



**EXAMENSARBETE I AUDIOLOGI, 10 poäng, VAU230**  
**Fördjupningsnivå 1 (C)**  
**Inom audionomprogrammet, 120 poäng**

Titel Insatsens akustik och dess påverkan på hörapparatens förstärkning.	
Författare: Åsa Winzell	Handledare: Tomas Tengstrand Lennart Magnusson  Examinator: Björn Israelsson
Sammanfattning: <p>Insatsens akustiska förutsättningar har påverkan på den förstärkning hörapparaten är tänkt att ge användaren. Det är därför av stor vikt att de val som görs för öroninsatsen är väl genomtänkta. Ett val gäller utformning av öroninsatsens ljudkanal som påverkar hörapparatförstärkningen i diskantområdet över en viss brytfrekvens.</p> <p>Syftet med detta arbete var att mäta upp skillnader i frekvenssvaret vid användning av olika utformning av insatsens ljudkanal. Vidare var syftet att undersöka huruvida hörapparatförstärkningen påverkades av olika val av akustiska alternativ vid programmeringen av hörapparaten. Slutligen ville arbetet undersöka hörapparatutvecklarens resonemang kring insatsakustik och dess påverkan på hörapparatens förstärkning.</p> <p>I arbetet användes en enkät för att undersöka hörapparatutvecklarens resonemang om insatsakustik samt en akustik mätning i en öronsimulator för mätning av frekvenssvaren. Insatser med olika utformning av ljudkanalen uppmättes för olika hörapparater med varierande inställning av de akustiska alternativen vid programmeringen av förstärkningen.</p> <p>Resultaten av mätningarna visade att ljudkanalens utformning påverkade hörapparatens diskantförstärkning på samma sätt som vid tidigare forskning. Vikten av verifiering av hörapparatförstärkning blev tydlig då inställningarna vid programmeringen av hörapparaterna inte alltid resulterade i den förstärkning som förväntades eller angavs som målförstärkning.</p>	
Sökord: Öroninsats, insatsakustik, earmould acoustics, horn, soundbore, ear simulator, in situ-audiometry, in situ-audiometri.	



**RESEARCH PROJECT IN AUDIOLOGY, 10 credits,  
VAU230  
Advanced level 1 (C)  
Within audiologist programme, 120 credits**

Title:

Earmould acoustics and its effect on the frequency response of hearing aids.

Author:

Åsa Winzell

Supervisor: Tomas Tengstrand  
Lennart Magnusson

Examiner: Björn Israelsson

Abstract

The earmould acoustics affect the amplification that the hearing aid is programmed to give to its user. It is therefore important that the choices made for the earmould are correctly done. One choice is regarding the shape of the soundbore that affects the frequency response of the hearing aid above a certain cut-off frequency.

The purpose of this project was to measure the frequency response when altering the shape of the soundbore in the earmould. Additionally, the aim was to examine how the frequency response is affected when the shape of the soundbore is not set or is not possible to set in the software when programming the hearing aid. Finally, the author asked hearing aid developers about their views on earmold acoustics.

To gauge the view of hearing aid developers on earmould acoustics, a questionnaire was sent out to selected companies. The other methods used in this project were acoustic measurements of earmoulds in an Ear Simulator.

The results of these measurements show that the shape of the soundbore affects the frequency response of the hearing aid in a way that verifies previous studies made. The project also demonstrates the importance of verifying the hearing aid's frequency response since it became apparent from the results that changes made for the soundbore in the software sometimes had no effect on the amplification, or a different effect from the one specified by the software.

Keywords: Öroninsats, insatsakustik, earmould acoustics, horn, soundbore, ear simulator, in situ-audiometry, in situ-audiometri.

## **FÖRORD**

Detta arbete är resultatet av mätningar och författarskap under våren 2007. Med detta förord vill jag rikta ett stort tack till de personer som hjälpt och stöttat mig under genomförandet av detta arbete. Ett särskilt stort tack riktas till min handledare Tomas Tengstrand för ett tålmodigt och outtröttligt stöd och engagemang. Jag vill även tacka Birgitta Wallström-Berg vid hörselvården Mölndal för inspiration och goda råd, Elisabeth Jinton, ototekniker vid Sahlgrenska Universitetssjukhuset för tillverkningen av de öroninsatser som användes i detta arbete, samt Lennart Magnusson för värdefullt stöd och handledning.

# INNEHÅLLSFÖRTECKNING

INLEDNING.....	1
Ordlista och definitioner.....	1
Introduktion.....	1
Bakgrund.....	2
Syfte och frågeställningar.....	7
METOD.....	7
Akustisk mätmetod och material.....	7
Enkät.....	10
Analysmetod.....	11
Felkällor.....	11
RESULTAT.....	13
Jämförelse av frekvenssvar från olika insatser utan hörapparat.....	13
Jämförelse av frekvenssvar från olika insatser med hörapparat.....	13
Hornformad insats och olika inställningar i mjukvaran.....	17
Enkät svar.....	18
DISKUSSION.....	20
Metoddiskussion.....	20
Resultatdiskussion.....	21
Framtida forskning.....	24
Konklusion.....	24
REFERENSER.....	25
BILAGOR.....	26
Bilaga 1: Uppmätning av hörapparatförstärkning i mätbox.....	26
Bilaga 2: Följebrev till enkät.....	27
Bilaga 3: Enkät.....	28
Bilaga 4: Analysmetod.....	29

## INLEDNING

### Ordlista och definitioner

**2-cc coupler:** Akustiskt mätdon med en innesluten volym som motsvarar hörselgången hos ett normalt öra samt är utrustad med en kalibrerad mikrofon för att mätningen ska vara så lik den som uppmäts vid trumhinnan. Uppmätt frekvenssvar blir dock lägre än i ett verkligt öra eller för mätningar i en öronsimulator.

**BÖ:** Bakom Örat

**Ear Simulator:** Kallas här för öronsimulator och avser mätutrustning som så nära som möjligt efterliknar de akustiska parametrarna hos ett mänskligt öra.

**Frekvenssvar:** På engelska ”Frequency response”. Frekvenssvaret beskriver förstärkning vid olika frekvenser.

**In situ-audiogram:** Hörtrösklar som mäts med hörapparat och öroninsats på plats i örat.

**ID:** Innerdiameter

**c:** Ljudhastigheten i luft som vid temperaturen 21 °C och normalt atmosfäriskt tryck är 344 m/s.

**Kvartsvågsresonans:** Då en tub är öppen i ena änden och stängd i den andra skapas resonanser där den första resonansfrekvensen motsvarar  $\frac{1}{4}$  av den våglängd som är lika lång som tuben. Nästa resonansfrekvens sker då våglängden är  $\frac{3}{4}$  av tubens längd, nästa vid  $1\frac{1}{4}$  och så vidare.

**Kvasifritt ljudfält:** Ljudfält där rummet endast har en liten påverkan på ljudvågorna. Detta är oftast gällande i ett dämpat hörselmätrum.

**Mjukvaruapplikation:** I denna uppsats används uttrycket för att beskriva den mjukvara hörapparatillverkare använder för att programmera hörapparater och som används i Noah-systemet.

**Talvägt brus:** Filtreerat vitt brus som vid brytfrekvensen 1kHz faller med 12 dB/oktav.

### Introduktion

Som nybliven audionomstudent blev jag undervisad av föreläsare och handledare om vikten av att vi som blivande audionomer lägger ner mycket tid och omsorg på öroninsatsen som hörapparat användaren ska bära tillsammans med sin hörapparat. Användarens behov och förutsättningar ska ligga till grund för våra val av vilken typ, form och akustisk utformning insatsen ska ha. Med denna kunskap som grund gav jag mig ut på min första praktikperiod där jag relativt omgående fick uppgiften att välja akustisk

utformning av öroninsatserna för en blivande hörapparat-användare. Grundat på den undervisning i insatsakustik jag fått ta del av som student kändes det självklart att välja en vidgad insats då denna person hade en måttlig hörselnedsättning i diskantområdet. Två veckor senare återkom personen för att få sin nya hörapparat utprovad tillsammans med en ny, skinande blank insats. Till min förvåning stötte jag på problem då det var dags att programmera hörapparaten. Det görs normalt med inställning av diverse parametrar och uppmätta hörtrösklar i ett mjukvaruprogram som tillverkaren tillhandahåller. Denna information ligger sedan till grund för programmeringen av hörapparaten. Förvånande nog saknades alternativet att precisera huruvida insatsen var utrustad med en rak eller en vidgad ljudkanal i mjukvaran för den typ av hörapparat jag valt. Det gjorde mig nyfiken på hur det skulle påverka hörapparaten frekvenssvar och användarens ljudupplevelse. Jag blev också nyfiken på varför man inte alltid gavs möjlighet att precisera de akustiska val som gjorts för insatsens ljudkanal. Den nyfikenheten resulterade i denna uppsats som jag tänkte inleda genom att upprepa ett citat jag stött på under arbetets gång. Vid en föreläsning för många år sedan, talade Hans Bergenstoff om ämnet insatsakustik. Han berörde fördelarna av att använda en vidgad ljudkanal i öroninsatsen för att få ett så bra frekvenssvar i diskanten som möjligt. Han fick då frågan ”Varför ska man lägga ner så mycket jobb på öroninsatsen, kan man inte helt enkelt bara förstärka diskanten extra mycket i hörapparaten?” Bergenstoff svarade då: ”Visst kan man det, men det vore som att köra bil med ena foten på bromsen och den andra på gasen!”

## **Bakgrund**

Öroninsatsen till bakom-örat-apparater (BÖ) har tre huvudsakliga uppgifter:

- Den ska hålla hörapparaten på plats och samtidigt vara bekväm att använda.
- Hela ljudkanalen, inklusive insatsen ska fungera som en akustisk överföring mellan hörapparaten hörtelefon och trumhinnan.
- Insatsen bör utrustas med en luftkanal för ventilation i de fall detta behövs och är möjligt men samtidigt utformas på ett sådant sätt att den inte ger upphov till akustisk rundgång eller förlust av vissa förstärkta ljud (1,2).

Avtryckstagningen, insatstillverkningen och förståelsen för insatsens akustiska förutsättningar är viktiga. Är man inte noggrann med detta kan det hända att hörapparat-användaren blir missnöjd med anpassningen (3). Denna uppsats kommer att inrikta sig främst på insatsakustik och speciellt på ljudkanalens utformning och dess inverkan på förstärkningen. Därför kommer inte avtryckstagning eller insatstillverkning att

beskrivas närmare. Inte heller så kallade ”öppna insatser” eller användning av tunna ljudslangar med dome kommer att diskuteras närmare.

