

AutoREMfit – en sammenligning med manuell REM

AutoREMfit – a comparison with manual REM

Bacheloroppgave i audiologi

Norges teknisk- naturvitenskapelige universitet (NTNU)

Fakultet for medisin og helsevitenskap (MH)

Institutt for nevromedisin og bevegelsesvitenskap (INB)

Studieprogram for audiologi (AUD)

BAU2016

Kandidatnummer: 10004 & 10021

Sammendrag

Bakgrunn: Ved tilpasning av høreapparater er det anbefalt å verifisere forsterkningen ved bruk av REM. Dette har tradisjonelt blitt gjort i en annen programvare enn den leverandørspesifikke programvaren man bruker for å tilpasse høreapparatet, noe som fører til at man må bytte mellom disse to programvarene underveis i tilpasningen om man ønsker å gjøre endringer på bakgrunn av REM-målingen. De siste årene har derimot flere høreapparatleverandører kommet med REM-løsninger integrert i egen programvare som i faglitteraturen kalles «autoREMfit». Denne gjør det mulig å gjennomføre REM inne i den leverandørspesifikke programvaren, samt at programvaren automatisk justerer forsterkningen slik at den samsvarer med målforsterkningen til den tilpasningsregelen man har valgt.

Formål: Å undersøke hvordan forsterkningen i et høreapparat samsvarer med målforsterkning når tilpasningen er gjort med autoREMfit i en leverandørspesifikk programvare.

Metode: Høreapparater fra fem ulike høreapparatleverandører ble tilpasset med autoREMfit i de respektive leverandørspesifikke programvarene før en REM-måling ble gjennomført i Otosuite. Samme hørselstap ble lagt inn for alle deltakerne og tilpasningsregelen som ble brukt var NAL-NL2.

Resultat: På generell basis ble det funnet størst avvik fra målforsterkning ved lave inputnivå (50 dB SPL), og da spesielt i bassområdet. Avvikene avtok med økt inputnivå og både ved 65 og 80 dB SPL lå de fleste gjennomsnittlige resultatene innenfor +/- 5 dB fra målforsterkning for alle leverandørene. Store individuelle variasjoner ble funnet ved alle inputnivå og for alle leverandører.

Konklusjon: Selv om de gjennomsnittlige avvikene ikke nødvendigvis er så store ved 65 og 80 dB SPL inputnivå, fant vi store individuelle variasjoner som gjør at vi anbefaler bruk av manuell REM fremfor autoREMfit slik det fungerer i dag.

Abstract

Background: When fitting hearing aids, best practise is to verify the fit using REM. Traditionally this has been done with an independent software (REM software), and not the specific fitting software of the hearing aid manufacturer. This means that you have to change between the REM software and the fitting software if you want to finetune your fit based on the REM-results. In later years several hearing aid manufacturers have introduced an integrated REM-system to simplify this process, in literature it is referred to as “autoREMfit”. This system makes it possible to do REM within the fitting software, as well as letting the fitting software automatically adjust gain to match target.

Purpose: To compare hearing aid gain with target when hearing aids are fitted with autoREMfit.

Method: Hearing aids from five different manufacturers were fitted with autoREMfit in their respective fitting software, REM were then conducted in Otosuite. The same hearing loss were applied for all participants and NAL-NL2 were selected as the prescriptive target.

Results: In general, the biggest deviations from target were found at low input levels (50 dB SPL), especially in the lower frequencies. As the input level increased, a better match to target was found. At both 65 and 80 dB SPL input level the average results were mostly within +/- 5 dB from target for all manufactures. Considerable individual differences were found at all input levels and with all manufacturers.

Conclusion: Even though the average match to target is close at both 65 and 80 dB SPL input level, big individual variations were found which makes us recommend the use of manual REM instead of autoREMfit for the time being.

Forord

I forbindelse med arbeidet knyttet til denne oppgaven er det flere vi ønsker å takke. Takk til Lars Gunnar Rosvoldaunet, som i snart et år har vært vår veileder. Takk for faglige diskusjoner, korrekturlesing, innspill og støtte. Takk til høreapparatleverandørene Phonak, Oticon, Bernafon, Signia og ReSound for lån av høreapparater, receivere og domer, samt at dere velvillig har besvart spørsmål vi har kommet med og vist interesse for denne studien. Takk til Linda Lianes for tips til problemstilling og til Gustav Mueller for innspill på metodevalg. En stor takk rettes også til Erlend Gjønnes for uvurderlig Excel-hjelp og innspill til behandling av data. Takk til alle testpersoner for lån av tid og øreganger. Takk til Vinay Swarnalatha Nagaraj for hjelp med søknad til regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (selv vi til slutt ikke trengte å søke), og takk til Jon Øygarden for oppsett av teknisk utstyr.

En stor takk rettes også til [REDACTED] samboer; [REDACTED], og [REDACTED] mann; [REDACTED]. Takk for at dere i perioder har tatt ansvaret alene på hjemmebane og med barna. Sist, men ikke minst, en hjertelig takk til [REDACTED] mor; [REDACTED], for utallige timer barnepass. Uten deg hadde ikke denne oppgaven vært ferdigstilt nå.

[REDACTED] og [REDACTED]

Forkortelser

BSA – British Society of Audiology

cm – centimeter

dB – Desibel

dBA – Desibel for A-veiet lydstryknivå

DFS – Digital Feedback Supression

DSLv5 – Desired Sensation Level version 5

HIMSA – Hearing Instrument Manufacturers Software Association

HL – Hearing Level

Hz – Hertz

IMC2 – Inter Module Communication Protocol 2

ISTS – International Speech Test Signal

$L_{EX,8H}$ – Grense for lydnivå normalisert over 8 timer

LTASS – Long-Term Average Speech Spectrum

MLE – Microphone Location Effects

mm – millimeter

MPCE – Modified Pressure with Concurrent Equalization

MPO – maximum power output

MPSE – Modified Pressure with Stored Equalization

NAL-NL1 – The National Acoustic Laboratories – Non Linear 1

NAL-NL2 – The National Acoustic Laboratories – Non Linear 2

PMM – Probe Microphone Measurement

REAG – Real Ear Aided Gain

REAR – Real Ear Aided Response

RECD – Real Ear to Coupler Difference

REIG – Real Ear Insertion Gain

REM – Real Ear Measurement

REOG – Real Ear Occluded Gain

REUG – Real Ear Unaided Gain

REUR – Real Ear Unaided Response

RITE – Receiver In The Ear

RMSE – Root Mean Square Error

SPL – Sound Pressure Level

UCL – Uncomfortable Loudness Level

WDRC – Wide Dynamic Range Compression

Innholdsfortegnelse

| | |
|---|------------|
| Sammendrag | I |
| Abstract | II |
| Forord | III |
| Forkortelser | IV |
| Introduksjon | 1 |
| <i>Historie</i> | 1 |
| <i>REM</i> | 1 |
| <i>REAR vs REIG</i> | 3 |
| <i>Hvorfor bruke REM?</i> | 3 |
| <i>Bruk</i> | 4 |
| <i>Grunner til at REM ikke blir brukt</i> | 4 |
| <i>AutoREMfit</i> | 5 |
| <i>NAL-NL2</i> | 6 |
| <i>Testsignal</i> | 7 |
| Problemstilling | 8 |
| Metode | 9 |
| <i>Deltakere</i> | 9 |
| <i>Materialer</i> | 9 |
| <i>Prosedyre</i> | 10 |
| Otoskopi | 11 |
| REM-måling | 11 |
| Etiske forhold | 13 |
| <i>Frivillighet</i> | 13 |
| <i>Konfidensialitet</i> | 13 |
| <i>Standardisert audiogram</i> | 14 |
| <i>Anonymitet</i> | 15 |
| <i>Habilitet</i> | 15 |

| | |
|----------------------------------|-----------|
| Resultater | 16 |
| <i>Inputnivå: 50 dB SPL.....</i> | <i>17</i> |
| <i>Inputnivå: 65 dB SPL.....</i> | <i>18</i> |
| <i>Inputnivå: 80 dB SPL.....</i> | <i>20</i> |
| Diskusjon..... | 21 |
| Metodekritikk..... | 30 |
| Konklusjon | 32 |
| Referanseliste | 34 |
| Vedlegg I..... | 38 |
| Vedlegg II..... | 39 |
| Vedlegg III..... | 41 |
| <i>Phonak: TargetMatch</i> | <i>41</i> |
| <i>Oticon: REM autofit</i> | <i>41</i> |
| <i>Bernaфон: REMfit.....</i> | <i>42</i> |
| <i>Signia: AutoFit</i> | <i>42</i> |
| <i>ReSound: AutoREM</i> | <i>42</i> |
| Vedlegg IV | 44 |
| <i>Phonak</i> | <i>44</i> |
| <i>Oticon.....</i> | <i>47</i> |
| <i>Bernaфон.....</i> | <i>50</i> |
| <i>Signia.....</i> | <i>53</i> |
| <i>ReSound.....</i> | <i>56</i> |
| Vedlegg V | 59 |

Introduksjon

Historie

Bruk av real ear measurements (REM) ble for første gang beskrevet i 1979 av Earl Harford på The International Ear Clinics' Symposium i Minneapolis, Minnesota. På daværende tidspunkt innebar dette å plassere hele mikrofonen (ca. 4x5x2 mm) inn i pasientens øregang (Mueller, Ricketts & Bentler, 2017, s. vii). De tidligste REM-målingene ble på grunn av dette stort sett forbeholdt forskning, men i 1982 ble det lansert en prototype som unngikk dette ved å plassere kun en tynn probeslange av silikon inn i øregangen. Dette bidro til mer klinikkvennlig bruk av utstyret og allerede noen år senere ble verifisering ved bruk av REM ansett som normen innen klinisk verifisering av en høreapparattilpasning (Mueller, 2014). I 1985 hadde hele tre av fire leverandører kommet med eget REM-utstyr (Mueller, 2005, s. 21). I 1992 kom den første boken som omhandlet denne målemetoden (Probe microphone measurements skrevet av Gustav Mueller, Davis Hawkins og Jerry Northern), og i 1997 kom den første standarden på området (ANSI S3.46:1997 Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids) (Mueller et al., 2017, s. viii). Til å begynne med ble rentone sweep og støysignal brukt ved REM-målinger, men i årenes løp har taleformede signaler som «long-term average speech spectrum» (LTASS) og «international speech test signal» (ISTS) blitt mer og mer vanlig. (Mueller et al., 2017, s. 2-3 & 70-74).

REM

Begrepet REM innebærer strengt tatt kun at det er en måling utført med «ekte ører», i motsetning til målinger gjort for eksempel i en kopler (Mueller et al., 2017, s. 2-4). Likevel brukes «REM» i hovedsak for å omtale en måling av lydtryknivå ved trommehinnen ved hjelp av en tynn probeslange som føres inn i øregangen. Den andre enden av probeslangen er koblet til en mikrofon som registrerer lydtryknivået (Dillon, 2012, s. 11). REM kan brukes til ulike formål som for eksempel å måle øregangsresonansen (Mueller et al., 2017, s. 106-107), eller hvilken effekt ulike egenskaper i et høreapparat har når det er plassert i øret; retningsmikrofon, støydemping og lignende (Mueller, 2005, s. 10). Mest kjent er vel likevel det å bruke REM som en metode å verifisere en høreapparattilpasning på. Ved å måle lydtryknivået ved trommehinnen mens pasienten har høreapparat påslått og i øret ser man hvilken forsterkning som blir gitt ved de ulike frekvensene og hvorvidt dette samsvarer med

målforsterkningen til den tilpasningsregelen man har valgt å bruke eller ikke (Mueller et al., 2017, s. 122).

De ulike målingene gjort med REM uttrykkes som enten «response» (slutter på -R) eller «gain» (slutter på -G) og sier noe om resultatet er oppgitt i henholdsvis målt lydtryknivå (dB SPL) eller som en differanse av to ulike lydtryknivå (dB). Eksempelvis er real ear unaided response (REUR) målt lydtryknivå ved trommehinnen når pasienten ikke har på seg høreapparatet, mens real ear unaided gain (REUG) er differansen mellom målt lydtryknivå ved trommehinnen og lydsignalet som er sendt inn når pasienten ikke har på seg høreapparat (REUG = REUR – input). Sistnevnte blir også omtalt som øregangsresonansen da den viser hvor mye øregangen i seg selv forsterker opp lyd. Det er verdt å nevne at det ikke kun er øregangen som påvirker REUG, men at det ytre øret, samt hode og torso også spiller noe inn på hvordan lyden blir påvirket på vei til trommehinnen (Mueller et al., 2017, s. 105-108).

Målinger gjort mens pasienten har på seg høreapparatet omtales som real ear aided response (REAR) og real ear aided gain (REAG), hvor REAR er målt lydtryknivå ved trommehinnen og REAG er differansen mellom lydtryknivå målt ved trommehinnen og lydsignalet som er sendt inn (REAG = REAR – input) (Dillon, 2012, s. 101-102; Mueller et al., 2017, s. 121-122). En måling som har til hensikt å vise hvor mye forsterkning høreapparatet bidrar med, kalles real ear insertion gain (REIG) og er differansen mellom målt lydtryknivå ved trommehinnen når pasienten har på seg høreapparatet, og målt lydtryknivå ved trommehinnen når pasienten *ikke* har på seg høreapparatet; REIG = REAR – REUR. REIG kan også betegnes som differansen mellom forsterkning ved trommehinnen med og uten høreapparat; REIG = REAG – REUG (Dillon, 2012, s. 107-108; Mueller et al., 2017, s. 105).

Begrepet «probe microphone measurement» (PMM) brukes også, både i litteraturen og i det audiologiske fagmiljøet, for å omtale den type målinger som er nevnt over og spesifiserer at en probeslange blir brukt for å utføre målingene. Selv om begrepene «REM» og «PMM» ikke overlapper hverandre 100% (man kan gjøre målinger med ekte ører uten å bruke probeslanger og motsatt), brukes de om hverandre i litteraturen (Mueller et al., 2017, s. 2-4). Vi har i denne oppgaven valgt å bruke begrepet «REM» da det vi ønsker å se nærmere på er en funksjon omtalt som «autoREMfit» (og ikke «autoPMMfit»).

REAR vs REIG

Ved verifisering av en høreapparattilpasning brukes i hovedsak enten REAR eller REIG (Mueller et al., 2017, s. 103). På 1980-tallet, da REM var relativt nytt, baserte tilpasningsreglene seg på noe kalt «functional gain» som audiografene selv måtte regne seg frem til. REIG ble derfor favorisert som målemetode ved verifisering da man allerede var vant med å forholde seg til «gain», samt at de populære tilpasningsreglene oppga målforsterkning for REIG, men ikke for REAR (British Society of Audiology, 2018, s. 15; Mueller et al., 2017, s. 103-105 & 124). Siden starten av 2000-tallet derimot, er det blitt mer og mer vanlig å bruke REAR som mål når man skal verifisere en høreapparattilpasning. REAR forteller nøyaktig hvilket frekvensspesifikt lydtryknivå som blir gitt ved trommehinnen, noe som er nyttig, spesielt ved åpne løsninger hvor lekkasje av lyd vil forekomme, samt at det blir lettere å se for seg hvor stor del av talen som blir hørbar for pasienten da høretersklene også vises i samme målevindu. I en spørreundersøkelse fra 2010 svarte hele 78% av de som brukte REM at de målte REAR, mens 22% svarte at de målte REIG (Mueller et al., 2017, s. 124). Dillon diskuterer bruk av REIG og REAG, og påpeker at bruk av den ene eller den andre metoden ikke vil utgjøre en stor forskjell om pasienten har tilnærmet gjennomsnittlig REUG. Dette skyldes at REIG-målforsterkning baserer seg på individuell REUG, mens REAG-målforsterkning baserer seg på gjennomsnittlig REUG. Er den individuelle REUG'en lik den gjennomsnittlige vil de to målingene (REIG og REAG) derfor basere seg på det samme. Det er først når pasienten har en unormal REUG at man vil unngå å opprettholde den uvanlige resonansen og en gjennomsnittlig REUG anbefales derfor å ligge til grunn ved slike tilfeller. Dillon kommer derfor frem til at REIG er mest passende for pasienter med gjennomsnittlig eller nær gjennomsnittlig øregangsresonans, mens REAG egner seg til pasienter med uvanlig øregangsresonans. (2012, s. 296). BSA anbefaler i sine retningslinjer bruk av REAR (2018, s. 13).

Hvorfor bruke REM?

Ved å måle lydtryknivået i pasientens øregang og sammenligne dette med målforsterkningen får man et bedre utgangspunkt for å vurdere blant annet hørbarhet, komfort, taleforståelse og lyd kvalitet hos pasienten. Man finner også ut om forsterkningen ligger på målforsterkningen eller ikke, med andre ord, om høreapparatet faktisk er tilpasset etter den tilpasningsregelen som er valgt. Om man vet hvilken forsterkning pasienten faktisk mottar gjennom høreapparatene vil man også i større grad vite konsekvensene av de eventuelle endringene

man som audiograf velger å gjøre (Mueller et al., 2017, s. 1-2). Verifisering av forsterkning er viktig da alle øreganger er forskjellige. På grunn av individuelle forskjeller som øregangsresonans og øregangsvolum vil en lukket løsning kunne variere med 5 dB eller mer hos voksne, mens forskjellen kan være enda større ved åpne løsninger (Baumann, Powers & Branda, 2018). Aazh & Moore gjorde i 2007 en studie hvor de tilpasset fire ulike høreapparat med leverandørens NAL-NL1, men ved REM viste det seg at kun 36% av tilpasningene lå innenfor +/- 10 dB av målforsterkningen (2007, s. 653). I 2012 gjorde Aazh, Moore & Prasher en lignende studie, da lå kun 29% av tilpasningene innenfor +/- 10 dB av målforsterkningen (2012, s. 179). I tillegg til at forskning har vist at høreapparatleverandørens «first fit» ofte ikke er innenfor målforsterkning, viser studier at økt validering og verifisering av høreapparattilpasninger gir økt taleforståelse, tilfredshet og nytte hos høreapparatbrukeren, samt øker høreapparatbrukerens tillit og lojalitet til audiografen. I tillegg sees et redusert antall justeringer og kontrolltimer (Kochkin et al., 2010; Mueller et al., 2017, s. ix). Med validering menes i denne sammenheng at man ved hjelp av taletester eller andre subjektive tester bekrefter at en har redusert hørselsplagen (Tye-Murray, 2015, s. 145).

Bruk

Da REM først kom trodde flere at så godt som alle audiografer kom til å bruke det som verifiseringsmetode innen få år, men flere spørreundersøkelser gjort av The Hearing Journal avdekker at det ikke ble tilfellet. En spørreundersøkelse fra 1995 viste at 54% av audiografer (n=134) brukte REM rutinemessig, mens en annen spørreundersøkelse fra 1999 viste at kun 42% av de audiografene og hørselsinstrument-spesialistene som eide eller hadde tilgang på REM-utstyr brukte det jevnlig. I 2003 svarte 37% av audiografer og hørselsinstrument-spesialister (n=558 audiografer, 49 hørselsinstrument-spesialister) at de brukte REM og i 2005 var bruksraten blant audiografer 34% (Mueller & Picou, 2010, s. 27). Heller ikke i Norge er bruken av REM så stor som man på 80-tallet hadde håpet på og en bacheloroppgave fra 2017 viste at 49% av norske audiografer (n=57) ikke bruker REM ved høreapparattilpasninger (Dybvik, Johnsen & Liland, 2017, s. 10-11).

Grunner til at REM ikke blir brukt

REM har vært ansett som «best practice» helt fra slike anbefalinger begynte å komme på begynnelsen av 1990-tallet (Mueller et al., 2017, s. 4), likevel velger, som tidligere nevnt, mange audiografer å ikke bruke det som verifiseringsmetode ved høreapparattilpasninger. Det

er spekulert i flere grunner til dette. Mangel på nødvendig utstyr nevnes ofte, men en undersøkelse fra 1999 viste at selv av de audiografene som hadde utstyret tilgjengelig, var det kun 42% av disse som faktisk brukte det regelmessig (Mueller, 2005, s. 22-24). I 2017 fant en norsk studie at 21% av de spurte audiografene som ikke brukte REM (n=29) likevel hadde det nødvendige utstyret. Det ble også funnet at omtrent halvparten av de audiografene som brukte REM, bare brukte det sporadisk (Dybvik et al., 2017, s. 11 og 14). Videre kan det tenkes at det stoles for mye på forsterkningskurvene som vises i de leverandørspesifikke programvarene og at verifisering derfor ikke blir sett på som en nødvendighet (Mueller, 2005, s. 22-24). Andre grunner kan være en gjennomgående oppfatning av at det vil ta for lang tid å gjennomføre REM-målinger. ReSound Global audiology gjennomførte i 2014 en online undersøkelse hvor de ønsket å se på bruken av REM; 90% av de 18 som svarte sa at de ville prioritert REM om det tok 5-10 minutter å gjennomføre (Koehler & Kulkarni, 2014, s. 2). Oppgjennom årene har det også oppstått myter som for eksempel at man ikke kan utføre REM på høreapparat som bruker wide dynamic range compression (WDRC), eller høreapparater som er programmerbare eller digitale. Det finnes også «myter» som sier at moderne høreapparater ikke kan verifiseres med REM da man vil overkjøre funksjonene i apparatet. Dette stemmer derimot ikke (Mueller, 2005, s. 22).

Til tross for at REM blir lært som «best practice», eller «den riktige måten å verifisere på» i audiografutdanningen, er det få nyutdannede audiografer som bruker dette når de kommer ut i arbeidslivet. En mulig årsak til dette kan være at det oppleves utfordrende å skulle starte en ny trend når man kommer som ny på en arbeidsplass. En undersøkelse gjort av The Hearing Journal/Audiology Online i 2005 viste at den største gruppen av audiografer i USA som ikke bruker REM er de eldste med mest erfaring, med andre ord de som allerede er godt etablert i arbeidslivet. I tillegg vil mange audiografstudenter oppleve at man tilpasser høreapparater uten bruk av REM i praksis og at høreapparatbrukerne likevel er fornøyde. Det kan da være lett å tenke at det ikke er verdt bryet å gjennomføre REM (Kochkin et al., 2010; Mueller, 2005, s. 22-24).

AutoREMfit

AutoREMfit er en måte å få høreapparatene automatisk tilpasset til målforsterkning ved bruk av REM-målinger inne i den leverandørspesifikke programvaren. I skrivende stund er det fem av høreapparatleverandørene i rammeavtalen (NAV, 2018) som tilbyr denne funksjonen i sin

programvare. Denne funksjonen er ment å gjøre verifisering og justering etter REM raskere og enklere. Historisk sett er ikke dette nytt, allerede tidlig på 2000-tallet var dette en funksjon hos Siemens (Mueller & Ricketts, 2018, s. 5). Tidligere har autoREMfit kun fungert mellom en spesifikk høreapparatleverandør og et spesifikt REM-utstyr. I praksis vanskeliggjorde dette bruken av det da man trengte eget REM-utstyr for hver høreapparatleverandør man ønsket å bruke autoREMfit på. I 2017 kom derimot «Inter Module Communication–Protocol 2» (IMC2), en protokoll utviklet av Hearing Instrument Manufacturers Software Assosiation (HIMSA) som muliggjør kommunikasjon mellom flere ulike leverandørsesifikke programvarer og flere ulike REM-utstyr (Beck & Crowe, 2017). IMC2 muliggjør også verifisering av leverandørenes proprietære tilpasningsregler, noe som ikke var mulig tidligere (Baumann et al., 2018).

De ulike høreapparatleverandørene bruker ulike navn på autoREMfit i sine programvarer; i Phonaks programvare kalles det «TargetMatch», i Oticon «REM autofit», i Bernafon «REMfit», i Signia «AutoFit», mens det i ReSound sin programvare kalles «AutoREM». For en detaljert beskrivelse av hver enkelt leverandørs versjon av autoREMfit, se vedlegg III.

NAL-NL2

NAL-NL2 kom i 2011 og er en tilpasningsregel utviklet av The National Acoustic Laboratories (NAL) for ikke-lineære høreapparater (non-linear – NL), tilpasningsregelen er en videreutvikling av forgjengeren NAL-NL1 som kom i 1999 (Keidser & Dillon, 2006, s. 133; Mueller et al., 2017, s. 45 & 52-53). NAL-NL2 har som formål å maksimere taleforståelse, samt gi et lydstyrkenivå som oppleves komfortabelt for høreapparatbrukeren.

