

Kandidatnummer: 10010, 10011, 10029

Ubehagstersklers påvirkning på høreapparatprogramvarens anbefalinger

Uncomfortable loudness levels effect on the
hearing aid softwares recommendations

Bacheloroppgave i Audiologi

Mai 2019

Kandidatnummer: 10010, 10011, 10029

Ubehagstersklers påvirkning på høreapparatprogramvarens anbefalinger

Uncomfortable loudness levels effect on the hearing
aid softwares recommendations

Bacheloroppgave i Audiologi
Mai 2019

Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet
Fakultet for medisin og helsevitenskap
Institutt for nevromedisin og bevegelsesvitenskap

Sammendrag

Hensikt: Målet med denne oppgaven er å undersøke om angitte ubehagsterskler påvirker anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output i høreapparatprogramvarer.

Metode: Fem høreapparatprogramvarer ble undersøkt ved å benytte tre standardiserte audiogramkonfigurasjoner og estimerte normalverdier for ubehagsterskler. Det ble registrert tallverdier fra programvarene for anbefalt forsterkning ved 50, 65 og 80 dB input i tillegg til anbefalt maksimum power output, ved frekvenser fra 0.5-8 kHz. Differanseverdier ble utregnet med utgangspunkt i gjennomsnitt av tallverdiene for anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output for de tre audiogramkonfigurasjonene med og uten angitte ubehagsterskler.

Resultat: Å angi ubehagsterskler sammen med høreterskler førte ikke til endringer i anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output for fire av fem undersøkte høreapparatprogramvarer.

Konklusjon: Fire av fem undersøkte høreapparatprogramvarer inkluderer ikke angitte ubehagsterskler i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output.

Abstract

Objective: The aim of this assignment is to investigate whether specified uncomfortable loudness level thresholds affect the recommended gain and recommended maximum power output in hearing aid softwares.

Method: Five hearing aid softwares were investigated by using three standardized audiogram configurations and estimated normalized values for uncomfortable loudness level thresholds. Numerical values for recommended gain were registered from the software at 50, 65 and 80 dB input in addition to recommended maximum power output, at frequencies from 0.5-8 kHz.

Results: Entering uncomfortable loudness level thresholds as well as pure tone thresholds did not lead to any changes in recommended gain and maximum power output values in four out of five investigated hearing aid softwares.

Conclusion: Four out of five investigated hearing aid softwares did not take specified uncomfortable loudness level thresholds into account when estimating recommended gain and recommended maximum power output.

Forkortelser

HA Høreapparat

MPO Maximum power output

UCL Uncomfortable Loudness Level/Ubehagsterskler for rene toner

Forord

Vi vil gjerne takke vår veileder for god veiledning i form av gode konstruktive tilbakemeldinger og engasjement gjennom hele arbeidet med vår bacheloroppgave. Vi vil også takke våre medstudenter for godt samarbeid og vennskap gjennom tre utfordrende og trivelige år.

Innhold

1.1 Valg av tema.....	1
1.2 Teoribakgrunn	3
1.2.1 UCL-måling.....	3
1.2.2 Programvare	4
1.2.3 Tilpasningsregler	4
1.2.3.1 NAL.....	5
1.2.4 Kompresjon i HA	5
1.2.5 Insertion Gain	6
1.2.6 Maximum Power Output	6
1.2.7 HA og akustiske parametre	7
1.2.8 Presbyacusicus	8
2.0 Problemstilling	9
3.0 Metode.....	10
3.1 Valg av metode.....	10
3.2 Avgrensing av parametre.....	10
3.3 Audiogram.....	11
3.4 Inklusjons- og eksklusjonskriterier for programvare.....	12
3.5 Valg av HA i programvare	13
3.6 Materiale og utstyr.....	13
3.7 Datainnsamling.....	14
3.8 Databehandling.....	14
4.0 Etsiske forhold	15
5.0 Resultat	15
6.0 Diskusjon.....	18
6.1 Generelle betraktninger	19
6.2 NAL.....	20
6.3 Bruk av UCL	22
6.4 Moderne HA og sensorineurale tap.....	24
6.5 Kompresjon	24
6.6 Andre funn og oppsummering.....	25
7.1 Audiogram.....	26
7.2 Simulering	26
7.3 HA-programvarer	27
7.4 Databehandling.....	27
7.5 Kildekritikk	27
8.0 Konklusjon	28

Referanser.....	29
Appendiks I - Rådata.....	33

1.0 Introduksjon

1.1 Valg av tema

Teknologiens utvikling de siste 20-30 årene har skutt fart på alle teknologiske områder, også høreapparatusindustrien. Ved få klikk i høreapparatprogramvaren kan audiografen justere innstillingene i høreapparatet (HA). HA-programvaren gjør automatisk justeringer og anbefaler forsterknings- og maximum power output-verdier for hørselstapet som er angitt. Det kan være vanskelig for audiografen å ha innsyn i hva programvaren faktisk gjør og hvordan den behandler hørselsmålingene som er angitt i audiogrammet. Er ubehagstersklene noe som blir tatt i betraktning i programvaren, eller er dette terskler som audiografen må se på og deretter manuelt justere maximum power output (MPO) selv?

I denne oppgaven har vi tatt for oss et tema som omhandler bruk av ubehagsterskler for rene toner ved tilpasning av HA. Ubegagsterskler har flere navn som kan benyttes, blant annet Uncomfortable Loudness Level (UCL), Loudness Discomfort Level (LDL) og Uncomfortable Loudness Level (ULL) (Ricketts, Bentler & Mueller, 2019, s. 107). Vi har i denne oppgaven valgt å benytte ubegagsterskler eller UCL. Ved UCL-måling registreres det maksimale lydnivået pasienten hører når det oppleves som ukomfortabelt (Ricketts et al., 2019, s. 107). Lydnivåene mellom en pasients laveste hørbare nivå (høreterskel) til nivået hvor pasienten angir ubehag (UCL-terskel) kalles dynamikkområde. Lyder som faller innenfor dynamikkområdet er hørbare for pasienten, uten å oppleves som ubehagelige (Dillon, 2012, s. 2-3). Resultatene fra UCL-målingen kan benyttes for å bestemme MPO, altså den maksimale lydstyrken i HA, og har blitt benyttet av de fleste profesjonelle siden 1940-tallet (Taylor & Mueller, 2011, s. 147). På bakgrunn av at vurdering av ubehag er preget av subjektiv responsvariabilitet, har det vært utfordrende å fastslå normalverdier for klinisk bruk. Måling av UCL-terskler begrenses ofte til de fire frekvensene 500, 1000, 2000 og 4000 Hz (British Society of Audiology, 2011, s. 7).

Det er flere typer målinger som kan gi audiografen et bilde av pasientens UCL-terskler. Foruten måling i rentoneaudiogram kan det også benyttes en skaleringsmetode. Denne metoden presenterer en kategorisering av nivå, hvor pasienten skal lytte til lyder i forskjellig styrke, for så å rangere lydstyrken i en liste med valg fra svakt til veldig kraftig (Gelfand, 2016, s. 289). Sherlock & Formby (2005) fant ved bruk av denne skaleringstesten ingen

signifikante forskjeller på lydnivå mellom en pasients UCL-terskel med rentone og hvor på skaleringstesten pasienten har svart “uncomfortable loud/ubehagelig høyt”. UCL-måling kan også utføres med talesignal i motsetning til rentonesignal. Ubehagsmåling i form av talelest kan gi audiografen et bilde på hvordan pasienten opplever talelyder når volum blir høyt. Dette kan også vise om pasienten opplever recruitment, altså unormal økning i persepsjon av lydstyrke, og dermed om pasienten vil slite med taleforståelse. Dette vil være viktig i sammenheng hvor det skal tilpasses HA, da pasientene ofte uttrykker at målet med HA er å oppfatte tale bedre. For personer med redusert dynamikkområde vil høye lyder kunne gi ubehag og resultere i dårligere taleoppfattelse (Dillon, 2012, s. 2-3).

Per dags dato eksisterer det ikke en norsk standard for hvilke audiologiske tester som skal gjennomføres ved audiologisk utredning av pasienter. Dette varierer fra sted til sted, og av erfaring fra praksis har noen høresentraler utviklet sine egne protokoller. Det nærmeste man kommer en standard for utredning er “Tjenester tilknyttet formidling av høreapparater”, en norsk standard som beskriver forutsetninger for prosesser ved tjenesteytelse og kvalitetssikring av HA (Norsk Standard, 2015). Her står det beskrevet at UCL-måling kan gjennomføres dersom det ansees å være relevant (Norsk Standard, 2015). Om målingen gjennomføres eller ikke avhenger derfor i stor grad av audiografens anseelse av målingens relevans for den enkelte pasient. For å gjøre en vurdering av relevansen kan en eventuell påvirkning på anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i programvaren ved HA-tilpasning være et moment å vurdere for audiografen.

Bakgrunnen for valg av dette temaet er et inntrykk av at UCL-målinger blir vektlagt ulikt i praksisfeltet. Vi har erfart i praksisperiodene våre at audiografer i Norge har ulikt syn på hvor viktig UCL-måling er i utredning og ved tilpasning av HA. Det er kjent at UCL-terskler ikke forflytter seg i takt med et hørselstap, slik at pasientens dynamikkområde kan bli forminset (Gelfand, 2016, s. 223). Redusert dynamikkområde medfører at ubehag ved sterke lyder kan være et vanlig problem for HA-brukere (Dillon, 2012, s. 2-3). Som nevnt i den norske standarden om formidling av HA er det opp til den enkelte audiograf å avgjøre om det er relevant å gjennomføre UCL-måling (Norsk Standard, 2015). Målet med denne oppgaven er å undersøke hvilken effekt angitte UCL-terskler har på anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i HA-programvare. Er det relevant å gjennomføre en UCL-måling? Utgjør angitte UCL-terskler en forskjell for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i programvaren ved tilpasning av HA?

