

Sammenligninger af rationaler målt i 2cc coupler



Teknisk audiologi bachelor projekt
Udarbejdet af Marie Elisabeth Nørkjær

Vejleder: Ture Andersen
Projektet er udført på
SDU – Sundhedvidenskabeligt fakultet
Odense Universitetshospital
Forårs semestret 2009
Afleveringsdato 18-05-09

1 Forord

Dette projekt sammenligner forskellige høreapparatproducenters tilpasningsrationaler. Projektet resulterer i denne rapport, der først beskriver grundlaget for problemstillingen i indledningen. Herefter er teorien samt forsøget beskrevet, så projektets praktiske del forstås. Resultaterne fra den praktiske del er blevet analyseret i databehandlingen, som afsluttes med en diskussion og en konklusion.

Projektet er lavet for at blive mere bevidst om hvordan forskellige høreapparater forstærker og eventuelt være en hjælp for tekniske audiologer og audiologiassistenter, når de skal udvælge og tilpasse høreapparater til patienterne. Det kræves af læseren, at denne har en vis viden om audiologi for at forstå flere af de begreber og betegnelser, der bruges i opgaven.

Jeg vil rette en tak til Carsten Daugaard fra DELTA for hans hjælp ved det praktiske arbejde med hensyn til udførelse af b-forsøgene og for diskussioner i forbindelse med valg af databehandling. Der skal også lyde en tak til høreapparatsfirmaerne Widex, Oticon, Siemens og Phonak for lån af høreapparater.

Der er vedlagt en CD-rom med rapporten samt alle data og beregninger..

Opgaven er skrevet på 30,0 normalsider af 2120 tegn.

Marie Elisabeth Nørkjær

2 Abstract

The focus of this project is amplification in hearing aids. Because hearing aid firms are not willing to hand out information about their fitting procedures, tests are run in order to elucidate the algorithm behind these procedures. These tests require knowledge about rationales, couplers and input signals, which all will be described in this report. The tests are run in an Affinity at Odense Universityhospital.

The results show that there is a difference between the four companies Widex, Oticon, Siemens and Phonak procedures and that some of them could look a lot like one of the generic procedures NAL-NL1 and DSL[i/o].

3 Resumé

Høreapparatusindustrien lancerer nye høreapparater næsten hvert år og hver gang med nye og forbedrede features. Firmaerne har deres egne tilpasningsrationaler, da de generiske rationaler NAL-NL1 og DSL[i/o] ikke udvikles i samme hastighed.

Projektet omhandler forstærkningskurver for forskellige høretab på forskellige høreapparater fra fire af Danmarks største høreapparatfirmaer Widex, Oticon, Phonak og Siemens. Da det ikke er muligt at få producenterne til at udlevere algoritmen, der ligger til grund for deres forstærkningsrationale, er der lavet forsøg, som viser, hvordan de enkelte firmaer forstærker fem forskellige høretab. Høreapparaterne til forsøget er indstillet efter følgende audiogrammer: bassin, fladt, normal sloping, presbycusis og skislope.

Der ligger tre overordnede teoriafsnit til grund for forståelse af forsøget, aflæsning af gainkurverne samt sammenligningerne af disse kurver med de generiske rationaler. Teoriafsnittet består af de generiske rationaler NAL-NL1 og DSL[i/o], inputsignaler og couplere.

Til forsøget er der brugt en Affinity fra interacoustics, en 2cc coupler og høreapparater fra de fire firmaer. Høreapparaterne kobles sammen med coupleren og mikrofonen i affinity, hvorefter der måles med enten ICRA noise eller rentoner som inputsignal. For hvert høretab er der foretaget fem målinger med både ICRA noise og pure tone. Gennemsnittet af disse målinger er beregnet og brugt i den videre databehandling. Sammenligningerne af gennemsnitskurverne er diskuteret, og der er set på hvor forskelligt høreapparaterne reagerer, alt efter om inputsignalet er ICRA noise eller rentone. Desuden er der et afsnit om afvigelser, der giver eksempler på nogle af de store afvigelser, der har

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

været på målingerne. Resultaterne viser, at der er forskel på, hvordan producenterne vælger at forstærke forskellige høretab, men at der er en vis tilnærmelse til de generiske rationaler.

Indholdsfortegnelse

1	Forord.....	2
2	Abstract.....	3
3	Resumé.....	3
4	Indledning.....	5
5	Rationaler.....	8
5.1	NAL-NL1.....	12
5.2	NAL-NL2.....	14
5.3	DSL[i/o].....	15
5.4	DSL v5.0.....	15
6	Inputsignaler.....	17
6.1	Pure tone sweep.....	17
6.2	ICRA noise.....	17
6.3	ISTS.....	21
7	Coupler.....	23
7.1	2cc coupler.....	24
8	Forsøg.....	25
9	Databehandling.....	27
9.1	Afvielser.....	29
9.1.1	Widex bassin 60 dB input	30
9.1.2	Phonak normal sloping 65 dB input.....	30
9.1.3	Oticon skislope.....	31
9.1.4	Opsummering.....	31
9.2	Forskellen mellem ICRA noise og pure tone.....	32
9.3	Sammenligning af producenterens forstærkning i forhold til de forskellige høretab.....	33
9.3.1	Fladt og bassin høretab.....	34
9.3.2	Normal sloping og presbycusis høretab.....	35
9.4	Producenterens rationale versus NAL-NL1 og DSL[i/o].....	36
9.4.1	Fladt høretab korrigeret med "CORFIG BTE".....	37
9.4.2	Bassin høretab korrigeret med "CORFIG BTE".....	37
9.4.3	Normal sloping høretab korrigeret med "CORFIG BTE".....	38
9.4.4	Presbycusis høretab korrigeret med "CORFIG BTE".....	39
9.4.5	Skislope høretab korrigeret med "CORFIG BTE".....	39
10	Diskussion og perspektivering.....	40
11	Konklusion.....	44
12	Litteraturliste.....	45
12.1	Artikler.....	45
12.2	Bøger.....	46
13	Bilag.....	47
13.1	Høreapparatbeskrivelse.....	47
13.1.1	Oticon Epoq.....	47
13.1.2	Phonak Exélia.....	47
13.1.3	Siemens Motion.....	48
13.1.4	Widex Mind440.....	49
13.2	Forsøgsconfiguration.....	50
13.2.1	Tilpasning af høreapparaterne.....	51
13.3	Affinity indstillinger.....	53

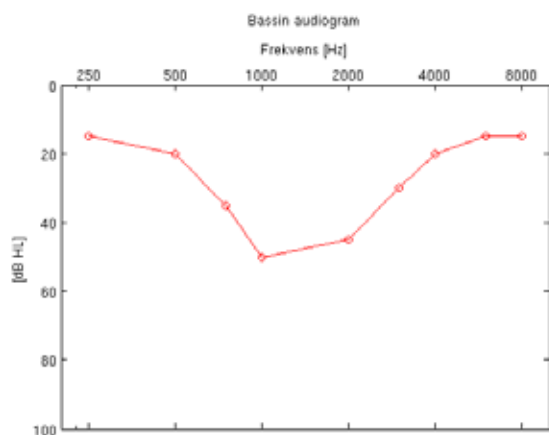
13.4 Overføringsfunktion.....	55
13.5 Lineær interpolation.....	56

4 Indledning

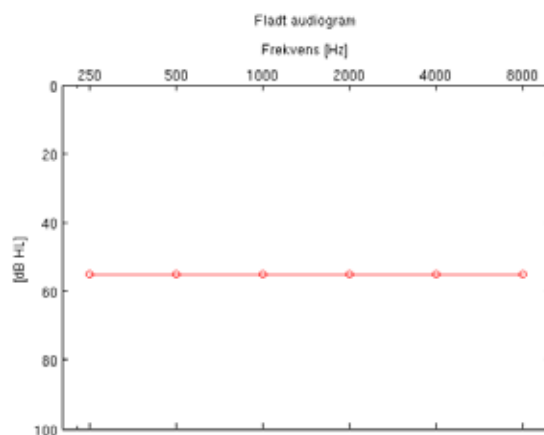
Som afslutning på Bachelor-uddannelser indenfor Teknisk Audiologi skal den studerende aflevere et BA-projekt, der skal være selvstændigt projektarbejde. Dette projekt har blandt andet som målsætning at vise, at den studerende kan tilegne sig teoretisk og metodisk viden samt diskutere en videnskabelig problemstilling. Desuden skal det projektorienterede forløb på 6. semester inddrages.

I de seneste år er der kommet mange nye høreapparater på markedet. Hver gang der bliver lanceret nye produkter, har de alle sammen nye forskellige og forbedrede features, der skal hjælpe den hørehæmmede til en bedre hverdag. De generiske rationaler NAL-NL1 og DSL[i/o] har først for nylig lanceret deres nyeste rationaler NAL-NL2 og DSL v.5, der passer bedre til de nye features. Derfor har stort set alle høreapparatproducenter i dag deres eget tilpasningsrationale eller algoritme med firmaernes egen filosofi, som deres apparater kan tilpasses ud fra. Ifølge firmaerne selv er deres egen forstærkningsalgoritme en blanding mellem NAL-NL1 og DSL[i/o]. Der er meget lidt materiale tilgængeligt, hvor det er muligt at finde frem til, hvordan firmaer adskiller sig fra hinanden samt fra de generiske rationaler med hensyn til forstærkning.

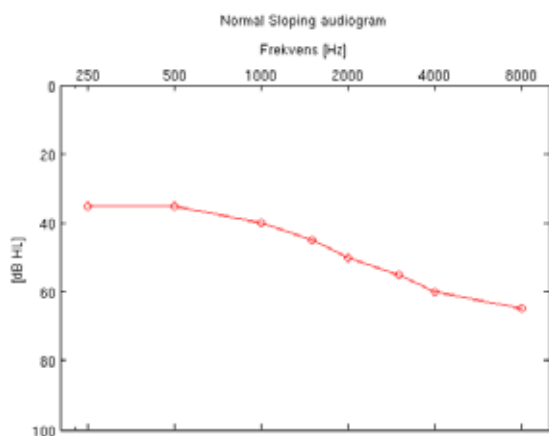
Dette projekt vil omhandle forstærkningskurver fra forskellige høretab på forskellige høreapparater. Efter at have tilpasset høreapparater på audiologisk afdeling på Odense Universitetshospital (OUH) sammen med Widex, Phonak, Siemens og Oticon, er jeg blevet inspireret til at kende flere detaljer om høreapparaterne. Til projektet er der tilpasset høreapparater fra firmaerne efter fem forskellige audiogrammer: skislope, fladt, presbycusis, normal sloping og bassin, der kan ses på figur 4.1, 4.2, 4.3, 4.4 og 4.5.



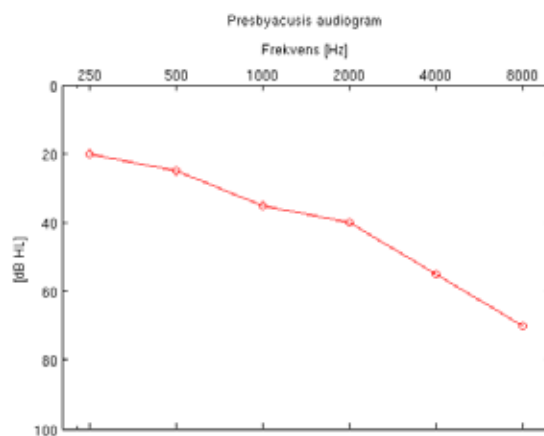
Figur 4.1 : Bassin høretab



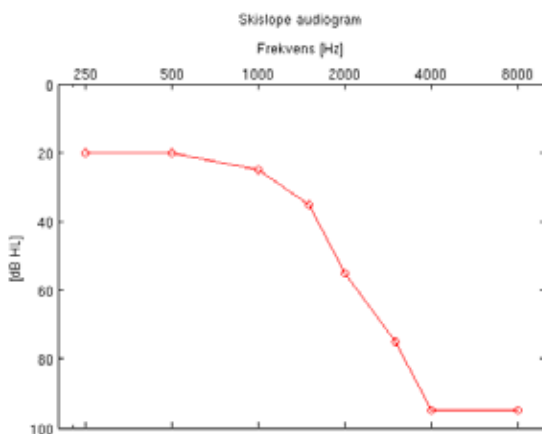
Figur 4.2 : Fladt høretab



Figur 4.3 : Normal sloping høretab



Figur 4.4 : Presbycusis høretab



Figur 4.5 : Skislope høretab

Da ingen af høreapparatfirmaerne er villige til at udlevere algoritmen bag deres rationale, vil dette projekt forsøge at finde ud af, hvor stor forskel der er med hensyn til forstærkning. Det store spørgsmål er, om der overhovedet er forskel på den måde, firmaernes rationale forstærker

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

forskellige høretab på, eller om de reelt set er meget lig hinanden, så det er andre features, der adskiller dem. En af hypoteserne i projektet er, at producenternes forstærkning ligger mellem DSL[i/o] og NAL-NL1, da det er disse firmaer selv hævder. Widex måler altid et sensogram på alle deres patienter under tilpasningen af høreapparatet. Sensogrammet måles, når patienten har fået høreapparaterne på, og lyden kommer dermed nærmere trommehinden, end da audiogrammet blev målt med høretelefoner. Derfor er den anden hypotese, at Widex forstærker anderledes end de andre firmaer, da høretærsklen, de tilpasser efter, er mere præcis end audiogramtærsklen. Desuden antages det, at alle producenter har fokus på forstærkningen af frekvensområdet med de fleste vigtige sproglige cues. For at finde frem til resultatet vil der blive foretaget gainmålinger, hvor høreapparaterne kobles til en 2cc coupler i en Affinity 2.0. Der måles med to inputsignaler ICRA noise og pure tone. Den sidste hypotese i projektet er, at der er forskel på de gainkurver der er målt med ICRA noise og pure tone ved samme høretab.

Det målte gain sammenlignes for de fire firmaer for hvert audiogram og kan måske give svaret på, hvordan de enkelte producenter giver forstærkning i deres respektive høreapparater. De høreapparater, der er brugt i opgaven, er udlånt af Widex, Oticon, Siemens og Phonak og er de nyeste produkter på det danske marked. Beskrivelse af producenternes høreapparater kan findes i bilag 13.1 på side 48.

5 Rationaler

Rationaler er efterhånden et gammelt fænomen. Hele høreapparatstilpasningen og forstærkningen bygger på et rationale, der som regel er udvalgt af audiologen, som tilpasser høreapparatet til patienten. I mange år fandtes der kun analoge apparater med lineær forstærkning. Det er først i de senere år, at høreapparater med ulineær forstærkningsrationaler er kommet på markedet. De største høreapparatsfirmaer har deres egne rationaler, som passer til de features, som lige netop deres apparater indeholder. Ofte er der mulighed for også at vælge andre generiske rationaler, som for eksempel NAL-NL1 eller DSL [i/o].

Når et høreapparat skal tilpasses skal der altid bruges et audiogram fra den hørehæmmede patient. Når et høreapparat skal tilpasses, bruges fabrikkens software. Input til softwaren er blandt andet audiogrammet. For at kunne beregne den korrekte forstærkningskarakteristik til netop denne patient, kan nogle af REM målinger inddrages. Dette kræver, at der er en kendt eller en formodet sammenhæng mellem patientens audiogram og den krævede forstærkning. Den krævede forstærkning kaldes også for amplification target (Dillon, 2001, p. 235).

Tilbage i 1935 lancerede Knudsen og Jones deres lineære rationale. De mente, at gainet til hver frekvens skulle være det samme som høretabet minus en konstant. Dette rationale er også kendt som "mirroring of the audiogram" (Dillon, 2001, p. 235). I 1940 blev det foreslået, at forstærkningen skulle baseres ud fra most comfortable level (MCL), så talen i stedet hæves til MCL. Denne forstærkning skulle gøre talen hørbar og komfortabel. I 1944 opdagede Lybarger, at det gain, de fleste patienter foretrak, var ca halvdelen af deres høretab. Dette nye rationale blev kendt som half-gain-rule, der havde en forstærkning på 0.5 af høretærsklen (Dillon, 2001, p. 236).

Senere viste det sig, at det ikke var tilstrækkelig forstærkning ved de meget kraftige høretab, så ved høretab på mere end 60 dB skulle der mere forstærkning på. POGO (prescription of gain and output) rationalet samt de kommende rationaler er fortrinsvis baseret på formler, hvor der indgår følgende betegnelser: IG_i = insertion gain ved i frekvensen, k_i = en tilpasningskonstant ved i frekvensen og H = høretærsklen i dB HL ved samme frekvens.

POGO formel					
$IG_i = 0,5 \cdot H_i + k_i$					
Freq	250	500	1k	2k	4k
k_i (dB)	-10	-5	0	0	0
POGO formel II					
$IG_i = 0,5 \cdot H_i + k_i$,				for $H_i \leq 65$	
$IG_i = 0,5 \cdot H_i + k_i + 0,5 \cdot (H_i - 65)$,				for $H_i > 65$	

Tabel 5.1 : POGO formler (Dillon, 2001, p. 239).

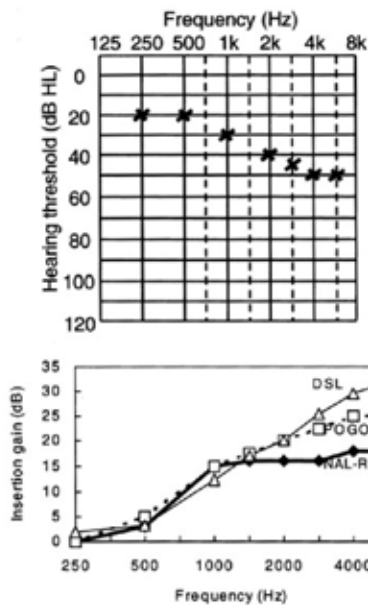
POGO minder på mange måder om half-gain rule. POGO giver mindre gain i de lavere frekvenser for at forhindre up-ward spread of masking. Den mindre gain kan begrundes med, at der er mere energi i de lavfrekvente lyde, som dermed ikke behøver så meget forstærkning. Desuden er der meget lidt sproglig information i de lavfrekvente lyde, og de er derfor ikke nødvendige for at forstå en samtale. Som det ses i formlen, er IG ved hver frekvens det samme som halvdelen af høretabet ved denne frekvens + en konstant. Denne procedure skal kun bruges ved høretab op til 65 dB HL. Ved svære høretab se eks. på figur 5.4 bliver POGO II formlen brugt (Dillon, 2001, p. 239). Se tabel 5.1.

