

Differansen mellom proprietære forsterkningsformler og NAL-NL2 ved REM

Difference between proprietary gain-formulas and NAL-NL2 in 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) BAU 2019

Kandidatnummer: 10012

Sammendrag

Bakgrunn: Avhandlingen baserer seg på antagelsen av at “first-fit” tilpasninger ikke gir tilstrekkelig forsterkning, noe som har blitt utforsket ved tidligere studier.

Formål: Formålet med denne avhandlingen er å utforske ulikhetene mellom proprietære forsterkningsformler og NAL-NL2 for å kunne vise relevansen til REM ved en høreapparattilpasning.

Metode: CARL, en testdukke med standardiserte øreganger ble benyttet til å teste fire RITE apparater tilpasset med proprietær “first-fit”, NAL-NL2 “first-fit” og verifisert NAL-NL2. Et fallende og et flatt hørselstap ble benyttet til programmering av høreapparatene for å se hvordan formen på hørselstapet påvirket forsterkningen.

Resultat: Resultatene viser betraktelig underforsterkning i diskanten ved “first-fit”, og i bassen ved flatt hørselstap. Det var forskjeller mellom de ulike produsentenes “first-fit” NAL-NL2 i forhold til deres proprietære forsterkningsformler. SII-verdiene var også lavere ved “first-fit”.

Konklusjon: “First-fit” ved bruk av både de proprietære forsterkningsformlene og NAL-NL2 viser tendenser til underforsterkning i diskant. Dette påvirker evnen til å oppfatte deler av talesignalet negativt, og kan føre til redusert taleoppfattelse. Ved bruk av SII som indikator for mulig taleoppfattelse ble det funnet at høreapparater verifisert med REM kan gi bedre tilgang på taleinformasjon. Det ble også funnet variasjon mellom produsentenes NAL-NL2 “first-fit”. Dette kan tyde på at de ulike produsentene bruker egne modifiserte versjoner av forsterkningsformelen. Ved å benytte REM ved høreapparattilpasning kan underforsterkning reduseres. Det anbefales derfor å bruke REM i klinisk sammenheng.

Summary

Background: This study is based on the assumption that first-fit in hearing aids does not give adequate gain, which has been explored in earlier studies.

Purpose: The purpose of this study is to investigate the differences between proprietary gain-formulas and NAL-NL2 as to present the relevancy of REM in hearing aid fittings.

Methods: CARL, a patient simulator with standardized ear-canals was used to test four RITE hearing aids with proprietary first-fit, NAL-NL2 first-fit and verified fitted NAL-NL2. A sloping audiogram and a flat audiogram were used as the basis for programming the hearing aids to see if this affected the gain for the hearing aids.

Results: The results show significant difference between the gain in the hearing aids and target curve in REM. The hearing aids do not give enough gain in either high or low frequency according to REM. There is also a significant difference in NAL-NL2 between all the hearing aids. First-fit hearing aids scored lower on SII than verified hearing aids.

Conclusions: In first-fit of the hearing aids, both the proprietary and NAL-NL2 fitting did not give enough gain at higher frequencies, which affects segments of the speech-signal negatively. This could lead to reduced speech perception. By using SII as an indicator for possible speech perception, it was found that hearing aids verified using REM may give greater access to speech information. Variations between the different manufacturers' NAL-NL2 first-fit was also found. This may indicate that the individual manufacturers are using their own modified versions of the fitting formula. By using REM in hearing aid fitting, under-amplification can be reduced. It is therefore recommended to use REM in clinical work with patients.

Forkortelser

- APHAB (Abbreviated profile of hearing aid benefit)
- BSA (British Society of Audiology)
- CM (centimeter)
- CARL (Clinical Assistant for Research and Learning)
- dB (decibel)
- dB HL (Decibel Hearing Level)
- dB SPL (Decibel sound pressure level)
- DSL (Desired sensation level)
- HL (Hearing Level)
- Hz (Hertz)
- ISTS (International speech Test Signal)
- LTASS (Long term average speech spectrum)
- M (Meter)
- MPO (maximum power output)
- MSF (moderately severe flat)
- NAL-NL1 (National acoustics laboratories - Non linear 1)
- NAL-NL2 (National acoustics laboratories - Non linear 2)
- Otosuite (Otosuite audiometry software)
- PMM (Probe microphone measurements)
- REAG (Real ear aided gain)
- 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)
- RITE (Receiver in the ear)
- RITC (Receiver in the canal)
- SII (Speech intelligibility index)

Begrepsavklaring

Avhandling(en): refererer til denne bacheloroppgaven.

First-fit: Referer til en høreapparattilpassning der verifisering ikke har blitt benyttet. Begrepene "initial-fit" eller førstegangstilpassning kan også benyttes når satt i kontekst.

Gain: referer til forsterkning.

Studi(en/ene/er): refererer til kildemateriale brukt i oppgaven.

Target: Refererer til målforsterkningen i Aurical/programvare.

Unaided: referer til målinger uten hjelpemidler i øret.

Innhold

1. Introduksjon	1
2. Teori	2
2.1 Generiske og proprietære tilpassningsformler	2
2.2 Real Ear Measurement.....	4
2.3 Speech Intelligibility Index	5
2.4 Standardiserte hørselstap.....	6
2.5 First-fit	7
2.6 Feilkilder ved REM	7
2.7 Ekstrafunksjoner.....	8
2.8 Long-Term Average Speech Spectrum.....	8
2.9 CARL	9
3. Problemstilling.....	10
4. Metode.....	11
4.1 Materiale.....	11
4.2 Valg av audiogram.....	11
4.3 Høreapparater	12
4.4 Utstyr	12
4.5 Plassering av CARL	12
4.6 Etske forhold.....	14
5. Resultater	15
5.1 HA1: Oticon More 1 minirite-R	21
5.2 HA2: Phonak Audeo P90-RT	21
5.3 HA3: ReSound RT961 DWRC	21
5.4 HA4: Signia Pure 312 7x	22
6. Diskusjon	23
6.1 Forsterkningsformlene	23
6.2 Speech Intelligibility Index	24
6.3 Real Ear Measurements	26
6.4 Konsekvenser av feil forsterkning i høreapparater	27
6.5 Valg av CARL.....	27
7. Metodekritikk.....	29

7.1 CARL vs. kopler.....	29
7.2 NAL-NL2 i Aurical	29
7.3 Mengden av høreapparater	29
7.4 Ekstrafunksjoner.....	30
7.5 Valg av signal	30
8. Konklusjon	31
Referanser	32
Vedlegg.....	i
Vedlegg I	i
Vedlegg II	i
Vedlegg III	i
Vedlegg IV.....	ii
Vedlegg V.....	ii
Vedlegg VI.....	ii
Vedlegg VII.....	iii
Vedlegg VIII.....	iii
Vedlegg IX.....	iii

1. Introduksjon

Audiografyrket baserer seg på å gi støtte til hørselshemmede for å bidra til å redusere restriksjoner som kan oppstå som følge av funksjonshemmingen. Et av hjelpemidlene som benyttes av audiografer for å hjelpe med å redusere funksjonsnedsettelsen er høreapparat. Tilpasning av høreapparat gjennomføres via en programvare, som varierer ut ifra hvilken produsent som har produsert høreapparatet. Flere av produsentene har sine egne forsterkningsformler i tillegg til de generiske forsterkningsformlene (Dillon, 2012, s. 348). Hvordan forsterkningsformlene påvirker forsterkningen i høreapparatet er uvisst grunnet at produsentene ikke har offentliggjort verdiene. Verifisering er dermed kun tilgjengelig for de generiske forsterkningsformlene (Jindal et al., 2016, s. 5). På bakgrunn av dette blir det i fagmiljøet ofte sett på som god praksis å benytte en generisk forsterkningsformel. Deretter er det anbefalt å benytte seg av REM som et verktøy for å verifisere at den reelle forsterkningen sammenfaller med target. REM unnlates imidlertid ofte ved høreapparattilpasninger (Mueller & Picou, 2010, s. 32).

2. Teori

2.1 Generiske og proprietære tilpasningsformler

Ulike forsterkningsformler har blitt utviklet til bruk i programmering av høreapparat. Flere produsenter har laget sine egne forsterkningsformler. Disse formlene refereres ofte til som proprietære eller produsentspesifikke forsterkningsformler. De forskjellige produsentenes forsterkningsformler er tilgjengelig i deres høreapparat-programvare (Valente et al., 2018, s. 707). Det eksisterer også generiske forsterkningsformler som er basert på forskningsdata og har et valid faggrunnlag. Inkludert i denne samlebetegnelsen er blant annet de ulineære forsterkningsformlene NAL-NL1, NAL-NL2, DSL, CAM2, CAM-Q, LGOB, IHAF, og FIG6 (Dillon, 2012, s. 286). Av disse er det DSL v5 og NAL-NL2 som benyttes hyppigst ved klinisk tilpasning av høreapparat (Jorgensen, 2016, s. 58). "Desired sensation level" (DSL) ble først utviklet tidlig på 1980 tallet av Seewald og professor Mark Ross (Seewald et al., 2005, s. 145). DSL har blitt videreutviklet etter dette og den seneste versjonen DSL v5 ble videreutviklet av Susan Scollie (Scollie et al., 2005, s. 159). DSL v5 er en videreføring av DSL v4.1 og ble oppdatert for å kunne bli tatt i bruk ved høreapparattilpasning hos voksne, da denne formelen tidligere hadde blitt benyttet i større omfang ved høreapparattilpasning hos barn (Ching et al., 2015, s. 261). NAL-NL2 ble utviklet av The National Acoustic Laboratories (Keidser et al., 2012, s. 211). NAL-NL2 er en videreføring av NAL-NL1. Begge har som hovedfokus å oppnå maksimal taleforståelse (Shyekhaghahi et al., 2021, s. 120). Formelen tar faktorer som alder, kjønn og erfaring i bruk av høreapparat med i beregning av forsterkning (Keidser et al., 2012, s. 211). Dataene forsterkningsformelen er basert på er offentliggjort og tilgjengelig for allmennheten (Mueller et al., 2017, s. 50). Bruk av generiske forsterkningsformler ses på som god praksis innenfor audiologi-feltet. De proprietære forsterkningsformlene skiller seg fra de generiske forsterkningsformlene ved at de ikke kan verifiseres (Jindal et al., 2018, s. 5).

De konkrete verdiene for forsterkningsformlene til produsentene er ikke tilgjengelig for det offentlige. De proprietære forsterkningsformlene har egne variabler de tar hensyn til. Et eksempel på dette er Resounds forsterkningsformel Audiogram+ som gir 3-10 dB mindre "insertion gain" sammenlignet med NAL-NL1, avhengig av frekvens og

hørselstap (Resound, 2000, s. 2). Det er da logisk å anta at de andre produsentene har lignende variabler innad i sine formler, selv om dette ikke er ekspressivt nevnt i deres markedsføring eller tilgjengelige artikler.

NAL-NL2 anvendes for det meste i tilpasning av høreapparater hos voksne, og DSL v5 anvendes ved høreapparattilpasning hos barn (Kramer, 2019, s. 339). DSL v5 kan benyttes ved høreapparattilpasning hos voksne og NAL-NL2 kan benyttes ved høreapparattilpasning av barn, men er imidlertid mindre praktisert (Shyekhaghæi et al., 2021 s. 120). Dette kommer av at de tidligere versjonene av DSL ikke ble tatt i bruk ved høreapparattilpasning hos voksne før sent på 90-tallet og ble ikke modifisert for bruk på voksne før i 2005 (Scollie et al., 2005, s. 160).

Forsterkning som blir gitt når en generisk forsterkningsformel velges skal i utgangspunktet være den samme uavhengig av hvilken produsent sin programvare som benyttes. Dette forventes grunnet at forsterkningen som skal bli gitt er tydelig definert. Ved flere studier har det imidlertid blitt vist at den reelle forsterkningen avviker fra target (Aaxh & Moore, 2007; Aazh et al., 2012; Brets, 2006; Munro et al., 2015; Narayana & Manjula, 2021).

Studien til Aazh (et al., 2012) undersøkte hvor nøyaktig simulerte målekurver matcher targetkurvene. Studien undersøkte differansen mellom målt REIG og målkurver for NAL-NL1 ved first-fit (Aazh et al., 2012, s. 175). Studiet fant at 71% av first-fit ikke var innenfor +/-10 dB av NAL-NL1 Target REIG på en eller flere frekvenser mellom 250 og 4000 Hz. First-fit REIG var systematisk lavere enn Target REIG, og forskjellen kunne være opptil 22dB (Aazh et al., 2012, s. 179).