1.2 Teoribakgrunn

I denne delen av oppgaven vil det presenteres litteratur som er relevant og nødvendig for å belyse temaet UCL-måling. Det følger også en enkel innføring i kunnskap tilknyttet høreapparat, programvare og tilpasning av disse. Dette vil skape en kontekst for problemstillingen, resultatene og diskusjonen.

1.2.1 UCL-måling

Denne hørselsmålingen benyttes for å finne terskelen for ubehag ved bruk av rene toner hos pasienten (Dillon, 2012, s. 2-3). Det vil si lydnivået pasienten hører når det oppleves som ukomfortabelt (Ricketts et al., 2019, s. 107). Dette markerer øvre del av pasientens dynamikkområde. Målingen blir gjennomført i et lydtett rom og testpersonen får påsatt hodetelefoner. Det presenteres sinustoner som blir forhøyet i 5 dB trinn, og pasienten instrueres til å gi signal når lyden er ubehagelig høy (Sherlock & Formby, 2005, s. 100). Utførelsen av UCL-måling og hvilke frekvenser som benyttes varierer mellom forskjellige protokoller (Ricketts et al., 2019; Taylor & Mueller 2011). Vi har her valgt å benytte fire frekvenser: 500, 1000, 2000 og 4000 Hz (British Society of Audiology, 2011, s. 7). Lydnivået for målingen starter ved 60 dB HL eller pasientens høreterskel dersom den er >60 dB HL (British Society of Audiology, 2011, s. 7). UCL-måling kan benyttes for å avdekke i hvilken grad pasienten opplever loudness recruitment, eller kartlegge en pasient som har hyperacusis, altså nedsatt toleranse for lyd (Dillon, 2012, s. 2). En pasients UCL-terskler vurderes ut fra normalverdier, som for normalthørende vil være ved ca. 100 dB HL (Sherlock & Formby, 2005, s. 88-89). Det antas at personer med sensorineurale hørselstap som har UCL-terskler ved nivået for normalthørende har et cochleært hørselstap, altså nedsatt funksjon i cochlea, som kan føre til recruitment. Ved UCL-terskler på høyere nivåer tolkes det at pasienten ikke har recruitment, som er forventet dersom det sensorineurale hørselstapet er retrocochleært, altså at nedsettelsen av hørsel ligger over cochlea i hørselssystemet (Gelfand, 2016, s. 289). For milde og moderate hørselstap vil UCL-tersklene ofte ligge på det samme nivået selv om høretersklene har økt med opptil 50 dB HL. Dermed vil dynamikkområdet til et øre med sensorineuralt hørselstap ofte være mindre enn et øre med normal hørsel (Gelfand, 2016, s. 289).

1.2.2 Programvare

For å kunne undersøke innstillingene i et HA må det benyttes en programvare for å lese av anbefalt forsterkningsnivå og anbefalt MPO. Alle leverandører av HA har hver sin programvare med forskjellig innhold tilpasset deres HA. I programvaren spesifiserer audiografen blant annet hvilken type HA hun ønsker å benytte, akustiske parametre og tilpasningsregel basert på den enkelte pasients behov (Dillon, 2012, s. 54-55). Det eksisterer per dags dato ingen universell programvare som kan benyttes for alle typer HA. Det er derfor en fordel for audiografen å ha kunnskap om de forskjellige programvarene og ferdigheter til å benytte disse. Derimot kan audiografen benytte en universell programvare for Real Ear Measurements (REM) til å lese av forsterkningsverdiene. Det er ikke mulig å gjøre endringer i HA ved bruk av REM, da dette er laget for objektiv verifisering (Dillon, 2012, s. 11).

1.2.3 Tilpasningsregler

Tilpasningsregler i HA-programvare er algoritmer laget for å beregne forsterkning basert på angitte terskler fra pasientens audiogram (Dillon, 2012, s. 287). Ifølge Keidser, Dillon, Flax, Ching & Brewer (2011) tas det i NALs tilpasningsregler utgangspunkt i audiogrammet, men de viser ikke hvorvidt dette kun gjelder rentoneterskler eller hele dynamikkområdet (rentone + UCL). Det eksisterer både proprietære og generiske tilpasningsregler som kan benyttes ved tilpasning av HA. De proprietære tilpasningsreglene er leverandør-avhengige, mens de generiske kan benyttes uavhengig av HA-leverandør. Der de generiske tilpasningsreglene er mye forsket på og åpne om sine logaritmiske funksjoner, er de proprietære i større grad hemmelige med tanke på funksjon og utarbeidelse (Dillon, 2012, s. 287). De generiske tilpasningsreglene har blitt utviklet mye over tid. Tidligere var forsterkningen i HA lineær, som vil si at den var like stor for hvert inputnivå (Dillon, 2012, s. 9). Nå benyttes for det meste ulineær forsterkning, som vil si at forsterkningen varierer avhengig av inputnivå og dynamikkområde ved den aktuelle frekvens (Dillon, 2012, s. 288). For å oppnå et likt utgangspunkt i alle programvarene vil det være hensiktsmessig å velge en generisk tilpasningsregel. I denne oppgaven blir det derfor benyttet NAL-NL2.

1.2.3.1 NAL

National Acoustic Laboratories (NAL) i Australia har utviklet den generiske tilpasningsregelen med samme navn. Denne tilpasningsregelen har vært bearbejdet flere ganger siden den først ble publisert. Målet med tilpasningsregelen har likevel vært det samme fra begynnelsen: å maksimere taleforståelsen (Dillon, 2012, s. 290).

NAL-NL2 er andregenerasjons tilpasningsregel for digitale ulineære HA. Målet med NAL-NL2 er hovedsakelig å gjøre tale forståelig og høye lyder komfortable, noe som dermed gjør lyden mer behagelig for HA-brukere (Keidser et al., 2011, s. 88). Sammenlignet med forgjengeren NAL-NL1 har NAL-NL2 mer forsterkning i de lave og høye frekvensene og mindre forsterkning i de mellomliggende frekvensene (Keidser et al., 2011, s. 89). NAL-NL2 har en noe annerledes responskurve for forsterkning og benyttes for pasienter med milde til moderate hørselstap. Denne tilpasningsregelen tar også hensyn til pasientens alder, kjønn og erfaringsnivå ved beregning av forsterkning (Keidser et al., 2011, s. 90).

1.2.4 Kompresjon i HA

Formålet med kompresjon er å begrense dynamikkområdet i HA slik at det stemmer overens med pasientens dynamikkområde. Det betyr i hovedsak at sterke lyder forsterkes mindre enn svake lyder (Dillon, 2012, s. 171). Kompresjon blir ofte referert til som automatisk da lyden endres i sammenheng med intensiteten på lydnivå fra utvendig stimuli. Denne formen for kompresjon blir kalt Automatic Gain Control (AGC) og benyttes i digitale HA (Ricketts et al., 2019, s. 365). Wide Dynamic Range Compression (WDRC) er en form for kompresjonsregel som tar for seg hver enkelt frekvens og gradvis tilfører kompresjon over et bredt område. Det benyttes WDRC i NAL-NL2 (Dillon, 2012, s. 172). WDRC har som hovedoppgave å gjenopprette normale lydstyrker og gi brukeren normal oppfattelse av høye, middels og lave lydnivåer. Likevel benyttes ikke WDRC for å begrense output, men i tilfeller hvor WDRC er valgt som kompresjonsregel skal pasientens UCL-terskler være med i beregningen av forsterkning for høye lyder (Mueller & Hornsby, 2002, s. 57). Når kompresjonsrate for WDRC er valgt på bakgrunn av pasientens UCL-terskler, kan det fra disse tersklene beregnes forsterkning for høye lydnivå. Dermed vil WDRC til en viss grad kunne benyttes for å begrense MPO (Mueller & Hornsby, 2002, s. 57). Bentler, Mueller & Ricketts (2016) beskriver WDRC som en metode for å "fikse problemet" dersom en pasient opplever at høye lyder er for høye. Ved å øke kompresjonsraten, for eksempel fra 1:2 til 1:3, senkes output for

høye input. Dessverre kan dette også medføre at output for talelyder også senkes, noe som ikke er ønskelig (Bentler et al., 2016, s. 368).

1.2.5 Insertion Gain

I programvaren kan anbefalt forsterkning fremstilles visuelt som funksjon av forskjellige parametre. I denne oppgaven gjennomføres det ikke Real Ear målinger, men for å forklare de ulike måtene forsterkning kan fremstilles visuelt har vi valgt å inkludere dette. Real Ear Insertion Gain (REIG) er differansen i dB som funksjon av frekvens mellom Real Ear Aided Gain (REAG) og Real Ear Unaided Gain (REUG). Disse verdiene er mest relevante med tanke på faktisk forsterkning i pasientens øregang. Det vil si hvor mye mer forsterkning pasienten får ved bruk av HA i motsetning til uten (Dillon, 2012, s. 107). Den anbefalte forsterkningen vi velger å lese av i denne oppgaven er oppgitt i estimert insertion gain (IG).