NAL står for National Acoustic Laboratories of Australia. NAL lancerede deres første rationale i 1976. Det første NAL rationale minder meget om half-gain rule. Empiriske undersøgelser viste, at den foretrukne gain ved 1 kHz var 0,46 gange 1 kHz tærsklen. Det blev formodet, at dette ville gælde for alle frekvenser, nemlig at for hver gang høretabet faldt med 1 dB, skulle der forstærkes med 0,46 dB gain. I starten af 1980'erne evaluerede Byrne NAL formlen. Han opdagede, at NAL formlen ikke gav den samme loudness især for hørehæmmede med stejle høretab, som der f.eks. ses på figur 4.5. De ny indsamlede data blev brugt til at beregne en ny formel NAL-R, der skulle sørge for, at loudness blev det samme for hele frekvensspektret selv ved stejle høretab. Evalueringen på NAL-R viste, at formlen var yderst anvendelig ved milde og moderate høretab, når der blev lyttet til tale ved et komfortabelt niveau. Dette niveau kan variere fra individ til individ. Det viste sig, at for svære høretab se eks. på figur 5.4 gav NAL-R ikke den korrekte forstærkning. Der skulle være mere forstærkning af mellemtonerne og mindre gain i de hørfrekvente toner. For høretab over 60 dB skulle der forstærkes med 66% af høretærsklen i forhold til 46% ved NAL-R formlen. Den formel blev kaldt NAL-RP (Dillon, 2001 p. 240ff.).

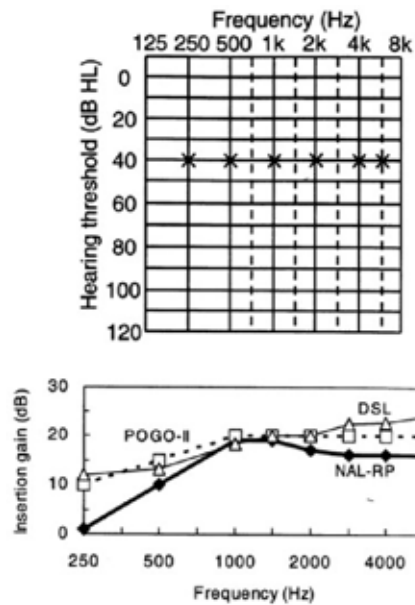
NAL-R formel							
$H_{3FA} = \frac{(H_{500} + H_{1k} + H_{2k})}{3}$							
$X = 0,15 \cdot H_{3FA}$							
$IG_i = X + 0,31 \cdot H_i + k_i$							
Freq (Hz)	250	500	1k	2k	3k	4k	6k
k_i (dB)	-17	-8	1	-1	-2	-2	-2
NAL-RP formel							
$X = 0,15 \cdot H_{3FA}$				for $H_{3FA} \leq 60$			
$X = 0,15 \cdot H_{3FA} + 0,2 \cdot (H_{3FA} - 60)$				for $H_{3FA} > 60$			
$IG = X + 0,31 \cdot H_i + k_i + PC$							
Værdier for PC, til at benytte i IG formelen. Værdierne er i dB, ved en høretærskel på 2 kHz							
	Frekvens (Hz)						
H_{2kHz}	250	500	1k	2k	3k	4k	6k
≤90	0	0	0	0	0	0	0
95	4	3	0	-2	-2	-2	-2
100	6	4	0	-3	-3	-3	-3
105	8	5	0	-5	-5	-5	-5
110	11	7	0	-6	-6	-6	-6
115	13	8	0	-8	-8	-8	-8
120	15	9	0	-9	-9	-9	-9

Tabel 5.2 : NAL formular (Dillon, 2001, p. 241).

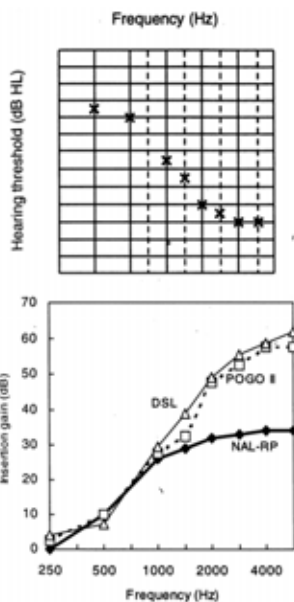
DSL er et andet kendt rationale. DSL står for Desired Sensation Level og har til formål at give høreapparatsbrugeren et hørbart og komfortabelt signal i hvert frekvensområde. DSL er forskellig fra NAL-RP og POGO på flere måder. En af forskellene er blandt andet, at det target, der bruges, er real-ear aided gain frem for real-ear insertion gain, som ses i andre rationaler. Desuden har DSL rationalet nogle gode målemetoder, der kan anvendes til mindre børn og spædbørn. DSL gør ikke brug af equalization, men prøver stadig at gøre talen høj og samtidig komfortabel. Der bruges loudness normalization. På figur 5.1, 5.2, 5.3 og 5.4 ses fire forskellige høretab med tilhørende forstærkningskurve fra DSL, POGO II og NAL-RP. Dette viser, at der er stor lighed mellem de tre rationaler op til omkring 1 kHz, mens der er forholdsmæssig stor variation fra 1 kHz og op.



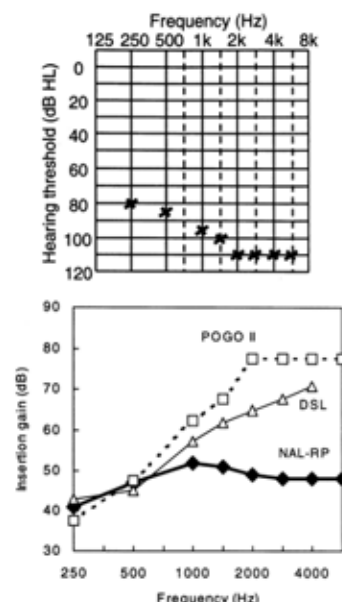
Figur 5.1 : Audiogram for mildt let faldende høretab, og tilhørende IG, som forskrevet af DSL (trekanter), POGO II (firkanter) og NAL-RP (diamanter) proceduren. (Dillon, 2001, p. 244).



Figur 5.2 : Sammen som figur 5.1, dog for et mildt fladt høretab i stedet. (Dillon, 2001, p. 244).



Figur 5.3 : Sammen som figur 5.1, dog for et stejlt faldende høretab. (Dillon, 2001, p. 245).



Figur 5.4 : Sammen som figur 5.1, dog for et markant let faldende høretab. (Dillon, 2001, p. 245).

Efter at apparater med mulighed for ulinear forstærkning kom på markedet, har det været nødvendigt med nye rationaler. Med de digitale apparater er der kommet flere muligheder med

hensyn til høreapparatstilpasningen. Desuden er der i stort set alle rationaler mulighed for støjreduktion og mange andre indbyggede programmer. Ulineære forstærkningsrationaler bestemmer gain-frequency responset for hvert input niveau. Det vil sige, at for hvert lydinput apparaterne opfatter, reguleres niveauet af gain i dB. Det kan også beskrives som en input-output (I-O) kurve for mange frekvenser. Det er nødvendig at have en I-O kurve for lige så mange frekvenser, som der er kanaler i høreapparatet (Dillon, 2001, p. 249). Ud fra I-O kurverne kan kompressionsratioen og kompressionstærsklen aflæses. Den første kliniske procedure med ulineær forstærkning var LGOB loudness growth in half-octave bands, der byggede på loudness normalisation. Patienten skulle bestemme loudness ud fra følgende syv valgmuligheder, ud fra et stimuli input bestående støj inden for en halv oktav. (Dillon, 2001, p. 250).

1. Ikke hørbar
2. Meget lavt
3. Lavt
4. OK
5. Højt
6. Meget højt
7. For højt

I 1990'erne lavede nogle forskere og klinikere et nyt rationale, kaldet IHAF, Independent Hearing Aid Fitting Forum. Formålet var at normalisere loudness i alle frekvenser. Når patientens høretærskel var fundet, blev lydinputtet øget med 5 dB hver gang, og patienten skulle inddele inputtet i syv kategorier, indtil lyden blev ubehagelig høj (Dillon, 2001, p. 250f.). Ud over disse to har der været tre andre rationaler med loudness normalisation, inden DSL [i/o] kom på markedet.

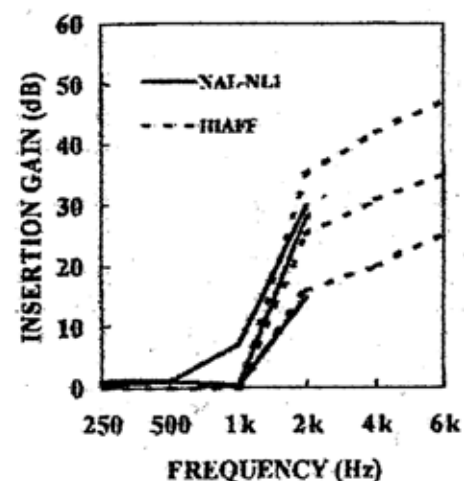
5.1 NAL-NL1

I 1999 introducerede NAL NAL-NL1, der er forkortelsen for The National Acoustic Laboratories' nonlinear fitting procedure version 1. Det til grundliggende rationale for NAL-NL1 er, at det skal gøre talen så god og forståelig som muligt, altså maximize speech intelligibility for a specified loudness level samtidig med, at loudness skal være normal eller lavere end loudness er for en normalt hørende person (Keidser & Dillon, p. 1). Målet er derfor at give præcis det gain-frequency respons, som maksimerer speech intelligibility (Dillon, 1999, p. 10). Beregning af speech

intelligibility index (SII), der er beregnet ud fra akustiske målinger af tale og støj (Byrne et al. p. 37f), kan give et rimeligt mål for speech intelligibility. NAL-NL1 har yderligere det formål, at den hørehæmmede aldrig skal opfatte den overordnede loudness af en lyd til at være højere, end hvis en normalt hørende person skulle opfatte den (Keidser; Dillon & Brewer, 1999 p. 8). Høretab nedsætter ikke kun audibility men også personens evne til at analysere lydinput i nødvendige detaljer, selvom talen er hørbar. Det er altså ikke nok blot at give forstærkning, så lydene bliver højere. Hørehæmmede med svære eller meget svære høretab har de samme problemer som normalt hørende, nemlig at det er svært at opfatte information fra talen, hvis den bliver præsenteret i et meget højt lydniveau. De mennesker, der har disse høretab, har desværre kun to muligheder. De kan lære at høre ved et meget højt lydniveau ved at bruge høreapparat, der forstærker lyden, eller høre ingenting (Dillon, 2001, p. 255).

NAL-NL1 benytter sig af loudness equalization. Dette betyder, at alle frekvensintervaller i talen forstærkes, så de giver samme loudness i taleområdet. Det vil sige, at alle sproglyde vil blive forstærkede, så de er i samme loudness niveau. De hørfrekvente lyde bliver forstærket lidt mere end de lavfrekvente, da der er mindre energi i diskanten. Figur 5.6 viser insertion gain kurver for fladt høretab. I og med at der er mindre forstærkning i bassen, undgås up-ward spread of masking, der ellers kan være med til at mindske forståelsen af tale, da det kan maskere de højere frekvenser (Byrne et al. p. 38).

Sammenlignet med andre rationaler giver NAL-NL1 mindre lavfrekvent gain til flade og upward sloping høretab, se figur 5.6. NAL-NL1 foreskriver generelt mindre gain i frekvenser under 1000 Hz end andre rationaler (Dillon, 1999, p. 10). Der bliver givet mindre hørfrekvent gain for steeply sloping, et stejlt hældende hørfrekvent høretab, se figur 5.5 (Byrne et al. p. 47 & Dillon, 1999, p. 10). NAL-NL1 tenderer også til at give mindre kompression end andre rationaler (Byrne et al. p. 47 & Dillon, 1999, p. 10). Forskriftsformularen for NAL-NL1 og dermed softwaren tager tærsklen som sit primære input suppleret af basis information om høreapparatets tilpasning. Softwaren beskriver elektroakustisk target relateret til gain, kompressionstærskel, kompressionsratio og limiting levels, udtrykt på forskellige måder (Keidser; Dillon & Brewer, 1999, p. 8).

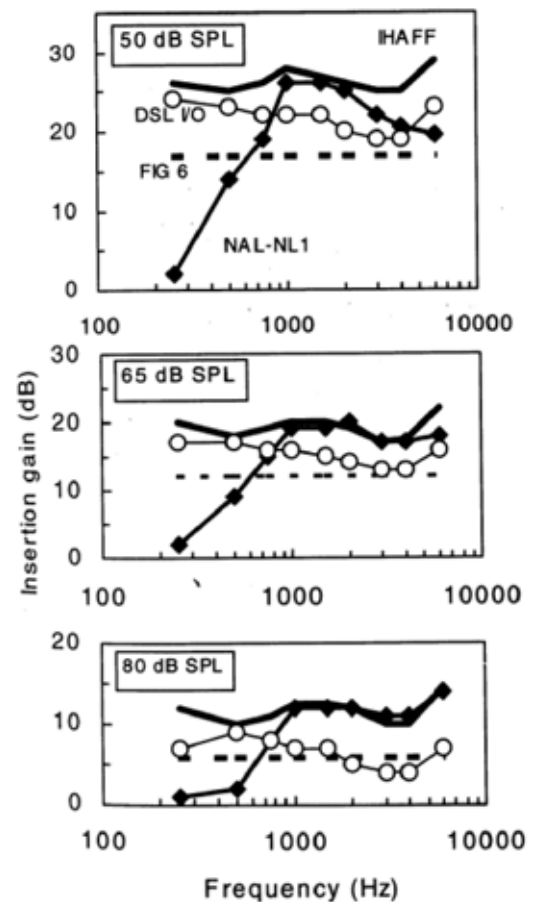


Figur 5.5 : Gain for deeply sloping audiogram med NAL-NL1 og IHAFF (Byrne et al. p. 45)

Et rationale, der maksimerer taleforståeligheden, vil som det første udligne specifik loudness ved at udflade/udligne talespektret. Desuden vil det give mindst gain i de frekvenser, der ikke er så vigtige for at få den bedste forståelse af talen såsom lavfrekvente og højfrekvente toner (Byrne et al. p. 47). Dermed har NAL-NL1 ikke til formål at oprette normal loudness for alle frekvenser. NAL-NL1 metoden er baseret på en kompleks formel, der specificerer insertion gain for hver 1/3 oktav fra 125 Hz til 8000 Hz. Ved hver frekvens er gainet afhængig af en tærskelværdi der fås fra gennemsnitstærskelværdi. Denne værdi er beregnet over en hel oktav og hældningen på audiogrammet fra 500 – 2000 Hz samt det overlæggende niveau af bredbåndssignalet indenfor talespektret. Alternativt kan REIG beskrives som på fig. 4.14 i Dillon. NAL-NL1 kan også beskrives ud fra en input/output kurve ved enhver frekvens eller som en couplers forstærknings frekvensresponse. NAL-NL1 kan baseres enten på bredbåndssignaler eller på rentone målinger, hvor antallet af kanaler også skal kendes.

5.2 NAL-NL2

NAL-NL2 er videreudviklingen af NAL-NL1 og er dermed andet rationale fra NAL med ulineær forstærkning (Keidser et al. bilag). Formålet er dog stadig at maksimere taleforståelsen. Grundstenen er stadig loudness equalisation. Der er lavet flere studier omkring NAL-NL1, som har ledt til ændringerne i NAL-NL2. Ifølge Keidser & Dillon vil voksne høreapparatsbrugere med milde til moderate høretab få mindre gain for høje input niveauer i forhold til lave input niveauer. Det vil sige, at kompressionsratioen bliver en smule højere med NAL-NL2. For personer med svære høretab (se eks. på figur 5.4) vil kompressionsratioen ved lave frekvenser nærme sig en lineær kompression. Der er lavet ændringer i forhold til forstærkningen, alt efter om det drejer sig om børn eller voksne. Børn vil få lidt mere gain med NAL-NL2 end med NAL-NL1 og voksne vil generelt set få lidt mindre gain (Keidser et al. bilag). Eftersom en forøgelse af gain for lave input er mere

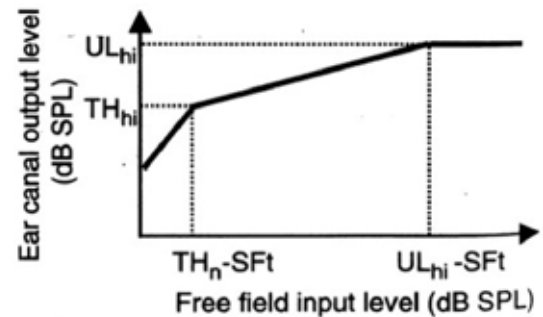


Figur 5.6 : IG ved input ved 50, 65 og 80 dB SPL. Høretabet er fladt 40 dB. (Dillon, 2001, p. 257). Figuren viser hvordan NAL-NL1, IHAFF og DSL[i/o] giver gain. Det er tydeligt at NAL-NL1 giver mindre basforstærkning end diskantforstærkning.

udbytterig end for høje input niveauer, vil NAL-NL2 foretrække en højere kompressionsratio til børn. Herudover vil der til nye høreapparatsbrugere med mere end milde høretab blive givet lidt mindre gain. Endvidere vil der generelt set blive forstærket med 2 dB mindre for kvinder end for mænd (Keidser & Dillon, p. 8).