Studien til Shyekhaghæi (et al., 2021) målte og sammenlignet forsterkningen til 12 digitale høreapparater. Forsterkningen ble beregnet ved hjelp av DSLM I/O, NAL-NL2 og produsentenes spesifikke forsterkningsformler (Shyekhaghæi et al., 2021, s. 119). Resultatet viste stor variasjon mellom de ulike produsentenes forsterkningsformler samt stor variasjon mellom NAL-NL2 first-fit (Shyekhaghæi et al., 2021, s. 122-125).

Sanders (et al., 2015) undersøkte hvor godt NAL-NL2 matchet targetkurvene og fant at de fleste forsterkningskurvene ikke matchet targetet. Studien avdekket stor variasjon mellom produsentens NAL-NL2 samt differanser fra targetkurvene. NAL-NL2 var også i stor grad sammenlignbar med produsentenes proprietære forsterkningsformler. Det kan tyde på at produsentene bruker sin egen modifiserte utgaver av NAL-NL2 og NAL-NL1 (Mueller et al., 2017, s. 25).

2.2 Real Ear Measurement

Ved tilpasning av et høreapparat er det essensielt å sikre at forsterkningen er tilstrekkelig og ikke fører til ubehag. For å verifisere om forsterkningen er akseptabel benyttes “Real Ear measurement” (REM) også referert til som “Probe microphone measurements” (PMM). Ved bruk av REM er det mulig å måle om forsterkningen ved trommehinnen sammenfaller med targetet (Kramer, 2019, s. 340-341). Dette er nødvendig på grunnlag av at simulerte “Real ear output” verdier som vises i høreapparat-programvarer ofte avviker fra targetet med 10 dB eller mer fra det reelle lyd nivået (Kramer, 2019, s. 340). Retningslinjene for “best practice” innen audiologifeltet anbefaler å ta i bruk REM for å verifisere en høreapparattilpasning. REM er antatt å være den beste metoden å forsikre at høreapparater gir tilstrekkelig forsterkning for at nødvendige lydssignaler blir hørbare (Jorgensen, 2016, s. 57-58).

I REM-programvaren er det hovedsakelig tre forsterkningskurver som kan justeres. Vanligst er 50, 65 og 80 dB forsterkningskurver, som korrelerer til svake, medium og kraftige lyd nivåer. Justering av forsterkning ved en forsterkningskurve kan påvirke andre kurvers forsterkning. Hvis dette forekommer, er det anbefalt å fokusere på forsterkningen ved 65 dB. Målinger ved 50 og 80 dB blir gjennomført for å forsikre hørbarheten av svake lyder og at høye lyder ikke skaper ubehag (Jindal et al., 2018, s. 14).

Ved å unnlate REM blir individuelle faktorer ikke tatt med i beregning av targetet og kan føre til store avvik fra ønsket forsterkning. Dette kommer av at targetkurvene i produsentenes programvare er simulerte og baserer seg på forhåndsinnstilte data (Kramer, 2019, s. 339-341).

Ved REM måles lydtrykket ved trommehinnen med en probe-mikrofon plassert innenfor 5 mm av trommehinnen (Jindal et al., 2018, s. 11). REM kan brukes som en verifiseringsmetode ved høreapparattilpasninger som benytter de generiske forsterkningsformlene NAL-NL2, DSL v5 og CAMEQ (Jindal et al., 2018, s. 5). De proprietære forsterkningsformlene er ikke tilgjengelige i REM-programvaren. Dette kommer av at informasjonen nødvendig for å beregne target ikke er offentliggjort og kan dermed ikke beregnes utenfor produsentenes egne programvarer. Forsterkningen gitt ved bruk av de proprietære forsterkningsformlene kan dermed ikke verifiseres.

Ifølge Abrams (et al., 2012, s. 769) brukte under halvparten av praktiserende audiografer REM til å verifisere høreapparattilpasninger. Dette understøttes av en undersøkelse fra Storbritannia i 2010 hvor det ble funnet at 40% av audiografer gjennomførte REM regelmessig (Mueller & Picou, 2010, s. 32). Flere høreapparatprodusenter har i løpet av de siste ti årene utviklet AutoRem-funksjoner i sine programvarer for å forenkle høreapparattilpassning med REM. Denne funksjonen er imidlertid ikke like nøyaktig som REM (Brockmeyer et al., 2021, s. 162). Formen på øregangen skaper en naturlig resonans som forsterker enkelte frekvenser. Hvilke frekvenser denne resonansen oppstår ved varierer mellom individer (Jindal et al., 2018, s. 12).

Resonanstoppen hos en voksen forventes å ha en primærstopp i området 2600-3000 Hz og en sekundærtopp mellom 4 og 5 kHz. Forsterkningen som blir gitt som resultat av resonansen kan måles i form av "real ear unaided gain" (REUG) (Bastos et al., 2012, s. 366). "Real ear aided gain" (REAG) viser forsterkningseffekten høreapparatet har på lydstimuli (Jindal et al., 2018, s. 12).

2.3 Speech Intelligibility Index

"Speech intelligibility index" (SII) er en videreføring av "Articulation Index" som er basert på audiogram-verktøyet utviklet i 1990 "count the dots" (Killion & Mueller, 2010, s. 10). SII var tidligere AI, men navnet ble endret etter den nye standarden for beregning av SII ble innført i 1997 (Acoustical society of America, 1997, s. II). I Otosuite beregnes SII-verdier basert på den reviderte versjonen av 1997 standarden (Natus, 2021, s. 49).

“Count the dots” gikk ut på en fordeling av 100 markører. Tettheten av markørene hadde høyest konsentrasjon ved de viktigste taleområdene og færrest ved frekvensområdene som hadde minst innflytelse på taleforståelse (Killion & Mueller, 2010, s. 12-13). Ved å legge inn høretersklene til en pasient og summere antallet markører som ligger innenfor det hørbare området vil en få en tallverdi mellom 0 og 100, som kan bli framstilt som en prosentverdi. Dette fungerer i teori som en indikator på mulig taleoppfattelse (Killion & Mueller, 2010, s. 14).

I 2010 ble det utviklet en oppdatert versjon basert på nyere forskning som antyder at det er informasjon ved frekvenser på 6 kHz og over som kan være viktig for taleforståelse (Killion & Mueller, 2010, s. 12). Den nye versjonen har utvidet området til å inkludere 6-8 kHz (Killion & Mueller, 2010, s. 12). I en studie av McCreery & Stelmachowicz utført i 2011 ble det vist at denne testen har begrenset evne til å forutsi talegjenkjenning hos barn og at den helst burde anvendes ved tilpasning av høreapparat hos voksne (McCreery & Stelmachowicz, 2011, s. 4079). Faktorer som kognitiv funksjon, funksjonen til cochlea og hørselsnerven kan også påvirke evnen til å tolke talesignal (Humes & Dubno, 2010, s. 213). SII kan ikke ansees som et mål for taleforståelse, men en indikator for mulig taleoppfattelse (Killion & Mueller, 2010, s. 14)

2.4 Standardiserte hørselstap

International Electrotechnical Commission utviklet i 2010 en ny standard for testing av høreapparat. For å sikre sammenlignbare testresultater ved utprøving av høreapparat ble det definert ti standard audiogrammer som dekker de vanligste formene for hørselstap man møter på i klinisk sammenheng (Bisgard et al., 2010, s. 113-114). De standardiserte audiogrammene er utviklet med utgangspunkt i 28 244 audiogrammer og omfatter ulike grader av flate og fallende hørselstap (Bisgard et al., 2010, s. 113). Formålet med disse standardiserte hørselstapene var å tillate programmering av høreapparat før testing for å bedømme funksjon (Bisgard et al., 2010, s. 113).

2.5 First-fit

Ved en first-fit kalkuleres høreapparatforsterkningen ut fra et audiogram, pasientspesifikk informasjon og “fitting details”. Programvaren regner ut en tilnærming av in situ gain og output basert på variabler som alder estimering av mikrofonens lokalisasjons-effekt på forsterkning, ørepropp design, receiverlengde og ventilering (Abrams et al., 2012, s. 769). Når REM blir gjennomført blir disse variablene målt kontra estimert (Abrams et al., 2012, s. 769). Ved first-fit anvendes ingen verifiserings-metode for å sjekke om forsterkning når target. Ved first-fit blir det antatt at forsterkning ligger nært nok target til å gi et godt utbytte av høreapparatet (Abrams et al., 2012, s. 769).

2.6 Feilkilder ved REM

Det kan forekomme målefeil ved gjennomførelsen av REM. En feilkilde er at probeslangen ikke blir kalibrert, noe som kan påvirke målingene ved at den skaper en naturlig resonans og en rollover i høyfrekvensområdet (Mueller et al., 2017, s. 89). En kalibrering av probeslangen gjør Probeslangen «akustisk usynlig» slik at effekten av probeslangen ikke påvirke målingen (Mueller et al., 2017, s. 89; Jindal et al., 2018, s. 8).

Probeslangen kan også blir plassert for kort inn i ørekanalen. Dette påvirker mest det høyfrekvente området samt at målefeilen vil øke i høyere frekvenser. Er måleproben 10 mm fra trommehinnen kan målefeilen være om lag 10 dB ved 8000 Hz (Mueller et al., 2017, s. 96). For å redusere målefeil er det ønskelig at probeslangen er innenfor 5 mm fra trommehinnen (Mueller et al., 2017, s. 95). Er probeslangen plassert for kort inn i ørekanalen kan dette føre til overforsterkning i det høyfrekvente området (Mueller et al., 2017, s. 96). Tett probeslange kan føre til at “output displayet” på skjermen vil være mindre enn input-signalet (Mueller et al., 2017, s. 248). En lekkasje fra domene vil derimot føre til målefeil ved 250-750 Hz som kan føre til underforsterkning (Hawkins & Cook, 2003, s. 28). Det er derfor viktig å være nøye med riktig plassering av utstyr og høreapparat for å unngå målefeil. Feil plassering av høyttaler i forhold til pasient og en urolig pasient kan også påvirke måleresultatene negativt (Mueller et al., s. 94 & s. 96)

2.7 Ekstrafunksjoner

Ekstrafunksjoner som frekvens transponering kan ha en innvirkning på forsterkningen og vil da påvirke resultater ved REM (Jindal et al., 2018, s. 14). Det er anbefalt av å gjennomføre REM med ekstrafunksjonen påslått etter at de har blitt verifisert (Jindal et al., 2018, s. 14). I studien til Shyekhaghæi ble høreapparatet satt i omnidireksjonal modus og adaptive funksjoner som feedback-håndtering og “noise reduction” ble deaktivert for å forhindre feilkilder ved målingene (Shyekhaghæi et al., 2021, s. 121). Ved bruk av ekstrafunksjoner som retningsmikrofon eller “speech enhancer” burde effekten av disse vurderes og helst verifiseres (Jorgensen, 2016, s. 58). Dette er imidlertid en tidkrevende prosess. Den enkleste måten å forsikre at forsterkningen i høreapparatet ikke blir påvirket negativt av funksjoner er å deaktivere disse i programvaren.

2.8 Long-Term Average Speech Spectrum

Ved testing av høreapparatets ytelse kan en bruke frekvensspesifikke rentone-«sweep» eller mer komplekse bredspektrete signaler som dekker et større frekvensområde (Dillon, 2012, s. 81). Et bredspektret signal kan være rosa eller brun støy. Man kan også skape et signal som ligner mer på talespekteret ved å bruke lydopptak av tale som omformes til “Long-Term Average Speech Spectrum” (LTASS) (Mueller, 2017, s. 68-71). LTASS kan formes til å representere et spesifikt språk eller kjønn. Med ønske om et standardisert LTASS ble “international speech test signal” (ISTS) utviklet. ISTS er basert på naturlige opptak av tale på seks språk og innstilt i henhold til LTASS standarder slik at den inkluderer alle relevante egenskaper ved tale (Jorgensen, 2016, s. 59).

2.9 CARL

CARL er en pasientsimulator laget for bruk i audiologisk ferdighetstrening (Folkeard et al., 2022). Som simulator kan CARL spare pasienter for ubehag eller skade som følge av feilplassering av probeslangen og høye lydnivåer (Folkeard et al., 2022). CARL kan benyttes til å ta avstøp og fjerning av ørevoks (Koch, 2021). Den kan også brukes til å verifisere høreapparater ved hjelp av REM (Folkeard et al., 2022). Øregangene er standardiserte og test/retest variasjonen ved REM er liten som gjør den godt egnet til gjentatte målinger (Folkeard et al., 2022). Det er imidlertid små differanser mellom øregangsresonansen til CARL og gjennomsnittlig øregangsresonans for mennesker (Folkeard et al., 2022). Hodet og ørene er basert på CT-skanninger og CARL's ører og øreganger er anatomiske korrekte (Koch, 2021). Lengden på CARLs øregang er 32 mm (Ahead Simulations, u.å., s. 11).