1.2.6 Maximum Power Output

Maximum power output har som oppgave å begrense den maksimale lydstyrken i et HA. Dette kan også kalles lydtryknivå, eller OSPL90, dersom det blir benyttet i en sammenheng der lydtryknivået er gitt ved 90 dB input (Kuk, Peeters, Lau, Korhonen, 2011, s. 266). Å stille inn MPO for HA etter brukerens dynamikkområde, til et lavere nivå enn UCL-tersklene, har vært et mål ved tilpasning av HA siden 1940-tallet (Ricketts et al., 2019, s. 107). Innstilling av MPO gir mulighet til å unngå høye og ubehagelige lyder. Ved for høy og ubehagelig lyd vil ikke pasienten benytte HA på ønskelig måte (Mueller, Ricketts & Bentler, 2014, s. 87). Dersom MPO er stilt opp til for høye lydnivå kan dette påføre pasienten større hørselstap. I motsetning: om MPO er innstilt for lavt, vil lydnivået i HA bli forminsket som videre kan resultere i at taleforståelsen til pasienten blir unødvendig redusert (Taylor & Mueller, 2011, s. 211). Anbefalt MPO stilles inn basert på angitt audiogram i programvaren, men kan også reguleres manuelt av audiografen i programvaren.

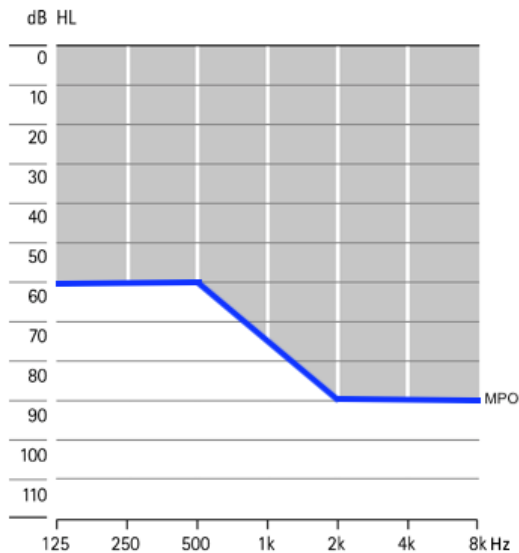


Fig. 1: Fiktivt eksempel på tilpasningsområde for HA i programvare: det skraverte området viser området pasientens høreterskler bør være innenfor, da HAs MPO ikke overstiger dette. Dersom en pasients høreterskler er utenfor det skraverte området vil ikke HA kunne gi nok forsterkning.

1.2.7 HA og akustiske parametre

Ved simulering i programvare må det velges HA. Valg av HA avgrensner mulighetene for tilpasningsområde og akustiske parametre (domer, receivere). Området hvor HA gir lyd kalles tilpasningsområde (se Fig. 1), dette er et avgrenset felt for HAs maksimum og minimum output-nivå (Dillon, 2012, s. 348). HA kan velges på bakgrunn av pasientens grad av hørselstap, fingerførlighet, behov for ekstrautstyr og pasientens egne ønsker (Taylor & Mueller, 2011, s. 180). I denne oppgaven ser vi på Behind The Ear-apparater (BTE) i programvarene. Fysisk sett består et BTE-apparat av selve “kassen” med alt elektronisk innhold, som henger på baksiden av øret, og en slange, receiver eller luftledning koblet på HA som føres inn i pasientens øregang. BTE-apparater med receiver som sitter i øret blir kalt Receiver In The Ear (RITE) (Dillon, 2012, s. 11-12). I denne oppgaven har vi valgt å simulere RITE-apparater i programvarene, da det ifølge Norsk Teknisk Audiologisk Forening (NTAF) var den mest brukte typen HA i Norge i 2018 (NTAF, 2018).

Akustiske parameter er komponenter som er med på å påvirke lyden i HA. Domer og receivere er eksempel på akustiske parameter som må velges ut fra pasientens grad av hørselstap og øregang. Lyden i HA blir omformet fra elektriske til akustiske signaler ved bruk av en høyttaler, som ofte kalles receiver (Ricketts et al., 2019, s. 360). Størrelse på receiver vil kunne påvirke tilpasningsområdet i HA (se Fig. 1). Sterkere receivere kan drive et større

magnetisk felt, og får dermed mulighet for et større tilpasningsområde, og motsatt for svakere receivere (Taylor & Mueller, 2011, s. 208). For at receiveren skal kunne sitte i øret til en pasient er det behov for en dome. Domer er små fabrikkproduserte ørepropper laget av silikon som festes på receiveren. En dome vil også kunne være med på å endre tilpasningsområdet i HA (Dillon, 2012, s. 339). Ved registrering i programvaren vil de akustiske parameterne inkluderes i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO, selv når en tilpasning simuleres. I HA-programvarene ble dome og receiver valgt på bakgrunn av anbefalinger i programvaren for hvert enkelt hørselstap. I og med at denne oppgaven ikke handler om å sammenligne forsterkningsverdier for forskjellige HA, men påvirkningen angitte UCL-terskler har på anbefalinger i programvaren, vil ikke de akustiske parametrene kunne påvirke resultatet vi fremstiller senere i oppgaven.

1.2.8 Presbyacusic

Presbyacusic er en type hørselstap som er kjent for å være et resultat av fysiologiske forandringer som forekommer ved normal aldringsprosess. Faktorer som påvirker i hvilken grad disse forandringene skjer er støyeksponering, ototoksisitet, annen medisinsk innvirkning og genetik (Gelfand, 2016, s. 169). Kort beskrevet blir presbyacusic ofte definert som økende høreterskler ved økende alder. I rentoneaudiogrammet viser presbyacusic et sensorineuralt tap, hvor det typisk er tilnærmet normal hørsel i bass og mellomfrekvens, men er fallende mot diskant (se Fig. 2) (Gelfand, 2016, s. 169). Årsaken er degenerering av det auditive systemet, med tap av indre og ytre hårceller, hovedsakelig mot den basale delen av cochlea. Det finnes flere typer og grader av presbyacusic. Degenerering av de auditive nervecellene kan også oppstå ved presbyacusic. Dette assosieres med unormalt dårlig taleforståelse i forhold til rentonetersklene (Gelfand, 2016, s. 170).

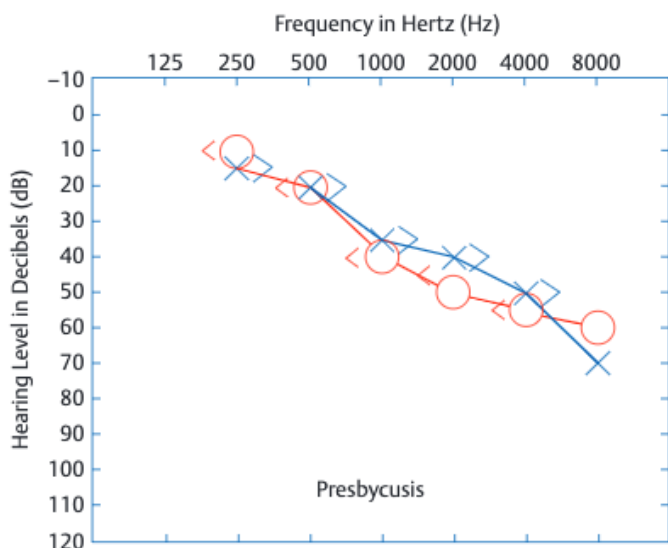


Fig. 2: Eksempel på typisk audiogram for pasient med presbycusis. Fra Essentials of Audiology (s. 171), av S. A. Gelfand, 2016, New York: Thieme Medical Publishers, Inc.

Som tidligere nevnt vil et sensorineuralt hørselstap forhøye høretersklene betydelig mer enn det forhøyer ubehagstersklene. Dynamikkområdet, altså området mellom rentoneterskler og UCL-terskler, vil derfor komprimeres (Gelfand, 2016, s. 289). Presbyacusispasienter går ofte uten lydstimuli over en lengre periode, da de bruker lengre tid på å komme seg til fastlege eller audiograf, ettersom hørselstapet gradvis progredierer over lengre tid. Pasienter med presbycusis oppholder seg trolig sjeldnere i støyende omgivelser. Det kan oppleves krevende for denne pasientgruppen plutselig å bli introdusert for mer lyd gjennom et HA, dersom de over lengre tid ikke har hatt tilgang til dette (Taylor & Mueller, 2011, s. 323). Dette kan være en av grunnene til at presbycusis-pasienter kan slite med ubehag ved bruk av HA.

2.0 Problemstilling

For å få rede på om angitte ubehagsterskler utgjør en forskjell for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ved HA-tilpasning har vi valgt å undersøke ulike HA-programvarer. Vi har valgt å formulere problemstillingen slik:

Hvordan påvirker ubehagsterskler for rene toner anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output i høreapparatprogramvarer?

Med anbefalt forsterkning og anbefalt maximum power output mener vi det HA-programvarene automatisk stiller inn, med utgangspunkt i den enkelte pasients rentoneaudiogram. Vi har valgt å sammenligne verdiene programvaren anbefaler basert kun på høreterskler og basert på dynamikkområde (høreterskler + UCL). Tallverdiene for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO leses av i HA-programvarene. Det blir i denne oppgaven ikke målt hvordan den faktiske forsterkningen endrer seg med/uten UCL, men kun lest av og undersøkt hvorvidt anbefalingene endrer seg.

3.0 Metode

Nå som problemstillingen er gjort rede for vil vi presentere metoden vi har valgt å benytte for å finne svar på det vi lurer på. Altså hvordan vi samlet inn og behandlet data, utstyr vi brukte for å gjennomføre undersøkelsen, og generelt hva som ble gjort for å komme fram til resultatene vi senere i oppgaven vil presentere og diskutere.