Frekvensspesifikk forsterkning beregnes ut fra hørselstap og inputnivå. For å kalkulere et komfortabelt lydstyrkenivå tas det utgangspunkt i opplevd lydtryknivå hos personer med normal hørsel som lytter til samme input (Keidser & Dillon, 2006, s. 133-135; Keidser, Dillon, Flax, Ching & Brewer, 2011, s. 88-89; Mueller et al., 2017, s. 52). I tillegg differensierer NAL-NL2 på kjønn, alder, erfaring med forsterkning og unilaterale/bilaterale hørselstap. Mindre forsterkning beregnes til kvinner enn til menn, og til nye høreapparatbrukere sammenlignet med erfarne høreapparatbrukere. (Keidser & Dillon, 2006, s. 137-138; Keidser et al., 2011, s. 90). Videre beregnes mer forsterkning til barn enn til voksne, med størst forskjell for lave inputnivå (Keidser & Dillon, 2006, s. 138-139; Keidser et al., 2011, s. 90). NAL-NL2 foreskriver også mindre forsterkning ved bilaterale tilpasninger

sammenlignet med unilaterale tilpasninger, med størst forskjell ved høye inputnivå (Dillon, 2012, s. 314). Tilpasningsregelen finnes i to ulike utgaver; én for tonalt språk og én for ikke-tonalt språk. NAL-NL2 for tonalt språk forsterker noe mer i bassområdet, da dette frekvensområdet er viktigere for taleforståelse i tonale språk, som er utbredt i for eksempel Asia og Afrika, sammenlignet med ikke-tonale språk (Dillon, 2012, s. 314; Keidser et al., 2011, s. 88-89). I denne studien ble NAL-NL2 for ikke-tonalt språk valgt.

Testsignal

For å teste høreapparatets forsterkning av tale på en realistisk måte bruker man som oftest et testsignal som er så nært tale som mulig, dette innebærer at spekteret til testsignalet ligner på det spekteret man finner ved tale (Gelfand, 2016, s. 87). «Long-Term Average Speech Spectrum» (LTASS) er en grafisk fremstilling av et gjennomsnittlig talespekter som funksjon av frekvens. Et vanlig talesignal vil over tid variere i nivå og LTASS beregnes ut ifra et gjennomsnitt av dette. Det anslås at talesignalet minst bør ha en varighet på 10 sekunder for å få en pålitelig LTASS. Ulike LTASS-former finnes for ulike stemmer (menn, kvinner, barn) og ulike nivåer (svakt, normalt, høyt og ropende). For å finne disse formene tar man opp et stort antall mennesker (kvinner, menn og barn), som snakker slik de selv oppfatter nivået svakt, normalt, høyt og ropende, og et gjennomsnitt for hver enkelt kategori beregnes ut ifra dette. Talespekteret anslås å ha et dynamikkområde (forskjell mellom laveste og høyeste nivå) på omtrent 30 dB sentrert rundt LTASS, altså LTASS +/- 15 dB. Dette gjelder riktig nok kun for ett enkelt talenivå, noe som fører til at dynamikkområdet er mye større om man inkluderer flere nivå av tale. Dette er grunnen til at flere inputnivå brukes ved verifisering av en høreapparattilpasning (Mueller et al., 2017, s. 71; Ricketts, Bentler & Mueller, 2019, s. 75-81).

«International Speech Test Signal» (ISTS) er et talesignal satt sammen av en kvinnestemme som leser setningen «The north wind and the sun» på seks ulike språk (amerikansk engelsk, arabisk, kinesisk, tysk, fransk og spansk) som deretter er segmentert og limt sammen igjen. Signalet er til slutt filtrert slik at det ligner det kvinnelige LTASS. Resultatet er et talelignende, men uforståelig signal. ISTS er det mest brukte signalet ved REM-målinger i dag og anbefales som valgt lydsignal i BSA sine retningslinjer (British Society of Audiology, 2018, s. 7; Mueller et al., 2017, s. 71-73).

Problemstilling

Vi har valgt å sammenligne forsterkningskurvene til ulike høreapparat når de er tilpasset med autoREMfit i de respektive leverandørspesifikke programvarene opp mot målforsterkningen vist i Otosuite når samme tilpasningsregel er valgt. Vi fikk i utgangspunktet ideen fra Linda Lianes som driver Audiografen AS. Hun bruker REM-målinger ved alle tilpasninger og hadde et ønske om at vi kunne se på dette da det er interessant å se om man kan stole på autoREMfit-målingene i like stor grad som når man gjør dette manuelt i et uavhengig program. Vi tenker selv at dette kan være en nyttig undersøkelse; om det viser seg at autoREMfit stemmer godt overens med manuelle REM-målinger kan man potensielt effektivisere tidsbruk ved REM i klinikk, noe som kanskje kan inspirere flere til å bruke det. Om det viser seg at det er store avvik mellom målingene, er det viktig å skape bevissthet rundt dette. Vi tenker derfor at det er interessant å se på dette uansett resultat. Problemstillingen vår lyder som følger:

«Hvordan samsvarer forsterkningen i et høreapparat med målforsterkning, når tilpasningen er gjort med autoREMfit i en leverandørspesifikk programvare?»

For å begrense antall målinger blir de ulike produsentenes RITE (receiver in the ear) toppmodeller valgt. Det er disse høreapparatene som blir mest brukt i Norge (Arntsen, 2018), samt at AutoREMfit hos de fleste leverandørene krever nyere oppdatering av programvaren, derfor blir disse et naturlig valg. Det avgrenses også ved å kun velge de leverandørene som tilbyr autoREMfit i sin programvare. Per dags dato er dette Phonak, ReSound, Beltone, Oticon, Bernafon, Sonic og Signia (Otometrics, 2018). Videre sees det kun på de leverandørene som blir brukt på det norske markedet, Beltone og Sonic blir derfor ikke testet (NAV, 2018, s. 1-7). Tilpasningsregelen NAL-NL2 vil bli valgt blant annet fordi man ikke kan etterprøve de ulike leverandørenes egne tilpasningsregler i Otosuite, samt at British Society of Audiology (BSA) i sine retningslinjer anbefaler bruk av en generisk tilpasningsregel, som for eksempel NAL-NL2, ved gjennomføring av REM (2018, s. 6). For å besvare problemstillingen blir det i denne studien derfor sett på hvordan forsterkningen samsvarer med målforsterkningen til NAL-NL2 i Otosuite når 5 ulike høreapparater fra henholdsvis Phonak, Oticon, Bernafon, Signia og ReSound blir tilpasset med autoREMfit i respektive leverandørspesifikke programvarene. Om forsterkning og målforsterkning

samsvarer eller ikke vurderes opp mot BSA sine retningslinjer om at avvik fra målforsterkning ikke bør overstige +/- 5 dB (2018, s. 6).

Metode

Deltakere

25 personer deltok i studien, av disse ble 4 ekskludert på grunn av for mye ørevoks og én trakk seg på grunn av ubehag i øregangen. Én person ble re-inkludert i studien etter at ørevoksen var fjernet. Totalt er data samlet inn for 21 personer (42 ører), alder på disse personene varierer fra 22 til 62 år (gjennomsnittsalder 32.8 år). 14 av testpersonene var kvinner og 7 var menn.

Materialer

Data fra testpersonene ble lagt inn i NOAH (versjon 4.8.0.0) og audiogram ble lagret i Otosuite (versjon 4.84.00). Otoskopi ble utført med otoskop fra HEINE (mini 3000). Av leverandørspesifikke programvarer ble følgende program brukt; Phonak Target (versjon 5.3.3.40310), Oticon Genie 2 (versjon 2018.2), Bernafon Oasis nxt (versjon 2018.2), Signia Connexx eight (versjon 8.5.10.82) og ReSound SmartFit (versjon 1.3.0.127 DVD). For kobling mellom Phonak Target og høreapparat ble iCube II benyttet, mens ved kobling mellom de resterende leverandørspesifikke programvarene og høreapparatene ble NOAHlink wireless brukt. REM-målingene ble utført i en enkeltveggs, lydisolert testboks (IAC Acoustics 40a) med Aurical FreeFit fra GN Otometrics. AutoREMfit ble gjort i den leverandørspesifikke programvaren gjennom Otosuite ved hjelp av IMC2 (HIMSA). Otosuite er integrert i NOAH som igjen ligger i programmet AuditBase 5 (versjon 5.4.3). Følgende høreapparater ble anvendt: Phonak (Audéo B90-312T), Oticon (OPN1), Bernafon (ZR9-MNR T), Signia (Pure 312) og ReSound (LiNx3D LT961).

Høreapparatene ble stilt inn med tilpasningsregel NAL-NL2 og 100% forsterkning, ellers var alle adaptive egenskaper i «default mode». Ved manuell REM-måling i Otosuite ble REAR målt ved hjelp av et 14 sekunders langt ISTS-signal ved 50, 65 og 80 dB SPL, detaljer som kjønn, alder, tilpasningsregel og erfaringsnivå ble registrert. Det ble huket av for «open REM calibration», noe som innebærer at «modified pressure with stored equalization» (MPSE) ble

brukt. MPSE anbefales alltid ved bruk av åpne løsninger (British Society of Audiology, 2018, s. 9-10). For flere detaljer i om valg i leverandørspesifikke programvarer og Otosuite, se vedlegg I.

Prosedyre

På starten av hver testdag målte vi opp avstand mellom høyttaler og vegger, samt høyttaler og testperson. BSA anbefaler at både høyttaler og referansemikrofon skal være omtrent 100 cm fra vegg eller annen reflekterende flate, samt at testpersonen blir plassert 0° azimuth med en avstand på mellom 80-100 cm i forhold til høyttaleren (2018, s. 10). På grunn av størrelsen på testrommet (ca. 230 x 230 cm innvendig) var det ikke mulig å tilfredsstille anbefalingene angående noen av avstandene. I denne studien var avstanden mellom høyttaler og vegg 105, 125 og 60 cm, for henholdsvis vegg til høyre, vegg til venstre og vegg bak. Avstanden mellom høyttaler og testperson var 90 cm og avstanden mellom testperson og vegg bak var 80 cm. Testpersonen ble plassert 0° azimuth i forhold til høyttaleren. For å sikre at testpersonen satt i angitt posisjon underveis i målingen ble det brukt en laser opphengt i taket som referanse. Det ble også utført en romkalibrering på starten av hver testdag. Før hver testperson kom ble alt av utstyr, som otoskop med tip, ferdigmålte probeslanger (28 mm for kvinner og 30 mm for menn (British Society of Audiology, 2018, s. 11)), høreapparater, receivere og domer, lagt klart. Aktuelle dataprogram som NOAH, Otosuite, Excel og program for første høreapparatleverandør ble åpnet og relevant informasjon ble lagt inn. I NOAH ble hver testperson registrert med et navn bestående av nummer i rekken av testpersoner, kjønn og alder (for eksempel 1K28 for første testperson, kvinne, 28 år; 8M62 for testperson nummer 8, mann, 62 år og så videre). I Otosuite ble det lagt inn et bilateralt hørselstap på 35 dB HL i bassområdet og økende fall mot 65 dB HL i diskanten, se tabell 1 for høreterskler ved ulike frekvenser. For flere detaljer om valg i Otosuite, se vedlegg I.

Tabell 1: Viser høreterskler for simulert bilateralt tap som ble brukt på alle testpersoner.

| kHz | 0.125 | 0.25 | 0.5 | 0.75 | 1 | 1.5 | 2 | 3 | 4 | 6 | 8 |
|--------------|-------|------|-----|------|----|-----|----|----|----|----|----|
| dB HL | 35 | 35 | 35 | 35 | 35 | 40 | 45 | 50 | 55 | 60 | 65 |

Når testpersonen kom ble informasjonsskriv gjennomgått og signert samtykkeerklæring innhentet (vedlegg II). Både informasjonsskriv og samtykkeerklæring hadde testpersonen mottatt på forhånd. Alle ble spurt om de hadde noen spørsmål før vi gikk videre.

Otoskopi

Det ble så utført en otoskopi for å visuelt inspisere øregangene. Dette for å se om forholdene lå til rette for videre testing, for eksempel ved at det ikke var for mye ørevoks, tegn til infeksjon eller annet. Statusen på øregangene ble så gradert mellom 1-3, hvor 1 = helt åpent, ingen anmerkninger, 2 = litt ørevoks, men åpent og 3 = mye ørevoks, ikke åpent nok. De testpersonene som hadde øreganger gradert til 1 eller 2 fortsatte med videre testing, mens de med øreganger gradert til 3 ble ekskludert fra studien. Tegn til infeksjoner eller andre forhold som ikke var forenelig med videre testing, ville også føre til eksklusjon. NAL-NL2 foreskriver ulik forsterkning til unilaterale og bilaterale tilpasninger (Dillon, 2012, s. 314), derfor valgte vi å kun gjennomføre bilaterale tilpasninger slik at målforsterkningen mellom de ulike testpersonene i større grad kan sammenlignes. Dette førte til at begge ører ble ekskludert selv om kun ett øre ble gradert til 3.

REM-måling

Testpersonen ble plassert i en stol foran høyttaleren inne på testrommet. For å sikre lik plassering av alle testpersonene ble de plassert slik at laseren traff de midt på hodet, på linje med ørene. For at alle testpersonene skulle få lik informasjon ble teksten under lest opp. Det grønne lyset nevnt i teksten refererer til et grønt lys midt på høyttaleren.

“Du skal sitte i denne stolen under hele testen. Vi kommer til å gjøre samme måling fem ganger, med totalt fem ulike høreapparater. Du får plassert en tynn probeslange (vis) inn i øregangen. Det kan kile litt, men gjør ikke vondt. Deretter kommer vi til å spille av noen lyder med ulik lydstyrke både mens du har høreapparat i øret, og uten. Mens selve testingen pågår er det viktig at du sitter så stille som mulig og har hodet vendt fremover. Gjerne fokuser på det grønne lyset slik at hodet ditt holder seg på samme sted underveis i testingen. Det er viktig at du underveis ikke prater eller lager lyd. Om du på noe som helst tidspunkt ønsker å avbryte testingen løfter du opp hånden (vis) så stopper vi lyden umiddelbart. Vi kommer også til å minne deg på dette underveis i testingen. Har du noen spørsmål?»

I hver av de fem leverandørspesifikke programvarene ble det lagt inn informasjon om alder, kjønn, erfaring og tilpasningsregel. Erfaringsgrad ble alltid satt til «erfaren», om ulike forsterkningsnivå kunne velges ble det valgt «100%». Tilpasningsregel som ble brukt var

NAL-NL2 for ikke-tonalt språk. For flere detaljer om valg i leverandørspesifikke programvarer, se vedlegg I. Lengde på receiver og størrelse på dome ble valgt ut ifra visuell vurdering, men alle testpersonene (med unntak av én hos én leverandør) ble testet med åpne domer. Høreapparatene ble så satt på testpersonen bilateralt og det ble gjennomført en feedbacktest. Etter gjennomført feedbacktest ble høreapparatene tatt av testpersonen igjen. Deretter åpnet vi autoREMFIT innad i den leverandørspesifikke programvaren og fulgte instruksene som kom opp.

For det meste foregår autoREMFIT for de ulike leverandørene ganske likt. Det starter med en probekalibrering hvor probeslangen blir festet foran referansemikrofonen og holdt 50 cm fra høyttaleren. Denne avstanden ble målt opp for hver gang og testpersonen fikk i oppgave å holde utstyret med probeslangene opp foran høyttaleren ved kalibreringen, dette for at det kun skulle være én person i testboksen mens målingen pågikk. Deretter ble probeslangen plassert i øregangen og det ble målt REUG. Phonaks autoREMFIT (TargetMatch) har en «probe tube guide» som viser når probeslangen er langt nok inn i øregangen, denne funksjonen tilbyr ikke noen av de andre leverandørene. For å vite om probeslangen var plassert optimalt passet vi på at REUG-kurven ikke falt under -5 dB ved 6000 Hz (British Society of Audiology, 2007, s. 9), ved avvik utover dette ble probeslangen justert og ny REUG ble målt. Når probeplasseringen var godkjent fikk testpersonen på seg høreapparatene mens probeslangen ble holdt på plass for å minimere sjansen for at denne flyttet på seg. Deretter ble det målt REIG. Unntaket var Phonaks autoREMFIT (TargetMatch) som først målte RECD (real ear to coupler difference), REOG (real ear occluded gain) og MLE (microphone location effects) for så å gå videre til å måle REAR. Fire av de fem leverandørene brukte ISTS-signal som testsignal og målte REIG/REAR ved 50, 65 og 80 dB SPL. Noen leverandører målte alle tre inputnivå automatisk, mens hos andre var 50 og 80 dB SPL valgfritt. Vi valgte alltid å måle ved alle tre inputnivå hos disse fire leverandørene. Hos den siste leverandøren, Signia, ble det brukt et støysignal på 65 og 80 dB SPL for å måle REIG. De ulike autoREMFIT'ene justerte så automatisk på forsterkningskurvene for å komme nærmere målforsterkning, før testsignalene igjen ble spilt av og ny REIG/REAR ble målt. Den nye forsterkningen ble lagret. For flere detaljer om fremgangsmåte ved autoREMFIT i hver av de fem leverandørspesifikke programvarene, se vedlegg III.

Deretter lukket vi autoREMFIT inne i den leverandørspesifikke programvaren og åpnet Otosuite for den aktuelle testpersonen. Dette viste seg å være helt nødvendig da programmene

ikke håndterte at både autoREMfit og Otosuite var åpne samtidig og hele datamaskinen måtte startes opp på nytt hvis dette skjedde. Ved bruk av Signias Connexx eight måtte hele programvaren avsluttes for å kunne åpne Otosuite uten problemer. Inne i Otosuite ble det blant annet lagt inn informasjon om tilpasningsregel, kjønn og alder, samt huket av for «openREM calibration». For flere detaljer om valg i Otosuite, se vedlegg I. Det ble så utført en openREM-kalibrering mens høreapparatene var dempet, før lyden i apparatene ble slått på igjen og en REAR-måling ble utført med ISTS-signal ved 50, 65 og 80 dB SPL. Rådata fra målingen når målforsterkningen var basert på både individuell og gjennomsnittlig REUG ble eksportert inn i Excel. Dette ble gjentatt for alle fem høreapparatleverandørene i rekkefølgen; Phonak, Oticon, Bernafon, Signia, ReSound.

Etiske forhold

Frivillighet

I følge de nasjonale etiske komiteenes generelle forskningsetiske retningslinjer er det svært viktig at samtykke skal være uttrykkelig, frivillig og dokumenterbart (De Nasjonale Forskningsetiske Komiteene, 2016). Alle våre deltakere fikk et informasjonsskriv (vedlegg II) som de måtte lese igjennom før de deltok i studien. Her ble de informert om hvordan undersøkelsene skulle gjennomføres og hva som ville skje underveis. Før testingen startet fikk alle deltakere spørsmål om de ønsket å gå gjennom informasjonsskrivet på nytt og de fikk mulighet til å stille spørsmål om noe var uklart. Gjennom dette kunne deltakerne ta et informert valg om de ønsket å delta eller ikke. Deretter måtte de skrive under på en samtykkeerklæring som bekreftet informert og frivillig deltakelse. Deltakerne ble gjennom informasjonsskrivet informert om at de når som helst kunne trekke seg fra studien, dette ble også gjentatt muntlig underveis.

Konfidensialitet

Deltakere i et forskningsprosjekt har rett til at alle personlige opplysninger holdes konfidensielle (De Nasjonale Forskningsetiske Komiteene, 2016). I denne studien ble kun informasjon som var helt nødvendig lagret. Navn og kontaktinformasjon ble tatt inn for å avtale tidspunkt for gjennomføring av målingene. Vi innhentet også fødselsdato og kjønn da NAL-NL2 foreskriver ulik forsterkning basert på blant annet dette (Dillon, 2012, s. 314).

Grunnet tidsrammer blir det ikke sett på forskjeller knyttet til kjønn og alder i denne studien, men rådataen er samlet inn slik at dette kan undersøkes på et senere tidspunkt om ønskelig. Hver deltaker ble lagret i våre systemer med en egen kode, som indikerte nummer i rekken av testpersoner, kjønn og alder. Underveis i prosjektet ble navn og kontaktinformasjonen oppbevart på en passord-beskyttet, nettbasert harddisk. Når all rådata er samlet inn og ferdig behandlet, blir navn og kontaktinformasjon slettet.

Standardisert audiogram

Forskningsobjekter skal behandles med respekt og som forsker skal man fokusere på gode konsekvenser for de som deltar, samt at mindre heldige konsekvenser skal gjøres akseptable (De Nasjonale Forskningsetiske Komiteene, 2016). Vi har utført tester på mennesker som ikke har et hørselstap. Det var derfor viktig at vi brukte et forhåndsbestemt hørselstap som ikke krevde så mye forsterkning at deltakerne ble påført ubehag eller i verste fall en hørselsskade. Vi tok utgangspunkt i to faktorer da vi valgte hørselstap: «Hva oppleves ubehagelig?» og «Hva er skadelig?». Ubegagsnivå regnes som det lydnivået hvor lyden oppfattes som ubehagelig høy. Hvilket nivå som oppfattes ubehagelig er individuelt, men gjennomsnittlig regner man med at dette nivået ligger rundt 100 dB SPL for mennesker med normal hørsel (Gelfand, 2016, s. 222 og 289). Fordi ubegagsnivå er individuelt var vi tydelige på at testpersonen når som helst kunne avbryte testingen om lyden opplevdes ubehagelig høy. Dette kom også klart frem i informasjonsskrivet (vedlegg II). Det var ingen som valgte å avbryte testingen på grunn av ubehagelig høy lyd, men én deltaker avbøt testingen og trakk seg fra studiet på grunn av ubehag i øregangen forårsaket av probeslangen. Arbeidstilsynet har laget en forskrift hvor de blant annet setter en øvre tiltaksverdi for støy på $L_{EX,8H}$ 85 dBA, hvor $L_{EX,8H}$ betyr ekvivalentnivå over 8 timer, altså lydnivå normalisert over 8 timer (Arbeidstilsynet, 2018, s. 2 og 5). Jo høyere lydnivå, jo kortere blir eksponeringstiden om man skal holde seg til denne grensen. En omregningstabell vist i Gelfand (2012, s. 468) viser at et ekvivalentnivå på 85 dBA over 8 timer tilsvarer et ekvivalentnivå på 100 dBA over 15 minutter. I denne studien ble testpersonene utsatt for lydnivå på 50, 65 og 80 dB SPL som igjen ble forsterket gjennom et høreapparat, av disse nivåene er det det på 80 dB SPL som risikerer å nå opp i nivåer som kan være ubehagelige for noen. I snitt vil ISTS-signalet på 80 dB SPL spilles av tre ganger per leverandør, totalt 15 ganger. Grovt regnet vil den totale eksponeringstiden for dette lydnivået være 15×14 sekunder = 210 sekunder eller 3.5 minutter. Med andre ord godt innenfor kravene til arbeidstilsynet.

I tillegg til de hensyn som er nevnt over har høreapparatene noe som kalles «maximum power output» (MPO). Det er et mål som viser hvor mye lyd et høreapparat maksimalt slipper ut ved ulike frekvenser etter at høreapparatet er tilpasset. MPO måles ved å ta en REAR-måling med 85 dB SPL rentone sweep (Mueller et al., 2017, s. 203). Tabell 2 viser MPO for de fem ulike høreapparatene brukt i denne studien. De høyeste nivåene ligger mellom 2000-5000 Hz og måler opp mot 107 dB SPL. Lydstyrken som kommer ut av høreapparatet er høyere for rene toner slik som brukt ved en MPO-måling (rundt 15-20 dB), enn for mer komplekse signal som tale som brukes i denne studien (Mueller et al., 2017, s. 77). Underveis i testingen var 80 dB SPL inputnivå det høyeste lydnivået som ble brukt, mens MPO måles med en lydstyrke på 85 dB SPL. Vi står derfor ikke i fare for å påføre noen av testpersonen våre noen hørselsskade på grunn av høye lydnivå.

Tabell 2: Viser MPO ved ulike frekvenser oppgitt i Hz for de fem ulike høreapparatene brukt i denne studien.

| MPO | 125 | 160 | 200 | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 | 10000 |
|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|------|------|-------|
| 1 | 59,1 | 66,2 | 80,8 | 91,6 | 88,4 | 91,6 | 89,7 | 86,5 | 84,8 | 87,7 | 89,0 | 94,8 | 101,3 | 107,3 | 106,3 | 103,4 | 102,7 | 97,8 | 93,5 | 61,9 |
| 2 | 58,3 | 66,5 | 85,2 | 87,0 | 82,7 | 88,4 | 89,7 | 89,3 | 87,3 | 89,3 | 90,5 | 93,3 | 97,0 | 103,5 | 102,2 | 100,5 | 96,5 | 92,2 | 88,5 | 57,8 |
| 3 | 59,5 | 68,1 | 87,4 | 87,1 | 88,7 | 88,3 | 89,4 | 87,0 | 82,9 | 83,6 | 85,4 | 89,0 | 93,1 | 98,9 | 96,2 | 94,7 | 96,9 | 94,3 | 66,0 | 45,9 |
| 4 | 59,5 | 67,7 | 86,1 | 85,7 | 85,6 | 86,8 | 87,1 | 89,8 | 88,7 | 90,2 | 90,8 | 92,1 | 94,6 | 102,3 | 103,6 | 96,1 | 89,1 | 86,9 | 70,7 | 46,8 |
| 5 | 59,6 | 67,0 | 85,5 | 86,1 | 84,4 | 86,9 | 88,6 | 89,7 | 89,3 | 89,9 | 88,3 | 89,5 | 97,7 | 99,5 | 98,7 | 98,9 | 99,7 | 96,0 | 90,6 | 53,3 |

Anonymitet

Det ble i denne studien valgt å ikke anonymisere de ulike høreapparatleverandørene.