Figur 1: Bilde av CARL.

3. Problemstilling

Som nevnt tidligere er det variasjon i forsterkningen til de proprietære forsterkningsformlene. Det forventes at generiske forsterkningsformler som blir benyttet skal i utgangspunktet være den samme uavhengig av programvare. Tidligere studier har derimot vist at det er variasjon i generiske forsterkningformler mellom høreapparatprodusenter. På grunnlag av dette er det uvisst om det blir gitt tilstrekkelig forsterkning ved first-fit uavhengig av hvilken forsterkningsformel som blir brukt. Ved å se på verdi-forskjellene som oppstår i REM er det mulig å se på konsekvensene av uverifiserte tilpasninger. I denne sammenheng er det hensiktsmessig å se på variasjonene i first-fit ved både generiske og proprietære forsterkningsformler målt med REM. Følgende problemstilling ble derfor valgt.

Hovedproblemstilling: Gir first-fit ved NAL-NL2 og proprietære forsterkningsformler tilstrekkelig forsterkning målt ved REM, og er det ulikheter mellom høreapparatprodusentenes NAL-NL2 forsterkningsformler?

Underproblemstilling: Hva er nytteverdien av REM og SII i høreapparattilpasning?

4. Metode

For å besvare denne problemstillingen har det blitt valgt å utføre følgende fremgangsmåte for utføring av denne kvantitative avhandlingen. Det ble benyttet høreapparater fra fire høreapparatprodusenter, og to ulike audiogrammer ble brukt i avhandlingen. Målingene ble utført på pasientsimulatoren CARL. Data ble samlet inn fra 24 forskjellige målinger som ble gjennomført unilateralt med et høreapparat av gangen. Det ble brukt et ISTS inputsignal på 65 dB da dette representerer moderat lydnivå (Jindal et al., 2018, s. 14).

4.1 Materiale

Dataene fra REM ble lagret og overført til Excel. Det ble laget fire versjoner av CARL i pasientdatabasen relatert til de fire høreapparatprodusentene. Til hver versjon ble det laget to ulike audiogrammer. Ett flatt hørselstap på 55 dB HL, heretter referert til som Moderately Severe Flat (MSF). Det fallende hørselstapet ble basert på det standardiserte audiogrammet N3 (Bisgaard et al., 2010, s. 116). Hørselstapet ble modifisert ved å beholde den fallende kurven ved 8000Hz da denne frekvensen ikke var representert i kildematerielet.

4.2 Valg av audiogram

MSF ble valgt for å se forsterkningseffekten høreapparatene hadde ved hørselstap i alle frekvenser. N3 ble valgt grunnet at det representerte et fallende høyfrekvent hørselstap, og at høretersklene som ble valgt lå innenfor høreapparatenes forsterkningsområde. Tersklene som ble satt ved hørsletapene er vist i tabellformat under (tab. 1).

Frekvenser	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
N3	35 dB HL	35 dB HL	35 dB HL	40 dB HL	45 dB HL	50 dB HL	55 dB HL	60 dB HL	65 dB HL	70 dB HL
MSF	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL	55 dB HL

Tabell 1: Oversikt over frekvenser (Hz) og terskler (dB HL) som ble brukt i audiogrammene.

4.3 Høreapparater

Høreapparatene ble valgt med utgangspunkt i “Rammeavtale for høreapparater, ørepropper og tinnitusmaskere” fra Hjelpemiddeldatabasen (NAV, 2019).

Avtaleperioden for rammeavtalen er 1.09.2019- 31.08.2022. Høreapparater fra Oticon, Phonak, ReSound og Signia ble brukt. Programvarene som ble brukt til å tilpasse høreapparatene var Phonak Target (versjon 7,1,9), Genie 2 (oppdatert 2021. 2), ReSound Smart Fit (versjon 1.12) og Signia Connexx (versjon 9.6.0.154). For tilpasningen av høreapparatene ble det brukt NAL-NL2 ved verifiseringsmålingene. Produsentenes egne tilpasningsformler og NAL-NL2 ble brukt for first-fit målingene. Under er en oversikt over høreapparater, programvare og deres proprietære forsterkningsformler (tab. 2).

Produsent	Høreapparat	Forsterkningsformel	Programvare
Oticon	More 1 minirite-R	VAC+	Genie 2
Phonak	Audeo P90-RT	Adaptive Digital 2.0	Phonak Target
Resound	RT961 DWRC	Audiogram +	Resound Smart Fit
Signia	Pure 312 7x	Xfit	Signia Connexx

Tabell 2: Oversikt over produsentene, høreapparatene, deres proprietære forsterkningsformler og programvare.

4.4 Utstyr

AuditBase Version 5.4.3. ble brukt som pasientdatabase. Målingene ble utført med Aurical audiometer (1081) og Otosuite programvare (versjon 4.87.0.12). REM ble utført med Otometrics Aurical FreeFit (Ref.nr 8-62-45300) og ble utført i Otosuite programvare. Utstyr ble sist kalibrert 09.2021 av Natus, som er i henhold til BS EN 61669 standard om årlig kalibrering (Jindal et al., 2018, s. 8). NOAH-link Wireless produsert av GN Hearing ble brukt for kommunikasjon med høreapparatene.

4.5 Plassering av CARL

REM ble utført i en audiologisk måleboks type IAC Acoustics 40A. CARL ble plassert på et stativ hvor øregangen var 1,17m fra gulvet. Ansiktet ble plassert rett ovenfor

høytaleren. Avstanden mellom høytaler og CARLs øregangsåpning var 85 cm. Avstanden fra gulv til midten av høytaleren var 1,17 meter og høytaleren stod 40 cm ut fra veggen. Se vedlegg (I) for tabellfremstilling av distanser.

Før målingene startet ble avstanden mellom CARL og høytaler målt. CARL ble plassert 1,11 meter fra venstre vegg og 1,43 meter fra høyre vegg. Han sto 2,70 meter fra bakre vegg. Avstanden fra tak til CARL var 0,97 meter. Høyden til CARL ble justert for at han skulle komme på en høyde som var tilsvarende høyden til høytaleren for å få en vertikal vinkel på 0 grader (Mueller et al., 2017, s. 93). Det ble markert hvor CARL skulle plasseres for å sikre tilsvarende avstander ved eventuelle ekstramålinger.

Avstanden mellom CARL og høytaleren var innenfor 1 meter som anbefalt (Mueller et al., 2017, s. 82). CARL var alene under målingene for å forhindre at testpersonell kunne bli en reflekterende overflate. Det er anbefalt at pasienten plasseres 2 meter fra reflekterende overflater (Mueller et al., 2017, s. 89). Anbefalingen kunne ikke imøtekommes på grunn av lokalet. Veggene til måleboksen som blir brukt i audiometrisk utredning er relativt mindre reflekterende enn andre veggmaterialer. Romkalibrering ble utført for å minimere sannsynligheten for målefeil som kan oppstå på grunn av reflekterende overflater (Mueller et al., 2017, s. 89). Skjematisk fremstilling av plasseringen av CARL vises i vedlegg (I).

I forkant av målingene ble probeslangekalibrering utført. Probeslangen ble målt opp og markert ved 30 mm, som sikrer at probeslangen blir plassert innenfor 5 mm fra trommehinnen (Jindal et al., 2018, s. 11; Mueller et al., 2017, s. 95). REUG og "real ear occluded gain" (REOG) ble utført for å sikre at probeslangen ble riktig plassert samt tetthet til domene for å utelukke nødvendigheten av "open REM" (Jindal et al., 2018, s. 12-13). "ProbeTube Assistant" funksjonen ble benyttet for å verifisere plasseringen av probeslangen.

CARL ble registrert som mann i 45 årsalder, erfaren bruker og forsterkningen satt til 100%. Dome og receiver ble valgt på bakgrunn av hørselstapet. Det ble anvendt Power receiver og Power domer på alle høreapparater. Høreapparaterne ble programmert med NAL-NL2 og produsentenes egne forsterkningsformler. Det ble utført feedbacktest på

alle høreapparatene. De andre adaptive egenskapene til høreapparatene ble slått av, med unntak av feedback-kontroll. "Omnidirectional"-mikrofon ble valgt i programvaren.

Otosuite ble brukt til å utføre REUG med et 65 dB ISTS input signal, med targetkurver beregnet for et output signal ved 65 dB. Parameterne som ble valgt til å utføre REM er vist i tabell 3. Det ble målt REAG for first-fit av høreapparatene med NAL-NL2 og produsentenes proprietære forsterkningsformler. Tilpasningene som ble gjort med NAL-NL2 ble også verifisert med REAG og tilpasset slik at forsterkningskurven var innenfor 5 dB av target mellom 250 og 6000 Hz som anbefalt av BSA (Jinda et al., 2018, s. 14). Data fra målingene ble eksportert til Excel og bearbeidet.

4.6 Ethiske forhold

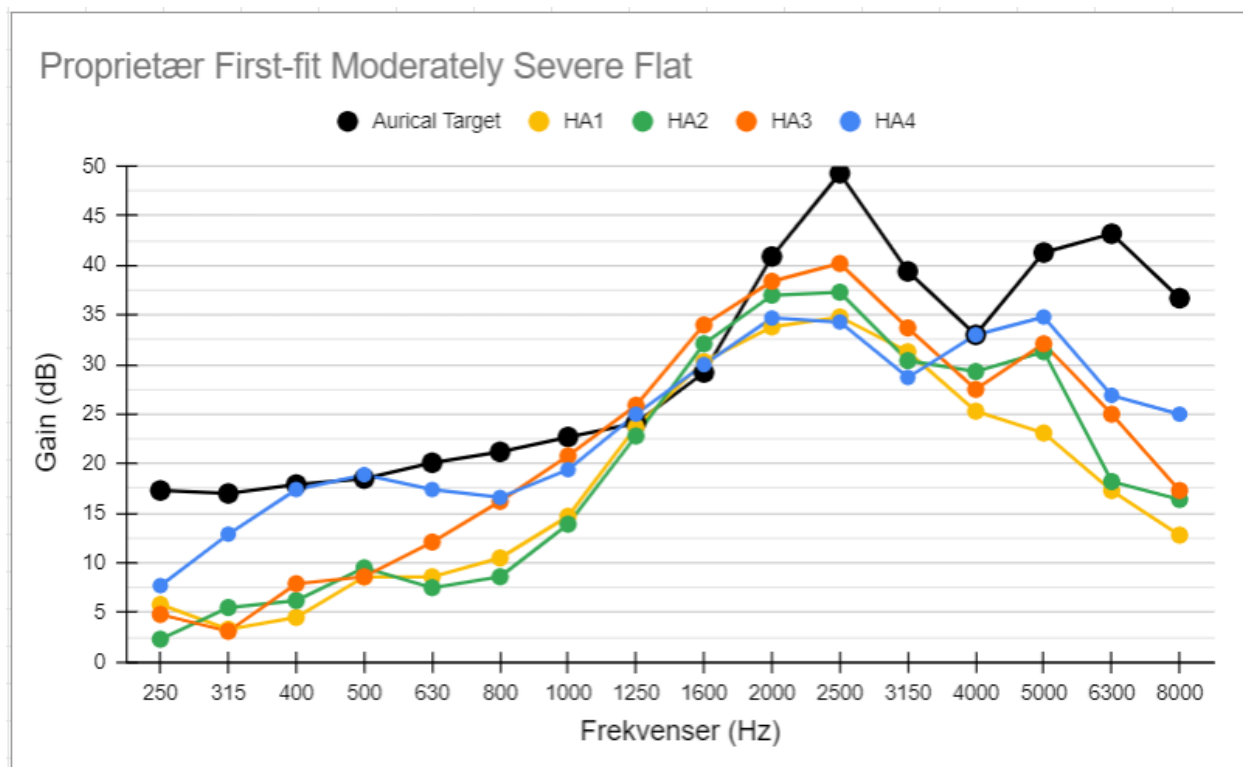
Det ble forsøkt etter beste evne å ikke plagiere noen annens arbeid i denne avhandlingen. Eventuell forekomst av plagiat vil være ved uhell. Studien er ikke blitt gjennomført med tanke på økonomisk vinning og har ikke fått økonomisk eller materiell støtte i forkant eller under gjennomførelse av studien. Det har forekommet kommunikasjon mellom produsentene og forfatterne av denne avhandlingen angående informasjon om høreapparatene og deres forsterkningsformler. Avhandlingen skal imidlertid ikke påvirkes av dette i hverken positiv eller negativ forstand. Rettferdighet og nøyaktighet i målingene har blitt etterstrebet for at resultatene skal være valide og reliable. Resultatene av denne avhandlingen har ikke som mål å anklage eller rangere høreapparatene eller produsentene av disse.