3.1 Valg av metode

En metode er et redskap for å undersøke et tema og komme frem til ny kunnskap (Dalland, 2018, s. 52). Vi har valgt å gjennomføre denne oppgaven med en kvantitativ metode. Kvantitativ metode omhandler en ekstensiv metode som fokuserer på mange enheter, samt relativt lukkede metoder hvor informasjonen som innhentes er forhåndsdefinert av den som utfører undersøkelsen (Jacobsen, 2010, s. 163). Vi valgte denne metoden på bakgrunn av at vi skulle behandle en større mengde tallverdier.

3.2 Avgrensning av parametre

I denne oppgaven ble det valgt å foreta en avgrensning i utvalg av parametre fordi det ønskes å sikre best mulig etterprøvbarehet og minimere feilkilder. Som nevnt tidligere er det forskjellige valg i programvaren som må tas for å få anbefalt forsterkning og anbefalt MPO. For å begrense variasjonen i oppgaven valgte vi å benytte "mann" og alder >70 år i alle programvarene. Målforsterkning, altså anbefalt forsterkning basert på klinisk informasjon om pasienten (Dillon, 2012, s. 287), ble satt til 100% og erfaringsnivå til "erfaren bruker", for å oppnå et mest mulig likt utgangspunkt i de forskjellige programvarene. Det benyttes tre audiogramkonfigurasjoner for å begrense omfanget av studien. Det ble gjennomført

simuleringer. Altså rentone- og UCL-terskler ble angitt i audiogram, deretter ble programvarens anbefalte forsterknings- og MPO-verdier avlest. De anbefalte verdiene i programvaren ble avlest i form av visuell fremstilling og tallverdier av simulert IG. Som forklart i kap. 1.2.5 (Insertion gain) er disse verdiene mest relevante med tanke på faktisk forsterkning i pasientens øregang. Det vil si hvor mye mer forsterkning pasienten får ved bruk av HA i motsetning til uten (Dillon, 2012, s. 107). For å begrense datamengden ble det ikke utført verifisering i form av REM. I HA-sammenheng benyttes verifisering ofte til å referere til prosessen med å sikre at HA møter spesifikke kriterier, som for eksempel at man oppnår ønsket målforsterkning og output (Bentler et al., 2016, s. 171). Utførelse av målinger på pasienter ville tatt mye tid og ressurser vi ikke hadde tilgjengelig.

I programvaren må det også velges testsignal som benyttes for å visuelt fremstille anbefalt forsterkning og anbefalt MPO, selv om det ikke gjennomføres faktiske målinger. I denne oppgaven ble det valgt talesignalet International Speech Test Signal (ISTS) i programvaren. Dette signalet er basert på langtidssignalet International Long-Term Average Speech Spectrum (ILTASS). ISTS har en båndbredde på 100 Hz -16 kHz og er sammensatt av opptak av seks kvinnelige talere med hvert sitt språk (Holube, Fredelake, Vlaming & Kollmeier, 2010, s. 900).

3.3 Audiogram

For å undersøke problemstillingen ble det benyttet tre standardiserte audiogramkonfigurasjoner (se Fig. 3) via International Electrotechnical Commission (IEC) (Bisgaard, Vlaming & Dahlquist, 2010, s. 116-117). Vi valgte å benytte standardene N2, N3 og N4 da disse ifølge Verdens Helseorganisasjon (WHO, 2019) representerer mildt (26-40 dB HL), moderat (41-60 dB HL) og alvorlig (61-80 dB HL) hørselstap. Ved bruk av tre forskjellige audiogramtyper oppnår vi en større forståelse for hvordan programvaren forholder seg til forskjellig grad av hørselstap. Valget av audiogramtyper som er representative for presbycusis (se Fig. 2) er tatt på bakgrunn av at dette er den største pasientgruppen, og den forventes å øke i de kommende årene som følge av eldrebølgen (SSB, 2018, s. 3). Som tidligere nevnt er ubehag ved høye lyder også et kjent problem for pasienter med presbycusis.

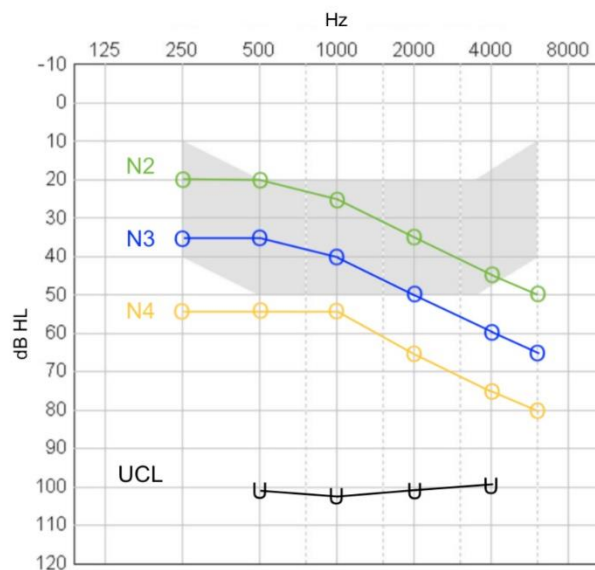


Fig. 3: Audiogramkonfigurasjonene N2, N3 og N4 (Bisgaard et al., 2010, s. 116-117), samt estimerte normalverdier for UCL (Sherlock & Formby, 2005, s. 88) som benyttes i oppgaven.

Normalverdier for UCL-terskler har blitt undersøkt av Sherlock & Formby (2005). Vi valgte å benytte disse estimerte normalverdiene for å ha et utgangspunkt som ga et likt grunnlag for de tre ulike hørselstapene. Det gir muligheten til å sammenligne tre forskjellige dynamikkområder, og undersøke hvordan programvaren behandler normalverdiene for UCL-terskler for de ulike hørselstapene. UCL-tersklene ble altså angitt ved samme nivå for alle audiogramkonfigurasjonene. Estimerte normalverdier for UCL-terskler (se Fig. 3) ligger på 102,20 dB HL ved 0.5kHz, 103,86 dB HL ved 1kHz, 101,65 dB HL ved 2kHz og 100,85 dB HL ved 4kHz (Sherlock & Formby, 2005, s. 88). For å kunne benytte disse verdiene i OTO-suite måtte vi runde av til hele tall. UCL-tersklene som ble benyttet i oppgaven er derfor som følger: 102 dB HL, 104 dB HL, 102 dB HL og 101 dB HL ved de overnevnte frekvensene.

3.4 Inklusjons- og eksklusjonskriterier for programvare

Ifølge NTAF (2018) er det åtte HA-leverandører tilgjengelig på markedet i Norge. I utgangspunktet var det ønskelig å benytte programvaren til alle HA-leverandørene som er på det norske markedet. Et inklusjonskriterium var at vi skulle ha tilgang til programvaren på ferdighetsarealene ved Studieprogram for Audiologi. Det var viktig at de inkluderte programvarene kunne vise verdier for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ved samsvarende frekvenser. Det var frekvensene 0.5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz, 6kHz og 8kHz som samsvarte i de inkluderte programvarene. Det var derfor nødvendig å ekskludere to

programvarer på bakgrunn av at de ikke oppga verdiene for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i frekvenser som stemte overens med majoriteten. Et inklusjonskriterium var at det skulle være mulig å lese av de anbefalte forsterkningsverdiene og anbefalte MPO-verdiene i tallverdier. Én leverandør ble ekskludert på bakgrunn av at anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ikke var oppgitt i tall, men kun ble fremstilt visuelt uten mulighet til å lese av tallverdiene presist. På bakgrunn av dette endte vi opp med fem programvarer som vi har benyttet videre i vår oppgave.

3.5 Valg av HA i programvare

Ettersom det i denne oppgaven kun blir gjennomført simulering av IG-verdier, og ikke verifisering ved bruk av REM, ble det benyttet HA som ligger registrert i programvarene. For å oppnå maksimalt utbytte ble det valgt fem HA-modeller, én fra hver inkludert programvare, med tilpasningsområde som egnet seg for de tre audiogramkonfigurasjonene N2, N3 og N4 (Bisgaard et al., 2010, s. 116-117). Selv om de fem HA-modellene er fra forskjellige leverandører har vi valgt HA med likest mulig tilpasningsområde, slik at dette ikke skal være en begrensning for hvordan den enkelte programvaren behandler de angitte rentone- og UCL-tersklene.

Det ble benyttet RITE-apparater i simuleringene da disse per dags dato er mest brukt på det norske markedet (NTAF, 2018). Vi valgte RITE-apparater da disse er blitt kraftige og universelle for de fleste hørselstap, og kan få større eller mindre tilpasningsområde ved valg av forskjellig receiver eller dome. Dette gjør apparatene enkle å tilpasse forskjellige hørselstap, kun ved å endre de akustiske parametrene.

3.6 Materiale og utstyr

Ved innsamling av data benyttet vi de fem inkluderte programvarene, som følger i alfabetisk rekkefølge: Bernafon/Cantec Oasis NXT (versjon 2017.1), Oticon Genie 2 (versjon 2016.2), Phonak Target (versjon 5.2), ReSound Smart Fit (versjon 1.1), og Widex Compass GPS (versjon 3.0.142.0). Videre i denne oppgaven omtales programvarene i randomisert rekkefølge som HA1-HA2-HA3-HA4-HA5 for å sikre anonymitet. Programvarene var koblet opp mot OTOsuite-programvare (versjon 4.84.0.61) som igjen var integrert i AuditBase (versjon 5.4.3). AuditBase er en programvare fra Auditdata for behandling av pasientdata,

altså audiogram, som kommuniserer med OTOsuite og HA-programvarene via datautvekslingssystemet NOAH (Bentler et al., 2016, s. 152).