Ljudkanalen utgör sträckan från hörapparatsens hörtelefon till öroninsatsens slut i hörselgången. Denna sträcka är för vuxna oftast mellan 60 och 85 mm och består av ett slangfäste, en slang, eventuellt ett insatsknä samt ljudkanalen som går genom öroninsatsen (1). Det är huvudsakligen tre faktorer som avgör hur frekvenssvaret från hörapparat och ljudkanal ser ut:

- Ljudkanalens utformning som inverkar på förstärkningen i det övre frekvensområdet över en viss brytfrekvens.
- Resonanstoppar som går att dämpa genom att använda akustiska filter.
- Ventilationskanalen som främst inverkar på förstärkningen av de lägre frekvenserna upp till 1 kHz (3).

Detta arbete kommer till största delen att handla om insatsens ljudkanal och dess inverkan på frekvenssvaret vid hörapparat Anpassning men även de andra punkterna kommer att beaktas.

### *Ljudkanalen*

Som ovan nämndes är ljudkanalens sträcka oftast mellan 60 och 85 mm uppdelad på följande sätt. Inledningsvis är ljudkanalen mycket smal, vanligtvis runt 1 mm i innerdiameter (ID) och sträcker sig mellan hörapparatsens hörtelefon och slangfästet, en sträcka på mellan 8 och 15 mm. Därefter tar slangfästet vid i 17 till 25 mm. Då ökar dessutom innerdiametern till mellan 1,2 och 1,8 mm. Den sista sträckan som består av slang, eventuellt knä samt insats är normalt mellan 40 och 45 mm lång. Innerdiametern är oftast ca 2 mm men är i vissa fall vidgad ytterligare de sista 15 till 20 mm. Längden och innerdiametern har en stor inverkan på frekvenssvaret vid en hörapparatutprovning (1,4).

Även slangens tjocklek har inverkan på frekvenssvaret genom att den påverkar mängden ljud som läcker ut genom slangväggen. Ju tjockare slangvägg som används desto mindre läckage. Undersökningar visar att en slang med dubbelt så tjock slangvägg (0,33 mm tjockare än hos den 2 mm standardslang som oftast används) släpper igenom upp till 2 dB mindre av det förstärkta ljudet i frekvensområdet 0,5-4 kHz. Vid utprovning av hörapparater med mycket hög förstärkning kan detta vara en faktor att ta hänsyn till för att undvika återkoppling då mindre av det förstärkta ljudet läcker ut och tillbaka in i hörapparatsens mikrofon (5).

Ljudkanalens utformning påverkar överföringen av diskantljud. En smal, rak ljudkanal kan försämra överföringen av högfrekventa ljud över 2-4 kHz (6). Att gradvis vidga ljudkanalen så att den får en hornliknande form är ett sätt att förbättra denna överföring. Ljudkanalen fungerar då som en akustisk impedansomvandlare som hjälper signalen med en gradvis övergång från en hög akustisk impedans vid hörapparatsens hörtelefon till en lägre impedans i hörselgången. Ljudkanalens innerdiameter för en BÖ-apparat är oftast 1 mm vid hörapparatsens hörtelefon. Genom att gradvis öka den till exempelvis 4 mm vid insatsens slut i hörselgången kan man enligt mätningar få upp till 6-10 dB mer förstärkning över 3 kHz i jämförelse med en rak ljudkanal där innerdiametern är 2 mm (1,3,7). Om hornet går åt andra hållet, från en vidgad mynning till en smalare ljudkanal i hörselgången fås istället en begränsning av förstärkningen i diskanten, även den över brytfrekvensen (1).

Hur mycket och över vilken frekvens denna extra diskantförstärkning sker, beror dels på hur stor diametern är i slutet av insatsen men också av hur lång den vidgade delen är. Ju kortare del av insatsen som är vidgad desto högre blir brytfrekvensen där den extra diskantförstärkningen inleds. Detta har till följd, att om man förser en kort insats med en hornformad ljudkanal fås en diskantökningen i ett frekvensområde som ligger ovanför det som hörapparater vanligtvis arbetar vid (3).

För ett horn som blir kontinuerligt vidare med en exponentiellt växande diameter kan denna brytfrekvens beräknas genom att använda formeln:

$$f_h = \frac{c \cdot \log_e(d_o / d_i)}{2\pi \cdot l}$$

Svaret får man i Hertz (Hz) och  $c$  är ljudets hastighet i luft (344 m/s),  $d_o$  är innerdiametern vid hornets slut i hörselgången och  $d_i$  är innerdiametern vid hornets början. Längden,  $l$  är hornets totala längd från start till slut ( $d_i$  till  $d_o$ ) i meter. Den brytfrekvensen som beräknas är den frekvens där diskantförstärkningen inleds. Den extra förstärkningen når inte sin fulla styrka förrän en oktav över brytfrekvensen (1).

Det finns ett antal sätt att skapa en vidgad insats. En lösning är att limma slangen med innerdiameter 2 mm direkt till insatsen, insatsen står sedan för vidgningen. Nackdelen med en sådan konstruktion är att vidgningen inte blir tillräckligt lång vilket leder till en alltför hög brytfrekvens. Nyttan med vidgningen hamnar då för högt upp i diskantområdet för att den ska ha någon effekt inom hörapparatsens arbetsområde. I vissa fall är slangen i sig hornformad och den limmas fast i insatsen, hela vägen till öroninsatsens slut. Så är fallet hos ett s.k. Libby-horn där slangen genom insatsen leder från 2 mm till 4 mm



innerdiameter. En nackdel är att det tar stor plats och därmed gör det svårt att få plats med en eventuell ventilationskanal. Användning av insatsknän har därför flera fördelar. Dels kan knäets innerdiameter vidgas och därmed utgör det en del av ljudkanalens vidgning som sedan fortsätter i öroninsatsen. Det gör att brytfrekvensen hamnar längre ner i frekvens då sträckan för vidgningen blir längre. En annan fördel är att det är mer stabilt och om slangen behöver bytas är det lättare än i de fall slangen är fastlimmad direkt vid insatsen (1,3,8).

### *Resonans*

Resonanstoppar orsakas av stående vågor som går mellan ljudslangens ändar. Slangen är öppen i den ena änden (i hörselgången) och stängd i den andra (vid hörapparatsen hörtelefon). Dessa förutsättningar gör att man får kvartsvågsresonanser. Den första resonansen fås när en kvarts våglängd precis svarar mot ljudkanalens längd. Denna resonansfrekvens kan beräknas genom formeln:

$$f = \frac{c}{4l}$$

$l$  är ljudkanalens totala längd i meter och  $c$  är ljudets hastighet i luft (344 m/s). Formeln ger den första resonansfrekvensen i Hertz (Hz).

I ett rör med de ovan nämnda förhållandet i ändarna fås frekvenstoppar på  $\frac{1}{4}$ ,  $\frac{3}{4}$  och  $\frac{5}{4}$  av våglängden  $\lambda$  ( $\lambda = c/f$ ) (1,3,7). För en rak ljudkanal med längden 75 mm fås alltså resonanstoppar vid ungefär 1,1 kHz, 3,4 kHz och 5,7 kHz. Exempelvis beräknas den första toppens frekvens som:

$$f_{\frac{1}{4}} = \frac{344}{4 \cdot 0,075} = 1146 \text{ Hz}$$

Resonanstopparna behöver inte ge en negativ effekt, utan kan utnyttjas för att få extra förstärkning i diskanten. Det kan däremot vara svårt att veta vad i frekvenssvaret som kommer av en vidgad ljudkanals inverkan på ljudets överföring och vad som kommer av resonanstoppar då dessa ibland kan förekomma vid samma frekvenser (7).

### *Slangfästet och filter*

Slangfästet sitter över örat för att hålla hörapparaten på plats och fungerar också som en akustisk överföring. Fästet kan se olika ut beroende på hörapparat men brukar vara mellan 20 och 30 mm långt. Resonanstopparna kan till viss del påverkas genom placering av filter, s.k. dampers, i slangfästet. Då placeras material av olika slag i slangfästet för att reducera resonanstopparna och ge ett mjukare frekvenssvar i diskantområdet. Genom reduktionen

av resonanstopparna kan hörapparatanvändaren få en större förstärkning med lägre risk för återkoppling. Dessutom kan dämpning av de resonanstoppar som i vissa fall förekommer längre ner i frekvensområdet motverka risken för uppåtmaskering (4).

### *Ventilationskanalen*

Vid de mätningar som gjorts för denna uppsats har ingen ventilationskanal använts. Anledningen är att lättare kunna studera effekterna av ljudkanalens utformning utan annan påverkan från öroninsatsen. Ventilationskanalen är en viktig del för insatsakustiken och dessutom vanligt förekommande i hörapparatanvändares insatser men kommer ej att tas upp närmare i denna uppsats.

### *Insatsens utformning och ljudupplevelse*

Insatsakustiken har inverkan på ljudupplevelsen. Ventilationskanal, filter och ljudkanal bidrar alla till en upplevelse av hur det förstärkta ljudet låter. Här kommer jag endast att ta upp hur ljudkanalens form påverkar ljudupplevelsen.

En undersökning visade att ett antal individer ansåg att ljudet var tydligare och renare med en hornformad ljudkanal än med en rak. Undersökningen gjordes på 22 personer med hörselnedsättning i diskantområdet och syftet var att undersöka om den teoretiska fördelen med hornformade ljudkanaler även visade sig ha en praktisk fördel. De 22 personerna genomgick en rad tester för att jämföra resultatet mellan öroninsatser med rak ljudkanal med 1,9 mm ID och en vidgad ljudkanal som slutade med en innerdiameter på 4 mm. Jämförelser gjordes genom ett antal tester, där bland annat eventuella skillnader i taluppfattning och ljudupplevelse uppmättes. Undersökningen visade och bekräftade tidigare gjorda undersökningar, nämligen att testpersonerna föredrog insatsen med den hornformade ljudkanalen. Undersökningen bekräftade också att den vidgade insatsen gav mer diskant i frekvenssvaret än den raka insatsen. Testpersonerna kunde också lättare uppfatta vissa talljud samt ansåg att den hornformade insatsen lät klarare, mer naturlig, mindre distorderad och akustiskt mer bekväm (6). En annan undersökning med 21 stycken förstagsansvariga hörapparatanvändare gjorde en liknande jämförelse mellan en stegade ljudkanal och en rak. Testpersonerna fick efter en viss tids användning ange vilken insats de föredrog. Undersökningen mätte också taluppfattning i brus och skattad upplevelse av ljudkvalitet mellan de båda insatserna. I de flesta fall föredrog testpersonerna insatsen med den stegade ljudkanalen, de fick bättre resultat vid taluppfattning i brus och de flesta föredrog den stegade insatsens ljud som de ansåg lät tydligare (9).