5.3 DSL[i/o]

DSL[i/o] står for Desired Sensation Level input/output. Der findes to udgaver med hvert sit tilgrundliggende rationale. Den ene er en lineær i/o kurve og den anden en ulineær i/o kurve, der også er kendt som kurvelineær på grund af dens udformning. Lineær betyder, at I-O kurven er en lige linie ved størstedelen af inputniveauerne. Dermed er kompressionsratioen konstant i store dele af kompressionsområdet i selve dynamikområdet. Det er vigtigt at huske, at det ikke er



Figur 5.7 : DSL[i/o] metoden. Viser hvordan input er relateret til output. (Dillon, 2001, p. 255).

det samme som lineær forstærkning. Kompressionsratioen er større, end hvad der kræves for at give loudness normalization (Dillon, 2001, p. 254). På figur 5.7 ses grundidéen bag den lineære formel for DSL[i/o]. Som tidligere nævnt kan DSL[i/o] kurven fra ulineære høreapparater være kurvelineær i kompressionsområdet. DSL[i/o] kurvelineær har en lavere kompressionsratio, end der er foreskrevet for den lineære udgave og har til formål at give den hørehæmmede loudness normalization. Dette betyder, at den generelle loudness af lyde skal være normaliseret. Det vil sige, at forstærkningen i et høreapparat vil få den hørehæmmede til at høre lydene, som en normalt hørende vil høre dem. Altså vil lyde, der er svage eller kraftige, blive forstærkede, så en hørehæmmede også hører dem som svage eller kraftige lyde. På den måde vil den hørehæmmede få en mere "normal" lydopfattelse (Byrne et al. p.). DSL har derfor til formål at give høreapparatbrugeren et så hørbart og komfortabelt signal i alle frekvensbånd som muligt (Dillon, 2001, p. 242). DSL metoden er brugt i store dele af verden især indenfor børneaudiologien og er en stor hjælp i arbejdet med at forbedre hørehæmmede børns taleforståelse. (Scollie et al. p. 160).

5.4 DSL v5.0

Der kommer hele tiden nye og mere avancerede høreapparater på markedet med mange forskellige features, der passer til det enkelte firmas høreapparater. Dette er blandt andet en af grundene til, at

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

DSL har udviklet en ny version af deres rationale. Desuden har studier af den gamle DSL[i/o] været med til at finde frem til, hvordan rationalet kan forbedres. Det nyeste rationale hedder DSL v5.0. Nogle af målene med den nye version er at undgå ubehagelig loudness, når høreapparaterne er i brug samt finde frem til det frekvensrespons, der sikrer den bedste mulige audibility af vigtige sproglyde for hver enkelt patient. Rationalet skal være i stand til at skelne mellem de forskellige lyttemiljøer, patienten befinder sig i, såvel støjende som rolige omgivelser (Scollie et al. 2005, p. 173). Desuden skal der vælges den kompressions karakteristik, som er passende til den teknologi, den individuelle bruger har behov for for bedre at forstå tale (Scollie et al. 2005, p. 159). Der ligger to principper til grund for algoritmen i det nye DSL[i/o] rationale:

1. "Implement evidence-based revisions and/or additions to the approach described as the DSL [i/o] v 4.1 algorithm".
2. "Change the scope of computation in the algorithm to support specific hypothesis testing in pediatric hearing instrument research".

Det er disse to principper samt de tidligere nævnte mål, der er en del af baggrunden for det nye rationale DSL v. 5.0.

For at lave en hurtig opsummering, så bygger NAL-NL1s rationale på loudness equalisation hvor formålet er at udligne de forskelle, der er i sproget med hensyn til tone højde. Det vil sige, at bastoner og diskanttoner skal være lige høje, så den hørehæmmede hører dem lige højt eller lige lavt. Desuden er der stor fokus på at maksimere taleforståeligheden. Derimod er grundlaget for DSL[i/o] loudness normalisation. Det betyder, at formålet er at få patienten til at høre som en normalt hørende, så denne netop hører de forskelle, der er i sproget, når der konverseres. Det er genskabelse af den mistede hørelse.

Det ser ikke ud til, at hverken NAL-NL1 eller DSL[i/o] forstærker efter en "ren" loudness equalisation eller loudness normalization. Der er formentlig foretaget empiriske undersøgelser med forsøgspersoner, og ud fra disse resultater er rationalet blevet modificeret.

6 Inputsignaler

I opgaven er der brugt to forskellige testsignaler eller teststimuli. Til coupler-målingerne, hvor der måles på, hvor meget gain høreapparatet giver til at bestemt høretab, er der brugt to stimulussignaler. Der er brugt ICRA noise, der er et støjsignal og pure tone sweep, som er sinustoner. Der er målt med to forskellige signaler for at kunne vise, hvor meget inputsignalet betyder i forhold til det output, der fås. Det ville have været ideelt at bruge det nye talemodulerede signal ISTS, men dette kunne desværre ikke lade sig gøre, da signalet ved brug af couplermålinger ikke er tilgængeligt på det benyttede udstyr,

6.1 *Pure tone sweep*

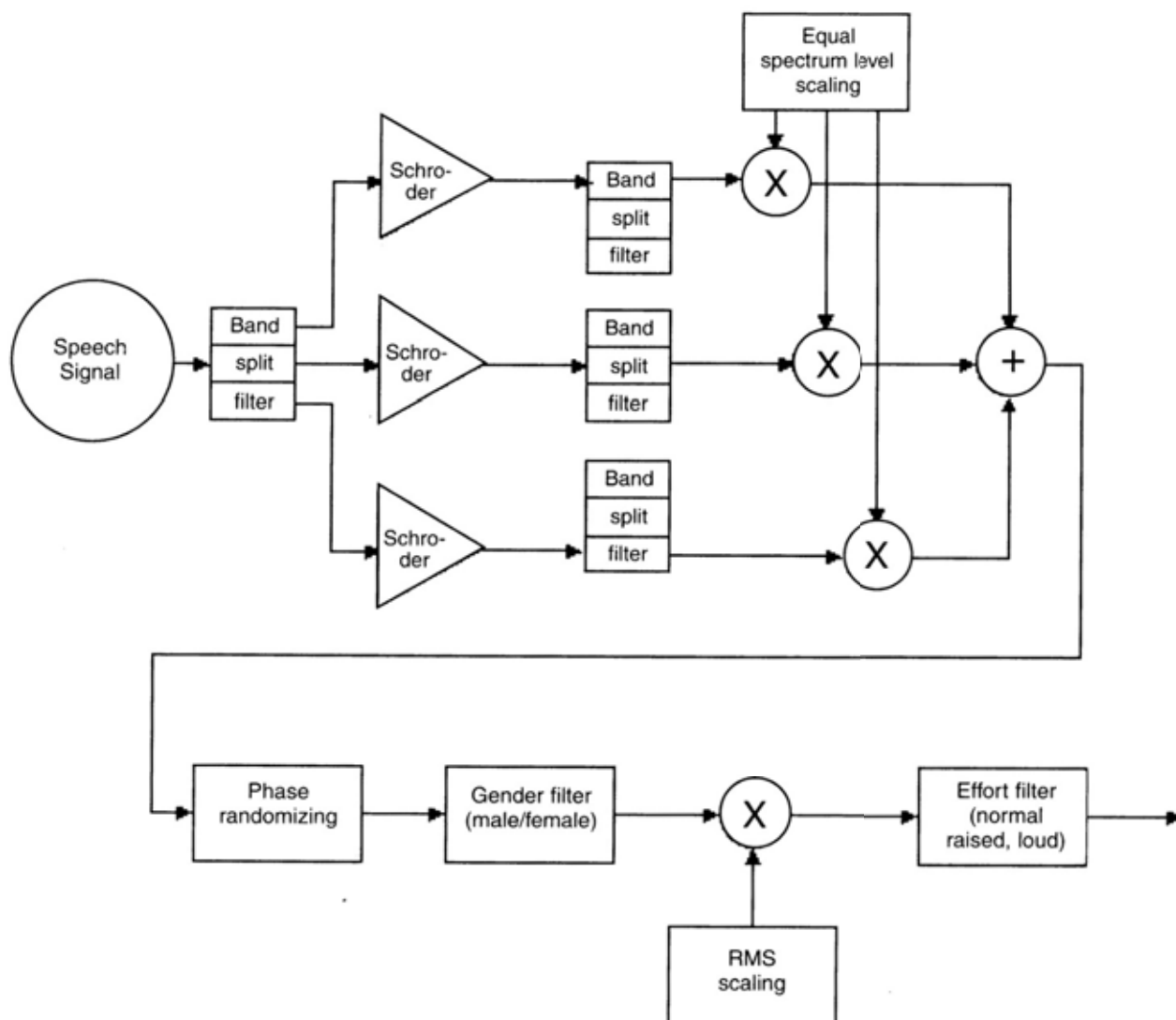
Mange af de forskellige features, der er i et høreapparat, bliver som regel testet i en akustisk coupler. Lydinputtet er et sweep af toner ved et konstant niveau (Dreschler, 2001, p. 149). Pure tone eller rentone er en konstant sinustone ved en enkelt frekvens, typisk tilgængeligt ved et hvilket som helst specifikt punkt indenfor test frekvensområdet. Dette signal er udmærket til måling på lineære høreapparater, men når der måles på ulineære høreapparater, er rentone sweep signalet utilstrækkeligt og kan være misvisende. Dette skyldes, at høreapparatet opfatter sinustoner som for eksempel feedback eller støj på grund af talegenkendelses algoritmen i høreapparatet og skruer derfor ned for forstærkningen. Rentoner har altså ikke et frekvensrespons, som svarer til stemmen, men et konstant SPL over hele frekvensområdet.

På grund af blandt andet rum-akustik ved reflekterende flader anbefales det, at der ikke bruges et konstant pure tone stimuli ved real-ear probe-microphone målinger (Mueller et al. p. 26).

6.2 *ICRA noise*

ICRA noise er udviklet for The International Collegium for Rehabilitative Audiologi (ICRA) af forskergruppen HACTES (Hearing Aid Clinical Test Environment standardisation). Udgangspunktet for deres arbejde er, at i moderne høreapparater har den spektrale fordeling af inputtet stor betydning for dennes forstærkning. Dette skyldes den uliniære forstærkning i flere kanaler samt de integrerede funktioner som for eksempel støjreduktion, kompression og talegenkendelse, som moderne høreapparater tilbyder. Der manglede således et testsignal, der kunne benyttes til test af høreapparater og bruges som baggrundsstøj i kliniske tests af høreapparater samt til real-ear measurements (Dreschler et al. 2001, p. 149).

ICRA noise er et bredbåndet støjsignal designet ud fra et ønske om at have en spektral fordeling svarende til tale produceret ved varierende styrke, og med skiftende intensitet svarende til talen fra flere personer.



Figur 6.1 : Diagram over realiseringen af ICRA støj signalet (Dreschler et al. 2001, p. 151)

På figur 6.1 ses en oversigt over, hvordan ICRA signalet er udformet. Først er et talesignal lavet ved, at en kvinde har læst en engelsk tekst i form af et uddrag fra EUSAM projektet. Denne tale er filtreret ved hjælp af et split filter. For ICRA noise er der valgt at splitte inputtet ud i tre dele. Et lavpas område, der går op til 800 Hz, et båndpas filter, der går fra 800 til 2400 Hz og et højpas filter, der går fra 2400 Hz og op. Fælles for de tre filtre, der udgør split filteret er, at deres hældning, det vil sige hvor skarpt de afskærer signalet, overstiger 100 dB pr. oktav og dæmpningen udenfor passfilteret, overstiger 50 dB.

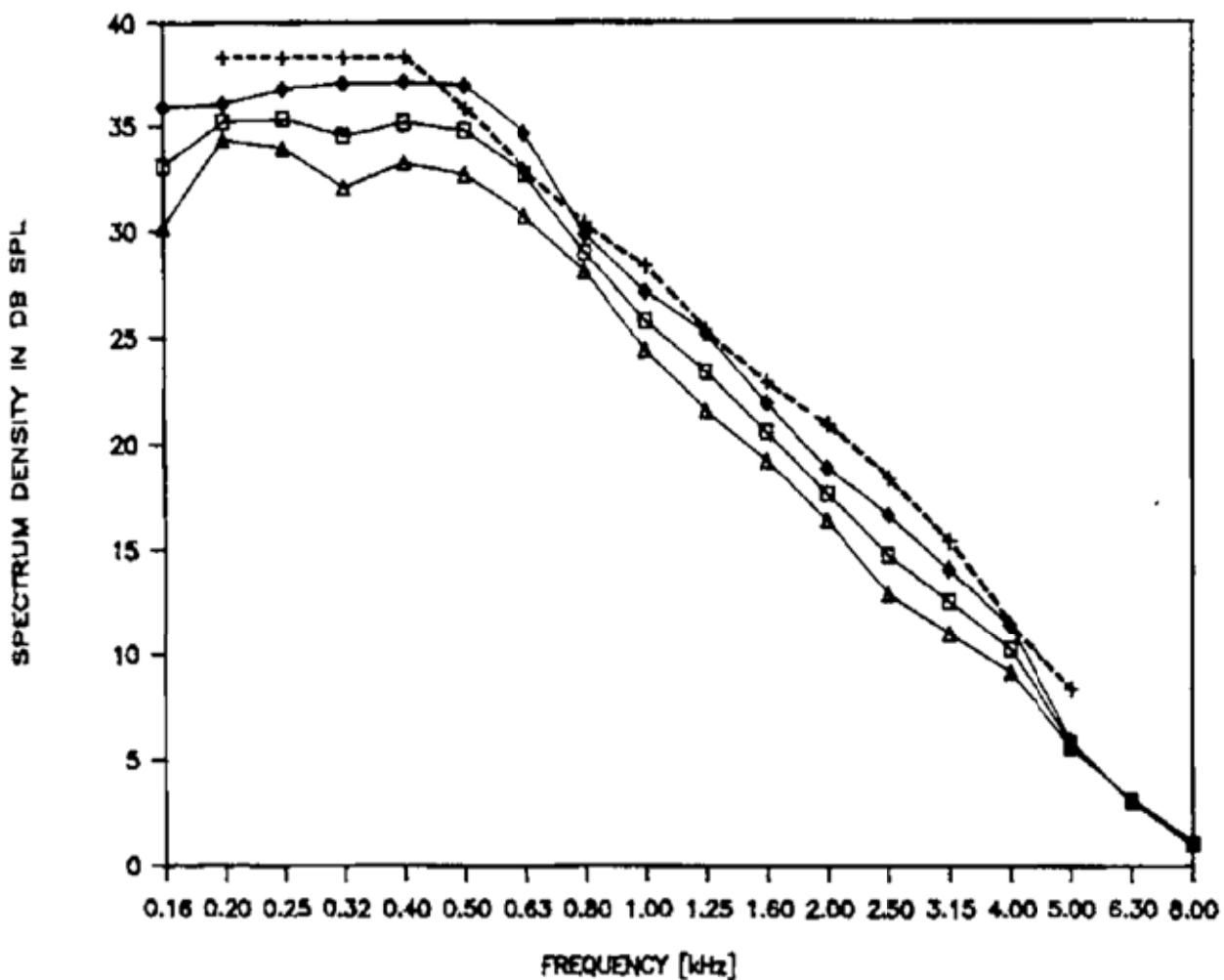
I Schroeder processen skifter 50% af det samlede signal fortegn. Dette medfører, at signalets numeriske værdi bibeholdes, og derved har signalet samme modulationsegenskaber. Dog er det ikke længere genkendeligt og har et fladt hvidt spektrum (Dreschler et al. 2001, p. 151). De tre signaler er derefter filtreret på samme måde som i starten og lagt sammen. Resultatet er et grundsignal med et spektrum som hvid støj og samme modulationsegenskaber som det originale signal.

De sidste fire faser er til for at justere det ønskede signal. Da IRCA noise er en pakke, som fra standard består af 9 forskellige signaler, er grundsignalet justeret ud fra en række filtre. F.eks. er der et filter, som får støjen til at ligge omkring en mands eller kvindes tale eller får niveauet til at være højt eller normalt. I tabel 6.1 ses en oversigt over de 9 standard ICRA støj signaler.

Nummer	Støjens karakter	Kort navn	Modulationstype	Køn	Stemme niveau
1	Vedvarende normal	Normal	Ikke moduleret	Mand	Normal
2	Vedvarende hævet	Hævet	Ikke moduleret	Mand	Hævet
3	Vedvarende høj	Høj	Ikke moduleret	Mand	Høj
4	Enetale – kvinde	Kvinde	Enetale	Kvinde	Normal
5	Enetale – mand	Mand	Enetale	Mand	Normal
6	Dialog	2-sp	To stemmer	Miksede	Normal
7	Babble normal	6-sp normal	Flerstemmigt	Miksede	Normal
8	Babble hævet	6-sp hævet	Flerstemmigt	Miksede	Hævet
9	Babble høj	6-sp høj	Flerstemmigt	Miksede	Høj

Tabel 6.1 : De 9 standard ICRA støjsignaler (Dreschler et al. 2001, p. 152)

I projektet er inputsignal ICRA 6pbn udvalgt i samarbejde med Carsten Daugaard. Se nr. 7 i tabel 6.1. Det er vigtigt at være opmærksom på, at det er et amplitude moduleret signal med frekvenser mellem 12 og 18 Hz, og at frekvensresponsen svarer til menneskestemmer. Det vil sige, at høreapparatets algoritme detekterer signalet som var det en stemme. Figur 6.2 viser en graf af menneskestemmer. Det amplitude modulerede ICRA signal ligner udformningen på grafen og kan derfor sammenlignes med et talesignal.



Figur 6.2 : Spektral indhold af menneskestemmen 1 m foran munden ved normal talestyrke. Øverste fuldt optrukne linie er mandestemme, laveste fuldt optrukne linie er kvindestemme og gennemsnitstale er den midterste fuldt optrukne linie. Den stiplede linie er fra ANSI 1969.