Fitting Details	
Target Rule	NAL-NL2
Fitting Mode	Real Ear
Applied REUG	Measured REUG
H.I. Type	BTE (RITC)
Venting	Closed Dome
Amplification	Unilateral
Date of Birth	1977
Gender	Male
Applied RECD	Predicted (NAL-NL2)
Transducer	Loudspeaker
Use Bone Conduction	No
Experience	Experienced
Use OpenREM calibration	No

Tabell 3: Oversikt over "Fitting Details" i Aurical REM ved Otosuite programvare.

5. Resultater

I denne delen av avhandlingen skal resultatene fra målingene presenteres. Det blir presentert tre grafer og tabeller for hvert hørselstap. Aurical Target viser REAG targetkurve i REM programvaren og de forskjellige HA-kurvene viser forsterkningen i høreapparatene. Grafene følges av tabeller for SII-verdier fremstilt i prosent. Unaided viser hvordan hørselstapet påvirker muligheten for taleoppfattelse uten forsterkning. Tabellfremstilling av frekvensspesifikk forsterkning og gjennomsnittlige verdier for SII kan sees i vedlegg (II-IX).



Figur 2: Grafisk fremstilling av forsterkningskurver for høreapparater med proprietære forsterkningsformler målt opp mot Aurical Target ved Moderately Severe Flat hørselstap.

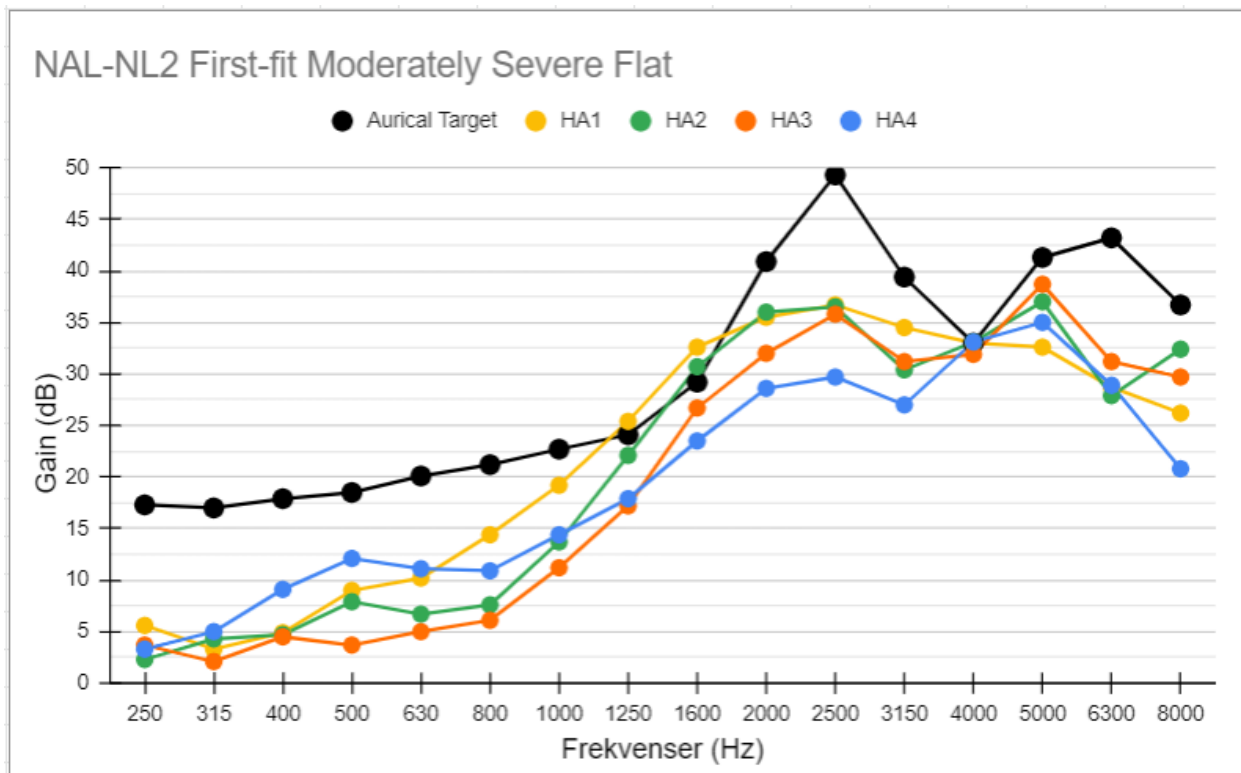
Kurvene viser generell underforsterkning både i bassområdet og diskantområdet. HA4 forsterker mer i bassområdet enn andre HA. Alle HA ligger nært Aurical Target mellom

1250 Hz og 2000 Hz.

Proprietær First-fit	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	12%	34%	38%	44%	46%

Tabell 4: Målt «Speech Intelligibility Index» i (%) for målinger gjort med proprietære forsterkningsformler.

SII for Unaided Gain er 12% for MSF hørselstap. HA1 har en SII-score på 34% ved bruk av proprietær forsterkningsformel. HA2 oppnår 38%, HA3 oppnår 44% og HA4 oppnår 46% SII-score. I forhold til Unaided Gain er den en økning i SII-score ved forsterkning med 22% for HA1, 26% økning for HA2, 32% økning for HA3 og en økning på 34% for HA4.



Figur 3: Grafisk fremstilling av forsterkningskurver for høreapparater med NAL-NL2 forsterkningsformel målt opp mot Aurical Target ved Moderately Severe Flat hørselstap.

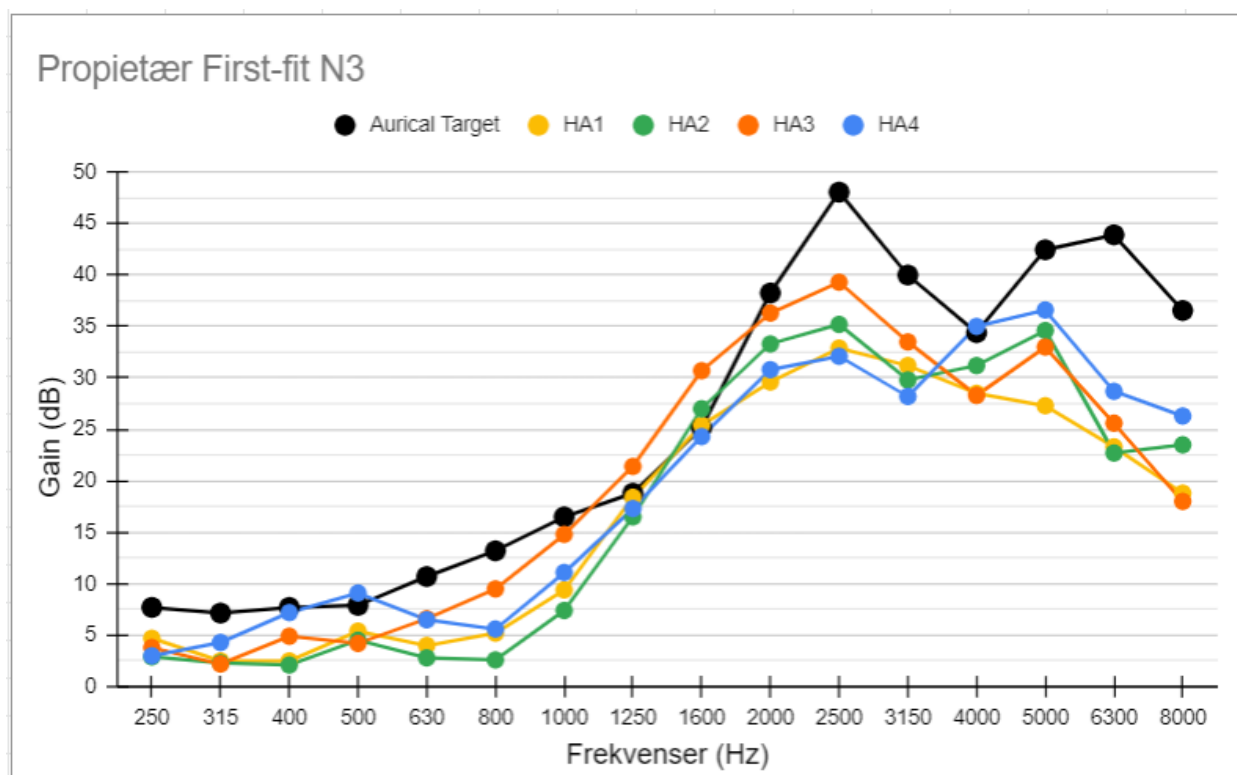
Kurvene viser underforsterkning i bassområdet og diskantområdet. Kurvene ligger nærmere Aurical Target ved 1250 Hz og 1600 Hz. Alle HA sammenfaller med Aurical

Target ved 4000 Hz.

NAL-NL2 First-fit	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	12%	44%	34%	37%	35%

Tabell 5: Målt «Speech Intelligibility Index» i (%) for målinger gjort med NAL-NL2 forsterkningsformel.

Unaided Gain har en SII på 12%. Med NAL-NL2 som forsterkningsformel oppnår HA1 en SII-score på 44% som er en økning med 32%. HA2 har en SII-score på 34% som er en økning på 22% i forhold til Unaided Gain. HA3 oppnår en 37% SII-score med den generiske forsterkningsformelen, som er en økning på 25%. HA4 oppnådde en SII-score på 35%, som er en økning på 23% fra Unaided Gain.



Figur 4: Grafisk fremstilling av forsterkningskurver for høreapparater med proprietære forsterkningsformler målt opp mot Aurical Target ved N3 hørselstap.

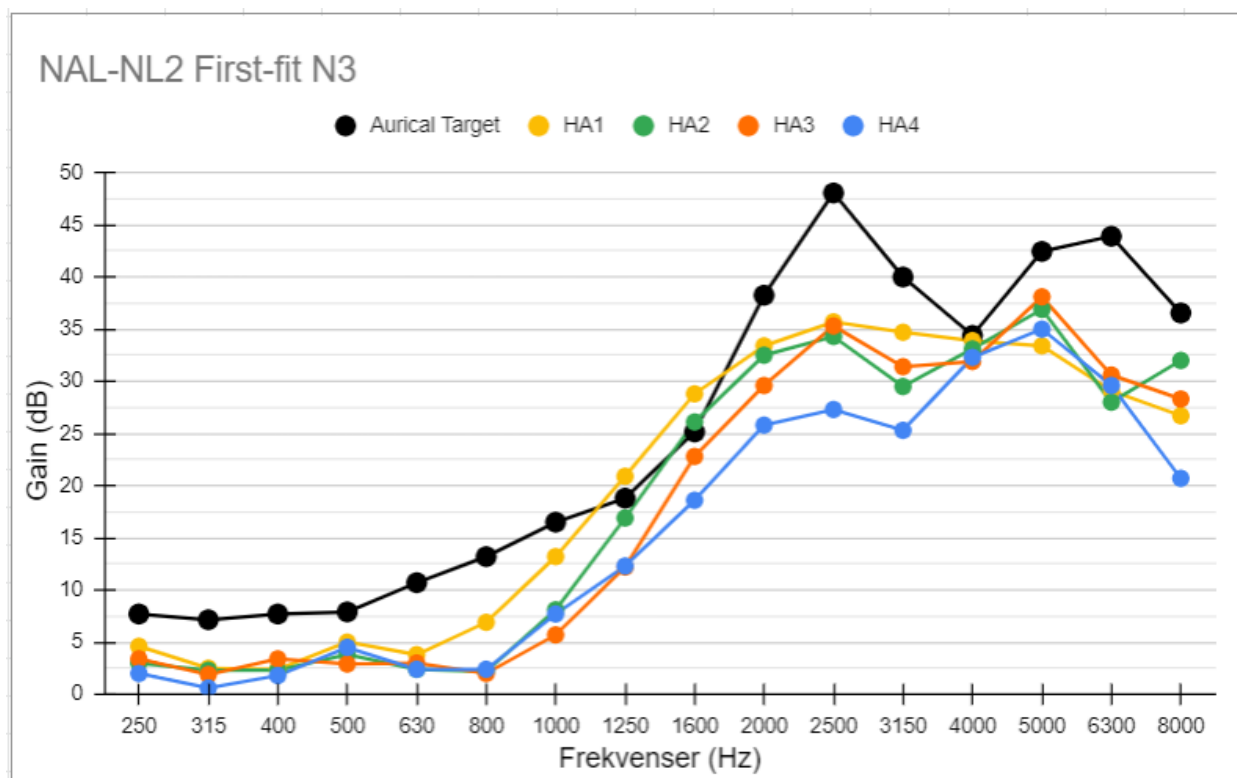
Kurvene for N3 hørselstap ligger nærmere Aurical Target enn MSF hørselstap. Grafen viser også en generell underforsterkning i forhold til Aurical Target ved de fleste

frekvenser. HA3 ligger over Aurical Target ved 1250 Hz og 1600 Hz.