Grunnene til dette er flere; først og fremst handler det om åpenhet og at resultatene skal komme tydelig frem. For det andre hadde det blitt utfordrende å diskutere funnene opp mot eksisterende litteratur som for det meste har tatt for seg kun én leverandør i gangen. I tillegg har alle de fem høreapparatleverandørene blitt kontaktet og informert om denne studien, men ingen har uttrykt et ønske om å være anonyme. Med åpenhet følger også et ansvar og vi har i vår fremstilling av resultatene hele tiden vært bevisste på hvordan vi omtaler de ulike leverandørene, samt belyst ulike faktorer som kan ha påvirket resultatene.

Habilitet

Vi er begge studenter og har ingen tilknytning til noen av høreapparatleverandørene eller andre som skulle tilsi at vi skulle havne i noen interessekonflikt. Vi har heller ikke hatt finansiell hjelp i sammenheng med prosjektet. Litteraturen vi har brukt er både uavhengig

forskning og knyttet opp mot leverandører/merkevarer. Sistnevnte har vært nødvendig da det er lite litteratur på emnet. Vi har vært bevisste på dette underveis og det kommer tydelig frem i teksten der dette er tilfellet.

Resultater

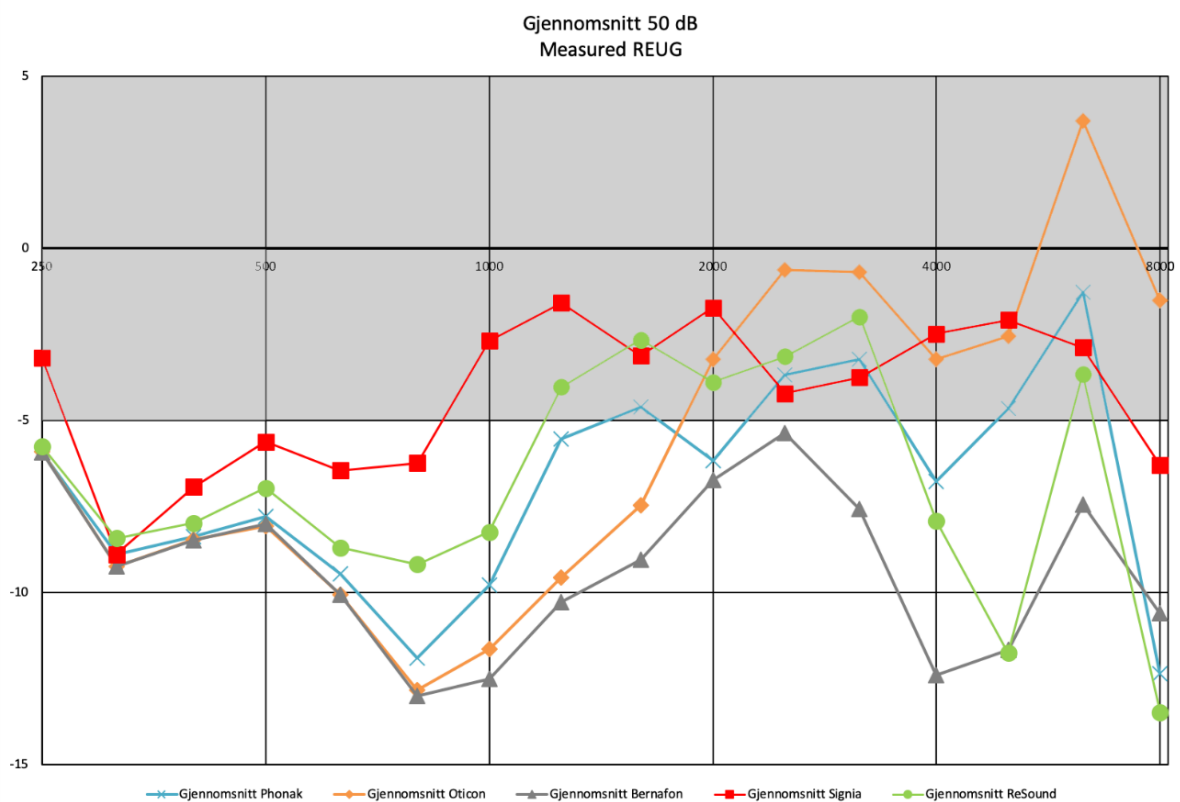
Utgangspunkt for datainnsamlingen var målforsterkning basert på både individuell REUG («measured REUG») og gjennomsnittlig REUG («predicted NAL-NL2»). Det ble også valgt å se på resultatene for 50, 65 og 80 dB SPL inputnivå hver for seg. Detaljert resultat for hver enkelt leverandør er vist i vedlegg IV, mens gjennomsnittsavvik hos de ulike leverandørene er stilt opp mot hverandre i avsnittene under. Alle resultatene er fremstilt på en slik måte at avvik fra målforsterkning vises. For å komme frem til dette ble målforsterkning trukket fra målt forsterkning. Tall oppgis i dB hvor «0» vil si at målt forsterkning og målforsterkning samsvarer, positive tall at høreapparatet gir en overforsterkning og negative tall at høreapparatet gir en underforsterkning. Ved vurdering av resultatene ble det tatt utgangspunkt i BSA sine retningslinjer som sier at +/- 5 dB avvik fra målforsterkning er godtatt (British Society of Audiology, 2018, s. 6). På fremstillingene av resultatene er dette området markert i grått. Merk at kun punktene på disse fremstillingene er basert på faktiske målinger, mens linjer mellom punktene er lagt til for enklere visuell fremstilling. I vedlegg V vises gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning i tallverdi (dB) for de ulike leverandørene ved alle inputnivå.

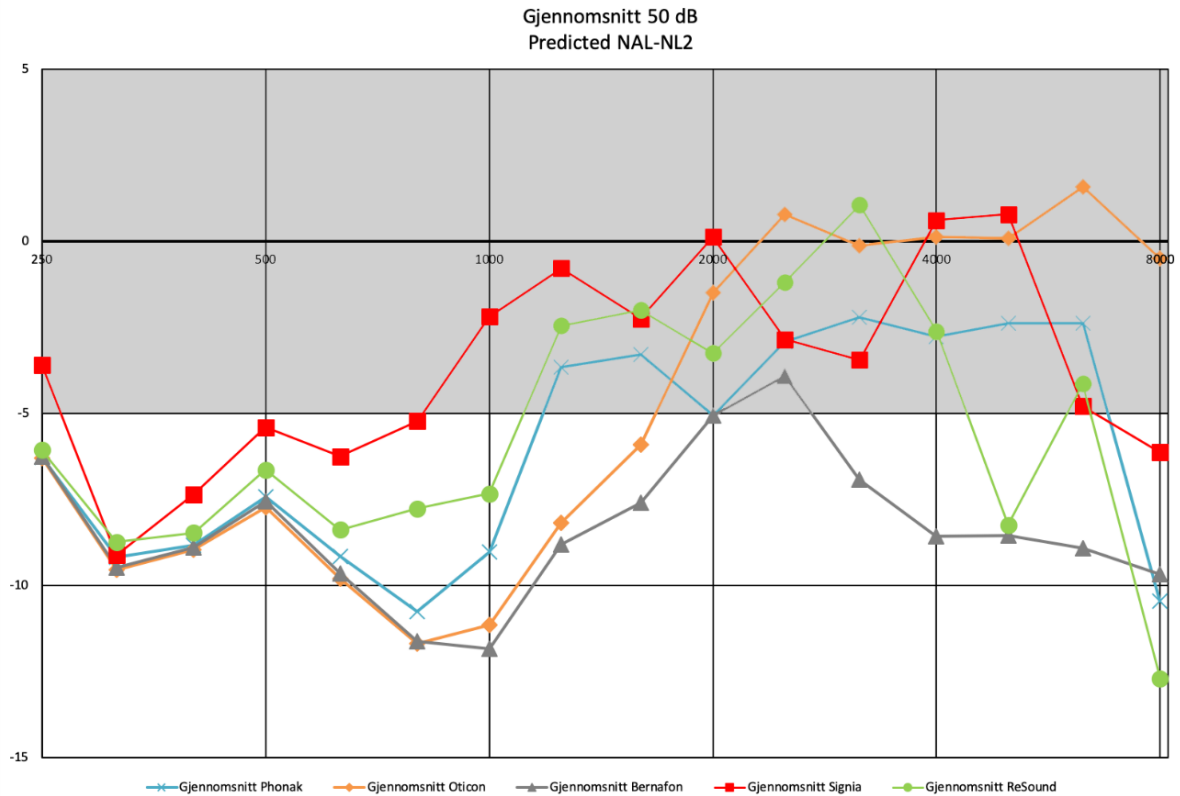
Det varierer hvor mange datasett resultatene bygger på hos de ulike høreapparatleverandørene, dette skyldes at noen datasett måtte ekskluderes eller at noen målinger ikke lot seg gjennomføre. ReSound; 2 ører ble ekskludert da lyden oversteg gjennomsnittlig UCL (uncomfortable loudness level) ved 80 dB SPL inputnivå og målingen automatisk ble avbrutt av ReSounds autoREMfit (autoREM). 6 ører ble i tillegg ekskludert da autoREM selv ga beskjed om at målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå ikke var nådd. Under testingen ble ett av høreapparatene ødelagt og måtte sendes på service, 12 ører ble derfor ikke testet med ReSound i denne tidsperioden. Ytterligere 2 ører ble ikke testet grunnet tilkoblingsproblemer til Aurical. Totalt 20 ører (22 for 80 dB SPL inputnivå) ekskludert/ikke målt. Signia; 2 ører ble ikke målt grunnet tilkoblingsproblemer og 3 ører ble ekskludert da receiver falt ut under måling. Totalt 5 ører ekskludert/ikke målt. Phonak; 6 ører ble ikke målt

grunnet en feilmelding i Phonaks autoREMfit (TargetMatch) som gjorde at målingene ikke kunne fullføres. Resultatene bygger derfor på følgende antall datasett (ører); ReSound 22 for 50 og 65 dB SPL inputnivå og 20 for 80 dB SPL inputnivå, Signia 37, Phonak 36, Oticon 42 og Bernafon 42.

Inputnivå: 50 dB SPL

Ved 50 dB SPL inputnivå ble det målt underforsterkning hos alle leverandørene, spesielt i bassområdet. Figur 1 viser gjennomsnittskurver for de ulike leverandørene. Til og med 1000 Hz sees underforsterkning hos alle (med unntak av 250 og 1000 Hz hos én leverandør), med en maksimal gjennomsnittlig underforsterkning ned i -13 og -11.8 dB for henholdsvis individuell og gjennomsnittlig REUG. I frekvensområdet 1250-6300 Hz ligger de fleste leverandørene innenfor akseptabelt område med unntak av én leverandør hvor gjennomsnittet kun ligger innenfor for én frekvens (2500 Hz for gjennomsnittlig REUG). Ved 8000 Hz sees gjennomsnittlig underforsterkning hos alle leverandører med unntak av én.

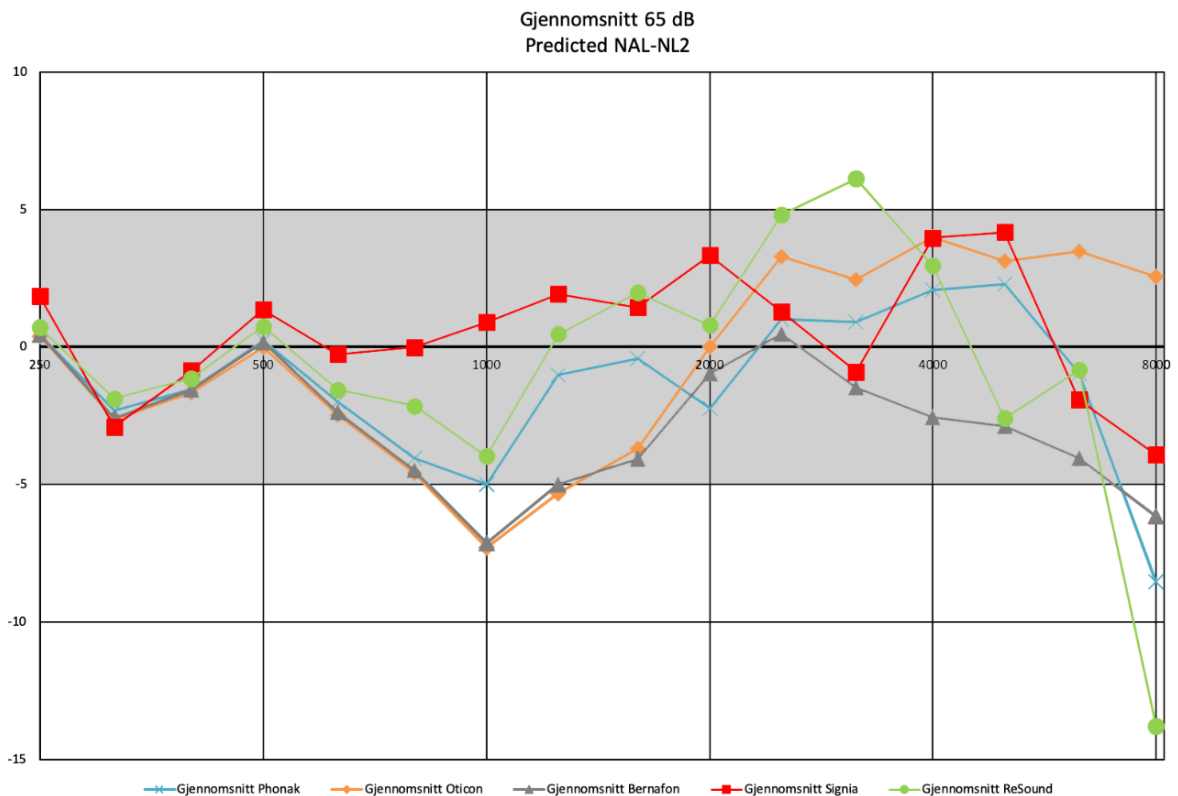
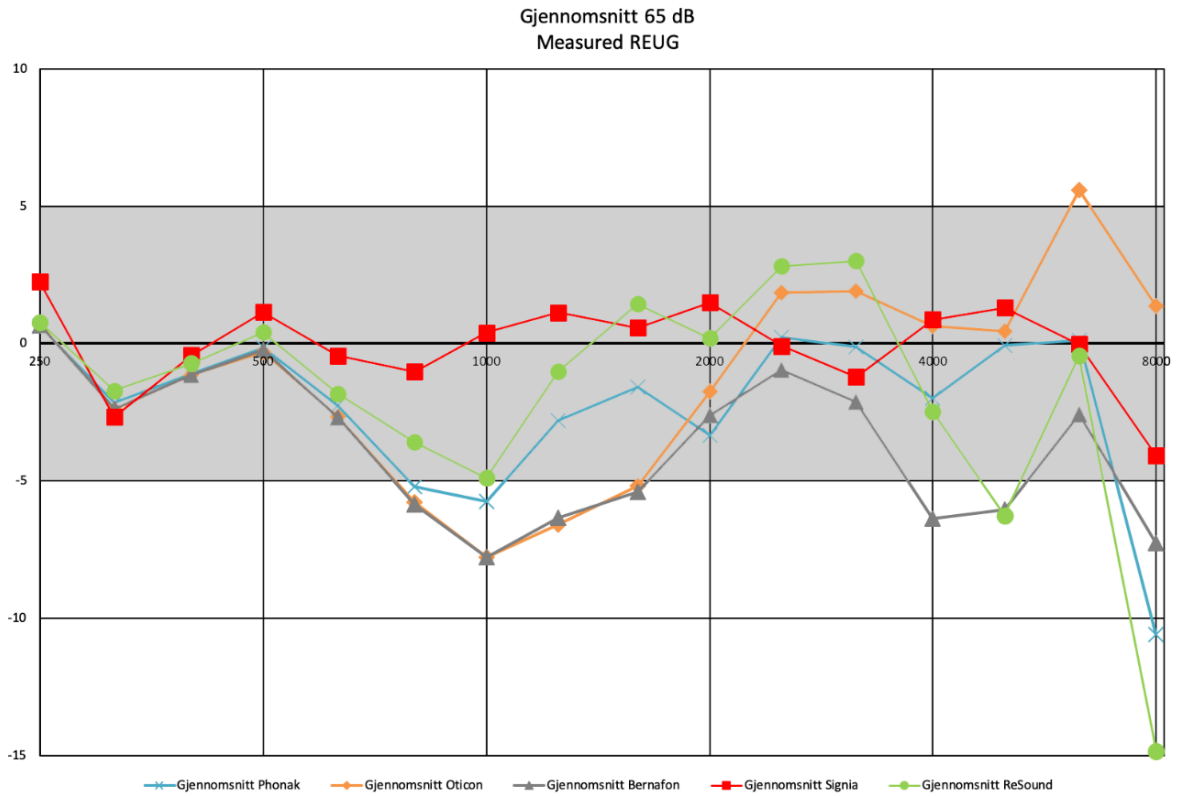




Figur 1: Gjennomsnittlig avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for leverandørene Phonak (n=36), Oticon (n=42), Bernafon (n=42), Signia (n=37) og ReSound (n=22). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

Inputnivå: 65 dB SPL

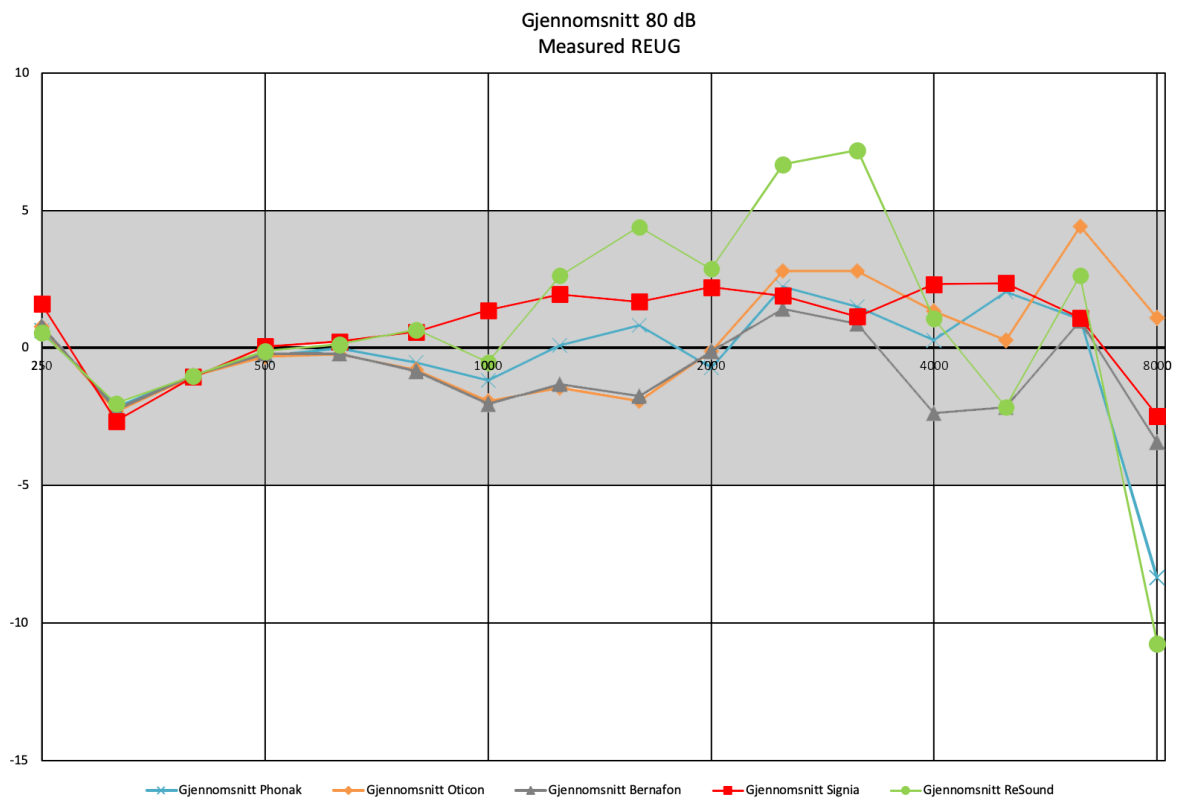
Ved 65 dB SPL inputnivå ligger alle leverandørene nærmere målforsterkning sammenlignet med 50 dB SPL inputnivå. Noen avvik sees likevel; for målforsterkning basert på individuell REUG sees flere, spesielt i frekvensområdene 800-1600 Hz og 4000-8000 Hz. Med unntak av overforsterkning ved 6300 Hz hos én leverandør, er avvikene i form av underforsterkning. For målforsterkning basert på gjennomsnittlig REUG sees avvik i form av underforsterkning ved 1000, 1250 og 8000 Hz for henholdsvis to, én og tre leverandører, samt overforsterkning ved 3150 Hz for én leverandør. (figur 2).

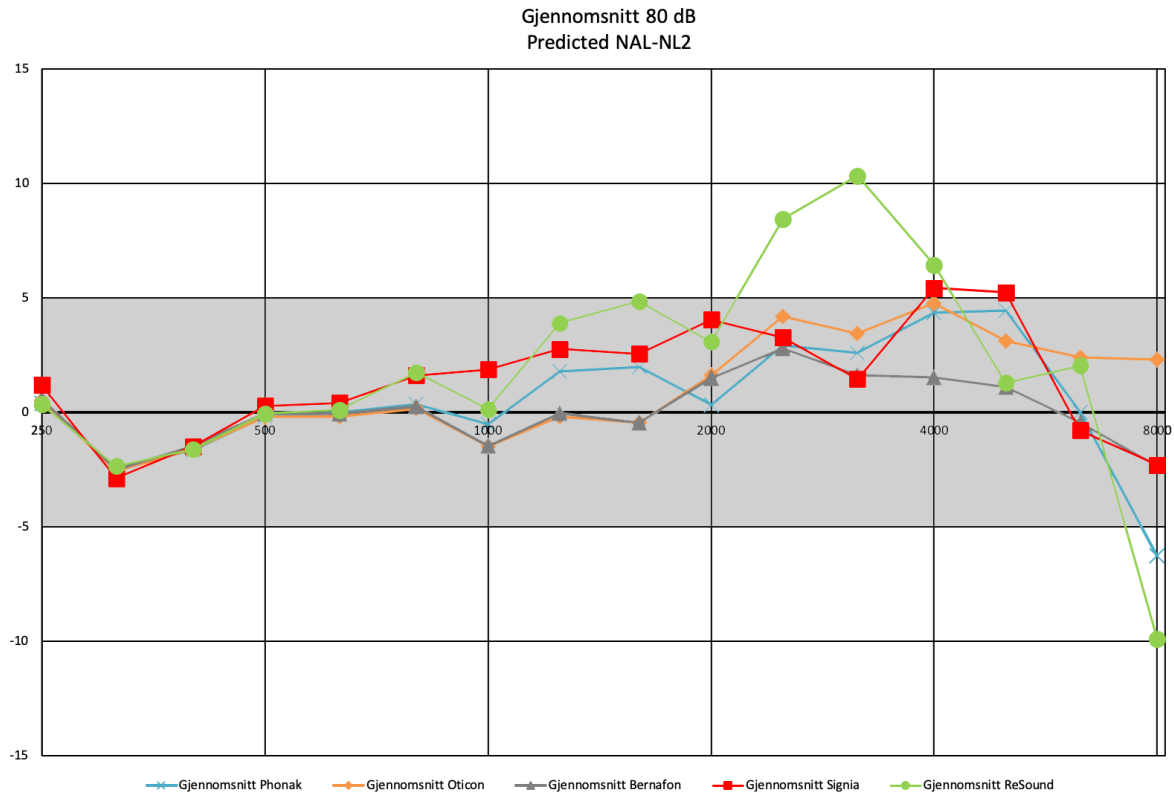


Figur 2: Gjennomsnittlig avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå for leverandørene Phonak (n=36), Oticon (n=42), Bernafon (n=42), Signia (n=37) og ReSound (n=22). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

Inputnivå: 80 dB SPL

Ved 80 dB SPL inputnivå ligger alle leverandørene stort sett innenfor +/- 5 dB fra målforsterkning for frekvensene 250-6300 Hz, unntaket er én leverandør som har en gjennomsnittlig overforsterkning i frekvensområdet rundt 3000 Hz. Eksempelvis sees avvik opp mot 7.2 og 10.3 dB for henholdsvis individuell og gjennomsnittlig REUG ved 3150 Hz. I tillegg har én leverandør et gjennomsnittsavvik som akkurat kommer utenfor akseptabelt område (henholdsvis 5.4 og 5.2 dB) ved 4000 og 5000 Hz når gjennomsnittlig REUG legges til grunn. Ved 8000 Hz sees en gjennomsnittlig underforsterkning hos to leverandører (figur 3).