Det vil sige, at forskellen på pure tone signalet og ICRA noise signalet er udformningen af frekvensresponsen. Pure tone har et konstant sinus tone signal, der ikke svarer til frekvensresponsen fra stemmen. Derimod kan ICRA noise sammenlignes med menneskestemmer på grund af det amplitude modulerede signal.

6.3 ISTS

For at kunne analysere databehandlingen af tale i høreapparater, er det nødvendigt at have et standard testsignal, der gør det muligt at lave reproducerbare målinger. Samtidig skal det indeholde de mest relevante dele af den naturlige tale.

De nuværende kunstige eller unaturlige testsignaler opfylder ikke disse krav tilstrækkeligt. De testsignaler, der i dag findes med tale, repræsenterer kun et sprog og kan dermed ikke bruges

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

internationalt. ICRA er et "ikke sprogligt" talesignal og er mindre "tale nært" end ISTS.

Derfor har en forskergruppe fra European Hearing Instrument Manufacturing Association (EHIMA) udviklet et nyt internationalt talesignal kaldet ISTS, som står for International Speech Test Signal. ISTS signalet er baseret på naturlige optagelser af tale, men er ikke forståeligt eller meningsbærende, da det består af forskellige talesegmenter af forskellige længder, der er mix'et sammen. Meningen er, at testsignalet skal benyttes til nye målemetoder med høreapparater, og derfor ville det have været ideelt at bruge det til forsøgene i denne opgave. Dette kunne desværre ikke lade sig gøre, da Interacoustics ikke havde installeret ISTS signalet på HIT440 softwaren til couplermålinger. Det er kun installeret i REM440 der er softwaren til IG målinger.

Signalet er en historie "The north wind and the sun" læst op på seks forskellige sprog: amerikansk engelsk, arabisk, kinesisk, fransk, tysk og spansk. Historien bliver læst op af 21 forskellige kvinder med normal artikulation og stemmestyrke. Herefter er en optagelse med hvert sprog blevet udvalgt, så der kun er seks, der er repræsenteret i signalet. De er valgt ud fra følgende kriterier:

1. De skal have lokal oprindelse, det vil sige, de skal læse op på deres modersmål
2. Stemmekvalitet
3. Stemmens "placering" i frekvensspektret.

Det talemateriale, der er optaget, er filtreret efter spektret angivet i "An International comparison of long-term average speech spectra" (Holube et al., 2007, EHIMA-ISMADHA).

Optagelserne er opdelt i segmenter ved hjælp af en automatisk procedure. Det første segment, der er taget ud af optagelsen, var på 500 ms. De første 100 ms har de valgt at lade blive, som de er. Herefter er de næste 400 ms. delt op i intervaller på 10 ms. Ud af disse 40 intervaller er intervallet med den laveste power, altså laveste lydstyrke, udvalgt. Indenfor de udvalgte 10 ms. findes den absolutte laveste værdi, og denne bliver den sidste værdi i segmentet. Det vil sige, at første segment går fra 0, starten af signalet af de første udvalgte 500 ms. og indtil den laveste værdi i det udvalgte 10 ms. interval. Herfra starter så det næste segment igen med en start på 500 ms. hvor de sidste 400 deles som før osv. På den måde findes andet segment, tredje segment etc. Den automatiske segmentation bliver dog modificeret for at klippe så lidt som muligt i vokaler og fonemer. Det resulterende segment har en varighed på 100 og 600 ms (Holube et al., 2007, EHIMA-ISMADHA). Pauser i talen med en varighed på mere end 100 ms. bliver holdt i samme segment som det tidligere talestykke for at bevare deres naturlige position.

7 Coupler

Der er utrolig stor individuel variation i størrelse og udformning af ører og øregange. Dette er årsagen til, at det ikke er muligt at lave generelle målinger på et menneskeøre. Derfor er det nødvendigt at have et kunstigt "standard øre", som fabrikkerne kan arbejde ud fra, når de udvikler og tester høreapparater. Dette standard øre er som oftest en 2cc coupler eller en 711 coupler, også kaldet en øresimulator. I dag kaldes den IEC 60 118-4. Couplere er små caviteter, altså små hulrum, som skal være erstatning for øregangen og mellemøret. Se figur 7.1 for en oversigt over couplere.



Figur 7.1 : Forskellige typer af couplere (Dillon, 2001, p.76)

Høreapparatet er koblet til den ene ende af coupleren, og den anden ende af coupleren har indbygget en mikrofon. Coupleren gør det muligt at koble høreapparatet sammen med mikrofonen og videre til et sound level meter, uden at lydene og impedansen "forsvinder" til andre steder. (Dillon, 2001, p. 9 og 75). Det er dog vigtigt at huske på, at couplerne ikke kan sammenlignes med et rigtigt øre, da der blandt andet er for stor variation i volumen mellem en coupler og et rigtigt øre. 711 coupleren er den, der minder mest om et rigtigt øre, og derfor kaldes den også øresimulator. 2cc couplerens volumen og impedans ligger derimod langt fra et gennemsnitsøre. Derfor vil der altid være forskel på de resultater, der fås med målinger i en coupler og et rigtigt øre. Den eneste måde, hvorpå det er muligt at sammenligne målinger på høreapparater, er ved at foretage målingerne i en coupler, hvor

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

f.eks. volumen af caviteten ikke varierer. Dette medfører også, at fejlkilder som den individuelle variation af volumen i øregangen og mellemøret undgås.



Figur 7.2 : 2cc coupleren der er brugt til forsøgene

7.1 2cc coupler

ANSI S3.22 standarden kræver, at elektroakustiske målinger på høreapparater skal foregå i en 2cc coupler (Mueller et al. p. 4). 2cc coupleren har fået sit navn på grund af volumen af hulrummet i coupleren, som er på 2 cm³. Se figur 7.2 for et billede af en 2cc coupler. For 50 år siden blev det antaget at denne coupler havde ca samme volumen som en voksen persons øregang, efter en øreprop var placeret i øregangen. Dette kaldes også residual ear canal volume (recv). Denne teori er siden blevet afkræftet. Målinger viser, at et gennemsnitsøre for en voksen har en recv på ca 0,5 cm³, og et mellemørevolumen på ca 0,8 cm³. Tilsammen et volumen på kun ca 1,3 cm³. Tages den akustiske impedans med ind giver det store forskelle mellem et øre og en 2cc coupler. Massen af trommehinden og tilhørende knogler i øret, gør at deres akustiske impedans stiger, når frekvensen stiger, mens impedansen fra recv falder. Denne ændring af impedans i forhold til frekvens ses ikke i en 2cc coupler, og gør at de høje frekvenser på ingen måde kan sammenlignes (Dillon, 2001, p. 75)h. Det samme gælder med hensyn til målinger af venten. Forskellige undersøgelser har vist, at målinger af en vent i en 2cc coupler ikke kan sammenlignes med det, der sker i et rigtigt øre (Mueller et al. p. 5).

2cc coupleren er dog stadig populær og bliver brugt til at måle f.eks. gain og input/output i høreapparater. 2cc målinger er et integreret element i de fleste høreapparatproducenters datablade. Derfor er det også en 2cc coupler, der er valgt til forsøgene i denne opgave.

I forbindelse med høreapparater bliver der altid brugt 2cc coupler til slutkontrol. Det vil sige, at høreapparatet bliver målt med fuld gain, inden den sendes ud til forhandleren.

8 Forsøg

Som nævnt i indledningen vil der blive udført en forsøgsrække for at sammenligne de forskellige høreapparater. For at forsøget kan starte, skal høreapparaterne fra de fire høreapparatfirmaer tilpasses efter de fem forskellige testaudiogrammer: skislope, normal sloping, fladt, presbycusis og bassin. Bilag 13.2 på side 52 giver et overblik over de benyttede høreapparater og deres konfiguration.

Høreapparaterne tilpasses ved at koble et apparat, via firmaernes kabler, til en NOAH-link, som har forbindelse med en computer med NOAH-software. Firmaets software skal være installeret på samme computer som NOAH-link er koblet op til. Figur 8.1 viser et høreapparat koblet til en NOAH-link. Selve NOAH-link er trådløst forbundet med computeren. Alle høreapparaterne er dermed også tilpasset efter firmaernes egne softwareprogrammer.

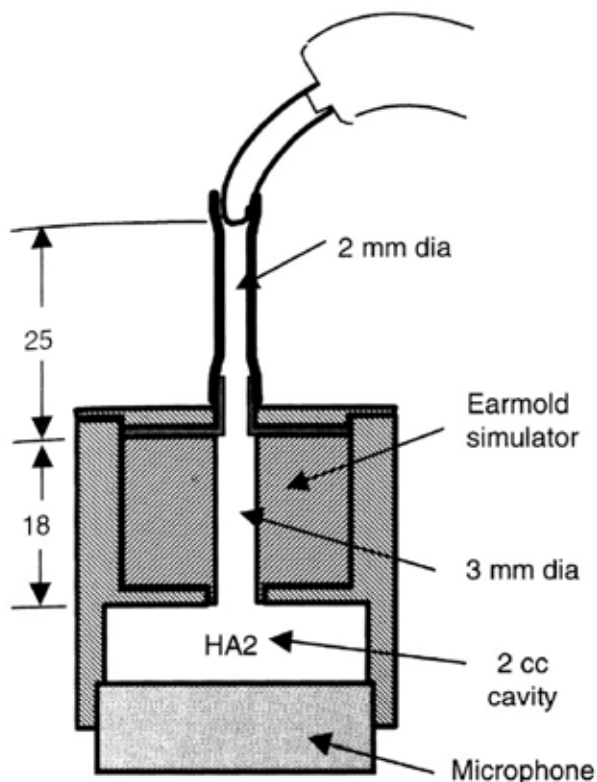


Figur 8.1 : Høreapparat forbundet til NOAH-link

Da det ønskes at gøre forsøget reproducerbart, indeholder bilag 13.2 side 52 en oversigt over, hvilke apparater, der er brugt til hvilket høretab, samt hvordan de enkelte apparater er indstillede.

Det tilpassede høreapparat forbindes herefter til en 2cc coupler i Affinity 2.0, se bilag 13.3 side 56 for oversigt over Affinity indstillinger. På coupleren sidder der et stykke plastikslange på Ø 2 mm og en på længde på 25 mm. Den anden ende af slangen forbindes med hooken på høreapparatet. Se

figur 8.2 for en illustration af dette. Plastikslangen sidder på samme måde, som når et BTE apparat med hook skal forbindes med en silhuetprop. Mikrofonen på høreapparatet og referencemikrofonen, der sidder fast på Affinity, placeres lige overfor hinanden ved krydset i bunden af Affinity. Se figur 8.3.



Figur 8.2 : Illustration af HA2 2cc coupler med høreapparat (Dillon, 2001, p. 77) Figur 8.3 : Høreapparat i Affinity 2.0

Det er vigtigt, at de to ligger i samme position hver gang, der bliver foretaget målinger for at gøre målingerne så præcise som muligt. Der måles med to forskellige input signaler, ICRA noise og rentoner. Først er der lavet fem målinger i træk med ICRA noise, uden at der ændres på høreapparatets eller referencemikrofonens placering. Herefter gentages målingerne blot med rentone signalet. Der er ingen forskel på forsøgsopstillingen mellem de to inputsignaler. Det eneste, der ændres mellem de to målinger, er inputsignalet. Det er væsentligt at bemærke, at der ikke er ændret position af apparatet mellem de fem målinger med hvert signal. Gennemsnittet af de fem målinger beregnes og bruges videre i opgaven.

Proceduren gentages med hvert enkelt høreapparat til hvert enkelt audiogram. Der er foretaget 200 målinger i alt. Det vil sige 100 med ICRA noise og 100 med rentoner. I tabel 8.1 ses en oversigt

over forsøgsrækken.

	Oticon		Phonak		Siemens		Widex	
	ICRA	Puretone	ICRA	Puretone	ICRA	Puretone	ICRA	Puretone
Bassin	5	5	5	5	5	5	5	5
Fladt	5	5	5	5	5	5	5	5
Normal Sloping	5	5	5	5	5	5	5	5
Presbyacusic	5	5	5	5	5	5	5	5
Skislope	5	5	5	5	5	5	5	5

Tabel 8.1 : Forsøgsoversigt over antal målinger fordelt på apparat, høretab og stimuli

9 Databehandling

Da de 200 målinger var udført, var der over 150.000 datapunkter. De 200 målinger er eksporteret til xml filer, hvor x- og y-værdierne kan aflæses. Årsagen til dette format er, at det er det eneste Affinity softwareprogrammet kan eksportere til, i den benyttede version. Se eks på xml data på figur 9.1.

Herefter er xml filerne konverteret til csv (komma separerede værdier) data, ved hjælp af Affinity Data Viewer (ADV)¹, da disse kan importeres til regneark, og xml filerne ikke kan. Data blev importeret til regneark, så der hurtigt kom et overblik over dem og gav mulighed for den videre databehandling. Se eks på csv data i regneark i figur 9.2. Da der er lavet fem målinger til hvert høretab, er der beregnet et gennemsnit med positiv og negativ afvigelse og lavet grafer for disse, se vedlagte CD-rom.

