis. Disse celler producerer den endolympfe, som findes i scala media, og er dermed med til at opretholde en positiv elektrisk spænding i forhold til den perilympfe, som flyder i scala vestibuli og scala tympani. Tilsammen udgør de to væsker et batteri, som forsyner hårcellerne med den energi, der skal til for at danne nerveimpulser.

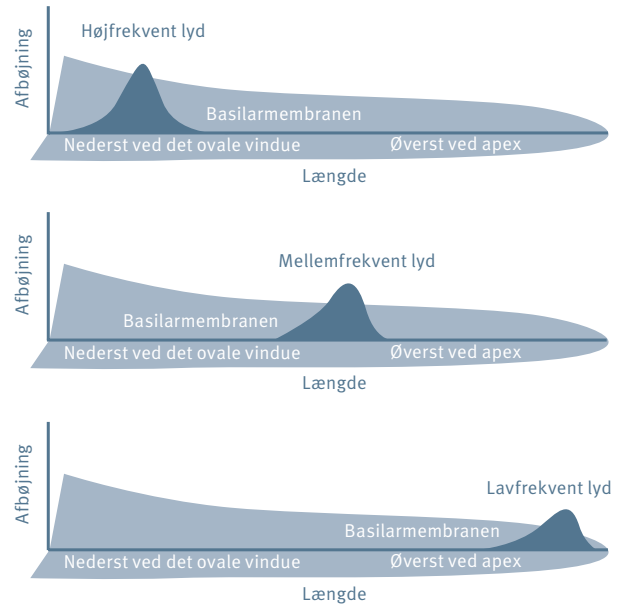
Vandrebølge på basilarmembranen

Når bevægelserne fra stibøjlen udbredes i cochlea, sættes basilarmembranen også i bevægelse. Denne bølgelignende bevægelse af basilarmembranen kaldes også en vandrebølge, fordi den vandrer i retningen fra det ovale vindue til helicotrema ved apex af cochlea.

På et tidspunkt når vandrebølgen det punkt på basilarmembranen, hvor der er det største udsving. Udsvingets placering på basilarmembranen afhænger af lydets frekvens. Basilarmembranen er smal og stiv i den nedre del af sneglegangen (basis af cochlea) og bliver gradvist bredere og mindre stiv op imod toppen af sneglegangen (apex af cochlea).

På grund af disse fysiske egenskaber vil en højfrekvent lyd – f.eks. 10 kHz – give det største udsving på den nederste del af basilarmembranen, nær det ovale vindue. En lavfrekvent lyd – f.eks. 100 Hz – vil derimod give det største udsving oppe mod toppen af sneglen, hvor basilarmembranen er mindre stiv. En lyd i mellemfrekvensområdet – dvs. ca. 1 kHz – vil give det største udslag omkring midten af basilarmembranen (fig. 2.13).

En højfrekvent lyd vil give det største udsving på den nederste del af basilarmembranen, nær det ovale vindue. En lavfrekvent lyd vil give det største udsving oppe mod toppen af sneglen.



► Figur 2.13. Udsving i basilarmembranen forårsaget af hhv. lav-, mellem-, og højfrekvente lyde. Bemærk, at basilarmembranen er rullet ud for bedre at illustrere dens form og frekvensfordeling langs membranen.

Ved hjælp af denne passive mekanisme kan information om en lydets frekvensmæssige sammenhæng opfanges af en bestemt gruppe hårceller på basilarmembranen. Denne frekvensinformation overføres derefter af hårcellerne til hørenerven og videre til hørecentret i hjernen.

De ydre og indre hårcellers funktion

Både de ydre og de indre hårceller har betydning for omsætningen af væskevibrationer til nerveimpulser. Ifølge nogle teorier fungerer de ydre hårceller som servomekanismen i en bil, på den måde at beskedne vibrationer fra svage lyde forstærkes mekanisk.

De ydre hårceller indeholder muskellignende strukturer (mikrofilamenter), som gør, at de er i stand til at ændre form. Hårcellebevægelsen øger basilarmembranens udsving, hvilket svarer til en forstærkning af lyden på op til 40 dB. Dette sker på det sted på basilarmembranen, hvor vandrebølgen har sit maksimale udsving.

De ydre hårceller har en betydelig indflydelse ved svage lyd niveauer, fordi de øger basilarmembranens udsving så meget, at de indre sensoriske hårceller stimuleres. Efterhånden som lyd niveauet øges, aftager de ydre hårcellers effekt, og ved kraftige niveauer har de praktisk talt ingen indflydelse, da de indre hårceller her bliver stimuleret direkte af basilarmembranens svingninger.

De indre hårceller er dem, der reelt omsætter lyd til nerveimpulser ved udsving på basilarmembranen. Cellerne har primært en afferent nerveforsyning, der sender impulser af sted mod hørecentret i hjernen. Når hårcellerne stimuleres, udløses et transmitterstof i bunden af cellen, som starter en impuls i nervebanen.

Overførsel af information til hørenerven

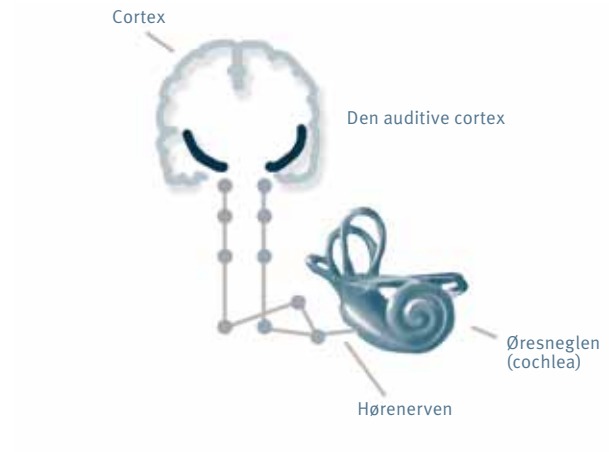
Man mener, at information om lydets frekvenssammensætning bliver overført til nervebanen på to måder: En teori siger, at nervefibre sender impulser af sted i takt med det indkommende akustiske signal (kaldet faselåsning). Desuden mener man, at nervefibrene også responderer i forhold til det sted på basilarmembranen, hvor de bliver stimuleret (kaldet pladsteorien).

Sidstnævnte teori understøttes af, at de enkelte nervefibre stort set bevarer deres indbyrdes position i hørenerven og på dens forløb op igennem hjernestammen. Dette betegnes som hørenervens tonotopiske organisering.

Man mener, at overførsel af information om lydets styrke finder sted ved at øge den hastighed, hvormed de individuelle nervefibre sender impulser igennem hørenerven. I hørenerven findes tre typer nervefibre, som reagerer på svage, normale og kraftige lyd niveauer og derved giver hørenerven mulighed for at dække det menneskelige øres relativt store dynamikområde.

Det centrale auditive nervesystem

De afferente nervefibre udspringer fra det cortiske organ og samles i hørenerven. Hørenerven er startpunktet for hørebanelen, som forløber fra cochlea op igennem hjernestammen til hørecentret i cortex (også kaldet den auditive cortex). På sin vej passerer den flere nervekerner, der hver især fungerer som en slags relæstation, hvor der sker forskellig efterbehandling af signalet (fig. 2.14).



► Figur 2.14. Hørebanelen løber fra cochlea og op igennem hjernestammen. Ved nucleus cochlearis krydser over halvdelen af nervefibre over til den modsatte side af hjernestammen.

Ved nucleus cochlearis krydser over halvdelen af nervefibrene over til den modsatte side af hjernestammen. Her samles nervefibrene i olivarius superior, som er et kompleks bestående af flere nervekerner, hvis funktion har betydning for lokaliseringen af lyd.

Fra olivarius superior løber hørebanen videre op gennem den laterale lemniscus og colliculus inferior og ender i hørecentret i cortex. Her kombineres lydindtrykket med indtryk fra synssansen og informationer fra resten af hjernen.

De efferente nervefibre løber også igennem hjernestammen, men i den modsatte retning af de afferente nervefibre. Fra olivarius superior løber de efferente fibre igennem det olivocochleære bundt og videre ud til cochlea, hvor de fleste af nervefibrene fæstner til de ydre hårceller.

Man kender ikke fuldt ud funktionen af det olivocochleære bundt, men ifølge flere teorier har de efferente nervefibre muligvis en form for kontrol over den aktive mekanisme i de ydre hårceller.

PSYKOAKUSTIK

Begrebet psykoakustik relaterer til den del af psykofysikken, som beskæftiger sig med den subjektive opfattelse af lyd. Viden om lydopfattelse opnås ved på systematisk vis at præsentere forskellige lydsignaler for en gruppe testpersoner og måle deres reaktioner på disse.

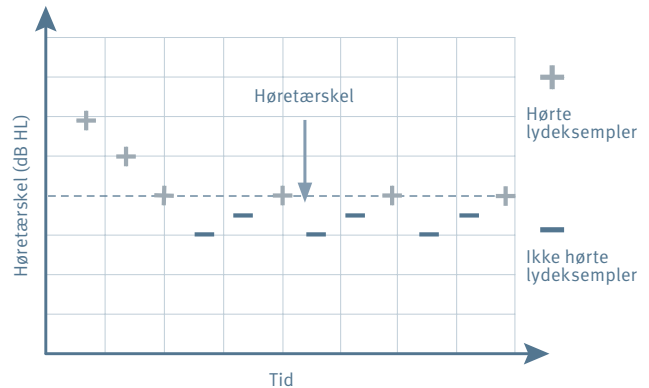
Måling af høretærsklen

En af de meget anvendte psykoakustiske målinger er målingen af høretærsklen. Høretærsklen kan bestemmes på flere måder. I det følgende afsnit beskrives den målemetode, som oftest anvendes – den ascenderende metode.

Bestemmelse af høretærskler ved hjælp af den ascenderende metode

Målingen starter med, at en testperson præsenteres for en rentone ved en given frekvens i så tilpas lydstyrke, at den er hørbar for testpersonen. Herefter reduceres lydstyrken i spring på 10 dB, og testpersonen bliver bedt om at give tegn, hver gang han eller hun kan høre tonen.

På et tidspunkt er tonen blevet så svag, at testpersonen ikke længere kan høre den. Når dette sker, øges signalniveauet i trin på 5 dB, indtil testpersonen igen kan høre tonen. Herefter sænkes tonens niveau med 10 dB, og et nyt ascenderende forløb starter. Dette gentages, indtil niveauet for den svageste lyd, som testpersonen kan høre ved den specifikke frekvens, bliver bekræftet to eller tre gange.



► Figur 2.15. Den ascenderende metode til måling af høretærsklen. Niveauet for den svageste lyd, som testpersonen kan høre, bliver bekræftet to eller tre gange.

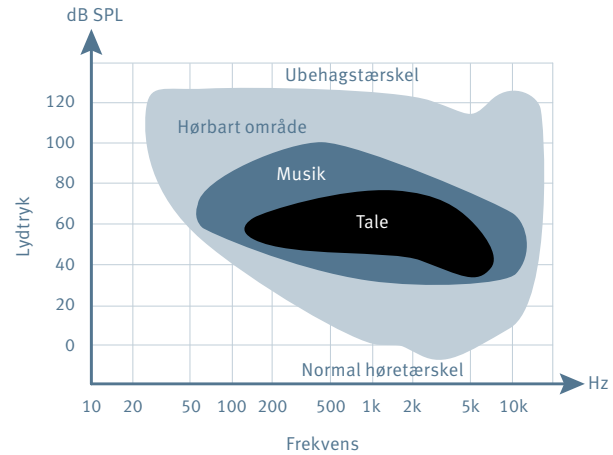
Det hørbare område

I vore omgivelser findes der en mangfoldighed af lyde, fra svage lyde som f.eks. fuglesang og blades raslen til kraftige lyde som f.eks. høj musik, råben og industristøj. Hele det spænd af lydniveauer, som et menneske er i stand til at høre, kaldes det hørbare område.

Den nederste kurve på figure 2.16 viser den gennemsnitlige høretærskel for en gruppe normalthørende personer. Målingerne er foretaget i frit felt, hvor testpersonerne lytter binauralt (dvs. med begge ører) til testsignalerne fra en højttaler.

Som det ses, er lydtrykket for den svageste lyd, et menneske kan høre, afhængig af lydets frekvens. Det hørbare frekvensområde spænder fra omkring 20 Hz til 20.000 Hz, men hørelsen er mest sensitiv i frekvensområdet mellem 2.000 Hz og 5.000 Hz. Ved de lavere og højere frekvenser er hørelsen mindre sensitiv, og testtonerne i disse områder skal derfor være kraftigere, for at det menneskelige øre kan høre dem.

Figur 2.16 viser også området for tale og musik. Ubehagstærsklen vises øverst på figuren. Ubehagstærsklen fremkommer ved, at man beder testpersonen om at give tegn, når lyden bliver ubehageligt kraftig.



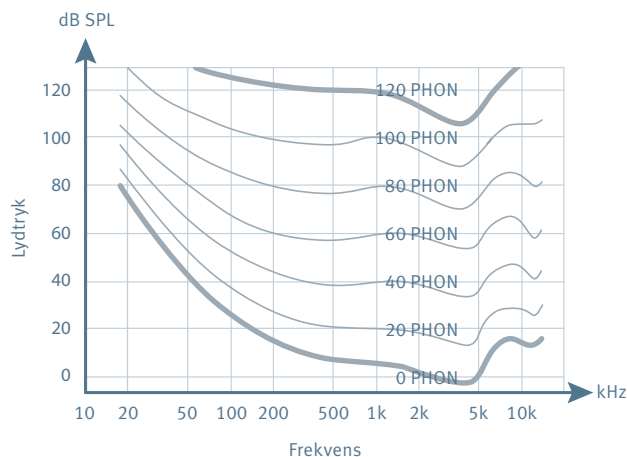
► Figur 2.16. Det hørbare område hos normalthørende inklusive det omtrentlige område for tale og musik

Oplevelsen af lydstyrke - loudness

Øret er i stand til at opfatte forskelle i lydstyrke på helt ned til 1 dB. Imellem kurverne for høretærsklen og ubehagstærsklen findes et dynamikområde på omkring 120 dB, hvor lydniveauerne for dagligdagens lyde fordeler sig. Lydniveauet er imidlertid ikke direkte udtryk for, hvor kraftigt en lyd opleves af høresansen (loudness). Med andre ord er der ikke en én-til-én-relation mellem lydniveau og oplevet lydstyrke.

Figur 2.17 viser den gennemsnitlige lydstyrkeopfattelse hos en gruppe normalthørende. Kurverne kaldes phonkurver. Phonkurverne fremkommer ved, at man præsenterer en 1 kHz-tone med en given lydstyrke (loudness) og derefter endnu en rentone ved en anden frekvens. Herefter beder man testpersonen om selv at justere den anden tones lydstyrke, indtil den opleves som værende lige så kraftig som 1 kHz-tonen.

Det menneskelige øre opfatter loudness på en måde, som ikke er direkte relateret til det faktiske lydtryksniveau. Phonkurverne viser, hvor kraftige forskellige rentoner skal være, for at de opleves som værende lige kraftige hen over frekvensområdet.



► Figur 2.17. Phonkurverne viser, hvor kraftigt lydniveauet skal være ved de forskellige frekvenser, for at det opleves som værende lige så kraftigt som en 1 kHz-tone ved 20, 40, 60 etc. dB SPL. Disse kurver betegnes også som equal loudness contours (hørestyrkekurver).

Phonkurverne er således et udtryk for de lydstyrkeniveauer, hvor forskellige rentoner opleves som lige kraftige.

Som det ses i figur 2.17, ændrer phonkurverne deres form alt afhængig af lydstyrkeniveauet. Ved de svagere niveauer følger de høretærsklens bugtede form, mens der ved de kraftigere niveauer er en tendens til, at kurverne flader ud.

Diskrimination af frekvens- og tidsintervaller

Det menneskelige øre er i stand til at opfatte ændringer i en tones frekvens helt ned til nogle ganske få Hertz. Ligeledes er en person med normal hørelse i stand til at opfatte to på hinanden følgende lyde med en tidsmæssig afstand på helt ned til 1-2 msek.

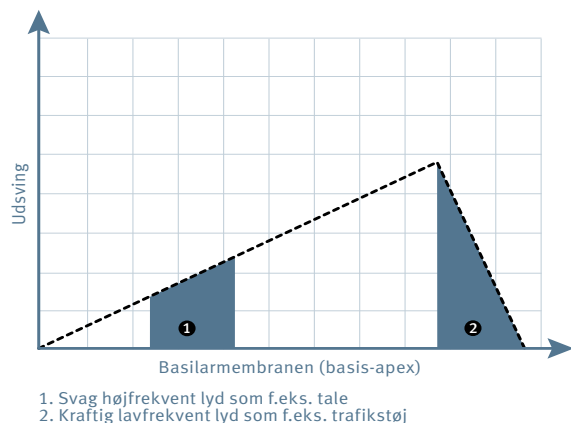
Evnen til at diskriminere disse lydlige egenskaber menes at have stor betydning for vores evne til at høre og forstå tale.

Maskering

Når vi lytter til en svag og en kraftig lyd på samme tid, er det ofte vanskeligt at høre den svage lyd, fordi den overdøves af den kraftige lyd. Dette fænomen kaldes maskering. Maskeringseffekten er størst, når den svage lyd findes i det samme frekvensområde som den kraftige lyd.

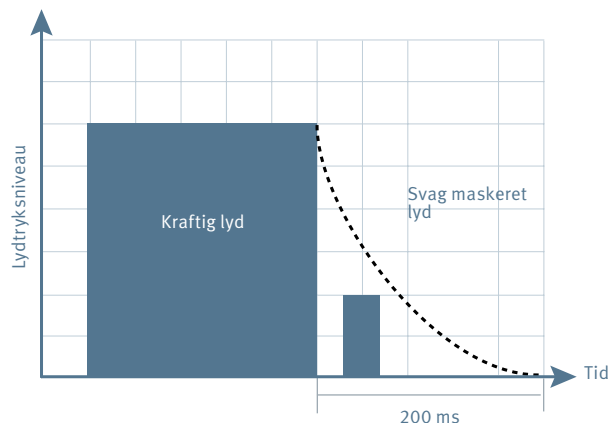
Det fænomen, at en kraftig lyd overdøver en svagere lyd, kaldes maskering.

Selv når den svage lyd ikke ligger i det samme frekvensområde som den kraftige lyd, kan der indtræffe maskering. Dette kaldes nogle gange for fjernmaskering (remote masking). Fjernmaskering er mest udtalt, når den kraftige lyd har en lavere frekvens end den svage lyd, end hvis det modsatte er tilfældet. Årsagen til dette er, at lavfrekvente lyde sætter en stor del af basilarmembranen i sneglen i bevægelse og dermed ”overdøver” mindre svingninger, som finder sted ved de højere frekvenser. Når lavfrekvente lyde maskerer højfrekvente lyde, taler vi om opadgående maskering (upward spread of masking) (fig. 2.18).



► Figur 2.18. En lavfrekvent lyd giver størst udsving ved apex af basilmembranen. Samtidig sættes en stor del af membranen i bevægelse, hvorved svagere højfrekvente svingninger bliver "overdøvet". Dette kaldes opadgående maskering (upward spread of masking).

Maskering kan også finde sted, når to lyde ikke optræder på samme tid, men er forskudt i forhold til hinanden. Når f.eks. en kraftig lyd efterfølges af en svag lyd inden for et kort tidsinterval, vil den svage lyd blive maskeret. Dette kaldes forlæns maskering (forward masking). Forlæns maskering finder ikke sted, når tidsintervallet mellem de to lyde er mere end 200 millisekunder (fig. 2.19).



► Figur 2.19. Forlæns maskering (forward masking) finder sted, når en kraftig lyd efterfølges af en svag lyd inden for et kort interval. Den svage lyd kan ikke opfanges af høresansen, fordi den er maskeret af den kraftigere lyd, der blev præsenteret umiddelbart forinden.

Maskering er noget, de fleste oplever, når man f.eks. har problemer med at føre en samtale på en trafikeret gade. For normalthørende udgør dette som regel ikke noget problem, fordi der i talesignalet er så meget ekstra information, at man stadigvæk kan forstå, hvad der bliver sagt. Har man derimod nedsat hørelse, kan baggrundstøjen gøre det næsten umuligt at forstå samtalen, fordi en stor del af det hørbare talesignal går tabt.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they curve and oscillate as they move.

[KAPITEL 3]

TYPER OG ÅRSAGER TIL HØRENEDSÆTTELSE



KAPITEL 3

TYPER OG ÅRSAGER TIL HØRENEDSÆTTELSE 61

KONDUKTIV HØRENEDSÆTTELSE 62

Ophobning af ørevoks 63

Mellemørebetændelse 64

Cholesteatom 65

Otosclerose 65

SENSORINEURALT HØRETAB 66

Aldersbetinget hørenedsættelse 68

Støjbetinget hørenedsættelse 69

Akutte støjskader 69

Akkumulerede støjskader 69

Forebyggelse af støjskader 70

Arvelig hørenedsættelse 70

Medfødt og fødselsrelateret hørenedsættelse 71

Arvelige dispositioner 71

Infektioner under graviditeten 71

Fødselskomplikationer 71

Perinatale infektioner – den første uge efter fødslen 72

Diagnosticering af hørenedsættelse hos børn 72

Retrocochleære lidelser 72

SPECIELLE HØRELIDELSER 73

Tinnitus 73

Morbus Ménière 74

Toksiske høreskader 75

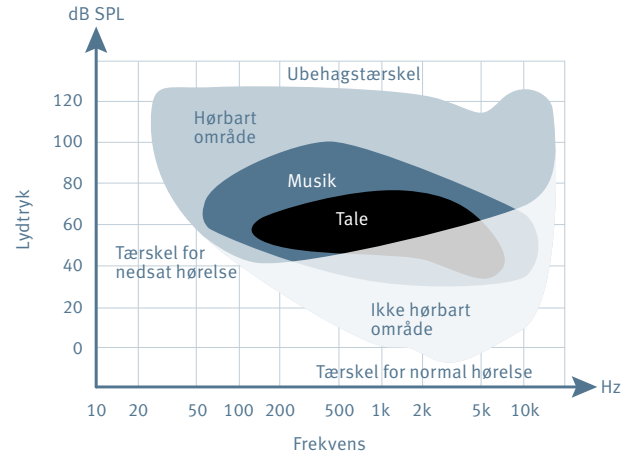
Auditive processeringsvanskeligheder 75

TYPER OG ÅRSAGER TIL HØRENEDSÆTTELSE

Hos en person med hørenedsættelse vil det hørbare område være indskrænket i forhold til en normalthørendes. Alt afhængigt af hørenedsættelsens størrelse vil der være visse dele af talesignalet, som ikke længere er hørbare, og taleforståeligheden kan ligeledes være nedsat. Personen vil derfor med al sandsynlighed opleve at have et høreproblem. Et høretab kan opstå pludseligt eller udvikle sig gradvist over en periode. Årsagen til høretab kan være lidelser, der kan opstå overalt i høresystemet og kan have indflydelse på opfattelsen af forskellige frekvensområder (fig. 3.01).

Der findes to overordnede typer hørenedsættelse, afhængigt af hvor i øret, de er opstået:

- Konduktiv hørenedsættelse
- Sensorineural hørenedsættelse



► Figur 3.01. Eksempel på det hørbare område hos en person med et højfrekvent høretab på 40-60 dB i forhold til normal hørelse. Figuren viser, at dele af tale- og musiksignalet ikke er hørbare for personen.

KONDUKTIV HØRENEDSÆTTELSE

Konduktiv hørenedsættelse opstår, fordi der spærres for lydens passage, enten i øregangen eller i mellemøret. Hvis det sker, reduceres lyden i styrke på sin vej til sneglen (cochlea) i det indre øre (fig. 3.02).



► Figur 3.02. En konduktiv hørenedsættelse kan opstå i det ydre øre og i mellemøret.

En konduktiv hørenedsættelse er karakteriseret ved en ineffektiv lydoverførsel, enten i øregangen eller i mellemøret.

Nogle konduktive hørenedsættelser kan behandles medicinsk eller kirurgisk. Andre konduktive hørenedsættelser kan afhjælpes effektivt med et høreapparat, fordi det cortiske organ i sneglen fungerer helt normalt, og det derfor primært er et spørgsmål om at overvinde lydoverførselsbarrieren i det ydre øre eller i mellemøret.

I de følgende afsnit beskrives forskellige årsager til konduktive hørenedsættelser:

- Ophobning af ørevoks
- Mellemørebetændelse (otitis media)
- Cholesteatom (benæder)
- Otosclerose

Ophobning af ørevoks

Kirtlerne i øregangen producerer hele tiden ørevoks (cerumen). Undertiden ophobes voksen i øregangen, som derved kan blokeres totalt. Dette er især almindeligt i forbindelse med brug af høreapparat, eftersom øreproppen eller skallen har en tendens til at presse ørevoksen sammen i øregangen, hvorved der dannes en voksprop. Vokspropper kan dæmpe lyden betydeligt og være til stor gene (fig. 3.03).

Vokspropper kan almindeligvis fjernes med et øreskyllemiddel. De propper, som ikke kan fjernes ved øreskylning, bør altid fjernes af en kyndig person som en øre-næse-hals-læge eller en praktiserende læge. Hvis en ukyndig person forsøger at fjerne proppen med for eksempel en vatpind, er der risiko for, at der opstår irritation i øregangen, at ørevoksen skubbes sammen til en voksklump, eller at trommehinden bliver beskadiget.



► Figur 3.03. En ørevoksprop, der blokerer øregangen.

Mellemørebetændelse

Betændelse i mellemøret (otitis media) er en meget almindelig lidelse, specielt hos børn. Mellemørebetændelse kan enten være akut eller kronisk. Akut mellemørebetændelse opstår almindeligvis i forbindelse med en infektion i svælget, hvor bakterier spreder sig til mellemøret via den eustakiske kanal. Her opbygges et smitsomt flåd, som giver anledning til smerter i øret og et forbigående konduktivt høretab. En akut mellemørebetændelse skal behandles øjeblikkeligt af en øre-næse-hals-læge enten med antibiotika eller ved et lille snit i trommehinden, således at flådet kan løbe ud af øret.

Kronisk mellemørebetændelse er en infektion i mellemøret, der kan vare ved i flere år. Kronisk mellemørebetændelse forårsages af et permanent hul på trommehinden eller af et cholesteatom – også kaldet benæder. Hullet på trommehinden kan være til stede uden at give nogen symptomer, men undertiden udvikles en kronisk bakteriel infektion. Kronisk mellemørebetændelse er normalt smertefri og kan ledsages af en ubehagelig lugt fra øret.

I nogle tilfælde kan der lække flåd ud i øregangen. Man skal være meget forsigtig, når man tilpasser høreapparater til personer med kronisk mellemørebetændelse, da en øreprop i øregangen kan øge risikoen for gentagne infektioner. Kronisk mellemørebetændelse behandles normalt af en øre-næse-hals-læge.

Serøs mellemørebetændelse er en væskeansamling i mellemøret og kaldes ofte otitis media med effusion. Den kan udvikles fra en akut mellemørebetændelse, som ikke er helt kureret, eller fra en funktionsforstyrrelse i det eustakiske rør. Funktionsforstyrrelsen i det eustakiske rør gør, at der blokeres for tilstrækkelig tilførsel af luft til mellemøret, hvilket får trykket i mellemøret til at falde. Dette fører til en væskeansamling i mellemøret og et forbigående konduktivt høretab. Serøs mellemørebetændelse optræder særligt hyppigt i barneårene, hvor det eustakiske rør endnu ikke er færdigudviklet. Væskeansamlingen kan vare i uger eller måneder ad gangen, og fordi der normalt ikke er smerter, klager barnet ikke over øreproblemer. Da barnets sproglige udvikling kan blive påvirket i negativ retning på grund af hørenedsættelsen, er det vigtigt, at tilstanden diagnosticeres og behandles så tidligt som muligt. Serøs mellemørebetændelse behandles enten medicinsk eller kirurgisk. Ved kirurgiske indgreb vil der normalt blive indsat et lille ventilationsrør – et dræn – i trommehinden for at genetablere og opretholde et normalt tryk i mellemøret.

Cholesteatom

I forbindelse med kronisk mellemørebetændelse eller anden infektion af mellemøret kan der udvikles et cholesteatom (benæder). Et cholesteatom er en tumorlignende masse af celler og kolesterol, som nedbryder mellemøreknoglerne med en konduktiv hørenedsættelse til følge.

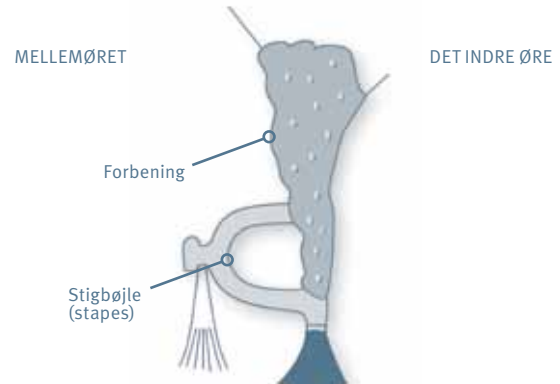
Undertiden kan der også udvikles et cholesteatom i den fugtige øregang, hvor det kan nedbryde den inderste benede del af øregangen, således at der opstår et større hulrum i området nær ved trommehinden.

Et cholesteatom bør fjernes ved et kirurgisk indgreb. Nogle gange er tilstanden så fremskreden, at knoglekæden i mellemøret påvirkes, men en korrigerende operation er i nogle tilfælde mulig.

Otosclerose

Otosclerose er en lidelse i mellemøret, som er kendetegnet ved kraftig vækst af knoglelignende væv i mellemøret. Otosclerose kan medføre, at stigbøjleens fodplade gradvist fikseres i det ovale vindue og giver en konduktiv hørenedsættelse, som i første omgang er mest udtalt ved de lavere frekvenser. Hvis væksten af det knoglelignende væv spreder sig ind i cochlea, kan hørenedsættelsen have en sensorineural komponent (fig. 3.04).

I mange tilfælde er det muligt at foretage et kirurgisk indgreb, som kan forbedre hørelsen for den otoscleroseramte. Den forbenede stigbøjle fjernes, og i stedet indsættes en protese for at få mellemøreknoglerne (ossiclerne) til at fungere igen. Hvis der ikke kan opereres, kan hørenedsættelsen ofte afhjælpes effektivt med et høreapparat.



► Figur 3.04. Otosclerose er en uregelmæssig vækst af knoglelignende væv omkring stigbøjlen (forbening), som nedsætter knoglekædens bevægelighed og forhindrer overførslen af lydølger fra trommehinden til det indre øre.

SENSORINEURALT HØRETAB

Et sensorineuralt høretab opstår som følge af lidelser i det indre øre (cochlea) eller i hørenerven (fig. 3.05).



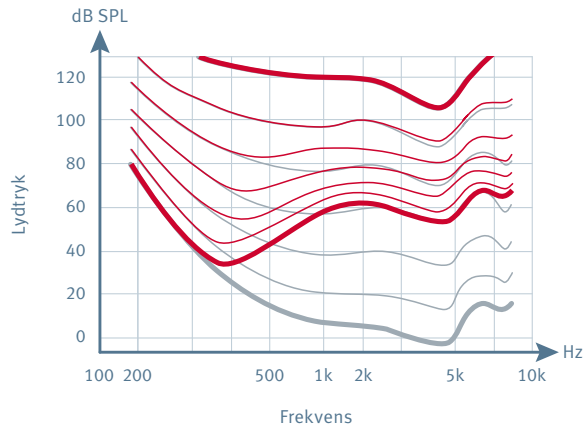
► Figur 3.05. Cochlea og hørenerven i øret, hvor et sensorineuralt høretab opstår.

Et sensorineuralt høretab opstår i cochlea eller i hørenerven.

En meget almindelig årsag til sensorineurale høretab er beskadigelse af hårcellerne på basilmembranen. De ydre hårceller er som regel dem, der tager skade først, og derved mister øret sin sensitivitet for svage lyde.

Samtidig påvirkes også personens opfattelse af lydstyrke. I det frekvensområde, hvor ørets sensitivitet (høretærsklen) er nedsat, er det hørbare område indsnævret og lydstyrkeopfattelsen er presset sammen. Som følge heraf vil en person med nedsat hørelse opfatte lyden af f.eks. 50 dB SPL som svag, hvorimod en person med normal hørelse vil opleve den samme lyd som behagelig. En lyd på f.eks. 100 dB SPL opfattes som meget kraftig af begge. Dette fænomen kaldes på engelsk loudness recruitment (fig. 3.06).

Nyere forskning peger imidlertid på, at lyde, som præsenteres lige over den hævede høretærskel, opfattes som værende relativt kraftige af en person med nedsat hørelse. Med andre ord har øret altså mistet sin evne til at opfatte en lyd som meget svag. Dette kaldes på engelsk softness imperception.



► Figur 3.06. Sammenligning af phon-kurverne ved henholdsvis normal hørelse og en hørfrekvent hørenedsættelse på omkring 50 dB (røde kurver). I det frekvensområde, hvor ørets sensitivitet er nedsat, er det hørbare område indsnævret og lydstyrkeopfattelsen er presset sammen (loudness recruitment).

Hvis der er sket skade på hårcellerne, vil ørets frekvensopløsning blive nedsat, fordi de auditive filtre i cochlea bliver bredere og mindre veldefinerede. Dette kan udmønte sig i, at personen får en dårligere evne til at skelne mellem forskellige sproglyde.

Det er almindeligvis ikke muligt at afhjælpe et sensorineuralt høretab ved hjælp af kirurgi eller medicin. I stedet vil man ofte vælge at kompensere for høretabet med et høreapparat. Sensorineurale høretab kan opstå af flere årsager og på forskellige tidspunkter i livet. I de følgende afsnit skal vi se nærmere på følgende typer:

- Aldersbetinget hørenedsættelse
- Støjbetinget hørenedsættelse
- Arvelig hørenedsættelse
- Medfødt og fødselsrelateret hørenedsættelse
- Retrocochleære lidelser

Aldersbetinget hørenedsættelse

Aldersbetinget hørenedsættelse, også betegnet presbyacisis, er en meget almindelig form for sensorineuralt høretab. Presbyacisis opstår pga. aldersmæssige forandringer i cochlea og hørebanelerne.

Udviklingen af presbyacisis begynder typisk omkring 60-års alderen og oppefter. Høretabet udvikler sig symmetrisk på begge ører og påvirker først høretærsklen ved de højere frekvenser. Hvis personen har erhvervet sig et høretab tidligere i livet, f.eks. i forbindelse med støjfyldt arbejde, så vil dette høretab så at sige blive "lagt til" det høretab, som opstår naturligt i alderdommen.

Presbyacisis opstår i forbindelse med den almindelige aldringsproces og er karakteriseret ved et gradvist tiltagende høretab, som begynder ved de højere frekvenser.

Ud over selve høretabet kan evnen til at skelne forskellige talelyde fra hinanden også være nedsat. På højere niveauer i hjernen kan aldringsprocessen påvirke den genkendelsesproces, vi bruger til at sammenkæde de forskellige lyde med.

Høretab kan føre til isolation og forringet livskvalitet. Afhængigt af hvor store kommunikative problemer et aldersbetinget høretab medfører, vil det ofte være en god ide at foreslå brug af høreapparater.

Det anbefales at påbegynde en høreapparatbehandling så tidligt som muligt, da det ofte bliver sværere med årene både fysisk og psykisk at vænne sig til at gå med høreapparaterne. Samtidig er det vigtigt, at den person, der har høretab, erkender sit høretab, og at han eller hun har brug for høreapparater, før tilpasningsforløbet påbegyndes.

Støjbetinget hørenedsættelse



Livet igennem udsættes vi konstant for lydpåvirkninger, både på arbejdspladsen og i vores fritid. Mange af disse lyde kan betragtes som støj, der ofte er til gene og gør os trætte. Hvis man udsættes for kraftig støj, kan det forårsage høretab.

Akutte støjskader

En støjbetinget høreskade kan opstå akut, hvis man udsættes for en pludselig, kraftig støjpåvirkning. Denne impulsstøj kan f.eks. være forårsaget af fyrværkeri eller skydevåben, som også skaber en kortvarig trykbølge.

Trykbølgen påvirker hårcellerne i sneglen og resulterer i et akut høretab, der ofte ledsages af svimmelhed og øresusen. Høretabet er normalt kun midlertidigt og fortager sig inden for nogle få dage, efter at man har været udsat for støjen. Der kan dog ikke altid gendannes helt normal hørelse.

Akkumulerede støjskader

Støjbetingede høreskader kan også opstå på grund af længere tids udsættelse for støj, f.eks. hvis man arbejder i støjende omgivelser eller for professionelle musikere.

Hvis man har været udsat for en sådan støjpåvirkning, kan høreevnen nedsættes midlertidigt. Dette fænomen kaldes forbigående hørenedsættelse (Temporary Threshold Shift, TTS). Hvis man gentagne gange udsættes for kraftige støjpåvirkninger, kan hørenedsættelsen gå hen og blive permanent (Permanent Threshold Shift, PTS), fordi der er sket en uoprettelig skade på hårcellerne i det indre øre.

Forebyggelse af støjskader

Mennesker på arbejdspladser med kraftige støjniveauer skal beskytte deres hørelse. Hvis støjilden ikke kan reduceres eller afskærmes, anbefales det at bruge høreværn for at undgå et støjbetinget høretab. Der findes et bredt udvalg af høreværn, som er velegnede til dette formål. Eksempler herpå er skumplastpropper og ørekopper.

Arvelig hørenedsættelse

Arvelig hørenedsættelse kan være til stede allerede ved fødslen eller udvikles senere hen i livet. Ofte vil en arvelig hørenedsættelse gradvist forværres og kræve en stadig kraftigere forstærkning med høreapparater.

En af karakteristikkene ved arvelig hørenedsættelse er formen på den kurve, der viser en persons høretærskel ved forskellige frekvenser inden for det hørbare område (dvs. audiogrammet). Arvelig hørenedsættelse viser ikke noget specielt forhold mellem frekvenser og høretærskler. For eksempel giver én type en lavfrekvent hørenedsættelse, mens en anden type giver hørenedsættelse i det mellemfrekvente område.

Inden for de senere år har man gjort store fremskridt med hensyn til at identificere de gener, som forårsager arvelige hørenedsættelser. Man har fundet ud af, at næsten alle former for høretab har en arvelig komponent. En person kan således være disponeret for f.eks. at udvikle et aldersbetinget høretab.

Medfødt og fødselsrelateret hørenedsættelse

I nogle tilfælde kan en hørenedsættelse være til stede allerede ved fødslen. En medfødt hørenedsættelse kan være af konduktiv og/eller sensorineural art. Den kan skyldes særlige omstændigheder under graviditeten eller ved fødslen. Omtrent to til seks ud af et tusinde børn, der fødes, har en behandlingskrævende hørenedsættelse.

Arvelige dispositioner

Arvelige hørenedsættelser skyldes genetiske faktorer. Hørenedsættelsen kan være til stede allerede ved fødslen eller sætte ind i løbet af barneårene eller voksenlivet. Arvelig hørenedsættelse er ikke nødvendigvis til stede hos en af forældrene. Arvelig hørenedsættelse kan være en del af en anden lidelse, hvor der også kan forekomme misdannelser i andre dele af kroppen, samt påvirkninger af de øvrige sanser og kropsfunktioner.

Infektioner under graviditeten

En anden årsag til medfødt hørenedsættelse er infektioner, som opstår under graviditeten. Tidligere var røde hunde en hyppig årsag til medfødt hørenedsættelse. I lande, hvor der er indført vaccination mod røde hunde og andre virussygdomme, er hyppigheden af denne type hørenedsættelse faldet drastisk. Andre almindelige smitsomme sygdomme kan være toksoplasmose (hare-syge), cytomegalovirus (CMV), herpes simplex og syfilis.

