



GÖTEBORGS UNIVERSITET
Sahlgrenska akademien
Institutionen för neurovetenskap
och fysiologi
Enheten för Audiologi

VT 2015

SJÄLVSTÄNDIGT ARBETE I AUDIOLOGI, 15 HP

Grundnivå

Titel	
In-situ audiometri – Vägen mot rätt förstärkning?	
Författare Totte Axelsson	Handledare Maria Hoff
Examinator Lennart Magnusson	
Sammanfattning Studien intresserar sig för huruvida in-situ audiometri, via hörapparat, kan vara ett bättre alternativ än konventionell tonaudiometri, som underlag vid anpassning av hörapparater. Genom att undersöka insättsförstärkningen (IF/REIG) i 29 öron (18 personer), då en hörapparat anpassats grundat på dels konventionell audiometri och dels in-situ audiometri, sökte studien svar på om någon av metoderna ger förstärkning som befinner sig närmre NAL NLI:s målkurva. Hörapparaten Siemens Pure 7mi med högtalarenhet M användes på samtliga deltagare. Resultaten påvisar en trend där förstärkning baserad på in-situ audiometri vid flera frekvenser stämmer bättre överens med målkurvan, framförallt vid 1000 1500, 2000 samt 4000 Hz. Det är dock okänt om skillnaden är statistiskt signifikant. Många resultat av hörselgångsmätningarna avvek avsevärt från målkurvan vilket visar på att verifiering av hörapparaters förstärkning behövs oavsett vilket underlag som använts för preskription.	
Sökord <i>In-situ, in-situ audiometry, audiogram, audiometry, sensogram, real ear measurement, NAL NLI, prescription, validity, vent effect, 2-cc coupler, insertion gain, threshold, hearing aid</i>	



University of Gothenburg
The Sahlgrenska Academy
Institute of Neuroscience and Physiology
Unit of Audiology

Spring 2015

BACHELOR RESEARCH THESIS IN AUDIOLOGY, 15 ECTS

Basic level

Title	
In-situ audiometry – A means to achieve correct amplification?	
Author Totte Axelsson	Supervisor Maria Hoff
Examiner Lennart Magnusson	
Abstract This study investigated whether <i>in-situ audiometry, delivered via hearing aids</i> , is a better option as a basis for prescribing hearing aid amplification, compared to conventional audiometry. By examining the real ear insert gain (REIG) in 29 ears (18 subjects), that had been fitted with a hearing aid programmed using both conventional audiometry and in-situ audiometry, the study looked at whether <i>in-situ audiometry</i> based prescription is closer to the NAL NLI's fitting target than audiogram based prescription. The hearing aid Siemens Pure 7mi with speaker unit M was used on all participants. The results showed how in-situ audiometry based gain at certain frequencies is more consistent with the target curve, especially at 1000, 1500, 2000 and 4000 Hz. It was not established whether the findings of the study were statistically significant. However, many of the REIG measurements of this study deviated significantly from the prescribed target, indicating that verification of hearing aid amplification is needed routinely, regardless of the method used for the prescription.	
Keywords <i>In-situ, in-situ audiometry, audiogram, audiometry, sensogram, real ear measurement, NAL NLI, prescription, validity, vent effect, 2-cc coupler, insertion gain, threshold, hearing aid</i>	

**In-situ audiometri – Vägen mot rätt
förstärkning?**

Tack till

*Maria Hoff, Angelica Andersson samt mina
kollegor på Alingsås hörcentral.*

INNEHÅLLSFÖRTECKNING

1. BAKGRUND	1
1.1 KONVENTIONELL TONAUDIOMETRI/IN-SITU AUDIOMETRI.....	1
1.2 PRESKRIPTION.....	6
1.3 HÖRSELGÅNGSMÄTNING.....	8
1.4 PÅVERKAN AV VENTILATION/LÄCKAGE.....	9
1.5 LITTERATURSÖKNING	10
2. SYFTE	10
3. SPECIFIKA FRÅGESTÄLLNINGAR	10
4. METOD	10
4.1 UTFÖRANDE.....	11
4.2 ETISKA ÖVERVÄGANDEN	11
4.3 HÖRAPPARATSUTPROVNING.....	12
4.4 HÖRSELGÅNGSMÄTNING.....	12
4.5 IN-SITU AUDIOMETRI.....	13
4.6 IF-MÄTNING.....	13
4.7 BORTFALL.....	13
4.8 DATAINSAMLING	14
5. RESULTAT	14
5.1 ANDEL LYCKADE RESPEKTIVE MISSLYCKADE ANPASSNINGAR UTIFRÅN TOLERANSNIVÅN +/- 10 DB.....	14
5.2 ANDEL LYCKADE RESPEKTIVE MISSLYCKADE ANPASSNINGAR UTIFRÅN TOLERANSNIVÅN +/- 5/8 DB	15
5.3 FÖRSTÄRKNINGENS AVVIKELSE FRÅN MÅLKURVAN VID AUDIOMETRI/IN-SITU AUDIOMETRI	16
5.4 AUDIOMETRI MOT IN-SITU AUDIOMETRI	18
5.5 HÖRSELGÅNGSRESONANS	19
6. METODDISKUSSION	19
6.1 BEGRÄNSNINGAR I STUDIEN	20
7. RESULTATDISKUSSION	21
7.1 AUDIOMETRI MOT IN-SITU AUDIOMETRI	21
7.2 INSÄTTSFÖRSTÄRKNING.....	23
7.3 RESULTATENS BETYDELSE FÖR VERKSAMMA AUDIOMER	24
7.4 FRAMTIDEN FÖR IN-SITU AUDIOMETRI.....	25
8. KONKLUSION	26
9. REFERENSER	27
10. BILAGOR	29
10.1 PLOTTAD AVVIKELSE FRÅN MÅLKURVAN UTIFRÅN AUDIOMETRIBASERAD FÖRSTÄRKNING	29
10.2 PLOTTAD AVVIKELSE FRÅN MÅLKURVAN UTIFRÅN IN-SITU AUDIOMETRIBASERAD FÖRSTÄRKNING	30
10.3 AVVIKELSE IFRÅN MÅLKURVAN I DB RMS	31

Ordlista

COUPLER = mätbox; dB = decibel; ER-3A = instickshörtelefoner; REAG = real ear aided gain; REAR = real ear aided response; RECD = real ear to coupler difference; REDD = real ear to dial difference; REIG = real ear insert gain; REM = real ear measurements; REUG = real ear unaided gain; REOR = real ear occluded response; RITE = receiver in the ear; SPL = round pressure level; TDH-39 = supra aural hörtelefoner

1. Bakgrund

Idag grundas i stort sett all hörselrehabilitering på konventionell tonaudiometri. Audiometri, som till en början var läkarens instrument vid diagnostisering av hörselskador har senare blivit audionomens viktigaste redskap i rehabiliteringsprocessen. Audiometri utförs vanligtvis genom mätning med supraaurala hörlurar. De uppmätta hörtrösklarna används sedan i regel som grund för förstärkning i hörapparater. Stora skillnader kan förekomma beroende på val av metod samt ljudåtergivare vid tröskelbestämningen – skillnader som grundas i de individuella akustiska faktorer som hörselgången besitter. Genom att använda sig av ett korrektionsvärde tar man hänsyn till örats akustik, denna metod har traditionellt kallats *real ear to dial difference* (REDD) (Kuk & Ludvigsen, 1999).

Då syftet är att diagnostisera en hörselskadas grad och typ, är konventionell tonaudiometri oersättligt. Detsamma gäller om man vill jämföra hur befolkningens hörsel förändras över tid. Om syftet däremot är att programmera en hörapparat utifrån patientens individuella förutsättningar skulle en alternativ metod så som in-situ audiometri, audiometri utförd med hörapparat på plats i örat, kunna vara ett bättre alternativ – Ett alternativ som tar hänsyn till residualvolym, resonans, impedans och läckage. Detta är faktorer som kommer att spela en central roll vid bärandet av en hörapparat (Kuk, 2012; Kuk & Ludvigsen, 1999).

1.1 Konventionell tonaudiometri/in-situ audiometri

Tonaudiometri har varit audiologins flaggskepp sedan slutet av andra världskriget. Det har varit avgörande för läkare vid diagnostisering av hörselskador, en hjälp att förstå bristande kommunikationsförmåga samt en grund för rehabiliteringen av hörselskador (Vogel, McCarthy, Bratt & Brewer, 1994). Vid mätning av hörtrösklar är de supraaurala hörlurarna TDH-39 eller instickstelefonerna ER-3A vanliga ljudåtergivare som används för att producera stimuli. TDH-39 är antagligen den mest använda ljudåtergivaren då den är lätt att placera samt fungerar även vid avvikande öron och hörselgångar, såsom exempelvis infektioner, hörselgångsatresi, exostoser och dylikt. Instickstelefoner (som används mer sällan) tar däremot hänsyn till felkällor som sammanfallande hörselgångar och broskiga öron vilket vid tröskelbestämning med TDH-39 kan leda till en falsk svag konduktiv nedsättning som felkälla, framför allt i diskanten. Instickstelefoner ger även mindre risk för överledning av ljudet (till motsatta icke testörat) vilket i vissa fall kan skapa falska förbättrade hörtrösklar

(Warman, 2015; British society of audiology, 2011; Cliodna, Mahoney & Luxon, 1996).

Sammanfallande hörselgång var först nämnt i en studie av Ventry m.fl. som visade att med plaströr placerade i hörselgången hos patienten förbättrades lufttrösklarna vid 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz samt 2000 Hz – en förbättring som även Penrod beskriver i sin studie. Enligt en studie av Randolph och Schow har 36 % i åldersgruppen 60-79 år sammanfallande hörselgång (Warman, 2015; British society of audiology, 2011), (Ventry m.fl, Penrod, Randolph och Schow refereras till i Cliodna, Mahoney & Luxon, 1996).

Apparater som genererar ljud kalibreras vanligtvis i en *coupler* (mätbox) så att signalen som når örat kan beräknas. För att fastställa ljudnivån uttryck i dB SPL (sound pressure level) som TDH-39 producerar används en coupler av storleken 6cc (cubic centimetres). Detta för att simulera den volym av luft hörlurarna möter då de sitter på en vuxen människas öra. Instickstelefoner däremot, kalibreras precis som hörapparater i en 2cc coupler alternativt en öronsimulator. Detta för att efterlikna den genomsnittliga volym som finns i hörselgången hos en person med hörapparat på plats. De uppmätta resultaten konverteras sedan till dB HL (hearing level) för att kunna relatera de fastställda hörtrösklarna till unga vuxna med normal hörsel, dvs. till nollinjen på audiogrammet som är referenspunkten för klassificering av hörselnedsättning (Kuk, 2012).

Beroende på storleken på rummet där ljudet befinner sig kommer det beräknade ljudtrycket, uppmätt i SPL, att variera. Ljudtrycket kommer vara lägre i en större volym och vice versa. Ett ljud som spelas upp i en 2cc coupler kommer alltså inte att bete sig likadant i en 6cc coupler. Mätningar i couplers är baserade på stängda couplers med en fast volym. Hörselgången, som också kan ses som en coupler, är individuell både gällande impedans och volym och ljudsignalen som når trumhinna kan därför inte fullt ut beräknas genom enbart mätningar i en coupler (Kuk, 2012).