## **Syfte och frågeställningar**

### *Syfte*

Syftet med detta arbete var att undersöka hur frekvenssvaret påverkas vid användning av olika former på insatsens ljudkanal. Syftet var också att undersöka den bakomliggande orsaken till att hörapparatillverkarna resonerar olika om audionomens möjlighet att påverka de akustiska parametrarna i tillverkarnas mjukvaruapplikationer för hörapparat Anpassning. Speciellt var målet att undersöka audionomens möjlighet att vid programmering av hörapparater ange vilken typ av ljudkanal öroninsatsen utrustats med.

### *Specifika frågeställningar*

På vilket sätt påverkas frekvenssvaret vid användning av olika typer av ljudkanal i öroninsatsen?

Hur påverkas förstärkningen då man väljer en viss ljudkanal i öroninsatsen men inte anpassar de akustiska parametrarna som hörapparatinställningen grundas på till det valet?

Hur resonerar hörapparatillverkarna om möjligheten att programmera hörapparatens förstärkning utifrån olika form på ljudkanalen?

## **METOD**

För att besvara frågeställningarna användes två metoder i denna studie. För att undersöka insatsakustikens inverkan på förstärkningen vid hörapparatutprovning utfördes en serie mätningar där fyra olika insatser med varierande form på ljudkanalen uppmättes och jämfördes i kombination med fyra olika hörapparater. Valet av mätmetod gjordes för att efterlikna mätningar på ett verkligt öra i så stor utsträckning som möjligt. Den andra metoden var en enkät bestående av ett antal frågor om hörapparatillverkarnas resonemang om insatsakustik och audionomens möjlighet att påverka den.

### **Akustisk mätmetod och material**

#### *Mätningar av frekvenssvar för insatser med olika akustiska förutsättningar*

Testerna utfördes i en öronsimulator av typen Brüel & Kjaer - 4157 Ear Simulator enligt IEC 711 (10), med insatser speciellt tillverkade för denna mätning. Fördelen med att använda en Ear Simulator framför en 2-cc coupler är att den bättre motsvarar de akustiska förhållandena i ett verkligt ockluderat öra. Impedansen efterliknar ett riktigt öras och flera undersökningar visar att mätningar i en 2-cc coupler ger 5-15 dB lägre ljudstyrka i området

1-6 kHz än hos riktigt öra. Öronsimulatorn motsvarar i sin tur mycket väl det uppmätta ljudtryck som fås i ett riktigt öra med en öroninsats (8, 11).

Fyra avtryck gjordes av öronsimulatorns ”hörselgång” och insatser i akryl skapades. I insatserna borrades sedan ljudkanaler med olika stor innerdiameter. Mätningarna utfördes på fyra olika hörapparater av olika fabrikat i kombination med de fyra olika insatserna. I de fall det gick, programmerades hörapparaten med olika inställningar för ljudkanalens diameter har detta gjorts.

Omodulerat, talvägt brus användes för mätningarna. Mättsignalen genererades från en audiometer och presenterades i högtalare i ett kvasifritt ljudfält enligt specifikationen i ISO 8253-2 (12). Testsignalen var vid referenspunkten 65 dB SPL. Hörapparaterna kopplades till de olika insatserna och uppmättes genom en mätförstärkare av typen Brüel & Kjaer Measuring Amplifier 2606 för att förstärka mättsignalen och filtrera borta oönskade ljud genom ett 22,5 Hz högpassfilter. Signalen omvandlades och 20 samples användes för den medelvärdesbildning som låg till grund för analysen. Analog- till digitalomvandlingen gjordes i en Pico ADC200.

### *Insatser*

Insatserna längd var 15 mm. Två insatser utrustades med en 2 mm rak ljudkanal, en vidgades från 2 mm till 4 mm och den fjärde från 3 mm till 4 mm. En mätning gjordes av alla fyra insatserna för att undersöka deras inverkan på frekvenssvaret innan slang och knän fastlimmades och presenteras under resultat (figur 4).

Insatserna utrustades sedan med slang och i vissa fall med ett insatsknä för att ge ljudkanalerna olika akustiska förutsättningar. Då hörapparaterna kopplades in blev den totala ljudkanalen från hörapparatens hörtelefon till insatsens slut 75-80 mm för alla insatser. I alla ljudkanaler har den ljudslang som använts varit av standardtyp med ca 2 mm innerdiameter (ID). Längden på slangen har anpassats för att ljudkanalernas längd ska vara så lika som möjligt.

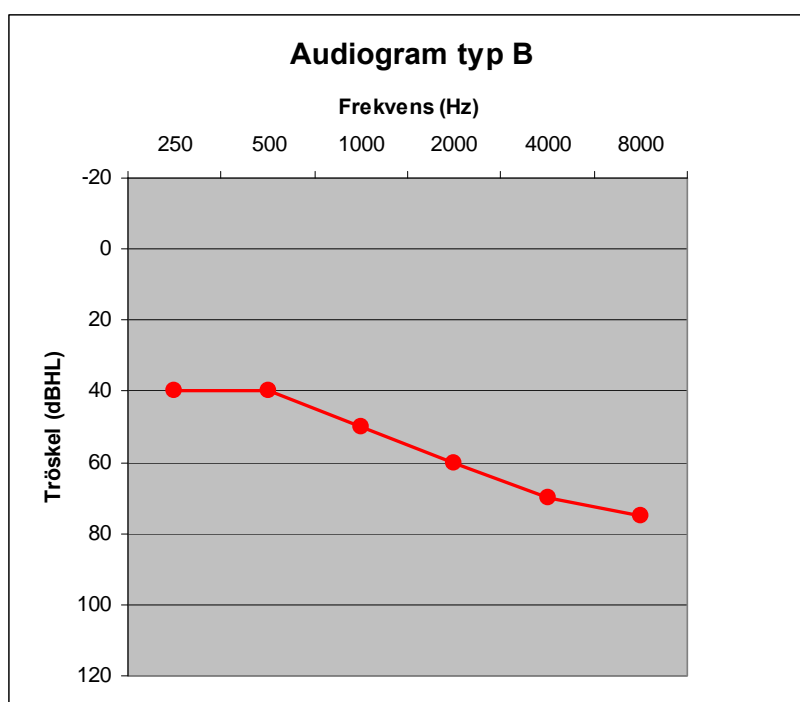
Insatsernas egenskaper ser ut på följande vis:

Insats	Innerdiameter	Beskrivning
1	2 mm	Öroninsats med rak, 2 mm ljudkanal och fastlimmad slang.
2	2 mm	Öroninsats med 2mm rak ljudkanal och Oticonknä (2 mm ID)
3	2-4 mm	Öroninsats med vidgad ljudkanal från 2 till 4 mm ID. Slang fastlimmad vid insatsens början. Vidgningen från 2 till 4 mm ID är 15 mm lång.
4	3-4 mm	Öroninsats med vidgad ljudkanal från 3 till 4 mm ID. Diaphonknä (2-3 mm ID) samt slang. Vidgningen från 2 till 4 mm ID är 25 mm lång varav 10 mm utgörs av insatsknäet och 15 mm av insatsen.

Tabell 1

### Hörtröskelvärden

För alla apparater användes samma hörtröskelvärden. Dessa lades in i audiogram-modulen i Noah och användes tillsammans med hörapparatfabrikatets mjukvara vid programmeringen av hörapparatens. Det audiogram som användes motsvarar det som Nordiska Samarbetsorganet för Handikappfrågor klassificerar som en måttlig nedsättning (typ B) (13).



Figur 1

### *Hörapparater*

Mätningar gjordes på fyra hörapparater av olika märken. Apparaterna som användes är alla av en typ som används vid vanliga utprovningar inom hörselvården. Samma hörtröskelvärden användes vid alla programmeringar. Programmeringen gjordes i Noah-systemet genom att använda det inlagda audiogrammet (figur 1) och därefter använda den mjukvara som respektive hörapparatillverkare rekommenderar. Två av apparaterna gick att programmera med olika inställningar för de akustiska alternativen rak ljudkanal och vidgad ljudkanal. De två andra apparaterna gick enbart att programmera för rak ljudkanal. Preskriptionsmetoden som användes var i alla apparater NAL-NL1, förutom i ett fall där tillverkarens egen preskriptionsmetod var det enda alternativet som fanns. Anledningen till att just NAL-NL1 användes var att det var den preskriptionsmetod som förekom i de flesta hörapparatyperna.

För alla inställningar valdes den maximala erfarenhetsnivån då det representerar den förstärkning som motsvarar preskriptionsmetoden NAL-NL1. För alla hörapparater valdes oklusionshanterare, återkopplingskontroll, brusreducerare och riktmikrofon bort, i de fall dessa fanns som alternativ. I det fall hörapparatinställningen beräknades på antingen det inlagda audiogrammet eller ett in situ audiogram, valdes det förstnämnda. De akustiska parametrar som gick att ange i de flesta apparater var ventilation och typ av slangfäste. Ventilationen sattes till 0 mm och för slangfästet angavs det som användes i hörapparaten. I de fall det gick att ange typ av ljudkanal sattes den vid ena mättillfället till ”2 mm”(rak) och vid det andra mättillfället till ”horn” (vidgad). Dessa olika inställningar uppmättes sedan på samma sätt så att frekvenssvaren skulle kunna jämföras. För att verifiera förstärkningen i hörapparaterna uppmättes den efter programmeringen i en mätbox av typen Madsen Aurical. Ett exempel på detta kan ses i bilaga 1.

### **Enkät**

För att närmare förstå hur hörapparatillverkarna resonerar angående insatsakustik och för att närmare förstå varför audionomer ges olika möjlighet att ange form på ljudkanalen i de akustiska parametrarna i hörapparaternas mjukvaror, skickades en enkät ut till sex olika hörapparatillverkare. De första tre frågorna rörde hur mjukvaran hanterar information om de akustiska parametrarna och vilken möjlighet audionomen ges att ange ljudkanalens typ. En sista, öppen fråga var med för att få en större förståelse för hur hörapparatillverkarna resonerar kring audionomens möjlighet att påverka dessa inställningar.