Proprietær First-fit	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	40%	56%	56%	66%	61%

Tabell 6: Målt «Speech Intelligibility Index» i (%) for målinger gjort med proprietære forsterkningsformler.

Unaided Gain har en SII-score på 40%. Ved proprietære forsterkningsformler oppnår HA1 56%, som er en økning med 16%. HA2 oppnår også 56%, hvilket gir den samme økning som HA1. HA3 har høyeste SII-score i denne delen av målingene med 66%, som er en økning med 26%. HA4 oppnår en SII-score på 61%, som er en økning på 21%.



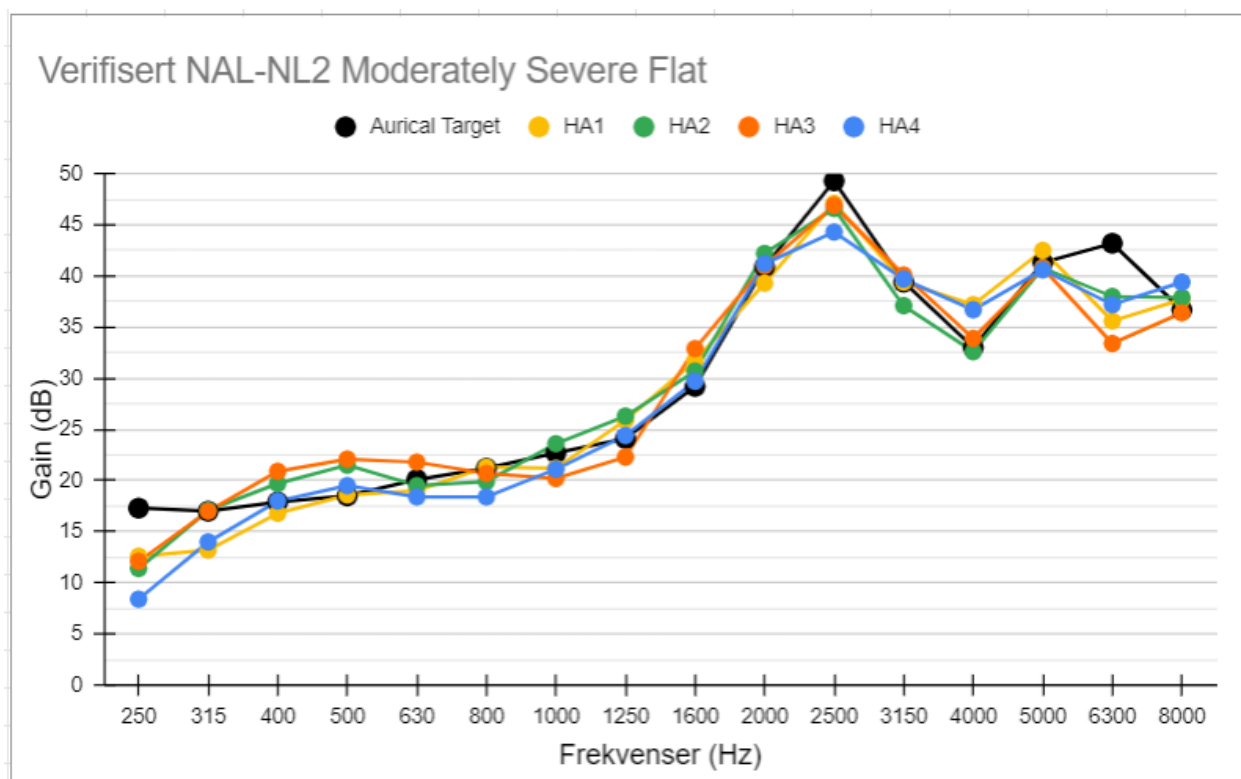
Figur 5: Grafisk fremstilling av forsterkningskurver for høreapparater med NAL-NL2 forsterkningsformel målt opp mot Aurical Target ved N3 hørselstap.

Kurvene viser underforsterkning i bassområdet og diskantområdet med NAL-NL2 first-fit. HA1 skiller seg ut ved at kurven ligger over Aurical Target ved 1250 Hz og 1600 Hz.

NAL-NL2 First-fit	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	40%	62%	57%	55%	48%

Tabell 7: Målt «Speech Intelligibility Index» i (%) for målinger gjort med NAL-NL2 forsterkningsformel.

Unaided Gain har en SII-score på 40%. HA1 med høyeste score i denne målingen oppnådde 62%, som er en økning med 22%. HA2 oppnådde en SII-score på 57%, som er en økning på 17% fra Unaided Gain. HA3 oppnådde 55% SII-score, som er en økning fra Unaided Gain med 15%. HA4 oppnådde den laveste SII-scoren i denne målingen med 48%, som er en økning på 8% fra Unaided Gain.



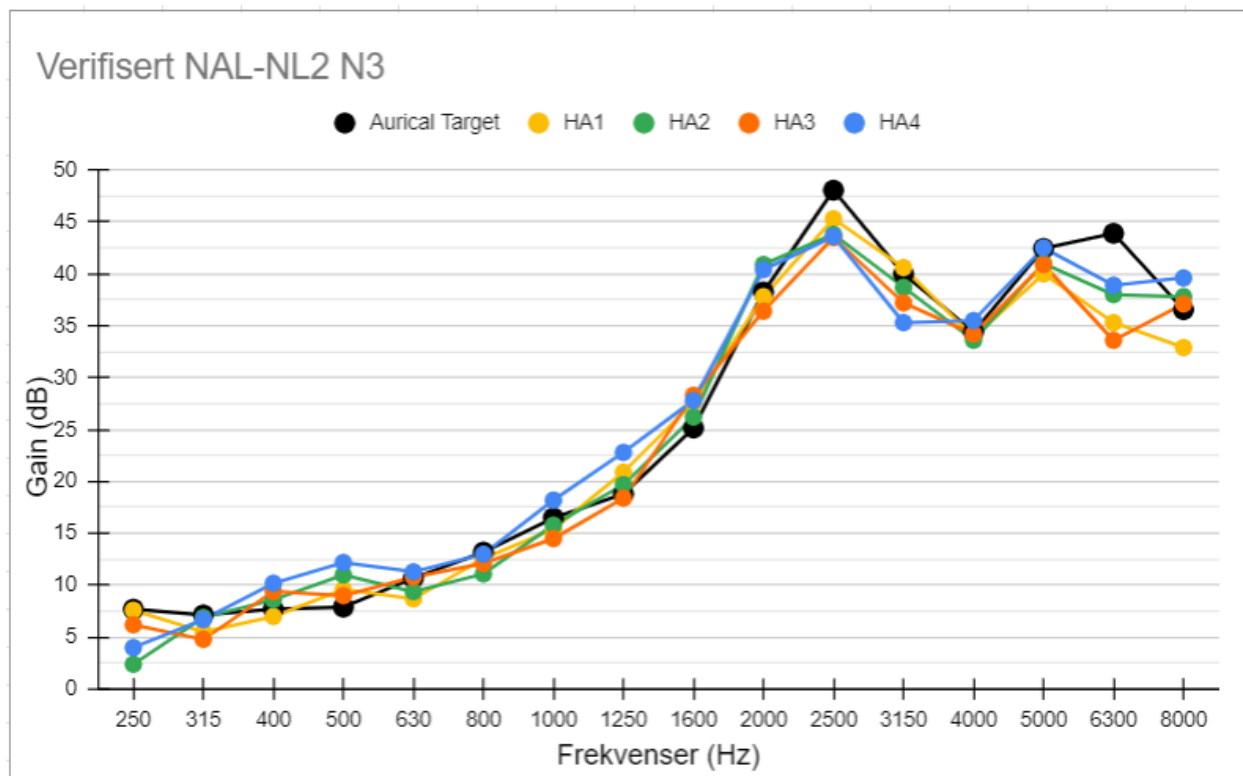
Figur 6: Grafisk fremstilling av verifisert høreapparatforsterkning med NAL-NL2 forsterkningsformel i høreapparatene ved Moderately Severe Flat hørselstap.

Kurvene til HA med verifisert NAL-NL2 viser at man kan oppnå tilnærmet lik kurveform som Aurical Target. Ingen HA når Aurical Target ved 250 Hz, 2500 Hz og 6300 Hz.

Verifisert NAL-NL2	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	12%	60%	59%	60%	57%

Tabell 8: Målte SII-verdier i (%) for verifiserte høreapparater med NAL-NL2 forsterkningsformel ved Moderately Severe Flat hørselstap.

Unaided Gain har en SII-score på 12%. Alle HA har relativt lik SII-score. HA1 oppnådde 60%, som er en økning på 48%. HA2 oppnådde en SII-score på 59%, som er en økning på 47% i forhold til Unaided Gain. I denne målingen hadde HA4 laveste SII-score med 57%, som er en økning på 45% fra Unaided Gain.



Figur 7: Grafisk fremstilling av verifisert høreapparatforsterkning med NAL-NL2 forsterkningsformel i høreapparatene ved N3 hørselstap.

Kurvene ligger nært Aurical Target, men slik som i fig. 6 oppnår ikke alle HA Aurical Target ved 250 Hz, 2500 Hz og 6300 Hz.

Verifisert NAL-NL2	Unaided	HA1	HA2	HA3	HA4
SII	40%	71%	71%	71%	73%

Tabell 9: Målte SII-verdier i (%) for verifiserte høreapparater med NAL-NL2 forsterkningsformel ved N3 hørselstap.

Unaided Gain for denne målingen hadde en SII-score på 40%. HA1, HA2 og HA3 oppnådde 71% SII-score, som da en er forbedring fra Unaided Gain med 31%. HA4 hadde den høyeste SII-scoren med 73%, som var en økning med 33%.

5.1 HA1: Oticon More 1 minirite-R

Oppsummert ligger HA1 generelt under Aurical Target i disse målingene, med unntak ved 1250 Hz og 1600 Hz. HA1 hadde da underforsterket både i bassområdet og diskantområdet ved alle first-fit målingene. Ved måling av first-fit med NAL-NL2 forsterkningsformel vil høreapparatet forsterke mer i området fra 800 Hz til 1600 Hz enn de andre HA (fig. 3 & fig. 5). Ved bruk av den proprietære forsterkningsformelen blir underforsterkningen tydeligere.

5.2 HA2: Phonak Audeo P90-RT

HA2 med sin proprietære forsterkningsformel gir laveste forsterkning i bassområdet, hovedsakelig ved 600 Hz og 800 Hz (fig. 2 & fig. 4). I diskantområdet befinner HA2 seg forholdsvis sentralt sammenlignet med de andre HA ved både den proprietære forsterkningsformelen og NAL-NL2 på tvers av alle målingene ved first-fit. HA2 vil ligge nært Aurical Target ved 1250 Hz og 1600 Hz ved bruk av både NAL-NL2 forsterkningsformel samt den proprietære.

5.3 HA3: ReSound RT961 DWRC

På tvers av målingene uavhengig av forsterkningsformel gir HA3 lite forsterkning i bassområdet. I diskantområdet er HA3 nærliggende de andre HA. Målingene hvor HA3 bruker sin proprietære forsterkningsformel vil man få mer forsterkning enn ved bruk av

NAL-NL2 opp til 4000 Hz (fig. 2 & fig. 3). Fra 4000 Hz og opp vil NAL-NL2 forsterke mer.

5.4 HA4: Signia Pure 312 7x

HA4 gir mest forsterkning i bassområdet av alle HA på tvers av målingene, med et unntak av NAL-NL2 målingen for N3 hørselstapet (fig. 5). I frekvensområdet fra 1600 Hz til 3150 Hz gir HA4 den laveste forsterkningen ved alle first-fit målingene. Den proprietære forsterkningsformelen gir mer forsterkning enn NAL-NL2. Ved bruk av den proprietære forsterkningsformelen vil man få mer forsterkning i diskantområdet sammenlignet med andre HA (fig. 2 & fig. 4).