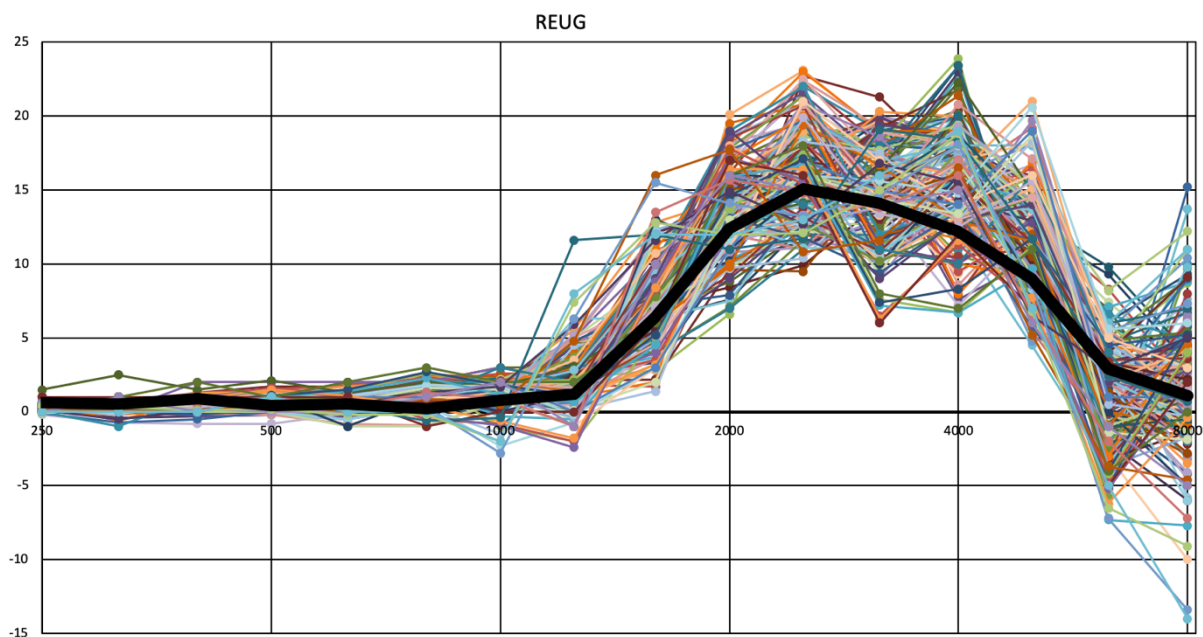
Figur 3: Gjennomsnittlig avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for leverandørene Phonak (n=36), Oticon (n=42), Bernafon (n=42), Signia (n=37 ører) og ReSound (n=20). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

Diskusjon

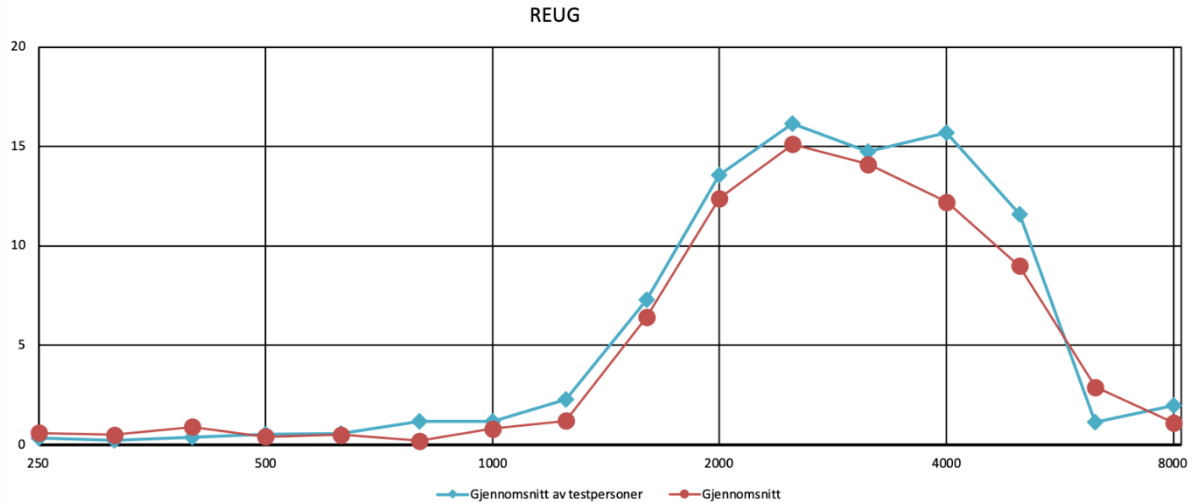
I utgangspunktet vil man kunne forvente å få ulike resultat med tanke på avvik fra målforsterkning avhengig av om man velger å måle REAR eller REIG. Dette på grunn av at det som oftest tas utgangspunkt i gjennomsnittlig REUG ved bruk av REAR, mens det ved REIG tas utgangspunkt i individuell REUG (Mueller & Ricketts, 2018). Vi valgte å måle REAR i Otosuite da vi skulle sammenligne avvik fra målforsterkning, uavhengig av om den leverandørspesifikke autoREMfit'en hadde målt REAR eller REIG. Bakgrunnen for dette er at BSA i sine retningslinjer anbefaler bruk av REAR (British Society of Audiology, 2018, s. 13) og at vi derfor anser dette som praksis hvis manuell REM skulle ha blitt gjort. Vi valgte derimot å hente inn data for REAR-målforsterkning basert på både gjennomsnittlig og individuell REUG, da avvik fra målforsterkning vil variere avhengig av hva man velger. Å ta hensyn til pasientens individuelle REUG kan for eksempel gjøre at lyden oppleves mer lik den lyden pasienten er vant til å høre, noe som kan tenkes å gjøre aksepten for forsterket lyd lettere. Det finnes likevel pasientgrupper som har øreganger som skiller seg i større grad fra

gjennomsnittet. Dette kan for eksempel være pasienter med radikalhule eller perforasjon i trommehinnen. Ved slike tilfeller vil ikke nødvendigvis øregangsresonansen være gunstig for taleforståelsen og det anbefales å gjøre en REAG-måling, da gjennomsnittlig REUG blir benyttet (Dillon, 2012, s. 296). Valg av gjennomsnittlig/individuell REUG ved bruk av REAR blir generelt lite diskutert i faglitteraturen, selv om dette er et valg man kan ta i Otosuite og som fører til at REAR-målforsterkning endrer seg. BSA påpeker i sine retningslinjer at individuell REUG må brukes ved REIG (British Society Audiology, 2018, s. 14), men sier ikke noe spesifikt om bruk av gjennomsnittlig/individuell REUG ved bruk av REAR. Alle leverandørene i vår undersøkelse bruker individuell REUG når de skal beregne målforsterkning. Phonak måler REAR, mens resten måler REIG.

I vår undersøkelse har vi datasett hvor målforsterkning er basert på både individuell og gjennomsnittlig REUG. Ser man på gjennomsnittlige avvik fra målforsterkning er det liten forskjell mellom disse to (figur 1, 2 og 3). Dette skyldes at det nettopp er gjennomsnitt som vises og at jo flere individuelle REUG'er som medregnes, jo nærmere gjennomsnittlig REUG vil man komme, noe som illustreres i figurene under. Figur 4 viser gjennomsnittlig REUG sammenlignet med våre testpersoners individuelle REUG'er, mens figur 5 viser gjennomsnittlig REUG sammenlignet med gjennomsnittet av våre testpersoners REUG'er.

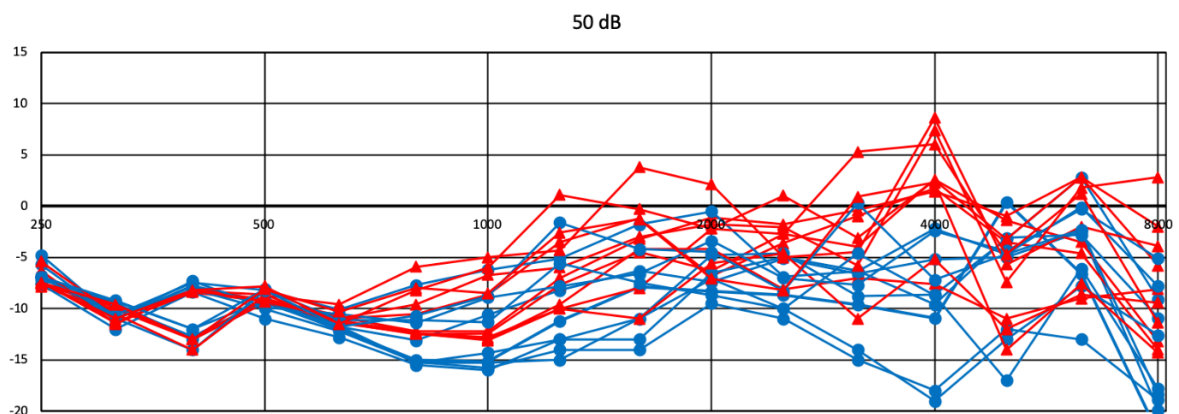


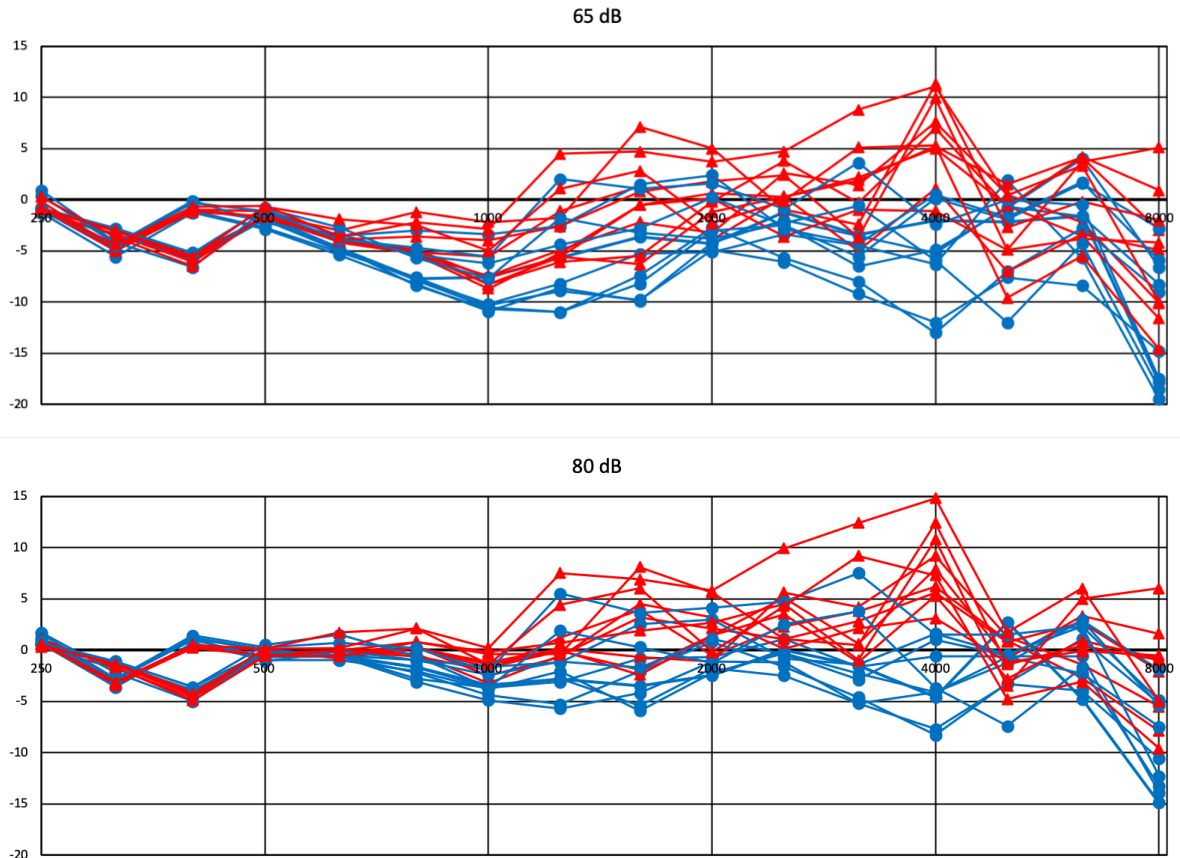
Figur 4: Individuell REUG for alle testpersonene i studien (tynne linjer i farger) og gjennomsnittlig REUG (tykk, svart linje). Individuell REUG er målt på høyre og venstre øre i alle de fem ulike leverandørspesifikke autoREMfit'ene, noe som forklarer den store datamengden.



Figur 5: Gjennomsnittlig REUG og gjennomsnittet av alle individuelle REUG'ene målt i vår studie.

Figur 6 viser avvik fra målforsterkning hos én testperson ved ulike inputnivå for alle fem høreapparatleverandører. Blå linjer med runding illustrerer avvik når målforsterkning baserer seg på individuell REUG, mens røde linjer med trekant illustrerer avvik når målforsterkning baserer seg på gjennomsnittlig REUG. For denne personen fremstår det oftere som om høreapparatene er overforsterket om man tar utgangspunkt i en målforsterkning som baserer seg på gjennomsnittlig REUG, mens høreapparatene stort sett fremstår som underforsterket om individuell REUG legges til grunn. Videre sees en stor spredning i avvik uavhengig av hvilken REUG det blir tatt høyde for. Dette illustrerer i våre øyne viktigheten av å ta et bevisst valg rundt hvilken REUG man ønsker å ta utgangspunkt i.





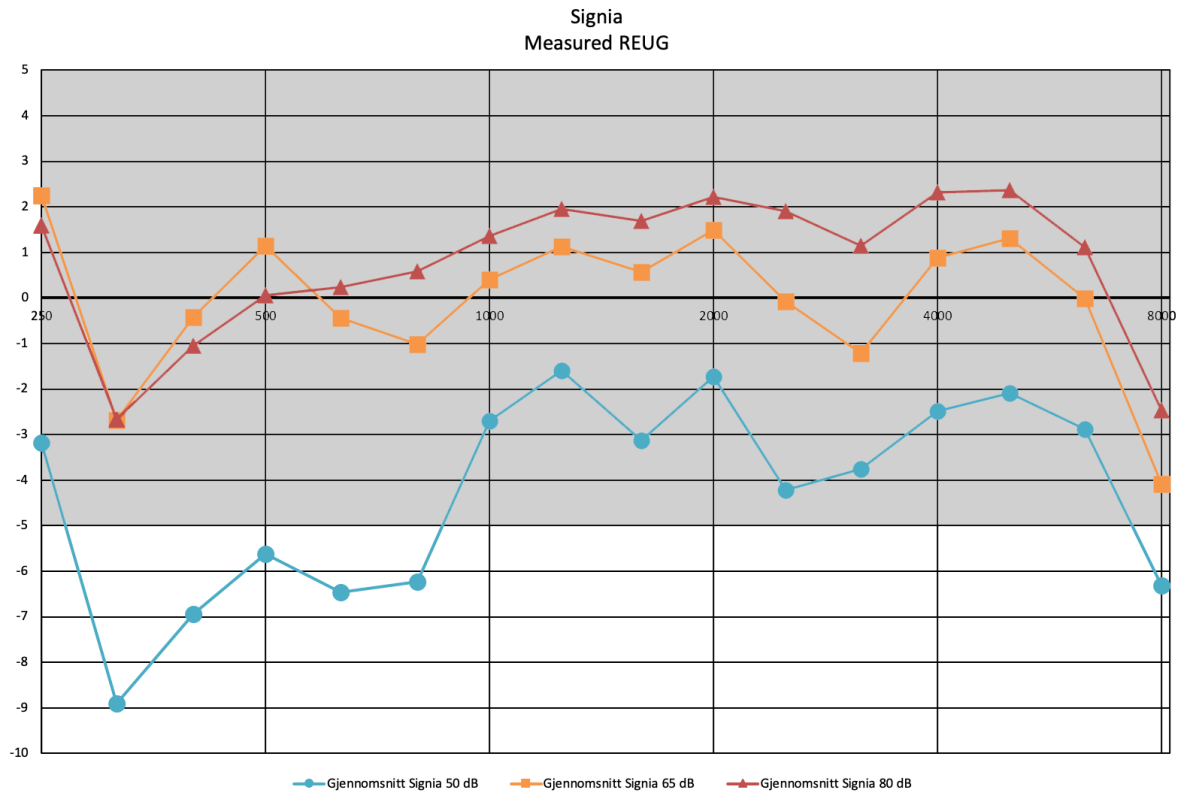
Figur 6: Spredning i målte avvik fra målforsterkning for én testperson ved 50 (øverst), 65 (midten) og 80 dB SPL inputnivå (nederst). Blå linjer med runding viser avvik fra målforsterkning når denne er basert på individuell REUG, mens røde linjer med trekant viser avvik fra målforsterkning når denne er basert på gjennomsnittlig REUG.

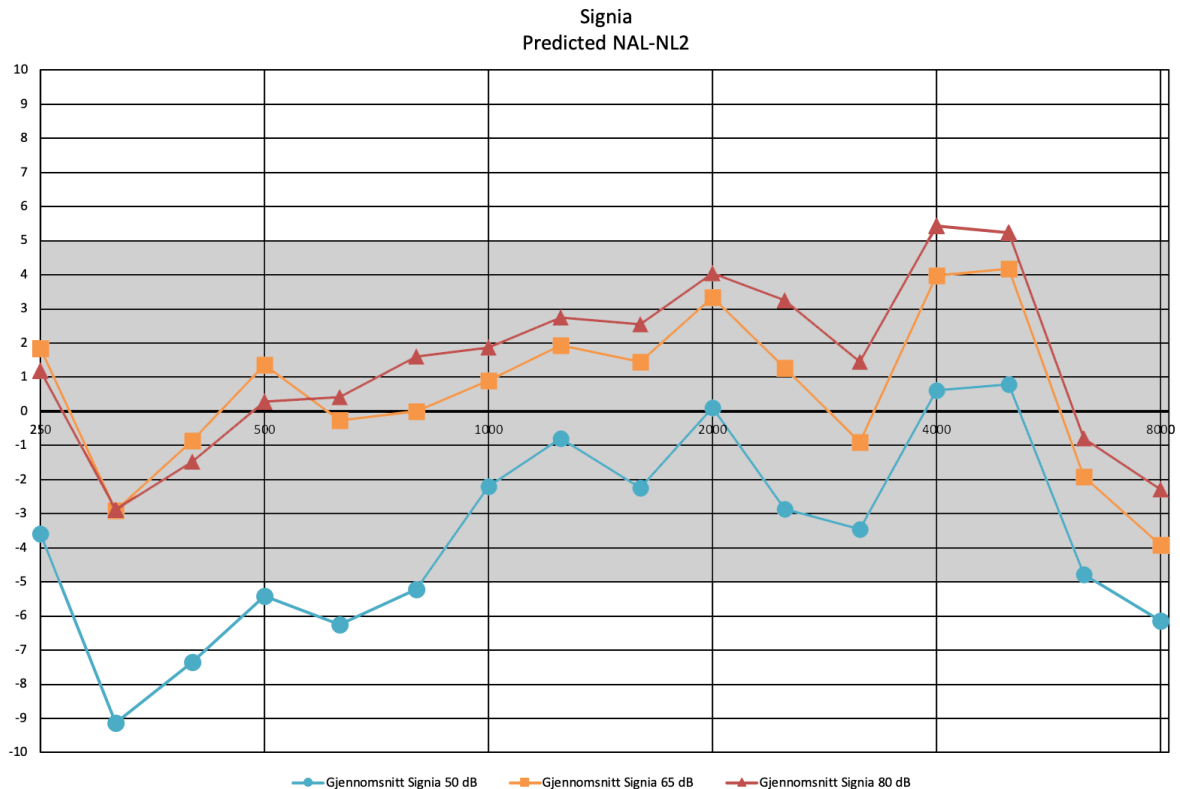
Latzel et al. testet i 2017 nøyaktigheten til autoREMfit (Phonaks TargetMatch) i form av avvik fra målforsterkning når tilpasningsregel DSLv5 ble brukt for 10 personer med nedsatt hørsel. Gjennomsnittlig over alle inputnivå (50, 65 og 80 dB SPL) ble det funnet avvik innenfor +/- 3 dB fra målforsterkning mellom frekvensene 400-4000 Hz. Det bemerkes at denne studien ikke er uavhengig da 3 av 6 forfattere er ansatt i Phonak (Latzel et al., 2017). Ved gjennomgang av våre resultater ble det funnet at avvik i samme frekvensområde ligger innenfor +/- 6 dB fra målforsterkning når gjennomsnitt over alle inputnivå blir regnet ut. Størst gjennomsnittlig avvik sees ved 800 og 1000 Hz, henholdsvis -5.9 og -5.6 dB, mens gjennomsnittlig avvik ved de resterende frekvensene mellom 400-4000 Hz ligger innenfor +/- 4 dB fra målforsterkning. Hvor Latzel et al. brukte DSLv5 som tilpasningsregel, brukte vi NAL-NL2. En studie finansiert av Phonak testet i 2018 det samme som Latzel et al. når tilpasningsregel NAL-NL2 ble brukt for 10 personer med nedsatt hørsel. Gjennomsnittlig over alle frekvenser og inputnivå ble det funnet et avvik fra målforsterkning på 1.5 dB når autoREMfit (TargetMatch) og individuell REUG ble brukt (Denys, Latzel, Francart &

Wouters, 2018). I vår studie har vi valgt å skille resultatene på både frekvenser og inputnivå, men for sammenlignings skyld har vi regnet ut et gjennomsnittlig avvik over alle frekvenser og inputnivå for resultater knyttet til Phonak og målforsterkning basert på individuell REUG. Vi kom da frem til et avvik på -3.2 dB. I Denys et al. sin studie fikk alle deltakerne formstøpte propper med 0-2 mm ventilering, mens vi brukte åpne domer. Dette kan bidra til ulike resultater i de to studiene. Av de 18 personene (36 ører) som ble testet med Phonak i vår studie, ble én person (2 ører) testet med power dome/lukket løsning, mens resten ble testet med åpne domer. Sammenligning av testresultatene ved bruk av power dome og gjennomsnittet av alle målinger gjort med denne leverandøren viser noe mindre avvik ved bruk av power dome for 50 dB SPL inputnivå for alle frekvenser og for de fleste frekvenser ved 65 dB SPL inputnivå, mens en større grad av overforsterkning sees ved 80 dB SPL inputnivå. Det må nevnes at vi fant store individuelle forskjeller og at lignende resultat som ble funnet hos den testpersonen hvor power dome ble benyttet også ble funnet hos testpersoner hvor åpen dome ble benyttet. En større studie som ser på forskjell i avvik fra målforsterkning avhengig av om pasienten er tilpasset med åpen eller lukket løsning er derfor nødvendig for å undersøke dette nærmere.

Baumann et al. (2018) på sin side, har sett på avvik fra målforsterkning når Signias autoREMFIT (AutoFit) og tilpasningsregel NAL-NL2 ble brukt. Totalt 17 ører var med i studien. Individuell REUG ble målt og høreapparatene ble automatisk stilt inn ved bruk av REIG ved 65 dB SPL inputnivå. Sammenlignet med NAL-NL2 sin REIG-målforsterkning fant de at ingen gjennomsnittlige avvik var større enn 1 dB, bortsett fra ved 3000 og 4000 Hz hvor gjennomsnittlig avvik henholdsvis var 1.5 og 2.1 dB. Resultatene ble også sammenlignet med NAL-NL2 sin REAR-målforsterkning. Avvikene var da noe større, med et maksimalt gjennomsnittlig avvik ved 4000 Hz på 4.5 dB. Som nevnt baserer REAR seg på gjennomsnittlig REUG, mens REIG baserer seg på individuell REUG, noe som vil gi litt ulik målforsterkning om øregangsresonansen ikke er tilnærmet gjennomsnittlig. Dette antas ifølge forfatterne å være grunnen til større avvik ved sammenligning med NAL-NL2 sin REAR-målforsterkning i forhold til samme tilpasningsregels REIG-målforsterkning. Det må bemerkes at flere av forfatterne i denne studien er ansatt av Sivantos, som eier Signia. I vår studie ble ikke resultatene sammenlignet med REIG-målforsterkning, men vi har sett på avvik fra NAL-NL2 sin målforsterkning både når REAR er basert på individuell og gjennomsnittlig REUG. Gjennomsnittlig avvik for høreapparat tilpasset med Signias autoREMFIT (AutoFit) er vist i figur 7 og i likhet med studien til Baumann et al. sees mindre avvik når individuell

REUG ligger til grunn. Ved bruk av individuell REUG fant vi at gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning ligger godt innenfor +/- 5 dB for både 65 og 80 dB SPL inputnivå. Ved 65 dB SPL inputnivå finner vi noe større avvik i bassområdet enn Baumann et al., ellers ligger gjennomsnittlig avvik innenfor +/- 1.5 dB fra målforsterkning opp til 6300 Hz.





Figur 7: Gjennomsnittlig avvik i dB fra målforsterkning ved 50, 65 og 80 dB SPL inputnivå for Signia (n=37). Individuell REUG er brukt i beregning av målforsterkning i den øverste grafen, mens gjennomsnittlig REUG er brukt i den nederste grafen.