Frågorna löd:

1. Kan man vid hörapparatutprovning, ange i er mjukvaruapplikation till Noah vilken typ öroninsatsens ljudkanal har (rak, hornformad etc.)?
2. Påverkar de akustiska parametrarna preskriptionen av hörapparatförstärkningen i Noah?
3. Om möjligheten att ange typ av ljudkanal inte ges, har ni fått förfrågningar från hörapparatförskrivarna att införa den möjligheten?
4. Varför har ni valt att ha med/inte ha med möjligheten att ange typ av ljudkanal? Förklara gärna så utförligt som möjligt.

Av de sex hörapparatillverkarna som kontaktades medverkade fem med svar. Två av enkäterna översatte jag till engelska. Med enkäten medföljde ett brev som kort förklarade vad arbetets syfte var, det bifogas som bilaga 2. Enkäten bifogas som bilaga 3.

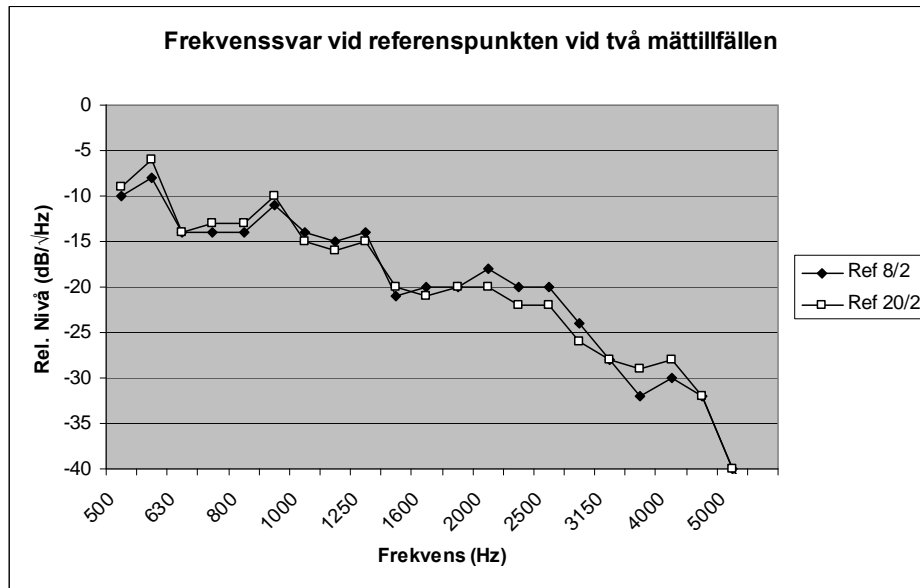
### **Analysmetod**

Analysen bestod av att jämföra frekvenssvaret för de olika apparaterna och insatserna. Resultaten ritades i diagram med frekvens på den horisontella axeln. För att få en mer lättavläst frekvenskurva än den uppmätta skapades en envelopkurva i området 1-6 kHz för att lättare kunna överföra resultatet till översiktliga grafer, möjliga att jämföra med varandra. Exempel på detta presenteras i bilaga 3. Den relativa spektraltäthetsnivån avlästes sedan vid varje 1/6 oktav i frekvensområdet 500-5650 Hz. Resultatet presenteras i figurer skapade i Excel.

### **Felkällor**

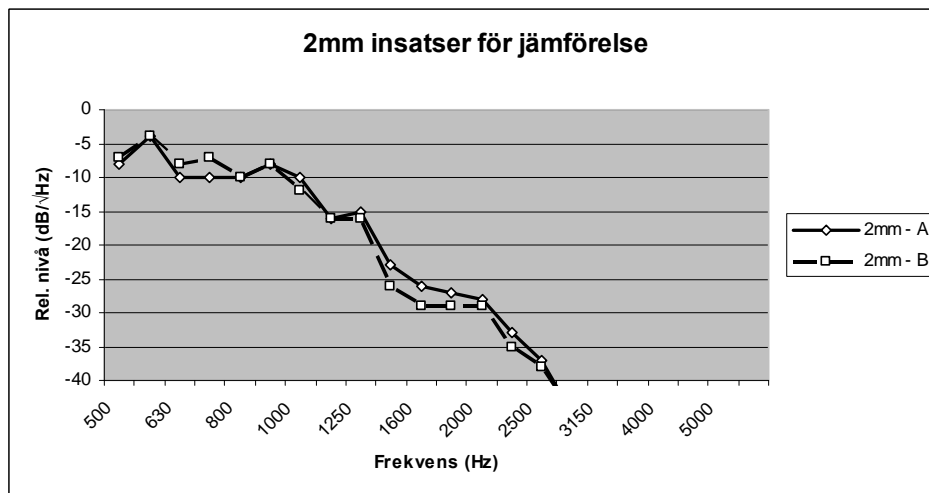
#### *Mätning*

Då känslig utrustning, bland annat apparatur med rör, användes fanns det eventuellt en mätosäkerhet då mätningarna skedde vid två olika tillfällen. Därför kontrollmättes frekvenssvaret vid referenspunkten vid de två olika mättillfällena. Skillnaden i resultat mellan de två tillfällena var som mest 2-3dB i vissa frekvensområden (se figur 2).



Figur 2

Även öroninsatsernas inverkan kan variera något då var och en är individuellt tillverkade från olika avtryck. En mätning gjordes för att kontrollera hur stor denna skillnad var, genom att jämföra frekvenssvaret från de två 2 mm insatserna 1 och 2 innan knän och slangar fastlimmades. Skillnaden mellan de två insatserna var som mest 3 dB i det frekvensområde som uppmättes (se figur 3).



Figur 3

### Enkät

Vid utskick av enkäterna behövdes en engelsk version och vid översättningen förlorade fråga ett sin betydelse något varför ett förtydligande behövde göras. I den ursprungliga översättningen kunde det tydas som att Noah i sig var det som beräknade inställningarna för hörapparaterna och inte tillverkarens egen mjukvara. Svaren påverkades av detta och en

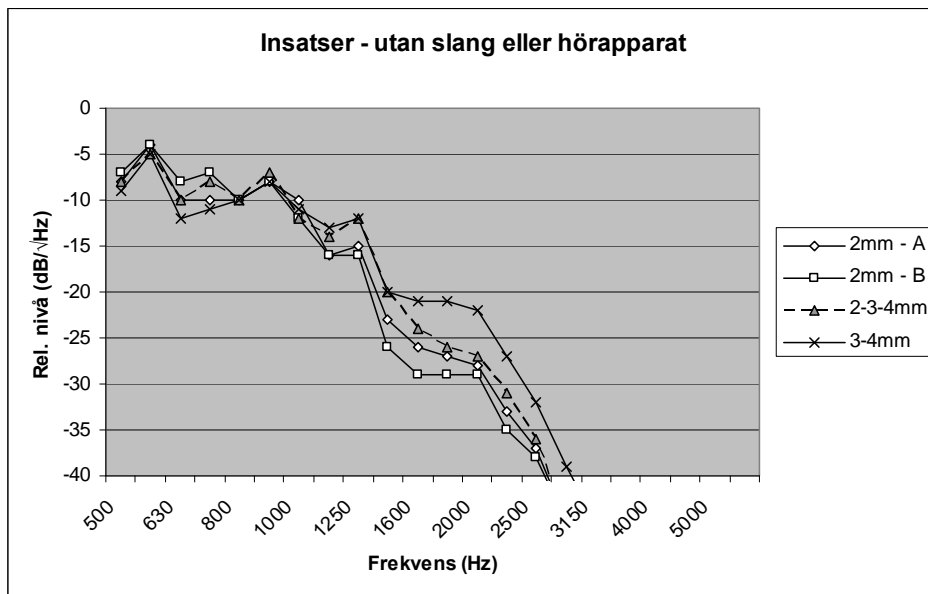


förklaring skickades ut. De svar som följde efter att förtydligandet gjorts är de som använts i resultatet.

## RESULTAT

### Jämförelse av frekvenssvar från olika insatser - utan hörapparat

För att undersöka de olika insatsernas inverkan på frekvenssvaret gjordes en mätning innan knän eller slang limmats fast. Insatserna placerades i öronsimulatorens och uppmättes vid referenspunkten enligt metodbeskrivningen. Resultaten visas i figur 4.



Figur 4

Mätningen visar att insatsen med vidgad ljudkanal från 3 till 4 mm ID får ett frekvenssvar med mer diskant. I området 1,6 – 3,2 kHz är svaret 4-6 dB starkare för den vidgade insatsen i jämförelse med insatsen utrustad med rak ljudkanal. Resultatet visar också att påverkan på diskanten för denna insats sker över en viss brytfrekvens enligt:

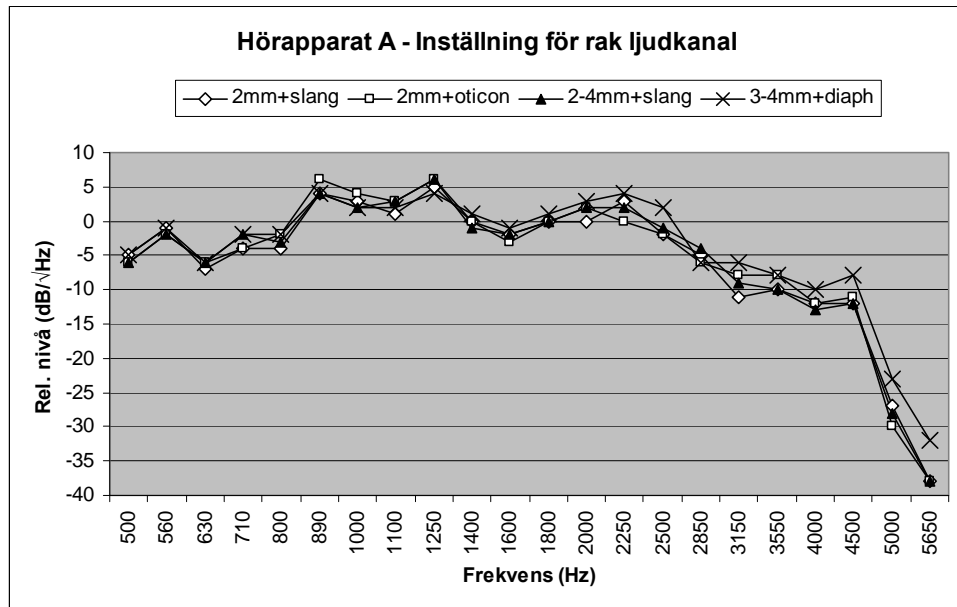
$$f_h = \frac{c \cdot \log_e(d_o / d_i)}{2\pi \cdot l} = \frac{344 \cdot \log_e(4/3)}{2\pi \cdot 0,015} = 1050 \text{ Hz}$$