Fødselskomplikationer

Hørenedsættelsen kan også forbindes med komplikationer under selve fødslen, som blodforgiftning eller f.eks. i forbindelse med lav fødselsvægt og iltmangel. Gulsot, som er hyppigt forekommende hos nyfødte, kan i svære tilfælde være forbundet med hørenedsættelse.

ÅRSAGER TIL MEDFØDT HØRENEDSÆTTELSE		
UNDER GRAVIDITETEN	UNDER FØDSLEN	EFTER FØDSLEN (PERI-OG NEONATAL)
<ul style="list-style-type: none"> • Genetiske faktorer • Misdannelser • Infektioner hos moderen 	<ul style="list-style-type: none"> • For tidlig fødsel, lav fødselsvægt • Iltmangel • Gulsot 	<ul style="list-style-type: none"> • Toksiske høreskader • Meningitis • Mellemebetændelse (få måneder gammel)

Perinatale infektioner – den første uge efter fødslen

Nyfødte, især for tidligt fødte, er meget modtagelige for infektioner som for eksempel lungebetændelse. En anden alvorlig infektion, som ofte medfører sensorineural hørenedsættelse hos nyfødte, er hjernehindebetændelse (meningitis).

Diagnosticering af hørenedsættelse hos børn

Af de børn, der fødes med en hørenedsættelse, er omtrent halvdelen i særlige risikogrupper. Disse risikogrupper er ofte under observation for andre komplikationer eller anomalier. Disse børn bør, som en del af den diagnostiske udredning, også have undersøgt deres hørelse, således at der hurtigt kan påbegyndes en høreapparatbehandling i tilfælde, hvor man finder en hørenedsættelse.

For den anden halvdel af gruppen er der ikke nogen kendt indikator for den medfødte hørenedsættelse. Medmindre der er indført screening af nyfødte i det område, hvor barnet fødes, kan det tage år, før en eventuel hørenedsættelse diagnosticeres.

Undersøgelser har vist, at en tidlig diagnose og høreapparatbehandling har stor betydning for barnets sproglige udvikling. Det er vigtigt, at barnet får auditiv stimulering i de første kritiske seks måneder af tale- og sprogudviklingen, et tidspunkt hvor der sker stor udvikling i hjernen. En forsinkelse i tale og sprog kan derfor udvikle sig, hvis en hørenedsættelse ikke behandles i denne periode.

Retrocochleære lidelser

En særlig kategori af sensorineurale hørenedsættelser betegnes som retrocochleær, dvs. at den skyldes skader på nervebanerne, som forløber mellem cochlea og hørecentret i hjernen. Dissemineret sklerose er et eksempel på en retrocochleær lidelse.

I sjældne tilfælde kan skaden skyldes en svulst på hørenerven, også kaldet et acousticus-neurinom. Denne type svulst er godartet og vokser meget langsomt.

Da svulsten presser på hørenerven, vil de første symptomer være en let hørenedsættelse, nedsat skelneevne og tinnitus.

Et andet symptom kan være svimmelhed, fordi nervefibre fra balanceorganet også løber sammen med hørenerven. Hvis svulsten begynder at presse på ansigtsnerven, som forløber parallelt med hørenerven, kan der komme forbigående lammelser i ansigtet.

På et tidspunkt kan svulsten blive så stor, at den begynder at udøve tryk på hjernen, hvilket er en livstruende tilstand. Fjernes svulsten operativt, er der risiko for, at patienten mister hørelsen på den berørte side, og samtidig kan indgrebet medføre en lammelse af ansigtsmusklerne.

SPECIELLE HØRELIDELSER

I de følgende afsnit beskrives nogle mere specielle hørelidelser:

- Tinnitus
- Morbus Ménière
- Toksiske høreskader
- Auditiv processeringsvanskeligheder

Tinnitus

Tinnitus, også kaldet øresusen, kan beskrives som en oplevelse af ringen eller en anden lyd i ørerne. Tinnituslyden er ikke til stede i omgivelserne og kan kun høres af den tinnitusramte selv. Årsagen til tinnitus kendes ikke fuldstændigt. Ifølge nuværende teorier opstår tinnitus, fordi der et sted i hørenerven dannes nerveimpulser helt spontant. Disse nerveimpulser bliver registreret som lyd af hørecentret i hjernen. Tinnitus kan lyde på mange forskellige måder, f.eks. som en vedvarende hyletone, en susen eller en klukkende lyd.

Tinnitus er ikke en sygdom i sig selv, men ofte et symptom på en skade i sneglen eller i hørenerven. Der findes i dag ikke nogen medicinsk eller kirurgisk behandling, som kan kurere tinnitus.

Man regner med, at omkring 10-15% af befolkningen har tinnitus. Langt de fleste er ikke generet af tinnituslyden, de kan affinde sig med den og bemærker den kun, når de befinder sig i helt stille omgivelser. Men for andre kan tinnituslyden være så generende, at den påvirker livskvaliteten – dels fordi lydens karakter gør, at den konstant trænger sig på, og dels fordi der opstår psykiske følgevirkninger som koncentrationsbesvær, søvnproblemer og angst. Disse mennesker har brug for professionel bistand, f.eks. i form af psykologhjælp eller afspændingstræning.

Det er ikke ualmindeligt, at mennesker med nedsat hørelse lider af tinnitus. Her vil tinnituslyden ofte ligge i det frekvensområde, hvor personens hørelse er nedsat. Mange høreapparatbrugere oplever en lettelse fra deres tinnitus, når de bruger høreapparat, fordi den forstærkede lyd maskerer eller ”overdøver” den indre tinnituslyd og derved giver personen ro til at flytte sin opmærksomhed til andre lyde i omgivelserne.

Morbus Ménière

Morbus Ménière er kendetegnet ved periodiske anfald af svimmelhed samtidig med hørenedsættelse og tinnitus. Sygdommen blev første gang beskrevet i 1861 af den franske læge Prosper Ménière, som selv led af sygdommen. Et Ménière-anfald kan vare alt fra nogle få minutter og op til flere timer, hvor den ramte føler kvalme og undertiden kaster op. Nogle Ménière-patienter kan have flere anfald om ugen, mens der hos andre kan gå måneder imellem to anfald.

Svimmelheden ved Morbus Ménière er karakteriseret ved, at personen oplever, at omgivelserne drejer rundt. Samtidig med anfaldet vil der være nedsat hørelse på det øre, der er angrebet, som oftest i de lave frekvenser. Ind imellem anfaldene kan hørelsen bedre sig og blive helt normal igen, men efter gentagne anfald bliver hørenedsættelsen stadig mere permanent, og skelneevnen forværres.

De senere år er der blevet forsket stadig mere i at finde årsagen til Ménières sygdom og i, hvorledes den kan behandles. Man mener, at svimmelhedsanfaldene udløses i forbindelse med ophobning af væske i sneglen og balanceorganet.

Symptomerne på Ménières sygdom kan behandles med forskellige typer medicin, der nedsætter voldsomheden og hyppigheden af anfaldene. I nogle tilfælde kan ophobningen af væske i det indre øre afhjælpes med behandling.

På grund af det fluktuerende høretab og den forvrængede lydopfattelse er det ofte vanskeligt at tilpasse høreapparater til en person med Morbus Ménière. Det er en fordel, hvis høreapparatet har en volumenkontrol, således at brugeren kan justere lydstyrken op og ned i takt med, at hørelsen forandres.

Toksiske høreskader

Visse former for medicin kan have en skadelig virkning på hørelsen. Det gælder bl.a. nogle af de medikamenter, som anvendes i behandlingen af kræft, og visse former for aminoglykosider, som findes i antibiotika eller medicin til behandling af malaria. Medicinen virker toksisk på hårcellerne i cochlea og kan forårsage et sensorineuralt høretab. Høretabet er oftest dobbeltsidigt og indledes først ved de højere frekvenser.

Graden af den toksiske påvirkning afhænger af flere faktorer, deriblandt medicindosen, patientens alder og helbred, nyrefunktion, osv.

I et behandlingsforløb, hvor der er risiko for en toksisk høreskade, vil man derfor ofte vælge at teste patientens hørelse med regelmæssige intervaller. I tilfælde, hvor en toksisk høreskade er under udvikling, kan lægen eventuelt skifte til en anden type medicin, som ikke har denne bivirkning.

Nogle kemiske stoffer, som bruges i industrien, kan også give anledning til toksiske høreskader. Det gælder bl.a. organiske opløsningsmidler og visse typer tungmetaller. Disse stoffer angriber centralnervesystemet og dermed også hørecentret i hjernen. En sådan central høreskade giver sig ofte udslag i, at personen får en nedsat skelneevne.

Auditive processeringsvanskeligheder

En særlig type høreproblemer skyldes nedsat evne til at bearbejde lydindtryk på højere niveauer i det centrale auditive system – dvs. i hjernestammen og i selve hjernen. Denne type høreproblem betegnes som auditive processeringsvanskeligheder (Central Auditory Processing Disorders, CAPD).

Mennesker med auditive processeringsvanskeligheder har ofte normal hørelse, men har alligevel problemer med at opfatte lyd, forstå tale og klare vanskelige lyttesituationer i f.eks. baggrundsstøj. Andre tegn kan være vanskeligheder med at koordinere lydindtrykkene fra de to ører, hvilket er vigtigt for at lokalisere lydkilden. Hvis et barn har auditive processeringsvanskeligheder, kan det have betydning for barnets sprogudvikling og trivsel hjemme og i skolen. Årsagen til auditive processeringsvanskeligheder kan være en række anatomiske og/eller fysiologiske fænomener fra forskellige steder i det auditive system. Det er vigtigt, at disse børn får stillet en nøjagtig diagnose for på den måde at skabe de bedste lyttebetingelser og udelukke andre former for vanskeligheder så hurtigt som muligt.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines vary in amplitude and frequency, with some having larger peaks and others being more subtle.

[KAPITEL 4]
AUDIOMETRI



KAPITEL 4

AUDIOMETRI 79

Høreprøven 79

dB HL-skalaen og audiogrammet 80

Testning af hørelsen hos børn 82

MÅLING AF LUFT- OG BENLEDNING 83

Måling af høretærsklerne ved luftledning 83

Måling af høretærsklerne ved benledning 84

Lokalisering af årsagen til høretabet 85

MASKERING 87

Kriterier for anvendelse af maskering 88

TALEAUDIOMETRI 88

Taletærsklen 88

Skelneevne 89

UBEHAGSTÆRSKEL OG MEST BEHAGELIGE LYDNIVEAU 90

FYSIOLOGISKE MÅLINGER 90

Akustiske impedansmålinger til undersøgelse af mellemøret 90

Tympanometri 92

Måling af stapediusrefleksen 92

Otoakustiske emissioner 94

Auditivt evokerede potentialer (auditory evoked potentials, AEP) 95

KALIBRERING AF AUDIOMETRISK UDSTYR 97

Kalibrering af hovedtelefoner 97

Kalibreringshensyn 98

AUDIOMETRI

Den menneskelige hørelse kan måles og kortlægges ved hjælp af forskellige typer målinger. Der anvendes en lang række adfærdsmæssige og fysiologiske målinger til at udrede, hvorvidt en person har et høretab, hvor stort høretabet er, og hvad der er årsag til høretabet.

I dette kapitel skal vi se nærmere på høreprøven, måling af luftlednings- og benledningstærskler, og i hvilke tilfælde man anvender maskering i audiometrien. Desuden beskrives taleaudiometri, testning af hørelsen hos børn og de vigtigste fysiologiske målinger. Kapitlet slutter med overordnede oplysninger om kalibrering af audiometrisk udstyr.

Høreprøven

Høreprøven foregår normalt i et lydtæt rum, også kaldet en lydboks. Væggene i boksen er beklædt med lydabsorberende materialer for at undgå lydrefleksioner og stående bølger.



- Figur 4.01. Under høreprøven placeres testpersonen i et lydtæt rum. Testtageren eller den audiologiske medarbejder kan hele tiden observere testpersonen gennem en rude og kan desuden tale med ham eller hende via et samtalesystem. De fleste høreprøver foregår ved hjælp af et audiometer.

De fleste høreprøver foregår ved hjælp af et audiometer. Audiometeret er kalibreret til at udsende testsignaler med forskellig lydstyrke og frekvens. Testpersonen bliver bedt om at markere, når testsignalet kan høres, f.eks. ved at trykke på en knap eller gentage de ord, der præsenteres (fig. 4.01).

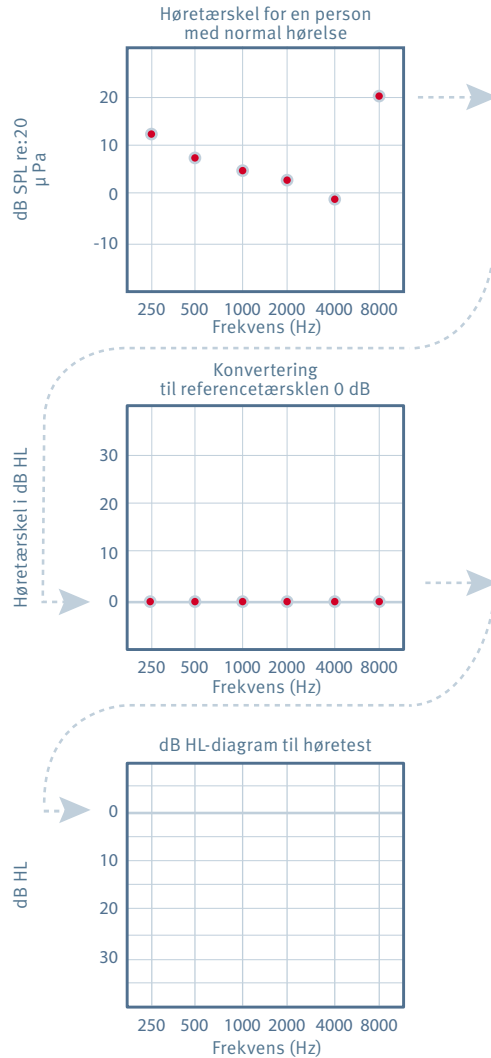
dB HL-skalaen og audiogrammet

Som beskrevet i kapitlet "Introduktion til akustik", angives lydtryksniveauet i decibel lydtryksniveau (decibel sound pressure level, dB SPL), hvor 0 dB SPL svarer til et lydtryk på 20 μ Pa. I kapitlet "Høresansen" er vist, hvordan den gennemsnitlige høretærskel for normalt hørende kan angives i dB SPL hen over det hørbare frekvensområde.

Inden for audiometrien anvender man ikke dB SPL-skalaen til at angive en persons høretærskel. I stedet angives høretærskler i decibel høretærskel (decibel hearing level, dB HL). Denne skala er dannet med kurven for den normale høretærskel som reference. Ved de forskellige audiometriske testfrekvenser svarer 0 dB HL således til den gennemsnitlige høretærskel for normalthørende.

Enheden decibel hearing level (dB HL) angiver afvigelser i dB fra den gennemsnitlige høretærskel hos normalthørende.

dB SPL-kurven for normal hørelse strækkes ud og bliver til 0-linien i et nyt diagram, der benytter dB HL-skalaen. Der er tradition for, at man til audiologiske formål vender dette diagram på hovedet, således at 0 dB HL-linien kommer til at ligge øverst. Repræsentationen af dB HL-værdierne kaldes et audiogram (fig. 4.02).



► Figur 4.02. Audiogrammet er baseret på normale høretærskler. Ved en høreprøve noteres klientens høretærskel i et audiogram. Audiogrammet anvender en særlig skala, decibel hearing level (dB HL), hvis 0-linie svarer til den gennemsnitlige høretærskel for normalthørende.

Audiogrammet viser, hvordan den enkeltes høretærskel ligger i forhold til normalthørende. I nogle tilfælde vil man se, at dele af en persons hørekurve ligger over audiogrammets 0-linie, f.eks. ved -5 eller -10 dB HL. Negative dB HL-værdier angiver, at testpersonens hørelse er bedre end et gennemsnit af hørelsen hos normalthørende. Her skal man dog huske på, at audiogrammets 0-linie jo repræsenterer et gennemsnit af hørelsen hos normalthørende, og at der derfor vil være nogle personer, hvis høretærskler ligger bedre end gennemsnittets.

En person, hvis tærskelværdier ligger højere end 25 dB HL ved én eller flere frekvenser, defineres til at have nedsat hørelse. Hørenedsættelser klassificeres normalt som følger:

HØRENEDSÆTTELSE	dB HL
Normal	-10 - 15
Minimal	16 - 25
Mild	26 - 40
Moderat	41 - 55
Middelsvær	56 - 70
Svær	71 - 90
Meget svær	> 91

Testning af hørelsen hos børn

Børn kan normalt først medvirke ved en almindelig høreprøve, fra de er omkring fem år gamle. Hos mindre børn anvendes andre typer undersøgelser.

Høreevnen hos børn, der er mindre end seks måneder gamle, undersøges ved at måle hjernens reaktion på lyd ved hjælp af fysiologiske teknikker, hvor små elektroder anbringes på barnets hoved under testen.

Ved seks måneders alderen begynder barnet at have mere kontrol over sin motorik. Her kan høreprøven udføres, ved at barnet placeres mellem to højttalere eller får sat hovedtelefoner på. Idet barnet drejer hovedet efter den præsenterede lyd, bliver det belønnet med et stykke legetøj, som lyser op og bevæger sig. Testning af noget større børn kræver, at barnet selv deltager aktivt ved at trykke på en knap eller får lov til at putte et stykke legetøj i en æske, når det hører lyden igennem hovedtelefonerne (fig. 4.03).

Ved anvendelse af forskellige lydskilder kan man få et godt førsteindtryk af barnets hørelse.



► Figur 4.03. Testning af børn ved hjælp af visuel forstærkningsaudiometri (Visual Reinforcement Audiometry, VRA), hvor barnet kigger efter lyden og ser legetøjet, som bevæger sig.

Tidlig identifikation og behandling af en hørenedsættelse er meget vigtig for barnets sproglige udvikling. Undersøgelser har vist, at barnets sprogindlæring forsinkes og eventuelt nedsættes, hvis der ikke er sproglig stimulering inden seks måneders alderen.

MÅLING AF LUFT- OG BENLEDNING

Et høretab kan være konduktivt eller sensorineuralt eller en kombination (blandet høretab). For at finde ud af hvilken type høretab der er tale om, udnytter man, at lyden kan passere ad to veje ind til cochlea (sneglen).

- Luftledning, hvor lyden passerer gennem øregangen og mellemøret ind til cochlea.
- Benledning, hvor lyden overføres til cochlea via vibrationer gennem kraniet.

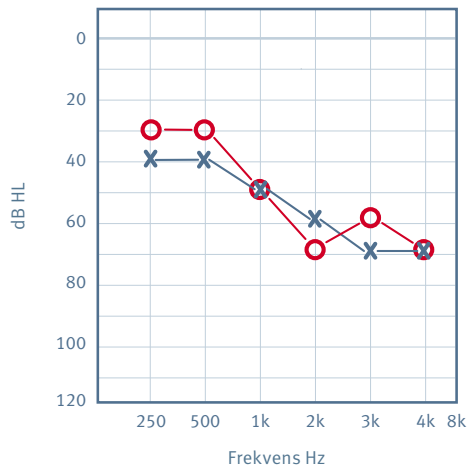
Måling af høretærsklerne ved luftledning

Måling af luftledningen sker ved, at klienten lytter til testsignalerne gennem hovedtelefoner, som sættes uden på øret. Til målingen kan også anvendes en særlig type telefoner, som kaldes indstikstelefoner. En indstikstelefon består af en lille slange, hvor der i den ene ende sidder en ring af skumplast, som sættes ind i øregangen, mens den anden ende er tilkoblet lyd giveren. Fordelen ved indstikstelefoner er bl.a., at de slutter tæt i øret, og man undgår, at øregangen klapper sammen – noget der kan ske, når en hovedtelefon sidder og trykker på øret (fig. 4.04).



► Figur 4.04. Der findes forskellige typer hovedtelefoner til at måle luftledningstærskler: hovedtelefoner, som sættes uden på øret (øverst), eller indstikstelefoner (nederst), som indsættes direkte i øregangen.

Via audiometeret præsenteres en række testtoner for klienten, almindeligvis ved frekvenserne 250 Hz, 500 Hz og 1, 2, 4 og 8 kHz. Tonerne præsenteres efter den ascenderende metode, hvor signalniveauerne varieres fra ikke hørbar til hørbar. Høretærsklerne noteres i audiogrammet som for eksempel et blå kryds for venstre øre og en rød cirkel for højre øre (fig. 4.05).



► Figur 4.05. Audiogrammet viser luftledningstærskler for et middel-svært, højfrekvent høretab (venstre øre = blå krydser, højre øre = røde cirkler).

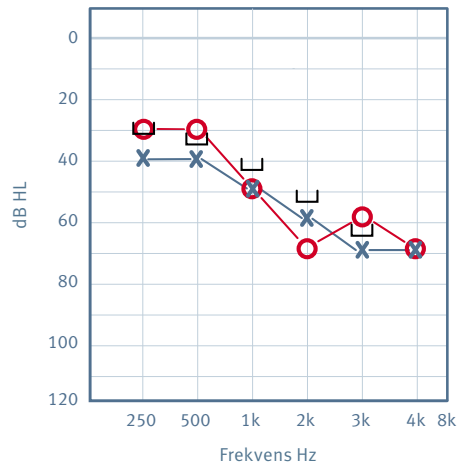
Måling af høretærsklerne ved benledning

Ved måling af benledningstærsklerne placeres en benledningsvibrator på temporalbenet bag ved øret eller i panden. Vibratoren overfører testtonerne direkte gennem vibrationer i kraniet til sneglen i det indre øre (fig. 4.06).



► Figur 4.06. Vibratormåling af benledningstærskler

På audiogrammet noteres tærsklerne for benledningen med særlige symboler, for eksempel som røde og blå kantparenteser. Men da vibrationerne fra vibratoren forplanter sig over hele kraniet og derfor kan høres i begge ører, noterer man ofte fælles benledningstærskler for begge ører i audiogrammet (fig. 4.07).



► Figur 4.07. Audiogrammet viser, at personen har et moderat til svært hørfrekvent høretab på begge ører. De fælles benledningstærskler for begge ører er angivet med liggende kantparenteser.

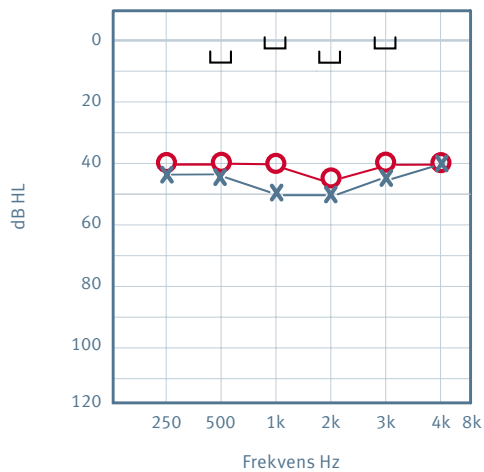
Lokalisering af årsagen til høretabet

Hvis tærsklerne for luft- og benledningen ligger på samme niveau, er der tale om et sensorineuralt høretab, som er lokaliseret i selve sneglen eller i de tilhørende nerveforbindelser.

Når luft- og benledningstærskler ligger på samme niveau, er der tale om et rent sensorineuralt høretab.

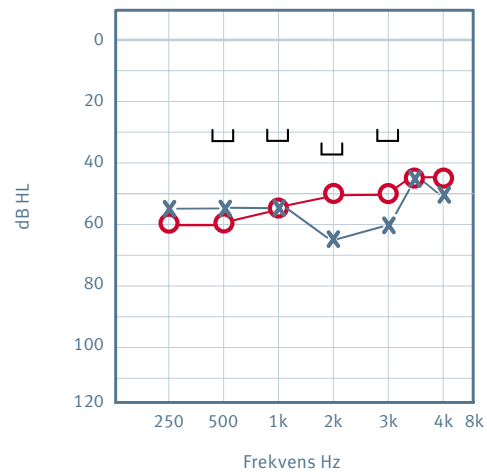
Hvis benledningstærsklen derimod ligger inden for det normale høreområde, mens luftledningstærsklen er nedsat, er der tale om et konduktivt høretab – dvs. et høretab forårsaget af en nedsat ledningsevne af lyden, enten i øregangen eller i mellemøret. Benledningstærsklen er også et udtryk for den cochleære reserve, dvs. den hørelse som personen ville have, hvis det konduktive høretab ikke var til stede (fig. 4.08).

Når benledningstærsklen ligger inden for det normale høreområde, og luftledningstærsklen er nedsat, foreligger der et konduktivt høretab.



► Figur 4.08. Audiogrammet viser et konduktivt høretab. Luftledningstærsklen er nedsat, mens benledningstærsklen ligger inden for normalområdet.

Et blandet høretab er kendetegnet ved, at både luft- og benledningstærsklen er nedsat, men i forskellig grad (fig. 4.09).



► Figur 4.09. Audiogrammet viser et blandet høretab. Her er både luft- og benledningstærsklen nedsat, men i forskellig grad. Høretabet består således af både en konduktiv og en sensorineural komponent.

Bemærk, at benledningstærsklen altid ligger på niveau med eller bedre end luftledningstærsklen.

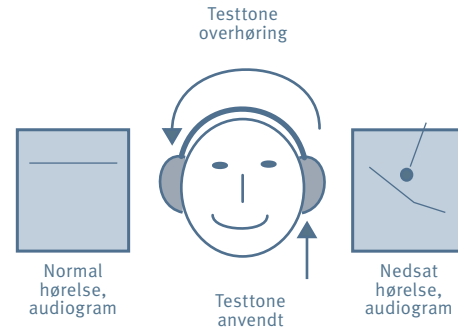
MASKERING

I tilfælde hvor der er stor forskel i hørelsen på de to ører, kan det være nødvendigt at anvende maskering under målingen af luft- og benledningstærskler. Et eksempel på dette er, når hørelsen på det ene øre er helt normal, mens der på modsatte øre er et moderat sensorineuralt høretab.

Når man skal måle luftledningstærsklerne på det dårlige øre, er det nødvendigt at maskere det bedst hørende øre for at undgå, at det bedst hørende øre får indflydelse på det dårligst hørende øre.

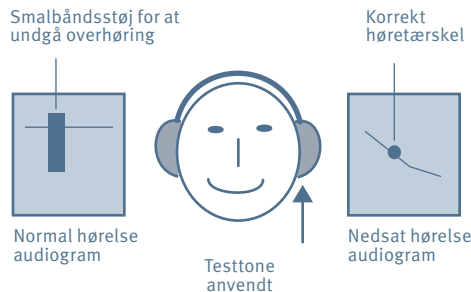
Maskering anvendes for at forhindre, at det øre, der ikke testes, opfanger den testtone, som præsenteres til det testede øre.

For at måle luftledningstærsklerne på det øre, der har den dårligste hørelse, præsenteres toner til netop det øre. Når testtonerne når et relativt kraftigt niveau, krydser de hovedet via vibrationer i kraniet og opfanges af det øre, der ikke testes (overhøring). Dette kan få testpersonen til at reagere på et niveau, hvor lyden stadig er for svag til at kunne opfanges af det dårligere testøre, og målingen vil derfor ikke afspejle testørets reelle hørevne (fig. 4.10).



► Figur 4.10. Overhøringsfænomenet opstår, når de testtoner, der anvendes til at måle høretærsklen på testøret, opfanges af det modsatte øre. Testpersonen reagerer derfor på testtonen, selvom den egentlig er for svag til at blive opfanget af testøret.

Overhøring kan undgås ved at maskere det øre, der ikke testes, med et støjsignal, som er centreret omkring den frekvens, der anvendes til testtonen. På denne måde bliver høretærsklen på det øre, der ikke testes, hævet, hvorved testørets korrekte høretærskel kan fastlægges (fig. 4.11).



► Figur 4.11. Smalbåndsmaskering bruges til at hæve høretærsklen på det øre, der ikke testes. Herefter er det muligt at fastlægge testørets reelle høretærskel.

Kriterier for anvendelse af maskering

Hvornår, det er nødvendigt at maskere, afhænger af, hvilken type øretelefon man anvender ved høreprøven. Med hovedtelefoner uden på øret er der en interaural dæmpning på 35-50 dB hen over hovedet, dvs. at der skal præsenteres en testtone, som er det samme antal dB kraftigere end benledningstærsklen på modsatte øre, før lyden kan opfanges af dette øre. Ved indstikstelefoner er den interaurale dæmpning noget større, omkring 55-75 dB.

Ved måling af benledningstærsklen er dæmpningen 0 dB, fordi vibrationerne her straks forplanter sig gennem kraniet til sneglen i det modsatte øre. Hvis man ønsker at finde benledningstærsklen på testøret, er det altid nødvendigt at maskere hørelsen på det øre, der ikke testes.

TALEAUDIOMETRI

Det, som betyder allermost for vores daglige kommunikation med andre mennesker, er at kunne høre og forstå tale. Man anvender primært to målinger til at vurdere en persons taleforståelighed:

- Måling af taletærsklen
- Måling af skelneevne

Taletærsklen

Taletærsklen (Speech Reception Threshold, SRT) er det svageste niveau, hvor klienten kan opfatte og gentage 50% af ordene fra en liste, som præsenteres gennem hovedtelefoner. Ordlisten består ofte af almindeligt forekommende ord med en eller flere stavelser. Ordene kan også være talord. Taletærsklen angives i dB HL.

Da taletærsklen afhænger af testørets høretærskel, vil der normalt være overensstemmelse mellem taletærsklen og den gennemsnitlige luftledningstærskel ved 500 Hz, 1000 Hz og 2000 Hz. Den audiologiske medarbejder kan derfor bruge taletærsklen til at checke audiogrammet ved disse frekvenser.

Skelneevne

Måling af skelneevne sker ved, at ordene præsenteres i et niveau, hvor de tydeligt kan høres af testpersonen. Testpersonen bliver bedt om at gentage alle ordene, og herefter beregnes antallet af korrekt identificerede ord som en score i procent. Skelneevne kaldes også diskriminationsevne.

Taletærsklen angiver det niveau, hvor personen kan gengive 50% af ordene fra en liste.

Skelneevne måles ofte i henholdsvis ro og støj for at klarlægge testpersonens evne til at forstå tale.

UBEHAGSTÆRSKEL OG MEST BEHAGELIGE LYDNIVEAU

Ubehagstærsklen (UnComfortable Loudness Level, UCL) er den øvre grænse for hørealsens dynamikområde, der hvor lyden opfattes som ubehageligt kraftig. Målingen af UCL foretages ved at præsentere testpersonen for optagelser af kraftig tale eller andre testsignaler og instruere ham eller hende om at give tegn, når lydstyrken bliver ubehageligt kraftig. Niveauerne for UCL varierer fra person til person, men ligger normalt i området fra 100 til 120 dB HL. Denne måling er behæftet med en betydelig usikkerhed, da testresultaterne afhænger af flere faktorer, bl.a. den instruktion som gives til testpersonen.

Ud over at måle ubehagstærsklen, måler man undertiden også det niveau, hvor testpersonen synes, at lyden er mest behagelig, kaldet det mest behagelige lydniveau (Most Comfortable Level, MCL). MCL ligger på et niveau midt imellem høretærsklen og ubehagstærsklen. Man kan også angive det område, hvor lydstyrken opfattes som behagelig (Most Comfortable Range, MCR).

FYSIOLOGISKE MÅLINGER

I de tidligere kapitler har vi kigget på målinger som involverer klientens subjektive opfattelse af testsignalet. På høreklubben anvendes desuden objektive målinger, som giver information om klientens høreevne, samt mellemørets og det indre øres tilstand uden klientens aktive medvirken.

I det følgende beskrives de almindelige fysiologiske målinger, som ofte anvendes i klubben: akustisk impedans, otoakustiske emissioner og hjernestammeaudiometri.

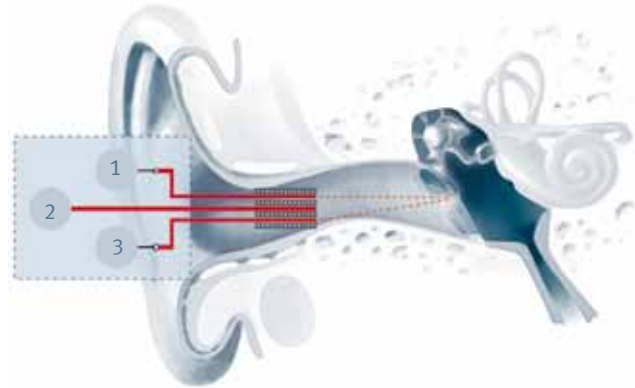
Akustiske impedansmålinger til undersøgelse af mellemøret

Mellemøret udgør en vigtig mellemstation på lydbølgernes vej til det indre øre. Her sidder mellemøreknoglerne, som overfører vibrationerne fra trommehinden til det ovale vindue i sneglen. For at lyden skal kunne transmitteres igennem mellemøret, er det en forudsætning, at trommehinden og mellemøreknoglerne kan bevæge sig optimalt.

En mellemørebetændelse giver ofte trykforandringer og væske i mellemøret. Ved en anden lidelse, otosclerose, sker der en forbening af stigmøhlen mod det ovale vindue, som hindrer mellemørekuglerne i at bevæge sig frit. I begge tilfælde nedsættes ledningsevnen af lyd gennem mellemøret, hvilket forårsager et konduktivt høretab.

Mellemørets tilstand undersøges ved hjælp af en impedansmåler. En tætsluttende probe placeres i øret. Proben udsender en lavfrekvent tone og kan, via en pumpe, variere lufttrykket i øregangen. Proben er forbundet til en lille mikrofon, som måler lydtrykket i øregangen (fig. 4.12).

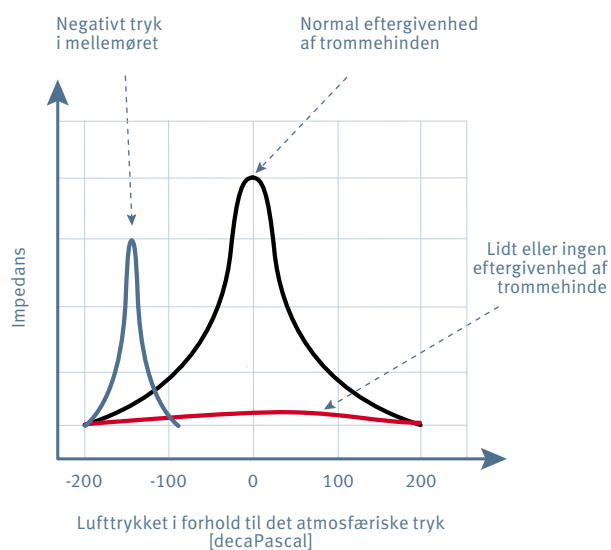
I takt med at lufttrykket i øregangen hæves og sænkes i forhold til trykket i mellemøret, vil trommehindens eftergivenhed forandre sig. Herved bliver transmissionen af lydenergi videre ind i mellemøret ændret, og dette kan igen måles som ændringer af lydtrykket i øregangen.



► Figur 4.12. Mellemørets tilstand måles ved hjælp af en impedansmåler. 1. Højtaler – 2. Luftpumpe – 3. Mikrofon

Tympanometri

Sammenhængen mellem lufttrykket i øregangen og transmissionen af lyd ind gennem mellemøret vises på et tympanogram. På tympanogrammets x-akse er lufttrykket vist relativt til det atmosfæriske tryk, mens y-aksen viser transmissionen af lyd gennem mellemøret (impedans) (fig. 4.13).



► Figur 4.13. Tympanogrammet viser, hvordan mellemørets impedans forandrer sig som funktion af lufttrykket i øregangen ved forskellige tilstande i mellemøret.

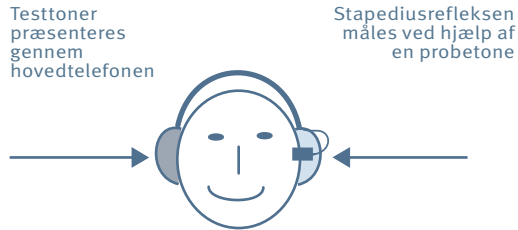
Normalt vil mellemørets impedans være størst, når trykket er ens på begge sider af trommehinden, altså ved normalt lufttryk. Hvis trykket i mellemøret er negativt, eller der slet ikke er nogen eftergivenhed i mellemøret, vil dette normalt vise sig på tympanogrammet.

Måling af stapediusrefleksen

Impedansmåleren anvendes også til at måle stapediusrefleksen. Stapediusmusklen hæmmer lydtransmissionen gennem mellemøreknoglerne og trommehinden ved kraftige lydpåvirkninger – normalt ved lydniveauer på 80-110 dB HL. For flere oplysninger, se også afsnittet “Stapediusrefleksen” i kapitlet “Høresansen”.

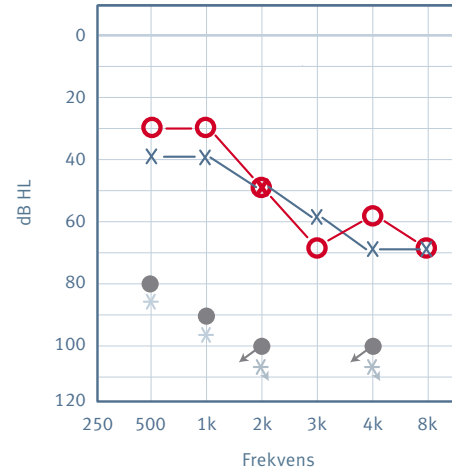
Til denne måling anvendes en impedansprobe. Målingen foregår ved, at proben udsender testtoner, og når stapediusrefleksen udløses, nedsættes mellemørets bevægelighed. Resultatet kan vurderes ved at måle, hvor meget probetoneans lydtryk øges i øregangen.

Stapediusrefleksen udløses i begge ører samtidig, uanset hvilket øre lyden sendes ind i. Dette kan udnyttes ved måling af stapediusrefleksen, hvor refleksen kan måles på det ene øre, mens det modsatte øre stimuleres – dette kaldes også for kontralateral stimulation (fig. 4.14).



► Figur 4.14. Kontralateral stimulation ved måling af stapediusrefleksen.

På audiogrammet i figur 4.15 markeres en refleks udløst ved kontralateral stimulation med ●, når højre øre stimuleres, og med *, når venstre øre stimuleres. Udløses refleksen ikke, markeres dette med en pil nedad ved symbolet. Bemærk at de grafiske symboler kan være landespecifikke.



- Fremkaldt stapediusrefleks - højre øre
- Ikke fremkaldt stapediusrefleks - højre øre
- * Fremkaldt stapediusrefleks - venstre øre
- * Ikke fremkaldt stapediusrefleks - venstre øre

► Figur 4.15. Stapediusrefleksen udløses ved lyd niveauer på 80-110 dB HL. Når stapediusmusklen trækker sig sammen, strammes mellemøreknoglerne og trommehinden. Derved nedsættes transmissionen af lyd igennem mellemøret. Dette kan måles med impedansudstyret som en pludselig ændring af lydtrykket i øregangen. Audiogrammet viser, hvordan refleksen har kunnet udløses i begge ører ved 500 og 1000 Hz, mens det ikke var muligt at udløse refleksen ved 2 og 4 kHz.