1996 introducerade Widex A/S en ny teknik för att mäta hörtrösklar, de kallade tekniken ”Sensogram”. Med hjälp av en mjukvara i den digitala hörapparaten kunde man nu generera toner direkt från hörapparaten och på så vis fastställa hörtrösklarna med hörapparat på plats i örat. På senare år har även andra firmor lanserat denna teknik i sina hörapparater (Kuk, 2012). Mjukvaran har olika namn beroende på firma. Benämningen in-situ audiometri/insitugram

kommer genomgående att användas i aktuell studie. In-situ audiometri är likt konventionell tonaudiometri men med skillnaden att hörtrösklarna fastställs med hörapparat på plats i örat. Som ett alternativ till konventionell audiometri lanserade hörapparatfirmorna in-situ audiometri vilket, de ofta hävdar, leder till en bättre "first fit" vid hörapparatsanpassning då metoden inkluderar individens individuella akustiska egenskaper (Phonak AG, 2011).

Den förstärkning som en hörapparat ger i det faktiska örat kan påverkas av felkällor såsom förslitningar, läckage, ventilation samt förändrade resonanser i hörselgången. Dessa faktorer kan påverka förstärkningen negativt. När hörapparater kalibreras i en coupler med fast volym samt impedans är dessa felkällor inte lika påtagliga. Vid in-situ audiometri tas dessa akustiska skiljaktigheter med i beräkningen och trösklarna kan därför skilja sig markant från trösklar fastställda med konventionell audiometri. Detta har varit ett argument för användning av in-situ audiometri. Andra argument som framhållits är bl.a. bekvämlighet, mindre behov av förflyttning samt möjlighet att undgå verifiering med hörselgångsmätning. Argumentet för att undgå verifiering grundas på in-situ audiometrins inkludering av de akustiska skiljaktigheterna, vilket teoretiskt sett torde ge en hörapparatsförstärkning som stämmer bättre överens med målkurvan. Att verifiera/bekräfta den förstärkning som man önskar uppnå skulle då vara överflödigt. På så vis skulle tid sparas - tid som sedan kan användas för counseling och validering av hörapparaten. Enligt Kuk (2012) är in-situ audiometri en mer anpassad metod att grunda hörapparatsanpassning på än konventionell audiometri. Mycket på grund av skillnaden i hur dessa metoder kalibreras (O'Brien, Keidser, Yeend, Hartley & Dillon, 2010; Kuk & Ludvigsen, 1999).

I studien av O'Brien m.fl. (2010) undersöktes hur hörtrösklar uppmätta med in-situ audiometri skiljde sig från hörtrösklar uppmätta vid konventionell audiometri med instickstelefoner. Syftet var bland annat att mäta validiteten av de uppmätta hörtrösklarna vid brukandet av; instickstelefoner och öppna samt stängda domer. Vid båda metoderna konverterades dB HL till dB SPL med hjälp av *individuellt* uppmätta REDD-värden. Studien visade hur in-situ trösklar uppmätta i dB HL gav en större tendens av basnedsättningar jämfört med konventionell audiometri. I studien mättes 24 deltagares hörsel både via audiometri med instickstelefoner samt in-situ audiometri med öppna och stänga domer genom hörapparaten Siemens Centra HP. Där den uppmätta differensen över samtliga frekvenser var större än; 3 dB RMS, (root mean square) eller 10 dB vid enskild frekvens, ansågs skillnaden

signifikant (Kuk, 2012; O'Briens m.fl., 2010).

Resultatet från studien visar hur in-situ audiometri med öppna och stängda domer skiljde sig signifikant från hörtrösklarna uppmätta vid audiometri med instickstelefon, ibland upp mot 30 dB. Framför allt fann man differensen i basfrekvenserna vilket delvis kunde förklaras av läckage och att de låga frekvenserna maskerades av ljud som läckte in utifrån. Ju mer öppen kopplingen mot örat var, ju större var skillnaden mellan metoderna. Dock visar studien att in-situ audiometri var en valid metod för att mäta hörtrösklar då följande uppfylls; REDD-värdena var individuellt uppmätta och inkluderade; typen av koppling från hörapparaten till örat var medräknad; samt testmiljön var kontrollerad (O'Briens m.fl., 2010).

I Kiesslings m.fl. (2015) studie redovisas hur hörtrösklar uppmätta med audiometri skiljde sig gentemot hörtrösklar uppmätta med in-situ audiometri. Trettio vuxna med varierande grad av sensorineural hörselnedsättning ingick i studien. Deltagarna delades in i tre subgrupper om 10 deltagare; M (mild), MS (måttlig till svår) samt S (svår) hörselnedsättning. I grupp M användes RITE-apparat (receiver in the ear), dubbeldomer samt stängda domer i olika storlekar. I övriga grupper användes ockluderande insatser kopplade till bakom-örat-apparater. Deltagarnas hörtrösklar fastställdes både via konventionell audiometri och in-situ audiometri och med fyra olika fabrikat av hörapparater. De uppmätta skillnaderna beräknades och sammanställdes (Kiessling, Leifholtz, Unkel, Pons-Kuhnemann, Jespersen & Pedersen, 2015). Enligt studiens resultat, som visar på en signifikant skillnad, kan differensen som studien visar på bero på följande;

(1) Frekvens

I stort sett alla trösklar från 500-1500 Hz visade på en större hörselnedsättning då de uppmättes via in-situ audiometri än via konventionell audiometri, differensen blev mindre med ökad frekvens. I frekvensintervallet 1500-4000 Hz skiljde sig resultatet åt mellan hörapparaterna, vid 4000 Hz gav dock 7 av 12 hörapparater bättre trösklar vid in-situ audiometri än audiometri. Dessa resultat kunde delvis förklaras av läckage, residualvolymen i hörselgången samt boundary-effekt, vilken innebär att in-situ audiometrins dynamikområde inte är lika stort som audiometrins dynamiska område. Möjligen kan hörtrösklarna vid in-situ audiometri hamna fel på grund av dessa begränsningar i hörapparaterna (Kiessling, m.fl., 2015).

(2) Hörselnedsättningens storlek:

Dock *minskade* differensen hos vissa fabrikat efter 4000 Hz där minskningens storlek var relaterad till hörselnedsättningens grad. Ju större hörselnedsättning desto mer minskade differensen efter 4000 Hz mellan in-situ audiometri och audiometri, och istället för in-situ grammet fick audiogrammet bättre hörtrösklar. Detta stämde dock inte för alla fabrikat. Differensen mellan fabrikaten kunde enligt studien bero på hörapparaters undvikande av distorsion då den närmade sig sin begränsning. Även boundary-effekt kan påverkat här (Kiessling, m.fl., 2015).

(3) Kalibrering och hörapparaters teknik:

Hur hörapparaterna kalibrerats hade också en påverkan på mätresultaten. Läckaget var signifikant större vid tröskelbestämning med öppna och stängda domer vilket kan ha påverkat resultaten i sin helhet (Kiessling, m.fl., 2015).

I en annan studie undersökte Smith-Olinda, Nicholson, Chivers, Higley & Williams (2006) reliabiliteten vid in-situ audiometri. Hörtrösklar uppmättes med; instickstelefoner modell ER-3A, hörapparat Widex SPR/SD-9 samt toneburstar vid 4 frekvenser (500, 1000, 2000 samt 4000 Hz). 43 patienter deltog i studien. Resultatet visade på ett medelvärde mindre än 1 dB mellan första och andra testet; 98 % vid 500 Hz, 100 % vid 1000 och 2000 Hz, samt 93 % vid 4000 Hz.

I en studie från 2010 studerade DiGiovanni & Pratt hur hörtrösklar fastställda via audiometer med instickstelefonerna ER-3A skiljde sig från hörtrösklar fastställda via in-situ audiometri även här med ER-3A. Hypotesen i studien var att mätningarna inte skulle skilja sig åt. Studien visar dock på en signifikant skillnad vid frekvenserna 500, 1000 samt 2000 Hz. Vid 1000 Hz var skillnaden 6,25 dB HL och vid 2000 Hz 9 dB HL. Vid dessa frekvenser visade in-situ audiometri på bättre hörtrösklar. Dessa skillnader kunde leda till för lite eller för mycket förstärkning i dessa områden vilket i sin tur kunde leda till sämre taluppfattning. Studien visar även hur intensiteten på testsignalen, vid in-situ audiometri, växte som funktion av nivån på testsignalen. Signalen som presenterades vid 500, 1000 samt 2000 Hz blev vid högre stimuli alltså starkare än specificerat. Detta kunde vidare leda till falska förbättrade hörtrösklar och därmed för lite förstärkning.

1.2 Preskription

Grad, form och typ av hörselnedsättning varierar mellan individer. I rehabiliteringen av en hörselskadad person väljs en hörapparat, koppling till örat (insats), samt preskription utifrån behov och förutsättningar hos patienten. Målen med en hörapparats förstärkning är sammantaget att ge bättre taluppfattning, en kvalitet på ljudet som patienten föredrar samt ljudstyrka som är tillräcklig och acceptabel för patienten. Typen av hörselnedsättning är en viktig parameter i valet av preskriptionsmodell (Dillon, 2001; Gelfand 2009).

Preskriptionen, som är den teoretiska målförstärkning man vill uppnå hos den enskilde individen, grundas vanligtvis på uppmätta hörtrösklar i dB HL. För att omvandla audiogrammets resultat i dB HL till rätt förstärkning i dB SPL används en coupler med fast volym och impedans. Metoden kallas traditionellt för REDD (real ear to dial difference) och är alltså differensen mellan ljudtrycket vid trumhinnan och det ljudtryck som ljudgivaren, exempelvis TDH-39 eller ER-3A, producerar vid audiometri. REDD används för att inkludera en genomsnittlig storlek på en vuxen persons hörselgång och på så vis få användbara värden som går att applicera vid preskription. En preskriberad målkurva beräknas vanligtvis fram genom algoritmer samt fasta värden vilka inkluderar framräknade snittvärden av en vuxen persons hörselgång (Dillon, 2001; O'Brien, m.fl., 2010; Gelfand, 2009; DiGiovanni & Pratt, 2010).

RECD (real ear to coupler difference) däremot är differensen mellan den ljudtrycksnivå som hörapparaten levererar i hörselgången jämfört mot ljudtrycksnivån hörapparaten ger i en coupler, detta med samma input till hörapparaten. Faktorer så som hörselgångens volym, läckage, impedans, resonans och ventilation, påverkar ljudets förstärkning och är därför viktiga att ha kunskap om vid programmering av hörapparater. Med individuellt uppmätta RECD, istället för framtagna snittmedelvärden, kan man inkludera de individuellt akustiska faktorerna och på så vis få en mer adekvat förstärkning. Kännedom om dessa värden ger också möjlighet att justera en hörapparat i en coupler där man med hjälp av RECD-värden kan förutse resultatet i patientens hörselgång (Dillon, 2001; O'Brien, m.fl., 2010).