### Jämförelse av frekvenssvar från olika insatser - med hörapparat

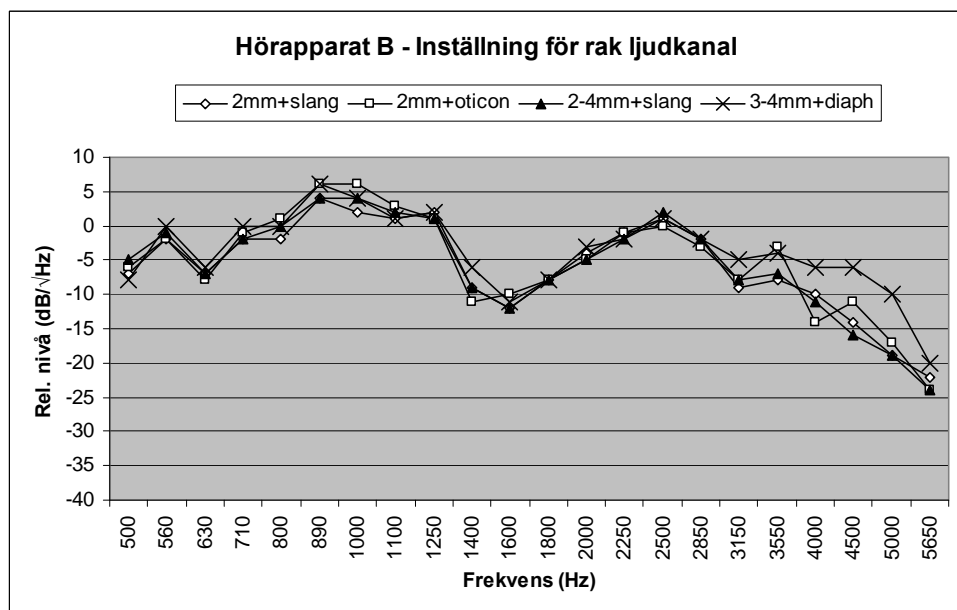
*Frekvenssvar vid inställningen "rak ljudkanal" i mjukvaran*

Figur 5-8 visar frekvenssvaret som uppmättes för de fyra insatserna (se tabell 1) tillsammans med hörapparat A, B, C och D. Programmeringen för förstärkningen utfördes med den akustiska parametern för ljudkanalens utformning satt till "rak", i de fall detta var

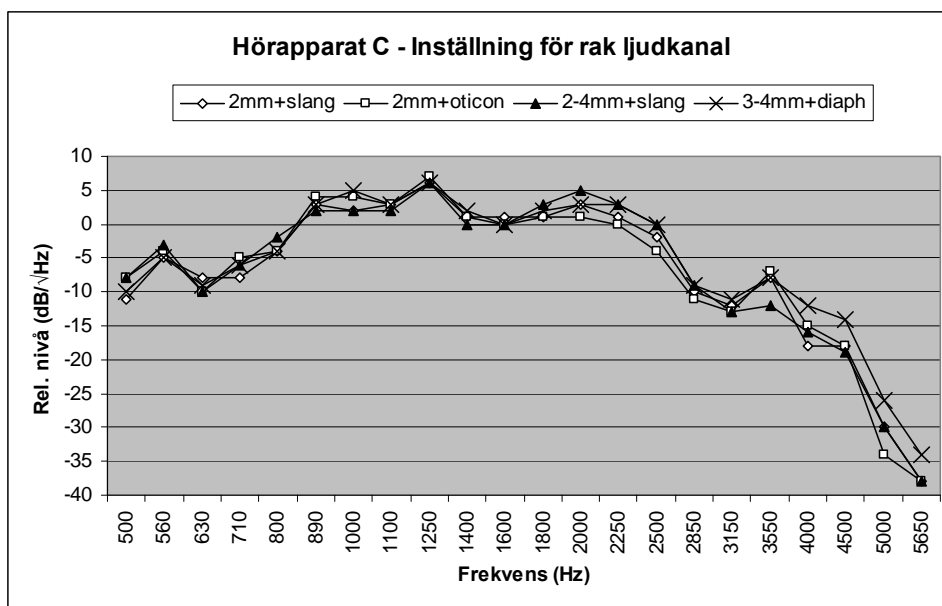
möjligt att ange. (För de hörapparater där mjukvaran inte gav möjlighet att ange ljudkanalens utformning antogs utformningen vara rak.)



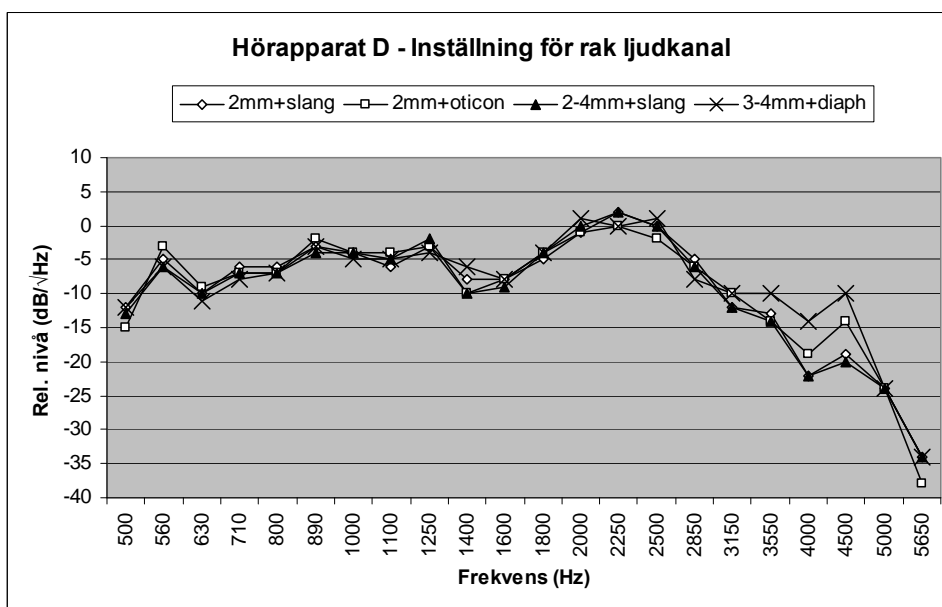
**Figur 5**



**Figur 6**



Figur 7

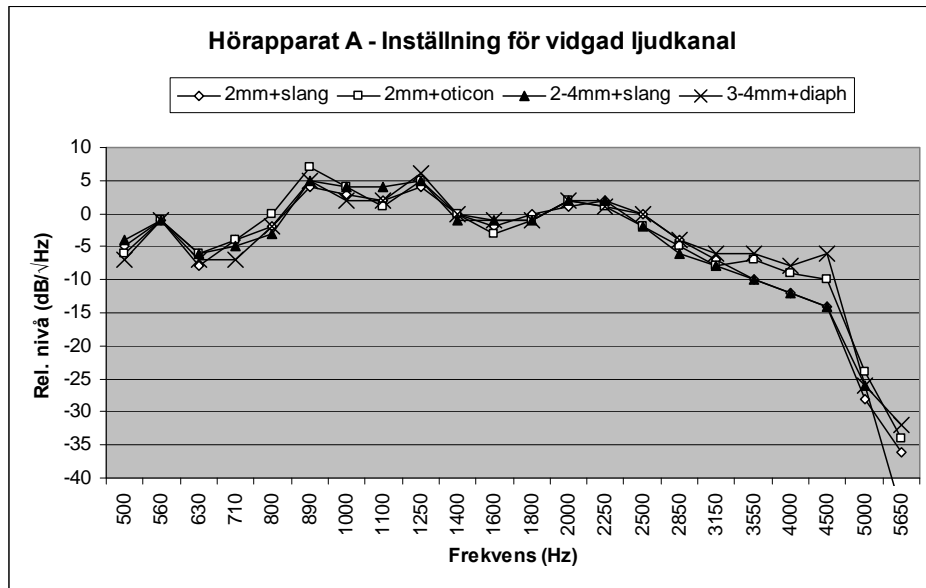


Figur 8

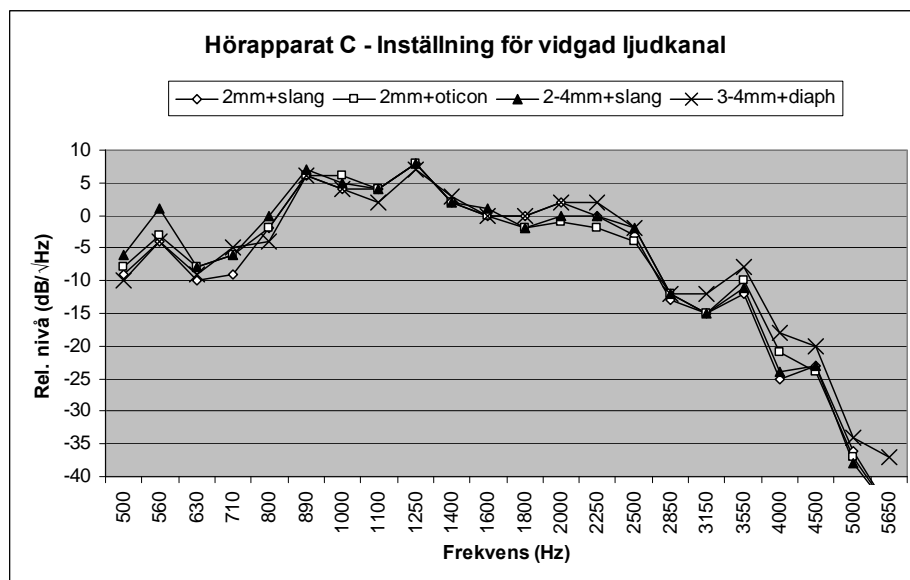
*Frekvenssvar vid inställningen "hornformad ljudkanal" i mjukvaran*

Figur 9 och 10 visar frekvenssvaret som uppmättes för de fyra insatserna tillsammans med hörapparat A och C. Dessa två hörapparatmodeller var de som vid programmeringen gav möjligheten att ange vilken form av ljudkanal som använts i öroninsatsen.