I en studie gjort for GN ReSound ser Koehler og Kulkarni (2014) blant annet på forskjell i forsterkning når høreapparatene blir tilpasset med manuell REM sammenlignet med autoREMfit (ReSound sin autoREM). Totalt 29 ører var med i studien og tilpasningene ble gjennomført av tre ulike audiografer, hvor to hadde erfaring med REM på forhånd, og den siste hadde ingen erfaring fra tidligere. Tilpasningsregelen som ble brukt var ReSOUNDS proprietære Audiogram+ og REIG ble brukt som målemetode ved REM. Manuell REM ble regnet som godkjent hvis avvik lå innenfor +/- 5 dB fra målforsterkning. Videre ble det kun sett på forskjell mellom forsterkning ved manuell REM og autoREMfit, ikke hvor mye avvik de to metodene ga med tanke på målforsterkningen. Resultatene viste at manuell REM gjennomsnittlig ga omkring 2 dB mer forsterkning ved 800 og 1000 Hz, og omkring 0.5 dB mindre i forsterkning ved 2000 og 4000 Hz sammenlignet med autoREMfit. Forskjellene ved 800 og 1000 Hz var signifikante, mens forskjellene ved 2000 og 4000 Hz ikke var det. I og med at denne studien er fra 2014 og flere oppdateringer av ReSOUNDS programvare har kommet siden den gang (tidligere Aventa, nå SmartFit), skal vi ikke sammenligne våre resultater altfor mye med studien til Koehler og Kulkarni. Det er likevel interessant å se at de

fant en signifikant forskjell i forsterkning (ca. 2 dB mindre ved autoREMfit) ved 800 og 1000 Hz i sin studie da vi i vår studie ser en trend til underforsterkning i bassområdet ved bruk av flere leverandører sin autoREMfit, spesielt ved lave inputnivå (figur 1). Vi ser også en trend til lavere forsterkning rundt 1000 Hz ved 65 dB SPL input (figur 2).

I våre undersøkelser sees en større gjennomsnittlig overforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for ReSound sammenlignet med de andre høreapparatleverandørene, spesielt i området rundt 3000 Hz (figur 3). Dette kan skyldes at vi har betraktelig mindre data å bygge et gjennomsnitt på for ReSound i forhold til de andre leverandørene (20 ører i forhold til 36-42 ører). Ser man på enkeltresultatene i vedlegg IV har både Bernafon og Oticon målverdier som ligner ReSound sine for individuell REUG ved 80 dB SPL inputnivå (en maksverdi på henholdsvis 10.2 og 12.9 dB sammenlignet med 12 dB for ReSound). Ved gjennomsnittlig REUG derimot, er alle enkeltmålinger for ReSound ved 3150 Hz utenfor toleransevinduet på +/- 5 dB med en maksverdi på 15.3 dB.

Folkeard, Pumford, Abbasalipour, Willis og Scollie (2018) gjorde en studie hvor avvik fra målforsterkning ble undersøkt hos 22 personer med nedsatt hørsel når høreapparatene ble tilpasset i Oticon Genie på tre ulike måter; leverandørens first fit, autoREMfit (Oticons REM autofit) og tilpasning med manuell REM av en erfaren audiograf. Det ble funnet et avvik fra målforsterkning på henholdsvis 6.7, 4.3 og 3.8 dB RMSE (root mean square error) for frekvensene 500-6000 Hz. Tilpasningsregel DSLv5 ble brukt og autoREMfit ble gjort gjennom Audioscan's VerifitLINK. Inputnivå var 50, 65 og 75 dB SPL. Tilpasning ved bruk av manuell REM ga i denne studien minst avvik fra målforsterkning selv om forskjellene i avvik mellom tilpasning ved bruk av manuell REM og autoREMfit (REM autofit) ikke var signifikante. Denne studien er ikke direkte sammenlignbar med vår egen da avvik fremstilles som RMSE, mens vi har sett på gjennomsnitt. I denne sammenheng er det likevel interessant å se på forskningen til Folkeard et al. da metodikken samsvarer godt med vår metode, samt at den sier noe om nøyaktigheten til Oticons autoREMfit.

Mueller og Ricketts beskriver i sin artikkel (2018) en pilotstudie gjort med autoREMfit. De testet fire høreapparatleverandører (Oticon, Phonak, Signia og ReSound), hvorav én ble ekskludert da det ble funnet store avvik ved alle frekvenser og inputnivåer. De tilpasset høreapparatene med autoREMfit, for så å gjøre en uavhengig REAR-måling av tilpasningen. Det ble testet ved 55, 65 og 75 dB SPL inputnivå. Da dette bare er en pilot studie, er kun

resultatene for en testperson vist i teksten. Ved 65 dB SPL inputnivå lå 2 av 3 leverandører innenfor +/- 3 dB ved alle frekvenser mellom 250-5000 Hz. Den siste lå 2-5 dB under målforsterkning. Mueller og Ricketts forklarer disse forskjellene med hver enkelt leverandørs egen tolkning av NAL-NL2. Noe bedre samsvar ble funnet ved 75 dB SPL inputnivå. Ved lave inputnivå ble det funnet større avvik, spesielt i bassområdet. Dette antas å ha med kompresjon å gjøre, at høreapparatet ikke tillater så høy kompresjonsratio som NAL-NL2 krever. Det kan også skyldes målefeil/feil ved tilpasning, men dette anser forfatterne som lite sannsynlig. Vi har i stor grad basert vår metodikk på denne studien, men direkte sammenligning av resultatene er vanskelig da de ulike høreapparatleverandørene i Mueller og Ricketts' studie er anonymisert. Videre fremstiller de kun resultatene for én testperson og omtaler de resterende resultatene som «sammenlignbare med disse». Likevel kan det sees en lignende trend til underforsterkning i bassområdet ved lave inputnivå i vår studie.

Det har blitt gjort flere studier som tyder på at de ulike høreapparatleverandørene lager sine egne versjoner av NAL-NL2. Mueller og Ricketts (2018) diskuterer som nevnt dette i sammenheng med autoREMfit. Grostad og Thorvaldsen så i sin bacheloroppgave på hvorvidt NAL-NL2 i 8 ulike leverandørspesifikke programvarer samsvarte med NAL-NL2 i Otosuite. Resultatene viste signifikante avvik fra målforsterkning ved alle inputnivå. Ved 50 dB SPL var det store tendenser til underforsterkning. Samsvar økte med input nivå, men ved 80 dB SPL så de også signifikant overforsterkning (2018, s. 25 og 29). Dette kan være med på å forklare resultatene i vår studie, da vi også så tendenser til underforsterkning ved lave input nivå, og at samsvar med målforsterkning økte ved 65 og 80 dB SPL med tendenser til overforsterkning ved høye frekvenser.

Vi har i vår undersøkelse valgt å gjøre åpne tilpasninger til alle pasienter (unntatt målinger på én person med Phonak), da vi vurderte det slik at det ikke var klinisk realistisk å tilpasse noe annet til et slikt hørselstap blant annet på grunn av okklusjonseffekten (Dillon, 2012, s. 140). Likevel må vi ta høyde for at dette kan ha ført til lekkasje av lav og mellomfrekvenser (Dillon, 2012, s. 134-137), da vi ser at samtlige leverandører ikke treffer målforsterkning innenfor +/- 5 dB ved de fleste frekvenser ved 50 dB SPL inputnivå, spesielt i bassområdet (figur 1). Ideelt sett kunne vi ha brukt REM for å individuelt vurdere nytteverdien av en mer lukket løsning slik Pumford foreslår i sin artikkel (2018), men dette ble ikke gjort blant annet med tanke på tidsbegrensinger. Det kan også tenkes at kompresjonsinnstillinger som

kompresjonsratio og utkoblingstid kan påvirke hvorvidt autoREMfit klarer å samsvare forsterkning ved alle inputnivå med målforsterkning (Mueller & Ricketts, 2018).

Ved 8000 Hz ser vi at forsterkningen har en tendens til å synke ved alle inputnivå for flere av høreapparatleverandørene (figur 1, 2 og 3). En forklaring på dette kan være at feedbackprogrammet i høreapparatene slår inn og demper forsterkningen på 8000 Hz (Mueller et al., 2017, s. 179), eller at kompresjonsratioen i de ulike høreapparatene begrenser forsterkningen i diskanten (Dillon, 2012, s. 179-180). Figur 4 viser alle REUG-målingene foretatt i denne studien og vi ser at noen kurver faller under -5 dB ved 6300 og 8000 Hz. For å kvalitetssikre probeplasseringen sørget vi for at REUG-kurven ikke falt under -5 dB ved 6000 Hz, dette innebærer at resultatene for frekvenser over dette kan ha større målefeil grunnet stående lydbølger i øregangen (Dillon, 2012, s. 104). Dette gjelder likevel et fåtall av kurvene og kan derfor ikke tenkes å alene forklare de gjennomsnittlige resultatene ved 8000 Hz i figur 1, 2 og 3.

Metodekritikk

En svakhet med denne studien er at det er relativt få testpersoner, spesielt for én av høreapparatleverandørene. På grunn av tidsmessige årsaker rakk vi ikke å ta nye målinger med de leverandørene som fikk flere av sine datasett ekskludert eller ikke gjennomført, noe som fører til at vi sammenligner de på ulikt grunnlag. Da dette påpekes flere ganger i løpet av oppgaven i tillegg til at alle enkeltresultater ligger vedlagt (vedlegg IV), har vi likevel valgt å gjøre dette.

Testrommets størrelse gjorde at avstanden mellom høyttaler og vegg bak, samt testperson og vegg bak, ble noe mindre enn hva som er anbefalt i BSA sine retningslinjer (British Society of Audiology, 2018, s. 10), henholdsvis 60 og 80 cm i stedet for 100 cm. Selv om testrommet var lydisolert, var ikke dette alltid tilstrekkelig. For å unngå feilkilder som for mye bakgrunnsstøy ble derfor noen målinger tatt om igjen eller utsatt ved stor aktivitet utenfor testrommet. Det ble derimot ikke målt støynivå underveis i testingen. Phonaks autoREMfit (TargetMatch) ga beskjed hvis lydnivået på bakgrunnsstøyen ble for høyt, mens dette ikke forekom hos noen av de andre leverandørene. Når REUG målinger ble tatt ble det kontrollert at kurven ikke falt under -5 dB ved 6000 Hz, da dette ville indikert at probeslangen ikke var

riktig plassert. Dette er riktig i henhold til BSAs retningslinjer fra 2007, men i BSAs nye retningslinjer fra 2018, som vi har tatt utgangspunkt i for resten av undersøkelsen, sier at REUG-kurven ikke må falle under -5 dB fra 4000-8000 Hz. Det var en glipp fra vår side at ikke BSAs nyeste retningslinjer ble fulgt også ved REUG-målingene.

Da vi utførte REM i Otosuite målte vi REAR, til tross for at de fleste autoREMfit-programmene målte REIG. Ulik målemetode vil i seg selv kunne gi ulikt samsvar med målforsterkning, spesielt om testpersonen har en øregansresonans som avviker fra gjennomsnittet. Dette på grunn av at REIG tar utgangspunkt i individuell REUG, mens REAR tar utgangspunkt i gjennomsnittlig REUG. Vi valgte likevel å gjennomføre REAR da det er denne målemetoden som er anbefalt av BSA (British Society of Audiology, 2018, s. 13) og vi ønsket å se på avvik fra den målforsterkningen man hadde forholdt seg til om man skulle ha utført manuell REM i en uavhengig programvare. At REAR tar utgangspunkt i gjennomsnittlig REUG er likevel en sannhet med modifikasjon, man kan nemlig få oppgitt REAR-målforsterkning som baserer seg på individuell REUG, noe Phonak har valgt å gjøre i sin autoREMfit. Vi valgte å samle inn data om avvik fra målforsterkning både når REAR-målforsterkning baserer seg på gjennomsnittlig REUG og individuell REUG, både for å undersøke hvor mye forskjell i avvik dette medførte og for å belyse et tema vi selv opplever er for lite diskutert i faglitteraturen.

Videre valgte vi å knytte resultatene opp mot klinisk relevans og se om avvik oversteg +/- 5 dB i samsvar med anbefalinger fra BSA (British Society of Audiology, 2018, s. 6). Det er derimot ikke sett på statistisk signifikans eller gjort andre statistiske analyser. Det at vi har valgt å se på gjennomsnittlig avvik bør også nevnes, da det kan gi et feilaktig bilde om man kun ser på dette. En leverandør kan eksempelvis ha både store overforsterkninger og store underforsterkninger ved en gitt frekvens, men likevel ha et gjennomsnittlig avvik som ligger rundt 0 dB fra målforsterkning om enkeltresultatene ligger likt fordelt om 0-linjen. Det er derfor viktig for oss å påpeke at gjennomsnittene kun er gjennomsnitt og at vedlegg IV bør sees på i sammenheng med disse resultatene. Individuelle forskjeller i avvik fra målforsterkning avhengig av om individuell eller gjennomsnittlig REUG ligger til grunn er kun sett på i detalj for én enkelt testperson (figur 6). Dette skyldes både tidsbegrensninger og størrelsesomfang på oppgaven.

Fordi vi tenker at noe av hensikten med autoREMfit er at audiografen skal spare tid sammenlignet med manuell REM, og samtidig treffe målforsterkningen valgte vi å gi de ulike autoREMfit'ene kun ett forsøk på å tilpasse forsterkningen til målforsterkningen. Selv om det var mulig i alle de leverandørspesifikke programvarene, gikk vi ikke inn og endret manuelt på forsterkningen ved noen av frekvensene til tross for at vi i noen tilfeller så at det ikke var samsvar med målforsterkning. Dette skyldes både at vi mener at en autoREMfit bør kunne gi et best mulig samsvar til målforsterkning når justering av forsterkning skjer automatisk, samt at det ville ha visket ut skillet mellom autoREMfit og manuell REM om vi skulle ha endret på den automatiske innstillingen som programvaren gjorde. Det er likevel verdt å nevne at dette er en mulighet og at man i klinisk sammenheng derfor vil kunne få et bedre samsvar med målforsterkning enn det som er vist i denne studien.

Vi valgte å gjennomføre en feedbacktest i forkant av alle tilpasninger. I teorien kan dette påvirke forsterkningen hos noen leverandører (Denys et al., 2018, s. 3), men dette har vi ikke undersøkt nærmere. Ut fra resultatene våre ser det derimot ikke ut som om det har satt noen begrensninger, da det ved høye inputnivå, hvor sannsynligheten for feedback er størst, er der hvor alle leverandørene har forsterkningskurver som samsvarer best med målforsterkning.

Det er ikke gjort test-retest grunnet tidsbegrensninger, noe som kunne ha gjort resultatene enda sikrere.

Konklusjon

Vi har sett på både gjennomsnittlige og individuelle resultater. Ved 50 dB SPL inputnivå viste gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning stor grad av underforsterkning, spesielt i bassområdet. Ved 65 og 80 dB SPL inputnivå samsvarer gjennomsnittet relativt godt med målforsterkning, spesielt i mellom- og høyfrekvensene. Enkeltresultatene viser derimot stor individuell variasjon ved alle frekvenser og inputnivå, for alle leverandører. Dette gjør at vi ikke føler at man kan stole nok på kurvene som vises i den leverandørspesifikke programvaren til at man skal velge autoREMfit fremfor manuell REM. I tillegg sees store variasjoner i avvik fra målforsterkning når samme person får tilpasset høreapparater med de ulike leverandørspesifikke autoREMfit'ene. Ved tilpasning på samme person, og med bruk av samme tilpasningsregel skulle man tro at resultatene ville samsvare bedre på tvers av

leverandørene. Vi diskuterer i vår oppgave bruken av individuell og gjennomsnittlig REUG og ser at det er behov for å ha muligheten til å ta et bevisst valg rundt dette. I tillegg er det enkelte pasientgrupper hvor det anbefales å tilpasse med gjennomsnittlig REUG, som for eksempel pasienter med radikalhule eller perforasjon i trommehinnen. I de autoREMfit`ene som var med i vår undersøkelse hadde man ikke muligheten til å velge om målforsterkning skulle baseres på individuell eller gjennomsnittlig REUG, eller om det skulle gjøres REIG- eller REAR-målinger. Vi ser også tendenser som kan tyde på at høreapparatleverandørene har egne versjoner av NAL-NL2, noe som kan bidra til avvik fra målforsterkning sammenlignet med manuell REM. Det er viktig å være bevisst på de valgene som blir tatt for en ved bruk av dette verktøyet.

Vi tenker at man ved bruk av autoREMfit i noen tilfeller kan risikere å sitte igjen med en følelse av å ha verifisert en tilpasning til en gitt tilpasningsregel, når det i realiteten kan være store avvik fra målforsterkning. Til tross for samsvar med målforsterkning for flere av testpersonene, spesielt ved 65 og 80 dB SPL inputnivå, er vi på bakgrunn av våre funn skeptiske til bruk av autoREMfit slik det fungerer nå.

Referanseliste

- Aazh, H. & Moore, B. C. (2007). The value of routine real ear measurement of the gain og digital hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 18(8), 653-664. Hentet fra <https://pdfs.semanticscholar.org/d889/4d5c19c22d11ec727562de66dacd3a88dc20.pdf>
- Aazh, H., Moore, B. C. & Prasher, D. (2012). The accuracy of matching target insertion gains with open-fit hearing aids. *Journal of the American Academy of Audiology*, 21(2), 175-180. doi: 10.1044/1059-0889(2012/11-0008)
- Arbeidstilsynet. (2018). Forskrift om tiltaksverdier og grenseverdier for fysiske og kjemiske faktorer i arbeidsmiljøet samt smittegrupper for biologiske faktorer (forskrift om tiltaks- og grenseverdier). Hentet fra <https://www.arbeidstilsynet.no/globalassets/regelverkspdf/forskrift-om-tiltaks--og-grenseverdier>
- Arntsen, O. (2018). Høreapparater betalt av NAV i 2017. Hentet fra <http://www.n-t-a-f.org/HA-statistikk.htm>
- Baumann, J., Powers, T. & Branda, E. (2018). Validity Reliability and Efficiency of the Signia AutoFit Procedure. *Hearing Review*, 25(9), 26-30. Hentet fra <http://www.hearingreview.com/2018/08/validity-reliability-efficiency-signia-autofit-procedure/>
- Beck, D. L. & Crowe, N. (2017). Easy Fast and Accurate Hearing Aid Fittings via an Automated REM System Using IMC 2. *Hearing Review*, 24(4), 30-31. Hentet fra <http://www.hearingreview.com/2017/04/easy-fast-accurate-hearing-aid-fittings-via-automated-rem-system-using-imc-2/>
- British Society of Audiolgy (2007). Guidance on the use of real ear measurement to verify the fitting of digital signal processing hearing aids. Hentet fra <http://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2014/04/REM.pdf>
- British Society of Audiology (2018). Practice guidance. Guidance on the verification of hearing devices using probe microphone measurements. Hentet fra <http://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2018/05/REMS-2018.pdf>
- Demant. (2019, 1. mai). About Demant. Hentet fra <https://www.demant.com/>
- De Nasjonale Forskningsetiske Komiteene. (2016). Genrelle forskningsetiske retningslinjer. Hentet fra https://www.etikkom.no/globalassets/documents/publikasjoner-som-pdf/fek_generelle_retningslinjer.pdf

- Denys, S., Latzel, M., Francart, T. & Wouters, J. (2018). A preliminary investigation into hearing aid fitting based on automated real-ear measurements integrated in the fitting software: test–retest reliability, matching accuracy and perceptual outcomes. *International Journal of Audiology*, 1-9. doi: 10.1080/14992027.2018.1543958
- Dillon, H. (2012). *Hearing Aids* (2. utg.). New York: Thieme.
- Dybvik, A. A., Johnsen, L. R. & Liland, C. (2017). *Kartlegging av REM-bruk i Norge* (Bacheloroppgave). NTNU: Trondheim.
- Folkeard, P., Pumford, J., Abbasalipour, P., Willis, N. & Scollie, S. (2018). A Comparison of Automated Real-Ear and Traditional Hearing Aid Fitting Methods. *Hearing Review*, 25(11), 28-32. Hentet fra <http://www.hearingreview.com/2018/10/comparison-automated-real-ear-traditional-hearing-aid-fitting-methods/>
- Gelfand, S. A. (2016). *Essentials of audiology* (4. utg.). New York: Thieme.
- GN ReSound. (2018). ReSound Smart Fit AutoREM guide. Hentet fra https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=2ahUKEwjYm6C9nvvhAhXcAxAIHQwbA0AQFjAAegQIAxAC&url=https%3A%2F%2Fwww.resoundpro.com%2F~%2Fmedia%2FFRESH%2FUS%2F00-DOWNLOADS%2FGuides%2FMK605068_GU_SmartFit_AutoREMGuide.ashx%3Fla%3Den-US&usg=AOvVaw11txp1O5fIWVDxMuxzo0Nj
- Grostad, E. & Thorvaldsen, B. (2018). *REAG-resultater for «real ear measurements» - En sammenligning mellom målførsterkning og målt forsterkning*. (Bacheloroppgave). NTNU: Trondheim.
- Keidser, G. & Dillon, H. (2006). What's new in prescriptive fittings down under. I Palmer, C. & Seewald, R. (Red.), *Hearing care for adults* (s. 133-142). Hentet fra http://www.blog-audioprothesiste.fr/wp-content/uploads/2012/01/Whats_New_in_Prescriptive_Fittings_Down_Under.pdf
- Keidser, G., Dillon, H., Flax, M., Ching, T. & Brewer, S. (2011). The NAL-NL2 Prescription Procedure. *Audiology Research*, 1(24), 88-90. doi: 10.4081/audiores.2011.e24
- Kochkin, S., Beck, D. L., Christensen, L. A., Compton-Conley, C., Fligor, B. J., Kricos, P. B., ... Turner, R. G. (2010). MarkeTrak VIII: The Impact of the Hearing Healthcare Professional on Hearing Aid User Success. *Hearing Review*, 17(4), 12-34. Hentet fra <http://www.hearingreview.com/2010/04/marketrak-viii-the-impact-of-the-hearing-healthcare-professional-on-hearing-aid-user-success/>
- Koehler, E. D. & Kulkarni, S. (2014). Fast and Easy Fitting and Verifikation With Integrated Real-ear Measurement. *Hearing Review*, 21(10), 36-40. Hentet fra

<http://www.hearingreview.com/2014/09/fast-easy-fitting-verification-integrated-real-ear-measurement/>

- Latzel, M., Denys, S., Anderson, S., Francart, T., Wouters, J. & Appleton-Huber, J. (2017). An Integrated REM System with Proven Accuracy and Reliability. *Hearing Review*, 24(10), 36-39. Hentet fra <http://www.hearingreview.com/2017/09/integrated-rem-system-proven-accuracy-reliability/>
- Mueller, H. G. (2005). Probe-mic measures: Hearing aid fitting's most neglected element. *The Hearing Journal*, 58(10), 21-30. Hentet fra https://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2005/10000/Probe_mic_measures_Hearing_aid_fitting_s_most.5.aspx#pdf-link
- Mueller, H. G. (2014). 20Q: Real-ear probe-microphone measures - 30 years of progress? *Audiology Online*. Hentet fra <https://www.audiologyonline.com/articles/20q-probe-mic-measures-12410>
- Mueller, H. G. & Picou, E. M. (2010). Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures. *The Hearing Journal*, 63(5), 27-32.
- Mueller, H. G. & Ricketts, T. A. (2018). 20Q: Hearing Aid Verification - Will AutoREMfit Move the Sticks? *AudiologyOnline*. Hentet fra <https://www.audiologyonline.com/articles/20q-hearing-aid-verification-226-23532>
- Mueller, H. G., Ricketts, T. A. & Bentler, R. (2017). *Speech Mapping and Probe Microphone Measurements*. San Diego: Plural Publishing Inc.
- NAV. (2018). Rammeavtale for høreapparat og tinnitusmaskere (hurtigoversikt). Hentet fra <http://www.hjelpemiddeldatabasen.no/blobs/hmidocfiles/6427185.pdf>
- Oticon. (2018). REM AutoFit Quick Guide. Hentet fra https://wdh.azureedge.net/-/media/oticon/main/pdf/master/genie/23026uk_quickguide_rem_autofit.pdf?rev=7CE6&la=en
- Otometrics. (2018). Integrated verification for a simpler workflow - and a better fit. Hentet fra https://partners.natus.com/asset/resource/file/otometrics/asset/2018-03/7-26-1671-EN_02_2018_WEB_1.pdf
- Pumford, J. (2018). Considerations in Real-Ear Measurement: Points to Ponder. *Canadian Audiologist*, 5(3). Hentet fra <http://www.canadianaudiologist.ca/issue/volume-5-issue-3-2018/real-ear-measurement-feature/>
- Ricketts, T. A., Bentler, R. & Mueller, H. G. (2019). *Essentials of modern hearing aids*. San Diego: Plural Publishing Inc.