Det finns många olika preskriptionsmetoder. Vissa har utvecklats av oberoende forskargrupper t.ex. Nal-R, NAL NL1 och NAL NL2 och andra är utvecklade av hörapparatfirmorna. Vissa preskriptionsmetoder är baserade på undersökningar som visat att

förstärkning nära preskriptionens målkurva ger bäst taluppfattning (Aazh & Moore, 2007). En del preskriptionsmetoder lägger fokus på talförståelse medan andra fokuserar på ljudkomfort och igenkänning av ljudet. Flera metoder har utvecklats för att preskriptionen ska ta hänsyn till hörselgångens individuella utformning, in-situ audiometri är en sådan metod (DiGiovanni & Pratt, 2010).

I Hawkins & Cooks studie från 2003 undersöktes hur hörapparatmodulernas förstärkningskurvor stämde överens med den verkliga förstärkning som hörapparater producerar i örat. Vid programmering av hörapparater finns det möjlighet att se apparatens föreslagna förstärkning på en mängd olika visuella sätt; 2-cc gain, 2-cc coupler, insertion gain, simulated insertion gain, ear simulator gain, real-ear-aided-gain är några namn och exempel på förstärkningsvyer i programvaran. Ingen av programvarans föreslagna förstärkning har beräknat den aktuella hörapparatens teknik eller patientens individuella skillnader. Förslagen representerar istället simuleringar baserade på undersökningar, genomsnitt och de förväntade prestandavärden. Simuleringarna är framräknade utifrån mätningar i en 2cc coupler samt värden som firmorna tror är ett lämpligt genomsnitt på en hörselgångsvolymer samt impedans. Det finns ingen universell metod för detta utan det kan skilja sig mycket mellan hörapparatstillverkarna. För att patienten ska få en adekvat förstärkning måste hänsyn tas till val av hörapparat, mikrofonposition, val av insats, längd på ljudslang samt ventilationens storlek. Även med ovan nämnda i beräkning kommer fortfarande individuella faktorer som residualvolymer och impedans i hörselgången påverka förstärkningen, därför måste också dessa tas med i beräkning vid anpassning av hörapparater. I studien samlade Hawkins & Cooks in data från rutinmässiga nybesök. Hörapparater och mjukvaror var representerade från flera olika hörapparatfirmor. Patienterna var vuxna och hade sensorineural hörselnedsättning i form av presbyacusis. I 28 hörapparater, programmerade efter deltagarnas hörsel, undersökte man skillnader mellan simulerad förstärkning *utifrån* en 2cc coupler mot den verkliga förstärkningen *uppmätt* i en 2cc coupler. Resultatet pekar på att hörapparatfirmor hade en förmåga att överskatta deras hörapparaters *verkliga* förstärkning. De uppmätta värdena visar att programvarans simulerade förstärkning var visuellt starkare än den uppmätta förstärkningen. Detta framförallt i de lägre frekvenserna men även i de högre. Hörapparaternas föreslagna förstärkning stämmer alltså inte överens med den verkliga förstärkning som hörapparaten gav. I del två av studien mättes real-ear-insert gain (REIG) på 12 patienter. REIG definieras enligt Dillon som, SPL vid trumhinnan

med förstärkning minus SPL vid trumhinnan utan förstärkning (Dillon, 2001). Vid hörselgångsmätningen användes den signal och nivå på ljudet som enligt programvaran användes vid den simulerade REIG. Även här undersöktes flera olika fabrikat och gemensamt för alla var att den faktiska förstärkningen var lägre än den av programvaran visuellt simulerade förstärkningen. I regionen 250-1000 Hz var differensen plus/minus 5 dB vilket enligt studien var acceptabelt. I de högre frekvenserna var skillnaderna större, exempelvis var differensen vid 4000 Hz mer än 10 dB hos hälften av deltagarna. Vid 3 samt 4000 Hz var det ingen av patienternas uppmätta förstärkning som var över den simulerade nivån. Programvaran visade alltid en starkare förstärkning än verkligheten gjorde (Hawkins & Cook, 2003).

1.3 Hörselgångsmätning

Wänström-Kronsjö studerade i sin studie (2008) hur audionomer vanligtvis går tillväga för att kvalitetssäkra hörapparatsutprovningar. Studiens resultat visar på hur fokus ofta hamnade på subjektiva metoder i utvärdering av hörhjälpmedel. Man förlitade sig till stor del på patienten subjektiva förnimmelser istället för att ha ett objektiva resultat av förstärkningen. För att objektiva verifiera förstärkningen i en hörapparat kan hörselgångsmätningar (REM) utföras. Vid hörselgångsmätningen studeras hörapparatsens samt hörselgångens förmåga att förstärka ljudet, vilket kan vara användbart då man vill jämföra programvarans föreslagna förstärkning gentemot den reella förstärkning som mäts upp intill trumhinnan (Dillon 2001).

Vid hörselgångsmätning placeras en sondslang i hörselgången med ett avstånd på max 5 mm från trumhinnan. En känd mätsignal spelas upp ur en högtalare och ljudtrycket intill trumhinnan mäts upp och jämförs mot det ljud som mikrofonen (probe microphone) utanför örat fångar upp. Mätningen visar hur ljudet påverkas av olika faktorer, såsom resonanser i hörselgången, insatsens akustiska parametrar m.m. Mätningarna delas upp i antingen *gain* eller *response (se ändelse g/r)*. *Gain* visar förstärkning dvs. utnivån minus innivån medan *response* visar det absoluta ljudtrycket vid trumhinnan. Mätningen sker utan hörapparat Real-ear-unaided response (REUR), med avstängd hörapparat Real-ear-occluded response (REOR) samt med hörapparat påslagen Real-ear-aided-response (REAR). Baserat på mätningarna mäts således den akustiska förstärkningen REUG, alltså hörselgångens naturliga förstärkning av ljudet, samt den förstärkta signalen REAG – ljudtrycket vid trumhinnan inkluderat REUG. Programvaran subtraherar sedan hörselgångens akustiska förstärkning (REUG) från nivån

som mätts upp intill trumhinnan (REAG), vilket ger resultatet REIG – hörapparats insättsförstärkning. I REIG tittar man alltså på den förstärkning hörapparaten producerar med hörselgångsresonanser exkluderade. Föreslagen REIG visar den förstärkning som enligt preskriptionsmodellen ska uppnås utöver den individuella akustiska förstärkning ljudet får av örat (Lantz, Dyrland-Jensen, Haastrup & Østergaard-Olsen, 2007; Dillon, 2001; DiGiovanni & Pratt, 2010).

Swan and Gatehouse gjorde 1995 en studie över hur nödvändig REIG är för att identifiera skillnader mellan uppnådd förstärkning och preskriberad förstärkning. Studien utgick från preskriptionsmetoden NAL-NL1 och i studien accepterades endast skillnader mindre än 10 dB vid frekvenserna 500, 1000, 2000 samt 3000 Hz. Resultaten visar att 57 % av resultaten inte accepterades. 57 % hade större avstånd från preskriptionen än 10 dB på minst en frekvens. Swan och Gatehouses konklusion var att REIG bör användas som rutin vid rehabilitering vilket skulle resultera i bättre anpassningar och mer nöjda patienter.

Aarts och Caffee (2005) undersökte skillnad i REAR beräknad av mjukvaran jämfört med individuell uppmätt REAR. Resultatet visar att programvarans beräkning av REAR var olämplig för de flesta av deltagarna. Resultaten skiljde sig signifikant mellan beräknad och uppmätt REAR, framför allt gällande män. Detta kan enligt studien bero på att männen ofta har en större volym i hörselgången. Denna studie i likhet med flera andra visar på behovet av verifiering vid samtliga hörapparatsutprovningar (Hawkins & Cook, 2003; Swan och Gatehouse, 1995).

1.4 Påverkan av ventilation/läckage

Ventilation och läckage är enligt Dillon en felkälla i en lyckad anpassning av hörapparater. En god förståelse och kunskap om ventilationens samt läckagens påverkan på ljudet är viktigt för att få till en adekvat anpassning. Det är framför allt i de låga frekvenserna som förstärkningen berörs av ventilation och läckage. Förstärkningen påverkas på två sätt; Den lågfrekventa förstärkta signalen läcker delvis ut ur hörselgången via ventilationen och läckage. Lågfrekvent ljudet utifrån tar sig däremot in via ventilation/läckage och kan på så sätt få en maskerande effekt på ljudet (Dillon, 2001).

1.5 Litteratursökning

Inom ramen för detta uppsatsarbete gjordes en litteratursökning efter studier som undersöker kopplingar mellan in-situ audiometri och uppnådd insättsförstärkning, vilket är den aktuella frågeställningen för studien. Det finns liknande rapporter från hörapparatfirmor – vilka dock kan ses som partiska, samt en doktorsavhandling av Rachel Katherine Warman (2015) som delvis behandlar en av frågeställningarna. Den sistnämnda är dock inte publicerad. I Warmans avhandling studeras flera olika mätmetoder inom in-situ audiometri och dess överensstämmelse mot NAL NL1:s målkurva. Studien visar att förstärkning baserad på in-situ audiometri hörtrösklar skiljer sig signifikant från målkurvan. Efter att ha granskat flera studier som behandlar in-situ audiometri har slutsatsen dragits att det helt klart finns behov av vidare forskning.

2. Syfte

Syftet med studien var att undersöka om hörapparatsanpassning baserad på in-situ audiometri ger en förstärkning närmre NAL NL1:s målkurva än anpassning baserad på konventionell audiometri. Kan in-situ audiometri i så fall användas som en del i hörapparatsrehabiliteringen för att få en mer anpassad förstärkning som tar hänsyn till de individuella och tekniska skillnader som finns hos patienter samt hörapparat?

3. Specifika frågeställningar

Hur väl överensstämmer förstärkning baserat på audiometri med NAL NL1:s målkurva?

Hur väl överensstämmer förstärkning baserat på in-situ audiometri med NAL NL1:s målkurva?

Hur stor andel av hörapparatsanpassningarna uppnår målkurvan vid in-situ audiometri gentemot konventionell audiometri?

4. Metod

Studien utfördes på Alingsås hörcentral där 19 patienter rekryterades till studien från det ordinarie patientflödet. Patienterna blev på plats tillfrågade om deltagande i studien och de

som valde att delta kom vidare att benämnas som deltagare. Deltagarna var inbokade för ett 90 minuter långt nybesök som en del i deras ordinarie hörselrehabilitering. 16 av deltagarna hade ingen tidigare erfarenhet av hörapparater medan 3 deltagare tidigare hade haft hörapparat. Viss hänsyn togs till ålder då hörapparaten som användes i studien krävde förhållandevis god motorik på grund av dess mindre storlek. Åldersintervallet hos deltagarna var 33-83 år med ett medelvärde på 68 år. Åtta deltagare var kvinnor och elva var män.