Programmeringen av hörapparaten gjordes med den akustiska parametern för ljudkanalens utformning satt till "hornformad".



Figur 9



Figur 10

### Resultatsammanfattning av jämförelser mellan de fyra insatserna

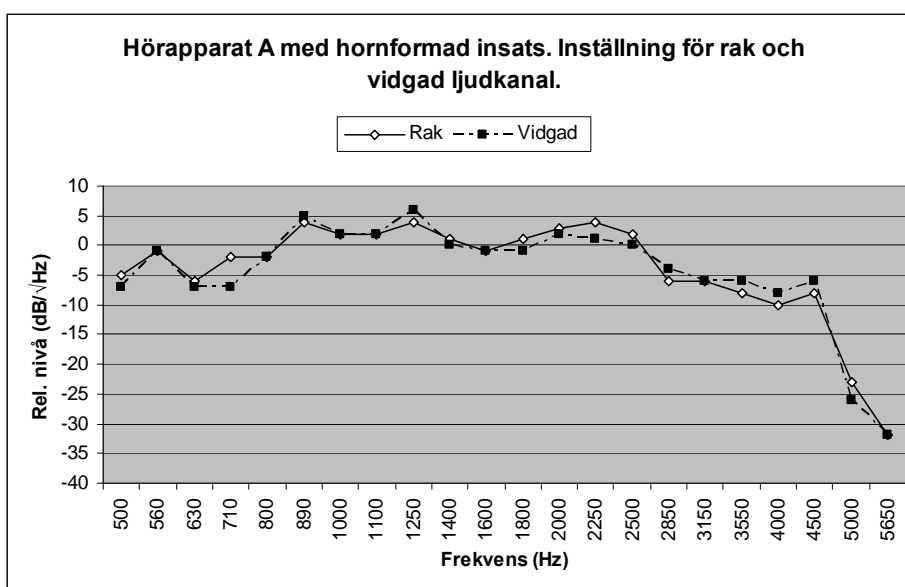
För alla mätningar (figur 5-10) är diskanten i frekvenssvaret starkare hos insats 4 (vidgad insats med Diaphonknä) i jämförelse med de andra. I samtliga mätningar har insats 3 (insats med 2-4 mm ID och slang) givit minst förstärkning över ca 3,2 kHz. I samtliga fall har insats 2 (insatsen med 2 mm rak ljudkanal och Oticonknä) givit näst mest förstärkning över 3,2 kHz. Vid jämförelse mellan insats 4 och 3 är skillnaden i frekvenssvaret 4-9 dB starkare för alla hörapparater i området över 3 kHz, vid användning av insats 4 (den vidgade insatsen med Diaphonknä).

## Hornformad insats och olika inställningar i mjukvaran

Nedan presenteras dels frekvenssvaret vid användning av insats 4, den som utrustats med de akustiska förutsättningarna som förutsätts i mjukvaran vid inställningen ”hornformad ljudkanal”. I figur 11 och 12 presenteras skillnaden i frekvenssvar för insats 4 vid uppmätning av samma hörapparat programmerad med den akustiska parametern för ljudkanal satt till ”rak” respektive ”hornformad”. Dessutom presenteras kort den målförstärkning som mjukvaran angav att inställningarna skulle ge i jämförelse med den uppmätta.

### Hörapparat A

Vid programmeringen ändrades inte den målförstärkning som mjukvaran angav för denna hörapparat alls då parametern för ljudkanal ställdes om från ”rak ljudkanal” till ”horn”. Det blev alltså ingen skillnad enligt den beräkning som gjordes i mjukvaruapplikationen. Vid verifiering av förstärkning i mätbox bekräftades detta. Endast en mycket liten skillnad kunde anas i frekvenssvaret mellan apparaten som programmerats för att användas med en rak ljudkanal och den för en hornformad ljudkanal. Mätning gjordes sedan i kvasifritt fält i öronsimulatore, enbart med insats 4 men i övrigt på samma sätt som vid tidigare mätningar. Inte heller denna mätning visade på någon större skillnad i frekvenssvaret för de båda programmeringarna (figur 11).

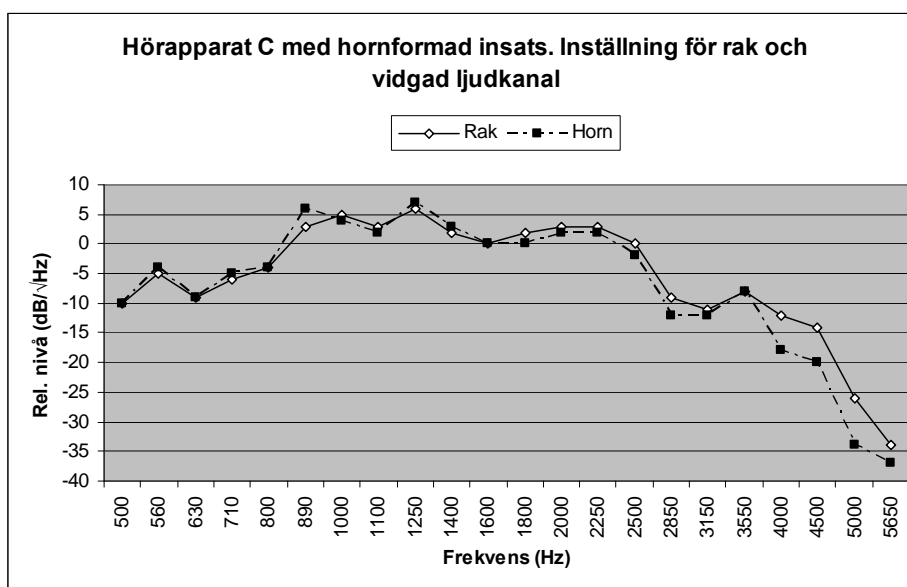


Figur 11

För denna hörapparat och de hörtröskelvärden som låg till grund för programmeringen uppmättes alltså ingen egentlig skillnad mellan de båda inställningarna av de akustiska parametrarna.

## Hörapparat C

Hörapparat C gav också möjligheten att ange ljudkanalens form under de akustiska parametrarna. Vid en jämförelse av den beräknade målförstärkningen i mjukvaran mellan inställningen för rak och vidgad ljudkanal blev det en skillnad för maximal utnivå (MPO). Enligt mjukvaran skulle förstärkningen ge något mer diskant vid MPO i området 2,5 – 7 kHz för inställningen med vidgad ljudkanal. Vid verifiering av förstärkningen i mätbox uppmättes däremot en betydligt lägre diskantförstärkning över 3 kHz för den apparat som programmerats för vidgad ljudkanal. Detta bekräftas också vid mätningen i kvasifritt fält av hörapparat C tillsammans med insats 4. Vid en jämförelse mellan inställningen för rak och vidgad ljudkanal blir förstärkningen mindre för den mätningen där programmeringen skett med akustiska parametrar inställda för vidgad ljudkanal (figur 12). I området 4 till 5,65 kHz är skillnaden 6 – 8 dB. Detta alltså i motsats till den diskantökning mjukvaran presenterade som målförstärkning för hörapparaten med inställning för vidgad ljudkanal.



Figur 12

## Enkät svar

Av de sex hörapparatstillverkare som kontaktades svarade fem. Svaren har redigerats och sammanfattats något. Avsikten var att undvika produktnamn eller produktspecifika uttryck men också att undvika information som inte ansågs relevant för uppsatsen. Exempel på sådant som redigerats bort är reklamliknande information, teknisk beskrivning för hur man i mjukvaruapplikationerna utför de inställningar som beskrivs samt information om så kallade ”öppna anpassningar” med smal ljudkanal (1 mm ID).

**Fråga 1: Kan man vid hörapparatutprovning, ange i er mjukvaruapplikation till NOAH vilken typ öroninsatsens ljudkanal har (rak, hornformad etc.)?**

Av de fem som svarade, angav två hörapparatillverkare att audionomen kan specificera vilken ljudkanal som tilldelats insatsen i deras mjukvara. De resterande tre angav att det inte går att ange typ av ljudkanal. Fyra svarande angav att de tar hänsyn till eventuell dämpning i slangfästet och till ventilationens storlek.

**Fråga 2: Påverkar de akustiska parametrarna preskriptionen av hörapparatförstärkningen i NOAH?**

Fyra av de fem svarande anger att de uppgifter som anges om de akustiska parametrarna påverkar den beräknade förstärkningen. En av de svarande uppger att de inte använder sig av akustiska parametrar för att beräkna förstärkning. Istället använder de sig av ett så kallat in situ-audiogram vid programmeringen av hörapparaten. De förklarar detta på följande sätt: *”Det innebär att ett ”hörselprov” görs med hörapparaten på plats i örat. Ljuden passerar genom insatsen just för att insatsens egenskaper inte ska gå förlorade.”*

**Fråga 3: Om möjligheten att ange typ av ljudkanal inte ges, har ni fått förfrågningar från hörapparatförskrivarna att införa den möjligheten?**

Av de tre som valde att svara på denna fråga ansåg två att de inte fått förfrågningar i någon större utsträckning, en uppgav att de tog bort möjligheten att ange ljudkanalens form i de akustiska parametrarna då den inte användes eller efterfrågades av kunderna/användarna. Ett svar var följande (översatt från original):

*”Även om vi erbjuder alternativet att lägga in data, sker det ändå (mycket sällan) att anpassare någonstans i världen vill ha fler alternativ än de vi erbjuder. Tyvärr händer det att anpassaren inte anger de data i mjukvaran som insatsen faktiskt har (ventstolek, typ av ljudkanal mm). Detta är mycket olyckligt då dessa data är en del av beräkningsunderlaget för hörapparatinställningen.”*

Originalet lyder:

*”Selv om vi har muligheden med at indlægge data, sker det (meget sjældent) at en tilpasser et sted i verden kunne tænke sig flere muligheder end det vi tilbyder. Det er desværre ofte sådan, at forhandlere ikke lægger de data ind i softwaren, som øreproppen rent faktisk har (vent størrelse, lyd kanal type mv.). Dette er meget uheldigt, fordi disse data jo netop er en del af beregningsgrundlaget for indstillingen af høreapparatet.”*