Signia. (2018). How to use AutoFit (IMC2). Hentet fra https://www.signia-library.com/wp-content/uploads/sites/137/2018/07/How-to-use-Autofit-IMC2_Signia-RWH.pdf

Sonova. (2018). Phonak Target 5.3 - TargetMatch Fitting Guide. Hentet fra https://www.phonakpro.com/content/dam/phonakpro/gc_hq/en/resources/fitting_test/target_fitting_software/documents/desktop_fitting_guide_targetmatch_target.pdf

Tye-Murray, N. (2015). *Foundations of aural rehabilitation, children, adults, and their family members* (4. utg.). Stamford: Cengage learning.

Vedlegg I

Tabell 3: Viser ulike valg gjort i de ulike programvarene.

| | |
|----------------------|---|
| Phonak target | Receiver: xS (standard) Ørepropp: Åpen dome (power dome på én testperson) Klient: standard modus Tilpasningsformel: NAL-NL2 Forsterkningsnivå: 100% målforsterkning |
| Oticon Genie 2 | Erfaringstid: Lang tid Kjønn: Kvinne/mann Alder: 18-59 år/60-69 år Tilpasningsregel: NAL-NL2 Tilvenning: 3 |
| Barnafon Oasis | Kjønn: Kvinne/mann Aldersgruppe: 18-70 år Språk: Norsk bokmål Tilpasningsrasjonale: NAL-NL2 Målforsterkning: 100% |
| Signia Connexx eight | Tilpasningsformel: NAL-NL2 Klienttype: Voksen Erfaringsnivå: Erfaren Språktype: Ikke-tonal Akklimeringsnivå: 100% |
| ReSound Smartfit | Pasientens erfaringsnivå: Erfaren bruker – digital Tilpasningsregel: NAL-NL2 Gain nivå: 100% |
| Otosuite | Fitting details: Target rule: NAL-NL2 Fitting mode: Real ear Applied REUG: Measured REUG / Predicted (NAL-NL2) H.I. Type: BTE (RITC) Venting: Open Amplification: Bilateral Date of birth: xx.xx.xxxx (avhengig av testperson) Gender: Male/female (avhengig av testperson) Transducer: Loudspeaker Use bone conduction: no Experience: Experienced Huk av for “use OpenREM calibration” |

Vedlegg II

Informasjonsskriv

Forespørsel om deltakelse i undersøkelse

I forbindelse med vår bacheloroppgave: «Hvordan samsvarer forsterkningen i et høreapparat med målforsterkning, når tilpasningen er gjort med autoREMfit i en leverandørsesifikk programvare?» trenger vi deltakere som vi kan utføre akustiske målinger på.

Målingene som vil bli utført er såkalt «real ear measurement» (REM) målinger og gjennomføres ved å plassere en tynn probeslange i øregangen for så å spille av ulike lyder fra en høyttaler. Probeslangen er koblet til en mikrofon som vil registrere hvor mye lyd som når fram til trommehinnen. Målingene vil foregå både med og uten høreapparater fra fem ulike høreapparatleverandører. Hensikten er å måle hvor mye lyd som når fram til trommehinnen etter at høreapparatene er stilt inn etter noe som kalles «autoREMfit» med utgangspunkt i et forhåndsbestemt hørselstap. Vi trenger derfor ikke å utføre en hørselstest. I forkant av REM-målingene vil det bli utført en otoskopi, altså en visuell inspeksjon av øregangen for å undersøke om det foreligger normale forhold. Om det ved otoskopi skulle framkomme unormale forhold, for eksempel store mengder ørevoks, betennelse eller annet vil dette kunne føre til at du blir ekskludert fra studien og REM målingene vil ikke bli gjennomført.

Undersøkelsene beskrevet over skal ikke medføre noe ubehag. Deltakelse er frivillig og du kan når som helst trekke deg fra å delta. Om du skulle trekke deg før eller underveis i målingen vil eventuelle data bli slettet, etter målingen er gjennomført vil dette dessverre ikke være mulig da alle dataene anonymiseres og vi ikke vil ha mulighet til å spore de tilbake til deg. Vi innhenter kun informasjon om kjønn og alder. Estimert tidsbruk totalt per person er 1 time.

Dersom du har muligheten til å delta i undersøkelsen ønsker vi din signatur på vedlagte samtykkeerklæring, samt ditt telefonnummer slik at vi kan kontakte deg for avtale om time. Ditt telefonnummer slettes etter at målingene er utført og vil ikke oppbevares på en slik måte at det vil kunne kobles til dine måleresultater.

Ved spørsmål, ta gjerne kontakt på 48235760 eller cecilie.skylstad@gmail.com.

Mvh,

Cecilie Skylstad Solem og Dagny Vikjord Kaland

Program for audiografutdanningen

NTNU – Trondheim

Samtykkeerklæring

Jeg har mottatt informasjon om deltakelse i forbindelse med bacheloroppgaven «Hvordan samsvarer forsterkningen i et høreapparat med målforsterkning, når tilpasningen er gjort med autoREMfit i en leverandørspesifikk programvare?», og forstått hva undersøkelsen går ut på. Jeg ønsker å stille meg til disposisjon for utføring av målingene beskrevet i informasjonsskrivet.

Telefon jeg kan bli kontaktet på for avtale av tidspunkt angående gjennomføring av målinger:

.....

Signatur og dato:

.....

Vedlegg III

Beskrivelsene under baserer seg på den framgangsmåten vi benyttet ved bruk av de ulike leverandørspesifikke autoREMfit'ene.

Phonak: TargetMatch

Phonak anbefaler å gjennomføre en feedback og real ear test før man starter TargetMatch (Sonova, 2018, s. 2). I trinn 1 velger man målemetode, REM eller testboks, huk av for REM. Probekalibrering gjennomføres deretter. I trinn 2 får man mulighet til å benytte en «probe tube guide». Denne indikerer om probeslangen er riktig plassert eller om justering er nødvendig. Ved riktig plassering kommer en grønn hake opp og REUG målingen blir gjennomført ved hjelp av et rosa støysignal ved 65 dB SPL. I trinn 3 blir man bedt om å sette i høreapparatet uten å endre posisjon på probe slangen. Det måles så RECD, REOG og MLE, disse ved et 65 dB SPL støysignal. I trinn 4 får man så valget om hvilket høreapparatprogram det skal gjøres endringer i, og på hvilken måte dette skal gjøres; Automatisk match, manuell match eller om det kun skal måles responser. Huk av for automatisk match. Når man går videre gjøres en REAR-måling ved 50, 65 og 80 dB SPL med et ISTS-signal. Deretter stiller programvaren forsterkningen automatisk for å bedre treffe målforsterkning, før ISTS-signalet igjen spilles av ved 50, 65 og 80 dB SPL. I 5. trinn lagrer man innstillingene og avslutter. Individuell REUG blir brukt i beregning av målforsterkning (Sonova, 2018, s. 4). I forkant av hvert ISTS-signal blir det foretatt en kalibrering ved bruk av MPSE.

Oticon: REM autofit

Oticon anbefaler å starte tilpasningen med en feedbacktest (Oticon, 2018, s. 2). I trinn 1 blir man bedt om å holde referansemikrofon og probeslanger 0,5 m fra høyttaleren før det gjennomføres en probekalibrering. I trinn 2 blir REUG målt med 65 dB SPL rosa støy. Gjennomsnittlig REUG-verdi er vist som en grå kurve. I trinn 3 blir REIG målt med et ISTS signal ved 50, 65 og 80 dB SPL. Målforsterkning er vist som stiplede linjer for alle lydnivåene og målt forsterkning blir vist som heltrukne linjer. Måling ved 65 dB SPL må gjennomføres, mens målinger ved 50 og 80 dB SPL kan velges vekk og man kan velge mellom automatisk eller manuell justering av forsterkning. Vi valgte å gjennomføre målinger ved alle inputnivå, samt automatisk justering av forsterkning. I alle de tre første trinnene får man valget om å utføre oppgaven på kun høyre øre, kun venstre øre eller begge ører samtidig.

Når målingene er utført får man beskjed om å fortsette videre til neste trinn om man er fornøyd. I trinn 4 huker man av for «bruk REM autofit» eller «forkast alle» på høyre og venstre øre separat. Vi valgte å gjennomføre målinger på begge ører samtidig og huket til slutt av for «bruk REM autofit». Før målingene gjennomføres kalibrering ved hjelp av MPSE ved åpne tilpasninger. Målforsterkning blir beregnet med utgangspunkt i individuell REUG og justeringer ved alle inputnivå baserer seg på forsterkningskurven ved 65 dB SPL inputnivå (Oticon, 2018, s. 5).

Bernafon: REMfit

Bernafons REMfit har litt annet design, men framgangsmåte og valg er de samme som Oticons REM autofit. Dette henger sammen med at Bernafon og Oticon eies av samme selskap (Demant, 2019).

Signia: AutoFit

I trinn 1 blir man bedt om å holde referansemikrofon og probeslange omtrent 0.5 meter fra høyttaleren før det blir gjennomført en kalibrering av probeslangen. I trinn 2 blir REUG målt ved hjelp av 75 dB SPL rosa støy. I trinn 3 blir REIG målt og forsterkningen automatisk justert ved bruk av talestøy (LTASS) ved 65 dB SPL. I trinn 4 kan man verifisere tilpasningen ved å spille av et talestøysignal (LTASS) ved 80 dB SPL. I alle trinnene kan man velge å utføre målinger på kun høyre øre, kun venstre øre eller begge ører samtidig. Vi huket av for målinger på begge ører samtidig. Før man lukker Autofit kan man velge om man skal beholde autofit-resultatene eller ikke. MPSE blir brukt som kalibreringsmetode for referansemikrofonene og alle justeringer blir basert på forsterkningskurvene ved 65 dB SPL inputnivå (Signia, 2018, s. 10-11)

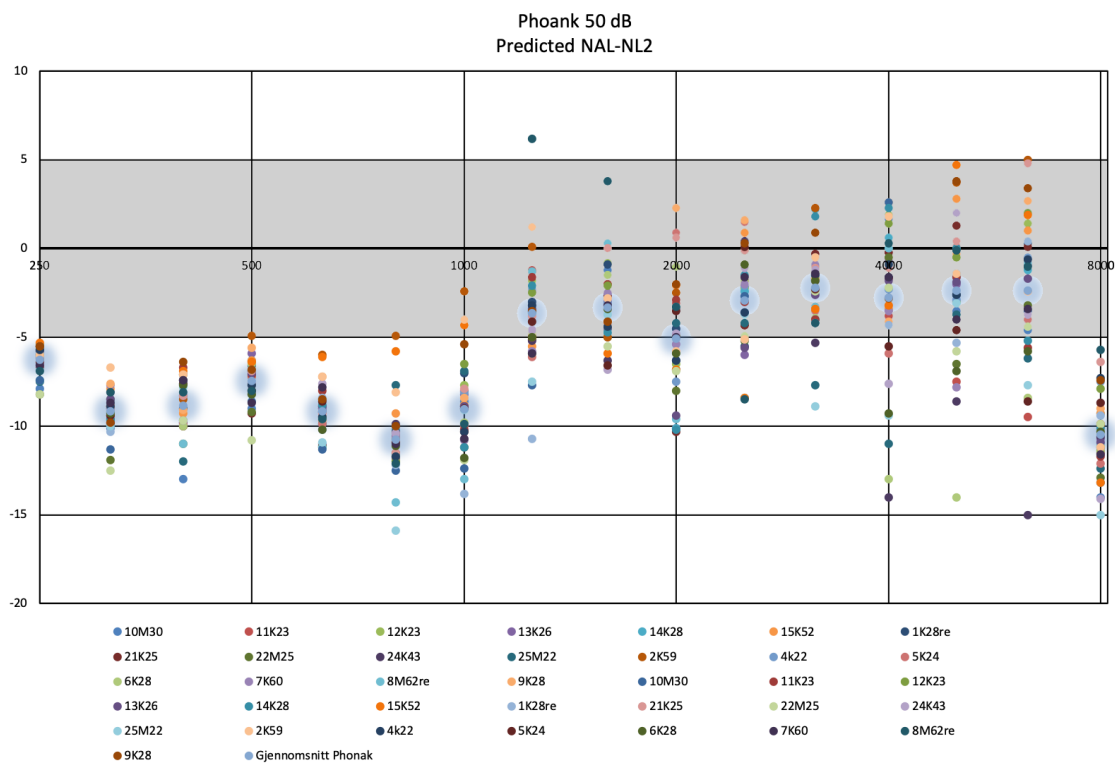
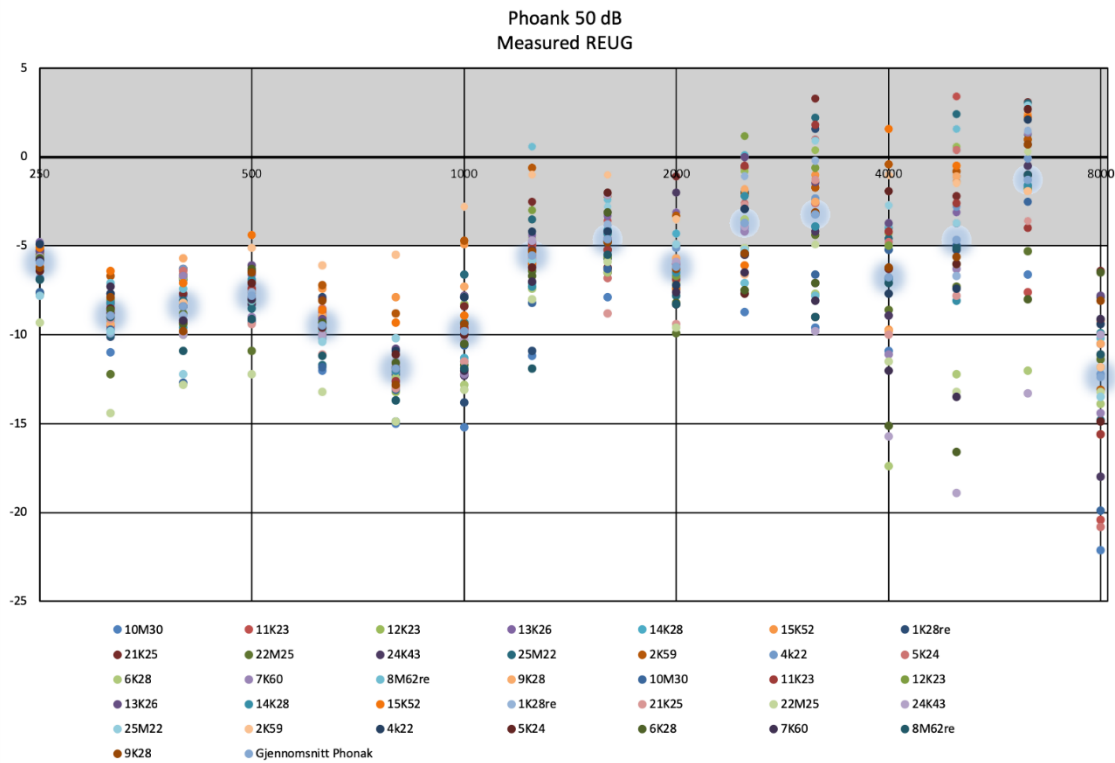
ReSound: AutoREM

I trinn 1 velger man øre og enhet, vi valgte da henholdsvis «begge» og «Otosuite». I trinn 2 får man beskjed om å plassere referansemikrofon og probeslange på pasientens øre (med probeslangen foran referansemikrofonen) før kalibrering blir gjennomført. Vi valgte å gjøre det likt for alle leverandører og testpersonen holdt derfor referansemikrofon og probeslange 0,5 m fra høyttaler. I trinn 3 blir REUG målt ved 65 dB SPL inputnivå. I trinn 4 velger man type tilpasning, program og teststimuli. Vi valgte henholdsvis «åpen», «basis» og «ISTS».

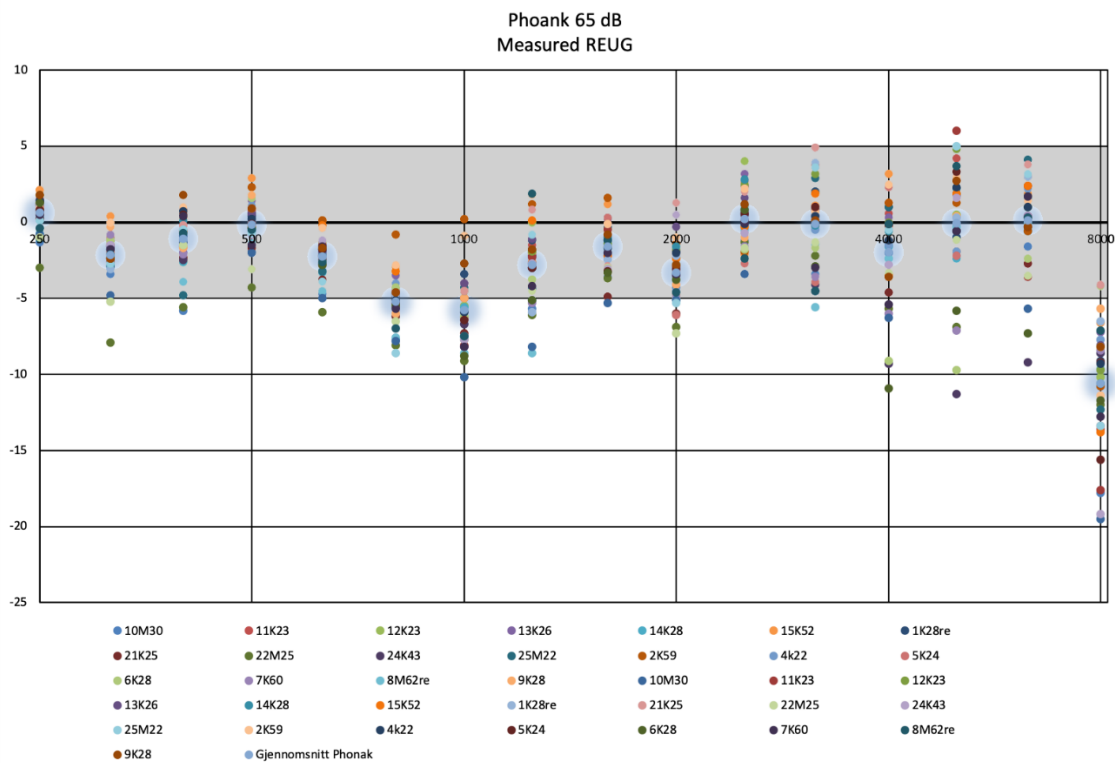
REIG ble så målt ved 65 dB SPL og forsterkningen ble automatisk justert. Tre eller færre forsøk blir gjort for å treffe målforsterkning. Videre kan man velge å spille av et ISTS-signal ved 50 og 80 dB SPL, men dette vil kun være for å verifisere tilpasningen, da all justering skjer på bakgrunn av målt forsterkningskurve ved 65 dB SPL (GN ReSound, 2018, s. 5-6). I trinn 2, 3 og 4 får man opp en grønn hake eller et rødt kryss avhengig av om resultatene er godkjent eller ikke. Ved noen REIG-målinger opplevde vi å få opp et rødt kryss. Målingen ble da gjort én gang til og om et rødt kryss på nytt kom opp valgte vi å ekskludere målingen. I trinn 5 velger man hvilket/hvilke program man ønsker å tilføre forsterkningen til, samt om man ønsker å legge til forsterkningen i begge høreapparatene, kun i det høyre eller kun i det venstre. Vi valgte å legge til forsterkningen i basisprogrammet i begge høreapparatene.

Vedlegg IV

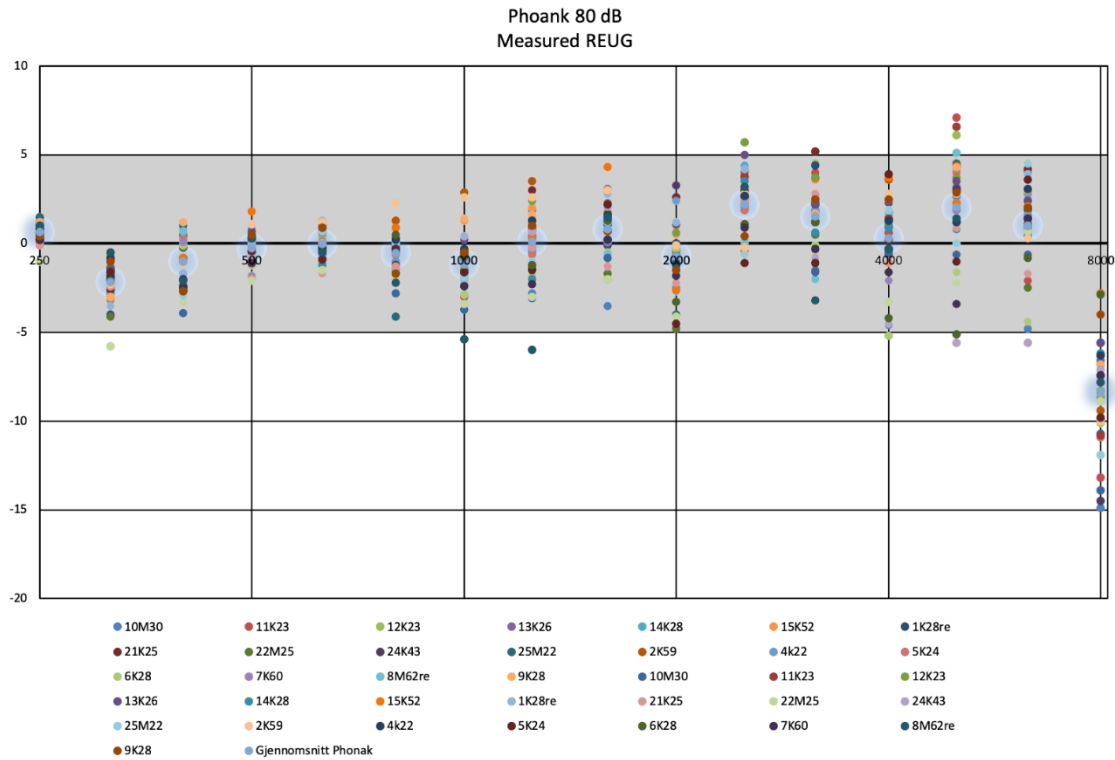
Phonak



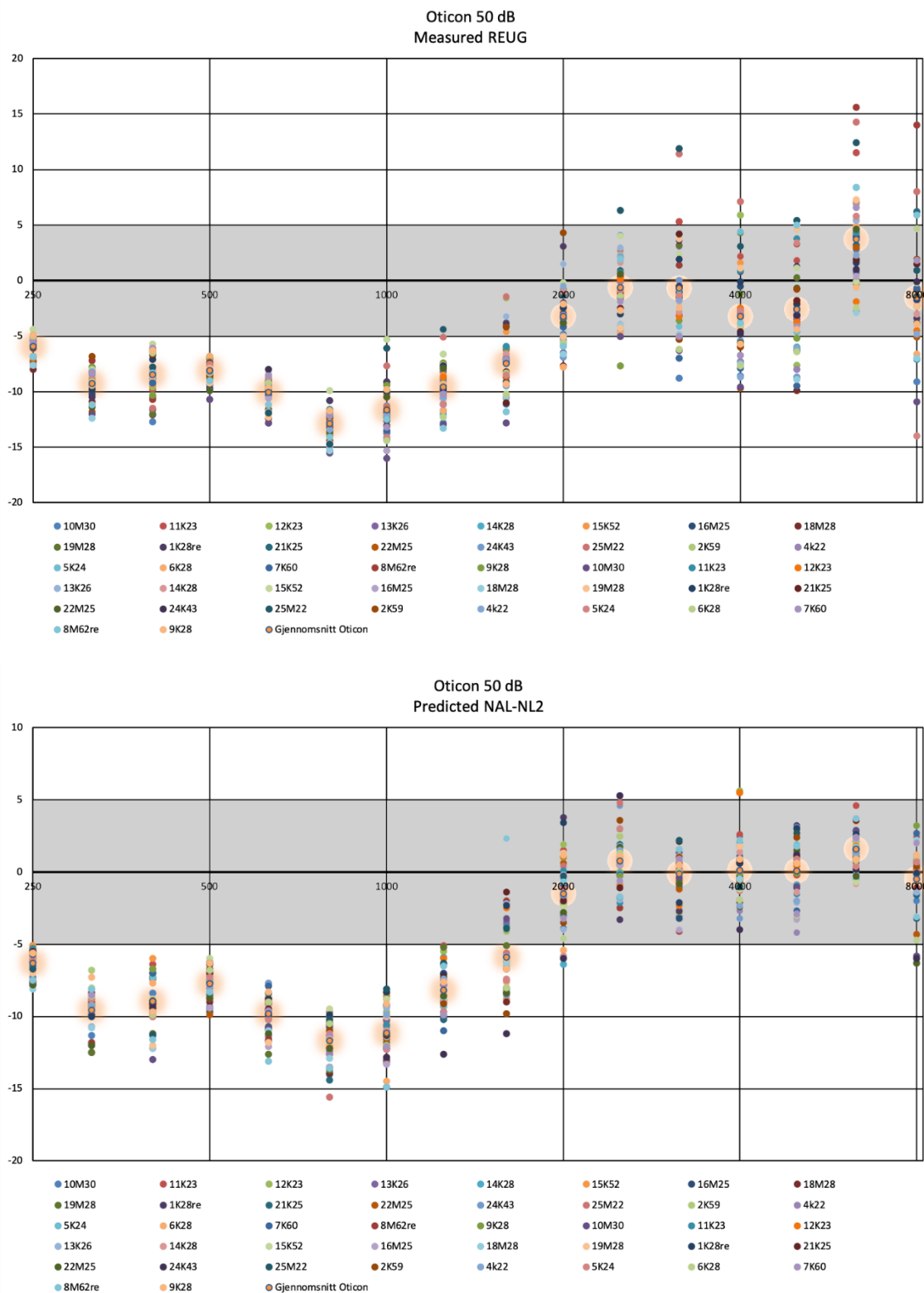
Figur 8: Avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for Phonak (n=36). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