Otoakustiske emissioner

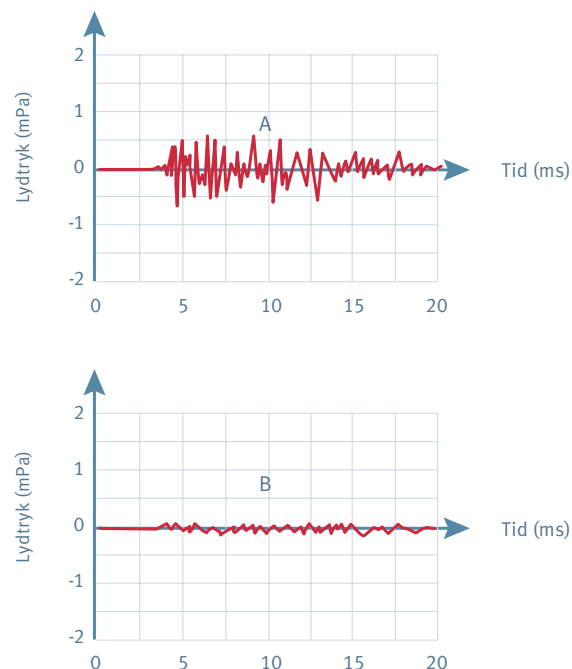
I slutningen af 1970'erne opdagede den engelske fysiolog David Kemp, at det indre øre kan udsende svage lydsignaler, som kan opfanges med en mikrofon i øregangen. Disse lyde, også kaldet otoakustiske emissioner (otoacoustic emissions, OAE), kan enten opstå helt spontant (spontaneous otoacoustic emissions, SOAE) eller som et ekko fra en lyd, der sendes ind i øret (evoked otoacoustic emissions, EOAE).

Emissionerne menes at være et biprodukt af den aktivitet, som finder sted i de ydre hårceller i sneglen.

Undersøgelser har vist, at når de ydre hårceller beskadiges f.eks. på grund af medicin, så forsvinder de otoakustiske emissioner helt eller delvist. Man anvender primært to metoder til EOAE-måling. Begge metoder frembringer emissionerne ved at stimulere øret med lyd, men adskiller sig efter den type stimulus, der anvendes:

- Frembragte emissioner (transient evoked otoacoustic emissions, TEOAE), hvor ekkoet fra sneglen genereres ved at stimulere øret med et akustisk klik eller en kraftig tone (fig. 4.16).
- Forvrængningsprodukter (distortion product otoacoustic emissions, DPOAE), hvor øret stimuleres med to toner, hvis frekvenser ligger tæt op ad hinanden.

Ved på forskellig vis at analysere ekkoet fra sneglen opnås information om forekomsten af emissioner ved de enkelte frekvenser og dermed hårcellernes tilstand på dette område af basilarmembranen.



► Figur 4.16. To målinger af otoakustiske emissioner: (A) viser en normal OAE-måling, hvilket tyder på en normal funktion af sneglen. (B) viser, at der ikke foreligger OAE, hvilket kan være tegn på nedsat hørelse.

Måling af de frembragte otoakustiske emissioner er ofte et supplement til de øvrige audiometriske test. Otoakustiske emissioner har vist sig at kunne afsløre ændringer i sneglens tilstand, før et høretab kan ses på et rentoneaudiogram. Dette udnyttes bl.a. i forbindelse med medicinsk behandling, hvor otoakustiske emissionsmålinger bruges til at monitorere, om medicinen har en toksisk indvirkning på hørelsen.

I nogle lande anvendes otoakustiske emissionsmålinger også til screening af hørelsen hos nyfødte børn. Hvis emissionerne ikke kan registreres, kan det være tegn på, at barnet har et sensorineuralt høretab. Det anbefales imidlertid at undersøge hørelsen yderligere for at diagnosticere, om der foreligger en hørenedsættelse.

Auditivt evokerede potentialer (auditory evoked potentials, AEP)

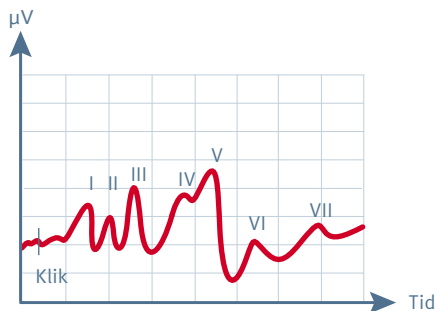
Det er muligt at måle den elektriske aktivitet, som opstår i hjernen, når øret påvirkes af lyd. Efter at et lydsignal er blevet omformet til neurale impulser i det indre øre, løber signalet videre op i hørenerven og igennem de forskellige nervekerner i hjernestammen. Hver gang signalet passerer en af disse kerner, kommer der en forøget elektrisk aktivitet, som kan måles på hovedets overflade.

Den mest almindelige metode til at måle den elektriske aktivitet kaldes for hjernestammeaudiometri (auditory brainstem response, ABR). Denne måling foregår ved, at personen får påklistret elektroder på hovedet ved hjælp af en elektrisk ledende pasta. Typisk placeres én elektrode på panden og én elektrode bag hvert øre, enten på mastoidbenet eller på øreflippen (fig. 4.17).

Ved en hjernestammeaudiometri stimuleres øret med en serie af lyde gennem hovedtelefonerne. I takt med at der udsendes elektriske impulser fra hørenerven, måles spændingsforskellen imellem elektroden på panden og elektroden på mastoidbenet eller øreflippen.

Spændingsforskellen er meget lille i forhold til den tilfældige elektriske støj, som ellers findes i kroppen, eller støjen fra muskelaktivitet. Men ved at gentage målingen mange gange og herefter beregne gennemsnittet af alle målingerne er det muligt at få bølgeudsvingene til at træde tydeligere frem (averaging technique).

Amplituden af de elektriske impulser fra hjernestammen vises som bølgeudsving på en tidslinie, og en typisk reaktion på en lyd består af adskillige bølgetoppe (fig. 4.17).



► Figur 4.17. Reaktionen fra hjernestammen vises som bølgeudsving med syv bølgetoppe på en tidslinie. Bølgetoppene repræsenterer aktiviteten i forskellige nervekerer i hjernestammen.

Hvis bølgeudsvingene har en unormal form, er forskudt i tid, eller hvis der ikke er nogen reaktion for en eller flere bølgetoppe, kan det være tegn på nedsat hørelse og/eller anden auditiv dysfunktion. Der bør foretages yderligere undersøgelser. Hjernestammeaudiometri kan også bruges til at fastlægge fysiologiske høretærskler, f.eks. hos nyfødte eller andre patientgrupper, som ikke kan medvirke ved en almindelig høreprøve. Ved at stimulere med toneimpulser er det muligt at få oplysninger om hørelsen ved forskellige frekvenser.

I de senere år er man begyndt at anvende en ny målemetode, kaldet ASSR (Auditory Steady State Response). I stedet for kliklyde, bruger man her modulerede rentoner som stimulus. Ved hjælp af denne metode er det muligt at opnå frekvensspecifik information om høretærsklerne ved de enkelte frekvenser. Samtidig giver metoden også mulighed for at teste flere frekvenser i begge ører på samme tid, og derved nedbringe den tid det tager at udføre undersøgelsen.

KALIBRERING AF AUDIOMETRISK UDSTYR

En vigtig forudsætning for alle typer audiometriske målinger er, at det udstyr, som anvendes, er kalibreret. Ved kalibreringen undersøges det, om forholdet mellem det lydtryk (SPL), som hovedtelefonen leverer, og den høretærskel (HL), som audiometeret viser, er i overensstemmelse med gældende standard.

Kalibrering af hovedtelefoner

Kalibreringen af hovedtelefoner til audiometrisk brug er beskrevet i forskellige internationale standarder som ISO, ANSI og IEC. Disse standarder anviser tærskelværdier i dB SPL i en akustisk kobler, ofte kaldet et kunstigt øre eller en øresimulator, for de typer telefoner, som almindeligvis anvendes i høreklivikker verden over.

Tærskelværdierne er fremkommet ved, at man har målt høretærsklen under hovedtelefoner hos en større gruppe normalthørende testpersoner og beregnet den gennemsnitlige audiometerindstilling ved de enkelte frekvenser. Herefter er hovedtelefonen sat på en kobler, og man har målt det tilsvarende lydtryksniveau (dB SPL) i kobleren. Dette lydtryksniveau betegnes også som referencetærskel målt i kobler (reference equivalent threshold sound pressure level, RETSPL).

Ved en kalibrering monteres hovedtelefonen på en kobler, som svarer til den type, der er specificeret i standarderne. Herefter sendes en testtone fra audiometeret til hovedtelefonen, og lydtrykket i kobleren måles med en lydtryksmåler. Audiometeret kalibreres således, at 0 dB HL giver et lydtryk svarende til RETSPL ved de forskellige frekvenser (fig. 4.18).



► Figur 4.18. Hovedtelefonen monteres på en kobler, og audiometeret justeres således, at 0 dB HL svarer til værdien for RETSPL ved de forskellige frekvenser. Lydtryksmåleren måler lydtrykket i kobleren.

Kalibreringshensyn

En meget anvendt kobler, som anvendes ved kalibreringer af hovedtelefoner, har en volumen på 6 cm^3 , hvilket nogenlunde svarer til det rumfang, som findes under hovedtelefonen på et rigtigt øre. Dette rumfang er valgt for at simulere de akustiske forhold, som er til stede under hovedtelefoner ved en høreprøve, og værdierne for referencetærsklen RETSPL skulle i princippet afspejle lydtrykket ved trommehinden i et rigtigt øre.

Men det, at hovedtelefonerne er kalibreret på en standardiseret kobler efter den gennemsnitlige høretærskel hos en større population, giver anledning til unøjagtigheder. Dels repræsenterer kobleren kun en tilnærmelse til de akustiske forhold i et gennemsnitligt øre, og dels kan øregangens volumen variere en hel del fra person til person; endelig vil der være forskel på, hvor tæt hovedtelefonen slutter til det enkelte øre. Dette gør, at der kan være en variation i det faktiske lydtryk ved trommehinden – og dermed også i de målte høretærskler – på helt op til 15 til 20 dB, især ved lave og høje frekvenser.

Denne usikkerhed kan give problemer, når man skal foreskrive forstærkningen i et høreapparat. Her er det en fordel at kunne måle høretærsklerne under de akustiske forhold, som er til stede, mens høreapparatet sidder på plads i øret.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they all seem to originate from a point on the left side of the page.

[KAPITEL 5]

FREMSKRIDT I HØREAPPARATETS UDVIKLING



KAPITEL 5

FREMSKRIDT I HØREAPPARATETS UDVIKLING 103

Høreapparatets historie 103

Grundprincippet i et høreapparat 103

Høreapparater og teknologier igennem de sidste 100 år 104

Programmerbare analoge høreapparater 108

Fra lineær til ulineær forstærkning 110

Digitale høreapparater 113

Høreapparattilpasning ved hjælp af tilpasningsregler 115

Grundlag for de generiske tilpasningsregler 115

Lybargers procedure 115

National Acoustic Laboratories procedure (NAL) 116

Desired Sensation Levels procedure (DSL) 116

Indarbejdelse af ulinearitet i generiske tilpasningsregler 116

Tilpasningsregler – før og nu 117

FREMSKRIDT I HØREAPPARATETS UDVIKLING

Introduktionen af mere og mere avancerede høreapparater og nye justeringsmuligheder skabte et behov for procedurer og regler i forbindelse med tilpasning af høreapparater. Nogle af de generiske og høreapparatspecifikke tilpasningsregler er beskrevet i de følgende afsnit.

Dette kapitel omhandler også overgangen fra lineær til ulineær forstærkning. Ulineær forstærkning markerede begyndelsen på en ny æra inden for høreapparatteknologien ved at forbedre lyd kvalitet og lyttekomfort betydeligt.

Høreapparatets historie

Evnen til at høre er meget vigtig for vores kommunikation med andre mennesker. En hørenedsættelse kan have store konsekvenser for den berørte og dennes familie og omgangskreds. Normalt er det ikke muligt at forbedre hørelsen ved hjælp af medicin eller operative indgreb. Høreapparater er derfor stadig den mest tilfredsstillende løsning til at forbedre livskvaliteten hos mennesker med nedsat hørelse.

Grundprincippet i et høreapparat

Et høreapparat udfører i princippet altid følgende funktioner:

- Omsætning af lyd til elektriske signaler
- Signalbehandling af de elektriske signaler
- Omsætning af de elektriske signaler tilbage til lyd



Mikrofonen opfanger lyde fra omgivelserne og omsætter dem til elektriske signaler. Fra mikrofonen sendes signalerne videre til høreapparatets forstærker. I forstærkeren finder signalbehandling og forstærkning sted. Nogle høreapparater har volumenkontrol, som giver brugeren mulighed for manuelt at justere lydstyrken på den forstærkede lyd. Telefonen er et andet navn for den lille højtaler, som sender den forstærkede lyd ind i øret. I kapitlet "Høreapparatets komponenter" kan man finde flere detaljer om høreapparatets komponenter.

Høreapparater og teknologier igennem de sidste 100 år

Figur 5.01 giver et eksempel på, hvordan den øgede integrering af elektroniske komponenter har haft indflydelse på størrelsen af den enkelte komponent i høreapparatet.



► Figur 5.01. Eksempel på, hvordan den teknologiske udvikling har haft indflydelse på størrelsen af høreapparatets komponenter. Fremskridtene inden for elektronikudviklingen har gjort det muligt at reducere mikrofonens størrelse med over 95% i forhold til 1955.

De første elektriske høreapparater så dagens lys omkring starten af 1900-talet. I disse høreapparater blev lyden forstærket via kulstøvsmembraner, som varierede den elektriske spænding fra et batteri. De elektriske høreapparater var forholdsvis store, og lyd kvaliteten var ikke særlig god. Høreapparaterne var kun velegnede til milde og moderate høretab.

Opfindelsen af radorørret i 1930'erne markerede den næste epoke inden for høreapparatteknologi. Høreapparater med rørforstærker fungerede ved, at små spændingsvariationer fra høreapparatets mikrofon kontrollerede en elektronstrøm gennem det lufttomme radorør. Ved at sætte flere radorør efter hinanden i en serieforbindelse kunne signalet forstærkes med helt op til 70 dB (fig. 5.02).



► Figur 5.02. Høreapparat med rørforstærker. To batterier leverede strøm til høreapparatet.

Omkring 1954 blev radiatorerne afløst af transistorer. Princippet for transistoren lignede på mange måder radiatorens, men transistorens størrelse og strømforbrug var langt mindre. Det blev nu muligt at fremstille høreapparaterne så små, at de kunne huses i en mindre boks, som kunne anbringes i en lomme eller hænge omkring halsen – et såkaldt lommeapparat (fig. 5.03).



► Figur 5.03. Widex 561-lommehøreapparat fra 1956. Mikrofon, forstærker og batterier er samlet i en boks, mens en ledning leder det forstærkede signal til en højttaler, der klikkes på en individuelt tilpasset øretelefon.

Sidst i 1950'erne kom de første bag-øret-høreapparater. De var i mange tilfælde indbygget i særlige brillestænger – de såkaldte hørebriller (fig. 5.04).



► Figur 5.04. Widex' første bag-øret-høreapparat og et par hørebriller fra omkring 1960.

Efterhånden som høreapparatteknologien udviklede sig, blev høreapparaternes komponenter mindre og signalbehandlingen stadig mere avanceret. I midten af 1960'erne blev det muligt at anvende integrerede kredsløb i høreapparaterne. Et integreret kredsløb (IC - integrated circuit), også kaldet chip eller microprocessor, er en halvleder, som indeholder mange små modstande, kondensatorer og transistorer. Høreapparaterne fik nu flere små trimmerkontroller, hvor tilpasseren kunne justere forstærkning, maksimum output samt afskæring af forstærkningen i bas- og diskantfrekvenserne (fig. 5.05).



► Figur 5.05. Widex A1 høreapparat fra 1972 med trimmerkontroller

Fra omkring slutningen af 1970'erne steg anvendelsen af i-øret-høreapparaterne. Denne høreapparattype kom allerede frem i slutningen af 1950'erne, men slog ikke rigtigt an, mest på grund af den store størrelse. Først to årtier senere var i-øret-høreapparaterne blevet så små, at de kunne formes til at ligge i plan med det ydre øre. Fra 1980'erne og frem blev der på verdensplan solgt langt flere i-øret- end bag-øret-modeller – en tendens som også gælder i dag (fig. 5.06).



► Figur 5.06. Audilens 835, det første Widex i-øret-høreapparat fra 1983

Programmerbare analoge høreapparater

I midten af 1980'erne kom de første digitalt programmerbare analoge høreapparater på markedet. Disse høreapparater indeholdt en mikroprocessor, som styrede den analoge signalbehandling i høreapparatet.

I modsætning til de konventionelle analoge høreapparater, som skulle indstilles via trimmerkontroller med en skruetrækker, gav mikroprocessoren nu mulighed for at indstille høreapparatet digitalt fra en ekstern computer eller programmeringsboks. Nye tilpasningsmetoder, som udnyttede det enkelte høreapparats specielle funktioner, blev udviklet. Synspunktet, at et høreapparat ikke kunne stå alene, men var en del af høreapparattilpasningen, begyndte at vinde frem.

Den digitale styring af de analoge komponenter gav mulighed for at programmere høreapparaterne og dermed mulighed for at anvende beregningskrævende tilpasningsregler. Høreapparaterne kunne også have adskillige lytteprogrammer, som brugeren kunne skifte imellem via en fjernbetjening (fig. 5.07).



► Figur 5.07. Quattro høreapparat fra Widex var et programmerbart analogt høreapparat. Dets fire programmer kunne vælges ved brug af en fjernbetjening

I 1993 stiftede en gruppe høreapparatfirmaer en fælles organisation kaldet HIMSA (Hearing Instrument Manufacturers' Software Association). Formålet med denne organisation var at gøre det generelt nemmere at tilpasse høreapparater. I HIMSA regi udvikledes en softwareplatform kaldet NOAH. Omkring samme tid blev en standardiseret interfaceboks udviklet ved navn HI-PRO (Hearing Instrument Programmer) (fig. 5.08). I 2003 blev NOAHlink introduceret som erstatning for HI-PRO interfaceboksen. NOAHlink anvender Bluetooth-teknologi for at opnå hurtig, trådløs programmering af høreapparater.



► Figur 5.08. En PC og en HI-PRO boks. Høreapparatet er tilsluttet HI-PRO boksen og kan dermed programmeres via PC'en.

Med dette udstyr kan høreapparatilpasseren tilpasse alle typer høreapparater fra den samme softwareplatform (fig. 5.09).



► Figur 5.09. En NOAHlink med Bluetooth-teknologi i brug.

Fra lineær til ulineær forstærkning

Indtil starten af 1970'erne var forstærkningen i alle kommercielle høreapparater lineær, hvilket betyder, at forstærkningen er den samme, uanset om en lyd er svag eller kraftig. Dette gælder for lydniveauer op til det maksimale outputniveau. Selvom lyden bliver kraftigere end den maksimalt tilladte, kan den aldrig forstærkes mere end til det maksimale outputniveau.

Ved lineær forstærkning forstærkes svage og kraftige lyde med samme forstærkningsfaktor.

Op igennem 1970'erne begyndte høreapparatfabrikanterne at anvende kompression eller automatisk regulering af forstærkningen (AGC - automatic gain control) for at få ulineær forstærkning. I modsætning til en lineær forstærker, som altid giver samme forstærkning uanset inputniveau, vil forstærkningen i et ulineært høreapparat ændre sig som funktion af lydens inputniveau.

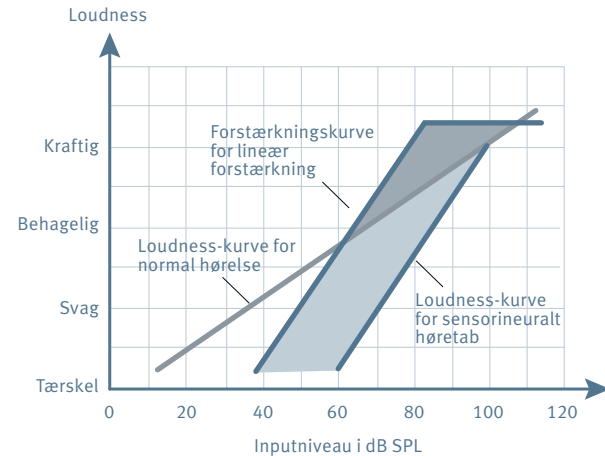
Ved ulineær forstærkning varierer forstærkningen afhængigt af det aktuelle inputniveau. Det betyder, at forstærkningen er afhængig af både høreapparatets inputniveau og høreapparatets frekvensrespons. I begyndelsen blev kompression primært anvendt ved kraftige outputniveauer for at undgå forvrængning ved høreapparatets maksimale outputniveau (også kaldet peak clipping). Denne form for kompression betegnes også outputbegrænsning.

I de første høreapparater, som anvendte ulineær forstærkning, kunne kompressionen enten være outputstyret (også kaldet AGC-O) eller inputstyret (kaldet AGC-I). Forskellen mellem de to typer kompression hænger sammen med kompressionskredsløbets placering på signalvejen. I et høreapparat med AGC-O-kompression er kompressionskredsløbet indsat efter høreapparatets volumenkontrol. Dette bevirker, at uanset hvilken styrke brugeren sætter volumenkontrollen til, vil loftet for høreapparatets maksimale output altid være det samme. I høreapparater med AGC-I-kompression er kompressionskredsløbet indsat før volumenkontrollen, hvilket betyder, at høreapparatets maksimale output her vil ændre sig i takt med, at brugeren skruer op og ned for lydstyrken.

Ulineær forstærkning har gjort det muligt at anvende kompressionsmekanismer til at matche høreapparatets output til lydstyrkeopfattelsen hos høreapparatbrugeren. Sensorineurale høretab ledsages ofte af loudness recruitment, hvor en given øgning i lydstyrke opfattes af høreapparatbrugeren som værende langt større end hos normalthørende.

Loudness recruitment betyder, at en person med høretab opfatter en øgning i lydstyrke lige over høretærsklen som værende langt større end det, en normalthørende ville opfatte.

Fænomenet loudness recruitment er illustreret i figur 5.10. Det viste høretab er 60 dB HL, og loudness-kurven (kurven for lydstyrkeopfattelse) for det sensorineurale tab er mere stejl end loudness-kurven hos normalthørende.

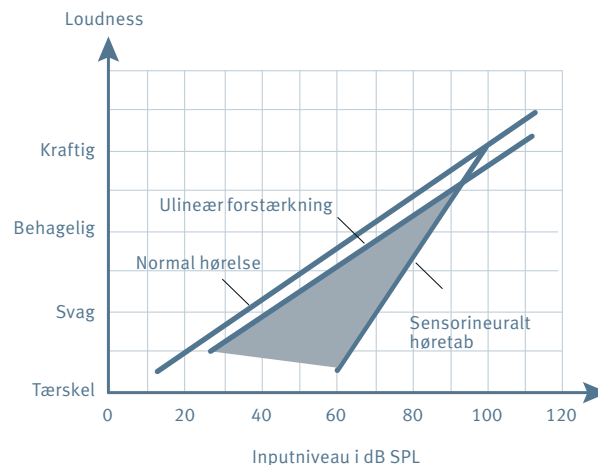


► Figur 5.10. Loudness recruitment ved lineær forstærkning set i forhold til en normalthørendes lydstyrkeopfattelse. Kun inputlyde ved 60 dB SPL matcher den normalthørendes loudness-kurve.

Figur 5.10 viser også forstærkningen i et lineært høreapparat, som er området imellem loudness-kurven for sensorineuralt høretab og forstærkningskurven for lineær forstærkning. Forstærkningen gør, at personens høreevne forbedres, men lydstyrkeopfattelsen er stadigvæk abnorm i forhold til normalthørendes, vist som loudness-kurve for normalthørende.

Med lineær forstærkning er det kun muligt at matche ét punkt på den normale loudness-kurve, i dette tilfælde et inputniveau på omkring 60 dB SPL. Inputniveauer herover vil opfattes som værende kraftigere og niveauerne derunder svagere end hos normalthørende. Derfor må brugere af lineære høreapparater ofte justere høreapparatets lydstyrkeregulering i forskellige lyttesituationer for at opnå et behageligt lydniveau.

Ved at komprimere det forstærkede signal er det muligt at genskabe en mere normal lydstyrkeopfattelse hos høreapparatbrugeren. Dette betegnes også som loudness-normalisering og vises i figur 5.11.



► Figur 5.11. Ved ulineær forstærkning komprimeres dynamikområdet i høreapparatets input, således at forstærkningen altid ligger tæt på den normale lydstyrkeopfattelse.

Output er her komprimeret og forstærkningen, som er vist i det farvede område, aftager, efterhånden som inputniveauet øges. Ved et input på 100 dB SPL anvendes der ingen forstærkning, da høreapparatbrugers lydstyrkeopfattelse her er den samme som hos normalthørende.

Denne form for kompression kaldes for Wide Dynamic Range Compression (WDRC), fordi den virker over en stor del af dynamikområdet for input.

Digitale høreapparater

Den digitale programmering af høreapparaterne åbnede op for mange nye muligheder for indstilling af analoge høreapparater, men de analoge komponenters mangel på præcision samt deres egenstøj og krav til strømforbrug satte efterhånden en begrænsning for, hvor avancerede høreapparaterne kunne blive. Udviklerne vendte sig derfor mod digital signalbehandlingsteknologi.

Et digitalt høreapparat er i virkeligheden en mikrocomputer, som processerer og forstærker indkommende signaler. Det første 100% digitale høreapparat, som blev lanceret i 1996 (fig. 5.12).

Digital signalbehandling giver mulighed for større fleksibilitet uden de mange begrænsninger, der findes i den analoge teknologi. Ved hjælp af digital teknologi kan et høreapparat tilpasses til mange forskellige typer høretab, og der er mulighed for at anvende langt mere avancerede audiologiske principper – til gavn for høreapparatbrugeren.

Et digitalt høreapparat er karakteriseret ved at have 100% digital signalbehandling. Det analoge inputsignal fra mikrofonen konverteres til digitalt dataformat, som viderebehandles og forstærkes digitalt i høreapparatets mikroprocessor. Lyden kan splittes op i flere individuelle frekvenskanaler med hver sin grad af forstærkning og yderligere bearbejdning. Herefter konverteres signalet som sidste trin tilbage til et analogt signal, som sendes til høreapparatets højttaler.

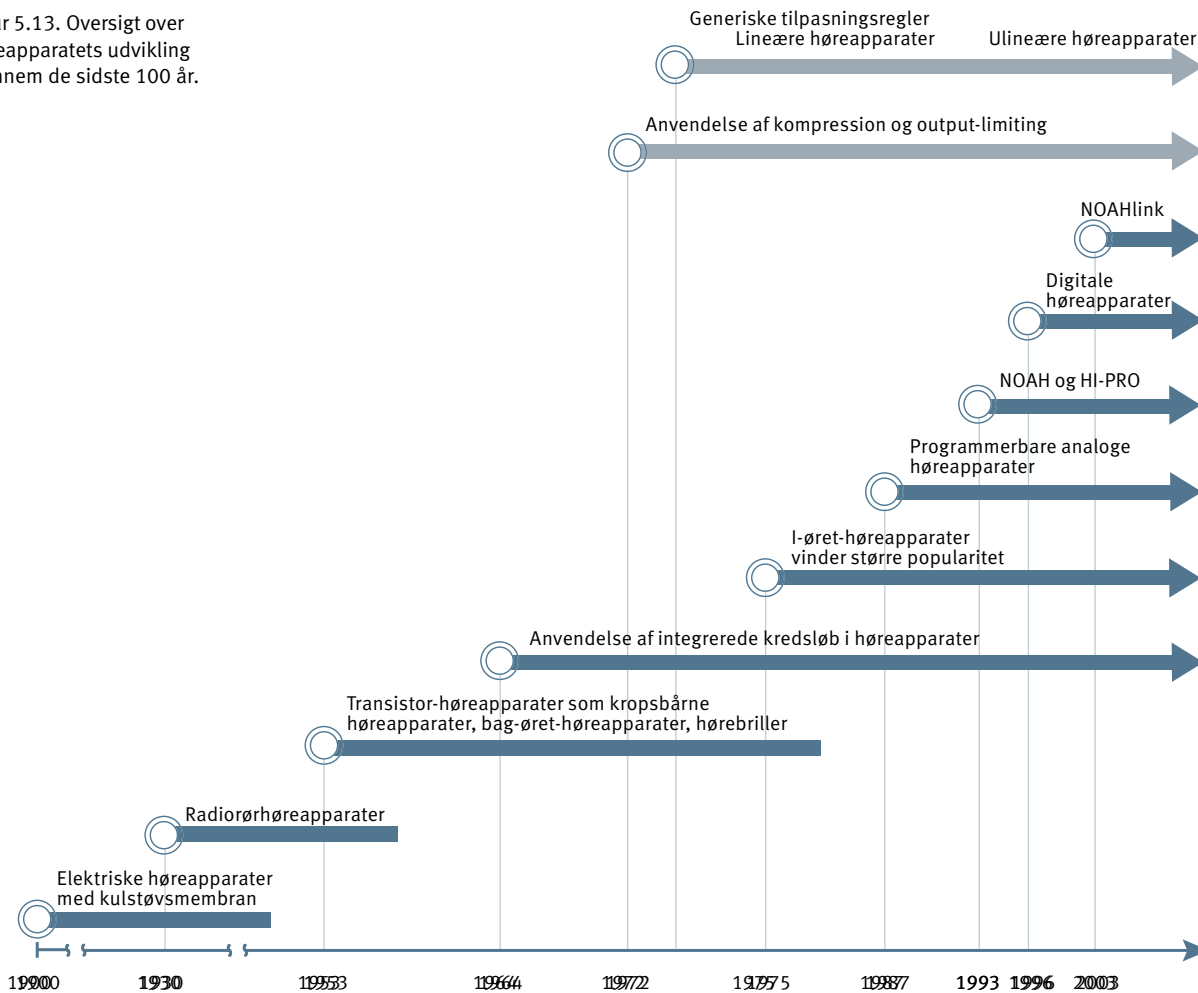
I kapitlet “Høreapparatets komponenter” findes flere detaljer om høreapparatets komponenter, og i kapitlet “Signalbehandling” findes flere informationer om signalbehandling, formål og funktion.



► Figur 5.12. Widex Senso i-øret-høreapparat og chip. Chippen er høreapparatets “hjerne”, da det er her, signalbehandlingen finder sted.

Udviklingen af høreapparater går langt tilbage. Nedenstående oversigt viser, hvornår de forskellige høreapparater dukkede op på markedet. Der er en klar tendens mod anvendelse af digital teknologi i høreapparater.

► Figur 5.13. Oversigt over høreapparatets udvikling igennem de sidste 100 år.



Høreapparattilpasning ved hjælp af tilpasningsregler

I takt med at justeringsmulighederne blev stadig større, kom der forøget fokus på den individuelle høreapparattilpasning. Op igennem 1970'erne og 1980'erne begyndte flere forskergrupper rundt om i verden at udvikle såkaldte generiske tilpasningsregler, som kunne specificere et høreapparats forstærkning med udgangspunkt i brugerens hørekurve. Betegnelsen generisk henviser til, at reglen i princippet kan anvendes til at tilpasse ethvert høreapparat, som findes på markedet.

Efterhånden som elektronikkens udvikling inden for høreapparatdesign tog fart, begyndte de generiske tilpasningsregler at rykke ud af søgelyset. For at optimere lyd kvalitet, lyttekomfort og taleforståelighed hos høreapparatbrugerer er nogle høreapparatproducenter gået over til at bruge høreapparatspecifikke tilpasningsrationaler til digitale høreapparater. Under høreapparatets udviklingsforløb sikrer høreapparatproducenternes audiologiske kompetence, at forstærkning og signalbehandling i præcis dette høreapparat optimeres i forhold til aktuelle forskningsresultater og den tekniske implementering i høreapparatets elektronik.

De mest almindelige generiske tilpasningsregler og en beskrivelse af de faktorer, som gør sig gældende, når forstærkningen for forskellige typer høretab skal bestemmes, præsenteres i de følgende afsnit.

Grundlag for de generiske tilpasningsregler

Fælles for de første generiske regler var, at de anviste formler, som kunne bruges til at udregne mål for forstærkningen, var baseret på størrelsen af høretabet ved de enkelte frekvenser. Disse mål, som også kaldes targets, blev så anvendt til at indstille høreapparatet efter.

Eksempler på mere udbredte generiske tilpasningsregler til lineære høreapparater er:

- Lybargers procedure
- National Acoustic Laboratories procedure (NAL)
- Desired Sensation Levels procedure (DSL)

Lybargers procedure

I 1944 foreslog Lybarger en procedure, som siden hen er blevet kendt under navnet "half gain rule". Proceduren foreskriver, at den anbefalede forstærkning målt i en 2-cc kobler udgør den halve værdi af brugerens høretab.

National Acoustic Laboratories procedure (NAL)

NAL-reglen blev udviklet ved National Acoustic Laboratories i Sydney, Australien. Den første udgave af NAL-reglen kom i 1976. Målet for NAL var, at tale ved almindelig stemmestyrke skulle præsenteres ved brugerens mest komfortable lydniveau, (MCL - most comfortable level), således at den var behagelig at lytte til. For at optimere brugerens taleforståelighed blev talen forstærket, således at alle dele af talespektret var lige kraftige (loudness equalisation).

Desired Sensation Levels procedure (DSL)

DSL-reglen fra 1983 blev udviklet på University of Western Ontario i Canada. Målet for DSL er at forstærke tale ved almindelig stemmestyrke, således at alle dele af spektret er hørbare for brugeren. Samtidig skal talens niveau være behageligt at lytte til, og høreapparatets output må på intet tidspunkt overstige personens ubehagstærskel (UCL - uncomfortable listening level).

Indarbejdelse af ulinearitet i generiske tilpasningsregler

Inden for de generiske tilpasningsregler skete der også store ændringer efter indførelsen af ulineær forstærkning. Op igennem 1990'erne lanceredes flere generiske regler, som kunne foreskrive forstærkning i ulineære høreapparater. Målet var at opstille fælles standarder for de parametre, som ulineære høreapparater arbejder efter.

NAL- og DSL-reglerne er blevet videreudviklet til at kunne foreskrive ulineær forstærkning. Begge tilpasningsregler findes nu som computerprogrammer. Her kan tilpasseren indtaste brugerens høretærskler, hvorefter programmet udregner targets for høreapparatets forstærkning ved forskellige inputniveauer, kompressionsparametre og kompressionsforhold.

I nogle tilfælde har høreapparatfabrikanter indgået et samarbejde med udviklerne af de generiske regler for at kunne anvende disse regler i deres eget tilpasningsprogram.

Widex har siden udviklet høreapparat-specifikke tilpasningsregler, som matcher de elektroniske karakteristika i hver høreapparatserie. Forskning har vist, at UCL-niveauet og MCL-niveauet kan beregnes på basis af høretærsklen. Disse forskningsresultater fra NAL samt kliniske forsøg danner udgangspunkt for Widex tilpasningsregler.

Tilpasningsregler – før og nu

De tilpasningsregler, der præsenteres i dette kapitel, har til formål at forstærke tale, således at den er hørbar for brugeren og har en behagelig lydstyrke. Alligevel er der en del forskel på, hvor meget forstærkning de præsenterede regler foreskriver, specielt ved de højere frekvenser. Man kan også sige, at der er flere bud på, hvordan den optimale forstærkningskurve skal se ud for et givent høretab.

Omkring midten af 90'erne begyndte nogle af de store høreapparatfabrikanter at udvikle høreapparat-specifikke tilpasningsrationaler. Her arbejdede audiologi- og elektronikeksperterne tæt sammen om at finde frem til det rationale, der kunne levere den bedste lyd kvalitet, lyttekomfort og taleforståelighed. Indførelsen af høreapparat-specifikke tilpasningsregler blev anset for at være nødvendig på grund af den nye signalbehandlingsteknologi og ny audiologisk viden om lydstyrkeopfattelse hos mennesker med nedsat hørelse.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines vary in amplitude and frequency, with some being more pronounced than others.

[KAPITEL 6]
HØREAPPARATTYPER



KAPITEL 6

HØREAPPARATTYPER 121

Bag-øret-høreapparater 122

I-øret-høreapparater 123

Fuld concha eller halv concha 123

Kanal-høreapparater 124

Helt inde-i-øret-høreapparater 124

Andre høreapparater 125

Feedback-hyl 126

Specielle høreapparatyper 126

CROS og BiCROS 126

Hørebriller 129

Benledningshøreapparater 129

Benforankrede høreapparater 130

Apparater til tinnitus 131

Mellemøreimplantater 131

Cochleære implantater 132

HØREAPPARATTYPER

Moderne høreapparater findes i flere forskellige udformninger. Hvilken type, der er bedst at anvende, afhænger ofte af flere faktorer, blandt andet høretabets størrelse, ørets og øregangens dimensioner, brugerens muligheder for at betjene høreapparatet og brugerens individuelle behov og ønsker.

Man kan opdele høreapparatmodeller i fem kategorier.

- Bag-øret-høreapparater (BTE – behind-the-ear)
- I-øret-høreapparater (ITE – in-the-ear)
- Kanal-høreapparater (ITC – in-the-canal)
- Helt-inde-i-øret-høreapparater (CIC – completely-in-canal)
- Andre høreapparatyper

I det følgende skal vi se på, hvordan de forskellige høreapparatyper adskiller sig fra hinanden.



Bag-øret-høreapparater

Et bag-øret-høreapparat består af to dele: selve høreapparatet, som hænger bag ved øret, og en øreprop, der er formet, så den slutter tæt ind i øret. Øreproppen er fremstillet individuelt efter et silikoneaftryk af brugerens ydre øre og øregang (fig. 6.01).

Den forstærkede lyd fra høreapparatet ledes via en plastikslange ned til øreproppen og videre ind i øregangen gennem øreproppens lydkanal.



► Figur 6.01. Et bag-øret-høreapparat, som bruges sammen med en øreprop

Bag-øret-høreapparater findes i forskellige størrelser og design. På høreapparatets overside er placeret flere kontroller, som brugeren kan betjene med sin pege- og tommelfinger. Generelt vil det være sådan, at jo kraftigere høreapparatet er, jo større vil det også være, fordi der f.eks. skal være plads til et større batteri og en større højttaler (telefon).

Bag-øret-høreapparater anvendes ofte ved kraftigere høretab, hvor høretærsklen er større end 70 dB HL, eller i situationer hvor det er mest praktisk for brugeren at have høreapparatet siddende bag ved øret. Desuden er der ofte mulighed for flere funktioner i bag-øret-høreapparater end i i-øret-høreapparater. Blandt andet kan man tilslutte eksternt udstyr til høreapparatets direkte audioindgang.

I-øret-høreapparater

Kendetegnende for i-øret-høreapparater er, at alle høreapparaters elektroniske komponenter her er samlet i en plastiskskal, som sidder på plads inde i selve øret (fig. 6.02).

Høreapparatets mikrofon, batterikammer og brugerkontroller er placeret på en plade (faceplate), som vender ud af øret. Høreapparatets højttaler (telefon), som vender ind mod øregangen, er beskyttet af et voksfilter, der skal forhindre, at den bliver stoppet til med ørevoks.

I-øret-høreapparater findes i forskellige modeller og størrelser: Fuld concha eller halv concha

Fuld concha eller halv concha

Den største i-øret-model kaldes for et fuld-concha-høreapparat. Fuld-concha-modellen udfylder det meste af concha-hulrummet i det ydre øre. En variation af denne model, som er karakteriseret ved at være noget mindre, kaldes halv-concha.



► Figur 6.02. Et i-øret-høreapparat er et individuelt udformet høreapparat, som sættes ind i øret og sidder i concha og øregangen.