1 Konverteringsprogram udviklet i forbindelse med projektet af Claus Stovgaard

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<SaData Version="2" xsi:schemaLocation="uuid:ee2fbfd9-47a5-4dc8-a9eb-42d9995802ab SaData.xsd"
xmlns="uuid:ee2fbfd9-47a5-4dc8-a9eb-42d9995802ab" xmlns:xsi="http://www.w3.org/2001/XMLSchema-instance">
  <ClientInfo>
  <Session>
    <Platform FirmwareVersion="1.0.5.18">Affinity</Platform>
    <Created>2009-03-12T14:55:51</Created>
    <Changed>2009-03-12T14:55:51</Changed>
    <Module Version="2.0.3351.18178">HIT</Module>
    <ProtocolName>Export</ProtocolName>
    <Settings>
  <Test>
    <TestName>Gain Curve ICRA45</TestName>
    <Settings>
  <Data>
    <RecordedData>
      <Settings>
        <Measured>
          <EarSide>Right</EarSide>
          <Battery>
            <InputLevel>45</InputLevel>
            <StimulusType>ICRA6pbn</StimulusType>
            <FFTStep>43</FFTStep>
            <CurveColor>-16777856</CurveColor>
            <CouplerType>Coupler_2ccIEC126</CouplerType>
            <CurveComment>
          <XYData>
            <X>200</X>
            <Y>4.3016686655208716</Y>
          </XYData>
          <XYData>
            <X>215</X>
            <Y>4.8963117291491614</Y>
          </XYData>
        </RecordedData>
      </Settings>
    </Measured>
  </Data>
</Test>
</Settings>
</Session>
</ClientInfo>
</SaData>
```

Figur 9.1 : Eksempel på xml data fra Affinity softwaren

Efter at have fået et overblik over gainkurverne er det blevet bestemt at se bort fra forstærkningen over 6 kHz, da alle rationalerne giver et unormalt gain på op til 30 dB i diskanten ved bassin høretabet, hvor hørelsen er normal. Ved presbyacosis, normal sloping og skislope kan stigningen i gain forsvares, men på grund af bassin høretabet bliver det regnet for en måleteknisk fejl. Det kunne være højfrekvent støj. Hvorfor graferne ser ud på den måde vides ikke. Desuden er det usædvanligt, at høreapparatet giver gain over 6 kHz, med mindre det er noget, patienten specielt ønsker. Der er målt ved 6 inputniveauer: 45, 60, 65, 70, 80 og 90 dB.

9.1 Afvigelser

Til hver type af høretab er der lavet fem målinger med både rentoner og ICRA noise. Dette er foretaget med et høreapparat fra hvert enkelt firma. Gennemsnittet af de fem målinger samt positiv og negativ dB afvigelse er, som tidligere nævnt, beregnet og indtegnet på gain/frekvens kurver. På 12 ud af 20 målinger med rentoner er der en afvigelse på mere end 6 dB. Der er en enkelt rentone måling med en afvigelse på ca 19 dB. Generelt set har målingerne med rentoner lavere afvigelser end ICRA noise. De er imidlertid større end de bør være, ifølge interacoustics².

Det ser ud til, at Siemens har større afvigelser med rentoner end de andre producenter og de mindste med ICRA noise. For begge inputtyper gælder, at de største afvigelser typisk ses ved de lavere frekvenser under 1000 Hz.

Med ICRA noise inputsignalet har 14 ud af samtlige 20 målinger en afvigelse på mindre end 10 dB, hvor den positive og den negative afvigelse er lagt sammen. Afvigelser burde ikke være større end maksimalt ± 3 dB (Interacoustics). Der ses ikke nødvendigvis afvigelser ved alle de 6 inputniveauer, der bliver målt ved. Der kan f.eks. forekomme store afvigelser for Widex bassin med 60 dB input niveau, mens afvigelseerne med inputniveauer er normale. Generelt set er afvigelseerne for fladt høretab for alle firmaernes rationaler mindre end eller ca lig med ± 6 dB.

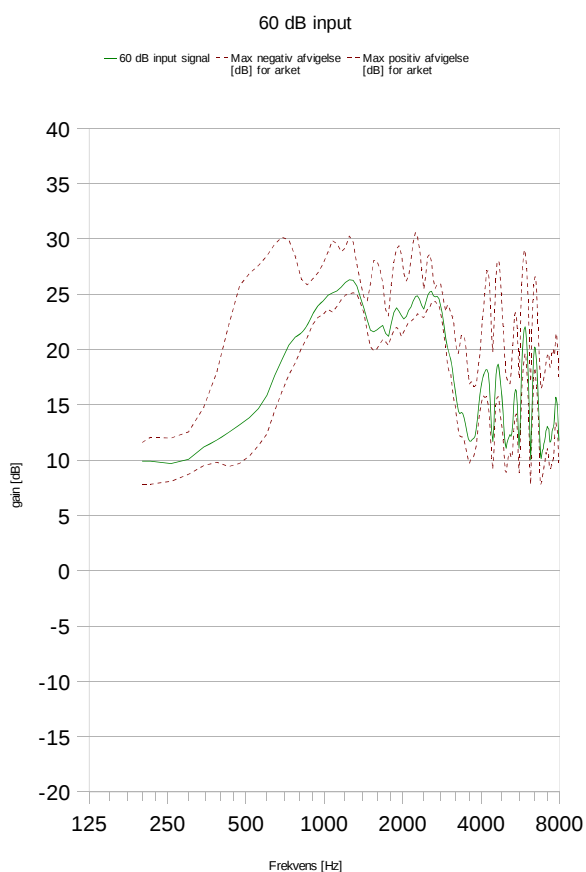
Gennemsnittet af de fem målinger er brugt i den videre databehandling. Høretab med store afvigelser er inkluderet i gennemsnittet ved alle målinger. De høretab, hvor der er de største afvigelser, vil blive gennemgået nedenfor. Det drejer sig om Widex bassin, Phonak normal sloping og Oticon skislope.

Det kan diskuteres, om det er korrekt at medregne de målinger, hvor afvigelseerne f. eks. er over 10 dB. Alle målinger er imidlertid medregnet, da det som oftest kun er ved et enkelt inputniveau der er unormale målinger og de andre målinger er i orden. Figur 9.3, 9.4 og 9.5 viser grafer, hvor det kun er for det enkelte inputniveau, at afvigelseerne er store. En ny måleserie for de målinger med de største afvigelse vil højst sandsynlig medføre en lavere afvigelse, og derved et mere præcist resultat.

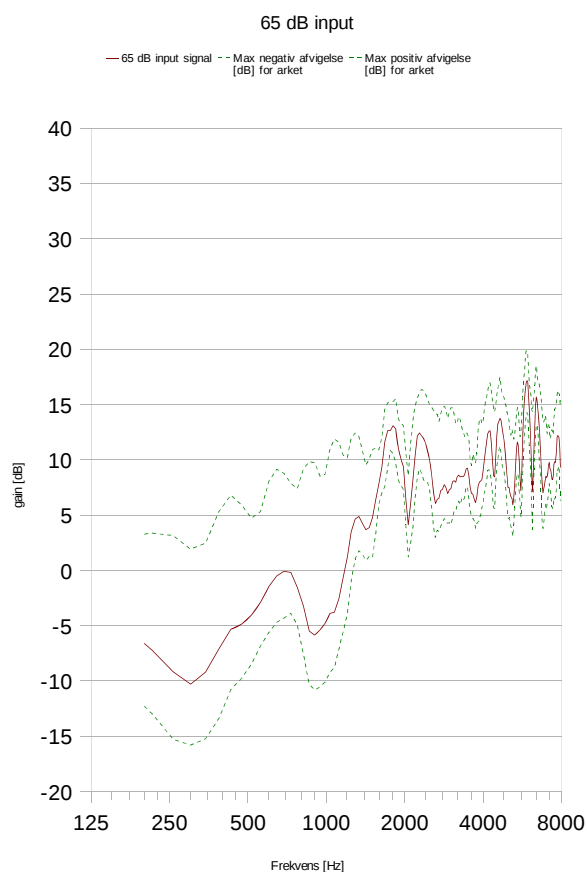
2 Personlig samtale med Ananthan Thiruchelvam, Interacoustics

9.1.1 Widex bassin 60 dB input

Figur 9.3 viser gennemsnittet, positive afvigelser og negative afvigelser for de fem målinger med Widex bassin med ICRA som inputsignal ved 60 dB. I frekvensområdet under 750 Hz er der en fejlmargen på over 6 dB, og der er en maksimal afvigelse på 13 dB. Afvigelsen er ikke konstant.



Figur 9.3 : Figuren viser store afvigelser på Widex bassin 60 dB input med ICRA noise



Figur 9.4 : Figuren viser afvigelserne for Phonak normal sloping ved 65 dB input med ICRA noise

9.1.2 Phonak normal sloping 65 dB input

Figur 9.4 viser gennemsnittet, positive og negative afvigelser, for Phonak apparatet ved normal sloping høretab. Det ses, at den negative afvigelse følger bevægelserne for gennemsnittet, mens den positive er langt over gennemsnittet op til 2000 Hz og ikke følger gennemsnittets bevægelser.

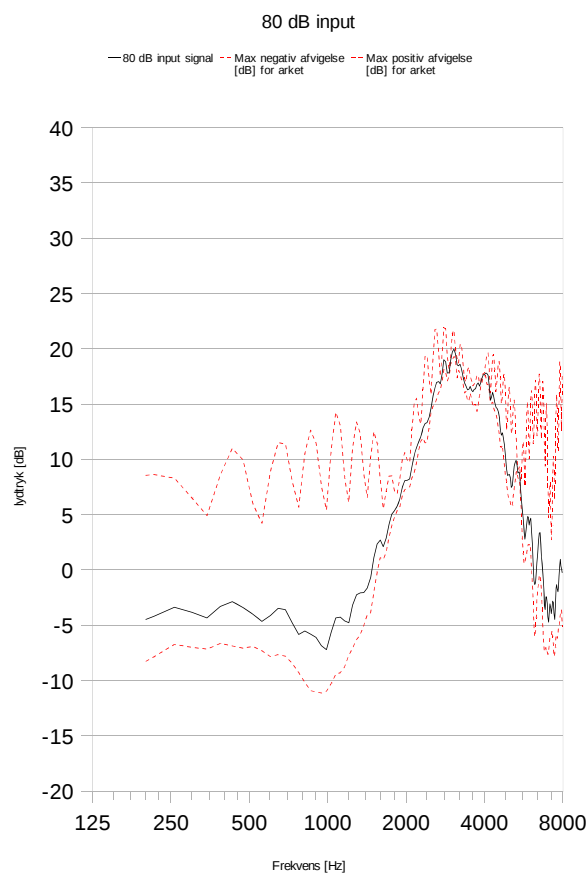
9.1.3 Oticon skislope

På figur 9.5 ses afvigelsen for Oticon Epoq. Igen ses det at den negative afvigelse følger gennemsnittet, mens det er den positive afvigelse, der er langt fra gennemsnittet.

9.1.4 Opsummering

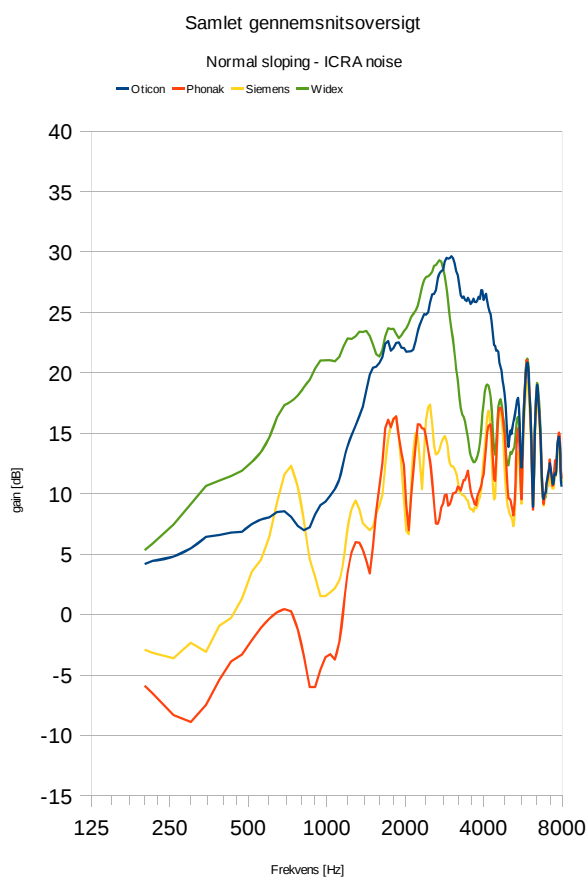
Figur 9.3, 9.4 og 9.5 viser, at de største afvigelser for alle høreapparater, uanset mærke, ligger mellem 750 og 1500 Hz. Desuden viser graferne, at de positive dB afvigelser er større end de negative, der desuden følger gennemsnitskurvens i højere grad end den positive. Det bør dog stadig understreges, at det ikke er ved alle inputniveauer, at der er så store afvigelser, hvilket fremgår af figur 9.3, 9.4 og 9.5. Data i regnearket for Widex Mind med bassin høretab viser, at afvigelserne er mindre ved alle andre inputniveauer end 60 dB. Den højeste negative afvigelse er på 5 dB, mens den højeste positive afvigelse er på 5 dB. Desuden kan de største afvigelser ikke knyttes specifikt til hverken høretab eller producent. Som det også ses på eksemplerne i 9.3, 9.4 og 9.5 for de største afvigelser, er det både ved inputniveau på 60, 65 og 80 dB, at der findes mindst én måling, der skiller sig ud fra de andre, og denne ligger på den positive side af gennemsnittet. Det ser ud som om, at der opstår en form for resonans, der medfører at høreapparatet går i mætning hvad angår forstærkning.

Det er ud fra afvigelserne, det skal afgøres, om målingerne kan bruges til videre bearbejdelse. Da det kun er ved enkelte inputniveauer og nogle få målinger, at afvigelserne ligger langt over normalen på ca $\pm 2-3$ dB, er konklusionen, at målingerne kan bruges til den videre databehandling.

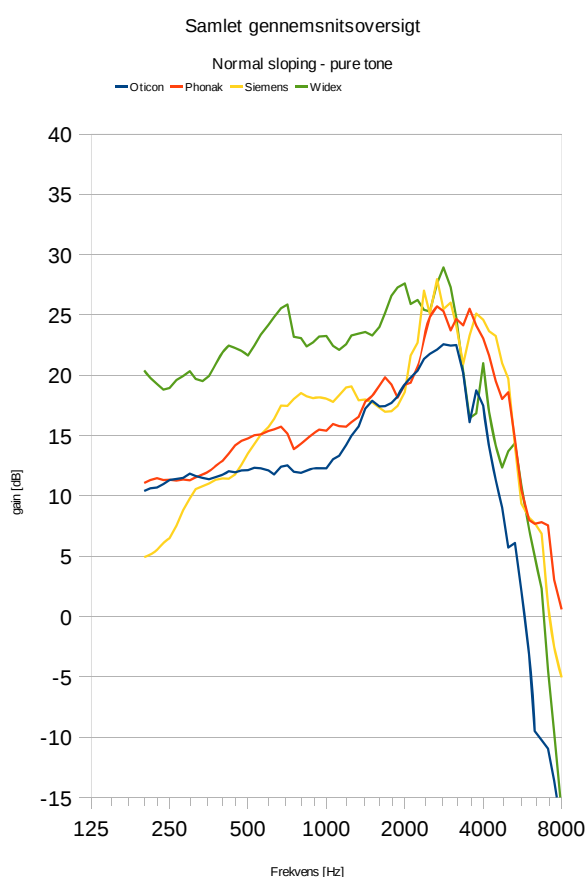


Figur 9.5 : Figuren viser afvigelser på Oticon skislope ved 80 dB input med ICRA noise

9.2 Forskellen mellem ICRA noise og pure tone



Figur 9.6 : Normal sloping - ICRA noise



Figur 9.7 : Normal sloping - pure tone

Figur 9.6 viser gennemsnitsgrafene for normal sloping målt med ICRA noise i 2cc coupler, og figur 9.7 viser det samme blot med rentoner som inputsignal. Disse er udvalgt, da de har den mest aparte udformning i forhold til teorien om forskellene på ICRA noise og rentoner. Ud fra teoriens snit var det forventet, at høreapparaterne ville skruer ned for gainet ved rentone målingen, da det vil opfatte rene tone som støj eller feedback. Som figuren viser, er det ikke realiteten. Det er kun Oticon Epoq, der skruer ned, mens de to andre rent faktisk giver mere gain, end da inputsignalet var ICRA noise. Det er især Phonak og Siemens' produkter, der adskiller sig, da de giver gain på op til 10 dB mere. Ved de fire andre høretab skruer apparaterne ned, men ikke så meget som forventet. Desuden stiger gainkurven for Oticons Epoq i bassen ved skislope, og med Siemens' Motion er der næsten ingen forskel på forstærkningen med ICRA og pure tone. Gainkurven er anderledes, men der gives stort set lige meget gain, se CD-rom med databehandling. Resultater viser i høj grad noget andet end ventet ud fra teorien. Normal sloping er det høretab, der har den mest aparte udformning når der ses

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

på forskellen mellem pure tone og ICRA gainkurven.

Dog kan det ses, at når der måles med ICRA noise, som har form som talespekteret, hvis inputniveauet falder fra ca 1 kHz, opnås der relativt højere gain end for det flade rentone spektrum.

9.3 Sammenligning af producenternes forstærkning i forhold til de forskellige høretab

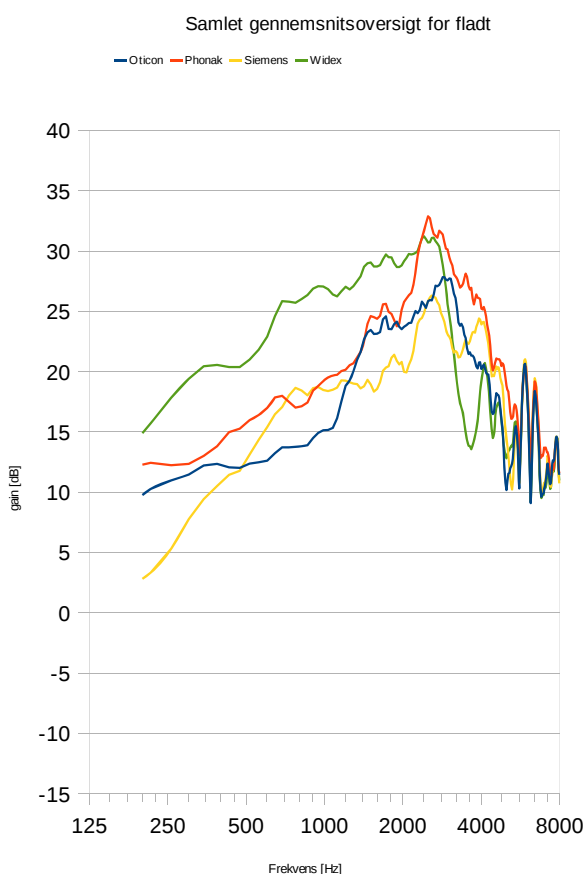
Gennemgangen af høretabene vil være med fokus på forstærkningen i høreapparaterne i forhold til input. Graferne, der er udvalgt til at blive behandlet, er med et inputniveau på 60 dB, da dette ca er niveauet for normal tale. Hver måling er baseret på en måling med ICRA noise af forstærkningen fra 200 Hz til 8 kHz målt i 2cc coupler. Dette område er primært valgt på grund af, at det er i dette frekvensområde, at høreapparaterne har output og dækker desuden de frekvenser, som audiogrammet måles ved. Gainkurverne viser de relative forstærkninger kurverne imellem for at finde frem til firmaernes tilpasningsstrategier. Det gain, der vises på grafen, svarer til forskellen mellem det inputsignal, der rammer høreapparatet og det, der måles i bunden af coupleren.

Forstærkningen af høretabene vil blive analyseret ud fra en inddeling af frekvensspektret med bas fra 200-750 Hz, LF som lavfrekvent tale fra 750-1500 Hz og HF højfrekvent tale 1,5-4 kHz. Skislope bliver først analyseret i afsnit 9.4.5 på side 40 med CORFIG korrektionen.

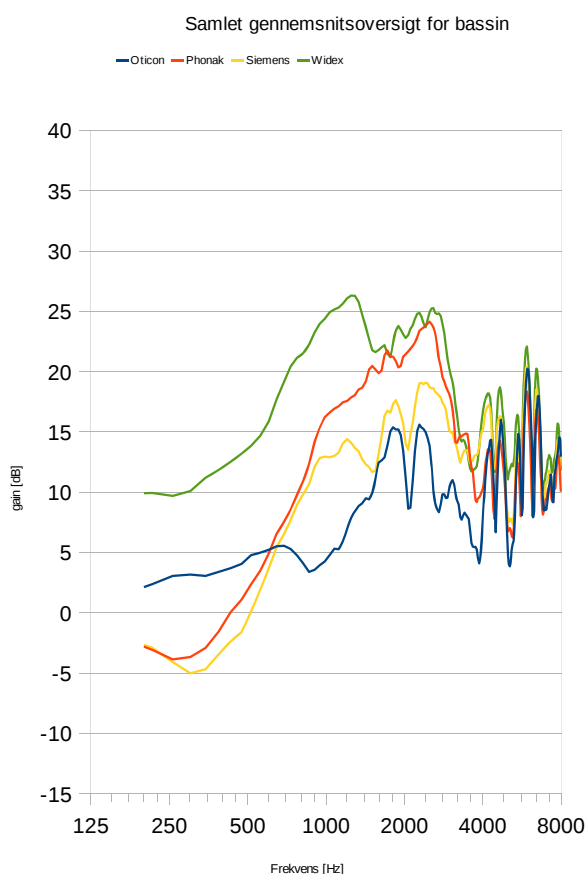
Afsnit 9.4 på side 37 laver først en CORFIG BTE korrektion, der korrigerer for den ekstra resonans, og sammenligner dernæst resultatet med NAL-NL1 og DSL[i/o]. Den ekstra korrektion er nødvendig, da NAL-NL1 og DSL[i/o] tager udgangspunkt i forskellen mellem inputsignalet inde ved trommehinden, med og uden høreapparat.

9.3.1 Fladt og bassin høretab

Figur 9.8 og 9.9 viser henholdsvis gainkurverne for fladt og for bassin høretab. Widex' Mind er det apparat, der giver mest gain til begge høretab. De fire producenter er enige om at give mest gain i LF og HF området fra 1-4 kHz, hvor det er nødvendigt at være i stand til at analysere vigtige sproglige cues. Ved begge høretab falder Widex' Mind i forstærkning omkring 2500 Hz, så der gives meget lavt gain fra 3-4 kHz i forhold til resten af frekvensspektret. Desuden er det også Widex' Mind, der giver den største forstærkning i basområdet, hvor der for bassin høretabets vedkommende ikke er noget høretab. Konklusionen er, at alle producenternes filosofi om forstærkning af et fladt høretab er meget lig hinanden. Ved bassin skiller Oticons Epoq sig lidt ud ved at forstærke som loudness normalization og de andre som loudness equalisation.



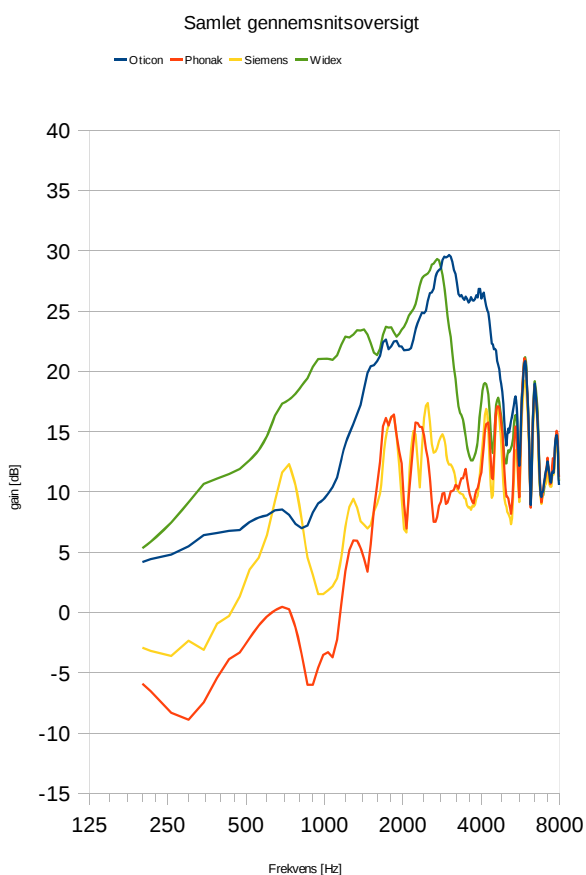
Figur 9.8 : Figuren viser den samlede gennemsnitsoversigt for fladt høretab ved 60 dB input målt med ICRA noise i en 2cc coupler



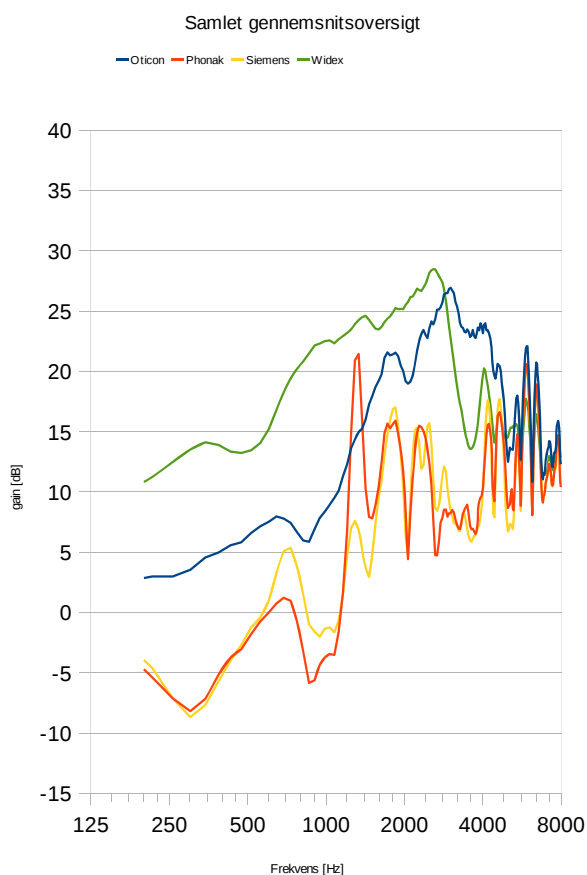
Figur 9.9 : Figuren viser det samlede gennemsnit for bassin høretab 60 dB input med ICRA noise

9.3.2 Normal sloping og presbyacusic høretab