6. Diskusjon

6.1 Forsterkningsformlene

Ifølge Mueller (et al., 2017, s. 10) har produsentene brukt forskning og subjektive tilbakemeldinger fra både brukere og kliniker til å utvikle forsterkningsformlene. Tilbakemeldingene om lyd kvaliteten, baseres ofte på førstegangsopplevelse av høreapparatene. Lyden opplevdes som skarp og ga feedback som førte til at lyden ble dempet i diskantområdet ved tilpasning. Flere brukere mente også at en annen produsent hadde bedre lydbilde som førte til at de laget en ny forsterkningsformel som etterlignet andre produsenter (Mueller et al., 2017, s. 10). Dette er i tråd med funnene i denne avhandlingen som viser at det blir gitt mindre forsterkning i diskantområdet ved de proprietære forsterkningsformlene enn ved bruk av NAL-NL2. Dette underbygger tanken om at komfort er en viktig del av produsentenes forsterkningsformler. De proprietære forsterkningsformlene var også relativt like ved flere frekvenser. Målingene viser at NAL-NL2 underforsterker generelt ved de fleste frekvenser på tvers av høreapparatene slik de er implementert fra produsentene (fig. 3 & fig. 5). Resultatene tilsier at NAL-NL2 underforsterker i større grad enn de proprietære forsterkningsformlene (fig. 2 & fig. 3). Til forskjell fra denne avhandlingen fant Shyekagahei (et al., 2021) at produsentenes NAL-NL2 ga generelt mer forsterkning enn de proprietære forsterkningsformlene. Underforsterkningen ved NAL-NL2 er betydelig mindre i diskantområdet enn ved de proprietæres forsterkningsformler (fig. 2 & fig. 3). Målingene i denne avhandlingen viser en spredning mellom produsentenes NAL-NL2 forsterkningsformler. Shyekhaghahi (et al., 2021) fant lignende resultater ved sin studie. Eksempelvis ved HA3 kan man se en signifikant forskjell mellom forsterkningen høreapparatene gir med NAL-NL2 og den proprietære forsterkningsformelen. Dette kommer tydelig frem ved sammenligning av HA3 sine kurver ved MSF hørselstap, hvor HA3 gir mest forsterkning i midtfrekvensene med den proprietære forsterkningsformelen (fig. 4 & fig. 5). HA3 ligger over Aurical Target ved den proprietære forsterkningsformelen, men faller med om lag 10 dB ved bruk av NAL-NL2. Ved samme figurer kan man se HA4 gi om lag 5 dB mer forsterkning med sin proprietære forsterkningsformel enn med NAL-NL2.

Denne avhandlingen viser at de proprietære forsterkningsformlene er mer sammenlignbare enn NAL-NL2 på tvers av høreapparatene (fig. 4 & fig. 5). Dette er til tross for at det foreligger en standard for den generiske forsterkningsformelen NAL-NL2. Dette burde i teori ha gitt mer sammenlignbare resultater ved NAL-NL2 enn det resultatene i denne avhandlingen tilsier. Funnene understøttes av tidligere studier hvor det påpekes at det er forskjeller mellom NAL-NL2 på tvers av høreapparatene (Mueller et al., 2017, s. 25; Sanders et al., 2015). Det er sannsynlig at produsentene har modifisert sin utgave av den generiske forsterkningsformelen, som omfatter både NAL-NL2 og NAL-NL1 (Mueller et al., 2017, s. 25).

Keidser (et al., 2003, s. 28) viser at produsentene har hatt forskjellige formål med sine proprietære forsterkningsformler. Dette kan være årsaken til differansen mellom produsentene. Dette er imidlertid ikke noe denne avhandlingen har hatt i fokus, men kan være en mulig forklaring.

6.2 Speech Intelligibility Index

Resultatene funnet ved SII i denne avhandlingen kan brukes som en indikator på hvilke konsekvenser underforsterkning kan ha for mulig taleoppfattelse. Når høreapparatet ikke ble tilpasset med REM var SII-verdiene ved samtlige målinger dårligere enn ved tilpasning med REM (tab. 7 & tab. 9). Gjennomsnittlige SII-verdier ved MSF hørselstap viser en liten differanse mellom first-fit målingene, men betydelig større differanse med verifisert NAL-NL2. Ved NAL-NL2 first-fit ligger dette gjennomsnittet på 38%, 41% for proprietær first-fit og 59% for verifisert NAL-NL2 (vedlegg V). Resultatene viser en forbedring med 3% fra NAL-NL2 first-fit til proprietær first-fit. Differansen mellom proprietær first-fit og verifisert NAL-NL2 er på 18%. Ved N3 hørselstap fant man gjennomsnittlige verdier for SII. NAL-NL2 first-fit hadde en gjennomsnittlig SII-verdi på 56%, proprietær first-fit med 60% og verifisert NAL-NL2 med 72% (vedlegg IX). Man kan se en forbedring i SII-score med 4% fra NAL-NL2 first-fit til proprietær first-fit. Forbedringen ved verifisert NAL-NL2 fra proprietær first-fit var 12%.

SII brukes som et verktøy for å vise mulig taleoppfattelse og en betraktelig reduksjon i score kan ha konsekvenser for taleoppfattelsen. I studien til Narayanan & Manjula

(2021) ble høreapparater tilpasset med NAL-NL1 first-fit og verifisert NAL-NL1. Det ble sammenlignet "aided SII"-verdier og resultater av talegjenkjennelsestest, hvor det ble funnet at gjennomsnittlig SII-verdier var over 20% dårligere ved first-fit. Ved taletesten hadde de som fikk tilpasset høreapparat ved bruk av REM gjennomsnittlig 7% forbedring sammenlignet med de som fikk tilpasset høreapparat med first-fit (Narayanan & Manjula, 2021, s. 5). Dette viser at lave "aided SII" verdier kan ha sammenheng med redusert taleoppfattelse. Med bakgrunn i dette er det basis for å hevde at SII-verdiene som ble funnet ved denne avhandlingen kan knyttes opp mot taleoppfattelse. Resultatene tyder på at høreapparattilpasning uten REM vil føre til lavere taleoppfattelse grunnet underforsterkning ved flere frekvensområder som inneholder taleinformasjon. Det er godt dokumentert at talelyder inneholder en stor andel høyfrekvente komponenter som har stor betydning for taleinformasjon. Konsonanter og frikativer har alle komponenter som ligger innenfor det høyfrekvente området (Salorio-Corbetto et al., 2017, s. 1). I tillegg er oppfattelsen av høyfrekvente talelyder viktig for taleforståelse i støy og erfart lyd kvalitet (Salorio-Corbetto et al., 2017, s. 1).

Denne avhandlingen viser betraktelig underforsterkning i diskantområdet. Den gjennomsnittlige forsterkningen fra 5 kHz opp til 8 kHz ved de proprietære tilpasningsreglene hadde et gjennomsnittlig avvik på 17 dB fra Aurical Target når høreapparatet var tilpasset MSF hørselstap (vedlegg II-IV). N3 hadde et gjennomsnittlig avvik fra Aurical Target i området 5-8 kHz på 14,5 dB (vedlegg VI-VIII). Ved bruk av first-fit NAL-NL2 konfigurert etter MSF hørselstapet var gjennomsnittlig underforsterkning på 9,6 dB mellom 5 og 8 kHz. Ved N3 lå dette på 10,3 dB. Basert på de gjennomsnittlige verdiene kan forsterkningen som blir gitt ved first-fit resultere i en dårligere opplevelse enn når høreapparatet er verifisert med REM. Tilstrekkelig forsterkning i diskantområdet vil muliggjøre oppfattelsen av nødvendige talesignaler.

I studiet til Valente (et al., 2018, s. 714) ble det ved kurvene på 50 og 65 dB SPL funnet underforsterkning i forhold til targetkurvene ved mellomfrekvensene og diskantområdet. Det ble også målt underforsterkning ved 80 dB SPL i diskantområdet. Tilpasning med REM gav forbedret talegjenkjennelse med 15 % og forbedret fonemgjenkjennelse på

7,7% ved 50 dB SPL. Ved 65 dB ble talegjenkjennelsen forbedret med 4%, men ingen signifikant økning av fonemgjenkjennelsen (Valente., 2018, s. 706-707). Studien fant også at 79% av deltakere foretrakk høreapparat som var tilpasset med REM sammenlignet med first-fit (Valente et al., 2018, s. 713). En annen studie fant at 33% foretrakk høreapparater med first-fit og 67% foretrakk høreapparater som var tilpasset ved bruk av REM målt ut ifra APHAB (Abrams et al., 2012, s. 768-769).

6.3 Real Ear Measurements

Målingene viser til at ingen av høreapparatenes forsterkningskurver ved first-fit sammenfaller med Aurical Target ved de fleste frekvenser, men vil kunne oppnå Aurical Target ved å bruke REM for tilpasning av høreapparaten. Differansen mellom forsterkningskurvene og Aurical Target er i stor grad preget av underforsterkning ved de fleste frekvenser. På grunn av dette er det anbefalt fra retningslinjer for “best practice” å bruke REM for verifisering av høreapparater da dette sikrer tilstrekkelig forsterkning ved aktuelle hørselstap (Jorgensen, 2016, s. 57-58). Det eksisterer også simulerte “real ear output”-verdier i flere høreapparatprogramvarer, som kan benyttes når man gjennomfører tilpasning av høreapparat. Verdiene vil imidlertid ofte avvike fra target, og denne differansen kan variere med mer enn 10 dB fra det reelle lydnivået (Kramer, 2019, s. 340). Derfor vil det i de fleste tilfeller ikke kunne oppnås tilstrekkelig forsterkning ved tilpasning etter de simulerte verdiene sammenlignet med tilpasning basert på REM.

Som nevnt tidligere fant denne avhandlingen at både proprietær first-fit og NAL-NL2 first-fit ikke samsvarte med Aurical Target. Flere studier viser at forsterkningen høreapparatet gir avviker fra target. Munro (et al., 2015, s. 222) fant at ved 50 og 65 dB SPL underforsterket høreapparaten i forhold til targetkurvene, og da spesielt ved mellom- og høyfrekvensene. Dette underbygger funnene i denne avhandlingen som fant utbredt underforsterkning, særskilt i diskantområdet ved N3 (fig. 4 & fig. 5). Det ble også funnet underforsterkning i bassområdet ved MSF hørselstap (fig. 2 & fig. 3). For Resound kan denne underforsterkningen være bevist, da de bevist har valgt å underforsterke NAL-NL1 med 3-10 dB avhengig av hørselstap (Resound, 2000, s. 2).

Målingene gjort i denne avhandlingen viser imidlertid at det underforsterkes mer enn 10 dB ved 6300 Hz og 8000 Hz med de fleste høreapparatene (fig. 2 & fig. 4). Ved MSF hørselstap underforsterkes det med 10 dB eller mer både ved bruk av NAL-NL2 og proprietære forsterkningsformler i området 250 til 630 Hz (fig. 2 & fig. 3).

6.4 Konsekvenser av feil forsterkning i høreapparater

Har høreapparatet for kraftig forsterkning i høyfrekvent området kan dette påvirke taleoppfattelse negativt (Dillon, 2012, s. 304). Dette kan også påvirke lavere frekvenser som følge av “downward spread of masking” (Dillon, 2012, s. 302). Overdrevet forsterkning i bassområdet kan føre til maskering av høyfrekvente lyder “upward spread of masking” (Dillon, 2012, s. 186-187). Overforsterkning kan medføre ubehag, som følge av for kraftig lyd i høreapparatene. Underforsterkning i høreapparatet kan føre til at svak tale blir utydelig (Dillon, 2012, s. 306). Svak forsterkning i høyfrekvent området kan føre til vansker med å oppfatte frikativer og høyfrekvente stemmer (Dillon, 2012, s. 302).

Studien til Hickson (et al., 2014, s. 22) viste at et avvik ved targetkurven på 55 dB hadde betydning for høreapparatbruk. Pasientene var mer fornøyd med høreapparatene når forsterkningen sammenfalt eller var nærliggende targetet. Pasientene hadde også best utbytte av høreapparatene når forsterkningskurvene matchet NAL-NL1 targetkurver (Hickson et al., 2014, s. 24). Det ble også funnet at høreapparatbrukere som hadde lavere forsterkning en target for NAL-NL1 opplevde dårligere utbytte av høreapparat (Hickson et al., 2014, s. 25). I litteraturstudien til McCormack & Fortnum (2013, s. 365-366) var hovedårsakene til redusert høreapparatbruk en opplevd manglende nytteverdi og uklar lyd. Dette kan ha en sammenheng med at høreapparatene ikke er tilpasset korrekt, som følge av under- eller overforsterkning.

6.5 Valg av CARL

Bruken av CARL var et bevisst valg som ble tatt for å kunne gjennomføre målingene. Variasjonen mellom testene ved forskjellige REM er relativt liten, i forhold til gjennomføring med mennesker. Dette er på bakgrunn av at ørene og øregangene er

standardiserte som gjør den godt egnet for denne type avhandling (Folkeard et al., 2022). Som nevnt tidligere er det differanser mellom øregangsresonansen til CARL og gjennomsnittelig øregangsresonans hos mennesker (Folkeard et al., 2022). Målte og simulerte REUR verdier vil da ha mindre sammenligningsgrunnlag. Det er derfor viktig å vurdere bruken av simulerte verdier i høreapparatprogramvarer i sammenheng med tilpasning. Det er sannsynlig at målt REUR ved øregangen til et individ vil differansiere seg fra simulerte verdier.