Kanal-høreapparater

Et kanal-høreapparat er en mindre udgave af et i-øret-høreapparat. Her er høreapparatet placeret delvist inde i øregangen, men stadigvæk med en synlig faceplate.



► Figur 6.03. Et kanal-høreapparat er individuelt udformet, så det passer i øregangen.

Helt-inde-i-øret-høreapparater

Den allermindste model er et helt-inde-i-øret-høreapparat, også kaldet et CIC-høreapparat (completely-in-canal). Denne model ligger skjult helt inde i øregangen. På ydersiden af høreapparatet er monteret en lille udtræksnor, så brugeren nemt kan tage høreapparatet ud af øret. CIC-høreapparaterne er ofte fuldautomatiske (fig. 6.04).



► Figur 6.04. Da CIC-høreapparatet sidder så langt inde i øregangen, er det næsten ikke synligt. Høreapparatet er forsynet med en udtræksnor, så det nemt kan tages ud.

Ligesom det er tilfældet ved bag-øret-høreapparaterne, er der en sammenhæng mellem i-øret-høreapparaternes størrelse og graden af den forstærkning, de kan levere. CIC-høreapparater er for det meste kun velegnede til milde og moderate høretab. Årsagen hertil er dels, at de anvender et lille batteri, og dels at høreapparatets højttaler kun kan levere et vist lydtryk. Omvendt har CIC-høreapparater den fordel, at det ydre øres naturlige evne til at opfange lyden bibeholdes. Det giver en ekstra forstærkning ved høje frekvenser og gør det lettere at bestemme retningen af en lydkilde.

Da et CIC-høreapparat sidder dybere inde i øregangen end et almindeligt høreapparat, bliver hulrummet mellem høreapparat og trommehinde mindre. Som følge heraf kan man opnå et passende lydtryk med et mindre signal i højttaleren, end man kan i andre høreapparater.

Andre høreapparater

I mange år var høreapparatets mikrofon og forstærker placeret i en lille boks, som kunne hænge omkring halsen, på et bælte eller i en lomme - også kaldet et kropsbårent høreapparat eller et lommeapparat. Denne type høreapparater fremstilles stadig, men anvendes kun ved meget store høretab eller til personer, som ikke kan betjene andre høreapparatyper (fig. 6.05).

Fra lommeapparatet føres signalet via en ledning op til øret, hvor høreapparatets højttaler er monteret på en individuelt tilpasset øreprop.



► Figur 6.05. Et kropsbårent høreapparat, som består af en øreprop og selve høreapparatet, der bæres omkring halsen, i en lomme eller ved bæltet.

Feedback-hyl

Ved alle typer høreapparater er der risiko for, at der opstår feedback-hyl (tilbagekobling). På grund af den korte afstand imellem højttaler og mikrofon kan noget af den forstærkede lyd slippe ud af øret og lække tilbage ind i høreapparatets mikrofon, hvilket medfører en meget generende, hylende lyd.

For at undgå feedback er det vigtigt, at øreprop eller høreapparatskal slutter tæt i øret, og at høreapparatets ventilationskanal er afpasset efter høretabets størrelse. Flere oplysninger om ventilation findes i kapitlet "Ørepropper og skaller til høreapparater". Moderne høreapparater gør desuden brug af forskellige systemer, som søger at mindske generende feedback lyd eller helt at eliminere den.

Specielle høreapparattyper

CROS og BiCROS

Mennesker med ensidig svær hørenedsættelse har ofte problemer med at retningsbestemme lyd og høre tale i baggrundsstøj – f.eks. når de sidder ved et middagsbord og skal føre en samtale til den side, hvor hørelsen er dårligst.

Et CROS-system (Contralateral Routing Of Signal) anvendes i tilfælde, hvor klienten har et meget stort høretab eller er døv på det ene øre, mens der er normal eller næsten normal hørelse på det andet øre.

På det dårlige øre placeres en høreapparatskal, som kun indeholder en mikrofon. Lyden fra mikrofonen transmitteres til en forstærker og højttaler på det gode øre på den modsatte side af hovedet, enten trådløst eller via en tynd ledning. Højttaleren på det gode øre gengiver lyden fra det dårlige øre. På den måde hører det gode øre lyde, der opfanges fra begge sider af hovedet. Høreapparatet på det gode øre har ofte en volumenkontrol, så brugeren kan regulere lydstyrken for det transmitterede signal (fig. 6.06).

Høreapparatet på det gode øre har samtidig en stor ventilation, hvilket gør det muligt for lyde fra denne side af hovedet at passere direkte ind i det gode øre.

Da lyde fra begge sider af hovedet høres i det gode øre, kan det nogle gange være svært for brugeren at høre forskel på den lyd, som transmitteres fra det dårlige øre, og den lyd, som passerer direkte ind i det gode øre.



► Figur 6.06. Et CROS-system bruges af mennesker med en ensidig svær hørenedsættelse. Lyden fra det næsten døve øre dirigeres til øret med næsten normal hørelse.

I tilfælde hvor brugeren har et svært høretab eller er døv på det ene øre og har et moderat høretab på det andet øre, kan han eller hun have fordel af et BiCROS-system (Bilateral Contralateral Routing Of Signal). Princippet er stort set det samme som med et CROS-system, bortset fra at der her også sidder en mikrofon på det bedst hørende øre. Dette er typisk et almindeligt høreapparat, men med ekstra input fra den mikrofon, der sidder på det dårligst hørende øre (fig. 6.07).

På denne måde sendes lyd fra begge sider til det bedst hørende øre. Både den transmitterede lyd fra det dårligst hørende øre og lyden fra den gode side forstærkes op i forhold til høretabet på det bedst hørende øre.



► Figur 6.07. Et BiCROS-system bruges af personer, som er næsten døve på det ene øre og har nedsat hørelse på det andet øre. Lyden fra det næsten døve øre transmitteres til det bedst hørende øre, hvor lyden forstærkes sammen med den lyd, der kommer ind i det gode øre, for at kompensere for høretabet.

Hørebriller

De første høreapparater, som kunne placeres oppe ved øret, var monteret på brillestænger. Hørebriller anvendes stadig en gang imellem (fig. 5.04).

Også i dag anvendes bag-øret-høreapparater, som er monteret på en brillestang ved hjælp af en adapter. Adapteren er fastgjort til høreapparatets lydudgang, og herfra ledes lyden via adapteren gennem en slange ned til øreproppen i øret (fig. 6.08).



► Figur 6.08. Et bag-øret-høreapparat monteret på en brillestang ved hjælp af en adapter. Lyden transmitteres ind i øret gennem adapteren, slangen og øreproppen.

Benledningshøreapparater

Der er nogle mennesker med konduktive eller blandede høretab, som af en eller anden grund ikke har mulighed for at anvende et almindeligt høreapparat, der er koblet til øregangen. Årsagen hertil kan f.eks. være en misdannelse i øregangen, som forhindrer lydtransmissionen, eller en perforation på trommehinden, som gør, at øret pga. risiko for infektioner ikke må lukkes til med en øreprop. I disse tilfælde kan man vælge at kompensere for høretabet med et benledningshøreapparat, som er et alternativt høreapparat. Transduceren, som også kaldes en benleder, vibrerer kraniet direkte. Vibrationerne transmitteres med det samme til sneglen.

Der findes to forskellige benledersystemer. En type består af et høreapparat monteret på en hovedbøjle. I den anden ende af hovedbøjlen er der monteret en benleder. Bøjlen sættes på hovedet, således at benlederen trykker på mastoidbenet bag ved øret.

En anden løsning er at montere benlederen på en af brillestængerne sammen med mikrofon, batteri og forstærker. Når brugeren tager brillerne på, trykkes benlederen ind mod mastoidbenet bag ved øret.

Benforankrede høreapparater

Hvis en person med konduktivt høretab ikke kan afhjælpes med et almindeligt høreapparat, kan man som alternativ vælge at bruge et benforankret høreapparat (BAHA - bone-anchored hearing aid)

Det benforankrede høreapparat er koblet til en titaniumskruer, som er implanteret i kraniet. Høreapparatets komponenter er samlet i en lille aftagelig boks. Når høreapparatet kobles til titaniumskruen, som er implanteret bag øret, bliver vibrationerne overført til kraniet og sneglen via titaniumskruen (fig. 6.09).

Selvom et BAHA-implantat kræver et operativt indgreb, er det ofte langt mere behageligt for brugeren at anvende i forhold til en benlederhovedbøjle, som kan give trykgener på hovedet. Det giver større fysisk komfort og er mindre synligt end en benlederhovedbøjle.



► Figur 6.09. Et benforankret høreapparat anvendes, når det konduktive høretab permanent ikke kan afhjælpes med et almindeligt høreapparat.

Apparater til tinnitus

For nogle mennesker med tinnitus (ringen eller en anden lyd i ørerne), kan tinnituslyden være så generende, at deres livskvalitet forringes. Dette kan blandt andet udmønte sig i søvnproblemer, angst, koncentrationsbesvær og generelle problemer med at kunne abstrahere fra tinnituslyden.

Nogle tinnitusramte har gavn af at bruge et høreapparat, som forstærker udefra kommende lyde. Tinnitustonen forstærkes ikke og træder derfor i baggrunden i forhold til de forstærkede udefra kommende lyde. Mennesker, der lider af tinnitus, kan også bruge en tinnitusmasker, som er et elektronisk apparat, der udsender en specifik lyd. Med en volumenkontrol kan brugeren skrue op og ned for denne lyds styrke.

Formålet med den maskerende lyd er at maskere tinnituslyden og give den tinnitusramte en mere behagelig lyd at lytte til. Maskerens lydstyrke kan enten sættes, så den helt overdøver tinnituslyden, eller indstilles, så den er i niveau med denne. I nogle behandlingsterapier indgår tinnitusmaskere som et middel til at flytte personens opmærksomhed væk fra tinnituslyden og ud til andre lyde i omgivelserne.

I nogle høreapparater findes en kombination af almindelig forstærkning og maskeringslyd – et såkaldt tinnitusinstrument. Disse høreapparater er specielt velegnede til brugere, som ud over deres tinnitus også har et høretab. Her kan maskeringsstøjen f.eks. ligge i et særskilt lytteprogram, som brugeren kan slå til og fra alt efter behov.

Mellemøreimplantater

Et mellemøreimplantat er et høreapparatarrangement, hvor høreapparatets højttaler eller hele høreapparatet via et operativt indgreb implanteres i mellemørets hulrum.

Højttaleren, som også kaldes outputtransduceren, fæstnes til enten mellemøreknoglerne, det runde vindue eller trommehinden i mellemøret. Mellemøreimplantatet bevæger mellemøreknoglerne eller væsken i sneglen ved lydens påvirkning.

Implanterbare høreapparater udgør en forholdsvis lille del af markedet for høreapparater. En væsentlig årsag hertil er, at der kræves et operativt indgreb i forbindelse med tilpasningen af disse høreapparater.

Cochleære implantater

Cochleære implantater (CI – cochlear implants) er en særlig type af de implanterbare høreapparater, som kan gøre mennesker, der har meget svær hørenedsættelse, i stand til at opfatte lyd.

Dette er ikke et egentligt høreapparat, men er baseret på en helt anden teknologi, hvor udefra kommende lydssignaler omformes til elektriske impulser af en signalprocessor. De elektriske impulser overføres derefter til hørenerven gennem en multi-elektrode, som er indopereret i sneglen.

Den lyd, som personen kan høre via implantatet, kan bedst beskrives som en kunstig og noget grov gengivelse af det virkelige lydbillede - men lyd gengivelsen er tilstrækkelig god til, at personen kan høre og forstå tale efter træning.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they all seem to originate from a point on the left side of the page.

[KAPITEL 7]

HØREAPPARATETS KOMPONENTER

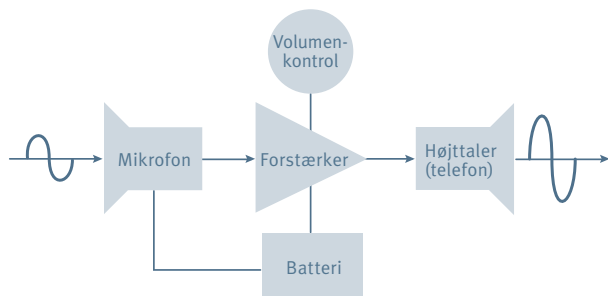
HØREAPPARATETS KOMPONENTER 137

OVERSIGT OVER HØREAPPARATETS KOMPONENTER 139

- Input til et høreapparat 139
 - Mikrofon 139
 - Omnidirektionelle mikrofoner 141
 - Retningsmikrofoner 141
 - Telespole til brug i forbindelse med teleslyngelanlæg 143
 - Audio- og FM-indgang 144
 - Konvertering fra analog til digital form 144
 - Samplingsfrekvens 145
 - Betydningen af bitantallet i det binære talord 146
 - Eksempel på beregning af signal/støj-forhold 146
 - Robust bitstrøm 147
 - A/D-konverter 147
 - Forstærkning og signalbehandling 147
 - Generelle betragtninger for udvikling af signalprocessorer 148
 - Åben-platform generisk DSP 149
 - Specialiseret masseproduceret DSP 149
 - Dedikeret specialproduceret DSP 149
 - Forstærkertyper 149
 - Printpladeforstærker 150
 - Tyndfilmforstærker 150
 - Tykfilmforstærker 151
 - Elektroniske filtre og deres implementering 151
 - Basfilter 152
 - Diskantfilter 152
 - Opdeling af lydspektrum i multibandsfiltre 153
 - Implementering af filterbånd 153
 - Konvertering fra digital til analog form 154
 - Output i højttaler 155
- Høreapparatets betjeningsmuligheder 156
 - Volumenkontrol 156
 - Afbryder 156
 - Telespoleomskifter 156
 - Omskifter til lytteprogrammer 157
 - Fjernbetjening 157
- Batterier til høreapparater 157
 - God effekt igennem høj og stabil arbejdsspænding 158
 - Brugsmønster og batterilevetid 158
 - Andre batterityper 159

HØREAPPARATETS KOMPONENTER

Et høreapparat består af følgende hovedkomponenter: en mikrofon, en forstærker/signalprocessor, en højttaler, også kaldet en telefon, samt et batteri, som udgør høreapparatets strømforsyning (fig. 7.01).

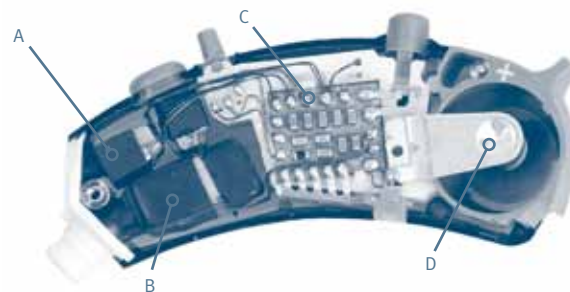


► Figur 7.01. Blokdiaagram med hovedkomponenterne i et høreapparat.

Mikrofonen opfanger lyde fra omgivelserne og sender dem til forstærkeren/signalprocessoren, hvor de forstærkes op. Det forstærkede signal sendes videre til højttaleren og derefter ind i øret.

Indkommende lyd sendes fra mikrofonen til forstærkeren, hvor den behandles og forstærkes i overensstemmelse med brugerens forstærkningsbehov og høreapparatets indstillinger. Det forstærkede signal sendes herefter videre til høreapparatets højttaler, hvorefter det sendes ind i øret.

Figur 7.02 viser hovedkomponenterne i et bag-øret-høreapparat.



► Figur 7.02. Hovedkomponenterne i et bag-øret-høreapparat: mikrofon (A), højttaler (B), forstærker/signalprocessor (C) og batteriskuffe (åben) (D).

Opbygningen af et høreapparat afhænger blandt andet af hvilken teknologi, der anvendes i forstærkerdelen, samt hvilken form for programmering og signalbehandling, der bruges i høreapparaterne. Høreapparater findes i flere varianter: analoge, digitalt programmerbare analoge og 100% digitale høreapparater.

I digitale høreapparater kan der anvendes meget komplekse signalbehandlingssystemer som f.eks. retningsmikrofoner og forskellige kompressionsalgoritmer til optimering af lyd kvalitet og taleforståelighed. Denne signalbehandling gør det muligt at skelne mellem tale og støj, idet støjsignalet identificeres og dæmpes. Herefter kan talesignalet fremhæves, mens støjen dæmpes. For flere oplysninger om signalbehandling henvises til kapitlet "Signalbehandling".

Høreapparatets opbygning er også afhængig af høreapparattype, dvs. opbygningen af et bag-øret-høreapparat er forskellig fra et i-øret-, kanal- eller CIC-høreapparat. De forskellige høreapparatyper er beskrevet nærmere i kapitlet "Høreapparatyper". Bag-øret-høreapparater er fabriksfremstillet og -monteret, hvorimod der for i-øret- og kanalhøreapparaters vedkommende kun leveres de enkelte hovedkomponenter på en såkaldt faceplate. Komponenterne til CIC-høreapparater leveres på en monteringsskinne. Mikrofon, forstærker/signalprocessor (herefter kaldet hybridforstærker) og højttaler i i-øret-, kanal- og CIC-høreapparater monteres direkte i den individuelt fremstillede høreapparat skal (fig. 7.03).



► Figur 7.03. Hvad angår i-øret- og kanalhøreapparater, leveres en faceplate, som indeholder høreapparatets elektronik til montering direkte i skallen. Elektronikken til CIC-høreapparater leveres på en monteringsskinne.

Fremstilling af skallen og montage af elektronikken i skallen er meget vigtige for at få et optimalt fungerende høreapparat. Figur 7.04 viser, hvordan en faceplate monteres i et i-øret- eller kanalhøreapparat.



► Figur 7.04. Montering af en faceplate i et i-øret eller kanal-høreapparat.

For flere oplysninger om fremstilling af øreprop, skal og montage af elektronikken henvises til kapitlet "Øreprop- og skaller til høreapparater".

OVERSIGT OVER HØREAPPARATETS KOMPONENTER

Selvom et moderne høreapparat er meget lille, indeholder det et stort antal elektroniske komponenter. De følgende afsnit omhandler de vigtigste egenskaber ved hovedkomponenterne:

- Input til et høreapparat
- Konvertering fra analog til digital form
- Forstærkning og signalbehandling
- Konvertering fra digital til analog form
- Output i højttaler
- Batteri og batteriskuffe

Input til et høreapparat

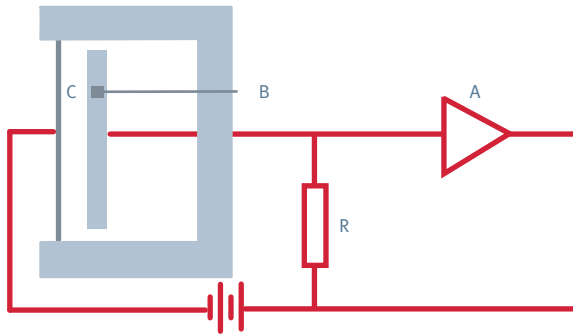
Inputtransduceren i et høreapparat er som regel en mikrofon, som opfanger lyden og omdanner den til elektriske signaler. Lydinputtet kan også komme fra et teleslyngelanlæg og ind i høreapparatet igennem høreapparatets telespole. Lydinputtet kan ligeledes være et direkte input i form af et audiosignal eller audioinput fra et FM-system, som er et teknisk hjælpemiddel, der arbejder sammen med høreapparatet i vanskelige lyttesituationer, som f.eks. i et klasseværelse.

Mikrofon

Høreapparatets mikrofon er i grunden en membran, som omsætter akustisk energi til et elektrisk signal. Membranen vibrerer som respons på fortætning og fortynding af luftmolekyler fra den indkommende lyd. Når membranen vibrerer, skaber den et elektrisk signal, der svarer til det akustiske signals amplitude, frekvens og fase. Dette elektriske signal bliver forstærket i en forforstærker, inden det viderebehandles i høreapparatets elektroniske kredsløb. Mikrofonen er ikke kun følsom over for akustisk energi, men også over for mekaniske vibrationer, som kan bevirke, at mikrofonen genererer uønskede elektriske signaler. I løbet af den teknologiske udvikling er høreapparatets mikrofoner blevet betydeligt mindre følsomme over for mekaniske vibrationer, hvilket reducerer risikoen for mekanisk tilbagekobling.

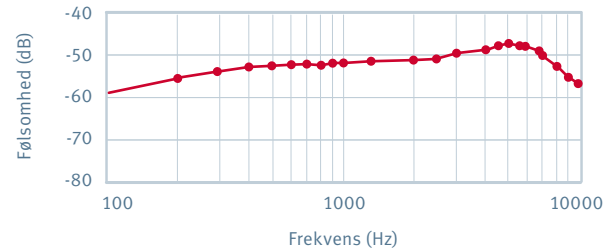
Det er meget vigtigt at vide, at fugt og sved beskadiger høreapparatets mikrofon og derfor skal forhindres i at komme ind i mikrofonen. Ved udendørs brug af høreapparatet er mikrofonen udsat for vindstøj. Vindstøj bidrager til inputsignalet og er til gene for høreapparatbrugerens. Vindstøj opstår pga. luftturbulens i nærheden af mikrofonen.

Den mest anvendte mikrofontype i høreapparater er en electretmikrofon. Det er en speciel type kondensatormikrofon, som har en indbygget støjsvag forforstærker. Figur 7.05 viser tværsnittet af en electretmikrofon.



► Figur 7.05. Tværsnit af en electretmikrofon med membran (C), bagplade (B), forstærker (A) og modstand (R). Variationer i lufttrykket får membranen til at bevæge sig, hvorved der genereres et elektrisk signal, som er et mål for det indkommende lydtryk.

Høreapparatmikrofoner findes i flere versioner med forskellige frekvenskarakteristikker og følsomheder. Electretmikrofonen har lav følsomhed over for mekaniske vibrationer og en flad frekvensrespons, hvilket betyder, at den er egnet til at gengive lyde over et bredt frekvensområde (fig. 7.06).



► Figur 7.06. Frekvensrespons for en typisk electretmikrofon. Den relativt flade følsomhed over et stort frekvensområde betyder, at en korrekt lyd gengivelse kan opnås med en relativ enkel signalbehandling.

I stedet for at justere frekvensresponsen ved valg af en speciel mikrofon er en filtrering af signalet nu blevet almindelig. Denne teknik er at foretrække, idet den samtidig kan fjerne noget af mikrofonstøjen i signalet. Yderligere udnyttes filtrering til at fjerne uønsket støj og optimere forstærkningen ved enkelte frekvenser eller frekvensbånd for at kompensere optimalt for et givent høretab. Dette forbedrer kvaliteten af lydoplevelsen for høreapparatbrugeren.

Høreapparatets mikrofoner inddeles i to kategorier:

- Omnidirektionelle mikrofoner med ensartet følsomhed over for lyde fra alle retninger (mest brugt).
- Retningsmikrofoner med varierende følsomhed, afhængigt af hvilken retning lyden kommer fra. Retningsmikrofoner anvendes til at optimere taleforståelighed i støjfyldte omgivelser.

Omnidirektionelle mikrofoner

Omnidirektionelle mikrofoner er de mest anvendte mikrofoner i høreapparater. En omnidirektionel mikrofon bruges i høreapparater, som ikke har retningsbestemmelse af lyden, og i CIC-høreapparater, hvor pladsen er meget knap.

Denne mikrofontype har en ensartet følsomhed over for lyd fra alle retninger. Mikrofonen har en cirkulær retningskarakteristik. Jo større afstanden er fra personen (cirklens midtpunkt i figur 7.07), desto svagere bliver inputsignalet til høreapparatets mikrofon.

En omnidirektionel mikrofon er den mest brugte mikrofontype i høreapparater. Denne mikrofontype har en ensartet følsomhed over for lyd fra alle retninger.



► Figur 7.07. Tegningen viser en person set oppefra. Den blå farve markerer området, hvori en omnidirektionel mikrofon opfanger lyden.

Retningsmikrofoner

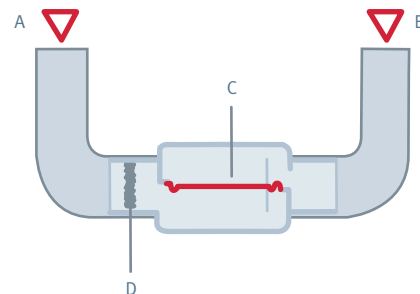
Ved brug af en retningsmikrofon forbedres signal/støjforholdet for lyd, der kommer forfra i forhold til lytteren. Retningsmikrofoner anvendes i bag-øret-høreapparater og i i-øret-høreapparater. En retningsmikrofon optimeres til at opfange lyd, som kommer forfra. Lyd, som kommer bagfra samt fra venstre og højre side, dæmpes. I mange lyttesituationer, hvor der er meget efterklang, mindskes den positive effekt af en retningsmikrofon. Retningsmikrofoner har, på grund af deres konstruktion, mindre følsomhed ved lave frekvenser end omnidirektionelle mikrofoner. Jo større afstanden er fra personen (midtpunktet i figur 7.08), desto svagere bliver inputsignalet til høreapparatets retningsmikrofon.

Retningsmikrofoner anvendes til at optimere taleforståelighed i støjfyldte omgivelser. Uønskede lyde bagfra dæmpes, således at høreapparatbrugerens bedre kan koncentrere sig om lyd, der kommer forfra.



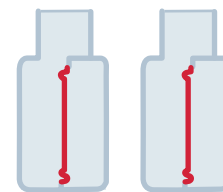
► Figur 7.08. Tegningen viser en person set oppefra. Den blå farve angiver området, hvori en retningel mikrofon opfanger lyden.

Effekten af en retningsmikrofon kan realiseres på to måder: som dedikeret retningsmikrofon eller med to ens mikrofoner. En dedikeret retningsmikrofon har to lydindgange, én på hver side af membranen. I den bageste port sidder et akustisk filter, som forsinker lyden bagfra, før den når frem til membranen. Trykforskellen mellem de to indkomne lydbølger opfanges af mikrofonmembranen og overføres til et elektrisk outputsignal (fig. 7.09).



► Figur 7.09. Dedikeret retningsmikrofon med to lydindgange (A og B), en på hver side af membranen (C); med denne mikrofon måles lydtryksforskellen direkte. Retningskarakteristikken udføres med et akustisk filter, der forsinker signalet (delay filter)(D).

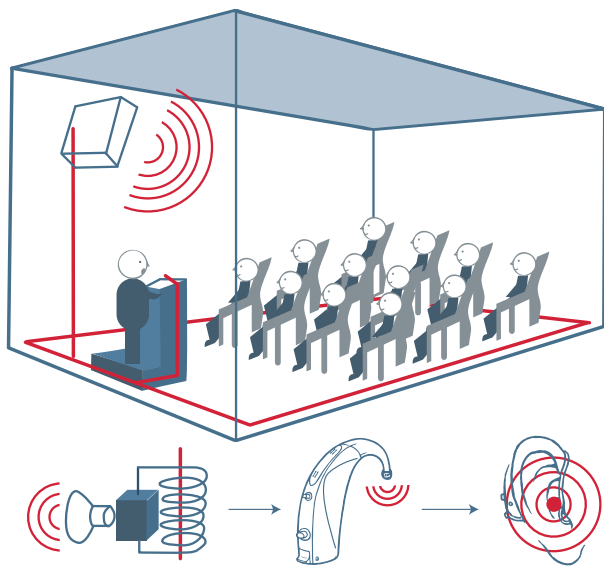
Man kan også bruge to identiske mikrofoner til at opnå retnings-effekt. Her opfanger hver mikrofon lyden, hvorefter signalbehandlingen beregner retnings-effekten ved hjælp af forsinkelse mellem lydinputtene til de to mikrofoner (fig. 7.10).



► Figur 7.10. Retnings-effekt kan realiseres med to ens mikrofoner. Retnings-effekten beregnes under signalbehandlingen ved hjælp af signalforsinkelse mellem lydinputtene til de to mikrofoner.

Telespole til brug i forbindelse med teleslyngeanlæg

Mange høreapparater har en indbygget telespole, som er en lille modtager, der opfanger signaler fra et teleslyngeanlæg. Et teleslyngeanlæg består bl.a. af en forstærker og en teleslynge. Systemet genererer et elektromagnetisk felt. Høreapparater udstyret med en telespole kan omdanne dette elektromagnetiske felt til et lydsignal, når telespolen er aktiveret. Kun signalet fra mikrofonen i teleslyngeanlægget forstærkes, mens akustisk baggrundsstøj lukkes ude (fig. 7.11).



► Figur 7.11. Et teleslyngeanlæg genererer et signal, som kan høres i et høreapparat udstyret med telespole.

En telespole omdanner variationer i det elektromagnetiske felt til elektriske signaler. Med en omskifter på høreapparatet kan brugeren vælge signalet fra en telespole i stedet for mikrofonsignalet.

Telespolen bruges i forbindelse med teleslyngeanlæg, som ofte findes i f.eks. teatre, kirker, private hjem i forbindelse med fjernsyn og radio samt på specialskoler for mennesker med nedsat hørelse. Når telespolefunktionen i et høreapparat er aktiveret, forstærkes den lyd, som sendes igennem teleslyngeanlægget, mens baggrundsstøj udelukkes.

Teleslyngeanlæg findes ofte i teatre, biografteatre og kirker. Brug af telespole med et velfungerende teleslyngeanlæg kan forbedre lyd kvaliteten betydeligt i situationer med baggrundsstøj og relativ stor afstand til lyd kilden. I de fleste høreapparater sidder en omskifter, således at brugeren selv kan skifte mellem lyden fra høreapparatets mikrofon og lyden fra telespolen. Når høreapparatet stilles på telespolefunktionen, slukkes høreapparatets mikrofon, så man ikke længere hører den omgivende støj eller rumklang, men kun de signaler der sendes gennem teleslyngeanlægget. Kun i de allermindeste høreapparater, CIC-høreapparater, er der ikke plads til en telespolemodtager. Bemærk, at i nogle høreapparater kan både mikrofon og telespole aktiveres samtidig (MT-stilling).

Audio- og FM-indgang

En forbedret lyd kvalitet kan opnås ved at benytte en direkte audioindgang til høreapparatet. Det er således muligt at koble diverse hjælpemidler, som f.eks. en håndholdt mikrofon eller en FM-modtager, direkte på høreapparatet. Denne mulighed benyttes ofte i uddannelsessituationer i forbindelse med trådløst undervisningsudstyr.

Konvertering fra analog til digital form

For at signalprocessoren i et digitalt høreapparat kan arbejde et analogt signal og forstærke det efter behov, skal signalet først konverteres fra analog til digital form, hvilket udføres af en analog-til-digital-konverter (A/D-konverter).

Fordelen ved digital signalbehandling er, at elektriske komponenter kan erstattes af regneoperationer. Således bliver et meget komplekst og komponentkrævende analogt kredsløb transformeret til en række regneoperationer.

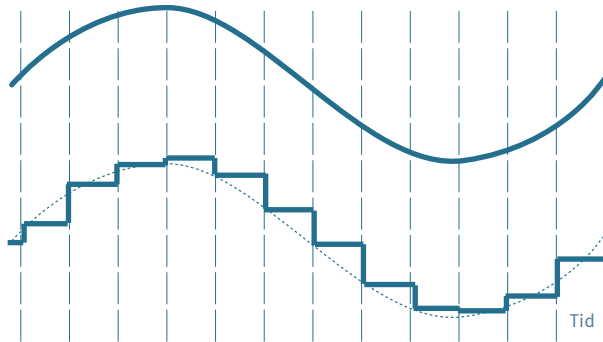
Ligeledes er problemer med præcision og variation af analoge komponenter mht. temperatur og spænding afløst af den regnepræcision, man ønsker for et givent kredsløb.

Meget simplificeret er den digitale teknologi baseret på 2 tilstande: Er der strøm i en ledning (til), eller er der ingen strøm (fra): "til" svarer til tilstand 1, "fra" svarer til tilstand 0. De to tilstande repræsenterer et talsystem, som ikke baserer sig på decimalsystemet, nemlig 0 til 9, men på det binære talsystem, som består af tallene 0 og 1. Ved at opbygge digitale elektroniske kredsløb er det muligt at realisere procedurer, regneoperationer m.m. ved hjælp af dette simple system. Afhængigt af den ønskede funktionalitet i det digitale kredsløb kan det blive meget komplekst.

Når et elektrisk signal omformes i A/D-konverteren til digital form, repræsenteres det digitaliserede signal ved det binære talsystem, dvs. 0 og 1. Det analoge input-signal konverteres til et digitalt signal bestående af en række tal fra det binære talsystem, som udtrykker det øjeblikkelige niveau af signalet. I de følgende afsnit skal vi se nærmere på digitaliseringsprocessen.

Samplingsfrekvens

Samplingsfrekvensen bestemmer, hvor ofte det analoge signal konverteres til digital form. Det er især vigtigt for gengivelsen af højfrekvente signaler. Det analoge signal aflæses med et fast tidsinterval, som bestemmes af samplingsfrekvensen. For at opnå en brugbar digital repræsentation af det analoge signal skal samplingsfrekvensen være mindst dobbelt så høj som den højeste signalfrekvens, der skal bearbejdes af signalprocessoren (fig. 7.12).



► Figur 7.12. Figuren viser øverst et signal i analog form, nederst er det samme signal i digitaliseret form. Hvert trin repræsenterer en talværdi. Signalet bliver omdannet til et antal værdier, som kan bearbejdes i høreapparatets signalprocessor.

Til forskellige former for lyd gengivelse bruges normalt samplingsfrekvenser på 32 kHz, 44 kHz eller 48 kHz. CD'er optages f.eks. med en samplingfrekvens på 44 kHz. En digital båndoptager (DAT - Digital Audio Tape recorder) har en samplingsfrekvens på 48 kHz.

Widex digitale høreapparater anvender en samplingsfrekvens på 32 kHz, hvilket tillader gengivelse af signaler med frekvenser på op til 16 kHz. Hvis man i stedet ønskede gengivelse af signaler på op til 20 kHz, ville det kræve en samplingsfrekvens på mindst 40 kHz. I andre høreapparater kan samplingsfrekvensen ligge mellem 16 og 32 kHz, hvilket betyder en ringere signalkvalitet ved de højere frekvenser fra 8 kHz og opefter. Jo bedre signalkvaliteten er inden bearbejdning, desto bedre kan lyd kvaliteten blive.

Betydningen af bitantallet i det binære talord

Et digitalt signal kan således vises som et binært talord, dvs. en række af nuller og et-taller. Denne bitstrøm bearbejdes i høreapparatets signalprocessor. Det binære talord er udtryk for styrken eller amplituden af det oprindelige signal, hvorimod samplingsfrekvensen bestemmer, hvor ofte der samples. Den behandlede bitstrøm sendes til sidst gennem en digital-til-analog-konverter (D/A-konverter), som omformer den digitale talkode til et analogt signal, der kan gengives af høreapparatets højttaler. For at opnå en korrekt repræsentation af signalet sendes det igennem et low-pass filter.

Antallet af cifre (bits) i det binære talord er af stor betydning for, hvor præcist signalværdierne gengives. Jo flere bits der er i det binære ord, jo bedre er signal/støj-forholdet, og jo bedre er signalkvaliteten.

Antallet af bits i det binære talord angiver, hvor mange talværdier, der er til rådighed for samplingen. Alle signalværdier, der konverteres i A/D-konverteren, afrundes til den nærmeste af disse talværdier. For eksempel vil en sand signalværdi på 2093,3 blive rundet af til 2093. De manglende 0,3 vil optræde som støj, som kaldes kvantiseringsstøj. På den måde kan man regne et signal/støj-forhold ud ved at sammenligne det største signal, der kan samples, med mængden af kvantiseringsstøjen. Hver eneste bit giver 6 dB signal/støj-forhold. I høreapparater bruges typisk op til 16-bit talord til at repræsentere et digitalt signal. Til sammenligning bruger en cd-afspiller også 16-bit talord til at gengive lyden.

Eksempel på beregning af signal/støj-forhold

Sampler man med 16-bit talord, bliver signal/støj-forholdet $16 \times 6 \text{ dB} = 96 \text{ dB}$. Ved et 20-bit talord kan signal/støj-forholdet udregnes til $20 \times 6 \text{ dB} = 120 \text{ dB}$.

Robust bitstrøm

Bitstrømmen er yderst robust. Hver bit har en værdi, som er enten 0 eller 1. I en digital processor vil disse værdier være hhv. den minimale og den maksimale spænding eller strøm/ikke-strømtilstande. Så længe processoren kan skelne mellem disse to tilstande, vil den digitaliserede strøm forblive intakt uden forvrængning eller støj. Selv kraftig støj i bitstrømmen vil ikke påvirke den information, som den indeholder.

A/D-konverter

Der findes flere forskellige typer A/D-konvertere, men en Sigma-Delta konverter er den type A/D-konverter, som generelt anses for at være mest velegnet til lydsignaler. Den benytter en relativ høj samplingsfrekvens, typisk 1 MHz, men nøjes med at repræsentere signalet med 1 bit pr. samlingscyklus. Dens præcise funktion er ret kompliceret, men i princippet bruges den enkelte bit til at se, om signalet stiger eller falder. Sigma og Delta er græske bogstaver, som matematikere bruger til at symbolisere summeringer (Sigma) og differencer (Delta). Den meget hurtige rækkefølge af 1-bit tal omsættes derefter til en bitstrøm af regulær længde, der kan behandles i processoren. Sigma-Delta konvertere fungerer uden eksterne komponenter og kan derfor integreres helt i et integreret kredsløb (IC).

Forstærkning og signalbehandling

Høreapparatets hybridforstærker indeholder størstedelen af høreapparatets elektroniske komponenter og kredsløb. Det digitaliserede signal behandles i signalprocessoren og forstærkes svarende til høreapparatbrugerens forstærkningsbehov og høreapparatets indstilling. Det forstærkede signal sendes herefter videre til høreapparatets højttaler og derefter ind i øret til trommehinden.

Da hele signalbehandlingen udføres som beregninger, kræver filtrering og kompression ikke længere justering og styring ved hjælp af eksterne komponenter. Alle beregninger udføres i signalprocessoren. Denne uafhængighed af eksterne komponenter betyder øget fleksibilitet, når forskellige typer signalbehandling skal foretages.

Der er dog mange udfordringer forbundet med at få et digitalt høreapparat til at virke. Først og fremmest skal de digitale kredsløb bringes til at virke optimalt sammen med et høreapparatbatteri. Dernæst består den audiologiske udfordring i at skabe en type signalbehandling, som udnytter fordelene ved den digitale teknologi. De digitale høreapparater kan tilbyde mennesker med nedsat hørelse mere avanceret lydbehandling end analog teknologi.

I hybridforstærkeren/signalprocessoren af et digitalt høreapparat behandles og forstærkes signallerne fra A/D-konverteren i overensstemmelse med lydsituationen og høretabet.

Under forstærkningen bruges de digitale signalbehandlingsstrategier, som er nærmere beskrevet i kapitlet ”Signalbehandling”.

Et integreret kredsløb (IC – Integrated Circuit), som ofte kun er nogle få kvadratmillimeter stor, kan indeholde adskillige hundrede tusinde modstande og transistorer. IC’ens lille størrelse har gjort det muligt at fremstille mindre og mere avancerede høreapparater end tidligere. Ofte benyttes en IC, som er specielt designet til én bestemt høreapparatmodel (fig. 7.13).



► Figur 7.13. Et integreret kredsløb (IC – Integrated Circuit), som anvendes i et Widex Senso CIC-model, er meget lille.