4.1 Utförande

Otoskopi utfördes bilateralt och klinisk tonaudiometri med hörlurarna TDH-39 utfördes enligt metodiken beskriven i Same - *metodbok i praktisk hörselmätning* (Almqvist m.fl., 1996). Mättrummet var ljudsäkrat och all hörselteknisk utrustning var kalibrerad i enlighet med relevanta kravspecifikationer (ISO 8253-1). Luft- samt bentrösklar fastställdes i intervallet 250 Hz till 8000 Hz för luft och 500-4000 Hz för ben, och om de sammanföll (+/- 10 dB HL) samt var inom den för studien aktuella hörapparatsens förstärkningsområde, informerades och tillfrågades patienten muntligen om de samtycker till att delta i studien. Om de tackade ja, fortsatte besöket enligt metoden för studien. Enstaka mindre luft/ben-gap godtogs. Om en deltagare hamnade utanför ovan angivna inklusionskriterier utfördes ett mer traditionellt nybesök där deltagaren således blev ”vanlig” patient igen.

4.2 Etiska överväganden

Efter hörselprovet fick deltagarna, som fanns inom kriterierna för studien, mer information om studien. De fick vetskap om deras anonymitet vid deltagande i studien samt att deltagandet skulle innebära att hörapparat provas ut direkt vid första besöket och att återbesöket skulle vara inom fem veckors tid. Då hörcentralen i Alingsås för tillfället har lång väntetid så var alla positiva till studien och gav sitt medgivande till att delta. På grund av brist på rum vid Alingsås Hörcentral kunde inte deltagarna i förväg få information om studien då de kallades med kort varsel.

Då studien enbart använde sig av hörapparaten Siemens Pure 7mi så begränsades deltagarna i val av hörapparat, koppling till örat samt storlek på förstärkaren. Exempelvis valdes högtalarenhet M ut på enstaka deltagare trots att högtalarenheten S hade varit tillräckligt för deltagarens hörselnedsättning. Hantering, placering och skötsel av hörapparaten var delar som kom att följas upp vid kommande besök och om det inte fungerade för patienten togs beslut om byte av hörapparat, koppling till örat etc.

4.3 Hörapparatsutprovning

Hörapparaten Siemens Pure 7mi med högtalarenheten M introducerades för deltagarna. Siemens Pure 7 mi är en hörapparat av typen RITE vilket är en modern bakom-örat modell där hörtelefonen sitter i patientens hörselgång. Örats längd mättes, hörselgångens storlek uppskattades och hörapparaten kopplades upp via Hi-Pro box mot Siemens programvara Conexx 7. I studien användes öppna domer i storlek 4/8/10 millimeter samt stängda domer i storleken 6 samt 8 millimeter.

När hörapparaten kopplats upp mot Siemens programvara Conexx 7 valdes preskriptionsmetoden NAL NL1, steg 4 på aklimationsnivån samt typ av dome i programvaran. Programvaran beräknade de förändringar som gjorts och mätläge aktiverades, vilket innebär att alla adaptiva parametrar inaktiveras för att minimera felkällor vid hörselgångsmätning.

4.4 Hörselgångsmätning

När hörapparaten i enlighet med studien var rätt programmerad för hörselgångsmätningen, fick deltagaren information om hur mätningen skulle komma att gå till. Aurical free fits högtalarenhet placerades på ett avstånd av 0,75-1 m, i en 0 gradig vinkel från deltagaren. Rumskalibrering utfördes där nivån varierade mellan -29,7 och -31,6 dB. Med Aurical free fit mätenhet placerad på patientens axlar utfördes kalibrering av sondslangen då den i annat fall kan ge en akustisk påverkan och bli en felkälla. Då i stort sett alla studiens anpassningar var öppna (involverade öppna insatser) utfördes kalibreringen enligt metoden för Open REM. Utrustningens referensmikrofon är då avstängd under hörselgångsmätningen (substitutionsmetoden) för att motverka felaktiga resultat till följd av läckage från den öppna hörselgången (Dillon, 2001). Då Open REM användes under hörselgångsmätningarna så var placeringen av patienten väl kontrollerad med icke justerbar stol samt avståndsmarkeringar från högtalarenheten för att minimera felkällor beroende på placering.

När sondslangen var kalibrerad och klar att brukas placerades den i deltagarens hörselgång inom 5 mm från trumhinnan. För att vara säker på att sondslangen hamnade tillräckligt nära trumhinnan användes freestylemätning där förstärkningen vid 6000 Hz inte skulle understiga -5 dB (Dillon, 2001; British society of audiology, 2007). När kriterierna uppfylldes utfördes REUR med rosa brus. Därefter placerades den avstängda hörapparaten i örat och REOR mättes upp, även denna mätning uppmätt med rosa brus.

4.5 In-situ audiometri

När REUR och REOR var fastställda gjordes in-situ audiometri via programvaran Conexx7. Sondslangen fick bli kvar i hörselgången för att undvika felkällor vid omplacering. In-situ audiometri utfördes enligt samma metodik som vid utförandet av konventionell audiometri. Deltagaren fick således vända sig om och när deltagaren detekterade en ton skulle hen knacka i bordet. Vid in-situ audiometri uppmättes ett brusgolv på cirka 35 dB(A) vilket kan varit en felkälla vid mätningen. 8000 Hz gick inte att mäta upp via programvaran därav antogs audiogrammets hörtröskel för den frekvensen vid samtliga programmeringar.

4.6 IF-mätning

Efter fastställande av in-situtrösklar behölls audiogrammets hörtrösklar som grund för preskriptionen. Mikrofonen aktiverades på hörapparaten och REAR utfördes. Talliknande mätsignalen ISTS, på en nivå av 65 dB SPL, mättes upp i hörselgången på deltagaren, testet utfördes två gånger för att säkerställa resultatet. När resultatet var fastställt programmerades hörapparaterna med in-situtrösklar som grund. Återigen aktiverades mätläge och REAR utfördes, även denna gång kontrollerades mätningen två gånger. Skiljde det mer än 6 dB vid någon av de aktuella frekvenserna utfördes en tredje kontroll för att jämföra med tidigare resultat (Dillon, 2001). Om två resultat överensstämde antogs den mätning som överensstämde bäst med den tredje kontrollen. Därefter användes audiogrammets hörtrösklar som grund för en slutlig preskription. En standardanpassning utfördes där deltagarna, numera patienten, fick återge deras subjektiva upplevelse av ljudet. Apparaten programmerades på nytt, nu efter patientens subjektiva utvärdering i enlighet med klinisk praxis. Resultaten från hörselgångsmätningarna sparades och skrevs ut.

4.7 Bortfall

Endast en patient hamnade utanför kriterierna för studien på grund av att dennes hörsel var utanför förstärkningsområdet för en Siemens Pure 7mi. Vid tröskelmätning via in-situ audiometri gick det på en av deltagarna inte att fastställa 6000 Hz på grund av begränsad dynamik i programvaran. I detta fall, som endast berörde en frekvens, antogs audiogrammets hörtröskel som grund för den specifika frekvensen. Två patienter uteslöts ur studien, en med vaxpropp bilateralt och en med sammanfallande hörselgångar. Det sistnämnda gick att se visuellt samt visade sig vid in-situ audiometrin där hörtrösklarna förbättrades avsevärt i diskanten. Patienten med sammanfallande hörselgång uteslöts då dennes trösklar skulle ge missvisande resultat i studien. Eftersom målkurvan i hörselgångsmätningen grundas på

audiometri skulle in-situ audiometribaserad preskription i detta fall ge en för svag förstärkning. Detta på grund av att in-situ audiometri tog hänsyn till de sammanfallande hörselgångarna och därför gav bättre hörtrösklar.

Utöver dessa två deltagare uteslöts även tre öron där resultaten skiljde sig markant från mängden. I de fallen var ett fel i mätproceduren mer troligt än ett avvikande resultat. 11 deltagare provade ut hörapparat bilateralt och 7 deltagare unilateralt. Vid 17 öron användes öppna domer och vid 12 öron stängda domer vilket redovisas i tabellerna i resultatet.

4.8 *Datainsamling*

Resultaten sammanställdes och matades in manuellt i Microsoft Excel och frekvenserna som studerades i hörselmätningen var 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 samt 6000 Hz. Detta delvis för att inkludera de viktiga frekvenserna för taluppfattningen (DiGoivanni & Pratt, 2010). Avvikelsen från målkurvorna beräknades utifrån REIG. Även 250 Hz redovisas i resultatdelen *audiometri mot in-situ audiometri* (5.3) då läckageeffekten vid öppen anpassning påverkar förstärkningen (Dillon, 2001). I *figur 1* redovisas medelvärdet av avvikelsen från målkurvan uttryckt i absolut värde, dvs. positiva värden (+3) ger samma avstånd till målkurvan som negativa värden (-3). I annat fall skulle de positiva och negativa värden ta ut varandra.

Då studien är deskriptiv och studiepopulationen är relativt liten, tittar den framför allt på resultatet i och utgår från; medelvärdessavvikelse i dB från NAL NL1:s målkurva (*se figur 1, 2 och 3*) samt överensstämmelse i dB med NAL NL1:s målkurva (*se tabell 1*). Den senare redovisas i procent av misslyckade/lyckade anpassningar utifrån gränsvärdena +/- 5 dB vid 500-2000 Hz samt +/- 8 dB vid 3000-6000 Hz (British society of audiology, 2007). Även överensstämmelse inom gränsvärdena +/- 10 dB (*se tabell 1*) redovisats för att kunna jämföra med andra studier (Aazh & Moore, 2007 och Hawkins & Cook, 2003).

5. Resultat

5.1 *Andel lyckade respektive misslyckade anpassningar utifrån toleransnivån +/- 10 dB*

Av studiens 29 anpassningar misslyckades 34,5 % av de med audiometribaserad förstärkning (41 % av kvinnorna och 29 % av männen) med att hamna inom +/-10 dB från NAL NL1:s målkurva. Detta vid minst en frekvens mellan 500-6000 Hz. Motsvarande siffra är 27,5 %

av anpassningarna med in-situ audiometribaserad förstärkning (25 % av kvinnorna och 29 % av männen). Anmärkningsvärt är att vid 2000 Hz hamnade 17 % av anpassningarna grundade på audiometri utanför gränsvärdena jämfört med 6 % av anpassningarna grundade på in-situ audiometri (se figur 2 och 3).