**Fråga 4: Varför har ni valt att ha med/inte ha med möjligheten att ange typ av ljudkanal? Förklara gärna så utförligt som möjligt.**

De två som i fråga ett svarade att man kan ange typ av ljudkanal i mjukvaruapplikationerna till deras hörapparater svarade på följande vis:

*”Alla akustiska parametrar påverkar ju förstärkningen. För att göra en så bra anpassning som möjligt så är det bättre ju fler parametrar man tar med vid beräkningen. Vet vi ventilation, ljudkanal kan vi lättare/mer exakt beräkna förstärkning och även återkopplingströsklar.”*

Översatt från originaltexten:

*”Orsaken till att vi tar med insatsdata är, att man grundläggande önskar en så ventilerad, öppen insats som möjligt, så det ger luft till örat och man därmed kan undgå ocklusionsproblem...”* *”Man kan inte alltid uppnå en stor ventilation då apparaterna då tjuter (acoustical feedback). Det bör därför utföras en komplex beräkning för att få den bästa balansen mellan en så öppen insats som möjligt och att apparaten inte tjuter. Insatsens ljudkanal har både en diameter och en längd. Den typiska längden är ca 18mm så det man ändrar på är diametern, men längden har också betydelse...”*

Originaltexten lyder:

*”Årsagen til, at vi medtager øreprop data er, at man grundlæggende ønsker en så ventileret (åben) prop, som muligt, fordi dette giver luft til øret, og fordi man derved kan undgå occlusions problemer – dvs. at patienten oplever sin egen stemme meget dyb (bas) og meget kraftig. Man kan ikke altid opnå en stor vent, fordi apparatet så vil hyle (acoustical feed-back). Der bør derfor indgå en kompleks beregning for at få den bedste balance imellem en så åben prop, som muligt, og at apparatet ikke hylter. Øreproppens lyd kanal har både en diameter og en længde. Typisk er længde ca. 18 mm., så det man ændrer på er diameteren, men længden har faktisk også en indflydelse...”*

Av de tre som svarade nej i fråga ett valde en att inte ge något svar. En hänvisar till svaret i fråga tre, där man uppger att det inte funnits någon efterfrågan hos kunderna och den tredje hänvisar till svaret om in-situ audiogram i fråga 2.

## **DISKUSSION**

### **Metoddiskussion**

Ett syfte med detta arbete var att undersöka hur förstärkningen påverkas vid användningen av olika typer av ljudkanal i öroninsatsen. Syftet var också att undersöka huruvida de olika förutsättningar som finns att ange detta i mjukvaran för hörapparaten påverkar förstärkning, och i så fall på vilket sätt. Det var också arbetets syfte att undersöka hur hörapparatillverkare resonerar om audionomens möjlighet att ange data för ljudkanal



och/eller andra akustiska parametrar i tillverkarnas mjukvaruapplikationer vid programmering av hörapparater. Metoderna som använts har lett till intressanta resultat inom ramarna för frågeställningen samt givit idéer om framtida forskning.

Den mätmetod som användes, valdes för att den skulle efterlikna mätningar på riktiga öron i så stor utsträckning som möjligt. Individuella insatser skapades efter öronsimulatorn och tillverkades på samma sätt som insatser för riktiga hörapparat-användare. För att få resultat som liknar dem hos ett riktigt öra användes en öronsimulator istället för en 2-cc coupler (11). Trots att resultaten i stort överrensstämmer med dem hos ett verkligt öra hade det varit önskvärt att göra denna studie på testpersoner med individuella insatser, då det varit ett sätt att få en uppfattning av ljudupplevelse och komfort vid olika öroninsatser och hörapparatprogrammeringar.

Det hade varit önskvärt att kunna genomföra mätningarna och analysen på ett annat sätt än det fanns rum för i en C-uppsats. Att utföra fler mätningar och på det sättet kunna ge mer statistiskt säkerställda, signifikanta skillnader mellan mätningarna hade varit av fördel. Däremot är resultaten tydliga även i dessa mätningar och jag har ingen anledning att tro att de resultat som framkommit inte stämmer.

Enkäten var en viktig del för att ge en bild av hur hörapparat-tillverkarna resonerar om insatsakustiken och audionomens möjlighet att påverka den vid programmering. En fördel hade varit att istället ställa mer direkta frågor eller på annat vis styra enkäten så att svaren blivit mindre produktinriktade och mer förklarande.

Under arbetets gång har jag, vid inläsning, mätningar och analys saknat en mer djupgående kunskap i teknik och akustik. Mycket av den litteratur och de artiklar som finns tillgänglig om insatsakustik är skrivna av och för personer med en specialkunskap inom teknisk audiologi eller akustik. Av den anledningen har jag ibland fått välja bort artiklar då deras innehåll helt enkelt varit för avancerade. Som audionom besitter jag en kunskap som varit mycket värdefull under arbetets gång men det hade varit en fördel att arbeta tillsammans med en person med kunskap inom de specialområden jag saknar.

## **Resultatdiskussion**

Att insatsakustiken har inverkan på frekvenssvaret har verifierats i detta arbete. Mätningarna visar genomgående på skillnader i frekvenssvar beroende på ljudkanalens utformning på ett sätt som verifierar tidigare mätningar (1,3,6). De två insatserna som utrustades med vidgade ljudkanaler visade att det är viktigt att de akustiska förutsättningarna är de rätta. En insats där vidgningen görs under en kort sträcka (insats 3)

har ingen påverkan på diskantförstärkningen inom det område hörapparaten arbetar. En insats med längre vidgning (insats 4) visar däremot en stor påverkan på diskantförstärkningen från ca 1 kHz och uppåt (figur 5-10).

Som audionom tycker jag att det är viktigt att ha kunskap om insatsakustik och hur den påverkar förstärkningen. Eftersom det endast för ett fåtal av de hörapparatstyper som finns på marknaden går att ange vilken typ av ljudkanal som använts i öroninsatsen är det viktigt att veta hur detta påverkar till exempel om en insats redan beställts och tillverkats men den akustiska parametern som behöver ändras saknas. Om audionomen väljer att byta hörapparatstyp efter det att insatsen tillverkats kan det betyda ett byte från en modell där det inte är möjligt att ange typ av ljudkanal till en modell där det kan anges.

Det är svårt att dra några säkra slutsatser av hur frekvenssvaret påverkas vid olika akustiska inställningar för ljudkanalen i mjukvarupplikationen till hörapparatmodellen. De försök som gjordes i detta arbete visade att förstärkningen påverkades för vissa hörapparatmodeller men inte för andra. I hörapparat A blev det ingen skillnad vid de olika inställningarna och det verifierades också vid mätningen.

I hörapparat C skedde den förändring i förstärkning som förväntades av en justering i de akustiska parametrarna. Däremot angav mjukvaran att hörapparatens förstärkning skulle påverkas på ett sätt men vid verifiering i mätbox visade sig det inte stämma. Mjukvaran angav i målförstärkningen att diskanten skulle förstärkas ytterligare, men vid mätningar för att verifiera detta blev resultatet det motsatta (figur 12). Dessa resultat är anmärkningsvärda och det är viktigt att som audionom veta om att de frekvenser mjukvaran uppger sig förstärka inte alltid är de som förstärks. Att verifiera förstärkningen är alltså mycket viktigt för att vara säker på vilken förstärkning hörapparat användaren får. Genom att mäta hörapparatens frekvenssvar i en mätbox får jag svar på hur hörapparaten förstärker. Genom IF-mätning får jag en inblick i hur frekvenssvaret påverkas av öroninsats, hörselgång, resonansstoppar och ventilation. IF-mätning upplever jag som en snabb och enkel verifiering på att hörapparaten förstärker på det sätt den programmerats för att göra. När sådan mätutrustning finns tillgänglig tror jag det är viktigt att ta sig tid för detta vid hörapparatutprovningen. Även i de fall man använder sig av en vidgad ljudkanal i insatsen men inte kunnat ange detta vid programmeringen, fås vid IF-mätning en indikation på hur förstärkningen påverkats av detta val. Även de gånger det finns en misstanke om att det vid programmeringen inte tagits någon hänsyn till hur de akustiska parametrarna ställts in för ljudkanalens form fås med IF-mätning en verifiering av den verkliga förstärkningen.

Jag vill däremot poängtera att i denna uppsats har det inte på något uttömmande sätt utforskats hur de akustiska parametrarna påverkar hörapparatprogrammeringen i mjukvaran. De resultat som presenteras här gäller bara de två hörapparatstyper som användes samt för de inställningar och de hörtröskelvärden som angetts.

Det är också viktigt att de akustiska parametrarna fylls i av audionomen då möjligheten finns, vilket poängterades i enkätsvaren från en hörapparatillverkare. I enkätsvaren framkom också andra intressanta resonemang. Dels var det få som uppgav att de ger audionomen möjlighet att ange typ av ljudkanal vid programmeringen av hörapparaten. Men de sade också att de alla ansåg att det var viktigt att audionomen kunde ange ventilationsstorlek och typ av slangfäste. Det hade varit önskvärt att de två som ej gav alternativet att välja typ av ljudkanal hade angivit varför de inte gjorde detta. En förklaring till varför de ansåg att det var viktigt att ge möjlighet att ange ventilation och slangfäste men inte ljudkanal hade också varit önskvärd.

Däremot fick enkäten mig att fundera på hur man ska agera i de fall då det inte finns plats i hörselgången för en insats med både vidgad ljudkanal och stor ventilation. Med tanke på det starka ljudtryck som kan uppnås i hörselgången vid ocklusionseffekt upplever jag att det är en viktig fråga att ta ställning till. Det obehag som ocklusion orsakar många hörapparat-användare upplevs vara så pass störande att det i många fall känns viktigare att prioritera ventilationens storlek (3).