Generelle betragtninger for udvikling af signalprocessorer

Ved udviklingen af digitale forstærkere findes der forskellige fremgangsmåder. I de følgende afsnit vil vi introducere tre vigtige koncepter:

- Anvendelse af en åben-platform generisk digital signalprocessor (open platform DSP) og implementering af funktionaliteten i programmerbar software, som gemmes i en hukommelsesblok.
- Anvendelse af en specialiseret masseproduceret digital signalprocessor (off-the-shelf DSP).
- Udvikling af en dedikeret specialproduceret digital signalprocessor (custom DSP) til et skræddersyet forstærknings- og processeringssystem, hvor parametre kan ændres og gemmes i hukommelsesblokken.

Ved udvikling af processorer til høreapparater er det essentielt, at strømforbruget minimeres, og at den begrænsede plads anvendes optimalt.

Åben-platform generisk DSP

En åben-platform generisk DSP (open platform) er softwarestyret i et stort omfang. Processoren er fremstillet, så den kan programmeres til forskellige funktionaliteter i stil med en processor til en PC. Udviklingstiden til en åben-platform digital signalprocessorløsning er som regel kortere end til en dedikeret DSP-løsning, dog betyder al processering i software typisk en længere signalbehandlingstid. Fordelen ved en softwarestyret DSP er øget fleksibilitet. Ændringer kan implementeres hurtigere end i en specialproduceret DSP. Ulempen er udgifter til hardware med dertil øget strømforbrug eller ringere funktionalitet ved det samme strømforbrug.

Specialiseret masseproduceret DSP

Den hurtige teknologiske udvikling inden for signalprocessorer gør, at der allerede findes DSP-platforme, som er egnede til brug i høreapparater. Ved at bruge masseproducerede DSP'er (off-the-shelf) reduceres udviklingstiden for hardwaren til et nyt høreapparat. Udviklingstiden bruges til at programmere de høreapparatspecifikke dele af softwaren, mens processorens operativsystem, justeringssløjfer (control loops) og andre processoroperationer allerede er gennemtestede og til rådighed sammen med processoren. Den masseproducerede DSP har nogle begrænsninger, som ligger i de rammer og funktionsmåder, denne DSP kan tilbyde. DSP'ens størrelse ligger fast, og strømforbruget kan kun reduceres ved at reducere funktionaliteten.

Dedikeret specialproduceret DSP

En dedikeret specialproduceret DSP (custom) egner sig til et bestemt formål og skal samtidig have den nødvendige fleksibilitet, således at DSP'en kan optimeres mod specifikke krav til strømforbrug og plads. Ved at bruge en dedikeret DSP kan man optimere signalbehandlingen mere målrettet. De fleste funktionaliteter implementeres i selve IC'en og er hard-wired, hvorved de kan bearbejdes hurtigere end i en løsning, som er implementeret i software. IC-parametrene kan også programmeres inden for foruddefinerede rammer. Denne implementeringsløsning har typisk en længere udviklingsperiode end en generisk eller masseproduceret DSP. Den er ligeledes karakteriseret ved lavere strømforbrug, men ulempen er mindre fleksibilitet.

Forstærkertyper

Forstærkerne i digitale høreapparater varetager en del flere funktioner end i analoge høreapparater. Derfor omtales forstærkerne i de følgende afsnit som en samlet enhed af konvertere, hukommelse til softwaren og DSP. Denne hybridforstærker kan monteres på en printplade. Hybridforstærkere kan også fremstilles som tyndfilms- eller tykfilmkredsløb, hvorpå der monteres separate komponenter og IC'ere.

Printpladeforstærker

Den printplademonterede forstærker er karakteriseret ved at have individuelt monterede komponenter og ved ofte at fylde mere end andre typer forstærkere (fig. 7.14).

Tidligere blev denne type forstærker brugt fortrinsvis i store høreapparater som kropsbårne høreapparater og store bag-øret-modeller. I dag anvendes en forfinet udgave af printpladen, kaldet flexprint. Flexprint kan både fungere som en printplade og som forbindelse mellem høreapparatkomponenter.



► Figur 7.14. Høreapparatforstærker fremstillet med individuelle komponenter.

Tyndfilmforstærker

Tyndfilmforstærkeren opbygges på en tynd keramik- eller glasplade, som på overfladen er påført et lag modstandsmateriale og guld. Fremstilling af tyndfilmforstærkere er en fotografisk proces (fig. 7.15). Individuelle modstande fremstilles ved at ætse et mønster i modstandslaget, og kredsløbets elektriske forbindelser fremstilles ved at ætse et mønster i guldlaget. Transistorer, integrerede kredsløb og kondensatorer limes på guldlaget med elektrisk ledende lim. Transistorer og integrerede kredsløb forbindes med tynde guldtråde (wire bonding).

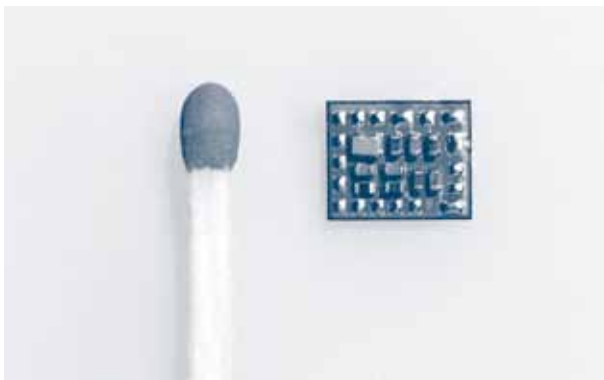
Tyndfilmkredsløb kan kun have et enkelt lag modstande og forbindelser på hver side. Da det er vanskeligt at udføre forbindelser mellem de to sider af et tyndfilmskredsløb, udføres de normalt som enkelt-sidede.



► Figur 7.15. Tyndfilmforstærker til et høreapparat. Denne forstærker fremstilles ved hjælp af en fotografisk proces.

Tyktilmforstærker

Et tyktilmkredsløb består af en tynd keramikplade, hvor modstande og elektriske forbindelser påføres ved hjælp af en silketryksteknik, som er en serigrafisk proces (fig. 7.16). Disse modstande og forbindelser er større end på tyndfilmskredsløbet, og det er nødvendigt at justere modstandene, hvis man ønsker stor præcision. Det er muligt at trykke mange lag på begge sider og at udføre forbindelser mellem lagene og de to sider. Tyktilmsteknikken er den mest anvendte teknik i dag. Ofte er IC'er, transistorer og kondensatorer monteret på begge sider. Forbindelserne mellem IC'erne og kredsløbet er ofte udført med tynde guldtråde (wire bonds) eller som flip chip, hvor IC'en vendes på hovedet og forbindes til kredsløbet med små elektrisk ledende kugler.



► Figur 7.16. Tyktilmforstærker til et høreapparat. Denne forstærker fremstilles ved hjælp af en serigrafisk proces.

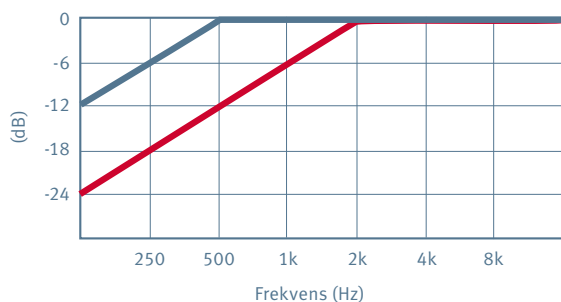
Elektroniske filtre og deres implementering

Et filter er et elektronisk kredsløb, som fremhæver eller dæmper forskellige frekvenser og modificerer derved lydspektrets egenskaber. Disse filtre kan anvendes til at dæmpe bestemte afgrænsede frekvensområder fra signalet. Hvilke typer og hvor mange filtre, der vælges, afhænger af høreapparatmodellen. Nogle høreapparater har 15 eller flere filtre, andre har kun to eller tre filtre.

Der findes forskellige grader af stejthed for filtrene, varierende fra en stejthed på 6 dB pr. oktav i et traditionelt, første ordens passivt filter til 12, 18 eller flere dB pr. oktav i aktive filtre, som anvender forstærkende elementer. I figur 7.17 er filterstejtheden 6 dB per oktav.

Basfilter

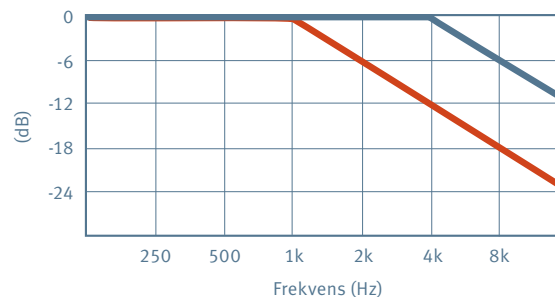
En meget almindelig type høretab er aldersbetinget høretab (presbyacusic), som kan relateres til den normale aldridingsproces. Denne type høretab indebærer, at de lave frekvenser er hørbare og ikke påvirket af presbyacus, mens hørelsen er nedsat i det høje frekvensområde. Dette giver ofte udslag i, at mennesker med presbyacusic ofte har problemer med at forstå tale i støjfyldte omgivelser. I disse tilfælde er det relevant at dæmpe de lave frekvenser i lydbilledet med et basfilter (low-cut) inden forstærkningen. Basfiltret benyttes til at regulere forstærkningen af det lave frekvensområde (fig. 7.17).



► Figur 7.17. Et basfilter reducerer forstærkningen ved lave frekvenser. Den nederste kurve dæmper frekvenser fra 2 kHz og ned, den øverste kurve dæmper frekvenser fra 500 Hz og ned.

Diskantfilter

Diskantfiltret (high-cut) benyttes til at reducere forstærkningen i det høje frekvensområde, almindeligvis over 1000 Hz. Diskantfilteret anvendes ofte til at give den korrekte forstærkning i højfrekvensen til et givent høretab. Det kan også anvendes i kraftige høreapparater til at reducere risikoen for akustisk tilbagekobling (hyl eller feedback). Filtret kan også med fordel anvendes i høreapparater til førstegangsbrugere, som har svært ved at acceptere en diskantforstærkning, idet det dæmper den diskantforstærkning, der ofte opleves som generende i starten. Når brugerne efter et stykke tid har vænnet sig til høreapparaterne, kan man gradvist skrue op for diskantforstærkningen. Diskantfiltre kan udformes med forskellige grader af frekvensafskæring (fig. 7.18).



► Figur 7.18. Et diskantfilter reducerer forstærkningen ved høje frekvenser. Den nederste kurve dæmper frekvenser fra 1 kHz og op, den øverste kurve dæmper frekvenser fra 4 Hz og op.

Opdeling af lydspektrum i multibåndsfiltere

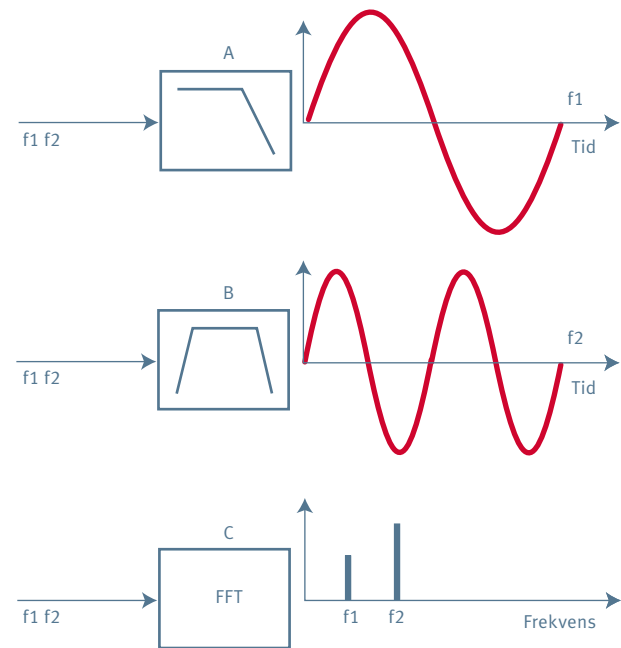
På vej ind i signalprocessoren splittes det digitale signal op i et antal på hinanden følgende frekvensbånd, alt efter høreapparatmodel. Der findes høreapparater med 2 bånd, et for høje og et for lave frekvenser, mens andre høreapparater har multibåndsfiltere.

Når signalet er splittet op i flere bånd, kan signalprocessoren bearbejde signaler i de enkelte frekvensbånd med henblik på at reducere støj og forbedre taleforståelighed. De enkelte frekvensbånd forstærkes alt efter høretabets karakteristisk, og uønsket lyd kan identificeres for enkelte bånd og dæmpes.

Implementering af filterbånd

Til opdeling i frekvensbånd benyttes primært to metoder (fig. 7.19):

- Tidsdiskrete, elektrisk implementerede filtre
- Filtre baseret på den matematiske beregningsmetode til frekvenstransponering, FFT (Fast Fourier Transformer)



► Figur 7.19. Filterimplementeringsmuligheder: A viser et diskantfilter, som lader den lave frekvens f_1 passere, B viser et båndfilter, som lader f_2 passere, C viser en FFT-implementering, som kortlægger de to frekvenser på en frekvensakse.

Tidsdiskrete, elektrisk implementerede filtre har den fordel, at de arbejder med minimale forsinkelser af lydsignalet og kan konstrueres med den ønskede filterstejlhed. Signalbehandlingen i filterbåndene kan programmeres efter høretabets karakter. En høj filterstejlhed betyder, at der ikke er meget overlapning med nabofrekvensbåndet. Stejle filtre gør det muligt effektivt at bortfiltrere uønskede signaler.

Filterbåndene kan også implementeres ved hjælp af en FFT-analyse. Denne metode resulterer i mere overlappende filtre, hvilket gør en bortfiltrering af støj vanskeligere. Til gengæld er denne metode matematisk og kan relativt nemt implementeres i softwaren. FFT-filtre medfører en forsinkelse af lydsignalet, som kan være generende for høreapparatbrugeren.

Tidsdiskrete, elektrisk implementerede filtre viser typisk en høj stejlhed og separerer filterbåndene mere effektivt end filtre, der er implementeret efter FFT-metoden.

Den valgte metode til implementering af filtre er en nøje afvejning imellem strømforbrug ved en konstant signalforsinkelse (delay), filterstejlhed samt kvalitetskravene til signalet.

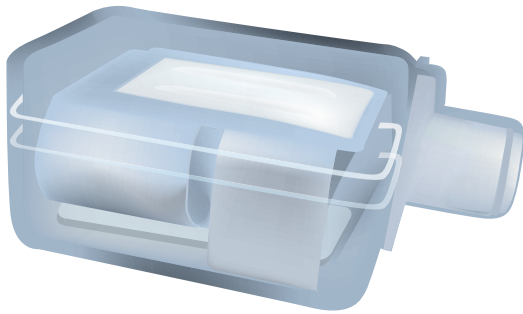
Konvertering fra digital til analog form

Når signalet er behandlet og forstærket til det ønskede outputniveau, skal det konverteres tilbage til et analogt signal, som kan gengives af høreapparatets højttaler. Denne opgave håndteres af en digital-til-analog-konverter.

For at minimere strømforbruget og opnå en integreret løsning bruger digitale høreapparater ofte en digital-til-digital-konverter. Konverteren genererer et højhastigheds-, serielt output, som sendes til højttaleren, som accepterer denne type input og egentlig er en del af en digital-til-analog-konverter. Højttaleren producerer derefter et lydsignal.

Output i højttaler

Højttaleren omsætter det forstærkede elektriske signal til lydølger. En højttaler arbejder i praksis som en slags omvendt mikrofon. Det elektriske signal fra hybridforstærkeren sætter højttalerens membran i bevægelse og skaber derved svingninger i luften omkring membranen. Disse svingninger kan opfanges af øret og høres som lyd (fig. 7.20).



► Figur 7.20. Eksempel på en højttaler i et høreapparat. Det forstærkede elektriske signal kommer ind i højttaleren og får membranen til at bevæge sig, hvorved der dannes lydølger. I denne figur kommer den genererede lyd ud af højttalerens højre side.

Der findes forskellige højttalertyper, både i størrelse og ydeevne (maksimalt outputniveau). Højttalerens fysiske størrelse bestemmer højttalerens maksimale outputniveau (fig. 7.21).

Det maksimale outputniveau, som kan genereres af en højttaler, afhænger af højttalerens fysiske størrelse. Jo mindre højttaler, desto lavere outputniveau. De mindste højttalere bruges i høreapparater, hvor der skal kompenseres for et svagt eller moderat høretab. De store højttalere bruges i bag-øret-høreapparater og i power høreapparater, hvor en stor forstærkning og et højt til meget højt outputniveau er påkrævet.

De mindste højttalere anvendes i CIC-høreapparater på grund af de begrænsede pladsforhold. Disse høreapparater er derfor kun velegnede til milde og moderate høretab. Ved de større i-øret- og bag-øret-modeller som high power høreapparater er der derimod mulighed for at bruge en større højttaler med et kraftigere outputniveau – helt op til 140 dB SPL.



► Figur 7.21. En række højttalere til høreapparater på en lineal. Jo større højttaler, desto højere maksimalt outputniveau.

Høreapparatets betjeningsmuligheder

Høreapparattilpasseren justerer de grundlæggende tilpasningsparametre, når høreapparatet tilpasses. Justeringerne kan normalt ikke ændres af brugeren. Mens nogle høreapparater er fuldautomatiske, er andre høreapparater forsynet med manuelle betjeningsmuligheder som en volumenkontrol eller en kontakt til valg af lytteprogrammer.

Volumenkontrol

Nogle bag-øret- og i-øret-høreapparater har en volumenkontrol, som giver brugeren mulighed for at regulere lydstyrken i høreapparatet i overensstemmelse med de forskellige lyttesituationer. Andre høreapparatyper, som f.eks. CIC-høreapparater, har ingen manuelle betjeningsmuligheder. De programmeres til fuldautomatisk forstærkning under tilpasningen.

Afbryder

Nogle høreapparater har en afbryder. Afbryderen kan enten være monteret på høreapparatet eller være en integreret del af batteriskuffen.

Telespoleomskifter

Mange høreapparatmodeller er udstyret med en omskifter, som sætter brugeren i stand til at modtage signaler enten fra mikrofonen eller fra et teleslyngeanlæg. Denne kaldes en MT-omskifter. Når et høreapparat er i indstilling T, er mikrofonen afbrudt og kun de lyde, der transmitteres fra teleslyngeanlægget, er hørbare.

I nogle situationer er det en fordel at bruge input fra telespole og mikrofon samtidig, f.eks. når man lytter til TV og samtidig ønsker at høre tale, dørklokken eller andre vigtige lyde i omgivelserne. Mange høreapparater har derfor også en MT-indstilling, hvor både mikrofonen (M) og telespolen (T) er aktiveret samtidig.

Omskifter til lytteprogrammer

Høreapparater kan have flere lytteprogrammer, som hver er optimeret med henblik på en specifik lyttesituation. Et eksempel herpå er musikprogrammet. Omskifteren til lytteprogrammet kan være placeret på selve høreapparatet, eller programvalgfunktionen kan være inkorporeret i en fjernbetjening.

Fjernbetjening

Nogle høreapparatbrugere foretrækker at betjene deres høreapparater på en mere avanceret og diskret måde. De ønsker at kunne vælge imellem et større antal muligheder, alt afhængigt af lyttesituationen. Eftersom høreapparatbrugerne ofte ønsker små og kosmetisk acceptable høreapparater, kan man ikke få plads til manuelle betjeningsmuligheder på selve høreapparatet. I stedet kan disse funktioner betjenes ved hjælp af en fjernbetjening.

Ved at benytte en fjernbetjening kan brugeren vælge mellem et antal forudindstillede programmer til forskellige lyttesituationer. Kommunikationen mellem fjernbetjeningen og høreapparatet kan foregå enten ved hjælp af infrarødt lys, ultralyd eller radiobølger.

Batterier til høreapparater

Moderne høreapparater kan stille store krav til batterier med hensyn til arbejdsspænding og levetid. De mest brugte batterier til høreapparater er af zink-luft-typen, som findes i forskellige størrelser. Her skelner man normalt mellem standardbatterier og high-power batterier. Sidstnævnte anvendes til power høreapparater, da de kan levere den høje ydelse, der er nødvendig.

Batterier til høreapparater skal vælges med stor omhu, så de passer til det aktuelle høreapparat, forstærkningskrav og brugerens anvendelsesmønster. Det anbefales at anvende en batteritype, som kombinerer en lang levetid for standardbatterier med den høje ydelse fra high-power batterier.

God effekt igennem høj og stabil arbejdsspænding

Moderne høreapparater kræver en arbejdsspænding på ca. 1,1 volt. Zink-luft-batterier har en nominel spænding på 1,4 volt. Denne spænding er dog kun til stede, når batteriet ikke belastes. Når høreapparatet er i brug, ligger batteriets effektive arbejdsspænding typisk mellem 1,15 og 1,35 volt. Den store forskel i arbejdsspændingen viser, at der er forskel på batterier af forskellige fabrikanter. Hertil kommer, at zink-luft-batteriernes arbejdsspænding påvirkes af temperaturen på samme måde som andre batterier.

En høj og stabil spænding giver høreapparatet de bedste arbejdsbetingelser og sikrer, at de nødvendige forstærkningskrav også kan leveres af høreapparatet. Hvis batteriets arbejdsspænding er under 1.1 V, kan det betyde, at både forstærkning og output reduceres. Den største ulempe ved en for lav arbejdsspænding er, at risikoen for fejlfunktion i høreapparatet øges. Et af symptomerne kan være falske batterialarmer i kritiske situationer, som f.eks. når høreapparatet skal producere høje lydtryksniveauer og/eller ved meget lave omgivelsestemperaturer.

Den eneste ulempe ved en høj arbejdsspænding er, at høreapparatet herved bruger meget strøm. Det kan virke paradoksalt, at et rigtigt godt batteri således får en kortere levetid end et mindre godt batteri, selvom kapaciteten på de to batterier er nøjagtig den samme. Det at kunne opnå den ekstra dynamik og det høje lydtryksniveau i høreapparatet koster altså batterilevetid, typisk i størrelsesordenen 5-10%.

Brugsmønster og batterilevetid

Høreapparatbrugeren bør altid slukke for høreapparatet, når det ikke anvendes. Hvis et høreapparat ikke skal benyttes i nogle dage eller uger, bør batteriet fjernes helt fra batteriskuffen. Et aktiveret batteri kan lække elektrolytsubstans og/eller svulme op, hvilket kan beskadige høreapparatet.

Valg af batterier afhænger også af de forhold, de bruges under. Levetiden for et aktiveret zink-luft-batteri varierer meget, selv når høreapparatet ikke er i brug. Et aktiveret zink-luft-batteri vil opbruge sig selv i løbet af en 5-6 ugers periode. Hvis høreapparatet kun anvendes nogle få timer om dagen, opbruges batteriets kapacitet ikke helt. En batterilevetid på cirka 14 dage betyder normalt, at man kan udnytte 90-98% af den oprindelige kapacitet. Hvis høreapparatet kun anvendes kort tid hver dag og derved strækker batterilevetiden til ca. 4 uger, falder den effektive kapacitet typisk til 40-85%, afhængigt af batterifabrikatet.

Batterikapacitet måles i milli-Ampere-timer, forkortet som mAh. Et batteri med en kapacitet på 150 mAh kan levere 1 mA i 150 timer, 2 mA i 75 timer osv.

En vigtig faktor i optimeringen af batterilevetid er korrekt opbevaring. Zink-luft-batterier skal opbevares køligt, men ikke i køleskab. De bedste opbevaringsbetingelser er ved en temperatur på omkring 17-22°C og en relativ luftfugtighed på 40-60%. For at beskytte den lufttætte forsegling bedst muligt bør batterierne blive i den ori-

ginale emballage, indtil de skal anvendes. Hvis der trænger luft ind til et zink-luft-batteri, betyder det, at det aktiveres og begynder at aflade. En anden fordel ved at opbevare batterierne i emballagen er, at man så kan holde øje med udløbsdatoen, som normalt er oplyst i en forkortet form på emballagen.

Andre batterityper

Ud over zink-luft-batterier findes der andre batterityper, som f.eks. sølvoxid-batterier, som ikke har de samme levetidsbegrænsninger. Arbejdsspændingen i et sølvoxid-

batteri er højere end i et zink-luft-batteri (ca. 1,5 volt), men et sølvoxid-batteri har kun ca. 30% kapacitet i forhold til et zink-luft-batteri. Da sølvoxid-batterier er noget dyrere, er det sjældent det bedste valg til høreapparater. De tidligere anvendte kviksølvbatterier havde en forholdsvis lav kapacitet og et dårligere spændingsforløb. Kviksølvbatterier anvendes ikke mere på grund af skærpede miljøkrav.

De kraftigste høreapparater, nemlig kropsbårne høreapparater, anvender alkaliske batterier af typen AA eller AAA. Disse batterier samt de små, flade litiumbatterier anvendes også i fjernbetjening til høreapparater.

De mest anvendte batterityper til høreapparater og tilbehør er beskrevet i nedenstående tabel.

BATTERITYPE	IEC-BETEGNELSE	DIMENSIONER mm	NOMINEL SPÆNDING v	KAPACITET mAh	ANVENDELSE
5	PR 521	5,9 x 2,1	1,4	35	CIC (helt-inde-i-øret-høreapparat)
10	PR 70/PR 536	5,9 x 3,6	1,4	80	CIC, kanalhøreapparat
312	PR 41	7,9 x 3,6	1,4	150	Kanal-, i-øret-høreapparat
13	PR 48	7,9 x 5,4	1,4	250	I-øret-høreapparat, bag-øret-høreapparat
675	PR 44	11,6 x 5,4	1,4	600	Bag-øret-høreapparat
AAA	LR 6	10,5 x 44,5	1,5	1100	Kropsbåret høreapparat
AA	LR 03	14,5 x 50,5	1,5	2600	Fjernbetjening, kropsbåret høreapparat
2032	CR 2032	20 x 3,2	3	200	Fjernbetjening

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and rhythm. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they all seem to originate from a common point on the left side of the page.

[KAPITEL 8]
SIGNALBEHANDLING



KAPITEL 8

SIGNALBEHANDLING 164

Overordnede mål for signalbehandlingen 164

Hørbarhed af lyd 164

Vanskelige lyttesituationer 166

Komfort 166

SIGNALBEHANDLING I LINEÆRE HØREAPPARATER 167

Input/output-funktion 167

Frekvenskarakteristik 169

Outputkarakteristik ved mætningsniveau 169

SIMPLE KOMPRESSIØNSHØREAPPARATER 170

Input/output-funktion 170

Attack- og reasetider 171

Outputbegrænsning ved kraftige inputniveauer 174

WDRC-kompressionssystem (Wide Dynamic Range Compression) 176

KOMPRESION I MODERNE HØREAPPARATER 177

Flerkanalkompression 177

Multisegmental kompression 178

Variation af attack- og reasetider 179

Attack- og reasetiders indflydelse på input/output 180

SPECIELLE LYDBEHANDLINGSSTRATEGIER 181

Retningsmikrofoner 182

Fast retningsystem 182

Retningsystem med to mikrofoner 183

Retningskarakteristik 183

Retningsindeks 184

Adaptiv retningsmikrofon 185

Adaptiv mikrofonmatchning 186

Støjklassifikation i et adaptivt retningsystem 186

Støjreduktion 187

Hvornår kan støjreduktion anvendes med fordel? 187

Hvordan skelner høreapparatet tale fra støj? 187

Støjreduktion i et digitalt høreapparat 188

Positiv effekt af støjreduktion 189

Feedback-reduktion 189

Årsager til akustisk feedback 189

Feedback-kontrol gennem signalbehandling 190

Feedback-reduktion ved begrænsning af forstærkningen 190

Aktiv feedback-undertrykkelse 191

Feedback-test 192

ANDRE ANVENDELSER AF SIGNALBEHANDLING 193

Selvtest af høreapparatets elektroniske dele 193

Forbedret komfort ved reduceret okklusion 193

Lytteprogrammer 193

SIGNALBEHANDLING

I et digitalt høreapparat digitaliseres det vedvarende signal fra mikrofonsystemet i en samplingproces, hvor det analoge signal konverteres til et diskret digitalt signal. Herefter kan der indføres talrige funktioner i signalvejen til bearbejdning af lyden og optimering af høreapparatets output.

Overordnede mål for signalbehandlingen

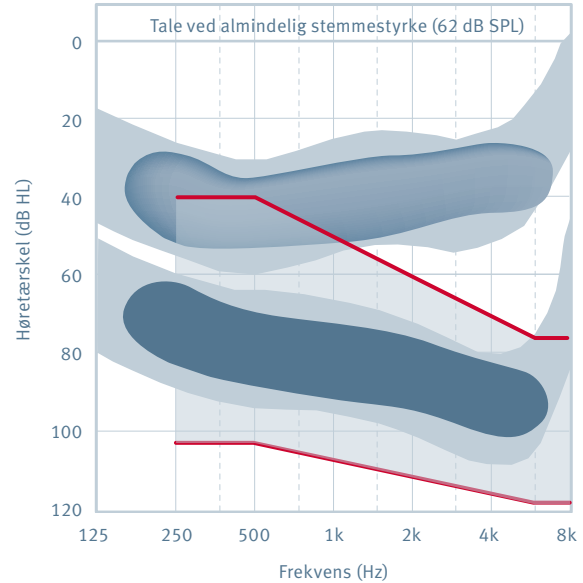
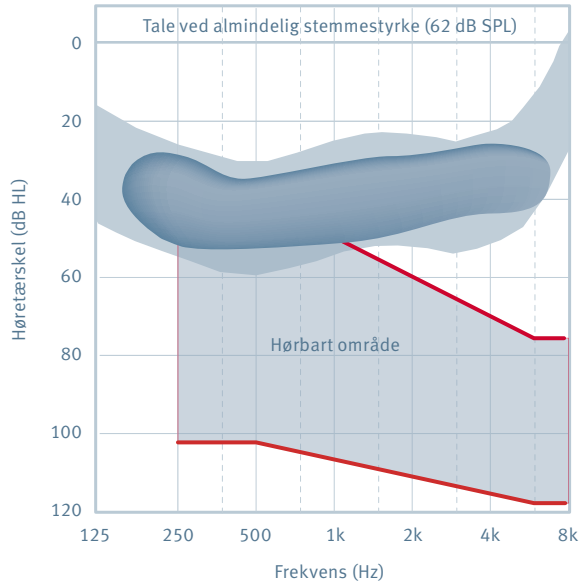
Ved behandling af signaler skal man holde sig nogle mål for øje:

- Hørbarhed af lyd
- Taleforståelighed i vanskelige lyttesituationer
- Komfort

Hørbarhed af lyd

Høreapparatets hovedformål er at gøre de lyde hørbare, som brugeren pga. sit høretab ikke længere kan høre. Sådanne lyde omfatter tale, men også andre lyde. Der er imidlertid ikke nogen grund til at overforstærke banale lyde, som kun vil forstyrre og være til gene for høreapparatbrugeren.

Behovet for at gøre alle komponenter i tale hørbare er vist i figur 8.01. I venstre del af figuren viser de mørkefarvede områder talens lydkomponenter ved almindelig stemmestyrke på en afstand af én meter fra den person, der taler. Illustrationen gengiver også det hørbare område for en person med et typisk sensorineuralt høretab. Her kan man se, at det kun er i lavfrekvensområdet, at det hørbare område og talespektret overlapper hinanden.



► Figur 8.01. Det hørbare område for en person med et typisk sensorineuralt høretab og talespektret målt i kritiske bånd (mørkfarvede områder). Med et høreapparat forstærkes talespektret, så det ligger inden for det hørbare område. Se figuren til højre.

Tale og andre sammensatte signaler indeholder både lav- og højfrekvente komponenter. I venstre del af figur 8.01 er det kun de lavfrekvente dele af talesignalet, som ligger inden for den pågældende persons hørbare område. De højfrekvente lyde ligger uden for det aktive dynamikområde og er derfor ikke hørbare. Denne person vil sagtens kunne høre, at der er en anden person, der taler, men kan have svært ved at opfatte, hvad der bliver sagt – især i støjfyldte omgivelser.

En af udfordringerne ved signalbehandlingen i høreapparatet er at forme talesignalet, således at det kommer til at ligge inden for høreapparatbrugerens dynamikområde, dvs. over høretærsklen, men under ubehagstærsklen. For at opnå dette skal de svage lyde forstærkes mere end de kraftige lyde, og den kraftigste forstærkning skal ske i de frekvensområder, hvor høretabet er størst.

Signalbehandling hjælper med at sikre, at talens lav- og højfrekvente komponenter forstærkes, således at de tilsammen danner et balanceret lyd billede inden for brugerens dynamikområde. Resultatet af en sådan signalbehandling er illustreret i højre del af figur 8.01.

Vanskelige lyttesituationer

De fleste personer med nedsat hørelse har problemer med at forstå tale i vanskelige lyttesituationer. Det kan dreje sig om situationer med baggrundsstøj eller lang efterklangstid (rumklang). Det kan også dreje sig om fjernsynslyd, hvor talesignalet ofte er blandet med musik og lydeffekter og kan variere meget i styrke. Det er netop i sådanne situationer, at de fleste ønsker, at høreapparatet skal kunne hjælpe dem. Som allerede nævnt, nytter det ikke bare at forstærke alle lyde lige meget. Formålet er at optimere den generelle lyd kvalitet ved at give forstærkning til de frekvensområder, der er vigtige for taleforståeligheden, og samtidig dæmpe baggrundsstøj.

Til dette formål er der en række forskellige muligheder. Én metode er at anvende retningsmikrofoner, som kan styres ud fra den aktuelle lyttesituation og således dæmpe de signaler, der kommer bagfra eller fra siden, mere end de signaler, der kommer forfra. En anden metode er støjreduktion, som skelner mellem tale og støj i det indkommende signal, og kun forstærker talen. Begge disse metoder kan ved hjælp af digital teknologi gøres meget effektive og konstrueres, så de kun er aktive, når der er behov for det.

Komfort

Vi udsættes alle konstant for kraftige lyde i vores hverdag. Det kan f.eks. være støjen fra trafik eller lyden af bestik og porcelæn, der klirrer, eller døre, der smækker. Høreapparatbrugerens vil på grund af høreapparatets forstærkning være særlig udsat for, at sådanne lyde opleves som ubehageligt kraftige. Det er derfor vigtigt, at høreapparatet ikke forstærker kraftige lyde mere end nødvendigt. Dette opnås ved dels at reducere høreapparatets forstærkning i lydombegivelser med et kraftigt lydtryksniveau og dels ved at sikre, at høreapparatet ikke kan frembringe lyd ved niveauer, der ligger over brugerens ubehagstærskel.

Høreapparater bruges almindeligvis med ørepropper eller skaller, som blokerer øregangen helt eller delvist. Denne tillukning af øregangen kan medføre, at brugeren opfatter sin egen stemme og tyggelyde som unaturligt kraftige. Dette kaldes okklusionseffekten. Høreapparatet kan også hyle, når lyd fra høreapparatets højttaler lækker tilbage til mikrofonen, hvilket kan være generende for brugeren. Det er afgørende, at signalbehandlingen i høreapparatet minimerer disse gener, således at brugeren oplever en så positiv effekt af høreapparatet som muligt.

SIGNALBEHANDLING I LINEÆRE HØREAPPARATER

At et høreapparat er 'lineært' betyder, at der gives samme forstærkning ved alle inputniveauer, indtil det maksimale outputniveau er nået. Svag tale har typisk et lydtryksniveau på 55 dB SPL, mens kraftig tale har et niveau på 70 dB SPL. Et lineært høreapparat vil bevare dette forhold og forstærke svag og kraftig tale lige meget, i dette tilfælde med en niveauforskel på 15 dB.

Når kraftige lyde skal forstærkes, kan høreapparatet gå i mætning. Det betyder, at høreapparatet har nået sin maksimale ydelse, og at et øget inputsignal ikke længere giver yderligere output.

Signalbehandlingen i et klassisk lineært høreapparat kan udføres med såvel analog som digital teknik. Den består hovedsageligt af to finjusteringsfunktioner:

- Toneregulering til indstilling af frekvensbalancen mellem mørke og lyse toner
- Maximum power output (MPO) kontrol til justering af høreapparatets maksimale output (mætningsniveau)

Da lineære høreapparater giver samme forstærkning til svage og kraftige lyde, kan der være behov for at justere forstærkningen, når inputsignalet er særligt svagt eller kraftigt. Et lineært høreapparat er derfor forsynet med en volumenkontrol, så brugeren selv kan justere lydstyrken i forhold til det aktuelle lyttemiljø.

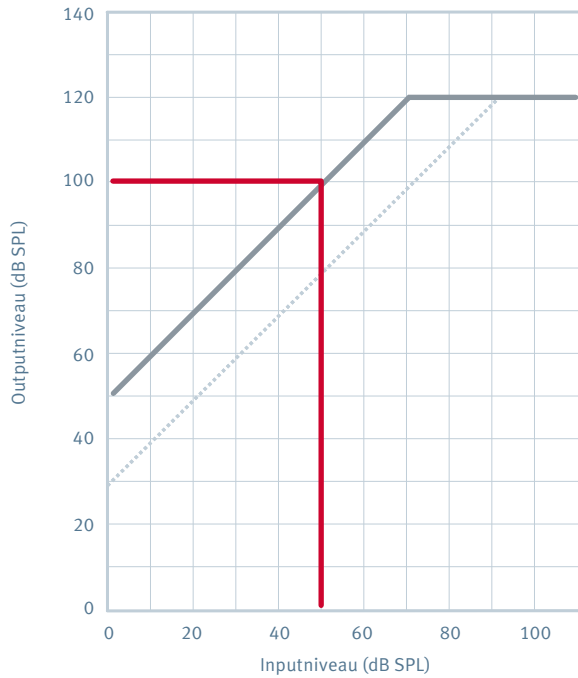
Et lineært høreapparats respons ved forskellige inputniveauer og frekvenser kan beskrives ved tre vigtige grafiske visninger:

- Input/output-funktion (I/O)
- Frekvenskarakteristik
- Outputkarakteristik ved mætningsniveau

Input/output-funktion

I/O-funktionen er en kurve, som grafisk fremstiller et høreapparats outputniveau som en funktion af inputniveauer ved en given frekvens. I/O-kurvens x-akse viser lydniveauet for inputsignaler (indkommende lyde), og y-aksen viser lydniveauet for det forstærkede signal.

Figur 8.02 viser en I/O-kurve for et lineært høreapparat, der giver 50 dB forstærkning og med et maksimalt outputniveau på 120 dB SPL. I denne indstilling er høreapparatet lineært for inputniveauer op til 70 dB SPL.



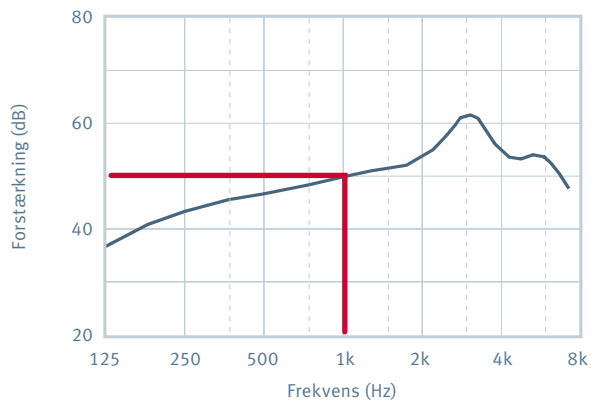
Ved inputniveauer, som er lavere end 70 dB SPL, har høreapparatet en forstærkning på 50 dB. Når inputniveauet overstiger 70 dB, begrænses output, så det ikke overstiger 120 dB SPL.

Det er karakteristisk for et lineært høreapparat, at en øgning af input giver en tilsvarende øgning af output. Dette kan ses i figur 8.02, hvor et input på 50 dB giver et output på 100 dB, og et input på 60 dB giver et output på 110 dB. Sænkes høreapparatets forstærkning til 30 dB, øges det lineære område til 90 dB SPL input.