CARL ble også brukt for å unngå behov for å etablere en deltakergruppe til å utføre testene på. Dette kan være en tidkrevende prosess med en risiko for frafall av deltakere. Muligheten til å gjennomføre nyere målinger ved en senere anledning for å etterprøve resultatene vil være mulig ved bruken av CARL. På en annen side hadde deltakere gitt et mer realistisk bilde av hvordan lyden utarter seg i øregangen, men også ført til større variasjoner mellom målingene. CARL muliggjør valg av hørselstap uavhengig av reelle høreterskler hos deltakere. COVID-19 var også en faktor når tema og metode skulle velges, noe som resulterte i at valget av CARL var et godt alternativ for å unngå risiko for studentene og potensielle deltakere i avhandlingen.

7. Metodekritikk

7.1 CARL vs. kopler

Som nevnt ovenfor har CARL standardiserte øreganger som gjør test/retest variablene mindre. Problematikken oppstår i form av å plassere probeslangen, domene til høreapparatet og høreapparatets egen posisjon bak øret. Dette er variabler som kan føre til variasjon i målingene. Kopler kan være mer reliabel ved at man ikke har samme variasjoner ved plasseringen av utstyr. Ved å bruke kopler kan man også eliminere mulig problematikk rundt øregangsresonans. Testboks til kopler gjør at man ikke trenger å vurdere plasseringen av pasient/CARL i rommet hvor målingene blir gjennomført i henhold til reflekterende overflater. Til forskjell fra kopler vil man med CARL kunne få et mer realistisk bilde på hvordan lyden forsterkes i øret på grunn av øregangsresonans.

7.2 NAL-NL2 i Aurical

Det ble forsøkt å finne kilder som viser at Aurical sin NAL-NL2 i REM-programvaren er den samme som fra National Acoustic Laboratories eller om det er GN Otometrics/Natus sin egen NAL-NL2 versjon som benyttes i Aurical REM-programvaren. Det ble imidlertid ikke funnet kildemateriell relatert til dette. Det ble derfor antatt at Aurical Target som blir brukt i REM samsvarer med NAL-NL2 fra National Acoustic Laboratories. Antagelsen er også basert på at annen forskning har benyttet Aurical sin NAL-NL2 i målinger. Målingene av lydtrykket i øregangen er reelle, men det er en mulig differanse mellom Aurical Target og NAL-NL2 fra National Acoustic Laboratories.

7.3 Mengden av høreapparater

I denne avhandlingen ble det brukt fire høreapparater. Dette gjør at størrelsen på studien er begrenset i omfang. Det ble kun brukt RITE-apparater som kan begrense avhandlingen i form av å ikke kunne si noe om forsterkningen i andre typer høreapparater. Det ble vurdert å gjennomføre målingene med BTE apparater fra de fire produsentene, men tilgangen til støpte propper kom sent i prosjektet og ble derfor

unnlatt. Ikke alle høreapparatene var den nyeste modellen, men ble ansett som relevant på bakgrunn av at de fortsatt er i rammeavtalen til NAV.

7.4 Ekstrafunksjoner

Nødvendigheten av ekstrafunksjoner ble vurdert basert på tidligere studier samt behovet for å verifisere disse funksjonene (Jorgensen, 2016; Shyekhaghaei et al., 2021; Sanders et al., 2015). Vurderingen førte til deaktivering av de fleste ekstrafunksjonene. På bakgrunn av dette vil det ikke være en genuin first-fit i en reell kontekst. Forsterkningen vil også ha blitt påvirket av ekstrafunksjoner. Det er derfor mulig at forsterkningen som blir gitt ved en standard first-fit kan være annerledes enn det som ble funnet ved denne avhandlingen.

7.5 Valg av signal

Det ble brukt 15 sekunders ISTS signal. Det foreligger alternative signalformer som kan brukes for å gjennomføre målingene. Det er uklart om bruken av alternative stimuli kunne gitt et mer valid resultat av målingene. Lydsignalet som ble brukt ved denne avhandlingen er et godkjent talesignal som også anbefalt av BSA ved utførelse av REM (Jindal et al., 2018, s. 7). Lengden på lydsignalet benyttet ved denne avhandlingen er også over minimumskravet på 10 sek (Jindal et al., 2018, s. 7). Det ble imidlertid brukt kun moderat inputnivå på 65 dB SPL da dette representerer gjennomsnittlig tale ved en meters avstand (Skinner et al., 1997, s. 3776). Dette gir et redusert bilde av fulle funksjonen i høreapparatene. Som nevnt tidligere blir 50 og 80 dB SPL gjennomført for å forsikre hørbarheten til svake lyder og at høye lyder ikke blir ubehagelig. For å begrense datamaterialet ble det valgt å fokusere på 65 dB da BSA henviser til dette som det viktigste lydnivået ved en høreapparatilpasning (Jindal et al., 2018, s. 14).

8. Konklusjon

Resultatene i denne avhandlingen viser variasjon mellom produsentenes proprietære forsterkningsformler. Det ble også funnet variasjon mellom produsentenes NAL-NL2 first-fit. Dette kan tyde på at de ulike produsentene bruker egne modifiserte versjoner av forsterkningsformelen. Målingene viser en prevalens for underforsterkning i det høyfrekvente området hvor mye av klarheten i tale befinner seg. Underforsterkningen ved NAL-NL2 first-fit er imidlertid ikke like uttalt som ved proprietær first-fit. Tilstrekkelig forsterkning i dette området vil være viktig for å maksimere muligheten for å oppfatte tale. Ved bruk av SII som indikator for mulig taleoppfattelse ble det funnet at høreapparater verifisert med REM gav bedre tilgang på taleinformasjon. Ved gjennomsnittsverdiene kan man se en forbedring med 18% for MSF hørselstap og 12% for N3 hørselstap. Ut ifra resultatene vil REM være et viktig verktøy ved tilpasning av høreapparater for å oppnå det beste resultatet man kan gi brukeren. Til videre forskning hadde det vært av interesse å se en større studie med utvidet utvalg av høreapparatprodusenter og høreapparattyper.

Referanser

- Aazh H. & Moore, B.C. (2007) The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. *American Journal of Audiology*, 18(8). 653-64.
doi: 10.3766/jaaa.18.8.3. PMID: 18326152
- Abrams, H. B., Chisolm, T. H., McManus, M. & McArdle, R. (2012). Initial-fit approach versus verified prescription: Comparing self-perceived hearing aid benefit. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(10), 768–778.
<http://doi.org/10.3766/jaaa.23.10.3>
- Acoustical society of America (1997), Methods For Calculation Of The Speech Intelligibility Index (ANSI/ASA S3.5-1997). American national standards institute.
<https://webstore.ansi.org/standards/asa/ansiasas31997r2017>
- Ahead Simulations (u.å.). Simulation with CARL Technical Specifications.
https://cdn.shopify.com/s/files/1/0570/4554/9232/files/TOTAL_Spec_Sheet_FINA_L.pdf?v=1623247309&fbclid=IwAR0m84i44Lq_xl_KXqe7wl_T9Kxi5wQqc208_QXlce_VPsXriYI3-I98DPk
- Bastos, B. G., Ferrari, D. V. & Blasc, W. Q. (2012). Real ear unaided gain and its relation with the equivalent volume of the external and middle ear. *International archives of otorhinolaryngology*, 16(3), 365–370. <https://doi.org/10.7162/S1809-97772012000300011>
- Bisgaard, N., Vlaming, M. S. M. G. & Dahlquist, M. (2010). Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure. *Trends in Amplification*, 14(2), 113–120.
<https://doi.org/10.1177/1084713810379609>
- Bretz, K. (2006) A comparison of three hearing aid manufacturers' recommended first-fit to two generic prescriptive targets with the pediatric population. *Independent Studies and Capstones*. Paper 189. Program in Audiology and Communication Sciences, Washington University School of Medicine.
https://digitalcommons.wustl.edu/pacs_capstones/189

- Brockmeyer, A., Voss, A., Wick, C.C., Durakovic, N. & Valente M. (2021). Accuracy of an Automated Hearing Aid Fitting Using Real Ear Measures Embedded in a Manufacturer Fitting Software, *Journal of the American Academy of Audiology*, 32(3), 157-163. DOI: [10.1055/s-0041-1722947](https://doi.org/10.1055/s-0041-1722947)
- Ching, T. Y., Quar, T. K., Johnson, E. E., Newall, P. & Sharma, M. (2015) Comparing NAL-NL1 and DSL v5 in Hearing Aids Fit to Children with Severe or Profound Hearing Loss: Goodness of Fit-to-Targets, Impacts on Predicted Loudness and Speech Intelligibility. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(3). 260-74. doi: 10.3766/jaaa.26.3.6.
- Dillon, H. (2012). *Hearing Aids* (2. utg.). Boomerang Press.
- Folkeard, P., Alam, M., Koch, R., Abbasalipour, P. & Scollie, S.,(2022), An evaluation of the CARL manikin for use in "patient-free" real ear measurement: consistency and comparison to normative data. *International Journal of Audiology*. 28(1), 1-7. doi: 10.1080/14992027.2022.2048104
- Humes, E. L. & Dubno, R. J (2010) Factors Affecting Speech Understanding in Older Adults. Gordon-Salant, F. (Red.), Frisina, D, R. (Red.), Popper, N, A. (Red.) & Fay, R. R. (Red.), *The Aging Auditory System* (s.211-257). Springer-Verlag.
- Hawkins, D. B. & Cook, J. A. (2003). Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? *The Hearing Journal*, 56(7), 26-34. doi: 10.1097/01.HJ.0000292552.60032.8b
- Hickson, L., Meyer, C., Lovelock, K., Lampert, M. & Khan, A. (2014). Factors associated with success with hearing aids in older adults. *International Journal of Audiology*, 53, 18-27. <https://doi.org/10.3109/14992027.2013.860488>

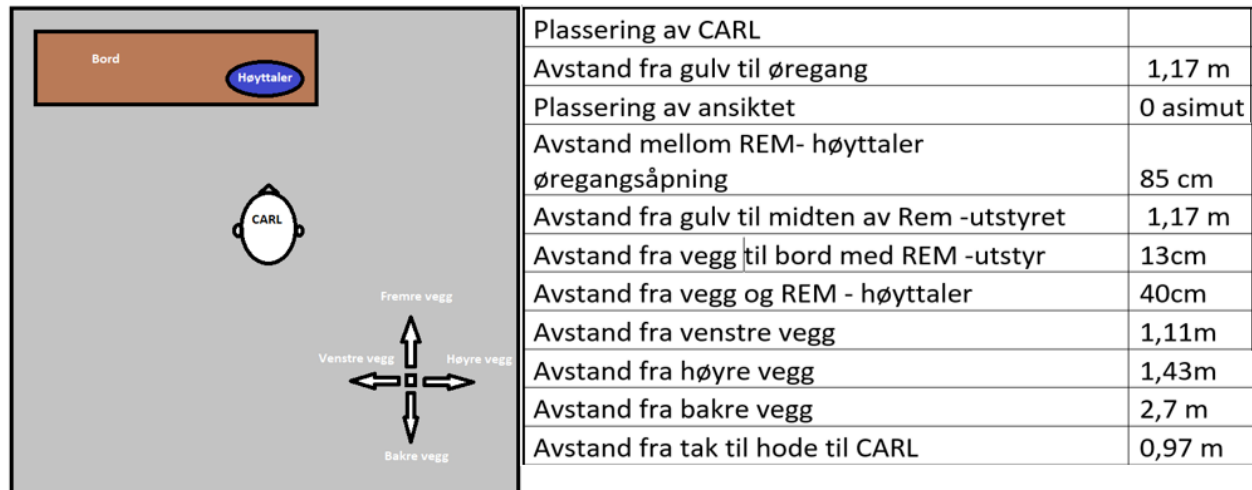
- Jindal, J., Hawkins, A-M. & Murray, M. (2018). Practice Guidance Guidance on the verification of hearing devices using probe microphone measurements. *British Society of Audiology* .<https://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2018/05/REMS-2018.pdf>
- Jorgensen, L. E. (2016) Verification and validation of hearing aids: Opportunity not an obstacle. *Journal of Otology*, 11(2), 57-62.
doi: 10.1016/j.joto.2016.05.001.
- Keidser, G., Brew, C. & Peck, A. (2003). Proprietary fitting algorithms compared with one another and with generic formulas, *The Hearing Journal*, 56(3), 28-38. doi: 10.1097/01.HJ.0000293014.56004.ee.
- Keidser, G., Dillon, H., Carter, L. & O'Brien, A. (2012). NAL-NL2 Empirical Adjustments. *Trends in Amplification*, 16(4), 211–223.
<https://doi.org/10.1177/1084713812468511>.
- Killion, M. C. & Mueller, H. G. (2010), Twenty years later: A NEW Count-The-Dots method, *The Hearing Journal*, 16 (4), 211- 223.
doi: 10.1097/01.HJ.0000366911.63043.16.
- Kochkin, S. (2011). MarkeTrak VIII: Reducing Patient Visits Through Verification & Validation. *Hearing Review*, 18(6), 10–12. <https://hearingreview.com/hearing-products/marketrak-viii-reducing-patient-visits-through-verification-amp-validation>.
- Koch, B. R. (2021). *The Year of New Learning, Simulation, and CARL*, 8(4), 4–7.
<https://canadianaudiologist.ca/the-year-of-new-learning/>
- Kramer, S. & Brown, D. K. (2019). *Audiology science to practice* (3. utg). Plural Publishing Inc.
- McCormack, A. & Fortnum, H. (2013). Why do people fitted with hearing aids not wear them? *International Journal of Audiology*, 52(5), 360–368.
<https://doi.org/10.3109/14992027.2013.769066>