En annan sak som framkom av enkätsvaren var användningen av in situ-audiometri vid hörapparat-anpassningar. Vid in situ-audiometri uppmäts hörtrösklar vid ett antal frekvenser med hörapparat och öroninsats på plats i örat. Hörapparaten genererar mätsignalen och de hörtrösklar som uppmäts är grundade på den påverkan öroninsatsen och hörselgången har på ljudet. Dessa hörtrösklar uppges sedan vara grunden vid programmeringen av hörapparaten. Ett antal hörapparatfabrikanter använder sig av denna teknologi i en del av sina hörapparatmodeller. En undersökning på test-retest reliabiliteten vid mätningar med in situ-audiometri gjordes år 2006. Undersökningen gjordes på 43 normalhörande personer där man genom in situ-audiometri uppmätte hörtrösklar två gånger per person. Standardavvikelsen vid test-retest visade sig ha samma reliabilitet som vid vanlig tonaudiometri (SD för test-retest av hörtrösklarna var <4 dB vid frekvenserna 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz och 4 kHz). Denna undersökning gjordes ej med individuella öroninsatser utan med instickstelefoner (14). Genom in situ-audiometri fås en bekräftelse på att hänsyn tas till insatsens akustik och dess påverkan av förstärkningen. Denna mätning

torde vara ett värdefullt komplement tillsammans med övrig verifiering av förstärkning, såsom IF-mätning, vid hörapparatanpassning.

### **Framtida forskning**

Det vore intressant att se vidare forskning om användandet av in situ-audiometri vid anpassning av hörapparater. Genom att använda det som ett komplement vid hörapparatanpassningar skulle närmare studier kunna göras av hur öronsinsatsens akustik påverkar hörtrösklarna för olika ventilations- eller ljudkanal. Det skulle även vara intressant att studera huruvida faktorer som taluppfattning, akustisk upplevelse och eventuell skillnad vid IF-mätning ändrades vid användning av in situ-audiometri.

En mer noggrann undersökning av hur hörapparatförstärkningen påverkas då en ändring görs av de akustiska parametrarna i mjukvaruapplikationerna till olika hörapparatmodeller vore också av intresse. Detta skulle kunna göras genom att förändra vissa inställningar och sedan jämföra den skillnad mjukvaran beräknar med den uppmätta förstärkningen i en mätbox eller i en öronsimulator.

### **Konklusion**

Sammanfattningsvis är slutsatserna i detta arbete att:

- Diskantförstärkningen påverkas vid användning av en insats med vidgad ljudkanal i jämförelse med en rak på de sätt som tidigare forskning visat.
- Det är som audionom viktigt att ha god kunskap om hur de val man gör för insatsens akustik påverkar den slutliga förstärkningen för hörapparat användaren.
- I samband med programmeringen av hörapparaten är det viktigt att verifiera att den förstärkning som förväntas eller anges också är den som hörapparat användaren verkligen får.
- Mer framtida forskning kring in situ-audiometri och dess eventuella påverkan vid hörapparatutprovningar vore önskvärt.

## REFERENSER

1. Dillon H. Hearing Aids. Sydney: Boomerang Press; 2000, p 117-41.
2. Dalsgaard SC. Survey of problems involved in the manufacture and use of earmoulds. Scand Audiol Suppl 5. 1975, p 9-23.
3. Killion MC. Earmold acoustics. Semin Hear. 2003;24(4):299-312.
4. Valente M, Valente M, Enrietto J, Layton MK. Earhooks, Tubing, Earmolds and Shells. In: Valente M, editor. Hearing AIDS: Standards, Options, and Limitations. 2<sup>nd</sup> ed. Thieme Medical Publishers; 2002, p. 215-273.
5. Flack L, White R, Tweed J, Gregory DW, Qureshi MY. An investigation into sound attenuation by earmould tubing. Br J Audiol 1995 March;29:237-45.
6. Burgess N, Brooks DN. Earmoulds: some benefits from horn fitting. Br J Audiol 1991 Oct;25(5):309-15.
7. Killion MC. Earmold Design: Theory and Practice. Proceedings of 13th Danavox Symposium 1988, Chapter 2, pp 155-75.
8. Killion MC. Earmold options for wideband hearing aids. J Speech Hear Dis 1981 Feb;46(1):10-20.
9. Robinson S, Cane MA, Lutman ME. Relative benefits of stepped and constant bore earmoulds: a crossover trial. Br J Audiol 1989 Aug;23(3):221-28.
10. IEC 711. Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by ear inserts. Geneva: International Electrotechnical Commission; 1981.
11. Zemplenyi J, Dirks D, Gilman S. Probe-determined hearing-aid gain compared to functional and coupler gains. J Speech Hear Res 1985 Sep;28(3):394-404.
12. ISO 8253-2 Acoustics – Audiometric test methods – part 2: Sound field audiometry with pure tone and narrow-band test signals. Geneva: International Organization for Standardisation; 1992.
13. Nordiska Samarbetsorganet för Handikappfrågor. Hearing Aids. Requirements and Guidelines. NSH 2003. 6th Ed. Stockholm.
14. Smith-Olinde L, Nicholson N, Chivers C, Highley P, Williams DK. Test-retest reliability of in situ unaided thresholds in adults. Am J Audiol 2006 Jun;15(1):75-80.

Bilaga 1

Hör Apparat Mät resultat 2007-02-20  
IEC 118 Part 7 Hearing Aid Performance Characteristics

C2

Patient:  
Personnr.:

Hörapparat:

Öra: Höger

**OSPL90**

Maximum Output: 103,8 dB  
vid Frekvens: 2500 Hz  
vid 1600 Hz: 101,0 dB

**Full-On gain**

Maximum gain: 32,5 dB  
vid Frekvens: 2500 Hz  
Gain vid 60 dB, 1600 Hz: 28,2 dB

**AGC knä Input/Output**

Knäpunkt: 55 dB

**Attack/Utsvängn.**

Attacktid: 8 ms  
Utsvängn. tid: 328 ms

**Referens gain**

Gain vid 60 dB, 1600 Hz: 28,3 dB

**Harmonisk distorsion**

Frekvens	Distorsion
500 Hz:	0,4 %
800 Hz:	0,4 %
1600 Hz:	0,6 %

**Brus**

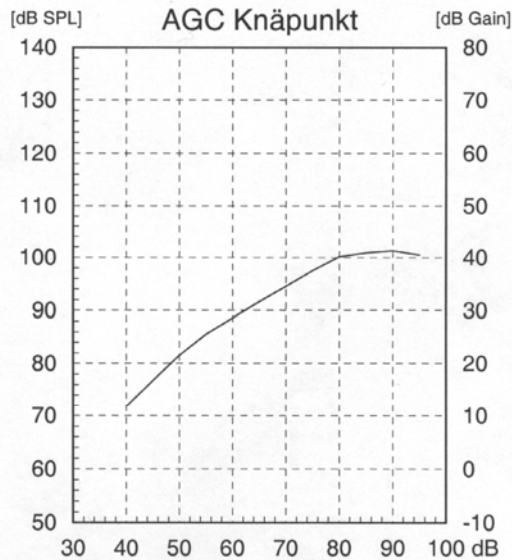
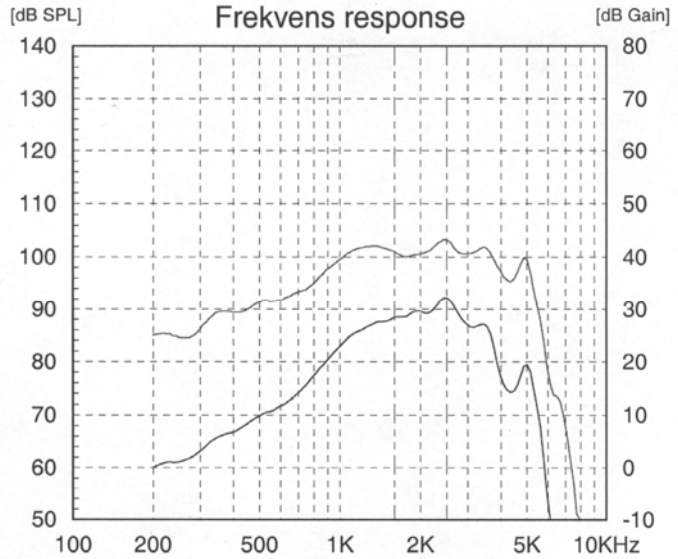
Egenbrus: 14,5 dB

**Batteri**

Strömförbrukn.: \*\*\*\*\* mA

**Telespole**

vid 1 mA/m: N/A



## Bilaga 2

Bästa/bäste,

Mitt namn är Åsa Winzell och jag läser den sista terminen på Audionomprogrammet vid Göteborgs Universitet. Under våren 2007 skriver jag ett examensarbete omfattande 10 poäng. Ämnet är öroninsatsens akustik och hur den påverkar förstärkningen vid anpassning av hörapparater. I arbetet kommer jag att genomföra en studie vars syfte är att undersöka på vilket sätt förstärkningen påverkas vid användning av olika insatstyper. Med mätningar kommer jag att undersöka hur förstärkningen påverkas för olika hörapparater i kombination med olika typer av ljudkanal.

Studien genomförs vid Göteborgs Universitet vid Institutionen för Neurovetenskap och Fysiologi i samarbete med Tekniska Hörselvården vid Sahlgrenska Universitetssjukhuset.

Som ett moment i arbetet har jag formulerat en enkät för att få fördjupad kunskap om hur man resonerar om öroninsatsens akustik vid tillverkning och utveckling av hörapparater. Jag intresserar mig även för resonemanget bakom de möjligheter som ges att påverka de akustiska parametrarna i NOAH vid hörapparatanpassningar. Denna enkät skickas därför ut till dig och andra som arbetar med hörapparatutveckling. Vänligen skicka dina svar via post till adressen nedan eller email till [guswinas@student.gu.se](mailto:guswinas@student.gu.se)

Med vänliga hälsningar,

Åsa Winzell,  
Audionomutbildningen, Göteborgs Universitet.

Handledare:

Tomas Tengstrand, teknisk audiolog.

Tekniska hörselvården.

SU/ Sahlgrenska Universitetssjukhuset

S-413 45 Göteborg

+46 (0)31 34 22 111

[tomas.tengstrand@vgregion.se](mailto:tomas.tengstrand@vgregion.se)

## Enkätfrågor

5. Kan man vid hörapparatutprovning, ange i er mjukvaruapplikation till NOAH vilken typ öroninsatsens ljudkanal har (rak, hornformad etc.)?
6. Påverkar de akustiska parametrarna preskriptionen av hörapparatförstärkningen i NOAH?
7. Om möjligheten att ange typ av ljudkanal inte ges, har ni fått förfrågningar från hörapparatförskrivarna att införa den möjligheten?
8. Varför har ni valt att ha med/inte ha med möjligheten att ange typ av ljudkanal? Förklara gärna så utförligt som möjligt.



# Bilaga 4