► Figur 8.02. Input/output-kurve for et lineært høreapparat med 50 dB forstærkning. Et inputniveau på 50 dB SPL giver et outputniveau på 100 dB SPL. Ved alle inputniveauer, som er 70 dB SPL eller højere, giver høreapparatet det maksimale outputniveau på 120 dB SPL. Den punkterede kurve viser input/output-kurven for et høreapparat med 30 dB forstærkning.

Frekvenskarakteristik

Figur 8.03 viser frekvenskarakteristikken for et lineært høreapparat. Frekvensresponskurven er målt i en øresimulator og viser forskellen i dB mellem høreapparatets output, målt i kobleren, og inputniveauet, målt ved høreapparatets mikrofon. Det ses, at med et inputniveau på 60 dB SPL ved alle frekvenser viser kurven, at output ved 1000 Hz er 50 dB kraftigere.

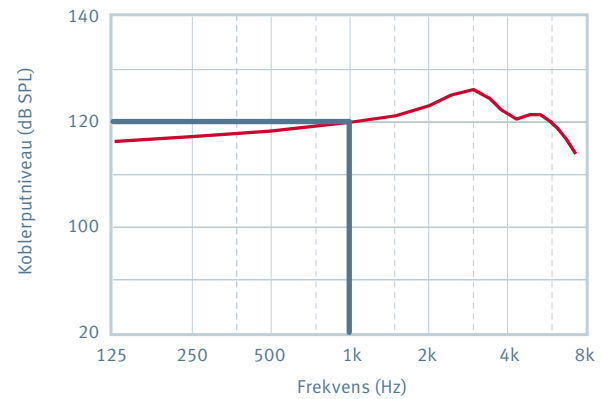


► Figur 8.03. Frekvens/forstærkningskurven for et lineært høreapparat viser forstærkningen ved et specifikt inputniveau ved alle frekvenser.

Bemærk også, at et lineært høreapparat ikke nødvendigvis forstærker alle frekvenser lige meget.

Outputkarakteristik ved mætningsniveau

Outputkarakteristikken ved mætningsniveauet er en kurve, som viser, hvor mange dB SPL høreapparatet kan producere i en kobler, når inputniveauet er så stort, at det driver høreapparatet i mætning. Kurven i figur 8.04 viser, at ved et inputniveau på 90 dB SPL ved alle frekvenser er outputtet ved 1000 Hz 120 dB SPL.



► Figur 8.04. Outputkarakteristik ved inputniveauer, som ligger på eller over de inputniveauer, som resulterer i maksimalt outputniveau for et lineært høreapparat.

SIMPLE KOMPRESSIONS- HØREAPPARATER

En ulempe ved de lineære høreapparater er, at brugeren hele tiden selv skal regulere lydstyrken ved at bruge volumenkontrollen. For at kunne gengive dagligdagens lydbillede med svage og kraftige lyde inden for brugerens dynamikområde, må høreapparatets kompression sikre passende forstærkning i forhold til inputlydtryksniveauer. Kompression er automatisk regulering af forstærkningen, således at svage lyde forstærkes mere end kraftige lyde. Dette kaldes Automatic Gain Control (AGC).

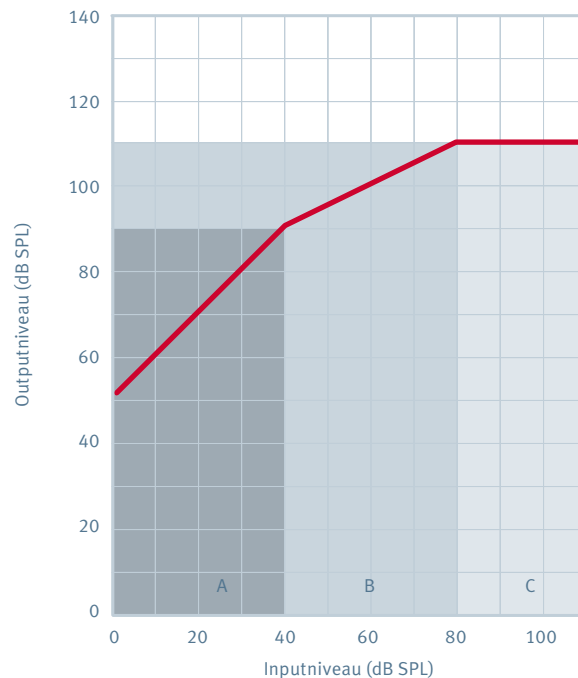
Kompressionshøreapparater betegnes også som ulineære høreapparater.

Input/output-funktion

Kompressorens signalbehandling kan karakteriseres ved følgende parametre:

- Kompressionstærskel
- Kompressionsforhold
- Attack- og relesetider (ind- og udsvingningstider)

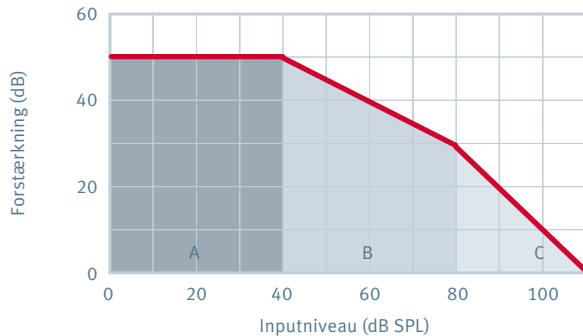
Input/output-funktionen for et simpelt ulineært høreapparat er vist i figur 8.05. For inputniveauer, som er mindre end 40 dB SPL (segment A), giver høreapparatet en lineær forstærkning på 50 dB. Når inputniveauet overstiger 40 dB (segment B), aktiveres høreapparatets kompressionkredsløb. Niveauet på 40 dB kaldes derfor kompressionstærsklen, forkortet som CT (Compression Threshold). Når inputniveauet overstiger 80 dB (segment C), stiger outputniveauet ikke mere, men holder sig konstant på 110 dB SPL.



► Figur 8.05. Input/output-kurve for et kompressionshøreapparat.

Segment B er et kompressionssegment. Dette ses ved, at en øgning af inputniveauet giver en mindre øgning af output. Hvis inputniveauet f.eks. øges med 10 dB, øges output med 5 dB. Forholdet mellem forøgelsen af input og output kaldes kompressionsforholdet (CR - Compression Ratio). I dette eksempel er $CR = 10:5 = 2:1$. Det punkt på I/O-kurven, hvor hældningen ændrer sig, kaldes for knæpunktet. Således har den i figur 8.05 viste karakteristik et knæpunkt ved et inputniveau på 40 dB.

Kompressorens funktion kan også vises ved en input/forstærkning-kurve. Input/forstærkning-kurven indeholder den samme information som input/output-kurven, men specificerer, hvilken forstærkning høreapparatet leverer ved forskellige inputniveauer (fig. 8.06).



► Figur 8.06. Input/forstærkning-kurven for det samme kompressionshøreapparat som i figur 8.05. Ved inputniveauer op til 40 dB (A) er forstærkningen konstant på 50 dB. Ved inputniveauer mellem 40 og 80 dB SPL (B) reduceres forstærkningen. Fra 80 til 100 dB SPL (C) forstærkes inputniveauet kun op til det maksimale output, høreapparatet kan levere.

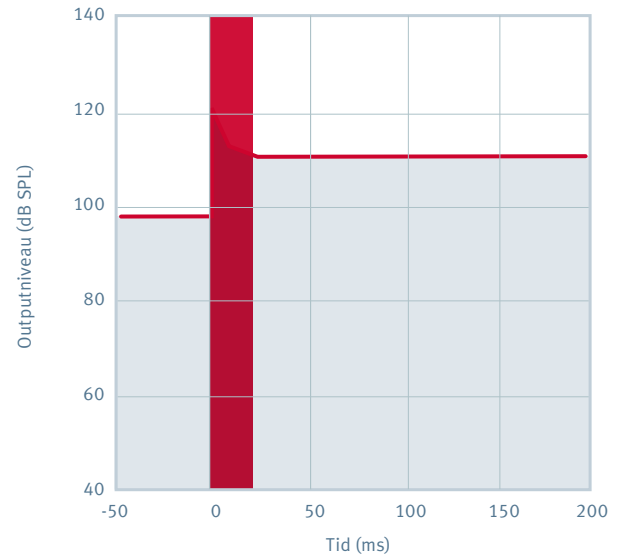
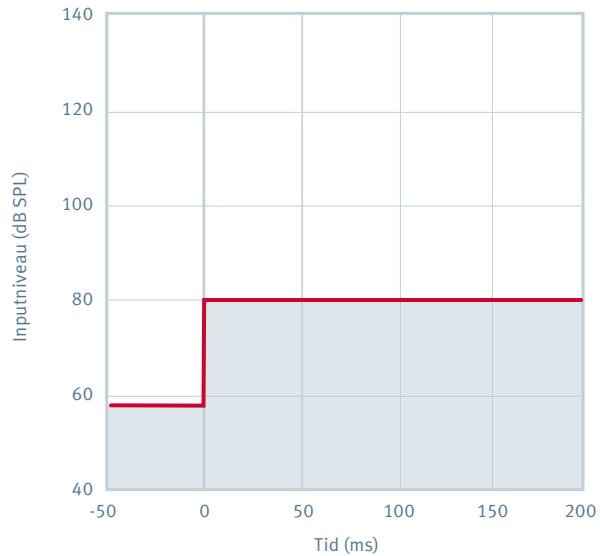
Attack- og relesetider

Som vi har set, ændrer et kompressionshøreapparat automatisk sin forstærkning, hvis inputniveauet ændrer sig. Hvis forstærkningen ændrer sig alt for pludseligt, vil lydsignalets bølgeform blive forvansket – hvilket giver en hørbar forvrængning. Dette problem kan undgås ved, at man lader nogen tid gå, før kompressionen er fuldt aktiv, eller før den igen deaktiveres.

Den tid, der går, fra inputsignalet øges, og til outputniveauet ligger inden for ± 2 dB fra ligevægtsværdien, kaldes indsvingningstiden eller attacktiden. Den tid, der går, fra inputsignalet sænkes, og til outputniveauet ligger inden for ± 2 dB fra ligevægtsværdien, kaldes udsvingningstiden eller relesetiden (også recovery time).

Der er meget stor forskel på, hvor hurtigt forskellige kompressionshøreapparater regulerer deres forstærkning. Dette gælder især for digitale høreapparater, hvor reguleringshastigheden kan være kontrolleret af signalets egenskaber. Den klassiske måde at karakterisere reguleringshastigheden af en kompressor på er ved at angive attack- og relesetider i millisekunder (ms).

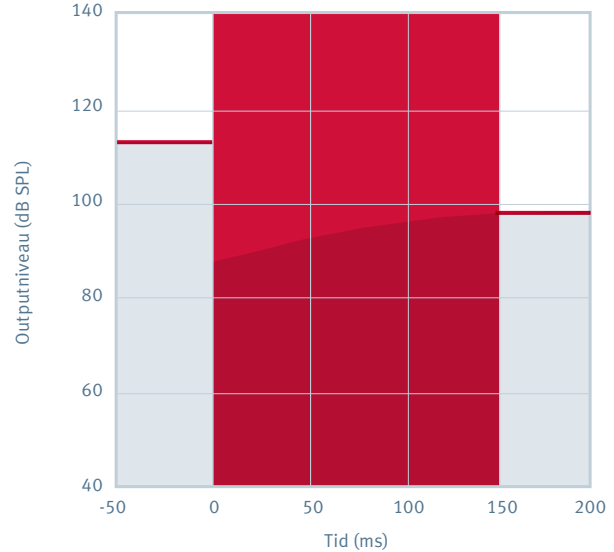
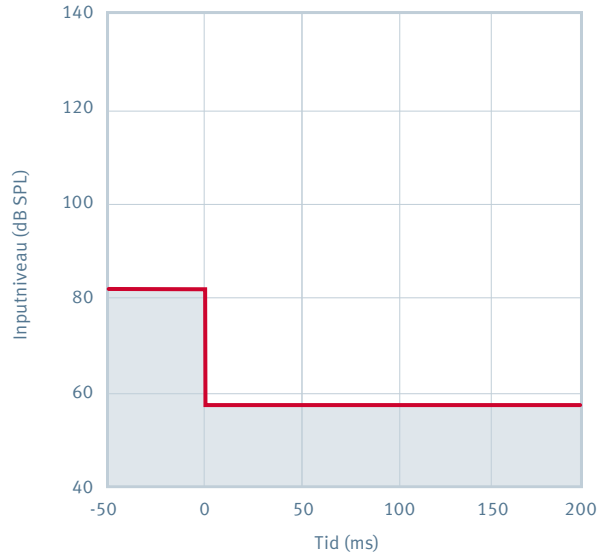
Figur 8.07 viser, hvordan outputniveauet justeres til ligevægtsværdien efter en øgning af inputniveauet.



► Figur 8.07. Når inputniveauet (venstre) pludselig øges ved 0 ms, vil outputniveauet (højre) først øges med samme antal dB. På grund af kompressionen vil output hurtigt aftage. Det røde område viser attacktiden.

Kompressionen virker således ikke øjeblikkeligt. Den tid, der går fra inputsignalet øges, og til outputniveauet er reguleret inden for ± 2 dB fra ligevægtsværdien, kaldes indsvingningstiden eller attacktiden. Typisk ligger attacktiden for et høreapparat mellem 0 og 25 ms.

Figur 8.08 viser, hvordan niveauet justeres til ligevægtsværdien, når inputniveauet pludselig sænkes.



► Figur 8.08. Når inputniveauet pludselig sænkes (venstre), vil output først falde med samme antal dB, men på grund af kompressionen tiltager output hurtigt (højre). Det røde område viser releasetiden.

Den tid, der går, fra inputsignalet sænkes, og til outputniveauet er inden for ± 2 dB fra ligevægtsværdien, kaldes udsvingningstiden eller releasetiden. Typisk ligger releasetiden for et høreapparat mellem 25 ms og 10 s. Mange høreapparatbrugere vil opleve, at baggrundsstøjen bliver mere fremtrædende ved kortere releasetider.

Hvis et høreapparat kun indeholder én kompressor, betegnes det som et en-kanal-høreapparat. Et en-kanal-høreapparat reducerer forstærkningen i høreapparatet, når inputniveauet overstiger kompressionstærsklen (CT) i et hvilket som helst område af frekvensspektret.

Der vil imidlertid være situationer, hvor et en-kanal-høreapparat ikke regulerer lyden tilfredsstillende.

Det kan f.eks. være, når en kraftig lavfrekvent lyd (baslyd) aktiverer kompressoren og reducerer forstærkningen, således at højfrekvente lyde (diskantlyde) med moderat styrke ikke længere er hørbare. Endvidere kan forstærkningsregulering i kun én kanal være utilstrækkelig, når høretabet varierer med frekvensen. Det er derfor en fordel at have flere kompressionskanaler i høreapparatet.

Outputbegrænsning ved kraftige inputniveauer

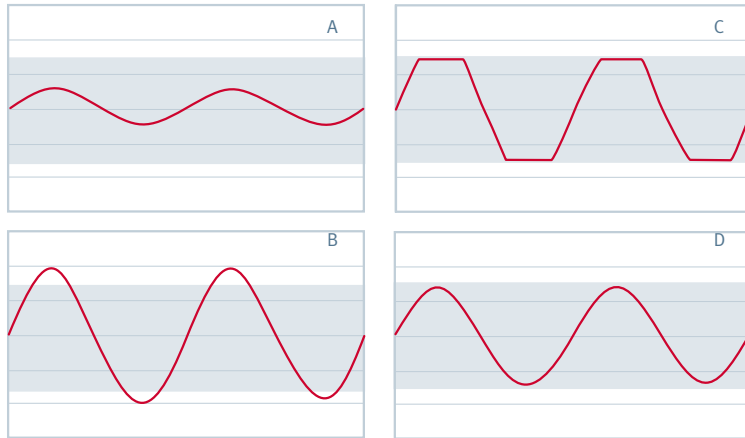
Da forstærkningen i lineære høreapparater ikke reduceres ved kraftige inputniveauer, er det specielt vigtigt at begrænse det maksimale output i disse høreapparater.

Tidligere blev det maksimale output fra et høreapparat justeret ved hjælp af peak clipping (PC) – en proces, hvor høreapparatets maksimale output bliver momentant begrænset. Da en sådan form for begrænsning (PC) skaber hørbar forvrængning, som kan være generende for nogle brugere, blev outputbegrænsning den foretrukne metode. Outputbegrænsning udføres derfor nu med en kompressor, som kaldes automatic output control (AOC). Figur 8.09 viser en sammenligning mellem de to typer outputbegrænsning (PC og AOC) sammen med tilhørende input/output-kurver.

Det maksimale output kan begrænses ved peak clipping, som skaber forvrængning, eller med automatic output control, som bevarer den akustiske bølgeform, uden at der opstår forvrængning.

I figur 8.09 vises en ren tone, som er inputsignalet til et lineært høreapparat. Hvis tonen er relativt kraftig, og hvis der ikke blev anvendt outputbegrænsning i høreapparatet, ville det forstærkede signal se ud som i figur 8.09 (B). Typisk vil dette signal være for kraftigt for brugeren, idet det lineære høreapparat ikke automatisk reducerer forstærkningen ved kraftige inputlyde. Figur 8.09 (C) viser, hvorledes signalet begrænses ved peak clipping.

I moderne lineære høreapparater foretages outputbegrænsningen derfor med automatic output control (AOC). Dette er vist i (D), hvor signalet er begrænset med et meget højt kompressionsforhold. Når output begrænses med en kompressor, bevares bølgeformen, og der opstår ingen forvrængning.

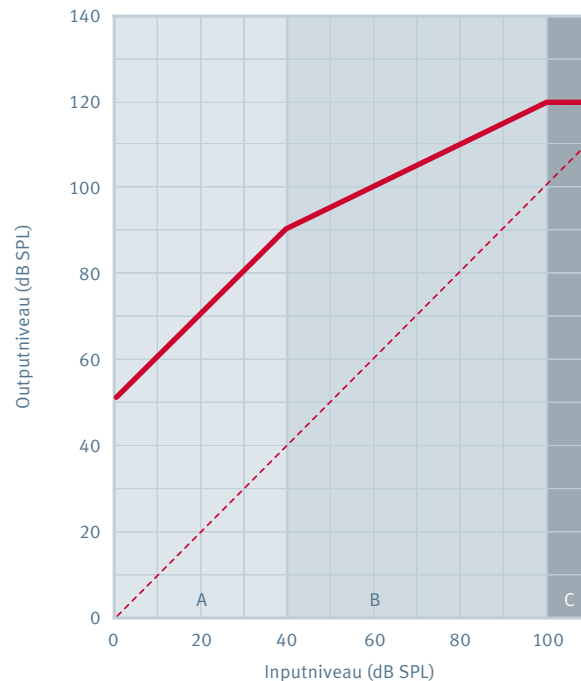


► Figur 8.09. Outputbegrænsning, når output overstiger det maksimalt tilladte output for høreapparatet (gråt område). Output kan begrænses ved hjælp af peak clipping eller automatic output control. (A) viser et rentonesignal som input, (B) viser det forstærkede signal. (C) viser outputsignalet med peak clipping, og (D) viser outputsignalet med AOC.

WDRC-kompressionssystem (Wide Dynamic Range Compression)

Når kompressionen er virksom over et stort inputområde, betegnes den Wide Dynamic Range Compression (WDRC). Formålet med WDRC er at justere forstærkningen, således at høreapparatets outputniveauer passer til høreapparatbrugerens lydstyrkeopfattelse inden for hele dynamikområdet, som går fra høretærsklen til ubehagstærsklen (UCL).

Med WDRC komprimeres det forstærkede signal, således at den normale lydstyrkeopfattelse hos høreapparatbrugerens genskabes.



► Figur 8.10. Input/output-responsen for en WDRC-kompressor. Input forstærkes, alt efter om inputniveauet er lavt, middel eller kraftigt. Kompressionsforholdet er 1:1 i område A, 2:1 i område B, og i område C leverer høreapparatet maksimalt output.

Input/output-kurven for en WDRC-kompressor er vist i figur 8.10. Svage inputniveauer op til 40 dB SPL forstærkes lineært, inputniveauer fra 40 til 100 dB SPL komprimeres i forholdet 2:1. Ved kraftige inputniveauer over 100 dB SPL leverer høreapparatet det maksimale output på 120 dB SPL.

KOMPRESSION I MODERNE HØREAPPARATER

I moderne høreapparater bruges udelukkende digital teknik, som gør avancerede funktioner mulige, der ikke kan realiseres med analog teknik. Kompressionen er en vigtig del af signalbehandlingen i moderne, digitale høreapparater. Den er mere kompleks end de simple kompressionsteknikker, der anvendes i peak clipping eller outputbegrænsning. Kompressionen kan gøres afhængig af frekvensen. Det kan være en fordel, bl.a. fordi hørelsens dynamikområde ikke er det samme ved alle frekvenser. Kompressionsforholdet (CR) kan gøres afhængig af lydniveauet, hvilket er nyttigt, fordi forsøg har vist, at brugerne ikke ønsker samme kompressionsforhold ved alle lydniveauer. Attack- og releasetiderne kan også gøres afhængige af lydsignalets karakteristik. Forsøg har vist, at høreapparatbrugere foretrækker en langsom regulering i visse situationer og en hurtigere regulering i andre situationer.

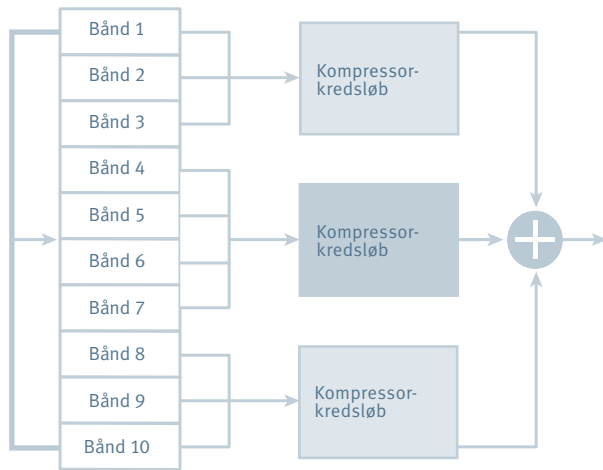
Kompressionen i moderne høreapparater afhænger af lydets frekvens, lydets niveau og lydsignalets karakteristik. Lydens frekvens er vigtig til at kompensere for det individuelle øres høretab. Lydniveauet bestemmer, hvilket kompressionsforhold skal bruges til at genetablere normal lydstyrkeopfattelse. Lydsignalets karakteristik bestemmer bl.a., hvilke attack- og releasetider frembringer optimal lyd kvalitet.

Flerkanalkompression

Det kan være en fordel at anvende frekvensafhængig kompression. Da et høretab sjældent ligger helt fladt over hele frekvensområdet, vil det dynamiske område ofte variere med frekvensen. Hvis lyden over hele frekvensområdet skal gengives inden for brugerens dynamikområde, må kompressionsforholdet være frekvensafhængigt

En anden grund til at anvende frekvensafhængig kompression er, at frekvenssammensætningen af tale varierer. Det vil derfor ikke være optimalt, at kun den samme kompressor tager sig af hele frekvensområdet.

Et typisk kompressionshøreapparat vil derfor have flere kompressorer, som arbejder i hver sit frekvensområde. Generelt er to eller tre kompressorer tilstrækkelige til at gengive dagligdags lyde på tilfredsstillende måde for langt de fleste høreapparatbrugere. Nogle høreapparater anvender flere kanaler. Dette kan være en fordel, hvis der samtidig tages særlige forholdsregler, så de spektrale forskelle i lyden ikke udjævnes, da dette kan reducere taleforståeligheden.



► Figur 8.11. Et flerkanalhøreapparat, hvor lyden deles op i 10 frekvensbånd ved hjælp af en filterbank. Derved kan de enkelte båndes niveauer justeres, således at den ønskede frekvensbalance opnås. Frekvensbåndene kombineres og behandles i 3 uafhængige kompressorkredsløb, hvor den dynamiske behandling finder sted.

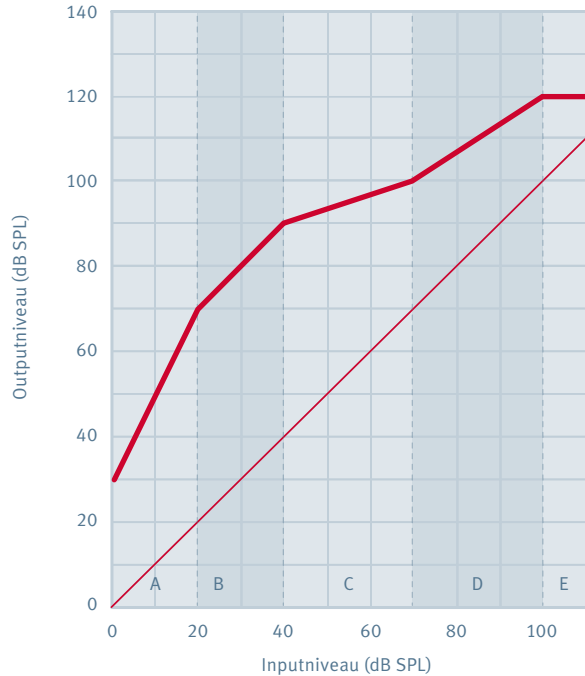
Et høreapparat, der er opbygget som vist i figur 8.11, kan karakteriseres som et høreapparat med 10 bånd og 3 kanaler. Det er antallet af kompressorer, der definerer antallet af kanaler. Skal man beskrive et flerkanalskompressorsystem, er det nødvendigt at angive en kurve for hver enkelt kompressor og dens frekvensområde.

I stedet for at bruge en filterbank kan signalet opdeles i frekvensbånd ved hjælp af en såkaldt Fast Fourier Transformation (FFT). Denne metode er en ren matematisk operation og giver typisk en stor forsinkelse i signalbehandlingen, især hvis frekvensafskæringen ved de lave frekvenser skal svare til ørets.

Multisegmental kompression

Signalbehandlingen i de enkelte kanaler har flere funktioner, idet forskellige kompressionsgrader udføres af den samme kompressor. Ved kraftige inputniveauer skal lyden komprimeres på en sådan måde, at kraftig lyd ikke opfattes som ubehagelig. Ved svage inputniveauer skal svage lyde forstærkes, så de bliver hørbare.

Med indførelsen af digital teknologi blev der mulighed for at indføre meget avancerede kompressortyper. Digitale høreapparater kan derfor have en sammensat kompressorkarakteristik, hvor kompressionsgraden ikke er den samme ved alle inputniveauer. Dette kaldes multisegmental kompression (fig. 8.12).



► Figur 8.12. Kompressionskarakteristik med flere segmenter: A, B, C, D og E. I segmenterne C og D komprimeres input med en kompressionsrate på henholdsvis 3:1 og 1,5:1. E er et outputbegrænsende segment. Inputområde B har lineær forstærkning, og A er et ekspansionssegment.

Variation af attack- og relesetider

Samtidig med at input/output-karakteristikken får flere segmenter, er der også mulighed for at raffinere attack- og releasekarakteristikken for kompressoren. Dette kan være nyttigt, da det ikke er hensigtsmæssigt i alle situationer, at forstærkningen varierer meget. F.eks. vil det være forstyrrende, at forstærkningen ændrer sig hurtigt, når man lytter til tale i svag baggrundsstøj. I andre situationer kan det være praktisk, at forstærkningen reguleres hurtigt. Ved pludseligt forekommende kraftige lyde, eller hvis baggrundsstøjen pludselig ændrer sig, vil hurtige ændringer i forstærkningen bidrage til brugerens komfort. Med digital teknologi er det muligt at styre variationer i høreapparatets forstærkningsregulering.

Ulineære høreapparater benytter kombinationer af faste eller situationsafhængige attack- og relesetider. Input/output-kurverne ved modulerede input-signaler som tale vil til enhver tid være forskellig fra den statiske input/output-funktion.

I nogle høreapparater er reguleringen hurtigere i nogle frekvensområder end i andre. I andre høreapparater afhænger reguleringshastigheden af lyttesituation og inputsignal. Her er der mulighed for, at forstærkningen ændres hurtigt, når lyttesituationen skifter, f.eks. hvis høreapparatbrugeren går fra støjende til rolige omgivelser, mens forstærkningen kun ændres langsomt, hvis lyttesituationen er konstant.

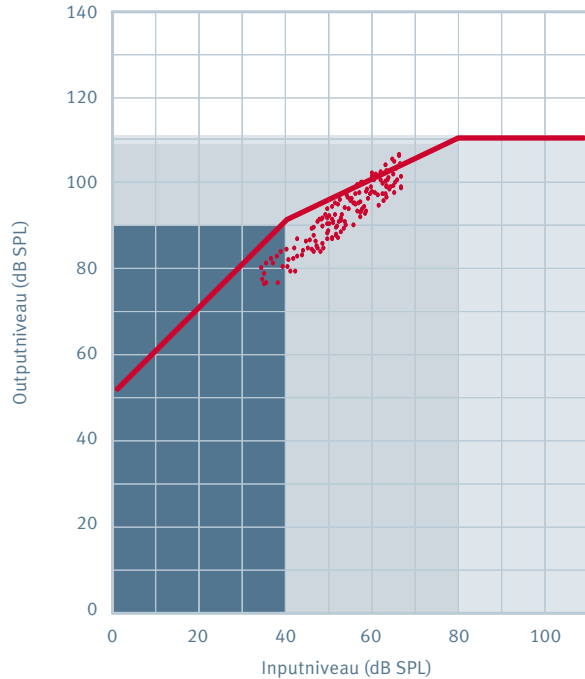
Et andet eksempel er forstærkningsreguleringen i forbindelse med impulslyd som en dør, der smækker. I dette tilfælde ønsker man en meget hurtig regulering for at undgå ubehag. Når den kortvarige lyd er ophørt, bør høreapparatet imidlertid vende tilbage til normal tilstand.

Ofte karakteriseres en kompressor efter dens attack- og relesetider. Meget hurtigtvirkende eller hurtig kompression kaldes øjeblikkelig kompression, mens kompression med korte tidskonstanter omkring 100 ms kaldes syllabisk kompression. Betegnelsen syllabisk henviser til, at forstærkningen kan reguleres i løbet af den tid, en stavelse (syllable) varer.

Langsomtvirkende eller langsom kompression er, når attack- og relesetiden overskrider et sekund. Langsom kompression vil ofte blive foretrukket i moderat baggrundsstøj, mens øjeblikkelig – eller syllabisk – kompression er velegnet i meget rolige omgivelser. En kombination af en hurtig og en langsom kompression kaldes undertiden for dual-kompression.

Attack- og relesetidens indflydelse på input/output

Den input-afhængige forstærkning i ulineære høreapparater fremstilles ofte som en stationær input/output-karakteristik. Disse karakteristikker bygger på standardiserede målinger, hvor der som input anvendes en kontinuerlig sinustone ved en specificeret frekvens. Tonens lydstyrke øges trinvist, og output fra høreapparatet måles, efter at kompressoren er stabiliseret til det nye inputniveau. Men de stationære input/output- og input/forstærknings-karakteristikker viser ikke, hvordan en høreapparatkompressor opfører sig som reaktion på komplekse input som f.eks. et moduleret talesignal. Her vil den reelle forstærkning være afhængig af inputsignalens dynamiske udsving samt høreapparatets attack- og relesetider.



► Figur 8.13. Input/output-funktionen, som viser en stationær kompressorkarakteristik (fuldt optrukket linie) og attack- og releasetidernes indflydelse på den dynamiske effekt (prikker).

Figur 8.13 viser sammenhæng mellem øjeblikkeligt input og output i et moderne høreapparat med kompression. Når punkterne ikke helt følger input/output-karakteristikken, skyldes det, at attack- og releasetidene for det pågældende høreapparat er relativt lange, så forstærkningsreguleringen ikke følger med i inputsignalet hurtige fluktuationer. Man skelner derfor imellem den stationære input/output-kurve og kompressorens dynamiske input/output-effekt.

SPECIELLE LYDBEHANDLINGSSTRATEGIER

Specielle lydbehandlingsstrategier har til formål at hjælpe brugeren med at kommunikere i støjfyldte omgivelser. En af de mest effektive metoder til at kommunikere i støjfyldte omgivelser er at udstyre høreapparatet med en retningsmikrofon. Lytteforsøg har vist, at høreapparatbrugere foretrækker, at høreapparatets lavfrekvensforstærkning reduceres i støjfyldte omgivelser. Dette kan opnås igennem støjreduktion. En anden speciel lydbehandlingsstrategi er feedback-håndtering, da hyl kan være belastende for høreapparatbrugeren.

Retningsmikrofoner

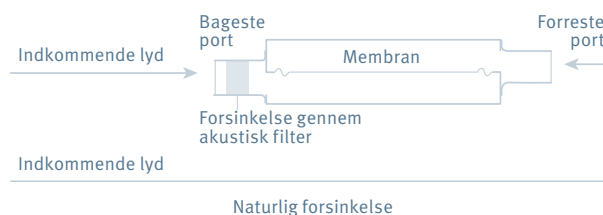
En retningsmikrofon udviser større følsomhed over for lyd, der kommer fra nogle retninger, end over for lyd, der kommer fra andre retninger. Det betyder, at lyd fra nogle retninger forstærkes mere end lyd fra andre retninger, hvor mikrofonen har en mindre følsomhed.

En retningsmikrofon har to eller flere lydindgange, og retningsvirkningen opnås ved kombinere lyden fra de forskellige lydindgange. Det er forsinkelsen mellem de to lyde, der afgør karakteristiken af retningsmikrofonen. Følgende to retningsmikrofonssystemer beskrives indgående:

- Retningsmikrofon med fast retningskarakteristik, to lydindgange og en membran
- Retningsmikrofon med to mikrofoner, som tillader adaptiv retningskarakteristik

Fast retningssystem

I figur 8.14 vises en retningsmikrofon med fast retningskarakteristik, hvor lyden fra forreste og bageste mikrofonindgang påvirker hver sin side af mikrofonens membran. I den bageste indgang er indsat et akustisk filter, som forsinker lyden. Hvis den tidsforsinkelse, som dette akustiske filter giver, svarer til den tid, det tager lyden at bevæge sig fra den bageste indgang til den forreste indgang, vil den lyd, der kommer direkte bagfra, ikke have nogen effekt. Membranen bevæger sig derfor ikke, og der er ingen elektrisk output. Årsagen hertil er, at fordi lydtrykket er det samme på begge sider af membranen, bliver det effektivt undertrykt. Ved at variere tidsforsinkelsen ved den bageste indgang er det muligt at ændre mikrofonens minimale retningsfølsomhed (nul-retning).

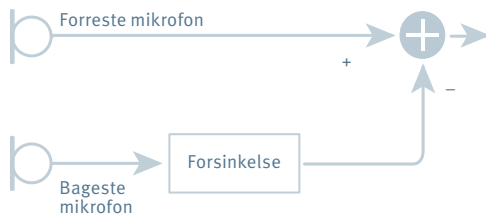


► Figur 8.14. En retningsmikrofon består af et mikrofonhus med to lydindgange. Denne mikrofontype kaldes ofte en dedikeret retningsmikrofon.

Retningssystem med to mikrofoner

Den faste retningsmikrofon har flere fordele med hensyn til stabilitet og egenstøj. Den har dog den ulempe, at retningsvirkningen ikke kan ændres, når der f.eks. sker ændringer i lydomgivelserne eller støjildens placering. Ved at kombinere signalet fra to (eller flere) omnidirektionelle mikrofoner og en elektrisk forsinkelse kan man opnå en justerbar retningsvirkning. Igennem en variation af denne tidsforsinkelse vil man kunne ændre mikrofonens retningskarakteristik (fig. 8.15).

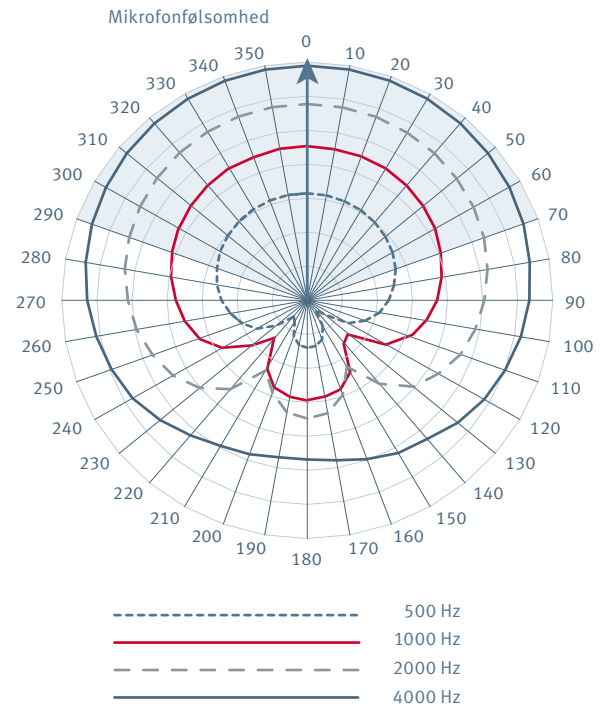
Ved at anvende båndopdeling sammen med retnings-systemet kan man opnå frekvensafhængige retnings-systemer.



► Figur 8.15. Retningssystem med to mikrofoner. Retningsvirkningen opnås ved at kombinere signalet fra to mikrofoner, hver med én lydindgang.

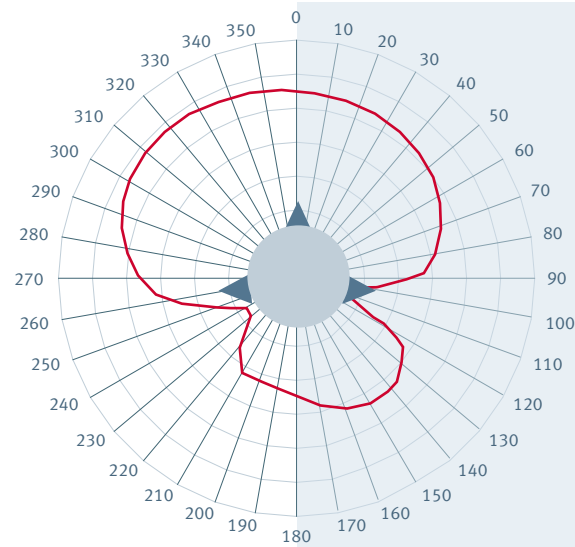
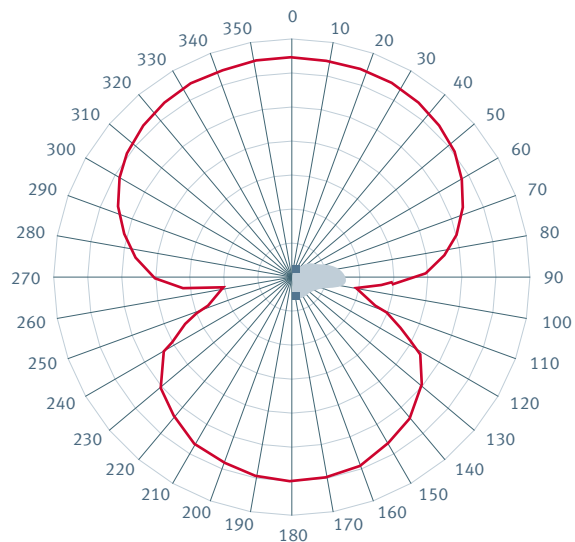
Retningskarakteristik

Retningsvirkningen af en mikrofon kan vises i et retningsdiagram, kaldet et polarplot, som gengiver mikrofonens følsomhed som funktion af den retning, lyden kommer fra.