- McCreery, R. W. & Stelmachowicz P. G. (2011). Audibility-based predictions of speech recognition for children and adults with normal hearing. *The Journal of the Acoustic Society of America*, 130(6), 4070-4081.
<https://doi.org/10.1121/1.3658476>
- Mueller, H. G. & Picou, E. M. (2010). Survey examines popularity of real-ear probe-microphone measures, *The Hearing Journal*, 63(5), 27-28,30,32.
<https://doi.org/10.1097/01.HJ.0000373447.52956.25>
- Mueller, G. H., Ricketts, T.A. & Bentler, R. (2017). *Speech Mapping and Probe Microphone Measurements*. Plural Publishing.
- Munro, K. J., Puri, R., Bird, J. & Smith, M. (2015). Using probe-microphone measurements to improve the match to target gain and frequency response slope, as a function of earmould style, frequency, and input level, *International Journal of Audiology*, 55(4), 215-223.
<https://doi.org/10.3109/14992027.2015.1104736>.
- Nancy, L. A. & Carrie S. C. (2005). Manufacturer Predicted And Measured REAR Values In Adult Hearing Aid Fitting: Accuracy And Clinical Usefulness, *International Journal of Audiology*, 44(5), 293-301.
<https://doi.org/10.1080/14992020500057830>
- Narayanan, S. E. & Manjula P. (2021). Comparison of performance with hearing aid programmed to NAL-NL1 first-fit and optimized-fit. *CoDAS*, 34(1), 1-7.
<https://doi.org/10.1590/2317-1782/20212020310>
- Natus, (2021), Aurical FreeFit and Otosuite PMM & Counseling and Simulations Modules Reference Manual. *Natus Medical Denmark ApS* Hentet fra:
https://partners.natus.com/asset/resource/file/otometrics/asset/2021-06/7-50-0930-EN_18.PDF

- Scollie, S., Bagatto, M., Moodie, S. & Crukley, J. (2011) Accuracy and reliability of a real-ear-to-coupler difference measurement procedure implemented within a behind-the-ear hearing aid. *Journal of the American Academy of Audiology*, 22(9), 612-622. <https://doi.org/10.3766/jaaa.22.9.6>
- Shyekhaghaei, S., Sameni, S. J. & Rahbar, N. (2021). The comparison of gains prescribed for digital behind-the-ear hearing aids using the manufacturer-specific and conventional prescriptive formulas. *Auditory and Vestibular Research*, 30(2), 119–127. <https://doi.org/10.18502/avr.v30i2.6097>
- Skinner, M. W., Holden, L. K., Holden, T. A., Demorest, M. E. & Fourakis M. S. (1997). Speech recognition at simulated soft, conversational, and raised-to-loud vocal efforts by adults with cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 101(6), 3766-3782. <https://doi.org/10.1121/1.418383>
- Seewald, R., Moodie, S., Scollie, S. & Bagatto, M. (2005). The DSL Method for Pediatric Hearing Instrument Fitting: Historical Perspective and Current Issues. *Trends in Amplification*, 9(4),145–157. <https://doi.org/10.1177/108471380500900402>
- Valente, M., Oeding, K., Brockmeyer, A., Smith, S. & Kallogjeri, D. (2018). Differences in word and phoneme recognition in quiet, sentence recognition in noise, and subjective outcomes between manufacturer first-fit and hearing aids programmed to NAL-NL2 using real-ear measures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 29(8), 706–721. <https://doi.org/10.3766/jaaa.17005>

Vedlegg

Vedlegg I



Figur 8: Skjematisk fremstilling av plassering av CARL i måleboks med distanser i tabell.

Vedlegg II

Proprietær	MSF															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	17.3	17	17.9	18.5	20.1	21.2	22.7	24.1	29.2	40.9	49.3	39.4	33	41.3	43.2	36.7
HA1	5.8	3.3	4.5	8.6	8.6	10.5	14.7	23.7	30.3	33.8	34.8	31.3	25.3	23.1	17.3	12.8
HA2	2.3	5.5	6.2	9.5	7.5	8.6	13.9	22.8	32.1	37	37.3	30.4	29.3	31.3	18.2	16.4
HA3	4.8	3.1	7.9	8.6	12.1	16.2	20.8	25.9	34	38.4	40.2	33.7	27.5	32.1	25	17.3
HA4	7.7	12.9	17.4	18.9	17.4	16.6	19.4	25	30	34.7	34.3	28.7	33	34.8	26.9	25
Gjennomsnitt	5.2	6.2	9.0	11.4	11.4	13.0	17.2	24.4	31.6	36.0	36.7	31.0	28.8	30.3	21.9	17.9

Tabell 10: Talldata for proprietær forsterkning ved Moderately Severe Flat hørselstap.

Vedlegg III

NAL-NL2	MSF															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	17.3	17	17.9	18.5	20.1	21.2	22.7	24.1	29.2	40.9	49.3	39.4	33	41.3	43.2	36.7
HA1	5.6	3.3	4.9	9	10.2	14.4	19.2	25.4	32.6	35.5	36.7	34.5	33	32.6	28.7	26.2
HA2	2.3	4.3	4.7	7.9	6.7	7.6	13.7	22.1	30.7	36	36.5	30.4	33.1	37	27.9	32.4
HA3	3.7	2.1	4.5	3.7	5	6.1	11.2	17.2	26.7	32	35.8	31.2	31.9	38.7	31.2	29.7
HA4	3.3	5	9.1	12.1	11.1	10.9	14.4	17.9	23.5	28.6	29.7	27	33.1	35	28.9	20.8
Gjennomsnitt	3.7	3.7	5.8	8.2	8.3	9.8	14.6	20.7	28.4	33.0	34.7	30.8	32.8	35.8	29.2	27.3

Tabell 11: Talldata for NAL-NL2 forsterkning ved Moderately Severe Flat hørselstap.

Vedlegg IV

Verifisert NAL-NL2	MSF															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	17.3	17	17.9	18.5	20.1	21.2	22.7	24.1	29.2	40.9	49.3	39.4	33	41.3	43.2	36.7
HA1	12.6	13.2	16.8	18.6	19	21.3	21.2	25.9	31.7	39.3	47.1	39.4	37.2	42.5	35.6	37.7
HA2	11.4	17.1	19.7	21.5	19.5	19.9	23.6	26.3	30.7	42.2	46.6	37.1	32.6	40.8	38	37.9
HA3	12.1	17	20.9	22.1	21.8	20.7	20.2	22.3	32.9	41	46.9	40.1	33.9	40.8	33.4	36.4
HA4	8.4	14	18	19.5	18.4	18.4	21.1	24.4	29.7	41.2	44.3	39.7	36.7	40.6	37.2	39.4
Gjennomsnitt	11.1	15.3	18.9	20.4	19.7	20.1	21.5	24.7	31.3	40.9	46.2	39.1	35.1	41.2	36.1	37.9

Tabell 12: Talldata for verifisert NAL-NL2 for Moderately Severe Flat hørselstap.

Vedlegg V

SII	MSF		
	Verifisert NAL-NL2	Proprietær First-fit	NAL-NL2 First-fit
Unaided	12%	12%	12%
HA1	60%	34%	44%
HA2	59%	38%	34%
HA3	60%	44%	37%
HA4	57%	46%	35%
Gjennomsnitt	59%	41%	38%

Tabell 13: Talldata for "Speech Intelligibility Index" for Moderately Severe Flat hørselstap.

Vedlegg VI

Proprietær	N3															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	7.7	7.2	7.7	7.9	10.7	13.2	16.5	18.8	25.2	38.3	48.1	40.0	34.4	42.5	43.9	36.6
HA1	4.7	2.5	2.5	5.4	4	5.2	9.4	18.4	25.4	29.6	32.9	31.2	28.5	27.3	23.3	18.8
HA2	2.9	2.3	2.1	4.5	2.8	2.6	7.4	16.5	27	33.3	35.2	29.8	31.2	34.6	22.7	23.5
HA3	3.8	2.2	4.9	4.2	6.6	9.5	14.8	21.4	30.7	36.3	39.3	33.5	28.3	33	25.6	18
HA4	3	4.3	7.2	9.1	6.5	5.6	11.1	17.3	24.3	30.8	32.1	28.2	35	36.6	28.7	26.3
Gjennomsnitt	3.6	2.8	4.2	5.8	5.0	5.7	10.7	18.4	26.9	32.5	34.9	30.7	30.8	32.9	25.1	21.7

Tabell 14: Talldata for proprietær forsterkning for N3 hørselstap.

Vedlegg VII

NAL-NL2	N3															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	7.7	7.2	7.7	7.9	10.7	13.2	16.5	18.8	25.2	38.3	48.1	40.0	34.4	42.5	43.9	36.6
HA1	4.6	2.5	2.4	5	3.8	6.9	13.2	20.9	28.8	33.4	35.7	34.7	33.9	33.4	29.1	26.7
HA2	3	2.3	2.3	3.8	2.4	2.2	8.1	16.9	26.1	32.5	34.3	29.5	33.1	36.9	28	32
HA3	3.4	1.9	3.4	2.9	3	2	5.7	12.2	22.8	29.6	35.3	31.4	31.9	38.1	30.6	28.3
HA4	2	0.6	1.8	4.5	2.4	2.4	7.7	12.3	18.6	25.8	27.3	25.3	32.3	35	29.6	20.7
Gjennomsnitt	3.3	1.8	2.5	4.1	2.9	3.4	8.7	15.6	24.1	30.3	33.2	30.2	32.8	35.9	29.3	26.9

Tabell 15: Talldata for NAL-NL2 forsterkning for N3 hørselstap.

Vedlegg VIII

Verifisert NAL-NL2	N3															
Frekvenser (Hz)	250	315	400	500	630	800	1000	1250	1600	2000	2500	3150	4000	5000	6300	8000
Aurical Target	7.7	7.2	7.7	7.9	10.7	13.2	16.5	18.8	25.2	38.3	48.1	40.0	34.4	42.5	43.9	36.6
HA1	7.6	5.5	7	9.6	8.7	12.6	15.4	20.9	27.6	37.8	45.3	40.6	33.9	40	35.3	32.9
HA2	2.4	6.9	8.6	11	9.4	11.1	15.8	19.7	26.2	40.9	43.8	38.7	33.6	41	38	37.8
HA3	6.2	4.8	9.4	9	10.8	12.1	14.5	18.4	28.3	36.4	43.5	37.2	34.2	40.9	33.6	37.1
HA4	4	6.7	10.2	12.2	11.3	13	18.2	22.8	27.8	40.4	43.6	35.3	35.5	42.5	38.9	39.6
Gjennomsnitt	5.1	6.0	8.8	10.5	10.1	12.2	16.0	20.5	27.5	38.9	44.1	38.0	34.3	41.1	36.5	36.9

Tabell 16: Talldata for verifisert NAL-NL2 for N3 hørselstap.

Vedlegg IX

	N3		
SII	Verifisert NAL-NL2	Proprietær First-fit	NAL-NL2 First-fit
Unaided	40%	40%	40%
HA1	71%	56%	62%
HA2	71%	56%	57%
HA3	71%	66%	55%
HA4	73%	61%	48%
Gjennomsnitt	72%	60%	56%

Tabell 17: Talldata for "Speech Intelligibility Index" for N3 hørselstap.