3.7 Datainnsamling

Ved ferdighetsarealene til Studieprogram for Audiologi ble det benyttet datamaskiner hvor de fem inkluderte programvarene var tilgjengelig. De tre forskjellige audiogramkonfigurasjonene (N2, N3, N4) ble angitt hver for seg, først uten UCL-terskler, videre ble anbefalt forsterkning og anbefalt MPO notert i tabeller. Deretter ble også de estimerte normalverdiene for UCL-terskler angitt i audiogrammet, og videre ble anbefalt forsterkning og anbefalt MPO notert på nytt.

Ved innsamling av data ble det som nevnt utført simuleringer. For hver programvare ble det gjennomført åtte simuleringer. Vi så på anbefalt forsterkning ved 50, 65 og 80 dB input i tillegg til anbefalt MPO for alle programvarene, både med angitte rentoneterskler, og med angitt dynamikkområde (rentone + UCL). Underveis valgte vi også å notere ned alle anbefalte forsterknings- og anbefalte MPO-verdier for de inkluderte frekvensene (0.5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz, 6kHz og 8kHz) i egne tabeller.

3.8 Databehandling

For å finne ut om det var differanse i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO mellom kun angitte rentoneterskler og ved angitt dynamikkområde (rentone + UCL) ble verdiene avlest i programvarene og ført opp i tabeller i Excel. Vi tok for oss én audiogramkonfigurasjon av gangen. For hver audiogramkonfigurasjon ble det gjennomført to simuleringer i HA-programvare, én med og én uten angitte UCL-terskler for 50, 65 og 80 dB input i tillegg til MPO, i de inkluderte HA-programvarene. Simuleringene i programvarene ga totalt 24 tabeller. Vi valgte videre å samle all rådata til fire tabeller (se Appendiks I) for å kunne sammenligne tallverdiene for hver enkelt programvare. Her vises den anbefalte forsterkningen og anbefalt MPO-nivå for hver av de seks frekvensene (0.5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz, 6kHz og 8kHz) både for angitte rentoneterskler og angitt dynamikkområde (rentone + UCL).

Gjennomsnittet av den anbefalte forsterkningen for alle frekvensene ble utregnet. Det ble videre utregnet differanseverdi fra gjennomsnittsverdien for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO med kun rentone og gjennomsnittsverdien for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO

med rentone + UCL. Vi valgte videre å benytte linjediagram i 3D for visuelt å fremstille eventuelle differanser i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO.

4.0 Etiske forhold

Ved gjennomføring av en studie er det viktig å tenke gjennom hvilke etiske utfordringer arbeidet medfører. Dersom oppgaven omhandler pasienter eller en større organisasjon skal man alltid unngå å påføre disse unødvendig belastning i form av hvilket resultat oppgaven konkluderer med (Dalland, 2018, s. 235). I kapittel 3.6 (Materiale og utstyr) presenteres programvarer vi har inkludert i oppgaven i alfabetisk rekkefølge. Videre i oppgaven har vi valgt å anonymisere programvarene og etter dette omtales de derfor i randomisert rekkefølge som HA1-HA2-HA3-HA4-HA5 slik at det ikke skal oppstå et uønsket fokus på programvarene. Vi ønsker å ha fokus på problemstillingen, ikke hvilken programvare som er “best”.

5.0 Resultat

Vi har valgt å presentere resultatene fra oppgaven visuelt i form av figurer. Figurene viser differanseverdi i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ved de forskjellige input-nivåene for hvert HA. Fremstillingen er i 3D linjediagram for enkelt å vise hvilke HA-programvarer som gir en endring i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ved angitte UCL-terskler.

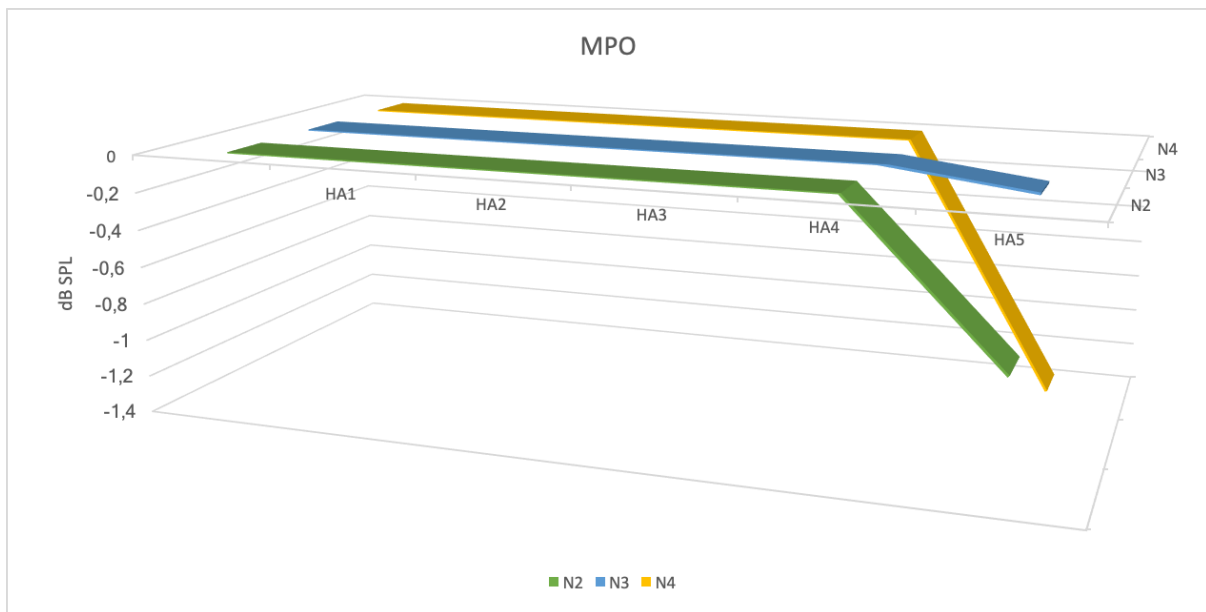


Fig. 4: Differanse for MPO i fem undersøkte høreapparatprogramvarer (HA1-HA5) mellom anbefalt MPO basert på rentoneterskler og anbefalt MPO basert på rentone- og ubehagsterskler for tre ulike audiogramkonfigurasjoner N2, N3 og N4.

For MPO (se Fig. 4) forekommer det ingen endring i anbefalt nivå for HA1-4. Derimot er det endring i anbefalt MPO-nivå ved bruk av angitte UCL-terskler for HA5. For audiogramkonfigurasjonen N2 er differanseverdien -0.66 , N3 viser differanseverdi på -0.16 og N4 har en differanseverdi på -1.33 . Dette vil si at det er lavere MPO-nivå når UCL-terskler er angitt i programvaren for HA5.

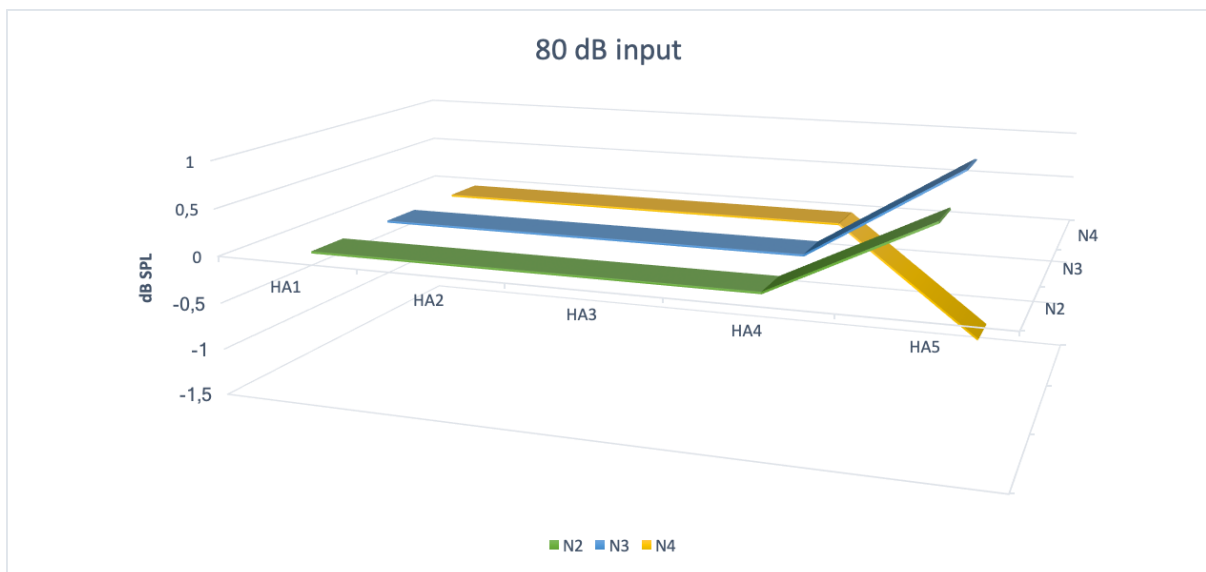


Fig. 5: Differanse ved 80 dB input i fem undersøkte høreapparatprogramvarer (HA1-HA5) mellom anbefalt forsterkning basert på rentoneterskler og anbefalt forsterkning basert på rentone- og ubehagsterskler for tre ulike audiogramkonfigurasjoner N2, N3 og N4.

Ved 80 dB input (se Fig. 5) vises det ingen endring i anbefalt forsterkning for HA1-4. Her vises det at det kun er HA5 som har endring i anbefalt forsterkning ved bruk av angitte UCL-terskler. For audiogramkonfigurasjonen N2 er differanseverdien +0.8 og for N3 er differanseverdien +1.0, noe som vil si at for disse er forsterkningen større når anbefalte UCL-terskler er angitt. N4 viser differanseverdi på -1.2, som betyr at det er mindre forsterkning når det er angitt UCL-terskler.