► Figur 8.16. Polarplot for en retningsmikrofon målt i et frit felt. Mikrofonfølsomheden er størst ved lydindgangsvinkler fra ca. 290 til 70 grader.

Figur 8.16 viser retningskarakteristikken ved fire frekvenser for et høreapparat med retningsmikrofon, hvor høreapparatet er anbragt i et frit felt. Bemærk de næsten symmetriske kurver.



► Figur 8.17. Polarplot målt i et frit felt (venstre) og med et høreapparat anbragt på øret af en akustisk mannequin (højre). Mikrofonfølsomheden er nu anderledes på grund af hovedets skyggeeffekt.

Karakteristikken af en retningsmikrofon er afhængig af, om høreapparatet måles i frit felt, eller om det sidder ved øret. Det kan ses i figur 8.17, som viser retningskarakteristikken af en retningsmikrofon i frit felt og i et høreapparat, som er anbragt på øret af en akustisk mannequin. Bemærk, at kurverne ikke længere er symmetriske pga. hovedets skyggeeffekt. Det er dog stadig tydeligt, at mikrofonen har en højere følsomhed over for lyde, der kommer forfra, end lyde, der kommer bagfra.

Retningsindeks

Retningsegenskaberne i en høreapparatmikrofon kan vurderes ved dets retningsindeks (DI, Directivity Index). Retningsindekset angiver, hvor mange dB retningsmikrofonen forbedrer signal/støj-forholdet i en situation, hvor signalet kommer forfra, og hvor støjen kommer lige meget fra alle retninger. Som eksempel kan det nævnes, at en retningsmikrofon, som består af en enkel mikrofon med to lydindgange, ikke kan have et retningsindeks på over 6 dB.

Adaptiv retningsmikrofon

Ved anvendelse af digital signalbehandling er det muligt at forbedre effekten af et retningssystem i en række forskellige lydsituationer.

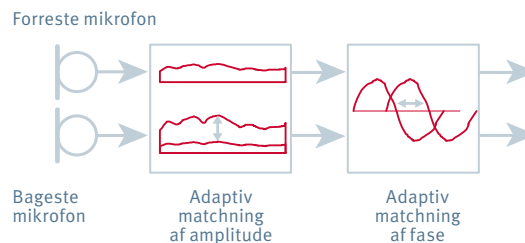
En adaptiv retningsmikrofon ændrer retningsfølsomheden i henhold til den aktuelle lydsituation. For at optimere taleforståelighed i baggrundstøj forstærkes tale, som når retningsmikrofonen forfra, mens uønskede komponenter, som baggrundsstøj, dæmpes. Dette gøres ved at ændre forsinkelsen mellem lydindgangene og trække signaler fra hinanden.

Et adaptivt retningssystem estimerer løbende, hvor den kraftigste støjkilde i omgivelserne befinder sig, og dæmper automatisk kilden mest muligt. Retningsvirkningen ændres, så den til enhver tid matcher lydbilledet i omgivelserne. Dette gøres af en algoritme, som løbende analyserer den lyd, der kommer forfra, i forhold til den lyd, der kommer bagfra og fra siderne. Mikrofonernes polærefølsomhed justeres løbende, således at retningskarakteristikken hele tiden er optimal i forhold til lyd miljøet. Ved flerkanalhøreapparater kan denne optimering være forskellig i de enkelte frekvensbånd.

Adaptiv mikrofonmatchning

Det er afgørende for funktionen af et tomikrofonssystem, at den absolutte følsomhed af de enkelte mikrofoner i systemet hele tiden er ens. Dette kan gøres ved at udvælge mikrofonerne, så de er så ens som muligt. Imidlertid er der en tendens til, at mikrofoner i løbet af tiden ændrer deres elektromekaniske egenskaber. Selvom disse ændringer er ganske små, kan de forringe effekten af et retningsssystem med to eller flere mikrofoner. I nogle tilfælde kan disse ændringer have den modsatte effekt, nemlig at øge støjen i forhold til signalet.

Digital signalbehandling kan være en løsning på dette problem. Blokdiagrammet i figur 8.18 illustrerer, hvordan et signalbehandlingssystem i et digitalt høreapparat adaptivt matcher de to mikrofoner. For at dette system skal være effektivt, bliver mikrofonerne matchet både mht. amplitude (amplitude matching) og fase (phase matching). Denne matchning har til formål at udligne eventuelle fase- eller amplitudeforskelle mellem de to mikrofoner.



► Figur 8.18. Matchning i amplitude og fase er vigtig i et retnings-system med flere mikrofoner for at opnå optimal retningsvirkning.

Støjklassifikation i et adaptivt retnings-system

Et andet eksempel på digital signalbehandling i retnings-systemer er den adaptive signal/støj-optimering, som kan bruges til at undertrykke vindstøj og egenstøj fra mikrofonerne. Ved hele tiden at sammenligne signalerne fra de to mikrofoner er det muligt at afgøre, om støjen stammer fra lydkilder i omgivelserne, eller om der f.eks. er tale om vindstøj. Vindstøj kan ikke undertrykkes af et retnings-system, tværtimod vil den typisk opleves langt værre med et retnings-system. Når vindstøj og egenstøj fra mikrofonerne bliver dominerende, reducerer den adaptive retningsmikrofon gradvist retningsvirkningen og gør dermed systemet mindre følsomt over for denne type støj, end det er tilfældet med faste retningsmikrofoner.

Støjreduktion

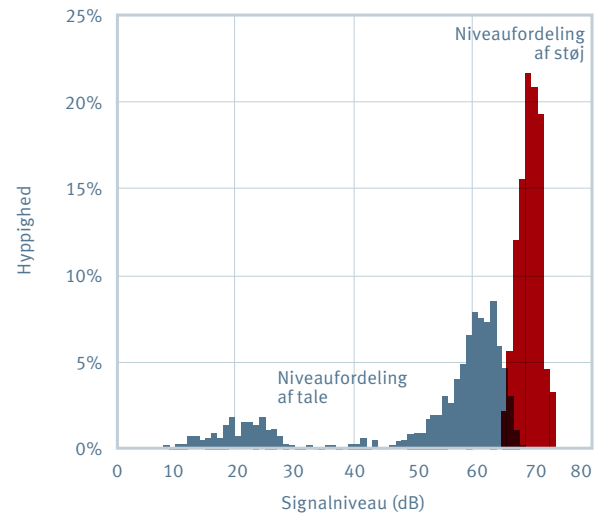
Lytteforsøg har vist, at høreapparaturbrugere foretrækker, at høreapparatets lavfrekvensforstærkning reduceres i støjfyldte omgivelser. Dette stemmer overens med vor viden om, at støj i omgivelserne overvejende ligger i det lave frekvensområde. En reduktion af den lavfrekvente forstærkning vil derfor hovedsagligt dæmpe støj. I høreapparater, hvor de lave frekvenser dæmpes i baggrundsstøj, behøver brugeren ikke at skrue ned for styrken med forringet taleforståelighed til følge.

Hvornår kan støjreduktion anvendes med fordel?

Virkningen af støj kan begrænses ved anvendelse af retningsfølsomme høreapparater. Herved fås en bedre taleforståelighed i støjfyldte omgivelser. Der findes imidlertid mange støjfyldte omgivelser, hvor der kun sjældent er brug for at kommunikere, f.eks. når man kører alene i bil, rejser med tog eller fly, eller er på en støjende arbejdsplads. Digital signalbehandling kan gøre sådanne situationer lettere for høreapparaturbrugeren. Høreapparatet vil kunne skelne mellem tale og støj og reducere forstærkningen, når der kun er støj til stede i omgivelserne, således at høreapparaturbrugeren faktisk oplever situationen mere rolig end en normalthørende opfatter den. I et avanceret høreapparat er det endda muligt kun at reducere forstærkningen ved de frekvenser, hvor støjen er mest dominerende, hvilket gør det lettere at adskille støj og tale.

Hvordan skelner høreapparatet tale fra støj?

Når man lytter til en lyd, er man sjældent i tvivl om, hvorvidt det er tale eller støj. Når et høreapparat skal skelne tale fra støj, udnytter man, at tale består af en række varierende lydelementer, der følger efter hinanden med korte tidsintervaller. Hvis lydvariationerne registreres i lydtryksniveau, vil man se, at der er langt større variationer i tale, end der er i støj. Denne niveaufordeling illustreres i figur 8.19.



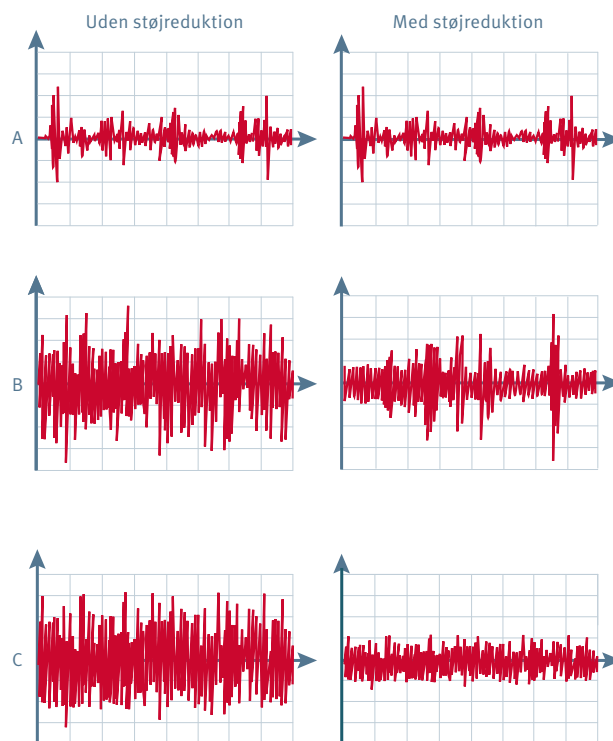
► Figur 8.19. Tale- og støjniveaufordeling over et bredt signalområde. De mørke bjælker repræsenterer talesignalet, som er fordelt over et område fra 10 til 70 dB. De røde bjælker repræsenterer støj, som er i området 65 til 75 dB.

Støjreduktion i et digitalt høreapparat

De statistiske forskelle mellem tale og støj udnyttes i signalbehandlingen til at bestemme, om lydsignalet er tale eller støj eller begge dele. I moderne digitale høreapparater kan der udføres løbende statistiske analyser i samtlige kanaler. Derved opnås en meget nøjagtig beskrivelse af lyden.

Støjreduktion og talefremhævelse foregår ved, at man sænker forstærkningen i kanaler, hvor støj dominerer, og øger forstærkningen, hvor tale er dominerende. Overdreven brug af denne strategi forårsager dog, at lyden får en boblende karakter, som mange finder ubehagelig.

Ofte udnyttes den præcise beskrivelse af lyden til at øge støjreduktionen yderligere, når der konstateres støj uden tale. I samme øjeblik der konstateres tale, indretter signalbehandlingen sig efter den nye situation.



► Figur 8.20. Ændringer i talespektrogrammer med og uden støjreduktion. A: Kun tale, B: Tale med støj, C: Kun støj. Man ser tydeligt de talekarakteristiske toppe, efter at støjreduktionssystemet har behandlet talesignalet med støj (højre spektrogram i midten).

Figur 8.20 illustrerer virkningen af støjreduktionen i et moderne digitalt høreapparat. Når der konstateres tale uden støj, har støjreduktionen ingen virkning (øverst). Når der er tale og støj til stede samtidig, reduceres støjen, mens talen ikke påvirkes (midten). Når der er konstateret støj, men ingen tale, er støjreduktionen mest virksom (nederst).

Positiv effekt af støjreduktion

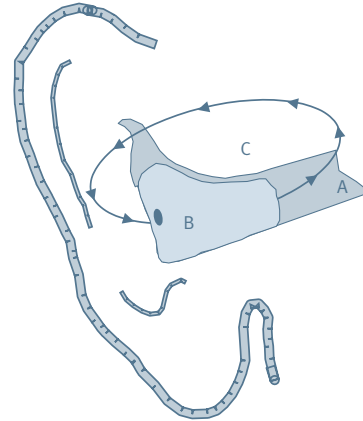
Støjreduktion har to positive egenskaber. Det er en stor fordel, at mange høreapparaturbrugere finder det mere behageligt at opholde sig i lang tid i støjende omgivelser. En anden fordel, som kan måles i laboratorieforsøg, er forbedret taleforståelighed i støj. Graden af forbedring afhænger af støjtypen – jo mere støjen ligner tale, desto mindre er forbedringen.

Feedback-reduktion

Feedback-hyl opstår, når forstærket lyd fra øregangen lækker tilbage til høreapparatets mikrofon. De følgende afsnit handler om årsagerne til akustisk feedback, og om hvordan man på forskellige måder kan gøre noget ved problemet.

Årsager til akustisk feedback

Forstærket lyd vil i et vist omfang kunne nå høreapparatets egen mikrofon gennem en utæt øreprop eller skal eller via høreapparatets ventilationskanal. Denne utilsigtede effekt kaldes akustisk feedback. I de fleste tilfælde er akustisk feedback harmløs og ikke hørbar, men hvis høreapparatets forstærkning er høj, eller hvis der er anvendt en åben tilpasning, kan der opstå en ustabil situation, hvor høreapparatets forstærkning overstiger den dæmpning, som øreproppen og afstanden til mikrofonen giver. I det tilfælde vil nogle frekvenskomponenter af den forstærkede lyd nå mikrofonen og blive forstærket yderligere i en selvforstærkende tilbagekoblingsløkke, og høreapparatet vil hyle (fig. 8.21).



► Figur 8.21. Feedback-hyl opstår, når forstærket lyd fra øregangen (A) lækker tilbage til høreapparatets mikrofon (B). Tilbagekoblingsvejen (C) er angivet af cirklen med pile.

Feedback-kontrol gennem signalbehandling

Ud over at fremstille en ny øreprop/skal eller ændre den eksisterende, er de klassiske måder til at undgå, at høreapparatet hyl, at reducere ventilationens størrelse eller høreapparatets forstærkning ved høje frekvenser. Begge metoder er effektive, men har også uønskede bivirkninger. Forstærkningsreduktionen kan påvirke taleforståeligheden især i støj, og en mindre ventilationsstørrelse kan øge høreapparatbrugerens følelse af tillukethed (okklusion). Heldigvis er det ikke nødvendigt at begrænse forstærkningen ved alle niveauer for at undgå ustabilitet og dermed hyl.

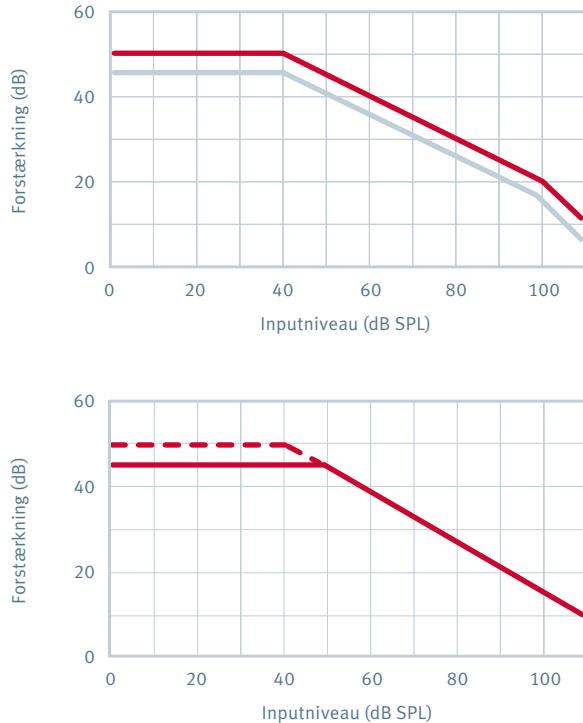
Ved brug af digital signalbehandling kan problemet reduceres næsten uden bivirkninger. To metoder har vist sig effektive:

- Begrænsning af forstærkningen i et bestemt frekvensområde. Denne metode kan især anvendes i ulineære høreapparater.
- Aktiv feedback-undertrykkelse, som består i at frembringe en lyd, der kan udligne feedback-signalet

Feedback-reduktion ved begrænsning af forstærkningen

I et ulineært høreapparat reguleres forstærkningen ud fra niveauet af inputsignalet. I normale lyttesituationer vil forstærkningen være moderat, og i rolige omgivelser øges forstærkningen til sin maksimale værdi. Denne maksimale forstærkning ved svage lyde betyder, at akustisk feedback (hyl) kun optræder i rolige omgivelser. Ved at sætte en maksimal grænse for forstærkningen kan man undgå akustisk feedback. Denne måde at forhindre ustabilitet på påvirker kun høreapparatets forstærkning af svage lyde, mens forstærkning af tale og andre lyde forbliver upåvirket.

Dette er ikke tilfældet, når feedback kontrolleres gennem en generel forstærkningsreduktion, som også påvirker forstærkningen ved moderate og kraftige inputniveauer. Det er således bedre at sætte en øvre grænse end at reducere forstærkningen generelt ved hjælp af en tonekontrol – eller endnu værre, ved hjælp af en volumenkontrol, som ikke blot vil reducere ved alle niveauer, men også ved alle frekvenser.



► Figur 8.22. I dette eksempel undgår man hyl ved at reducere forstærkningen med 5 dB over hele inputniveauområdet (øverste tegning, nederste kurve) med risiko for at få dårligere taleforståelighed. Den nederste tegning viser forstærkningsbegrænsning kun op til 45 dB (nederste kurve). Forstærkning af moderate og kraftige lyde begrænses ikke.

Man kan opnå stabile forhold på to måder, når forstærkningsniveauet overstiger 45 dB i et høreapparat med den input/forstærkningskarakteristik, der vises i figur 8.22:

- Ved at reducere forstærkningen med 5 dB (grå kurve) ved hjælp af tonekontrol. En sådan justering vil også påvirke forstærkningen ved moderate og kraftige inputniveauer og dermed taleforståeligheden.

- Ved at begrænse forstærkningen til 45 dB (fuldt optrukket kurve i nederste illustration). Forstærkningsbegrænsning ændrer ikke forstærkningen ved moderate og kraftige inputniveauer. Den forringer heller ikke taleforståeligheden.

Hvis der er tale om svære og meget svære høretab, er det nødvendigt, at øreproppen har en god pasform, da forstærkningen ellers skal begrænses så meget, at det kan forringe taleforståeligheden.

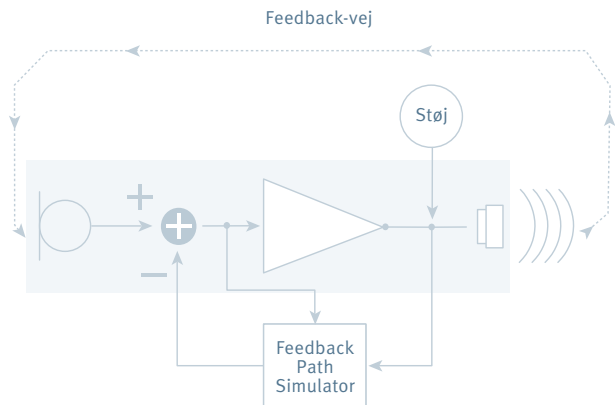
Aktiv feedback-undertrykkelse

Aktiv feedback-undertrykkelse er en anden metode til at reducere akustisk feedback. Under aktiv feedback-undertrykkelse beregner signalbehandlingen feedback-signalet. Høreapparatet danner derefter en lyd i modfase, der neutraliserer feedback-signalet. På den måde trækkes den beregnede feedback-værdi fra inputsignalet, hvoraf det naturlige feedback-signal er en del.

Oprindeligt signal = signal med naturlig feedback
 – estimeret feedback.

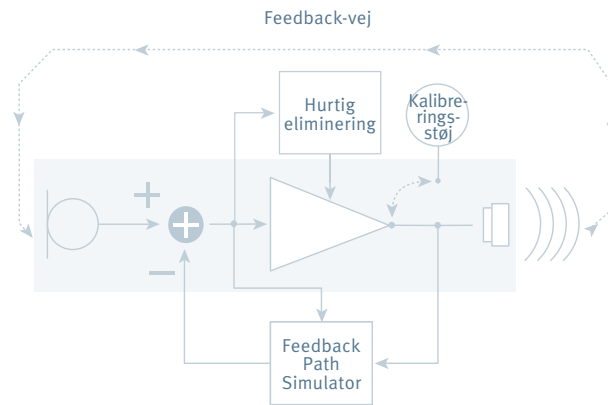
Den beregnede feedback-værdi trækkes fra inputsignalet med et digitalt filter, der har samme egenskaber som feedback-vejen. Dette filter kaldes en 'feedback path simulator'.

I figur 8.23 er vist et blokdiagram af et høreapparat med en simpel aktiv feedback-undertrykkelse, hvor en støjkilde benyttes til at bestemme feedback-vejen.



► Figur 8.23. Eksempel på aktiv feedback-undertrykkelse, hvor et støjsignal anvendes til bestemmelse af feedback-vejen.

I praksis viser det sig, at feedback ikke er konstant. Dels vil utætheder i øreproppen afhænge af, hvordan høreapparatbrugerens bevæger sin kæbe, f.eks. under tale og tygning, og dels vil feedback-vejen blive påvirket af genstande i nærheden af øret, f.eks. ved brug af en telefon. Det betyder, at det filter, der simulerer feedback-vejen, også hurtigt må indrette sig efter den aktuelle situation. Yderligere er det ikke hensigtsmæssigt at bruge et støjsignal til bestemmelse af feedback-vejen, da dette ofte kan høres af brugeren. De nyeste metoder til undertrykkelse af feedback anvender lyden i omgivelserne til at bestemme feedback-vejen. Der anvendes også adaptive systemer, som er optimeret til hurtige og langsomme variationer i feedback-vejen. I figur 8.24 er vist et feedback-elimineringssystem i et høreapparat, der anvender et adaptivt system.



► Figur 8.24. Moderne feedback-elimineringssystem i et digitalt høreapparat. Støjgeneratoren er slået fra, og der anvendes et hurtigt elimineringsystem til at kompensere for bratte ændringer i feedback-vejen.

Feedback-test

Nogle høreapparater har mulighed for selv at måle feedback-vejen i forbindelse med høreapparattilpasningen. En sådan måling kaldes en feedback-test og kan bruges til flere formål, f.eks. at optimere forstærkningsbegrænsningen i forhold til den individuelle brugers øre og øreprop.

Desuden kan en feedback-test give et mål for, hvor godt øreproppen slutter til i øret. Dette er specielt vigtigt ved svære og meget svære høretab, hvor øreproppen skal slutte så tæt som muligt.

ANDRE ANVENDELSER AF SIGNALBEHANDLING

Signalbehandling i høreapparater anvendes også til at tilvejebringe helt nye løsninger, som gavner andre funktioner og situationer, hvoraf nogle beskrives nedenfor.

Selvtest af høreapparatets elektroniske dele

Jo mere kompliceret høreapparatet er, jo vanskeligere kan det være at kontrollere alle dets funktioner. Signalbehandling giver mulighed for, at høreapparatet kan teste sig selv via automatisk programmerede testrutiner. Figur 8.25 viser et Senso Diva høreapparat placeret i en testcylinder, hvor det er i færd med at teste sig selv.



► Figur 8.25. Selvtest: Høreapparatet udsender et lydsignal, som det måler gennem sine egne mikrofoner. Ved at analysere de optagne signaler, kan eventuelle fejl opdages.

Forbedret komfort ved reduceret okklusion

Mange høreapparatbrugere oplever en følelse af okklusion, når høreapparatet sættes i øret. De kan opfatte deres egen stemme som unaturligt høj og rungende. Digital signalbehandling kan hjælpe med at reducere følelsen af okklusion. Høreapparater kan forsynes med en occlusion manager, som justerer signalbehandlingen i høreapparatet, således at okklusionseffekten reduceres.

Lytteprogrammer

Nogle høreapparater indeholder en række lytteprogrammer, som kan optimeres til specifikke lyttesituationer. For eksempel er den forstærkning og signalbehandling, der er nødvendig for at lytte til musik i en koncertsal, forskellig fra den forstærkning og signalbehandling, der er nødvendig for at lytte til tale i støjende omgivelser. Muligheden for at lagre forskellige signalbehandlingsstrategier til forskellige lyttesituationer i det ene høreapparat er en af de virkelige fordele ved digitale høreapparater.

A series of thin, light gray wavy lines that flow across the page from left to right, creating a sense of movement and depth. The lines are layered, with some appearing in front of others, and they all seem to originate from a point on the left side of the page.

[KAPITEL 9]

ØREPROPPER OG SKALLER TIL HØREAPPARATER



KAPITEL 9

ØREPROPPER OG SKALLER TIL HØREAPPARATER 197

Undersøgelse af øregang og trommehinde 198

Ophobning af ørevoks 199

Hudflager 199

Irritation af øregangen 200

Unormale hulninger i øregangen 200

Unormal trommehinde 201

Aftrykstagning 201

Indsættelse af otostop 202

Indsprøjtning af aftryksmassen 202

Check af det færdige aftryk 203

FREMSTILLING AF ØREPROPPER OG HØREAPPARATSKALLER 204

Ørepropper og høreapparatskaller fremstillet i øreproplaboratorium 204

Fremstilling af ørepropper 205

Ørepropmaterialer 205

Øreproppens lydkanal 207

Fremstilling af skaller til i-øret-høreapparater 208

Montering af elektroniske komponenter i skallen 209

Ventilationskanalen 209

CAMISHA – højteknologisk fremstilling af skaller og ørepropper 211

Computermodellering af øreprop eller skal 212

Opbygning af øreprop eller skal 213

ØREPROPPER OG SKALLER TIL HØREAPPARATER

Ørepropper til bag-øret-høreapparater og skaller til i-øret-høreapparater udgør en vigtig del af høreapparatet. Udformningen af disse har stor betydning for lyden i høreapparatet og for brugerens komfort, fordi høreapparatets aktuelle forstærkning er påvirket af lydkanalens og ventilationskanalens karakteristika. Ved udformningen af ørepropper og høreapparataskaller skal der tages hensyn til følgende aspekter:

- Der skal være en tilfredsstillende akustisk forsegling af øregangen.
- Øreproppen fungerer som kobler mellem høreapparat og øre.
- Brugerkomforten skal være høj for at sikre langvarig brug.
- Øreproppen eller skallen skal være kosmetisk acceptabel.
- Øreproppen eller skallen skal være praktisk at håndtere.

På de følgende sider ser vi på, hvordan ørepropper og høreapparataskaller bliver fremstillet: hvordan der tages et godt aftryk af øret, hvordan en øreprop og en høreapparataskal fremstilles, og hvordan den færdige øreprop eller høreapparat kan justeres til det individuelle øre. Når der er taget beslutning om høreapparattype, er det første, der skal gøres, at tage et aftryk af klientens ører. Det er nødvendigt for at fremstille den form, som øreproppen eller skallen skal støbes efter. Det anbefales, at klienten får sine øregange tilset af en læge for at sikre, at forholdene i øregangen er i orden.

Aftrykstagningen er det første skridt til en vellykket høreapparattilpasning og derfor yderst vigtig. Nøglen til en øreprop eller skal med god pasform er et nøjagtigt aftryk.

En aftrykstagning kan inddeles i to hovedpunkter: undersøgelse af øregang og trommehinde og derefter aftrykstagning. Mange mennesker har en ømfindelig øregang og kan være nervøse for deres trommehinde eller hørelse. Det er derfor vigtigt at instruere og guide klienten gennem hele forløbet ved aftrykstagningen, så han eller hun føler sig tryk og godt tilpas.

Undersøgelse af øregang og trommehinde

Det er meget vigtigt, at øregangen og trommehinden undersøges grundigt inden aftrykstaking. Til dette formål anvendes et otoskop. I otoskopet er der indbygget en lampe, som lyser øregangen op (fig. 9.01). Alternativt kan der anvendes et video-otoskop, hvor øregangen vises på en tv- eller computerskærm.

Ved undersøgelsen af øregangen er det vigtigt at tage højde for øregangens anatomi. Øregangens yderste del består af brusk og vokskirtler, mens den inderste del af øregangen er benet og kun beklædt med et tyndt lag hud.



► Figur 9.01. Inden aftrykstagningen skal øregangen undersøges med et otoskop.



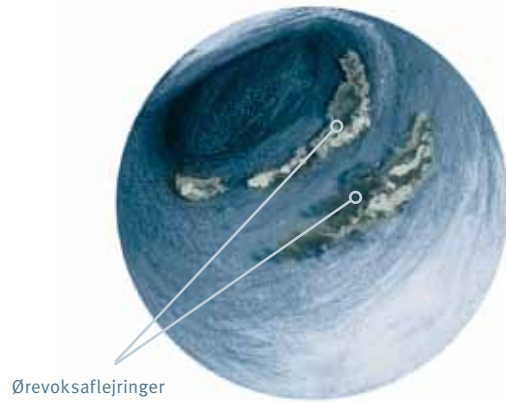
► Figur 9.02. Billede af en normal trommehinde, set igennem et otoskop.

Gennem otoskopet kan man se, om øregangen og trommehinden ser normale ud, eller om der er fysiske forhold i øregangen, som umuliggør et aftryk af øret (fig. 9.02). Eksempler på sådanne forhold kan være:

- Ophobning af ørevoks
- Hudflager
- Irritation af øregangen
- Unormale hulninger i øregangen
- Unormal trommehinde

Ophobning af ørevoks

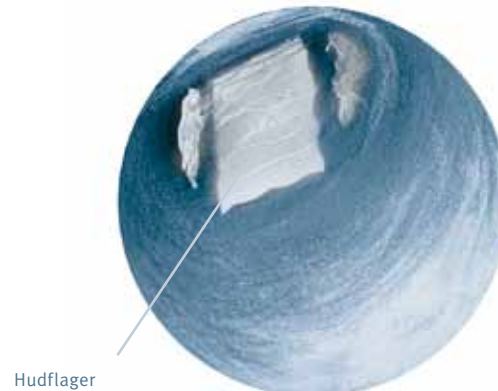
Hvis der sidder klumper af ørevoks i øregangen, skal disse fjernes af en fagkyndig person, før aftrykket kan tages. Hvis man undlader dette, risikerer man, at aftryksmaterialet presser klumperne længere ind i øregangen. Sammenpresset ørevoks kan også have indflydelse på aftrykkets nøjagtighed (fig. 9.03).



► Figur 9.03. For at sikre, at øreproppen slutter tæt i øret, skal ørevoks, der aflejres i øregangen, fjernes inden aftryktagning.

Hudflager

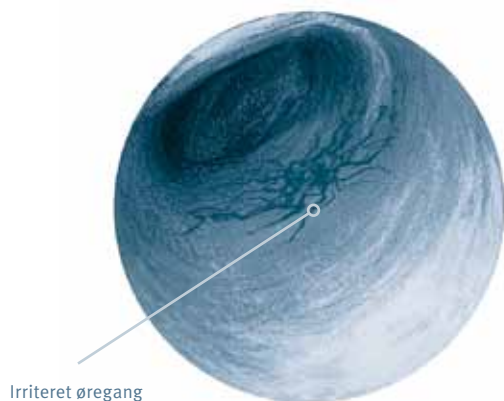
Det tynde lag hud i den inderste del af øregangen bliver konstant fornyet. Undertiden kan flager af gammel hud hænge ned fra øregangens vægge. Hudflagerne skal fjernes af en fagkyndig person for at undgå komplikationer ved aftryktagningen (fig. 9.04).



► Figur 9.04. Generende hudflager i øregangen skal fjernes inden aftryktagning.

Irritation af øregangen

Undertiden kan øregangen være irriteret, f.eks. i form af hævelse eller blodudtrækning. I tilfælde heraf skal klienten tilses af en læge, før aftrykket kan tages. Årsagen til irritationen kan være øregangseksem eller betændelse på grund af en infektion (fig. 9.05).



Irriteret øregang

► Figur 9.05. En irriteret øregang skal være helet inden aftrykstaking.

Hvis øregangen er hævet, får aftrykket en mindre størrelse, end hvis øregangen har sin normale størrelse. Dermed bliver den endelige prop eller skal også for lille og vil ikke slutte tæt i øret, når hævelsen har lagt sig. En for lille prop kan give problemer med feedback (tilbagekobling) i høreapparatet, fordi lyden slipper ud af øregangen og tilbage til høreapparatets mikrofon.

Unormale hulninger i øregangen

Under otoskopien er det vigtigt at sikre sig, at der ikke er unormale hulninger i øregangen. Hvis der i forbindelse med et cholesteatom (benæder) tidligere har været foretaget en operation i øregangen for at fjerne sygt knoglevæv, kan der skabes en unormal hulning, som beskrevet under “Typer og årsager til hørenedsættelse”. Hvis denne hulning fyldes med aftryksmasse, kan det være næsten umuligt at fjerne aftrykket fra øret igen, og nogle gange kræves et operativt indgreb. Man må derfor ikke tage et aftryk af øret, hvis der er et unormalt hulrum i øregangen, med mindre der er sagt god for det af en læge. I disse tilfælde kan det være nødvendigt at bruge flere otostop under aftrykstaking (fig. 9.06).

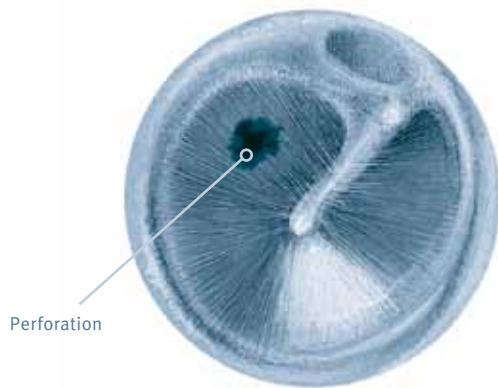


Unormalt hulrum

► Figur 9.06. Øregang med unormal hulning tæt ved trommehinden.

Unormal trommehinde

Man kan godt tage et aftryk af øret, selvom trommehinden er perforeret, men det skal gøres med stor forsigtighed. Det er svært at afgøre, om der virkelig er en perforation på trommehinden, men dette kan testes med en impedansmåling, som måler trommehindens eftergivenhed. En anden indikation af en perforeret trommehinde er, at det ikke vil være muligt at måle nogen stapedius-reflekser fra øret (fig. 9.07).



► Figur 9.07. Når man tager et aftryk af en øregang med perforeret trommehinde, skal det gøres med stor forsigtighed.

Andre eksempler på en unormal trommehinde er udspilet trommehinde, eller hvis der er tegn på mellemørebetændelse eller flåd i øregangen. I alle disse tilfælde skal en læge tilse øret, før aftrykket kan tages.

Aftrykstagning

For at sikre, at klienten er rolig og afslappet under aftrykstagningen, kan man vise en illustration af ørets anatomi og samtidig forklare, hvor langt ind i øregangen aftryksmaterialet vil komme.

En aftrykstagning består af følgende trin:

- Indsættelse af otostop
- Indsprøjtning af aftryksmassen
- Check af øregangen efter aftrykstagningen
- Check af det færdige aftryk

De følgende afsnit beskriver de enkelte trin i aftrykstagningen på et overordnet niveau.

Der findes flere forskellige typer aftryksmaterialer. Man bør altid bruge et silikonebaseret aftryksmateriale, fordi det bevarer sin facon. Materialet er en blanding af to substanser med forskellige kemiske egenskaber. Når substanserne blandes sammen, startes en kemisk proces, som gradvist får aftryksmassen til at hærde.

Aftryksmaterialer er kendetegnet ved deres viskositet og deres shore-værdi. Viskositeten bestemmer, hvor klæbrigt materialet er, når det sprøjtes ind i øret, og shore-værdien definerer materialets hårdhed, når det er hærdet. Materiale med en moderat viskositet vil sammen med en shore-værdi på 35-40 normalt give et godt aftryk, som betyder, at skal eller prop slutter godt til i øret.

Indsættelse af otostop

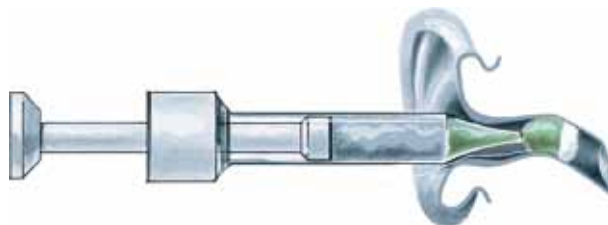
Før man kan sprøjte aftryksmateriale ind i øret, skal der indsættes et såkaldt otostop i øregangen. Otostop forhindrer aftryksmassen i at komme for tæt på trommehinden (fig. 9.08).



► Figur 9.08. Et otostop indsættes i øregangen for at beskytte trommehinden.

Indsprøjtning af aftryksmassen

Aftryksmassen sprøjtes ind i øret med en sprøjte eller gennem en kanyle fra en injektor med to patroner. Klienten vejledes i, hvordan det opleves, når øret lukkes til. Mens aftryksmassen hærdner, kan klienten åbne og lukke munden eller gøre tyggebevægelser. Undersøgelser har vist, at man ikke kan pege på en bestemt metode, som giver det bedste aftryk, da det afhænger af øregangens udformning og af høretabet. Aftryksmassen må ikke trykkes yderligere ind i øret under hærdningen, da dette ændrer øregangens form og dermed giver et unøjagtigt aftryk (fig. 9.09).

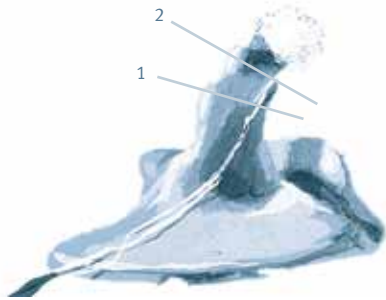


► Figur 9.09. Aftryksmateriale sprøjtes forsigtigt ind i øregangen med en sprøjte.

Når aftryksmassen er hærdet, fjernes aftrykket forsigtigt fra øret. Det er ikke usædvanligt, at øregangen er lettere hævet, efter at aftrykket er fjernet. Hvis det er nødvendigt at tage et nyt aftryk, bør man vente, indtil hævelsen er forsvundet, da det endelige aftryk ellers vil blive for lille. Når aftrykket er fjernet, undersøges øregangen for at sikre, at der ikke er rester af aftryksmaterialet tilbage.

Check af det færdige aftryk

Når aftrykket er taget ud af øret, skal det checkes for uregelmæssigheder. Der må ikke være nogen fordybninger eller huller som følge af manglende aftryksmasse eller luftbobler. Et aftryk, som ikke er helstøbt, fører til dårlig tæthed af øreprop eller skal og kan være årsag til akustisk tilbagekobling. Ligeledes er det vigtigt at checke, at aftrykket er nået ind forbi det andet knæk i øregangen. Dette er især vigtigt ved fremstilling af CIC-høreapparater, som skal ligge helt inde i øregangen (fig. 9.10).



► Figur 9.10. Aftryk med otostop. Bemærk det synlige første (1) og andet (2) knæk i øregangen.

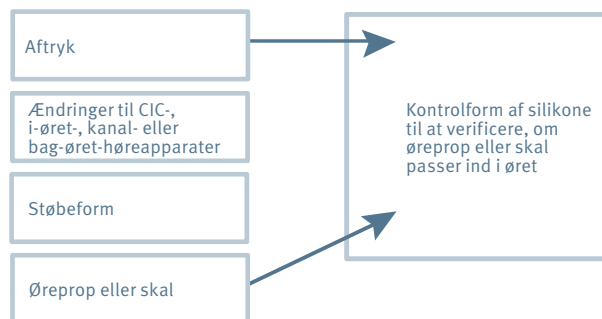
Det færdige aftryk af øret sendes til producenten eller til et øreproplaboratorium. Det er en god ide at vedlægge audiogrammet sammen med aftrykket og at angive, om man har særlige ønsker mht. størrelsen på ventilationskanalen. Valget af øreprop eller type af i-øret-høreapparat afhænger af flere faktorer, bl.a. ørets udformning og det høretab som høreapparatet skal tilpasses til. Ud fra aftryk og audiogram kan øreproplaboratoriet se, hvordan øreprop eller høreapparatskal bedst udformes, så der tages hensyn til ørets individuelle form og de akustiske krav, som høretabet stiller.