5.2 Andel lyckade respektive misslyckade anpassningar utifrån toleransnivån +/- 5/8 dB

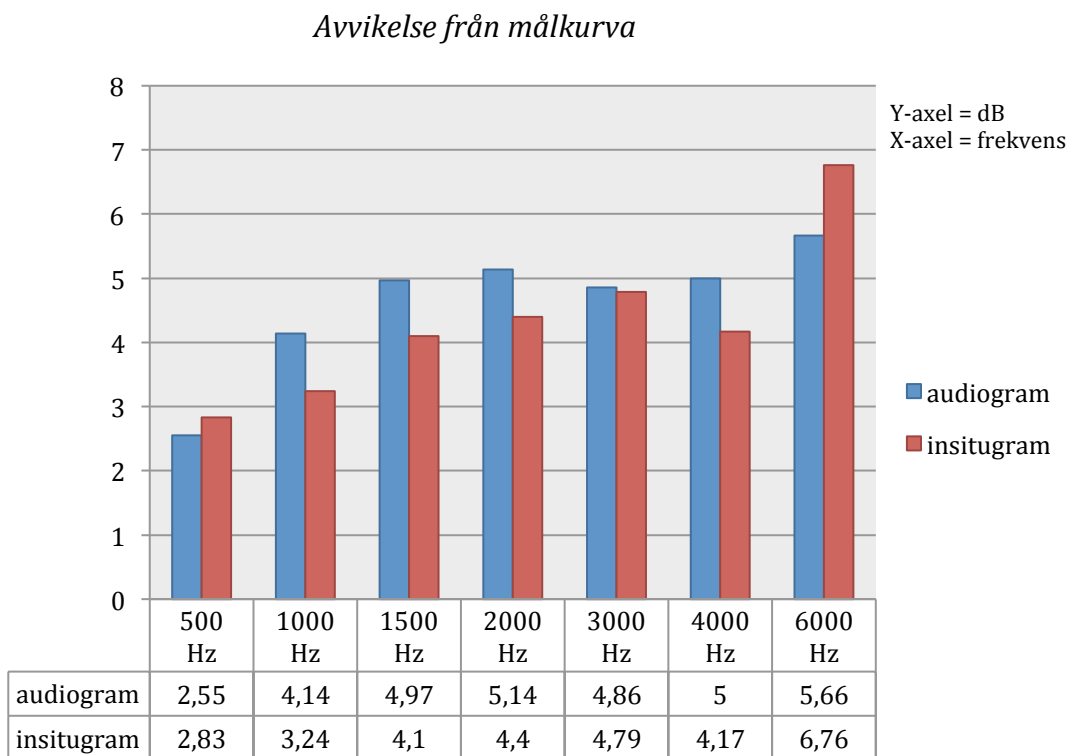
Tabell 1 visar hur stor del av anpassningarna som hamnade inom 5 dB alternativt 8 dB från NAL NL1:s målkurva uppdelat utifrån frekvens och metod. Vid 1000 Hz fanns den största differensen mellan metoderna: 68,9 % av audiometribaserad förstärkning var inom +/- 5 dB medan 82,7 % av in-situ audiometribaserad förstärkningen fanns inom +/- 5 dB från målkurvan. Vid 500 Hz återfanns den största överensstämmelsen mellan metoderna audiometri 96,5 % och in-situ audiometri 93,1 %. Dock preskriberades endast ett fåtal deltagare med förstärkning i detta område (10 % med förstärkningsmålkurva ≥ 5 dB).

Tabell 1: Andel av uppmätta förstärkningsvärden som hamnar inom 5 respektive 8 dB från målkurvan.

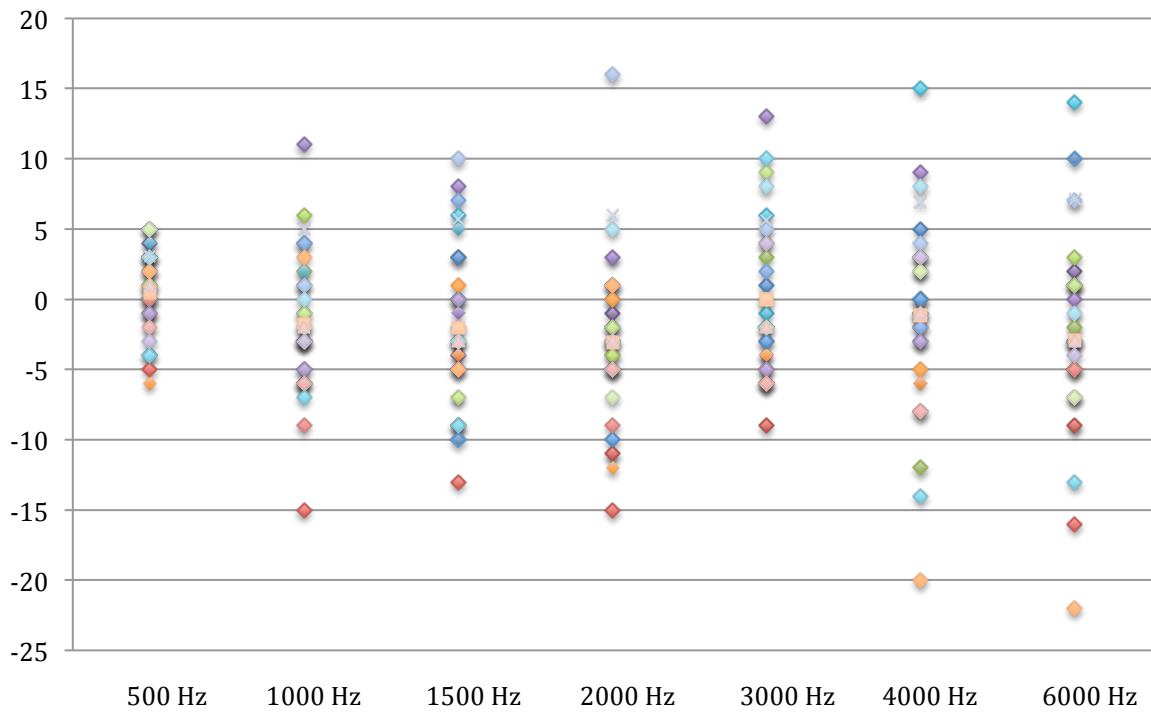
Frekvens:	Andel inom	Andel inom
	5 dB 0,5-2 kHz, 8 dB 3-6 kHz från målkurvan, audiometri	5 dB 0,5-2 kHz, 8 dB 3-6 kHz från målkurvan, in-situ audiometri
500 Hz	96	93
1000 Hz	68	82
1500 Hz	62	72
2000 Hz	72	65
3000 Hz	86	89
4000 Hz	82	79
6000 Hz	75	65

5.3 Förstärkningens avvikelse från målkurvan vid audiometri/in-situ audiometri

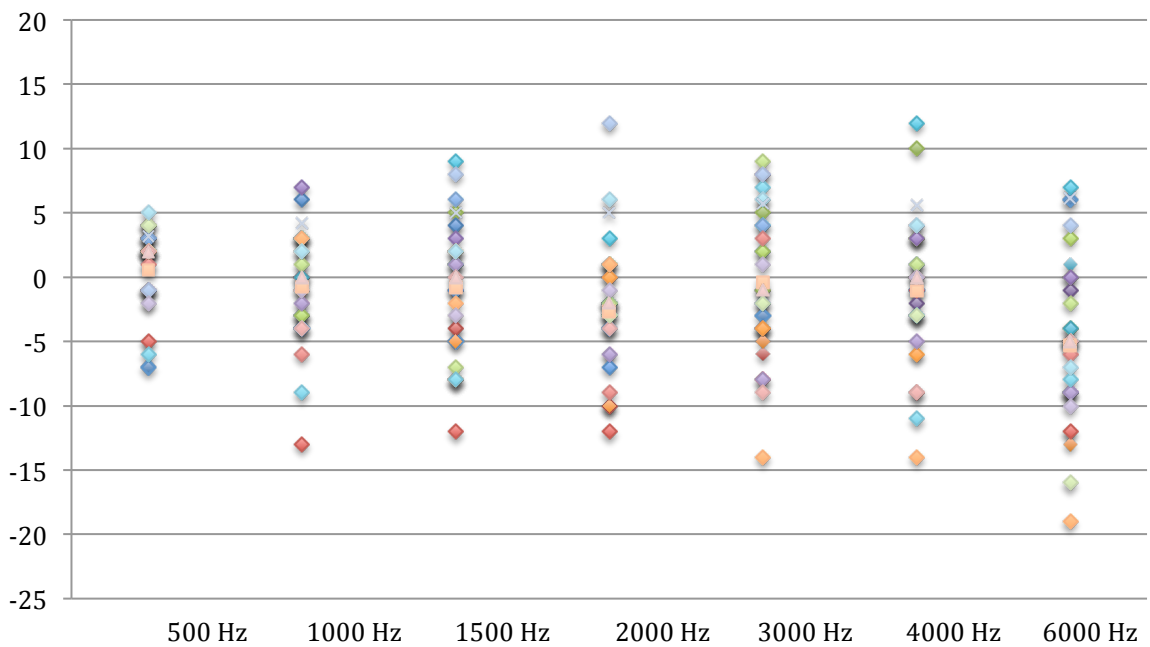
Figur 1 visar hur medelvärdet av avvikelsen i dB ifrån NAL NL1:s målkurva skiljde sig mellan de två metoderna. Medelvärdet är beräknat utifrån avvikelse från målkurvan, detta med enbart positiva värden. Medelvärdet av den in-situ audiometribaserade förstärkningen låg närmre målkurvan vid frekvenserna 1000-4000 Hz. Vid 1000 Hz var audiometribaserade förstärkningens medelsnitt på 4,14 dB från målkurvan medan in-situ audiometribaserade förstärkningen 3,24 dB från målkurvan. Vid 2000 Hz befann sig den audiometribaserade förstärkningen 5,14 dB medan in-situ audiometribaserad 4,4 dB från målkurvan. Även vid 1500, 3000 samt 4000 Hz fanns en differens mellan audiometrins och in-situ audiometrins förstärkning gentemot målkurvan, detta till in-situ audiometrins fördel. Vid 500 Hz däremot var förstärkning baserad på audiometri 2,55 dB, medan in-situ audiometribaserad förstärkning 2,83 dB från målkurvan. Samma mönster visade sig än tydligare vid 6000 Hz; audiometri 5,66 dB och in-situ audiometri 6,76 dB.



Figur 1: Medelvärde i dB av avvikelsen från NAL NLI:s målkurva via förstärkning uppmätt med audiometri samt in-situ audiometri.



Figur 2: Resultat i dB avvikelse från målkurvan baserad på audiometri

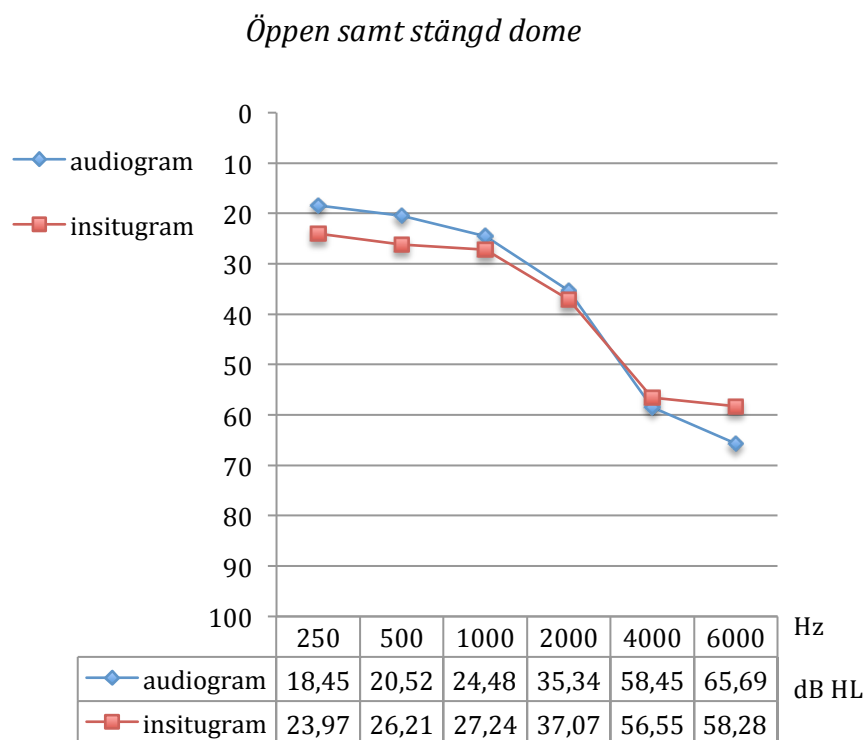


Figur 3: Resultat i dB avvikelse från målkurvan baserad på in-situ audiometri

Ett annat sätt att redovisa resultatet i avvikelse från målkurvan är att titta på RSM-värdena i dB (se bilaga 3).