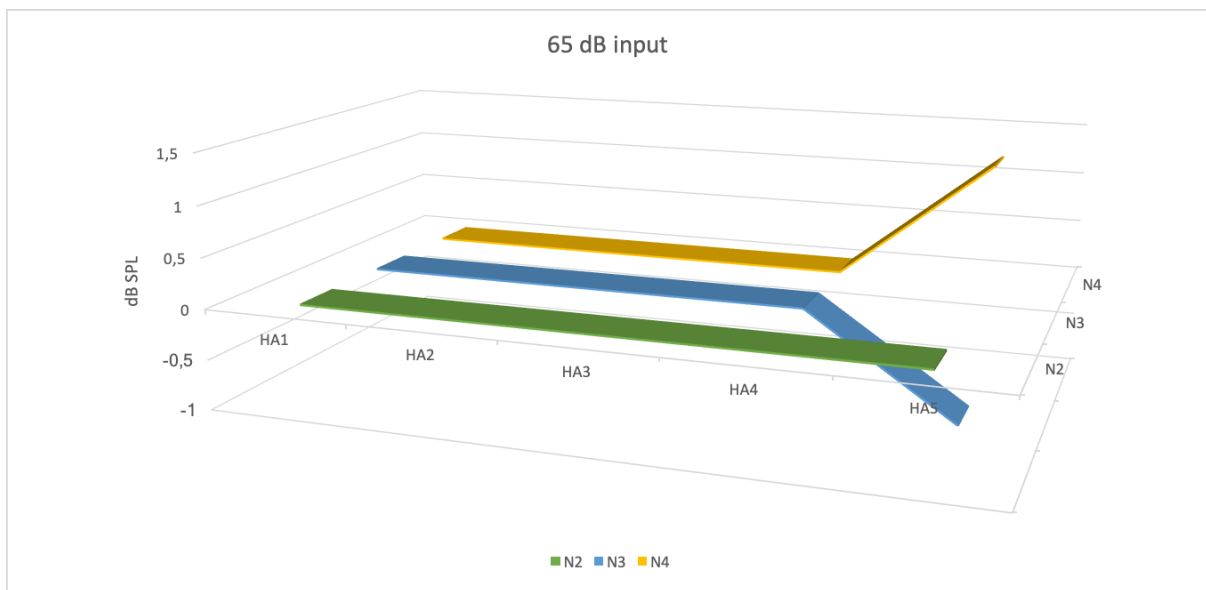


Fig. 6: Differanse ved 65 dB input i fem undersøkte høreapparatprogramvarer (HA1-HA5) mellom anbefalt forsterkning basert på rentoneterskler og anbefalt forsterkning basert på rentone- og ubehagsterskler for tre ulike audiogramkonfigurasjoner N2, N3 og N4.

Ved 65 dB input (se Fig. 6) vises det heller ingen endring i anbefalt forsterkning for HA1-4. Det vises at det kun er HA5 som har endring i anbefalt forsterkning ved bruk av angitte UCL-terskler, bortsett fra for audiogramkonfigurasjonen N2. Audiogramkonfigurasjon N2 for HA5 har null differanseverdi, N3 for HA5 har differanseverdi på -1.0, som vil si at det er mindre forsterkning når anbefalte UCL-terskler er angitt. N4 for HA5 viser en differanseverdi på +1.2, som vil si at det er mer forsterkning ved angitte UCL-terskler.

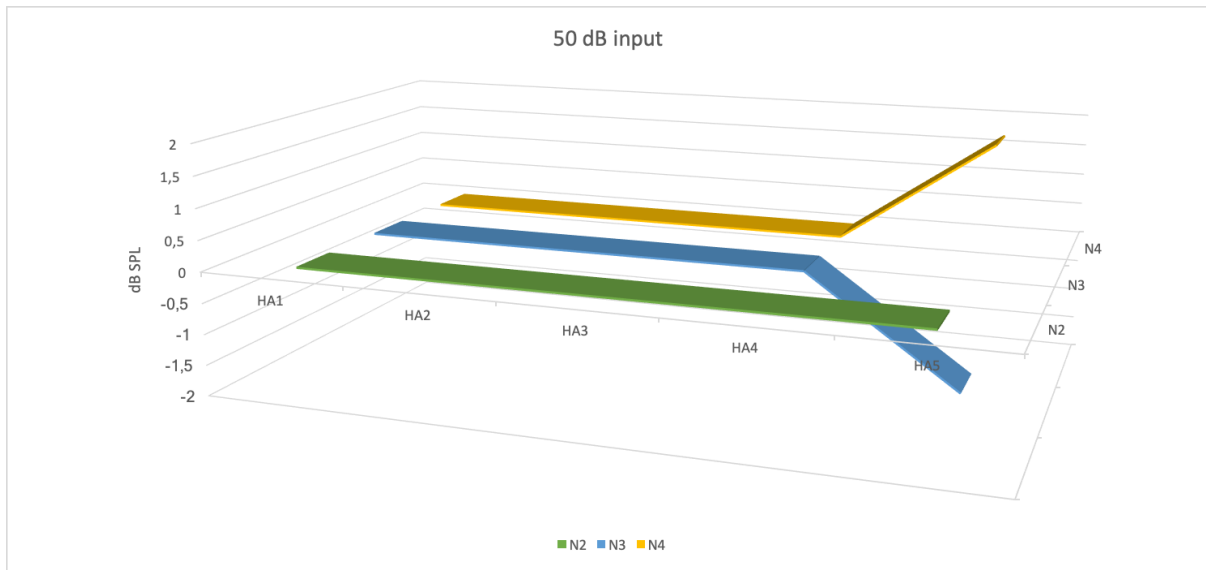


Fig. 7: Differanse ved 50 dB input i fem undersøkte høreapparatprogramvarer (HA1-HA5) mellom anbefalt forsterkning basert på rentoneterskler og anbefalt forsterkning basert på rentone- og ubehagsterskler for tre ulike audiogramkonfigurasjoner N2, N3 og N4.

Ved 50 dB input (se Fig. 7) ser man at HA1-4 ikke har endring i anbefalt forsterkning. Igjen ser vi at det kun er HA5 som har endring i anbefalt forsterkning ved bruk av angitte UCL-terskler. For audiogramkonfigurasjon N2 er det ingen differanseverdi, N3 har differanseverdi på -1.7, og har dermed mindre forsterkning når det er angitt anbefalte UCL-terskler i programvaren. N4 viser en differanseverdi på +1.7, som da vil si det er mer forsterkning når UCL-terskler er angitt.

Resultatene viser at anbefalte MPO-verdier varierer mellom programvarene (se Appendiks I). For HA5 ser man at MPO-nivå begrenses ved alle undersøkte frekvenser (se Appendiks I). Tallverdiene for HA5 ved de forskjellige input-nivåene er både positive og negative, som vil si at signalet både forsterkes og komprimeres når UCL-terskler er angitt (se Appendiks I).

6.0 Diskusjon

I denne delen av oppgaven drøftes det vi har funnet i resultatdelen opp mot teori og forskning som vi har presentert i de tidligere kapitlene. Vi vil også diskutere resultatene i lys av vår oppgaves problemstilling og andre vitenskapelige artikler.

6.1 Generelle betraktninger

Som man ser i resultatdelen (kap. 5.0) er det for alle audiogramkonfigurasjonene kun HA5 som viser ulikheter ved sammenligning av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO basert på kun rentoneterskler og basert på dynamikkområde (rentone + UCL). Selv om UCL-terskler var angitt i audiogrammet var det kun mulig å velge å ta hensyn til “antatte” eller “angitte” UCL-terskler i én av programvarene som ble benyttet. Dette valget kunne “hukes av” før anbefalingene for forsterkning og MPO ble vist i programvaren. De fire resterende leverandørene hadde ingen egen valgmulighet for å basere de anbefalte innstillingene på UCL-terskler, selv om disse var angitt i audiogrammet. Det blir derfor uklart hvorvidt UCL-tersklene tas med i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO. Det er interessant å merke seg at programvaren som hadde denne valgmuligheten var programvaren til HA5, som også var den eneste som viste ulikheter mellom verdiene for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO med og uten angitte UCL-terskler.

En årsak til at det ikke er noen endring i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO vil kunne ligge i programvaren. Ved innsamling av data valgte vi å kontakte de forskjellige HA-leverandørene med ønske om å innhente informasjon om hvorvidt det estimeres UCL-terskler i deres programvarer. På bakgrunn av at vi i denne oppgaven ønsker å holde HA-leverandørene anonyme velger vi ikke å oppgi referanser til uttalelser fra personlig kommunikasjon med representanter for HA-leverandører som har forekommet som en del av datainnsamlingen. En representant for leverandøren av HA4 forklarer at dersom NAL-NL2 benyttes ved tilpassing av HA vil ikke deres programvare ta hensyn til pasientens individuelle UCL-terskler, eller endre anbefalt MPO-nivå. Dette samsvarer med resultatene vi fikk i oppgaven. Flere av de andre leverandørene vi har henvendt oss til ønsker ikke å oppgi hvilken bakgrunn de har for bruk av UCL-terskler, men poengterer at programvaren skal ta hensyn til dette dersom det benyttes proprietære tilpasningsregler. De nevner ikke noe om påvirkning på anbefalt forsterkning og anbefalt MPO ved bruk av generiske tilpasningsregler i deres programvarer. En representant for leverandøren av HA5 skriver i en E-post at anbefalte UCL-terskler i deres programvare baserer seg på normaldata som er samlet inn fra egne pasienter gjennom mange år, og at disse korrigeres årlig i programvaren. Vi må ta forbehold om at denne informasjonen kun er uttalelser fra forskjellige HA-leverandørers representanter og ikke bygger på informasjon i form av empirisk dokumentasjon. Det er tankevekkende at HA-leverandørene vi har henvendt oss til i forbindelse med denne oppgaven i liten grad ønsker å

dele dokumentasjon som ligger til grunn for de anbefalte forsterkningsnivåene og anbefalte MPO-nivåene i de ulike HA-programvarene vi har undersøkt.