FREMSTILLING AF ØREPROPPER OG HØREAPPARATSKALLER

Ørepropper og høreapparatskaller kan fremstilles på to måder. Den traditionelle måde er at arbejde efter en kontrolform på basis af aftrykket. En nyere måde er at fremstille prop eller skal med en scanner- og computer-modelleringsteknologi.

Ørepropper og høreapparatskaller fremstillet i øreproplaboratorium

På øreproplaboratoriet skæres aftrykket til, og overfladen behandles med paraffinvoks. Ud fra det tilrettede aftryk fremstilles en referencekontrolform af silikone. Derefter bearbejdes aftrykket, så det har samme form som den ønskede høreapparatype, f.eks. CIC- eller i-øret-høreapparat (ITE), eller en øreprop til bag-øret-høreapparater (BTE). Herefter fremstilles en anden støbeform af fotogel eller silikone.



► Figur 9.11. Beskæring og slibning af aftrykket samt fremstilling af en silikoneform til verificering af, at øreprop eller skal passer i øret. Ud fra aftrykket fremstilles også en støbeform, som bruges ved støbning af den endelige øreprop eller skal.

Fremstilling af ørepropper

Der anvendes to overordnede typer af materiale til ørepropper. Til hårde ørepropper bruges fotoplast eller akryl, mens man til bløde ørepropper anvender silikone. Den følgende tabel viser egenskaber for de enkelte øreproppmaterialer.


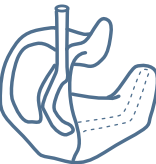
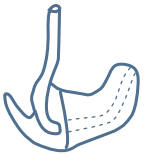
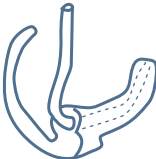
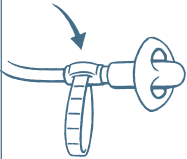
TYPE	MATERIALE	EGENSKABER
Hård øreprop	Fotoplast (UV), som hærder ved ultraviolet lys eller akryl (PMMA), koldt- eller varmt-hærdende	<ul style="list-style-type: none"> • nem at holde ren • nem at slibe til, hvis den skal justeres
Blød øreprop	Silikone	<ul style="list-style-type: none"> • er formet efter øret ved kropstemperatur • velegnet til aktive børn • vanskelig at holde ren • danner varme i øret • anvendes mest ved kraftige høretab for at undgå feedback-hyl

► Tabel 9.01. Materialer til ørepropper

Øreproppmaterialer

Øreproppen støbes ved, at man sprøjter flydende fotoplast ned i støbeformen. Når den "rå" øreprop er hærdet i støbeformen, tages den ud. Herefter er den klar til endelig tilretning og lakering. Øreproppen formes, så den har de ønskede akustiske egenskaber og passer til høretabet, høreapparatypen og ørets dimensioner. Det er også vigtigt, at brugeren finder øreproppen kosmetisk acceptabel.

Der findes flere typer af ørepropper. De vigtigste øreproppertyper til bag-øret-høreapparater er afbildet i tabel 9.02.

ØREPROTOTYPE	ANVENDELSE OG EGENSKABER
	<p>Skalprop, velegnet til svære og meget svære høretab, som kræver meget forstærkning. Skalproppen fylder hele det ydre øre (concha) og slutter helt tæt til i øregangen. Herved reduceres risikoen for feedback-hyl i høreapparatet. Proppens øverste del er forsynet med en helix-lås, som ligger i concha-buens øverste hjørne.</p>
	<p>Silhuetprop, velegnet til moderate høretab. Silhuetproppen er en øreprop med en bøjet krog, som støttes af det ydre øre. Proppens øverste del er forsynet med en helix-lås, som ligger i concha-buens øverste hjørne.</p>
	<p>Kanalprop, velegnet til lette høretab. Hele proppen sidder diskret inde i øregangen. En kanalprop kan være lettere at indsætte i øret end en silhuetprop, hvis krog skal være ordentligt på plads i concha-hulrummet. Hvis øregangen er meget lige, kan en kanalprop have tendens til at arbejde sig ud af øret. I disse tilfælde er det ofte bedre at udforme proppen som en silhuet.</p>
	<p>Åben prop, proppen og lydkanalen udfylder kun en del af åbningen ind til øregangen. Åbne propper bruges f.eks. ved højfrekvente høretab, hvor den naturlige lavfrekvente lyd skal have mulighed for at slippe ind i øret forbi proppens lydkanal, eller til CROS-høreapparater, der bruges ved ensidigt stærkt nedsat hørelse.</p>
	<p>Da en åben prop kun udfylder en del af øregangen kan man bruge standardkomponenter. Disse komponenter består generelt af et ikke-okkluderende ear-set med et anker, der hviler i bunden af concha-hulrummet eller øregangen, og som er forbundet med slangen. Da standardkomponenter kan gøres individuelle, så de passer i forskellige ører, er det unødvendigt at tage aftryk. Åbne standardpropper anvendes normalt til højfrekvente høretab.</p>

► Tabel 9.02. Øreproptyper, deres anvendelse og egenskaber

Øreproppens lydkanal

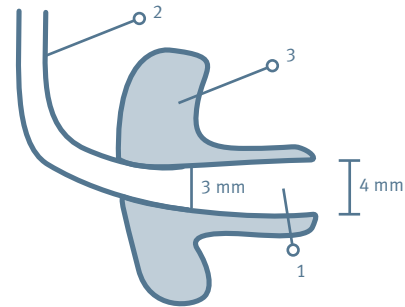
Lyden fra høreapparatet ledes ind i øret gennem øreproppens lydkanal. Lydkanalens tværsnitsareal og længde er af stor betydning for øreproppens akustiske egenskaber. En lydkanal med en diameter på 2-3 mm er ofte tilstrækkelig til de fleste høreapparaturbrugere.

Hvis der kræves yderligere forstærkning ved de høje frekvenser, kan lydkanalen udformes som et horn, hvor diameteren gradvist forøges ind mod kanalens udmunding i øregangen. Effekten af hornet afhænger af længden og af, hvor meget diameteren forøges igennem hornet. Disse faktorer bestemmer tilsammen, i hvilket frekvensområde hornet forstærker lyden (frekvensafskæring). Hvis diameteren øges for meget over en kort hornlængde, vil hornets frekvensafskæring ligge uden for høreapparatets frekvensområde, og hornet vil ikke have nogen effekt.

Som tommelfingerregel for hornets diameter kan man benytte følgende regel:

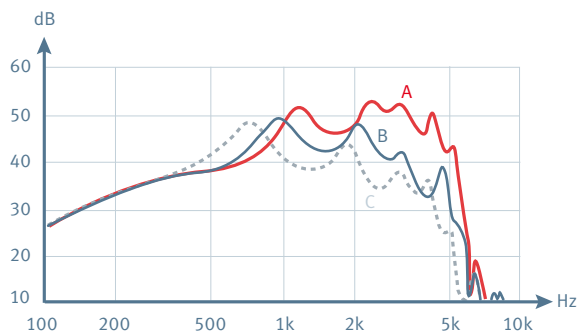
Hornets maksimale diameter bør ikke være mere end dobbelt så stor som diameteren i den smalleste del af lydkanalen.

Normalt udformes hornet ved hjælp af et hornformet indstik eller en hornformet slange/indstiksystem (fig. 9.12).



► Figur 9.12. Et 4 mm horn (1) indført i lydkanalen (2) i en øreprop (3).

I sjældne tilfælde, for eksempel ved lavfrekvente høretab, kan det være nødvendigt at reducere højfrekvensforstærkningen. Dette kan opnås ved at udforme en meget smal lydkanal på f.eks. 1 mm i diameter ved den ende af øreproppen, der vender indad (dvs. en indsnævring) og ved at gøre lydkanalen bredere.



► Figur 9.13. Effekt på forstærkning ved forskellige udformninger af øreproppens lydkanal. (A) Hornformet, (B) Cylindrisk (2 mm), (C) Cylindrisk (1 mm). Hvis lydkanalen er formet som et horn (A) gives der ca. 10 dB ekstra forstærkning ved 2-6 kHz.

Fremstilling af skaller til i-øret-høreapparater

Ved i-øret- eller CIC-høreapparater er det vigtigt at være opmærksom på øregangens dimensioner. Hvis indgangen til øregangen er meget snæver, eller hvis øregangen bøjer meget skarp ved sit første knæk, kan det være nødvendigt at ændre høreapparatet til en concha-model i stedet.

Når der skal fremstilles et i-øret- eller CIC-høreapparat, bruges aftrykket af øret til at støbe den fotoplastskal, som kommer til at indeholde høreapparatets elektronik. Det er normalt producenten af den valgte høreapparatmodel, som fremstiller skallen og færdigmonterer høreapparatet.

Som beskrevet i kapitel 6 ”Høreapparatyper”, kan et i-øret-høreapparat fremstilles i forskellige størrelser, afhængigt af pladsen i klientens concha og øregang og af graden af høretab. Skallens udformning afhænger meget af ørets dimensioner og af den plads, der kræves til at placere elektronikken i høreapparatet.

I nogle tilfælde skal høreapparatet være større end forventet for at gøre plads til alle komponenterne.

På samme måde som ved ørepropper støbes skallen til i-øret-høreapparater i enten fotoplast eller akryl. I processen fremstilles både en kontrolform og en støbeform. Den væsentligste forskel er, at støbeformen vendes på hovedet, inden materialet er helt hærdet, således at det overskydende materiale løber ud og kun efterlader den tynde, hærdede høreapparatskal i formen.

Montering af elektroniske komponenter i skallen

Under slibningen overvåges skallen nøje for at afgøre, hvornår den har den optimale højde til, at face-platen (frontpladen) kan monteres. Skallen slibes færdigt og lakeres, hvorefter den er klar til montering af elektronik.

Når de elektroniske komponenter er færdigmonteret, pålimes face-platen. Face-platen indeholder programomskifter, låg til høreapparatets batteriskuffe og på nogle modeller en volumenkontrol. På høreapparater, som ligger dybt i øregangen, kan der også monteres en udtrækssnor i face-platen.

Lyddudgangen er normalt beskyttet af et voksfilter, som skal hindre ørevoks i trænge ind i lyddudgangen og sætte sig fast i høreapparatets højttaler (fig. 9.14).

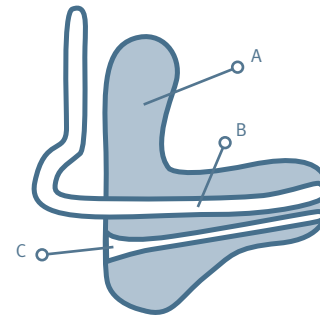


► Figur 9.14. En skal med synlig face-plate og elektronik

Ventilationskanalen

Ventilationen af øreproppen eller skallen øger risikoen for tilbagekobling (feedback). Den kan også forringe den forstærkning, der kan opnås, uden at høreapparatet huler, da enhver utæthed kan give anledning til tilbagekobling. Ventilationskanalens størrelse afhænger af brugerens forstærkningsbehov, og om der er okklusionsproblemer. Okklusion vil blive beskrevet mere detaljeret senere i dette afsnit.

Som generel retningslinje kan der ved milde høretab anvendes en relativt stor ventilation på 2 mm eller mere. Ved moderate til svære høretab skal ventilationen kun være på omkring 1 mm på grund af den øgede risiko for tilbagekobling. I høreapparater til meget svære høretab bør man undgå at benytte ventilation for at undgå tilbagekobling (fig. 9.15).



► Figur 9.15. Eksempel på en ventilationskanal (C) og en lydkanal (B) i en øreprop (A).

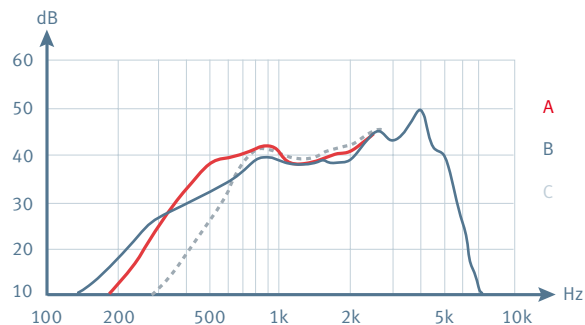
Når en øreprop eller et høreapparat placeres i øret, blokerer det delvist øregangen. På grund af denne blokering kan brugeren høre sin egen stemme mere kraftigt, og den kan lyde hul, som om man taler ned i en tønde. Dette fænomen kaldes okklusionseffekten.

En hovedårsag til okklusionseffekten skyldes, at øregangsvæggen vibrerer. Når vi taler eller spiser, sendes vibrationer fra stemmebånd eller tyggelyde gennem kraniet. Det får væggen i den bløde del af øregangen til at vibrere og opføre sig som en lydmembran. Når øret er lukket af en øreprop eller skal, giver vibrationerne et meget højere lydtryksniveau end i et åbent øre. Det lydtryksniveau, der således dannes ved trommehinden, kan være op til 30 dB højere i det okkluderede (lukkede) øre, afhængigt af frekvensen. Okklusionseffekten er et problem, især ved lave frekvenser (under 1 kHz).

Okklusionseffekten kan reduceres eller elimineres ved hjælp af en ventilation i øreproppen eller i høreapparat-skallen. Dette giver en ekstra udgang sideløbende med lydudgangen, som bringer residualvolumen i øregangen i forbindelse med luften uden for øret. Desto større ventilation, desto mere effektivt reduceres okklusionseffekten. Ventilationsdiametere vælges ud fra de samme kriterier, som gælder for ørepropper, dvs. at reducere okklusionseffekten og forbedre komforten eller sænke den lavfrekvente forstærkning (fig. 9.16).

Der kan også være andre grunde til at udføre en ventilationskanal, bl.a. udluftning af den del af øregangen, som ligger mellem høreapparatet/øreproppen og trommehinden. I nogle tilfælde foretrækkes komfortventilation på 1 mm eller mindre i diameter. Denne type ventilation er beregnet til at nedsætte forandringer i det statiske tryk, der opstår, når øreproppen sættes i eller tages ud af øret.

En anden type ventilationskanal kaldes for en basafskæringsventilation og anvendes ved højfrekvente høretab, hvor der kun er brug for lidt eller ingen forstærkning ved de lave frekvenser. I hvor høj grad, det er muligt at reducere lavfrekvensforstærkningen, afhænger af ventilationskanalens diameter. Som et alternativ hertil kan man i stedet vælge en åben prop, som også er meget velegnet til at reducere okklusionseffekten.



► Figur 9.16. Effekten af forskellige ventilationsdiametre på forstærkningen af et høreapparat. (A) 2 mm, (B) Ingen ventilation, (C) 3 mm. Tegningen viser, at en ventilationskanal på 3 mm (C) giver mindre forstærkning end en ventilationskanal på 2 mm eller ingen ventilationskanal ved frekvenser under 500 Hz.

Der er tre vigtige effekter af ventilation: reduktion af okklusion, reduktion af lavfrekvent forstærkning og luftning af øregangen. Man kan ikke vælge den ene effekt uden de to andre.

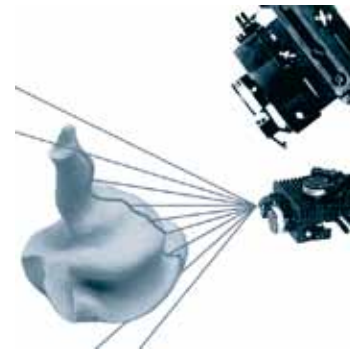
Man kan udforme ventilationer i skaller på flere måder, f.eks.: standardstøbt ventilation (standard-moulded), koblet hulrumsventilation (coupled cavity) eller vario-vent (variabel ventilationsstørrelse). En standardstøbt ventilation er en ventilationskanal med en fast diameter igennem hele skallen. En koblet hulrumsventilation kan f.eks. bestå af en tynd slange, som forbinder øregangens restvolumen imellem skal og trommehinde med det indre hulrum i høreapparatet. Varioventen giver mulighed for at variere ventilationskanalens størrelse ved hjælp af kraver med forskellig diameter.

Ud over de mange justeringsmuligheder, som findes i moderne høreapparater, kan ørepropteknikeren også optimere høreapparatets akustiske karakteristisk, f.eks. ved at modificere lyd- eller ventilationskanal. Det er dog vigtigt at være opmærksom på, at visse funktioner i høreapparatet måske ikke virker optimalt med en meget stor ventilation. Hvis der f.eks. er støjreduktion i høreapparatet, vil brugeren opleve en vis reduktion i effekten, idet støjen går uden om høreapparatets støjreduktion og direkte ind gennem øreproppens store bas-afskærmingsventilation. På tilsvarende måde kan effekten af en retningsmikrofon reduceres.

CAMISHA – højteknologisk fremstilling af skaller og ørepropper

Ved hjælp af ny teknologi har det siden 2001 været muligt at fremstille skaller og ørepropper med endnu større præcision og forbedret kosmetik, dvs. mindre størrelse på grund af tyndere skaller og mere effektiv pakning af komponenter end det tidligere var muligt.

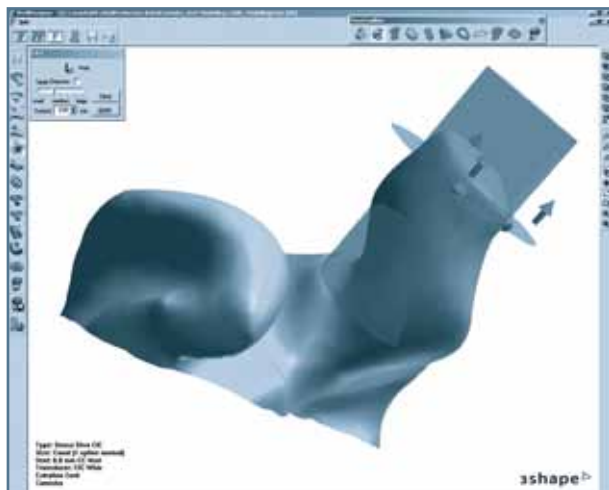
Systemet kaldes overordnet for CAMISHA (Computer Aided Manufacturing of Individual Shells for Hearing Aids). Fremgangsmåden består i, at man scanner aftrykrets overflade ved hjælp af laserteknologi, samtidig med at flere kameraer fotograferer aftrykket fra forskellige vinkler. Herved opnås information om aftrykkets mål, form, krumning etc. (fig. 9.17).



► Figur 9.17. Laserstråler og kameraer anvendes til henholdsvis at scanne og fotografere aftrykket.

Computermodellering af øreprop eller skal

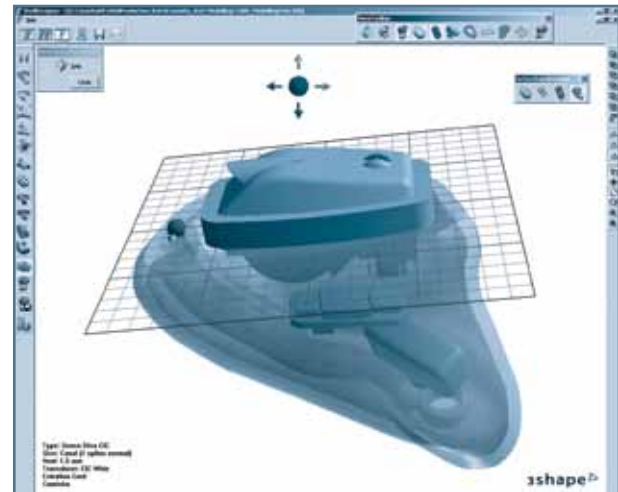
De indsamlede data overføres til et computerprogram, som udarbejder en tredimensionel model af aftrykket. Modellen vises på computerskærmen, og operatøren kan på forskellig vis ændre på skallens form og tykkelse samt placeringen af lydkanal, ventilationskanal osv. (fig. 9.18).



► Figur 9.18. 3D-net over skallens profil

Endelig udarbejdes en virtuel 3D-model, som viser den endelige skals udformning (fig. 9.19). Modellen kan drejes og anskues fra forskellige vinkler. Man kan kontrollere, om der er plads til de forskellige elektroniske komponenter i skallen, om skallen passer ind i ørets form – og om der f.eks. skal skæres af et sted for at undgå irritation af øregangen.

Lydkanalen og ventilationen indlægges derefter i modellen.



► Figur 9.19. 3D-model af den endelige skal samt placering af de elektroniske komponenter.

Opbygning af øreprop eller skal

Når skallen er færdigmodelleret, overføres alle data til en maskine, som bygger høreapparatskallen op lag for lag. Til dette anvendes to metoder. Den ene metode kaldes for SLA (Stereo Lithography Apparatus). Her anvendes et flydende fotoplastisk akrylmateriale, som hærdes lag for lag af en laserstråle. Den anden metode kaldes for SLS (Selective Laser Sintering), hvor der anvendes et nylonpulver. Her smeltes og hærdes hvert enkelt lag af en laserstråle. Ved begge metoder er det muligt at fremstille et stort antal skaller eller ørepropper ad gangen.

Når skallen er færdigstøbt, placeres de elektroniske komponenter på almindelig vis. Nu er det færdige høreapparat klar til at blive tilpasset til klienten (fig. 9.20). Alle data vedrørende den individuelle skal gemmes i computerprogrammet og kan senere bruges til at fremstille en præcis kopi, hvis dette skulle blive nødvendigt.

CAMISHA systemet giver mange fordele: en højere grad af præcision og ensartethed i fremstillingen af høreapparatskaller og ørepropper, en bedre pasform af høreapparatet, øget komfort og nedsat risiko for feedback-hyl.

I nær fremtid vil det blive muligt at skanne ørets form, således at man helt undgår at skulle tage et aftryk af klientens øre. De scannede data kan så sendes direkte til det laboratorium, der fremstiller skallen eller ørepropen. Det sparer tid og sikrer, at det færdige høreapparat hurtigt bliver til rådighed.



► Figur 9.20. CIC-høreapparater (venstre) og i-øret-høreapparater (højre).

LYD OG HØRELSE – INDEKS



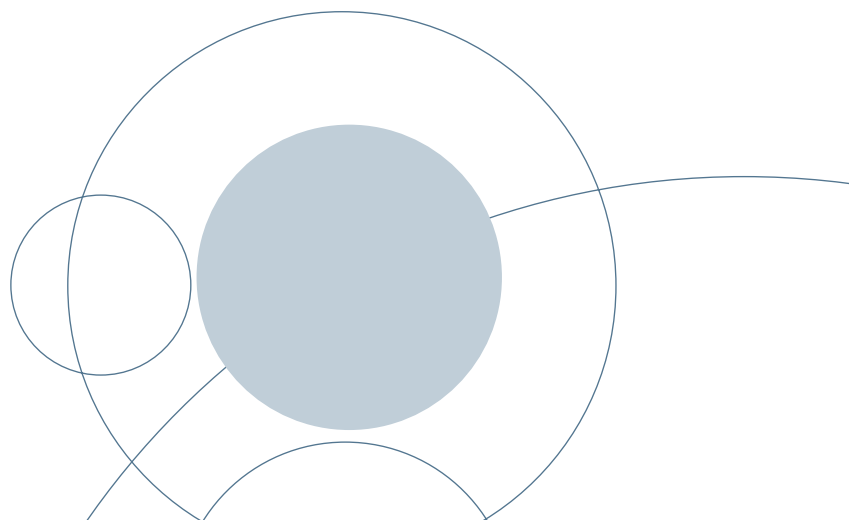
INDEKS

A ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

A/D-konverter	144, 147
aftrykstagning.....	201
indsprøjtning.....	202
materialer.....	201
otostop	202
aldersbetinget hørenedsættelse.....	68
ambolt (incus)	41
amplitude.....	11
aperiodiske lyde.....	21
arbejdsspænding	158
ascenderende metode.....	52, 84
attacktid.....	171
variation.....	179
audiogram.....	80, 81
audiometer.....	79
auditory evoked potentials.....	95
Automatic Gain Control, AGC.....	110, 170
Automatic Output Control, AOC.....	174

B ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

bag-øret-høreapparat	122
basfilter (low-cut).....	152
basilarmembranen	44
vandreølge på	48
batteri	157, 159
brugsmønster.....	158
levetid.....	158
spænding	158
benforankret høreapparat, BAHA	130
benledning.....	84
benledningshøreapparat	129
BiCROS.....	126, 128
binært talsystem	144
bølgelængde	9
børn	
høreprøve.....	82



C ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

CAMISHA.....	211
cholesteatom	65
CIC-høreapparat	124
cochlea.....	43
cochleære implantater.....	132
contralateral routing of signal.....	126
Cortisk organ.....	46

D ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

dB HL	80
dB SPL.....	15, 80
decibelskalaen	14
Desired Sensation Level	116
det runde vindue	45
digitalisering	144
digital signalbehandling, DSP	
custom	149
open-platform	149
directional microphone	
dedicated	142
directivity index	184
diskantfilter (high-cut)	152

E ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

electretmikrofon.....	139, 140
elektroniske komponenter	
montering i skallen.....	209
Eustakiske rør	41

F ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

faceplate	123, 138
fase	12
Fast Fourier Transform, FFT	178
feedback	126
årsager til	189
kontrol af	190
reducering af	189
test	192
filter	
bas (low-cut)	152
design	151
diskant (high-cut)	152
FFT	154
multibånd	153
tidsdiskret	154
filterbånd	
implementering	153
fjernbetjening	157
FM-modtager	144

forstærker	147
printplade	150
tykfilm	151
tyndfilm	150
forstærkning	
begrænsning af	190, 191
input/forstærkning	171
frekvens	10
frekvensafhængig kompression	177
frekvenskarakteristik	169
fremstilling	
øreprop og høreapparatskal	204
fuld concha	123

H ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

half gain rule	115
halv concha	123
hammer (malleus)	41
HIMSA	109
HI-PRO.....	109
hovedtelefoner	83
hybridforstærker	147
højttaler	155
høreapparat	
afbryder	156
betjeningsmuligheder	156
blokdiagram	137
digitalt	113
grundprincip	103
komponenter.....	138
selvtest.....	193
typer	104, 113
udvikling.....	114

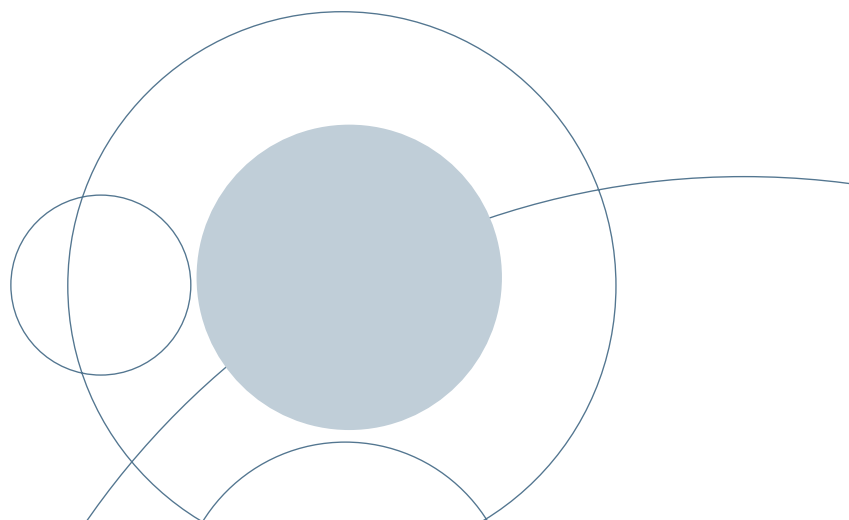
høreapparatskal	
fremstilling.....	204
hørebriller	106
hørenedsættelse	
arvelig.....	71
støjbetinget.....	69
høreprøve.....	79
høretab	
blandet	86
konduktivt.....	62, 85
presbyacosis	68
sensorineuralt.....	66
høretest.....	52
høretærskel.....	52, 81
hårceller.....	46, 47, 66

I ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

i-øret-høreapparater	123
implantater.....	131, 132
indstikstelefoner	83
input/output-funktion	167, 170
Integreret kredsløb, IC	148
interaural dæmpning	88
irritation	
øregang.....	200

K ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

kanalhøreapparat.....	124
kanalprop.....	206
koblet hulrumsventilation	211
komponenter	
høreapparat	139
kompression	110, 170, 177
forhold	170
frekvensafhæng	177
multisegment.....	178
tærskel.....	170
kondensatormikrofon	139
konduktiv hørenedsættelse.....	62, 85
kraftige inputniveauer	174
kropsbårent høreapparat.....	125
kvantisering	146
kviksølvbatteri	159



L ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

loudness equalisation	116
loudness-normalisering.....	112
loudness recruitment	66, 111
luftledning.....	83
Lybarger's procedure.....	115
lyd	
aperiodisk.....	21
kanal.....	207
periodisk.....	20
sammensat	18
tryk	14
lydboks	79
lydens hastighed	10
lytteprogrammer	157, 193

M ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

maskering	55, 87
maximum power output	167
mellemøre	
infektion.....	64
mellemørebetændelse	64
akut.....	64
kronisk.....	64
mellemøreknogler	41
mellemøret	41
mikrofon.....	139
adaptiv	185
direktionel.....	141
electret.....	139
matchning	186
omnidirektionel.....	141
støj.....	186
monteringsskinne	138
Most Comfortable Loudness, MCL	90
muskel	
stapedius	42
tensor tympani	42

N ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

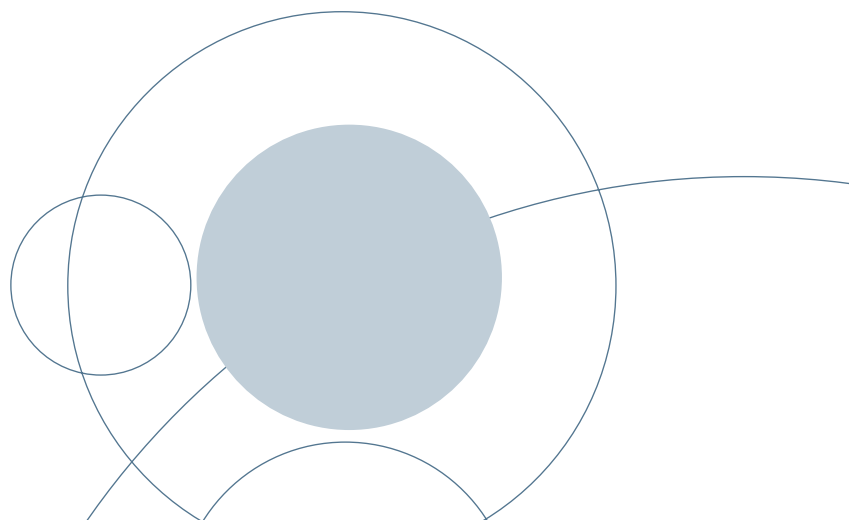
NAL	116
NOAH	109

O ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

occlusion	
manager.....	193
okklusion	
effekt	210
omnidirektionel mikrofon	141
ophobning af ørevoks.....	63, 199
ossicler (mellemøreknogler)	65
otosclerose	65
otoskop	198
otostop.....	202

P ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

Pascal, Pa	14
peak clipping, PC.....	174
perforeret trommehinde	201
periodiske lyde.....	20
permanent threshold shift, PTS	69
phon-kurver	67
polarplot	183
presbycusis	68



T ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

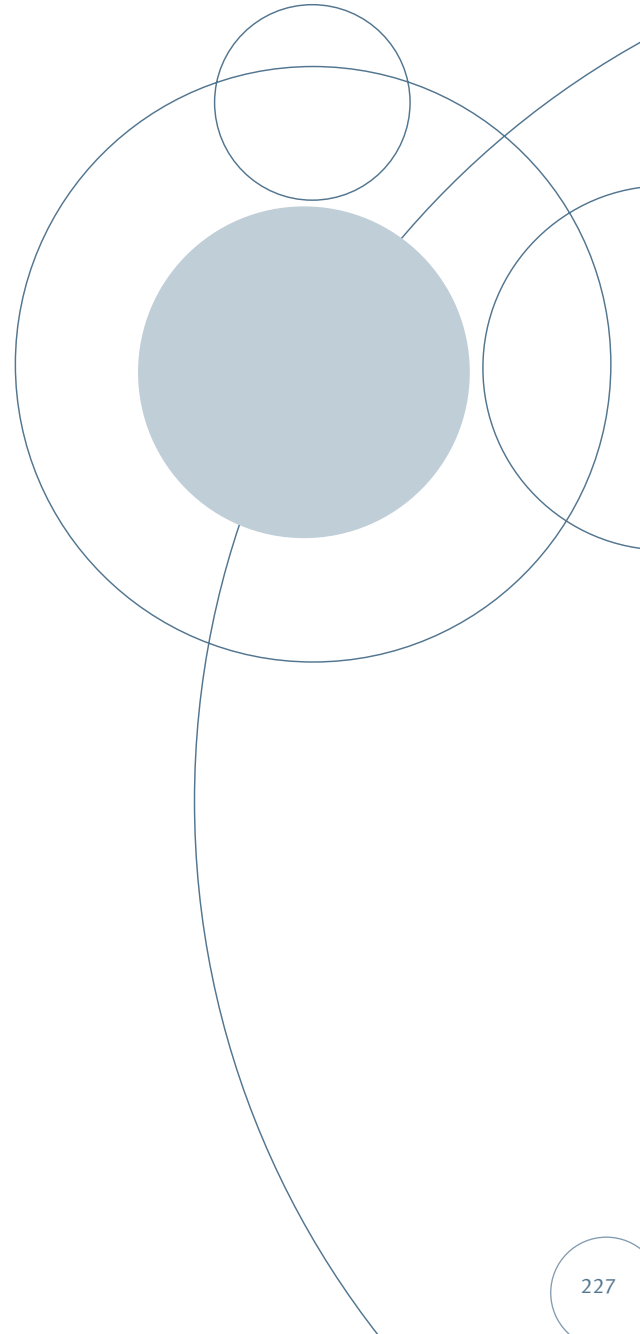
taleaudiometri.....	88
taleforståelighed.....	187
talesignal.....	22, 23
taletærskel, SRT.....	88
tectorialmembranen.....	46
teleslyngeanlæg.....	143, 156
telespole.....	143, 156
temporary threshold shift, TTS.....	69
test	
feedback.....	192
høretærskel.....	52
tilpasningsregler	
generiske.....	115, 116
ulineære.....	116
tinnitus.....	73
transistorhøreapparat.....	106
trimmere.....	107
tympanometri.....	92

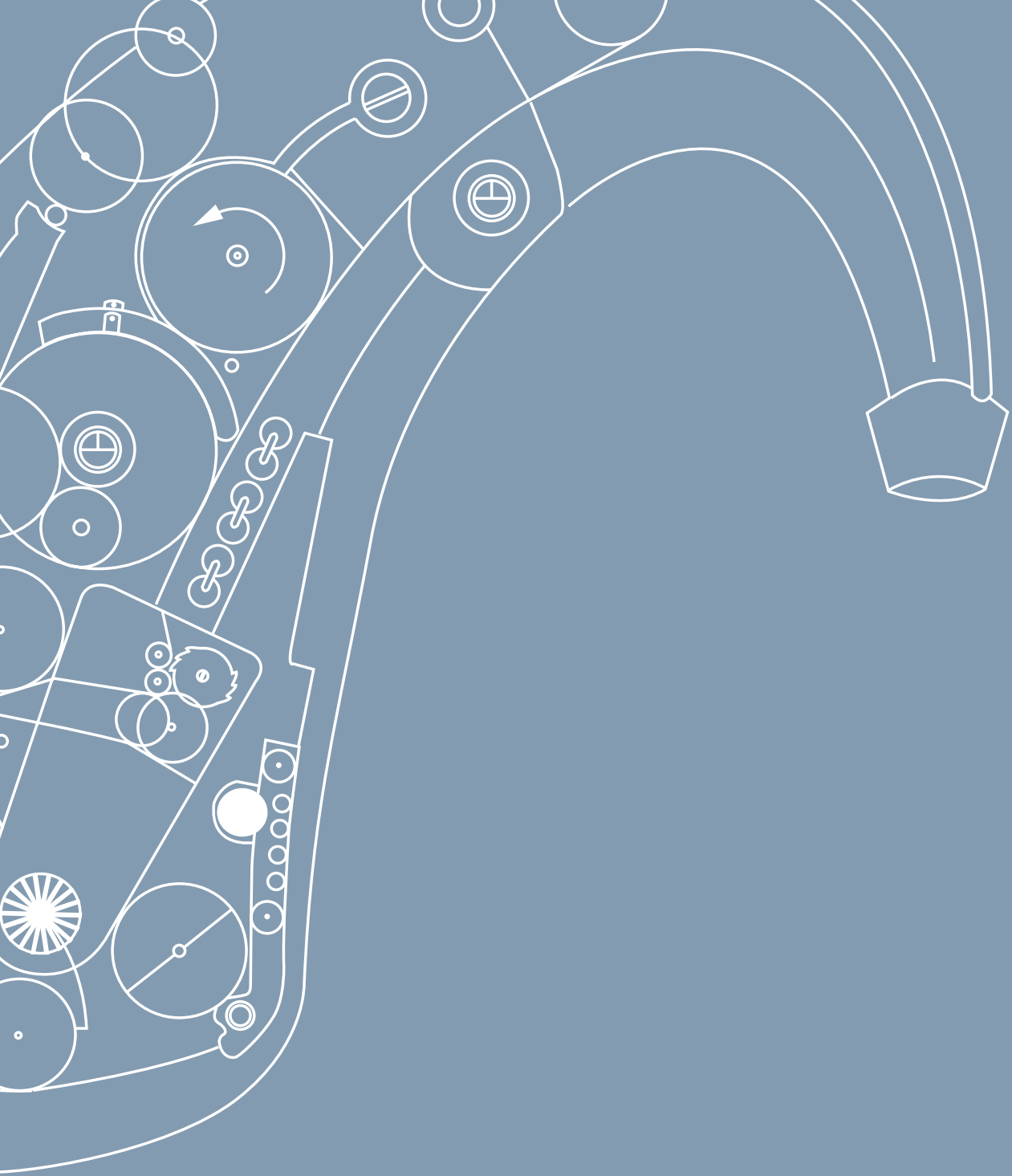
U ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

ubehagsniveau, UCL.....	90
ulineær forstærkning.....	110

V ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ● ●

vakuurmør.....	105
vandrebølge.....	48
vent	
effekt af.....	210
vario.....	211
ventilation	
koblet hulrum.....	211
vibrationer	
mekaniske.....	139
vindstøj.....	139, 186
Visual Reinforcement Audiometry.....	82
voksprop.....	63
volumenkontrol.....	156



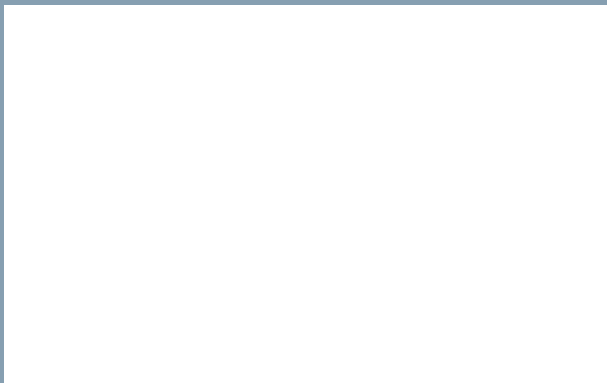




www.widex.dk
www.hear-it.org



ISBN # 87-985233-9-2



WIDEX[®]
high definition hearing



Printed by FB / 11-08
9 502 0170 010 #01