5.4 Audiometri mot in-situ audiometri

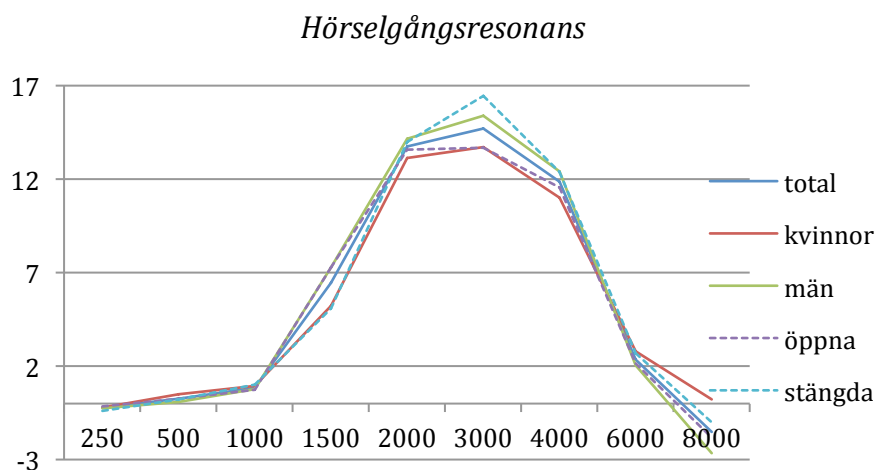
Figur 4 visar hur tröskelbestämningen via audiometri och in-situ audiometri skiljde sig åt i den faktiska undersökningen. Vid frekvenserna 250, 500, 1000 samt 2000 Hz krävdes vid in-situ audiometrin ett starkare stimuli för att deltagaren skulle detektera ljudet. Störst var skillnaden vid frekvensen 500 Hz (aud: 20,52 dB HL, in-situ: 26,21 dB HL). Vid 4000 samt 6000 Hz gav in-situ audiometrin bättre hörtrösklar än audiogrammet (6000 Hz = aud: 58,28 in-situ: 65,69).



Figur 4: Audiometri mot in-situ audiometri tröskelbestämning, stänga och öppna domer

5.5 Hörselgångsresonans

Figur 5 visar medelvärdet av deltagarnas hörselgångsresonans. Den genomsnittliga resonanstoppens fanns vid 2617 Hz där förstärkningens storlek var 18 dB. Vid 0-1000 Hz var hörselgångsresonansen nära lika med noll. Enligt studien ger stängda domer (16,4 dB vid 3000 Hz) en starkare resonans än vid användning av öppna domer (14,5 dB vid 3000 Hz). Männerna i studien (16,3 dB vid 3000 Hz) hade en starkare resonans än kvinnorna (14,3 dB vid 3000 Hz). Medelvärdet samt standardavvikelse vid hörselgångsresonanserna tyder på att de studerade öronen uppvisade normala resonansvärden vilket är en förutsättning för att insättsförstärkning ska vara en valid mätning (Dillon, 2001; British society of audiology, 2007).



Figur 5: Hörselgångsresonanser medelvärde
Medelvärde resonanstopp = 2617 Hz Standardavvikelse = 558 Hz

6. Metoddiskussion

Då allt fler audionomer provar ut öppna anpassningar och RITE-apparater så valdes Siemens Pure 7mi som hörapparat för studien. För att minimera felkällor kopplade till val av hörapparat och modell användes samma hörapparatsmodell under hela studien. Då Siemens Pure 7mi har ett brett anpassningsområde och de flesta idag aktuella funktionerna så var det ett bra alternativ till min studie.

I studien användes preskriptionsmetoden NAL NL1 vilken är en välkänd preskriptionsmetod som har ingått i flertalet studier (Byrne, Dillon, Ching, Katsch & Keidser, 2001).

Ofta används hörapparatfirmornas egna preskriptionsmetoder vid hörapparatsanpassning men eftersom det inte fanns möjlighet att se deras målkurvor i Aural free fit, och således inte på ett enkelt sätt kunna beräkna resultatet, valdes preskriptionsmetoden NAL NL1. NAL NL1 är en preskriptionsmetod som de flesta hörapparatfirmorna har inkluderade i sina programvaror.

Många deltagare verkade föredra Siemens egna preskriptionsmodell, varför det hade varit intressant att göra en studie med den som grund för preskriptionen. Vidare vore det intressant att se fler liknande studier där fler hörapparatfirmor samt modeller studeras. Det finns i nuläget ett flertal studier där konventionell audiometri har jämförts mot in-situ audiometri uppmätt med olika hörapparater (DiGiovanni & Pratt, 2010; O'Brien m.fl., 2010), dock ofta med ockluderande kopplingar till hörapparaten samt instickstelefoner vid audiogrammets tröskelbestämning. Anledningen till att hörlurar (TDH-39) samt öppna/stängda domer användes studien beror på att de har varit överrepresenterade vid hörcentraler jag varit i kontakt med och därför ansågs vara intressanta att ha med som en del i studien.

Smith-Olinde m.fl. studie (2006) visade att in-situ audiometri är en reliabel metod för bestämning av en individs hörtrösklar. Min upplevelse är dock att de individuella skillnaderna som fanns mellan deltagarnas öron gjorde det svårt att få den öppna anpassningen likvärdig. För flera deltagare var en 10 mm dome för stor och en 8 mm för liten. För några deltagare var högtalarenheten svår att få in tillräckligt djupt i hörselgången, för andra var det betydligt lättare. Dessa skillnader kan möjligen påverka in-situ audiometrins trösklar, läckagets storlek, hörselgångens resonanser samt impedanser. (Dillon, 2001).

6.1 Begränsningar i studien

På grund av begränsningar av rum samt tid på Alingsås hörcentral utfördes studien under två veckors tid. Besöket inkluderade ett vanligt nybesök (90 min) vilket gjorde att extra arbete, i form av utredande samtal, utprovning av hörapparat, utlämning av hörapparat samt journalanteckningar, ingick i besöken, detta utöver de delar som hörde specifikt till studien så som tonaudiometri, in-situ audiometri samt hörselgångsmätning. Att få sin hörsel diagnostiserad kräver koncentration och att hålla den koncentrationen i 90 minuter var svårt för flera deltagare. Om möjligheten funnits hade studien istället delats upp i två delar; del 1 hade ingått i studien och innefattat enbart audiometri och in-situ audiometri samt jämförelse mot REIG:s målförstärkning; Del 2 hade innefattat taltest, utredande samtal, utprovande

och utlämnande av hörapparaterna samt journalanteckning – alltså de delar utöver audiometri som behövs för utprovning av hörapparat.

In-situ audiometrin utfördes i ett behandlingsrum där ett brusgolv på ca 35 dB(A) mättes upp. In-situ audiometri borde ha utförts i ett ljudisolerat bås för att slippa felkällor så som maskering. Den möjligheten fanns dock inte vid Alingsås hörcentral. Vid in-situ audiometrin vände sig deltagaren bort från datorn och gav svar genom att knacka i bordet när de detekterade signalerna. Min subjektiva upplevelse är att en tydligare signal krävdes än för deltagarna innan de knackade i bordet och att de i större utsträckning ”chansade” vid audiometrin. Möjligen berodde detta på psykologiska faktorer så som min närvaro och deras rädsla att göra fel då audionomen befinner sig alldeles intill dem.

7. Resultatdiskussion

7.1 Audiometri mot in-situ audiometri

I studien av O’Brien m.fl. (2010) beskrivs effekten av läckage vid 250 Hz samt även vid 500 Hz, detta ibland på upp till 30 dB jämfört med trösklarna vid audiometri. Ju mer öppen koppling till hörapparaten desto större blev läckaget. I aktuell studie ligger resultatet vid 250 Hz på 5,5 dB sämre trösklar vid in-situ audiometri än audiometri. Även då stängda domer användes var skillnaden i medelvärde mellan in-situ audiometri och audiometri vid 250 Hz 5,5 dB. Det kan vara svårt att få en relevant uppfattning om skillnaderna vid stängda domer då de bara ”stänger till” om de passar i storlek och sluter tätt i hörselgången. Den större skillnad som uppmättes i O’Brien m.fl. studie kunde delvis grundas på användandet av instickstelefoner via audiometrin, vilket ger mindre läckage än vid användande av TDH-39 som i aktuell studie. Läckaget vid in-situ audiometri med öppen anpassning kunde leda till en maskerande effekt av ljudet och ge en oönskad förstärkning i området 250-500 Hz när anpassningen var grundad på in-situ audiometri (Dillon, 2001).

I DiGiovanni & Pratts (2010) studie visade resultatet på bättre hörtrösklar vid in-situ audiometri gentemot audiometri. Vid 1000 Hz var skillnaden 6,25 dB och vid 2000 Hz 9 dB till audiogrammet nackdel. Detta stämmer inte överens med resultat i min studie som visar på en skillnad vid 1000 Hz på 2,76 dB och vid 2000 Hz 1,72 dB. Här visade dock *audiogrammet* på bättre hörtrösklar. Även i DiGiovanni & Pratts studie användes instickstelefoner (ER-3A) både vid audiometrin samt in-situ audiometrin, som möjligen

kan vara en faktor som påverkar resultatet. DiGiovanni & Pratts studie är relativt liten och större studier hade behövt göras för att säkerställa deras resultat. Enligt data i studien varierade intensiteten på testsignalen vid in-situ audiometri beroende på nivå av stimuli. Vid högre stimulinivå var testsignalens intensitet större än de specificerade värdena för testsignalen. Detta skulle kunna vara en faktor som påverkar resultatet på så sätt att in-situ audiometri ger bättre hörtrösklar. I studien användes en Widex Inteo I-19 BTE som ljudkälla vid in-situ audiometri.

Hawkins & Cooks undersökte i sin studie hur hörapparaternas beräknade förstärkning stämde överens med den förstärkning hörapparaterna producerar. Kontentan av studien visade hur hörapparatfirmorna överskattade deras produkters förstärkning. Den simulerade förstärkningen i programvaran var svagare än den faktiska förstärkningen från hörapparaten uppmätt i copuler. Detta framför allt i de lägre frekvenserna men delvis även i de högre. I del två av studien undersökte de skillnaden mellan firmornas beräknade förstärkning i örat och den faktiska förstärkningen. Även här fanns signifikanta skillnader, framför allt vid högfrekventa ljuden (2003).