6.2 NAL

For å undersøke om NAL eller de undersøkte programvarene benyttet de samme estimerte normalverdiene for UCL-terskler som ble benyttet i oppgaven, og hvorvidt dette var årsaken til at det ikke er endring i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO-nivå utførte vi et eksperiment. Vi la inn svært lave UCL-terskler, 5-20 dB over høreterskel for de tre audiogramkonfigurasjonene som er benyttet, i alle audiogrammene for å se om et ekstremt lite dynamikkområde førte til endring i anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i HA-programvarene. Resultatet av eksperimentet viste at det ikke forekom endring i anbefalt forsterkning eller anbefalt MPO i fire av fem HA-programvarer, samsvarende med resultatet i oppgaven. Dette bekreftet at det ikke nødvendigvis blir tatt hensyn til angitte UCL-terskler ved beregning av anbefalt forsterkning, heller ikke det anbefalte MPO-nivået ble berørt av dette i eksperimentet. I likhet med resultatet av oppgaven vår ble det også i eksperimentet vi foretok, med et ekstremt lite dynamikkområde angitt i audiogrammet, endring i både anbefalt forsterkning og anbefalt MPO-nivå kun for HA5. Det var tydelig at programvaren til HA5 tilpasset anbefalingene for forsterkning og MPO-nivå etter dynamikkområdet som ble angitt.

Vi valgte også å undersøke om UCL-tersklene ble visuelt fremstilt i tilpasningsområdet ved valg av HA i programvarene. Her viser det seg at fire av fem programvarer visuelt fremstiller de angitte UCL-tersklene i tilpasningsområdet. Dette kan virke misvisende for audiografen ettersom disse programvarene (HA1-HA4), som vist i resultatet, ikke tar angitte UCL-terskler med i beregningen av anbefalt forsterkning eller anbefalt MPO. Audiografen har likevel alltid mulighet til å utføre manuelle justeringer i programvarene. Det vil da være positivt at UCL-tersklene fra rentoneaudiogrammet vises i programvaren, slik at audiografen kan ta utgangspunkt i disse ved tilpasning av HA.

De estimerte normalverdiene for UCL-terskler benyttet i denne oppgaven stammer fra normalthørende (Sherlock & Formby, 2005, s. 88). Som tidligere nevnt vil UCL-tersklene ofte ligge på det samme nivået, selv om høretersklene har økt med opptil 50 dB (Dillon, 2012, s. 2). På bakgrunn av dette vil UCL-terskler fra normalthørende være relevant, spesielt for milde og moderate hørselstap. Med tanke på at dynamikkområdene benyttet i denne oppgaven

kunne vært normalt for en reell pasient, er det interessant at det kun er HA5 som har et eget valg for om angitte UCL-terskler fra audiogrammet skal tas med i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO. Studier som har forsøkt å definere normalverdier for UCL-terskler (Kamm, Dirks & Mickey, 1978; Pascoe, 1988; Bentler & Cooley, 2001) har funnet at UCL-terskler ikke bare varierer mellom pasienter med forskjellig hørselstap, men også er varierende for pasienter med samme type hørselstap, kanskje så mye som 40-50 dB. Dermed er det vanskelig for forskere å fastsette pålitelige normalverdier ved ubehag for forskjellige typer hørselstap (Mueller & Bentler, 2005, s. 463). Dette viser hvor individuelt ubehag for høye lyder er, og fører til at det i liten grad er mulig å fastslå en generell MPO-verdi som kan velges for alle pasienter. Det vil da være vanskelig for utviklere av tilpasningsregler å legge inn en generisk utregning av MPO-nivå. Man kan tolke dette med to forskjellige innfallsvinkler. Den ene er at UCL-terskler varierer i stor grad fra pasient til pasient, og dermed er det *viktig* å individuelt tilpasse forsterkning og MPO. Med denne vinklingen antar man at UCL-måling er pålitelig og gir et riktig svar på hvilke lydnivå pasienten opplever ubehag. Ser man derimot på det med motsatt oppfatning, altså at UCL-måling er subjektiv og upålitelig, og *ikke* gir et godt svar på hvordan pasienten opplever ubehag, baserer man den store variasjonen i målte UCL-terskler for samme type hørselstap på denne oppfatningen. Med denne tolkningen virker det mer logisk at tilpasningsregelen eller HA-programvaren estimerer UCL-terskler ut fra pasientens høreterskler. I og med at vi ikke vet hva som ligger til grunn for beregningene av estimerte UCL-terskler i de forskjellige HA-programvarene er det vanskelig å bedømme hvilken av de beskrevne vinklingene de estimerte UCL-tersklene er tatt utgangspunkt i.

Harvey Dillon (personlig kommunikasjon, onsdag 3. april 2019) påpekte i E-post at NAL-NL2 kun inkluderer rentoneterskler i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO. Rentonetersklene benyttes også for å beregne antatte UCL-terskler. Årsaken til dette er at det ifølge Dillon er store unøyaktigheter i målingen av UCL-terskler og at det er tidsbesparende. Likevel har man i denne oppgaven funnet differanseverdier i programvaren til HA5 ved bruk av angitte rentone- og UCL-terskler, selv ved bruk av NAL-NL2. Grostad og Thorvaldsen (2018) foretok ved bruk av verifisering (REM) og en hode- og torso-simulator (KEMAR) en undersøkelse av hvordan åtte ulike HA-programvarer implementerer tilpasningsregelen NAL-NL2 sett opp mot målforsterkning. De kom frem til at NAL-NL2 blir implementert ulikt og at HA-programvarene altså ikke beregner anbefalt forsterkning og anbefalt MPO likt, selv om samme tilpasningsregel benyttes (Grostad & Thorvaldsen, 2018, s. 29). Dette kan være en

årsak til at man i denne oppgaven har funnet differanseverdier for anbefalt forsterkning og anbefalt MPO, selv om NAL-NL2 i utgangspunktet beregner dette basert på angitte rentoneterskler.

6.3 Bruk av UCL

Som nevnt i introduksjonen (kap. 1.0) har vi et inntrykk av at praksisfeltet innen audiologi i Norge har ulik oppfatning av nytteverdien av UCL-måling. Som skrevet i avsnittet over mener Harvey Dillon (personlig kommunikasjon, onsdag 3. april 2019) at det er store unøyaktigheter ved UCL-måling. Mueller (2003) hevder derimot at UCL-måling er verdt både tid og innsats, da UCL-tersklene vil være nyttige ved tilpasning av HA. Med nyttig mener han at pasienter som sliter med ubehag ved høye lydnivå har stort utbytte av at UCL-terskler tas i betraktning for beregning av anbefalt MPO i HA-programvare. Han mener også at det ikke gir signifikant forskjell i tid dersom UCL-måling blir en del av en prosedyre, da UCL-terskler kan måles i samme sesjon som høretersklene i rentoneaudiogram. På bakgrunn av dette får vi inntrykk av at dette temaet er omdiskutert også internasjonalt. Studier har forsøkt å teste påliteligheten til UCL-måling ved bruk av test-retest (Mueller & Hornsby, 2002; Ricketts & Bentler, 1996). Her fremkommer det at UCL-målinger kan være pålitelige dersom en rekke faktorer er oppfylt, som for eksempel at pasienten forstår testinstruksjonene og at audiografen er tydelig på hva som testes (Mueller & Hornsby, 2002, s. 32). Ettersom disse faktorene er subjektive er det høy sannsynlighet for at de vil variere og at man ikke kan ta det for gitt at disse alltid oppfylles. Derfor kan det også argumenteres for at UCL-måling i liten grad er pålitelig.

Ifølge Mackersie (2007) kan man tenke seg at det er en generell overenskomst blant audiografer om viktigheten av å sette MPO-nivå under UCL-tersklene ved HA-tilpasning. Det er likevel ikke enighet om hvilken fremgangsmåte som bør benyttes. Bør MPO stilles inn etter individuelle UCL-terskler eller en gjennomsnittsverdi av UCL? Mueller et al. (2014) mener at MPO-innstillingene kan bli justert av audiograf eller ved automatisk beregning i programvaren. De beskriver flere alternativer audiografen har når det kommer til UCL-måling og mener at audiografen kan velge å (1) ikke angi UCL-terskler, da skal programvaren velge MPO basert på gjennomsnittlige verdier for pasientens høreterskler ved bruk av tilpasningsregel, (2) angi UCL-terskler og benytte generisk eller proprietær tilpasningsregel i programvaren, (3) justere MPO under, over eller ved pasientens UCL-terskler manuelt. De

skriver videre at det er usikkert om MPO blir stilt ulikt i forhold til de forskjellige metodene (Mueller et al., 2014, s. 91). Dersom audiografen ikke har mulighet til å gjennomføre UCL-måling er det ifølge Bentler et al. (2016) bedre å benytte estimerte UCL-terskler enn å ekskludere de fullstendig. De mener at ettersom mange audiografer ikke justerer MPO basert på UCL-terskler bør HA-leverandørene være pålagt å ha standardinnstillinger for MPO i sine programvarer. Dette for å sikre at UCL-terskler blir tatt hensyn til (Bentler et al., 2016, s. 111). Som vist i vår oppgave vil ikke HA-programvarene nødvendigvis ta hensyn til de angitte UCL-tersklene ved bruk av NAL-NL2. Det vil si at tilpasning av HA med metode (1) eller (2) vil gi samme resultat dersom generisk tilpasningsregel benyttes. Dersom audiografen ikke har kunnskap om dette kan man risikere at det blir brukt unødvendig tid på en måling man tror gir forskjell i lydopplevelse for pasienten, men som mest sannsynlig ikke gir endring i HA.