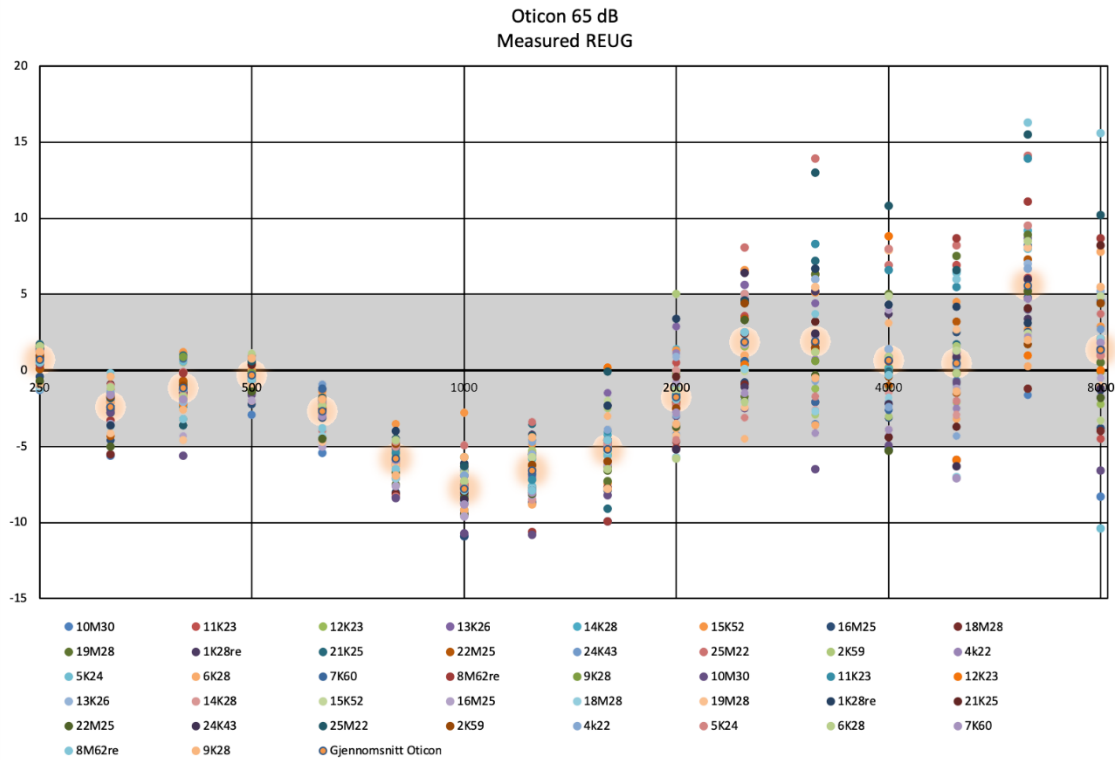
Figur 9: Avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå for Phonak (n=36). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



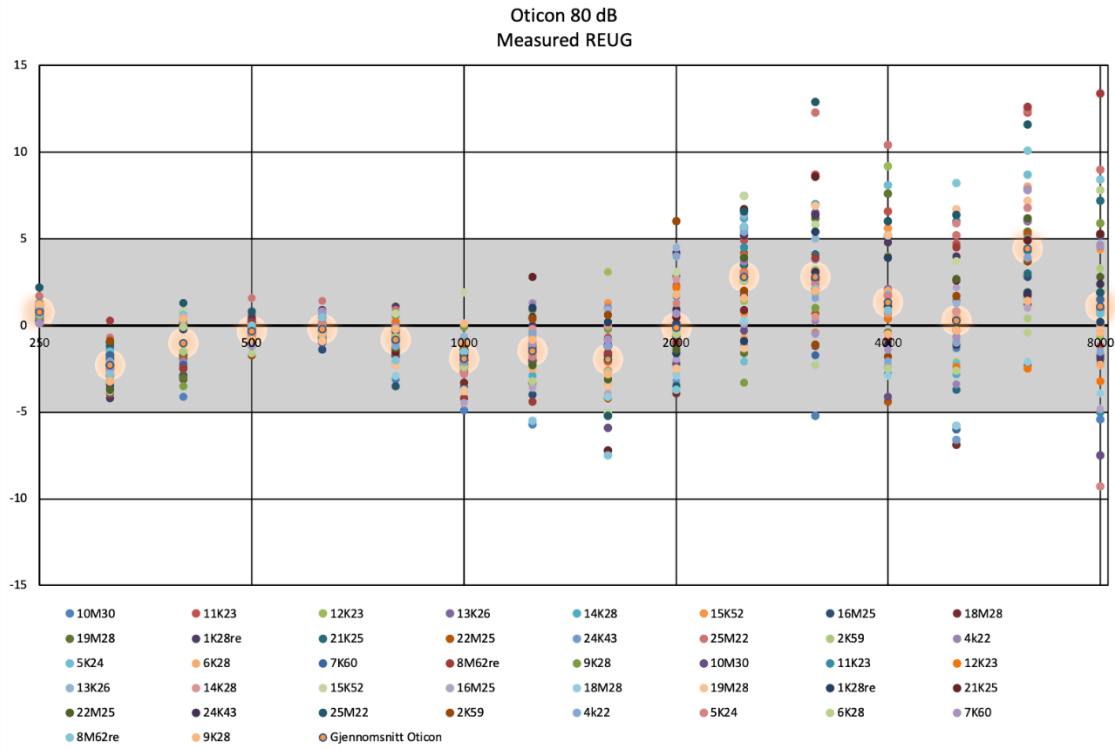
Figur 10: Avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for Phonak (n=36). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



Figur 11: Avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for Oticon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

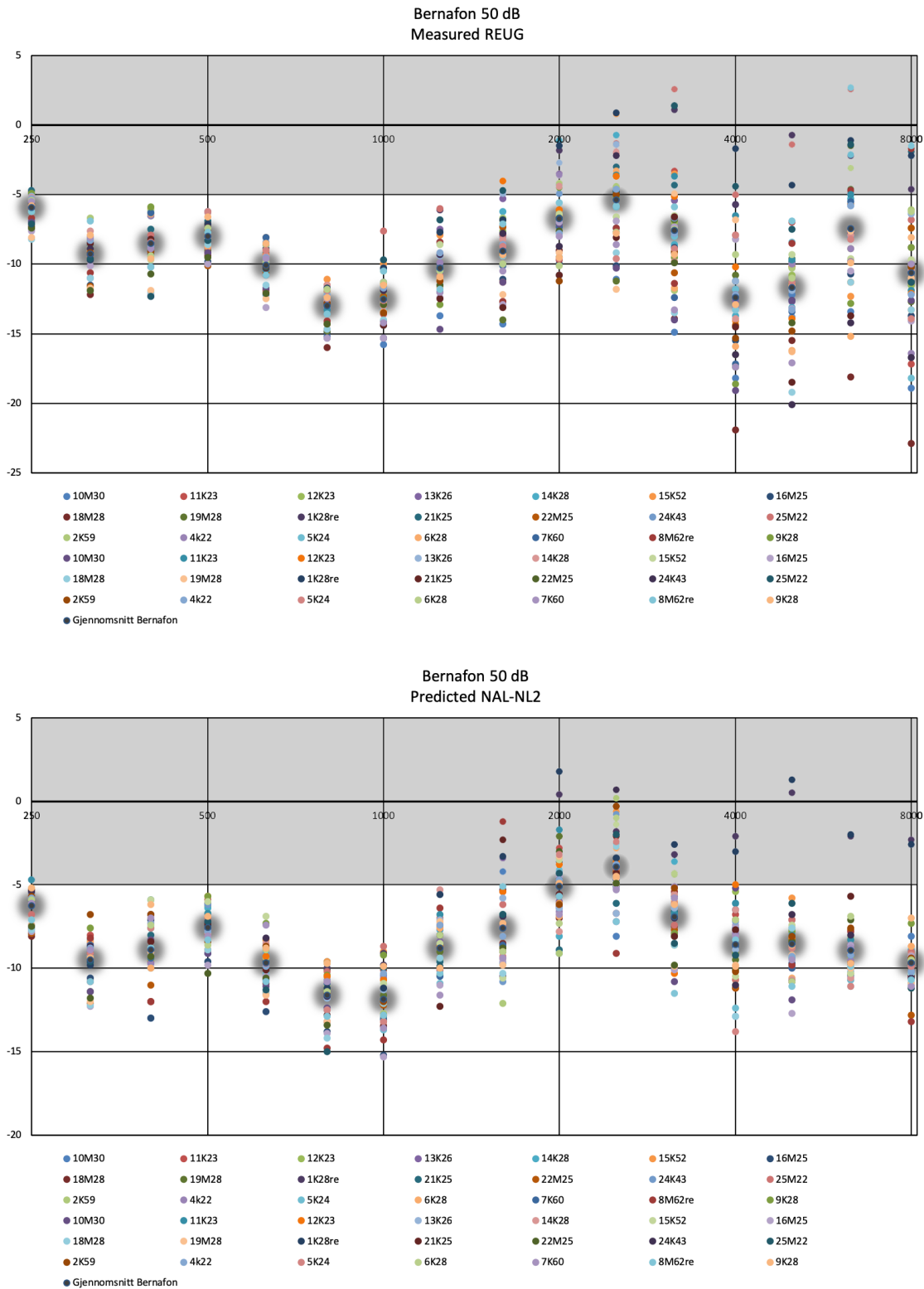


Figur 12: Avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL input for Oticon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

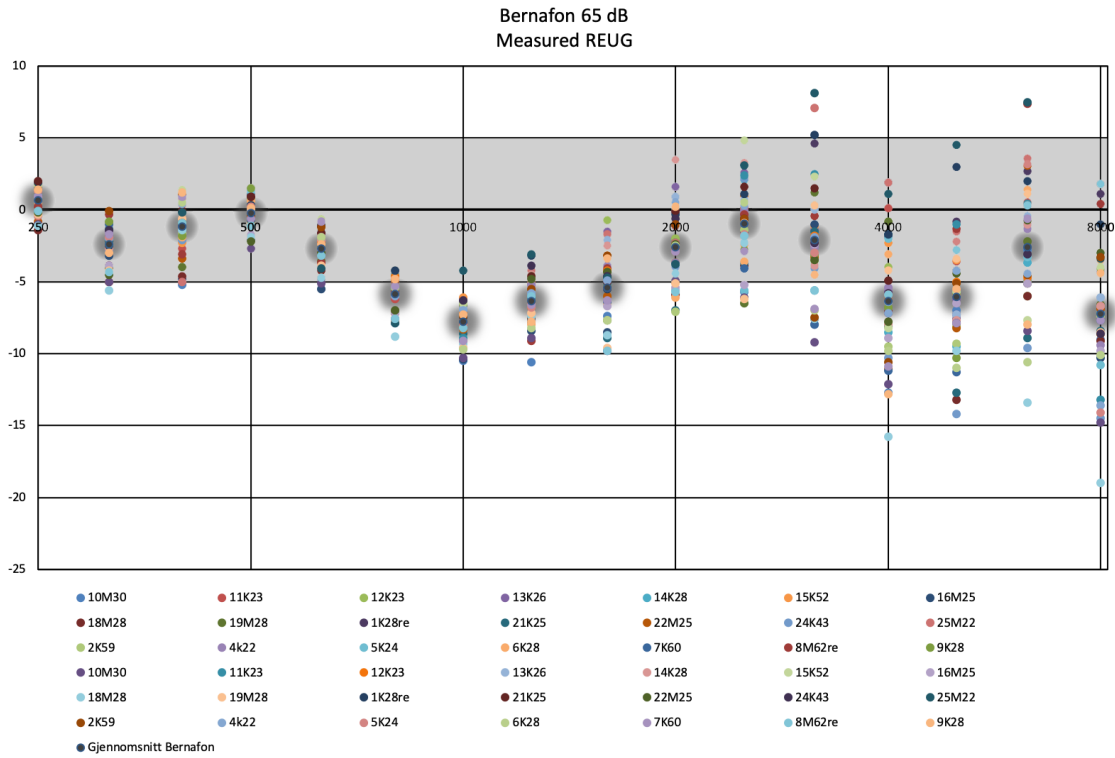


Figur 13: Avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for Oticon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

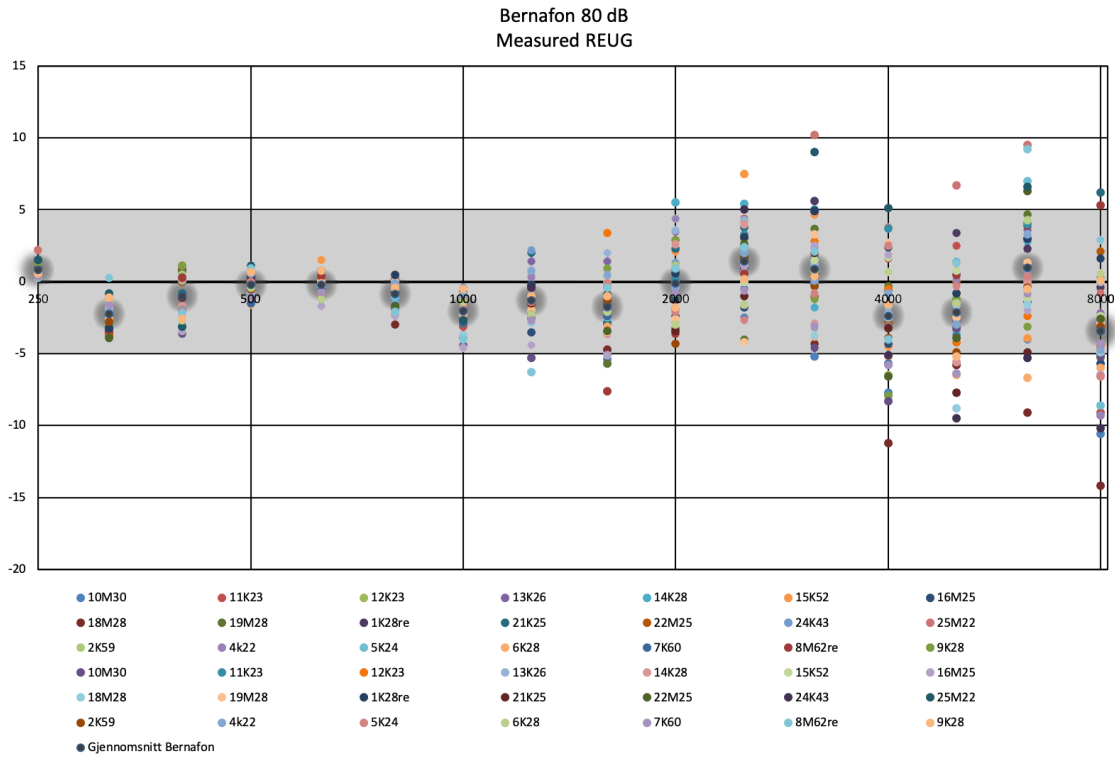
Bernafon



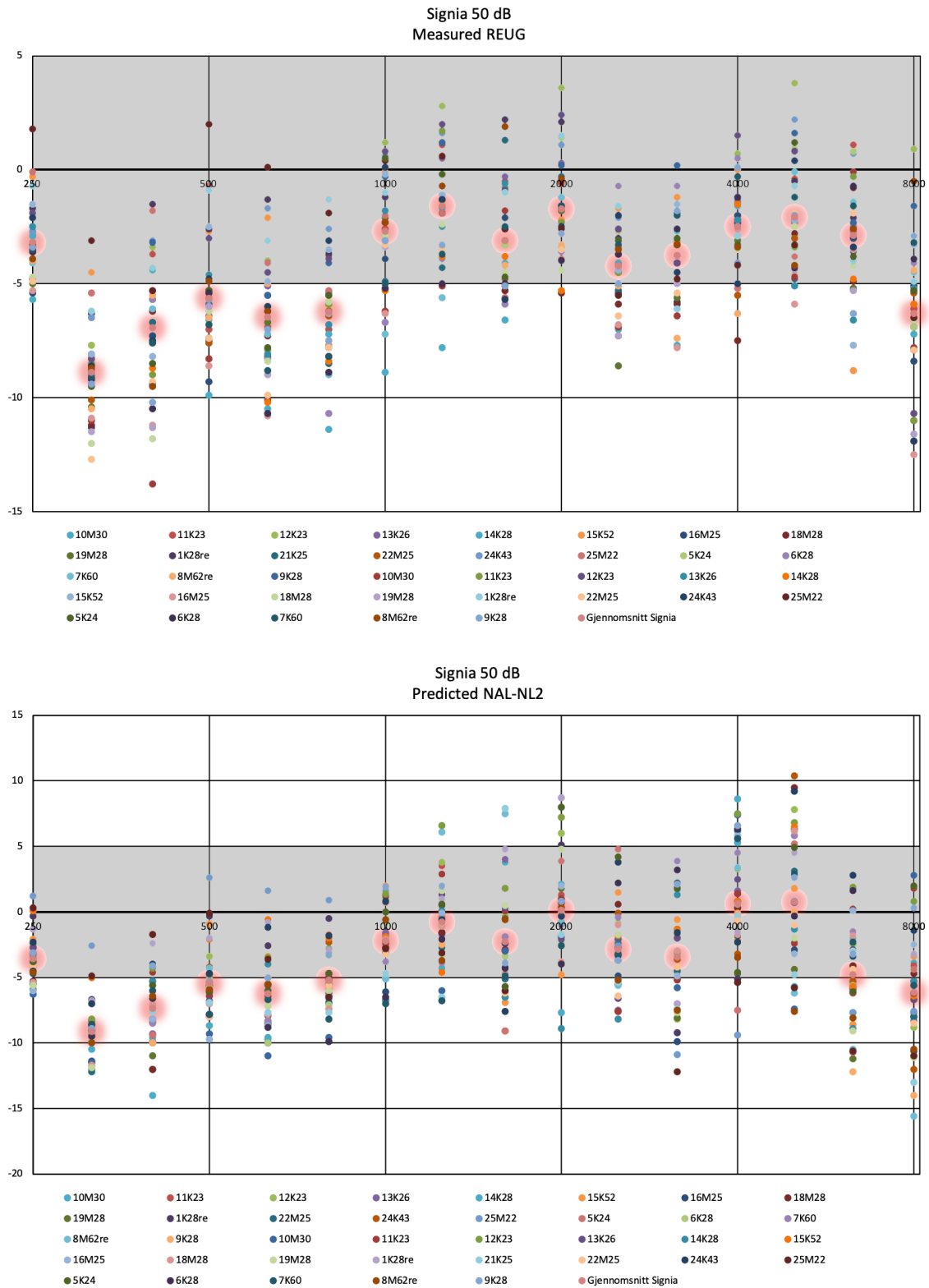
Figur 14: Avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for Bernafon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



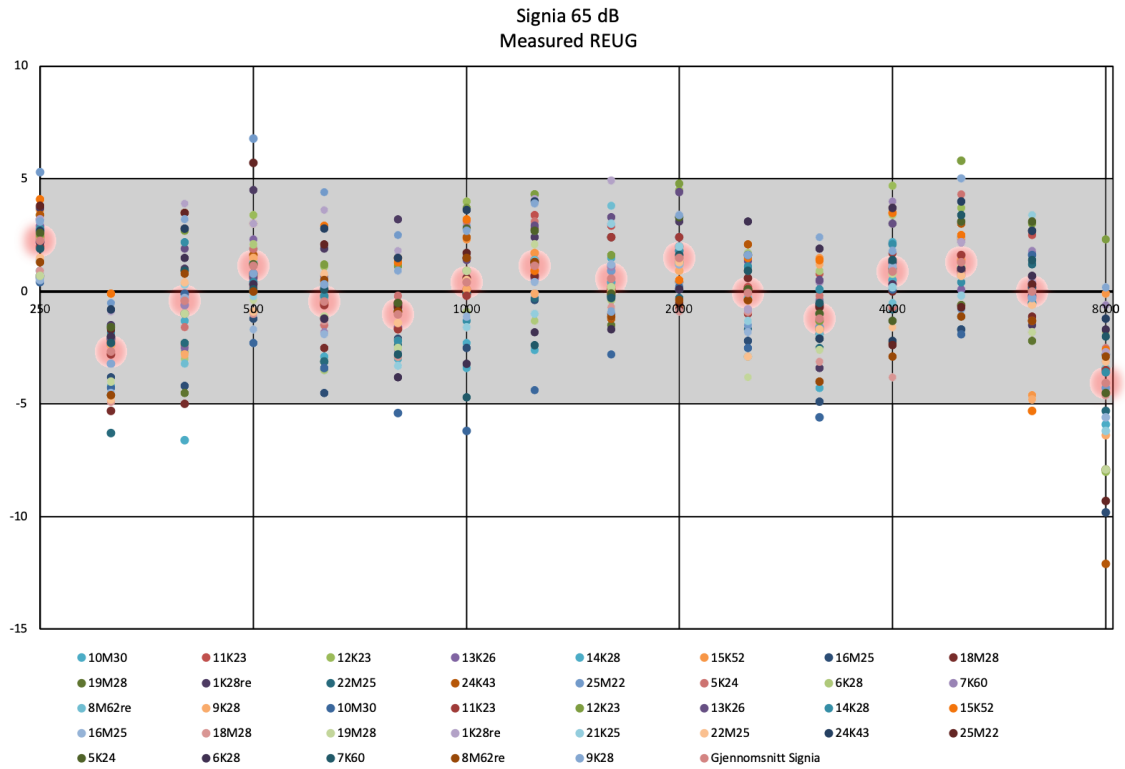
Figur 15: Avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå for Bernafon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