Hawkins & Cook (2003) slog i deras studie fast hörapparatfirmornas förmåga att överskatta deras apparaters kapacitet. Detta antyder att mer förstärkning ger förstärkningskurvor närmre målkurvan, till en viss gräns. Då deltagarna i aktuell studie ofta fick sämre resultat i bas- och mellanregistret vid in-situ audiometri men bättre i diskanten finns det därför anledning att fundera på om detta även kan ha påverkat den aktuella studiens resultat. Om man utgår från Hawkins & Cooks konklusion så är det kanske inte framförallt in-situ audiometrins förmåga att ta med de akustiska parametrarna i beräkning som gör att förstärkningskurvan närmar sig målkurvorna, utan möjligen hörapparatfirmornas förmåga att överskatta sina apparaters förstärkning. Felkällor i min studie som bakgrundsljud, maskering av brus eller rädsla för att göra fel skulle i så fall vara positivt för att närma sig målkurvan. Detta skulle göra att hörtrösklarna blir sämre och förstärkningen grundat på de trösklarna blir större och närmar sig målkurvan. Samma sak hade kunnat ske om man gjorde tonaudiometri i en mer bullrig miljö vilket skulle ge sämre hörtrösklar men bättre överensstämmelse med målkurvan. Detta kan man se vid 500-2000 Hz i aktuell studie. Vid de frekvenserna blev in-situ audiometrins hörtrösklar sämre än audiogrammet (*se figur 4*) vilket gör att förstärkning baserad på in-situ audiogram blir större och hamnar således närmre målkurvan, än den förstärkning som är

grundad på audiometri. Om man istället tittar på förstärkningen vid 6000 Hz kan man se att in-situ audiometri gav bättre hörtrösklar än audiometrin, men en förstärkningskurva som är längre ifrån målkurvan. Vid frekvenserna 1000-6000 Hz var medelvärdena i avvikelserna från NAL NL1:s målkurva negativa (se figur 2 och 3). Alltså befann sig den mesta förstärkningen under målkurvan vilket gäller för både audiometribaserad förstärkning samt in-situ audiometribaserad förstärkning.

Vad som är hönan i detta fall och vad som är ägget är svårt att säga. För att komma närmare ett svar på det hade hörapparaten Siemens Pure 7mi behövts kontrollerats i en coupler vilket inte var möjligt i den här studien.

7.2 Insättsförstärkning

Att förstärkning baserat på konventionell tonaudiometri gav fler värden inom de valda gränserna (se tabell 1), framför allt vid 2000, 4000 Hz men en större avvikelse av medelvärdet (se figur 1), berodde på den större spridningen av audiometrins förstärkningsvärden. Exempelvis är spridningen vid 2000 Hz = -15 - +16 dB jämfört med in-situ audiometri = -12 - +12 dB (se figur 2 och 3). Audiometribaserad förstärkning hade en större standardavvikelse vid 1000, 1500, 2000, 4000 samt 6000. Skulle studien istället godta en avvikelse på 8 dB vid 2000 Hz skulle audiometribaserad förstärkning ha 75,8 %, medan in-situ audiometribaserad 79,3 % av förstärkningen inom målområdet.

Figur 1 visar hur anpassning med in-situ audiometri som grund gav en mindre medelavvikelse från målkurvan vid 1000-4000 Hz. Vid 500 samt 6000 Hz var däremot medelvärdet av den audiometribaserade förstärkningen närmre preskriptionens målkurva. Vid 5 frekvenser, 71 %, (1000, 1500, 2000, 3000, 4000 Hz) var alltså förstärkningskurvan grundad på in-situ audiometri närmre NAL NL1:s målkurva. Vid 2 frekvenser 29 %, (500, 6000 Hz) var förstärkning grundad på audiometri bättre överensstämmelse med målkurvan. Dessa resultat visar en trend att in-situ audiometri har en mindre spridning av sin förstärkning samt närmar sig målkurvan framför allt i de viktiga frekvenserna för taluppfattningen.

500 Hz är svårt att uttala sig om då endast 10 % av anpassningarna i studien hade en föreslagen förstärkning lika med eller större än 5 dB. Man kan klart och tydligt se att vid 6000 Hz stämde den konventionella audiometrins förstärkning bättre mot den preskriberade

målkurvan. Vad som orsakat resultatet vid 6000 Hz är oklart. Möjligen skulle sammanfallande hörselgång, vilket enligt Randolph & Schow (1983) fanns hos 36 % av befolkningen inom åldersspannet 60-79 år, vara en felkälla. Sammanfallande hörselgång visar sig delvis genom sämre hörtrösklar vid audiometri än vid in situ audiometri framförallt i diskanten, samt möjligt ledningshinder i diskanten (Clidna, Mahoney & Luxon, 1996). Problemsituationen vid sammanfallande hörselgångar förefaller på grund av att målkurvan alltid grundas utifrån audiogrammets hörtrösklar. Om in-situ audiometrins trösklar i diskanten förbättras på grund av att de tar hänsyn till sammanfallande hörselgångar så blir kontentan att in-situ audiometrins trösklar troligen stämmer sämre överens med målkurvan – förstärkningen blir troligtvis för svag! Målkurvan visar alltså då ett "falskt" mål i diskanten; ett mål som är grundat på att deltagaren inte detekterar tonerna och *inte* att hörselgången föll ihop. Följaktligen leder det till att in-situ audiometri, vid sammanfallande hörselgång, stämmer bättre överens med patientens behov men sämre överens med den föreslagna målkurvan på grund av att målkurvan alltid grundas på audiogrammets trösklar. Detta skulle möjligen kunna vara en förklaring till att 6000 Hz förstärkning, utifrån in-situ audiometrins hörtrösklar, stämde sämre överens med målkurvan än förstärkning baserad på audiometrins hörtrösklar.

7.3 Resultatens betydelse för verksamma audionomer

För patienter där tidigare medicinsk audiometri är utförd är in-situ audiometri en bra möjlighet till en snabbt, smidig och ärlig kontroll av hörseln, men framför allt som grund i anpassningen. I dagens hörselvård finns inte alltid tid för både ett diagnostiskt audiogram samt ett för rehabiliteringen, men vid återbesök samt besök där patienten inte är nöjd med sin anpassning skulle in-situ audiometri kunna användas mer flitigt. Jag har själv under tiden jag utfört studien träffat audionomer som använt sig av in-situ audiometri. De har berättat hur deras patienter varit mycket nöjda och tyckt att ljudet blivit avsevärt bättre efter att de anpassats med in-situ audiometrins trösklar som grund.

Man måste dock ha i åtanke att det alltså finns två sorters tonaudiometri. Tonaudiometri där det medicinska ligger i intresse och tonaudiometri där rehabiliteringen är i fokus. Vid det sistnämnda måste individuella faktorer som residualvolym, läckage, impedans beräknas för att ge den mest lämpliga förstärkningen. Vid in-situ audiometri kan hörtrösklar fastställas som varken stämmer överens med patientens audiogram eller verkliga hörsel. Trösklar som är fastställda *utifrån*; den specifika situationen, den specifika hörapparaten samt den

individuella hörselgången. Trösklar som är bäst passade att anpassa en förstärkning på för att få en adekvat anpassning för individen. In-situ audiometri speglar alltså inte den verkliga hörselnedsättningen utan ger enbart den förstärkning som patienten är i behov av för att få en passande anpassning med specifik hörapparat, koppling på plats i örat.

In-situ audiometri kan således *inte* ersätta audiometrin men skulle enligt denna studies resultat fungera väl i rehabiliteringssyfte. Detta för att få en förstärkningskurva som tar hänsyn till läckage, resonans, impedans samt hörapparatsens teknik. Möjlighet till att fastställa bentrösklar samt att utföra talaudiometri finns inte i nuläget och in-situ audiometri kan därför inte vara ett fullgott alternativ till audiometri. För att utföra in-situ audiometri krävs att du har valt hörapparat att utföra in-situ audiometri med vilket inte är optimalt innan du vet hur hörselnedsättningen ser ut. Under återbesök, kontroll, justeringar kan in-situ audiometri vara ett alternativ till konventionell audiometri, men då i rehabiliteringssyfte med specifik vald apparat. I den situationen skulle förstärkningen närma sig den förstärkning patienten är i behov av och skulle på så vis ge en mer adekvat anpassning.

7.4 Framtiden för in-situ audiometri

Trots att flera studier visar på in-situ audiometri som en valid samt reliabel metod i hörselrehabiliteringen så är inte användandet av in-situ audiometri särskilt stort. Tekniken går fort framåt och möjligen kommer in-situ audiometri, på grund av dess fördelar, bli ett mer vedertaget verktyg i hörselrehabiliteringen.

För att få än större validitet i in-situ audiometri krävs än mer forskning. Det finns en hel del vetenskapliga artiklar som jämför konventionell audiometri med in-situ audiometri, dock involverar den mesta forskningen ockluderande insatser eller audiogram mätt med instickstelefoner. Detta visar kanske inte riktigt på verkligheten inom dagens hörselvård. Då det finns en mängd av olika hörapparater, modeller, firmor, insatser, kopplingar till örat, testnivåer, stimuli så är det svårt att få ett allmängiltigt resultat hur in-situ audiometri fungerar.

Under studien har jag fått förståelse för de många faktorer som är involverade i vägen mot en lyckad anpassning – Faktorer som bör fortsätta att undersökas och forskas på för att på så vis få mer kunskap och hela tiden göra framsteg inom hörselvården. Dock ska man komma

ihåg att in-situ audiogrammet alltid ger trösklar som tydligt visar hur patienter hör sinustoner med en viss typ av koppling, stimuli, dome samt en specifik apparat på plats i örat just vid det specifika tillfället. Det är tyvärr inte en garanti för en lyckad anpassning då det finns flera andra delar som senare i kedjan påverkar resultatet, så som preskriptionsmetoden, hörapparatens placering, miljö, typ av stimuli etc.

8. Konklusion

Resultaten antyder att in-situ audiometri vid vissa frekvenser ger förstärkning som ligger närmre den preskriberade målkurvan än konventionell audiometri. Detta vid en innivå på 65 dB. Många fler parametrar är viktigt för en lyckad hörapparatsanpassning, t.ex. kompression, tidskonstanter, riktverkan m.m. Att förstärkningen möter målkurvan är heller ingen garanti för att patientens taluppfattning eller nöjdhet automatiskt blir bättre.

Denna studie kan alltså *inte* ge ett definitivt svar på frågan om vilken metod som är bäst då det är okänt huruvida skillnaden är statistiskt signifikant samt utifrån de parametrar som studien inte tagit hänsyn till. Mer detaljerad forskning på större studiegrupper behövs för att fastställa in-situ audiometrins validitet i förhållande till hörapparatsanpassningar.

Studien *kan* dock påvisa trender att in-situ audiometri vid insignalen 65 dB ger förstärkning närmre målkurvan vid flertalet frekvenser. Dock gav båda metoderna tillräckligt många avvikande resultat för visa på att verifiering av hörapparatens förstärkning behövs oavsett vilket underlag som använts för preskription, vilket är i enlighet med studierna av, Hawkins & Cook (2003), Aazh & Moore (2007) och Warman (2015).