Figur 9.10 og 9.11 viser gainkurverne for henholdsvis normal sloping og presbyacusic. Der er meget få forskelle på forstærkningen af de to høretab. Tre af produkterne har næsten identiske kurver til begge høretab, selvom presbyacusic høretræsklen ligger ca 5-10 dB under normal sloping tærsklen. Se figur 4.3 og 4.4 af audiogrammerne. Det ses, at Widex' Mind giver højere gain i basområdet til presbyacusic end til normal sloping, der ellers har et større høretab i bassen.

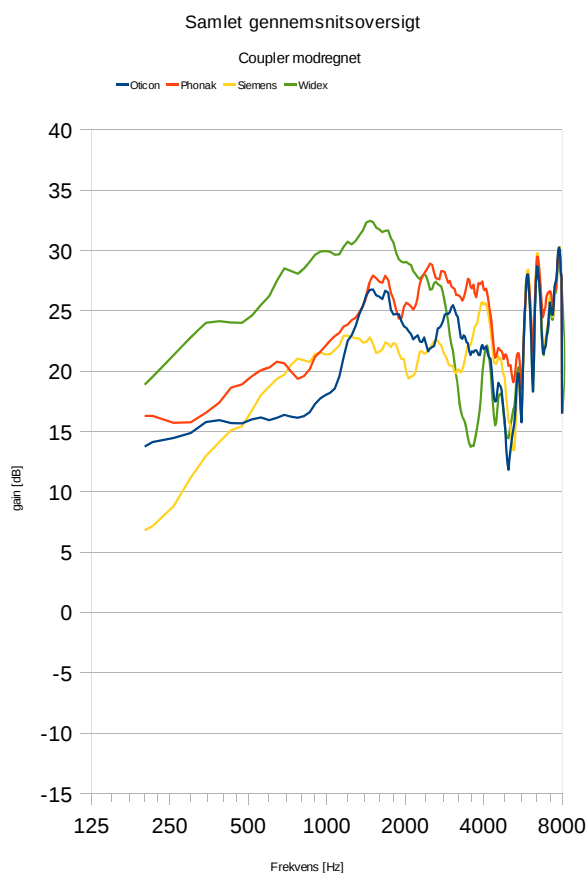


Figur 9.10 : Normal sloping høretab 60 dB input med ICRA noise

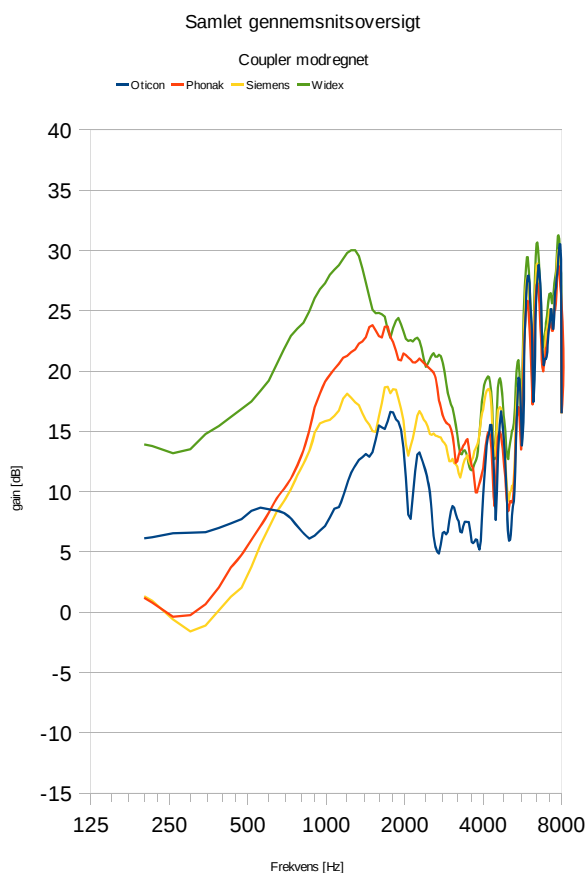


Figur 9.11 : Presbyacusic høretab 60 dB input med ICRA noise

9.4 Producenternes rationale versus NAL-NL1 og DSL[i/o]



Figur 9.12 : Fladt høretab med "CORFIG BTE" korrektion



Figur 9.13 : Bassin høretab med "CORFIG BTE" korrektion

Firmaerne mener selv, at deres eget rationale ligger et sted mellem de generelle rationale NAL-NL1 og DSL[i/o]. Da firmaernes rationale ikke er offentlig tilgængelige, er forstærkningen fundet ud fra couplermålinger og ikke beregninger. Det har ikke været muligt at finde den nøjagtige forstærkning fra NAL-NL1 og DSL[i/o] til lige præcis audiogrammerne i dette projekt, målt i en 2cc coupler. Derfor er gainkurverne omregnet ud fra en overføringsfunktion "CORFIG BTE", så gainkurverne får en mere realistisk forstærkningskarakteristik i forhold til, hvordan høreapparatet vil forstærke i et rigtigt øre. Bilag 13.3 side 58 beskriver overføringsfunktionen og viser korrektionskurven, og bilag 13.4 side 59 beskriver lineær interpolation, der bruges til at beregne de manglende dB-værdier. De nye gainkurver vil blive sammenholdt med teorierne, der ligger til grund for de generiske rationale for at undersøge, om firmaernes rationale har deres helt egen karakteristik, eller om algoritmen har flere ligheder, der minder om det ene eller det andet rationale. Figur 9.12, 9.13, 9.14 og 9.15 viser de nye gainkurver. Forstærkningen af høretabene vil igen blive

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

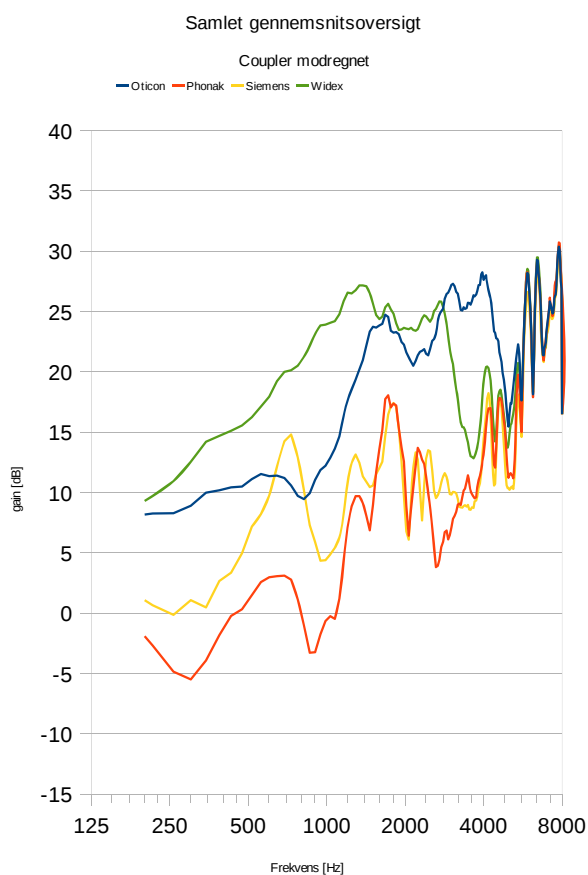
analyseret ud fra en inddeling af frekvensspektret med bas område fra 200-750 Hz og lavfrekvent tale (LF) område fra 750-1500 Hz og højfrekvent tale (HF) område 1,5-4 kHz.

9.4.1 Fladt høretab korrigeret med "CORFIG BTE"

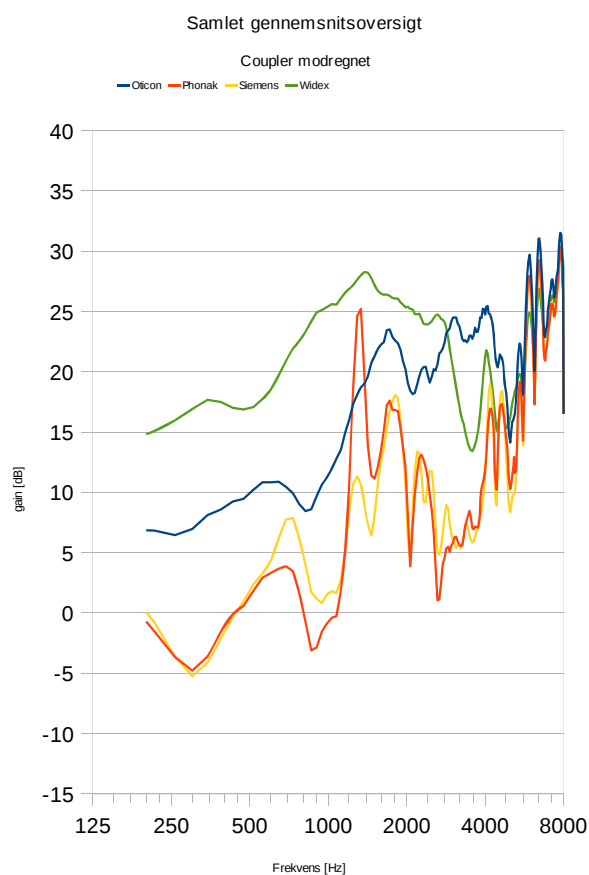
Figur 9.12 viser resultatet efter omregningen med "CORFIG BTE". Graferne giver nu et mere realistisk billede af, hvordan apparaterne forstærker et fladt høretab, i og med at de skarpe peaks fra tidligere er væk. Desuden gives der mindre gain, og kurverne flades mere ud, hvilket også giver mening i forhold til, at der er tale om et fladt høretab. Tre producenter ser ud til at bruge equalisation som NAL-NL1, idet de alle har lavere gain i bas området og stiger i forstærkning herefter. På den måde undgås up-ward spread of masking. Motions gain er fladt i hele LF og HF området, hvilket tyder på loudness normalization. Der er altså ikke rettet specielt fokus på taleområdet. Widex' Mind og Oticons Epoq giver mest gain i LF området, og Phonaks Exélia giver mest gain i HF området. Begge er områder med mange vigtige sproglige cues. Widex' Mind adskiller sig ved, at forstærkningen, besynderligt nok, stejlt aftager omkring 2400 Hz. Det giver dermed mindst gain i diskanten, hvilket kan undre, da der forstærkes efter loudness equalisation (Ture Andersen, OUH). Det burde forstærke mere i diskanten, da inputsigalet er amplitude moduleret ICRA noise, som daler i styrke, jo højere frekvensen bliver, se figur 6.2. Fra 4-6 kHz giver alle apparaterne lavere gain end i HF området. Ud fra gainkurverne må det konkluderes, at Siemens' Motion adskiller fra de tre andre og minder om loudness normalization mens de tre andre minder mest om loudness equalisation.

9.4.2 Bassin høretab korrigeret med "CORFIG BTE"

Figur 9.13 viser gainkurverne korrigeret med "CORFIG BTE". Widex' Mind er det apparat, der giver mest gain i hele frekvensspektret. Widex' Mind har højere gain i basområdet, men alle fire produkter giver mest gain i høretabsområdet. Oticons Epoq ser ud til at give loudness normalization, da gainkurven følger udformningen af audiogrammet ret præcist. Siemens' Motion og Phonaks Exélia giver en "blødere" forstærkning end Widex' Mind og til dels Oticons Epoq, da de har mere skarpe peaks i området med mest gain. Wide' Mind giver mest gain i LF området, Phonaks Exélia og Motions største forstærkning er en blanding af LF og HF området. Epoqs maksimale gain gives i HF området. Der er dog stor forskel på, hvor meget gain, der bliver givet. Det må konkluderes, at Epoqs forstærkning med hensyn til bassin høretabet ligner DSL[i/o]. De andre tenderer mere til NAL-NL1 og loudness equalisation.



Figur 9.14 : Normal sloping høretab med "CORFIG BTE" korrektion



Figur 9.15 : Presbycusis høretab med "CORFIG BTE" korrektion

9.4.3 Normal sloping høretab korrigeret med "CORFIG BTE"

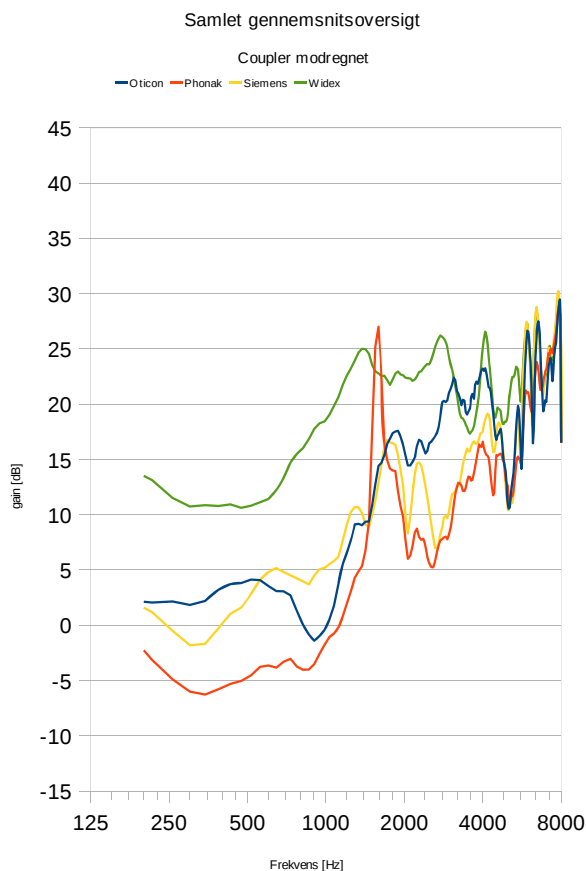
Figur 9.14 viser normal sloping, hvor produkterne mere eller mindre deles i to grupper. Widex' Mind og Epoqs forstærkning minder om NAL-NL1 med loudness equalisation. Det skyldes blandt andet, at de har deres "topgain" i frekvensområdet, hvor det er vigtigt at analysere de sproglige cues. Widex' Mind skruer endda ned for gainet, hvor høretabet er værst i HF området, som med loudness equalisation. Med undtagelse af den negative forstærkning med Phonaks Exélia i bassen, ligner Siemens' Motion og Phonaks Exélia et klassisk eksempel på loudness normalization. Der er en nogenlunde konstant stigning i lighed med høretabet, dog med nogle enkelte peaks undervejs. Det kan undre at de ikke giver noget gain i bas området, men det kan eventuelt være for at undgå up-ward spread of masking. DSL[i/o] vil formentlig give mere gain i bas området, da der er et høretab på 35 dB. Generelt set er det Phonaks Exélia og Siemens' Motion, der giver det laveste gain og Widex' Mind og Oticons Epoq, der giver det højeste gain.

9.4.4 Presbyacusic høretab korrigeret med "CORFIG BTE"

Figur 9.15 viser forstærkning af presbyacusic, der minder meget om det gain, der gives til normal sloping. Der er ikke stor forskel på audiogrammerne, så gainkurverne bør derfor heller ikke adskille sig meget fra hinanden. Se audiogrammerne på figur 4.3 og 4.4 side 7. Den forskel, som umiddelbart ses, er den bemærkelsesværdige peak som Phonaks Exélie giver, som også ses ved skislope høretabet. Det må formodes, at der er ramt et sted, der får høreapparatet til at gå i forstærkningsmætning, da denne peak ikke burde være der. Igen er det Widex' Mind og Oticons Epoq, der giver en forstærkning, som minder om NAL-NL1 og loudness equalisation og de to andre, der minder mest om DSL[i/o] og loudness normalization. Igen giver Phonaks Exélie og Siemens' Motion negativ gain i bas området. Det kan styrke teorien om, at de ønsker at undgå upward spread of masking. Widex' Mind giver mest gain i LF og HF området, og Oticons Epoq giver mest gain i HF området. Disse to apparater har igen fokus på taleområdet, som er en vigtig del af loudness equalisation.

9.4.5 Skislope høretab korrigeret med "CORFIG BTE"

Figur 9.16 viser resultatet af omregningen for skislope høretabet. Med undtagelse af den peak som Phonaks Exélie laver, ligner Phonaks Exélie, Oticons Epoq og Siemens' Motion DSL[i/o] med hensyn til gain på grund af den konstante stigning i gainet, som følger audiogram-kurven. De giver ingen eller meget lav forstærkning i bas området, hvor audiogrammet er inden for normalområdet. Se figur 4.5 side 7. Widex' Mind derimod minder om NAL-NL1, da gainkurven flader ud omkring 1300 Hz og dermed ikke giver højt gain i det frekvensområde, hvor høretabet er værst. I LF området stiger gainet, og i HF området flader det ud. Igen adskiller Widex' Mind sig fra de andre apparater ved at give ca 11 dB gain i bassen, hvor der intet høretab er. Phonaks Exélie har en usædvanlig skarp peak ved 1591 Hz, som adskiller sig fra de andre produkter samt fra de generiske rationaler NAL-NL1 og DSL[i/o]. Da det er umuligt at forestille sig, at det er noget, rationalet er programmeret til, må det konkluderes, at det skyldes måleudstyret. Konklusionen med hensyn til forstærkning i forhold til NAL-NL1 og DSL[i/o] er, at Phonaks Exélie, Siemens' Motion og Oticons Epoq har en jævnt stigende forstærkning, som er den måde DSL[i/o] forstærker på, på grund af loudness normalization, der følger høretabet. Widex' Mind giver en forstærkning, som er meget lig NAL-NL1, lige med undtagelse af det gain, der bliver givet i bassen. Widex' Mind er et godt eksempel på loudness equalisation.



Figur 9.16 : Skislope høretab med "CORFIG BTE" korrektion

10 Diskussion og perspektivering

Der er ikke noget at sige til, at patienterne oplever, at der kan være stor forskel på høreapparater fra forskellige firmaer. Gainkurverne vidner om, hvor stor forskel der er på, om patienten bliver tilpasset med et Widex, et Siemens, et Oticon eller et Phonak høreapparat.

Det antages, at moderne høreapparater skruer ned for gainet, når der præsenteres en rentone, som var det et støjsignal eller feedback. Signalet har ikke udformning som et talesignal og med talegenkendelse i høreapparaterne burde de skrue ned for forstærkningen. Ved normal sloping øges gainet ved pure tone målingen, hvilket undrer meget. Det er svært at sige, hvorfor lige netop dette høretab er anderledes end de andre fire. Desuden var det forventet, at der til rentone målingerne, var givet betydeligt mindre gain end der reelt set er givet. Hvorfor resultaterne er anderledes end

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

forventet ud fra teorien er at vanskeligt at forklare. Det kan eventuelt skyldes, at de moderne apparater er blevet så "intelligente", at de kan regne ud, at pure tone signalet ikke er feedback. Dette kan være på grund af hastigheden på rentone sweep'et, der opfører sig anderledes end feedback, som har samme frekvens i længere tid.

Ved alle høretab er det Widex' Mind, der giver det højeste gain i stort set hele frekvensspektret. Det er også det apparatet, som adskiller sig mest fra de andre. Det kan skyldes, at Widex måler sensogram, som giver Compass softwaren en anden høretærskel at tilpasse ud fra. Da sensogrammet måles nærmere trommehinden end audiogrammet, bør Widex måle en mere korrekt høretærskel. Sensogramtærsklen kan være både lavere eller højere end den høretærskel, der er målt tidligere. Der kan argumenteres for, at de dermed giver en mere passende forstærkning. På den anden side er det svært at argumentere for, at tre ud af fire firmaer giver et gain, der ikke er korrekt til høretabet. Umiddelbart har Widex en filosofi, der er anderledes end de andre firmaers. De giver basforstærkning i områder, hvor der intet høretab findes, hvilket kan undre, da det kan give up-ward spread of masking, der bestemt ikke er del filosofien for loudness equalisation. Dette kan være for at give deres brugere et mere fyldigt lydbillede, der er knap så skarpt som andre producenter.

Generelt set er der stor forskel på støjheden i gainkurven som funktion af frekvens. Phonak giver f.eks. en meget stejl indsættende forstærkning på skislope og presbycusis og til dels også på bassin samt normal sloping høretabet. Patienterne ønsker ofte at få apparater, der er jævnt stigende i forstærkning, da de finder et stejlt indsæt af gain ubehageligt (Ture Andersen, OUH).