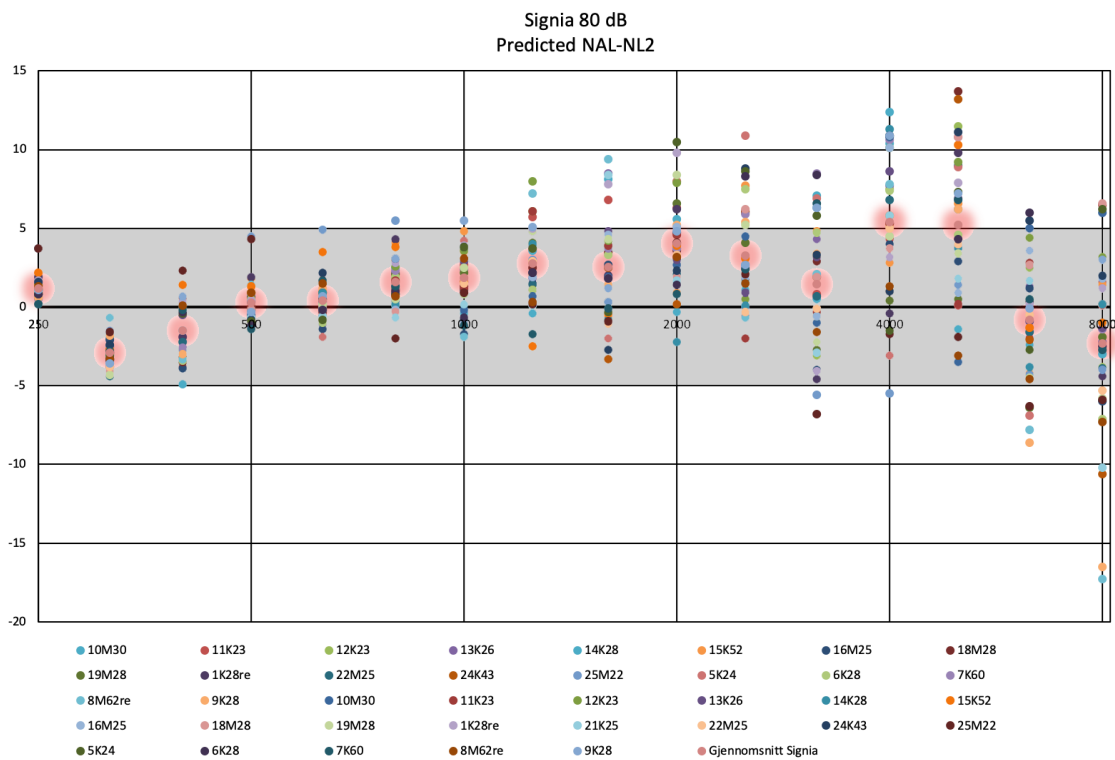
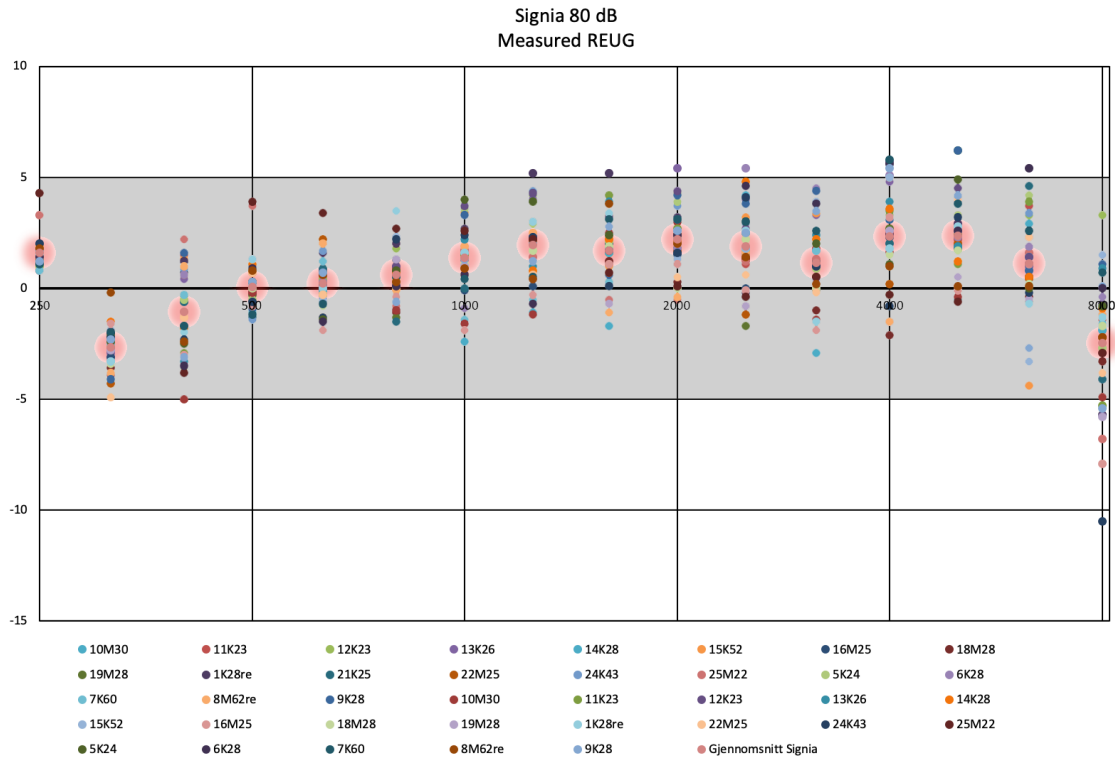
Figur 16: Avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for Bernafon (n=42). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



Figur 17: Avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for Signia (n=37). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

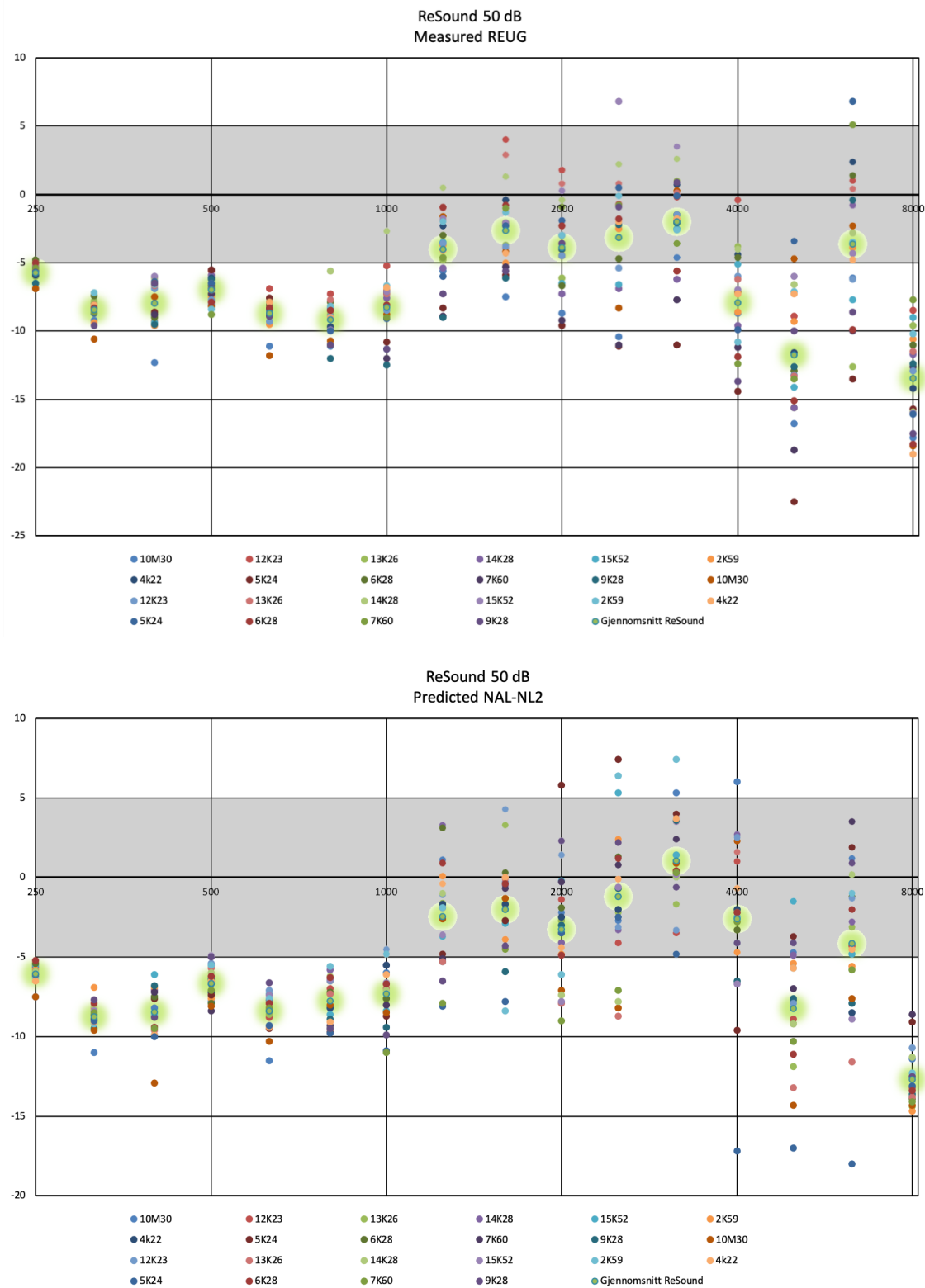


Figur 18: Avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå for Signia (n=37). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

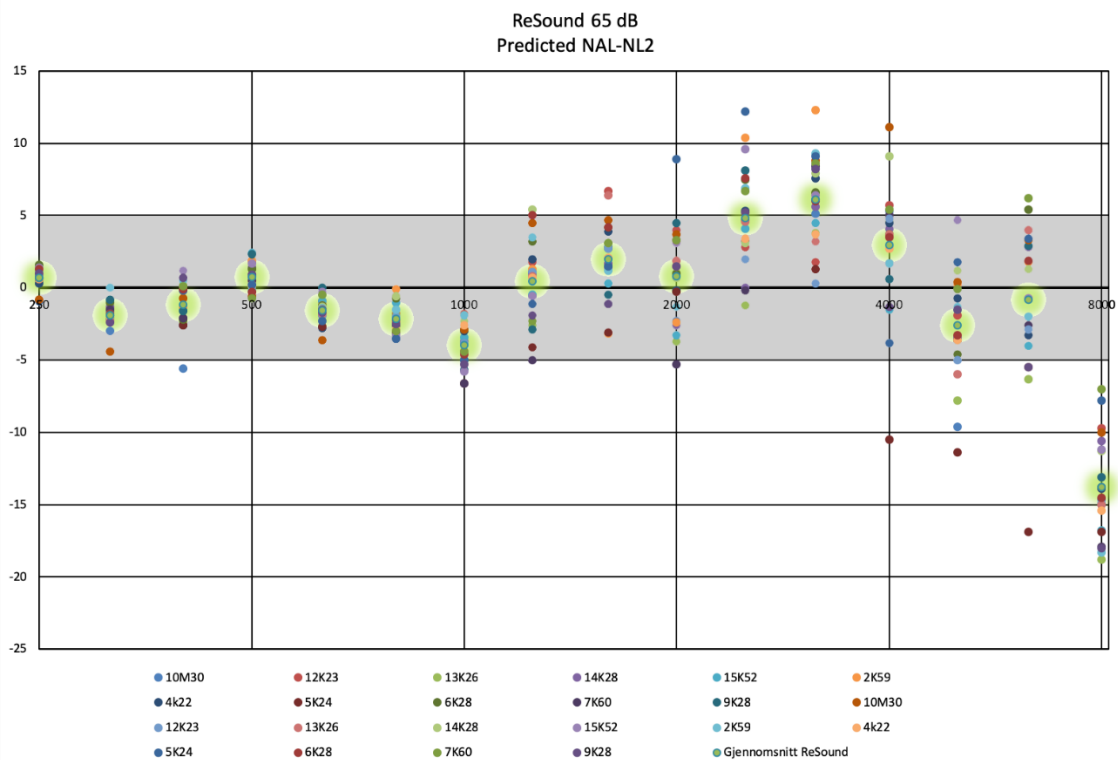
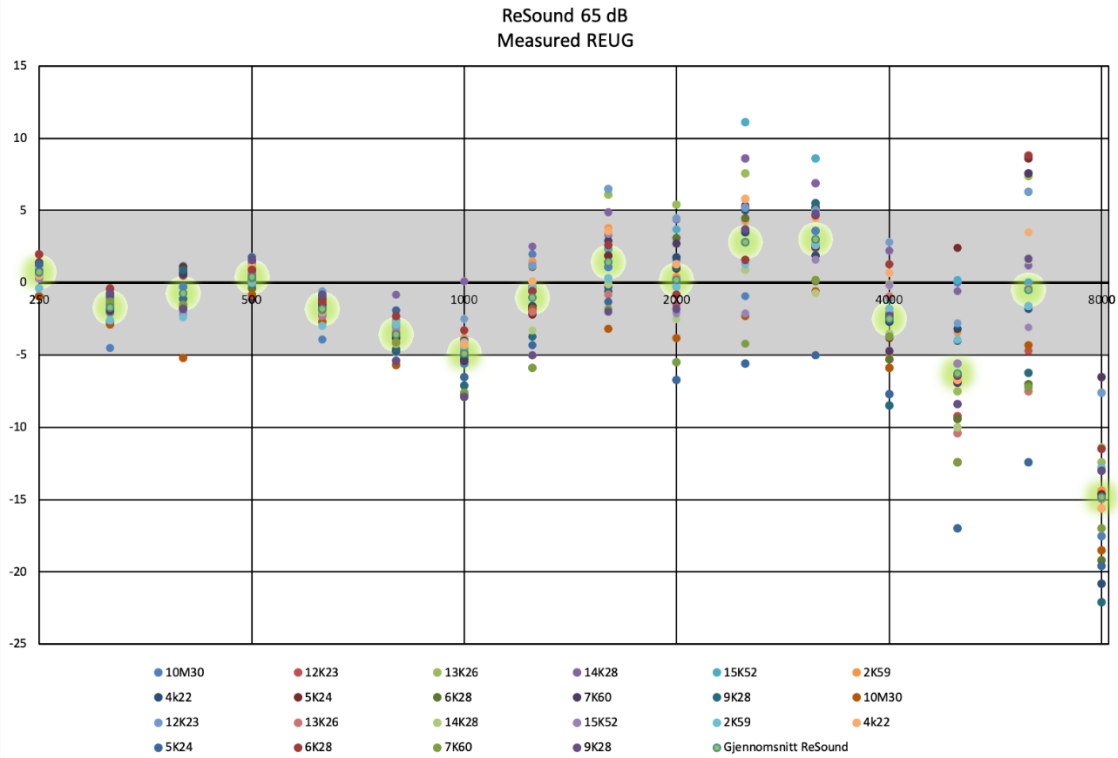


Figur 19: Avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for Signia (n=37). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

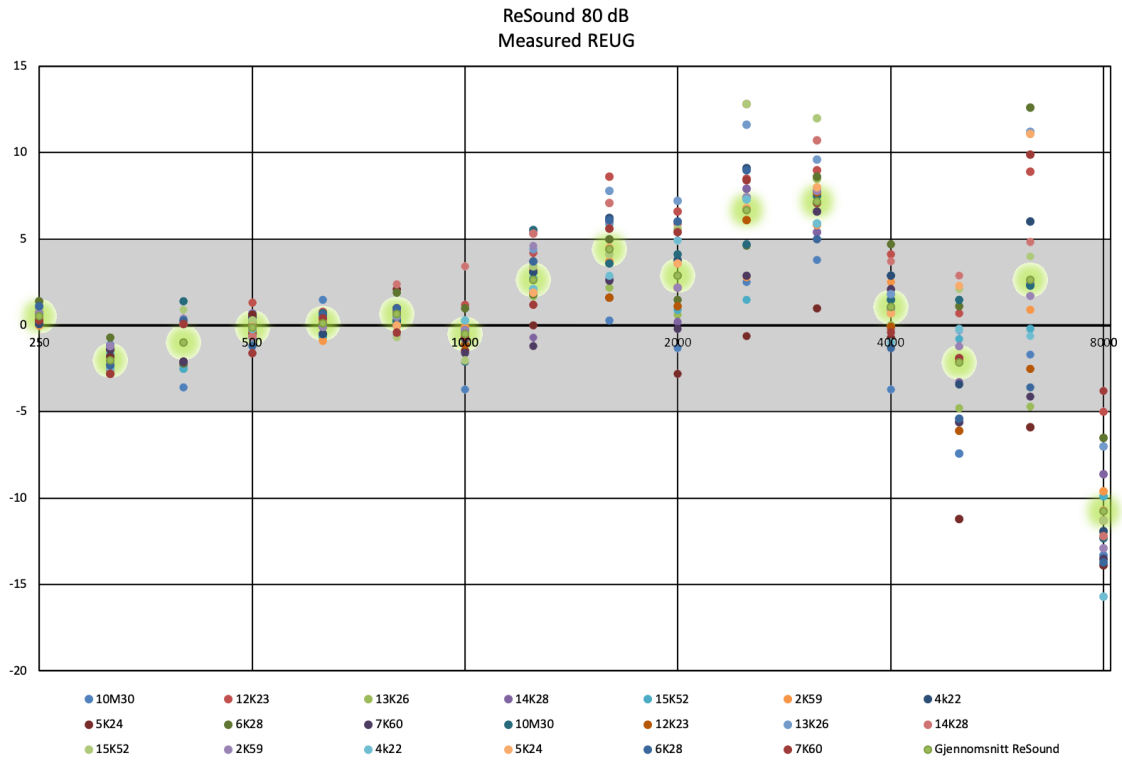
ReSound



Figur 20: Avvik i dB fra målforsterkning ved 50 dB SPL inputnivå for ReSound (n=22). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



Figur 21: Avvik i dB fra målforsterkning ved 65 dB SPL inputnivå for ReSound (n=22). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).



Figur 22: Avvik i dB fra målforsterkning ved 80 dB SPL inputnivå for ReSound (n=20). I øverste graf er målforsterkning basert på individuell REUG (measured REUG), mens den i nederste graf er basert på gjennomsnittlig REUG (predicted NAL-NL2).

Vedlegg V

Tabell 3: Gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning basert på individuell REUG («measured REUG», øverst) og gjennomsnittlig REUG («predicted NAL-NL2», nederst) i tallverdi (dB) for de ulike leverandørene ved 50 dB SPL inputnivå.

| Measured REUG 50 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-----------------------|------|------|------|------|-------|-------|-------|-------|------|------|------|------|-------|-------|------|-------|
| Gjennomsnitt Phonak | -5,9 | -8,9 | -8,4 | -7,8 | -9,5 | -11,9 | -9,8 | -5,6 | -4,6 | -6,2 | -3,7 | -3,2 | -6,8 | -4,7 | -1,3 | -12,4 |
| Gjennomsnitt Oticon | -5,9 | -9,3 | -8,5 | -8,1 | -10,1 | -12,8 | -11,6 | -9,6 | -7,5 | -3,2 | -0,6 | -0,7 | -3,2 | -2,6 | 3,7 | -1,5 |
| Gjennomsnitt Bernafon | -5,9 | -9,3 | -8,5 | -8,0 | -10,1 | -13,0 | -12,5 | -10,3 | -9,1 | -6,7 | -5,4 | -7,6 | -12,4 | -11,7 | -7,5 | -10,6 |
| Gjennomsnitt Signia | -3,2 | -8,9 | -6,9 | -5,6 | -6,5 | -6,2 | -2,7 | -1,6 | -3,1 | -1,7 | -4,2 | -3,8 | -2,5 | -2,1 | -2,9 | -6,3 |
| Gjennomsnitt ReSound | -5,8 | -8,4 | -8,0 | -7,0 | -8,7 | -9,2 | -8,3 | -4,0 | -2,7 | -3,9 | -3,2 | -2,0 | -7,9 | -11,8 | -3,7 | -13,5 |

| Predicted NAL-NL2 50 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-------------------------|------|------|------|------|------|-------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Gjennomsnitt Phonak | -6,3 | -9,2 | -8,8 | -7,4 | -9,2 | -10,8 | -9,0 | -3,7 | -3,3 | -5,1 | -2,9 | -2,2 | -2,8 | -2,4 | -2,4 | -10,5 |
| Gjennomsnitt Oticon | -6,3 | -9,5 | -9,0 | -7,7 | -9,8 | -11,7 | -11,2 | -8,2 | -5,9 | -1,5 | 0,8 | -0,1 | 0,1 | 0,1 | 1,6 | -0,5 |
| Gjennomsnitt Bernafon | -6,3 | -9,5 | -8,9 | -7,6 | -9,7 | -11,6 | -11,8 | -8,8 | -7,6 | -5,1 | -3,9 | -6,9 | -8,6 | -8,5 | -8,9 | -9,7 |
| Gjennomsnitt Signia | -3,6 | -9,1 | -7,4 | -5,4 | -6,3 | -5,2 | -2,2 | -0,8 | -2,3 | 0,1 | -2,9 | -3,5 | 0,6 | 0,8 | -4,8 | -6,1 |
| Gjennomsnitt ReSound | -6,1 | -8,7 | -8,5 | -6,6 | -8,4 | -7,8 | -7,3 | -2,5 | -2,0 | -3,3 | -1,2 | 1,1 | -2,6 | -8,2 | -4,1 | -12,7 |

Tabell 4: Gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning basert på individuell REUG («measured REUG», øverst) og gjennomsnittlig REUG («predicted NAL-NL2», nederst) i tallverdi (dB) for de ulike leverandørene ved 65 dB SPL inputnivå.

| Measured REUG 65 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-----------------------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Gjennomsnitt Phonak | 0,6 | -2,2 | -1,1 | -0,1 | -2,3 | -5,2 | -5,8 | -2,8 | -1,6 | -3,3 | 0,2 | -0,1 | -2,0 | -0,1 | 0,1 | -10,6 |
| Gjennomsnitt Oticon | 0,7 | -2,4 | -1,1 | -0,3 | -2,7 | -5,8 | -7,8 | -6,6 | -5,2 | -1,7 | 1,9 | 1,9 | 0,6 | 0,5 | 5,6 | 1,4 |
| Gjennomsnitt Bernafon | 0,7 | -2,4 | -1,2 | -0,2 | -2,7 | -5,9 | -7,8 | -6,4 | -5,4 | -2,6 | -1,0 | -2,1 | -6,4 | -6,1 | -2,6 | -7,3 |
| Gjennomsnitt Signia | 2,3 | -2,7 | -0,4 | 1,1 | -0,4 | -1,0 | 0,4 | 1,1 | 0,6 | 1,5 | -0,1 | -1,2 | 0,9 | 1,3 | 0,0 | -4,1 |
| Gjennomsnitt ReSound | 0,8 | -1,7 | -0,7 | 0,4 | -1,8 | -3,6 | -4,9 | -1,0 | 1,4 | 0,2 | 2,8 | 3,0 | -2,5 | -6,3 | -0,5 | -14,8 |

| Predicted NAL-NL2 65 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-------------------------|-----|------|------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Gjennomsnitt Phonak | 0,5 | -2,3 | -1,5 | 0,2 | -2,0 | -4,1 | -5,0 | -1,0 | -0,4 | -2,2 | 1,0 | 0,9 | 2,1 | 2,3 | -1,0 | -8,5 |
| Gjennomsnitt Oticon | 0,4 | -2,7 | -1,7 | 0,0 | -2,5 | -4,6 | -7,3 | -5,3 | -3,7 | 0,0 | 3,3 | 2,4 | 4,0 | 3,1 | 3,5 | 2,5 |
| Gjennomsnitt Bernafon | 0,4 | -2,6 | -1,6 | 0,2 | -2,4 | -4,5 | -7,1 | -5,0 | -4,1 | -1,0 | 0,5 | -1,5 | -2,6 | -2,9 | -4,1 | -6,2 |
| Gjennomsnitt Signia | 1,8 | -2,9 | -0,9 | 1,4 | -0,3 | 0,0 | 0,9 | 1,9 | 1,4 | 3,3 | 1,3 | -0,9 | 4,0 | 4,2 | -1,9 | -3,9 |
| Gjennomsnitt ReSound | 0,7 | -1,9 | -1,1 | 0,7 | -1,6 | -2,1 | -4,0 | 0,5 | 2,0 | 0,8 | 4,8 | 6,1 | 3,0 | -2,6 | -0,8 | -13,8 |

Tabell 5: Gjennomsnittlig avvik fra målforsterkning basert på individuell REUG («measured REUG», øverst) og gjennomsnittlig REUG («predicted NAL-NL2», nederst) i tallverdi (dB) for de ulike leverandørene ved 80 dB SPL inputnivå.

| Measured REUG 80 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-----------------------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Gjennomsnitt Phonak | 0,7 | -2,2 | -1,0 | -0,3 | 0,0 | -0,5 | -1,2 | 0,1 | 0,8 | -0,7 | 2,2 | 1,5 | 0,3 | 2,0 | 1,0 | -8,3 |
| Gjennomsnitt Oticon | 0,8 | -2,3 | -1,0 | -0,3 | -0,2 | -0,8 | -1,9 | -1,5 | -2,0 | -0,1 | 2,8 | 2,8 | 1,3 | 0,3 | 4,4 | 1,1 |
| Gjennomsnitt Bernafon | 0,8 | -2,2 | -1,0 | -0,2 | -0,2 | -0,9 | -2,0 | -1,3 | -1,8 | -0,1 | 1,4 | 0,9 | -2,4 | -2,2 | 1,0 | -3,4 |
| Gjennomsnitt Signia | 1,6 | -2,7 | -1,0 | 0,1 | 0,2 | 0,6 | 1,4 | 2,0 | 1,7 | 2,2 | 1,9 | 1,1 | 2,3 | 2,4 | 1,1 | -2,5 |
| Gjennomsnitt ReSound | 0,6 | -2,0 | -1,0 | -0,1 | 0,1 | 0,7 | -0,5 | 2,6 | 4,4 | 2,9 | 6,7 | 7,2 | 1,1 | -2,2 | 2,6 | -10,8 |

| Predicted NAL-NL2 80 dB | 250 | 315 | 400 | 500 | 630 | 800 | 1000 | 1250 | 1600 | 2000 | 2500 | 3150 | 4000 | 5000 | 6300 | 8000 |
|-------------------------|-----|------|------|------|------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Gjennomsnitt Phonak | 0,4 | -2,5 | -1,6 | -0,2 | 0,0 | 0,4 | -0,5 | 1,8 | 2,0 | 0,3 | 2,9 | 2,6 | 4,4 | 4,5 | 0,0 | -6,3 |
| Gjennomsnitt Oticon | 0,5 | -2,6 | -1,6 | -0,2 | -0,2 | 0,1 | -1,5 | -0,2 | -0,5 | 1,6 | 4,2 | 3,4 | 4,8 | 3,1 | 2,4 | 2,3 |
| Gjennomsnitt Bernafon | 0,6 | -2,5 | -1,5 | 0,0 | -0,1 | 0,3 | -1,5 | -0,1 | -0,4 | 1,5 | 2,8 | 1,6 | 1,5 | 1,1 | -0,4 | -2,3 |
| Gjennomsnitt Signia | 1,2 | -2,9 | -1,5 | 0,3 | 0,4 | 1,6 | 1,9 | 2,8 | 2,6 | 4,1 | 3,3 | 1,4 | 5,4 | 5,2 | -0,8 | -2,3 |
| Gjennomsnitt ReSound | 0,4 | -2,3 | -1,6 | -0,1 | 0,1 | 1,7 | 0,1 | 3,9 | 4,9 | 3,1 | 8,5 | 10,3 | 6,4 | 1,3 | 2,0 | -9,9 |