Referenser

- Aarts, L. N., & Caffee, S. C. (2005). Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness. *International Journal of Audiology*, 44(5)
- Almqvist, B., Arlinger, S., Bergholtz, L., Bjuréus, E., Ekström, L., Harris, S., & Wikström, I. (1996). *Metodbok i praktisk hörselmätning*. Bromma: Same och C-A Tegnér AB
- British society of audiology. (2007). Guidance on the use of real ear measurement to verify the fitting of digital signal processing hearing aids. Reading: British Society of Audiology
- British society of audiology. (2011). *Pure-tone air-conduction and bone-conduction threshold audiometry with and without masking*. Reading: British Society of Audiology
- Byrne, D., Dillon, H., Ching, T., Katsch, R., & Keidser, G. (2001). NAL-NL1 Procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(1)
- Clidna, F., Mahoney, O., & Luxon, M. L. (1996). Misdiagnosis of hearing loss due to ear canal collapse: a report of two cases. *The Journal of Laryngology and Otology*, 110
- DiGiovanni, J. J., & Pratt, M. R. (2010). Verification of in situ thresholds and integrated real-ear measurement. *Journal of the American Academy of Audiology*, 21(10)
- Gelfand, S. A. (2009). *Essentials of Audiology*. New York: Thieme Medical Publishers
- Aazh, A., & Moore, C.J. B. (2007). The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18(8)
- Hawkins, B. D., & Cook, A. J. (2003). Hearing aid software predictive gain values: how accurate are they? *The hearing journal*, 56(7)
- Kuk, F. (2012). In-situ thresholds for hearing aids fittings. *Hearing Review*, 19(12)
- Kiessling, J., Leifholtz, M., Unkel, S., Pons-Kühnemann, J., Jespersen, T. C., & Pedersen, N. J. (2015). A comparison of conventional and in-situ audiometry on participants with varying levels of sensorineural hearing loss. *American Academy of Audiology*, 26 (1)
- Kuk, F., Ludvigsen, C., Sonne, M., & Voss, T. (2003) Using in-situ thresholds to predict aided soundfield thresholds. *Hear Review*, 10(5)
- Kuk, F., Ludvigsen, C., (1999). Verifying the output of digital nonlinear hearing instruments. *Hearing Review*, 6(11)
- Lantz, J., Dyrland-Jensen, O., Haastrup, A., & Østergaard-Olsen, S. (2007). Real-ear measurement verification for open, non-occluding hearing instruments. *International Journal of Audiology*, 46(11)
- Ludvigsen, C., & Topholm, J. (1997). Fitting a wide range compression hearing instrument

using real-ear threshold data: a new strategy. *The hearing review*, 2

O'Brien, A., Keidser, G., Yeend, I., Hartley, L., Dillon, H. (2010). Validity and reliability of in-situ air conduction thresholds measured through hearing aids coupled to closed and open instant-fit tips. *International journal of Audiology*, 49(12)

Phonak AG. (2011). *AudiogramDirect, In-situ hearing tests at their best*. Hämtad 2014-09-25, från https://www.phonakpro.com/content/dam/phonak/gc_hq/b2b/en/elearning/publications/fsn/2011/FSN_AudiogramDirect_V1.00_07-2011.pdf

Smith-Olinde, L., Nicholson, N., Chivers, C., Highley., & Williams, K. (2006). Test-Retest Reliability of in situ unaided thresholds in adults. *American Journal of Audiology*, 15(1)

Swan, R.C, I., & Gatehouse, S. (1995). The value of routine in-the-ear measurements of hearing aid gain. *British Journal of Audiology*, 29

Vogel, A. D., McCarthy, A. P., Bratt, W. G., & Brewer, C. (1994). The clinical audiogram its history and current use. *Communicative disorders review*, 1(2)

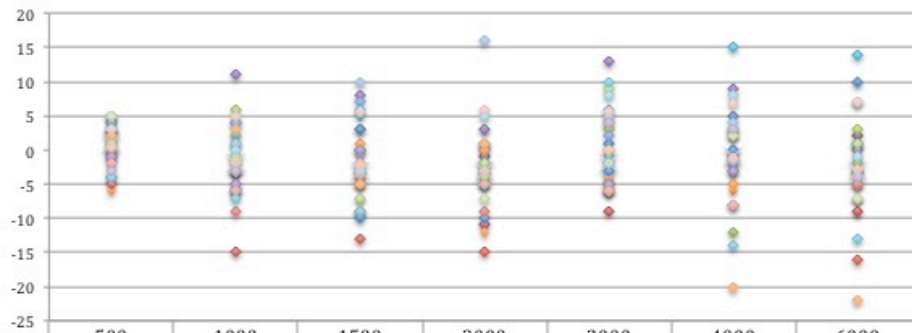
Warman, K. R. (2015) *Comparing real ear insertion gain measures of manufacturer's first fit, measured sensogram, and simulated sensogram to prescriptive target values* (Doktorsavhandling Washington University School of Medicine). Washington: University School of Medicine. Tillgänglig: http://digitalcommons.wustl.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1697&context=pacs_capstones

Wänström-Kronsjö, G. (2008). *Audionomers tillvägagångsätt vid audiologisk rehabilitering*. Sahlgrenska Akademin, Institutionen för neurovetenskap och fysiologi, Enheten för audiologi

ISO 8253-1. (1989). *Acoustics – Audiometric test methods. Part 1 – Basic pure tone air and bone conduction threshold audiometry*

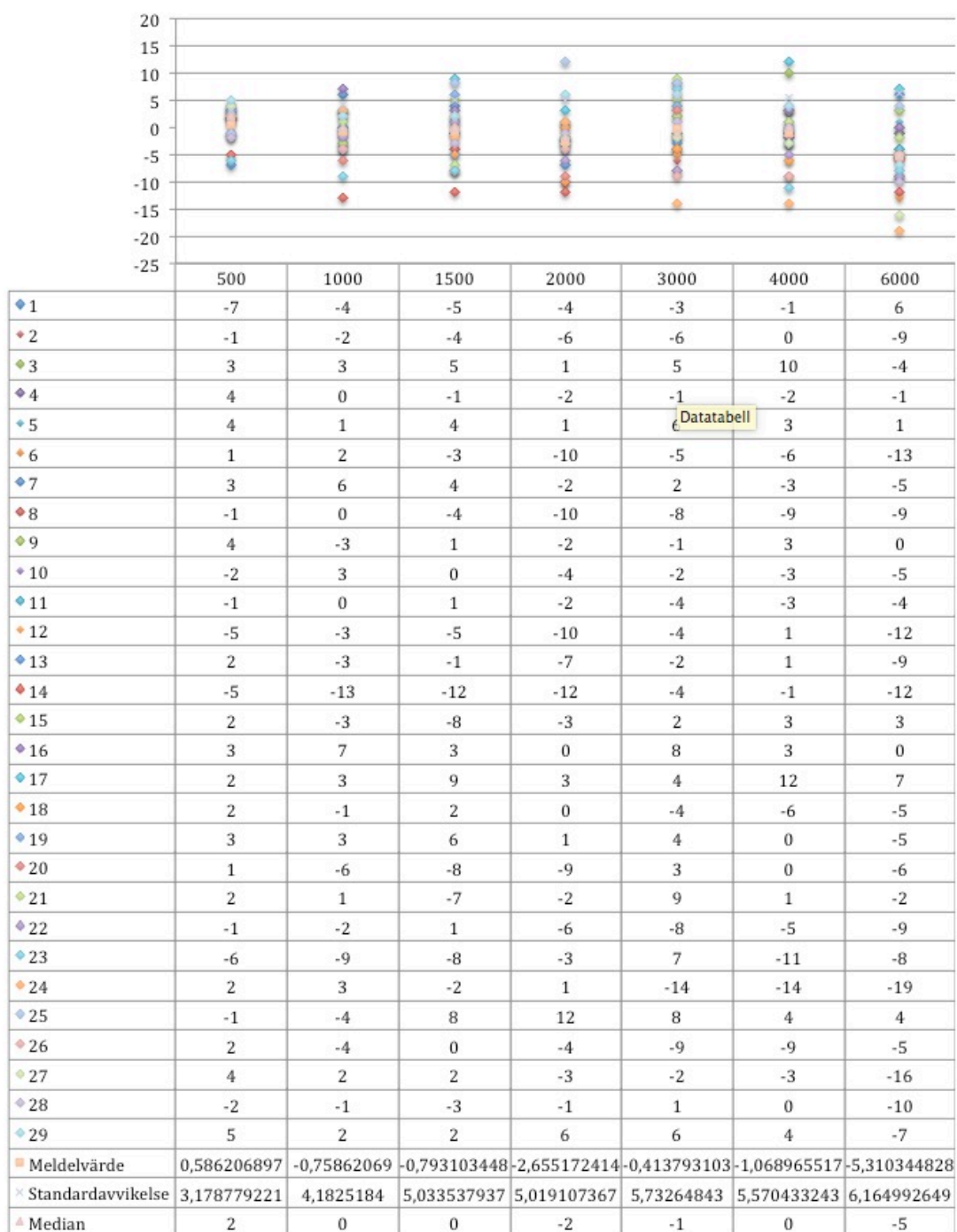
10. Bilagor

10.1 Plottad avvikelse från målkurvan utifrån audiometribaserad förstärkning



	500	1000	1500	2000	3000	4000	6000
1	-4	-3	-10	-3	-2	0	10
2	-1	-2	-3	-5	-4	-1	-2
3	2	2	3	-2	3	-12	-2
4	4	-5	-4	-1	-6	-3	2
5	4	2	5	3	5	2	1
6	-2	-3	-4	-11	-5	-6	-9
7	3	4	3	0	1	5	1
8	-1	-3	-5	-11	-9	-8	-9
9	3	-6	0	-4	-3	3	1
10	-1	1	-1	-3	-4	-3	-1
11	0	-1	0	-2	-1	-1	-3
12	-6	-6	-7	-12	-4	0	-7
13	2	-6	-5	-10	-3	0	-5
14	-5	-15	-13	-15	-5	-2	-16
15	1	6	-9	-4	0	2	3
16	5	11	8	3	13	9	0
17	0	1	6	1	6	15	14
18	1	-3	1	0	-6	-5	-5
19	3	4	7	1	2	-2	-3
20	0	-9	-9	-9	4	-1	-5
21	1	-1	-7	-2	9	3	1
22	-1	-5	0	-5	-5	-3	-3
23	-4	-7	-9	-5	10	-14	-13
24	2	3	-5	1	-6	-20	-22
25	5	1	10	16	5	4	7
26	-2	-6	-2	-5	-6	-8	-7
27	5	-2	-3	-7	-2	2	-7
28	-3	-3	-3	-3	4	3	-4
29	3	0	-3	5	8	8	-1
Meldelvärde	0,482758621	-1,75862069	-2,034482759	-3,068965517	-0,034482759	-1,137931034	-2,896551724
Median	1	-2	-3	-3	-2	-1	-3
Standardavvikelse	3,02427751	4,994170204	5,665885563	5,993853372	5,635373247	6,896896543	7,106795328

10.2 Plottad avvikelse från målkurvan utifrån in-situ audiometribaserad förstärkning



10.3 Avvikelse ifrån målkurvan i dB RMS