Widex' Mind giver mere basforstærkning end de andre firmaers rationale ved alle høretabene. Det skyldes måske, at de ønsker, at brugerne skal have mere "fylde" i deres opfattelse af lydbilledet. Der kan diskuteres for og imod at give meget basforstærkning. Giver der for meget forstærkning i bassen er der risiko for, at patienten oplever upward spread of masking og dermed kan have svært ved at forstå tale. Upward spread of masking kan maskere for forstærkningen af frekvensområdet fra ca 1-4 kHz, der er af stor betydning for taleforståelsen. På den anden side giver forstærkning af bastonerne lyden en mere fyldig og behagelig lyd. Hvis der gives for meget gain i diskanten i forhold til bassen, kan det subjektive lydbillede blive skarpt og ubehageligt at høre på.

Det ser ud til, at Phonak og Siemens er stort set enige om, hvordan der skal forstærkes ved de forskellige frekvenser. De følger hinanden og laver begge peaks i ca samme frekvensområde. Forskellen er det gain, der forstærkes med. Ved bassin høretab er det Phonaks Exélia, der giver mest gain, og ved normal sloping er det Siemens' Motion, som giver mest gain af de to. Ud fra

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

resultaterne kan det være svært for audiologen at afgøre, om et Motion eller et Exélia apparat er bedst, da deres gain karakteristik ligger tæt op ad hinanden. Hvis audiologen ønsker at være forholdsvis sikker på at give patienten det rigtige høreapparat fra starten, kan det være en god idé at lade patienten prøve dem begge og vælge ud fra andre features end forstærkningen. Phonaks Exélia har en peak i to af høretabene, som må tolkes som en fejl på måleudstyret. Eventuelt er det resonans problemer mellem udstyret og apparatet. Det er dog væsentligt at bemærke, at der er målt på to forskellige Phonak Exélia apparater.

Oticons og Widex' forstærkningskarakteristik er stort set ens for normal sloping og presbycusis. Forskellen er en forskydning af, hvor der skal gives mest og mindst gain. Widex' Mind giver mest gain i store dele af frekvensspektret. Der, hvor Widex' Mind falder i forstærkning, giver Oticons Epoq mest gain. Hvis der skal vælges mellem Oticons Epoq og Widex' Mind til disse høretab, skal der vælges ud fra, om patienten gerne vil have et fyldigt lydbillede med mere basforstærkning, eller om patienten har brug for at høre de lyse og skarpe toner. Desuden falder gainet for Widex' Mind ved 3 kHz for alle høretabene.

Der er ingen af firmaernes rationaler, der forstærker præcist som NAL-NL1 og DSL[i/o], men Widex' rationale har mange ligheder med NAL-NL1. Da grundstenen for Widex' rationale er loudness equalisation, og det samme gælder for NAL-NL1, ville det være usædvanligt, hvis der var store forskelligheder mellem rationalerne. Phonak og Siemens tenderer mere til loudness normalization. Ud fra gainkurverne tyder det på, at ingen af firmaerne bruger en "ren" DSL[i/o] eller NAL-NL1. Det tyder på, at producenterne har kreeret deres egne rationaler ved hjælp af en blanding af NAL-NL1 og DSL[i/o] samt deres egen forstærkningsfilosofi. Givet vis er firmaernes rationaler modereret ud fra forsøgspersoner, altså ud fra empiriske undersøgelser, om hvad forsøgspersonerne foretrækker af forstærkning. Rationalet og firmaernes forstærkningsfilosofi er blandt andet det, der gør hver enkelt producents høreapparater til de bedste på markedet.

Det er vigtigt at være opmærksom på, at målingerne er foretaget ud fra grundindstillingen af høreapparaterne ud fra audiogrammet og for Widex' vedkommende ud fra et sensogram. Der er derfor ikke ændret på den måde, som firmaerne vælger at forstærke på. Dette projekt kan give en retningslinie for audiologer, når der vælges hvilket høreapparat, den enkelte patient skal have. I alle producenternes software er der mulighed for at finindstille høreapparatet efter patientens ønske. Derfor er det også muligt at indstille Phonak Exélia, så det forstærkningsmæssigt minder om Oticon Epoq, og omvendt. Der er altså en standard indstilling for hvert firmas produkt ud fra høretabet,

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

men denne står altid til at ændre, såfremt patienten ønsker det. Det er ikke muligt for en audiolog at fortælle patienten, hvad der 100% er bedst for denne, men audiologen kan guide patienten til hvilket apparat, der umiddelbart passer bedst til høretabet. Ud fra projektets resultater kan audiologen måske blive bedre til at udvælge høreapparater ud fra patienternes høretab og på den måde undgå de mange efterjusteringer, der er på de audiologiske afdelinger. Projektet giver ikke et fuldt billede af høreapparatets funktioner, da der er mange andre features. Gain som funktion af frekvens er en særdeles væsentlig feature for et høreapparat, men det er vigtigt at huske på, at de andre features også spiller en rolle og er med til at gøre apparatet til det, det er.

Skal der foretages tilsvarende forsøg, bør det først undersøges, hvor mange couplermålinger, der er nødvendige for at give et passende gennemsnit, som kan bruges i den videre databehandling. Desuden er det væsentligt at være opmærksom på, at de værdier, der måles på Affinity ikke kan eksporteres direkte over i et regneark. Det er nødvendigt at have et program som f.eks. ADV, der kan konvertere de målte værdier til csv data, som kan behandles i regneark. Da datamængden er på over 150.000 datapunkter, bør det overvejes at foretage undersøgelserne i forbindelse med et kandidatprojekt, da det ikke er muligt at gennemgå det hele i forbindelse med et bachelorprojekt.

Metoden, som forsøget bygger på, er overordnet set god, da forsøgene er nemme at udføre. Det er dog nødvendigt at være i stand til at tilpasse høreapparaterne eller få firmaerne til selv at gøre det. Problemet med fremgangsmåden, som er benyttet i dette projekt er, at det er nødvendigt med stort kendskab til regneark, hvilket ikke indgår i undervisningen på Teknisk audiologi studiet.

11 Konklusion

Der er i projektet lavet forsøg med fire forskellige producenters høreapparater. Disse er tilpasset efter de i indledningen nævnte audiogrammer og udsat for henholdsvis et pure tone sweep, og et 6 personers ICRA noise inputsignal. Der er målt ved hjælp af en 2cc coupler i en Affinity 2.0 og resulterede i 200 måleserier, se afsnit 8.

Som det første i databehandlingen er afvigelser beskrevet. Her kan det konkluderes, at målingerne i coupleren generelt giver ens måleserier, med en maksimal afvigelse på ± 6 dB. Dog kan der være enkelte målinger med en afvigelse på op til 19 dB. Årsagen er ikke endeligt fastlagt. Se afsnit 9.1.4.

Ud fra databehandlingen i afsnit 9.3 kan det konkluderes, at der er forskel på høreapparatfirmaernes forstærkningsrationaler og er dermed et bevis for, at firmaerne har hver deres forstærkningsfilosofi. De er ikke enige om hvor meget gain, der skal gives til de forskellige høretab og der er en lille forskel på hvor i frekvensspektret gainet gives. Widex er det firma, hvis rationale, giver den højeste forstærkning til alle høretabene. Især i det lavfrekvente området giver Widex mest gain, og adskiller sig dermed kraftigt fra de andre producenters rationaler.

Ingen af firmaernes rationaler er identiske med NAL-NL1 eller DSL[i/o]. Resultaterne i databehandlingen viser, at det er forskelligt om producenternes rationaler minder om det ene eller det andet generiske rationale eller om de har deres helt egen filosofi. Desuden ser det ud til, at høreapparaterne skifter strategi afhængig af høretabet.

Da alle audiogramkurverne på nær fladt høretab falder i området fra 1-4 kHz er det naturligt at gainet øges i dette område, og dermed kan det umiddelbart ikke konkluderes hvor stor fokus, der er på dette område. Ud fra fladt høretab ser det ud som om, at firmaernes rationaler er bevidste om vigtigheden af frekvensområdet mellem 1-4 kHz, hvor der ligger vigtige sproglige cues.

12 Litteraturliste

12.1 Artikler

Bentler, Ruth a. & Chaslav V. Pavlovic, 1989: Transfer Functions and Correction Factors Used in Hearing Aid Evaluation and Research. In: Ear and Hearing vol. 10 No. 1

BSA, British Society of Audiology (2007): Guidance on the use of real ear measurement to verify the fitting of digital signal processing hearing aids. <http://www.thebsa.org.uk/docs/RecPro/REM.pdf>

Byrne, Denis; Harvey Dillon; Teresa Ching; Richard Katsch & Gitte Keidser, 2001: NAL-NL1 Procedure for Fitting Nonlinear Hearing Aids: Characteristics and Comparisons with Other Procedures. In: Journal of the American Academy of Audiology v. 12 1.

Dillon, Harvey, 1999: NAL-NL1: A new procedure for fitting non-linear hearing aids. In: The Hearing Journal v. 52 no. 4.

Drescher, Wouter A., Hans Verschuure, Carl Ludvigsen & Søren Westermann, 2001: ICRA Noises: Artificial Noise Signals with Speech-like Spectral and Temporal Properties for Hearing Instrument Assessment. In: Audiology v. 40 no. 3

Holube, Inga: Short description of the International Speech Test Signal (ISTS)

Keidser, Gitte; Christoffer Brew & Andrea Peck, 2003: How proprietary fitting algorithms compare to each other and to some generic algorithms. In: The Hearing Journal.

Keidser, Gitte & Harvey Dillon: NAL-NL 2 (it's nearly there...)

Keidser, Gitte; Harvey Dillon & Scott Brewer, 1999: Using the NAL-NL 1 Prescriptive Procedure with Advanced Hearing Instruments. In: The Hearing Review.

Mueller, Gustav (1990): Probe Tube Microphone Measures: Some Opinions on Terminology and Procedures. In: The Hearing Journal, vol. 43, No.1, p. 16-21

Pumford, John; Sinclair, Sheila (2001): Real-Ear Measurement: Basic Terminology and Procedures.

Scollie, Susan; Richard Seewald et al., 2005: The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. In: Trends in Amplification 2005 v. 9.

Villchur, Edgar; Killion, Mead C. (1975): Probe-tube microphone assembly. In: J. Acoust. Soc. Am., Vol. 57. No. 1, p. 238-240.

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

12.2 Bøger

Dillon, Harvey, 2001: Hearing Aids. Boomerang Press, Sydney.

Gelfand, Stanley A. (2001): Essentials of Audiology, second edition. New York – Stuttgart, Thieme

Mueller, Gustav H; David B. Hawkins & Jerry L. Northern, 1992: Probe microphone measurements.

13 Bilag

13.1 Høreapparatbeskrivelse

En kort introduktion til de valgte apparater.

13.1.1 Oticon Epoq

Til målingerne bruges fire Epoq apparater fra Oticon. De er alle fire BTE apparater med hook, da de skal tilsluttes en 2cc coupler i Affinity. Epoq XW og W er udvalgt, da de er de nyeste af Oticons produkter og deres bedste på markedet. De kan tilpasses efter de fem forskellige høretab, som forsøget omhandler. Der er brugt tre Epoq XW og et Epoq W. Tilpasningsstrategien eller rationalet er Oticons eget og hedder VAC og bruges i softwaren Genie. Der er nogle få forskelle på de to slags apparater. Epoq XW adskiller sig fra Epoq W ved at have Spatial Sound, My Voice og Bineural processing. Begge høreapparater har en båndbredde på 10 kHz, 5 identiteter, 10 frekvensbånd. Der kan læses mere om Epoqs features på oticons hjemmeside:

http://www.oticon.dk/dk_da/ourproducts/consumerproducts/epoq/overview/index.htm

Epoq har en maksimal forstærkning i en 2cc coupler på 50 dB. Et billede af to af de benyttede apparater kan ses på figur 13.1.



Figur 13.1 : De benyttede Oticon Epoq apparater

13.1.2 Phonak Exélia

Phonak har bidraget med fire Exélia høreapparater, som er brugt i forsøget. To af apparaterne er Exélia M og de to andre er Exélia micro. Disse er de nyeste og bedste af Phonaks apparater.

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

Begge slags er BTE apparater med hook, hvor der er mulighed for brug af silhuetprop. Der er ingen forskel featuremæssigt på de to høreapparater. Grunden til at Exélia M er lidt større i skallen i forhold til Exélia micro er på grund af tilbehørsmulighederne. På Exélia M er der mulighed for at sætte en audiosko AS9-MLxS på, så der kan bruges FM-udstyr. Desuden er der mulighed for at få CROSLink samt brilleadapter. Udover disse få forskelle i forbindelse med tilbehør, er de fuldstændig identiske med features som VoiceZoom, SoundFlow, Whistleblock og Real Ear Sound. Der kan læses mere om apparaternes features på følgende hjemmesider:
[http://www.Exélia.phonak.com/fileadmin/user_upload/downloads/en/com_datasheet Exélia M G B.pdf](http://www.Exélia.phonak.com/fileadmin/user_upload/downloads/en/com_datasheet_Exélia_M_GB.pdf)

http://www.Exélia.phonak.com/fileadmin/user_upload/downloads/en/Exélia_micro_GB.pdf

Høreapparaternes maksimale gain i en 2cc coupler for Exélia micro med standard hook er på 55 dB. For Exélia M med standard hook er maksimal gain på 53 dB i en 2cc coupler. På figur 13.2 ses et billede af de to typer Phonak apparater.



Figur 13.2 : De benyttede Phonak apparater

13.1.3 Siemens Motion

Til målingerne på Siemens apparaterne er der brugt fire stk. Motion 700 og et Motion 500 apparat. De er de nyeste BTE høreapparater på markedet fra Siemens, der er med hook og silhuetprop. Motion 700 er topproduktet og har de nyeste features. Motion 500 er et lidt billigere apparatet, og derfor er alle de features, som Motion 700 indeholder, ikke en del af Motion 500. Det er Siemens selv, der har udvalgt apparaterne ud fra de fem forskellige audiogrammer. De fem apparater er

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

tilpasset efter Siemens' eget software ConnexxFit.

Motion 700 adskiller sig fra Motion 500 på følgende måder:

Motion 700 har 16 kanaler, Motion 500 har 12. Motion 500 indeholder ikke TruEar, SoundBrilliance og Soundlearning. Ud over dette er de to apparater fuldstændig identiske. Begge apparater er i besiddelse af flerkanals adaptiv retningsmikrofon, FeedbackBlocker, SoundSmoothing. Der kan læses mere om apparaternes features på Siemens hjemmeside:

<https://hearing.siemens.com/dk/04-hoereapparater/24-motion/motion.jsp>

På figur 13.3 ses to af de benyttede Siemens apparater.



Figur 13.3 : De benyttede Siemens apparater

13.1.4 Widex Mind440

Til målingerne på Widex er der brugt tre Mind440 m4-9 høreapparater. Mind 440 er de nyeste BTE topprodukter fra Widex med mulighed for hook og silhuetprop. Derfor er de udvalgt til dette forsøg. Samtidig har dette ene apparat mulighed for at tilpasses alle fem høretab, der er udvalgt til forsøget. Rationalet, der er tilpasset efter, er Widex' eget software Compass. Mind440 m4-9 har 15 frekvensbånd, 15 kompressionskanaler, audibility extender samt andre features, der kan læses mere om i databladet på følgende hjemmeside: http://www.widex.com/products/~//media/Widex%20COM/Downloads/PDF/mind440/data%20sheets/m4_9_EN.pdf

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

Det har en maksimal gain på 56 dB i en 2cc coupler. På figur 13.4 ses et af de benyttede Mind440 apparat.



Figur 13.4 : Et af de benyttede Widex apparater

13.2 Forsøgskonfiguration

Anvendte høreapparater til forsøget. Betegnelse benyttes når der refereres til et specifikt høreapparat i opgaven.

Betegnelse	Model	Ref. nr.	Sn.	Kommentar
P1	Phonak Exélia micro (palladium)	050-0324-40	0904 H112T	Bassin høretab.
P2	Phonak Exélia micro (palladium)	050-0324-40	0851 H12JL	Fladt høretab
P3	Phonak Exélia M (palladium/black)	050-0658-70	0845 X1T04	Presbyacusic høretab.
P4	Phonak Exélia M (palladium/black)	050-0658-70	0845 X1RYR	Skislope høretab
P5	Phonak Exélia M (palladium/black)	050-0658-70	0845 X1RYR	Normal sloping høretab
O1	Oticon Epoq W. BTE OR/WH	103-34-105-00	12063070	Skislope høretab
O2	Oticon Epoq XW. BTE GDU/WH	103-34-014-00	14166990	Bassin høretab
O3	Oticon Epoq XW. BTE CBE/BL	103-34-010-00	14149419	Presbyacusic høretab
O4	Oticon Epoq XW. BTE CBE/BL	103-34-010-00	14149292	Fladt høretab
O5	Oticon Epoq XW. BTE CBE/BL	103-34-010-00	14149292	Normal sloping høretab
S1	Siemens Motion 700		WS15825	Bassin høretab
S2	Siemens Motion 700		GS24281	Fladt høretab
S3	Siemens Motion 700		GS24315	Presbyacusic høretab
S4	Siemens Motion 700		WS25029	Skislope høretab
S5	Siemens Motion 500		WS 15814	Normal sloping høretab
W1	Widex Mind440 4-9		011137	Bassin høretab
W2	Widex Mind440 4-9		011125	Skislope høretab
W3	Widex Mind440 4-9		011104	Presbyacusic høretab
W4	Widex Mind440 4-9		011104	Fladt høretab
W5	Widex Mind440 4-9		011125	Normal sloping høretab

For at lave gain-målingerne er der brugt en Affinity 2.0 fra Interacoustic, en

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

2cc coupler og et lille stykke slange på 2,5 cm., der forbinder høreapparatet med coupleren.

13.2.1 Tilpasning af høreapparaterne

I tilpasningssoftwaren skal der vælges, om brugeren har eller ikke har erfaring med at anvende høreapparater. Der kan oftest vælges mellem tre eller fire forskellige indstillinger som for eksempel kan være trin 1: ny bruger, trin 2: kort tid og trin 3: lang tid eller trin 4: lang tid. Fælles for alle tilpasningerne til apparaterne i opgaven er, at indstillingen af erfaring er indstillet til højeste mulighed. Det vil sige lang tid altså trin 3 eller 4 alt efter mulighederne i softwaren.

Oticons høreapparater er tilpasset med Genie 2008.2, der er Oticons egen software. De er tilpasset af Oticon på OUH med Noah link med SN 241392.

Genie 2008.2 softwaren indeholder nogle parametre ved indstillingen af høreapparatet. Parameteren Erfaring er indstillet til trin 3 lang tid.

P1: dynamisk identitet.

2mm. slange

Vent bassin høretab: Genie 2008.2 anbefaler åben vent.

Vent skislope høretab: Genie 2008.2 anbefaler 3,0 mm vent.

Vent presbyacusic høretab: Genie 2008.2 anbefaler 3,0 mm vent.

Vent fladt høretab: Genie 2008.2 anbefaler 3,0 mm vent.

Vent normal sloping: Genie 2008.2 anbefaler lukket vent.

Alle apparaterne er tilpasset med lukket vent, da der ikke er mulighed for at foretage forsøgene med nogen form for vent.

Widex' høreapparater er tilpasset efter Compass version 4.6. De er tilpasset i samarbejde med Widex med Noah link med SN 241392.

Feedbacktesten er estimeret ud fra en udvidet sensogram måling.

Erfaring er indstillet til

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

P1: Basis

Vent bassin høretab: Compass 4,6 anbefaler 3,0 mm vent

Vent skislope høretab: Compass 4,6 anbefaler 3,0 mm vent

Vent presbyacusic høretab: Compass 4,6 anbefaler 2,5 mm vent

Vent fladt høretab: Compass 4,6 anbefaler 1,5 mm vent

Vent normal sloping: Compass 4,6 anbefaler 2,5 mm vent

Siemens' høreapparater er tilpasset efter Connexx 6.1. De er tilpasset i samarbejde med Siemens i Odense med Noah link.

Erfaring er indstillet til trin 4.

P1: Basis

Vent bassin høretab: Connexx 6.1 anbefaler 1,0 mm vent

Vent skislope høretab: Connexx 6.1 anbefaler 1,0 mm vent

Vent presbyacusic høretab: Connexx 6.1 anbefaler 2,5 mm vent

Vent fladt høretab: Connexx 6.1 anbefaler 2,5 mm vent

Vent normal sloping høretab: Connexx 6.1 anbefaler 2,5 mm vent

Phonaks høreapparater er tilpasset efter iPFG version 2.1a. De er tilpasset på OUH med Noah link med SN 241392. Med Phonaks software er det muligt at tilpasse skislope høretabet med et specielt program, der er en del af softwaren. Skislope høretabet er derfor indstillet efter dette rationale.

Feedbacktest er gennemført.

Erfaring er indstillet til trin 4 mere end 6 år.

P1: Automatik

Vent bassin høretab: iPFG anbefaler 1,5 mm vent

Vent skislope høretab: iPFG anbefaler 3,0 mm vent

Vent presbyacusic høretab: iPFG anbefaler 2,5 mm vent

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

Vent fladt høretab: iPFG anbefaler åben vent

Vent normal sloping høretab: iPFG anbefaler åben vent

13.3 Affinity indstillinger

Affinity er indstillet på præcis samme måde til alle målingerne. På figurene nedenfor ses et screen shot af indstillingerne for ICRA noise og et for pure tone. Det eneste der ændres er inputniveauet i dB.

Marie_standard

Input level i dB:

45 = blå

60 = grøn

65 = rød

70 = lyserød

80 = sort

90 = orange

Start frekvens: 200 Hz

Slut frekvens: 8000 Hz

Reference frekvens: 1600 Hz

Resolution: 1/12 oktav. Der dog vigtigt at være opmærksom på, at støj ikke måles i oktaver, men med 43 Hz mellem hvert målepunkt.

Stimulus: ICRA noise 6 pbn

Averaging time: 5s

Marie_standard_puretone

Input level i dB:

45 = blå

60 = grøn

65 = rød

70 = lyserød

Marie Nørkjær, BA Teknisk Audiologi

80 = sort

90 = orange

Start frekvens: 200 Hz

Slut frekvens: 8000 Hz

Reference frekvens: 1600 Hz

Resolution: 1/12 oktav

Stimulus: pure tone

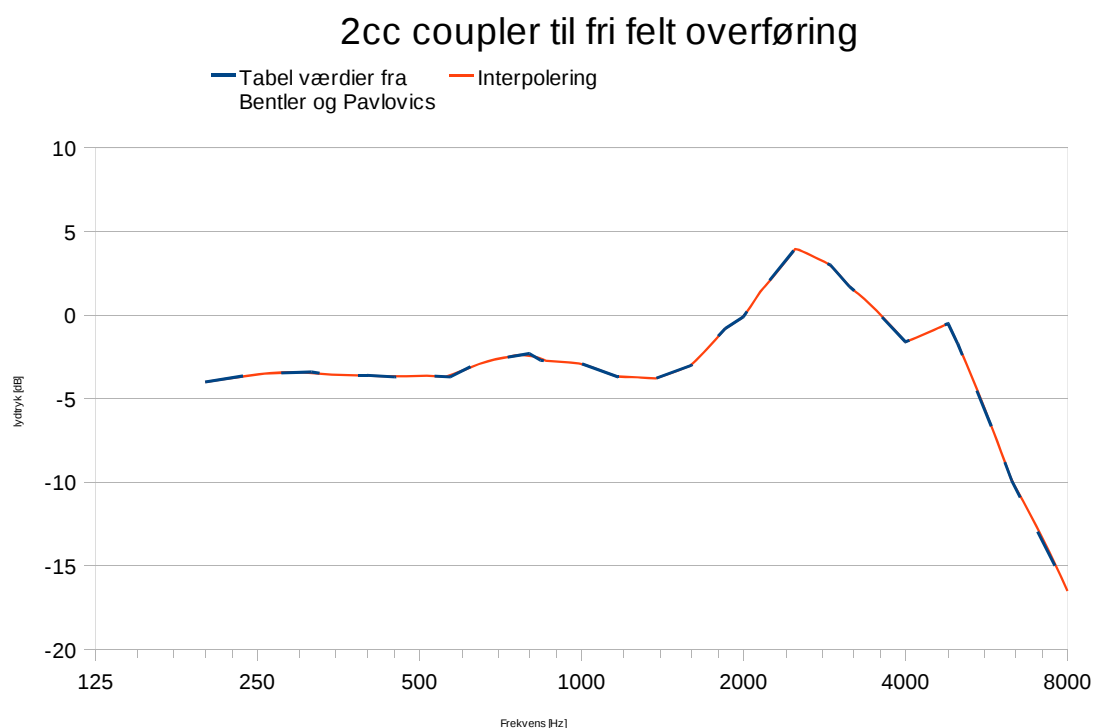
Averaging time: 5s

13.4 Overføringsfunktion

Det er ofte nødvendigt at omregne f. eks. sound pressure level (SPL) eller akustisk gain. Det kan være gain, som er målt i en 2cc coupler, der skal omregnes til en tilsvarende værdi ved et andet fysisk punkt eksempelvis ved trommehinden, eller omvendt (Bentler & Pavlovic, 1989, p.58). For at kunne gøre det, kan der blandt andet anvendes forskellige overføringsfunktioner.

For at omregne gainkurverne, som er målt i forsøgene, til data der kan sammenholdes med insertion gain kurver, bruges værdierne i tabel 1i i Bentler og Pavlovics artikel. Det, der beregnes, er en korrektion mellem coupler og insertion gain.

Figur 13.5 viser korrektions kurven fra coupler til insertion gain. Korrektionskurven medfører at de nye gainkurver er fladet mere ud hvilket er helt som forventet.



Figur 13.5 : Overføringsfunktion mellem 2cc coupler og insertion gain kurver. Den blå graf viser tabel værdierne fra Bentler og Pavlovics, og den røde viser resultatet af interpoleringen

13.5 Lineær interpolation

For at finde frem til alle dB værdierne for de frekvenser, der er målt ved, bruges lineær interpolation. Lineær interpolation er en matematisk beregning for, hvordan en ukendt værdi findes mellem to kendte værdier. Med lineær interpolation menes, at en lineær sammenhæng mellem hvert datapunkt antages, og dermed bliver det muligt at beregne værdien mellem de to kendte værdier.

Nedenfor ses et eksempel på hvordan lineær interpolation er benyttet i opgaven.

I forsøget med ICRA noise er der målt ved 182 frekvenser. I tabel 1i i Bentler og Pavlovic artikel kan værdierne for "CORFIG BTE" aflæses. Der er kun oplyst 30 frekvenser med tilhørende dB. Da alle x-værdierne (frekvenserne) fra forsøget er kendte, kan y-værdierne (dB) udregnes ved hjælp af lineær interpolation. Det gøres ud fra følgende formel:

$$y = y_1 + \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} \cdot (x - x_1)$$

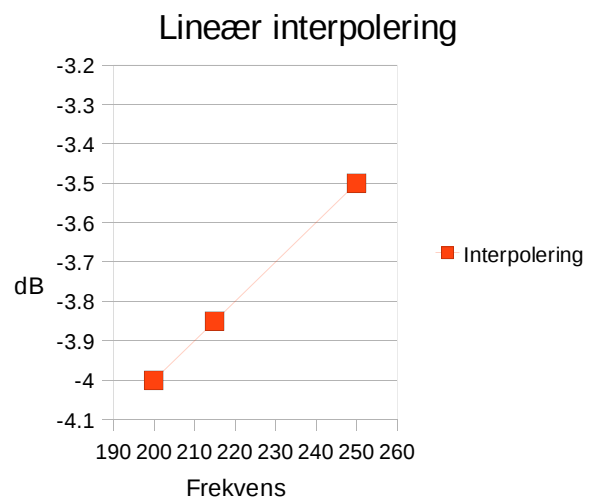
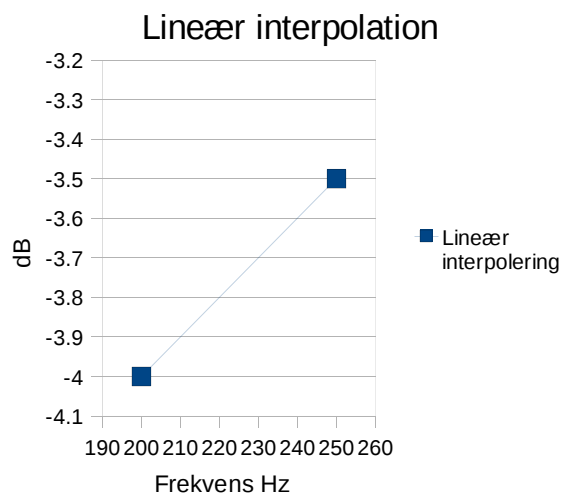
I tabel 1i findes de to punkter, der ligger nærmest den x-værdi, hvis y-værdi skal beregnes.

Frekvens (Hz)	Samlet dB (TOC + CBS)
200	-4
250	-3.5

Frekvensen hvis y-værdi skal findes er 215 Hz.

$$\text{Frekvens}(215\text{Hz}) = -4\text{dB} + \frac{(-3,5\text{dB} - (-4\text{dB}))}{(250\text{Hz} - 200\text{Hz})} \cdot (215\text{Hz} - 200\text{Hz}) = -3,85\text{dB}$$

Det vil sige, at frekvensen 215 Hz har en tilhørende dB-værdi på -3,85 dB.



På denne måde er alle dB-værdierne fundet for de 182 frekvenser med ICRA noise og de 64 frekvenser med pure tone, og dermed bliver graferne mere korrekte. På vedlagte CD-rom kan alle udregninger og testresultater findes.