Selv om UCL-terskler er angitt i audiogrammet, har ikke alle leverandører samme filosofi for hvordan MPO skal henge sammen med målte UCL-terskler. Det er opp til programvaren å korrigere MPO, og vi har funnet at kun én av fem undersøkte programvarer har korrigerende MPO ved bruk av tilpasningsregelen NAL-NL2. Mueller (2003) gjorde en undersøkelse med 500 audiografer, for å finne ut hvor ofte UCL-måling benyttes ved utredning. Han fant at kun 16% benytter frekvensspesifikk UCL-måling, som er beskrevet i denne oppgaven. Med tanke på dette kan det være en fordel at NAL-NL2 benytter rentonetersklene til å estimere UCL-terskler, for å få en viss begrensning av forsterkning og MPO, dersom audiografen ikke har målt pasientens UCL-terskler. Det eksisterer ikke et stort antall undersøkelser på hvor utbredt UCL-måling er og hvordan det benyttes i praksisfeltet. Muellers undersøkelse er fra 2003 og er kanskje noe utdatert. Det kan tyde på at UCL-måling ikke er viet et stort fokus generelt i audiologien, noe vår oppgave underbygger. At programvarene ikke tar angitte UCL-terskler i betraktning ved beregning av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO, kan gi inntrykk av at UCL ikke vektlegges hos HA-leverandørene. Det er viktig at audiografene er bevisst på dette, slik at de ikke er i oppfatning av at angitte UCL-terskler i audiogrammet er et verktøy for å automatisk stille MPO. Det største fokuset ved HA-tilpasning er å oppnå best mulig forsterkning for taleoppfattelse og lyd kvalitet. Det er derimot få studier rettet mot innstilling av MPO (Bentler & Nelson, 2001, s. 462).

6.4 Moderne HA og sensorineurale tap

Etter digitale HA kom på markedet, fikk pasientene tilbud om mer fleksibilitet og flere avanserte innstillinger for å optimalisere forskjellige lyttesituasjoner og unngå ubehag i støyende situasjoner (Keidser, Bentler & Kiessling, 2010, s. 15). Ifølge Kochkin (2005) er komfort ved høye lyder og støyende omgivelser to av de mest markante forbedringene assosiert med nye digitale HA. Selv om moderne HA viser seg å redusere problemer med ubehag ved forsterkning og irritasjon i bakgrunnsstøy, er det fortsatt en stor andel HA-brukere som er misfornøyd med apparatene på disse grunnlagene. Å stille inn MPO-nivå for HA etter brukerens dynamikkområde, under ubehagsnivået, burde være et nytt mål i prosessen av HA-tilpasning (Keidser et al., 2010, s. 15).

Audiografer begynte å se viktigheten av fenomenet loudness recruitment i 1948, da Dix, Hallpike & Hood (1948) fant ut at loudness recruitment konsekvent er assosiert med og knyttet til diagnoser som rammer hårcellene i det cortiske organ og kategoriseres som et cochleært hørselstap. Kjentegnet på dette er unormalt rask forhøyelse i lydstyrke, uten at det er stor forskjell i lydnivå. Hørselsspesialister har vært kjent med at denne gruppen sliter med forsterkning og uttrykker misnøye ved høye lyder (Hood & Poole, 1966, s. 47). Dette kan vise at ubehag er en faktor som er viktig å ta i betraktning ved HA-tilpasning, og da særlig for pasienter med sensorineurale hørselstap. Mange som får tilpasset HA opplever at det er vanskelig å venne seg til å bruke dem. Ofte ender det med at HA blir liggende i en skuff (Solheim, Kværner, Sandvik & Falkenberg, 2012, s. 300). Ifølge Kochkin (2005) er nettopp ubehag ved høye lyder en av årsakene til at dette skjer. På bakgrunn av dette ser vi viktigheten av riktig innstilling av MPO-nivå i HA, ut fra pasientens målte UCL-terskler. Da resultatet fra vår oppgave viser liten grad av automatisk innstilling av anbefalt MPO med utgangspunkt i angitte UCL-terskler, er det viktig at audiografen er klar over dette ved tilpassing av HA, spesielt for pasientgruppen nevnt over. Resultatet i denne oppgaven, altså at anbefalt MPO i fire av fem tilfeller ikke automatisk innstilles etter angitte UCL-terskler, kan vise hvorfor så mange sliter med å venne seg til HA på grunn av ubehag ved høye lyder.

6.5 Kompresjon

Kan automatisk kompresjon (AGC input/output) i HA være en årsak til at det ikke er forskjell på anbefalt forsterkning og anbefalt MPO basert på kun rentoneterskler og basert på dynamikkområde (rentone + UCL) i de fleste programvarene? Når et signal er 90 dB SPL vil

som oftest MPO-nivået i et høreapparat være nådd, da dette er fastsatt ved bruk av automatisk kompresjon for output. Knepunktet, altså lydtryknivået (SPL) hvor HA starter kompresjonen for input justeres av leverandørens programvare og kan være så lavt som 20 dB SPL eller så høyt som 80 dB SPL (Dillon, 2012, s. 176). Derimot blir knepunktet for output justert ved bruk av MPO-nivå. Ifølge Ricketts et al. (2019) er det viktig å huske på at MPO-nivå varierer mellom HA, og må stilles inn i programvarene, basert på pasientens UCL-terskler. Dette motstrider resultatene vi har fått i denne oppgaven, som viser at det er differanse i anbefalte MPO-verdier mellom forskjellige HA-programvarer.

6.6 Andre funn og oppsummering

Resultatet av denne oppgaven viser som nevnt at anbefalt MPO-nivå begrenses ved alle frekvenser for alle gradene av hørselstap (audiogramkonfigurasjoner) i HA5. Differanseverdier for HA5 for forsterkning ved de forskjellige input-nivåene (se Fig. 5-7) er både positive og negative, som vil si at signalet både forsterkes og komprimeres når UCL-terskler angis. Hvorfor er det både mer (positiv) og mindre (negativ) anbefalt forsterkning i HA når UCL-terskler er angitt i audiogrammet for HA5? Man kan tenke seg at dersom programvaren tar hensyn til UCL-terskler skal det bli mindre anbefalt forsterkning i HA. Hvorfor blir det da mer anbefalt forsterkning ved noen input-nivå og grader av hørselstap (audiogramkonfigurasjoner), og ikke mindre ved alle? Dersom NAL estimerer veldig lave UCL-terskler vil dette kunne begrense lydnivået og MPO-nivået vil også komprimeres og resultere i at pasienten opplever (1) at tale blir forvridd, (2) ikke få nødvendig amplitude, som resulterer i begrenset dynamikk, (3) begrenset persepsjon av lydstyrke fordi sterke og svake input-nivå kun vil variere med noen få dB og (4) lydforholdet blir ugunstig (Ricketts et al., 2019, s. 109-110). Dette kan være uheldig for pasientens utbytte av HA, da de overnevnte punktene kan begrense pasientens taleoppfattelse.

Vi ønsker med denne oppgaven å sette fokus på hvordan automatisk innstilling av MPO fungerer ut fra angitte UCL-terskler, da vi mener dette fortjener større plass i det audiologiske fagmiljøet. Det er viktig å påpeke at UCL-måling vil kunne være et nyttig verktøy i utredning og HA-tilpasning. For eksempel vil bruk av REM kunne avdekke om MPO-nivået overstiger UCL-tersklene i HA og dermed spille en viktig rolle ved HA-tilpasning. Audiografen bør være bevisst på både hvordan UCL-måling utføres og hva resultatet av målingen benyttes til,

da det i denne oppgaven fremkommer at den i liten grad bidrar til automatisering av innstilling av MPO i HA-programvare.

7.0 Metodekritikk

Etter å ha diskutert resultatet av oppgaven vår kommer det nå litt refleksjon rundt valg av metode. Vi vil se på metodiske valg, faktorer og forhold som ansees å kunne ha påvirket funnene våre, som valg av audiogramkonfigurasjoner, simulering, HA-programvarer, databehandling og kilder. Dette vil også bli problematisert, vurdert og begrunnet.

7.1 Audiogram

En metode vi kunne valgt var å finne tre ulike HA-brukere, og målt rentone- og ubehagsterskler. Dette ville gitt oss tre ulike dynamikkområder som kommer fra ekte pasienter. Da kunne man sett hvilke anbefalinger programvaren hadde gitt med varierende UCL-terskler. Ved inkludering av ekte pasienter måtte vi ha sendt søknad til Regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK). Da vi ikke brukte tid på å utforme søknad og vente på svar, fikk vi mulighet til å benytte tiden til å jobbe grundig med oppgaven. Ved bruk av standardiserte audiogramkonfigurasjoner og estimerte normalverdier for UCL-terskler oppnådde vi bedre reproduserbarhet og reliabilitet i oppgaven, samt et likt utgangspunkt for dynamikkområdene (rentone + UCL).

7.2 Simulering

At vi valgte kun å gjennomføre simuleringer i HA-programvarene kan sees på som kritikkverdig da de simulerte IG-verdiene ikke gir noe informasjon om hvordan anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i HA-programvaren faktisk er når den kommer ut av HA i den individuelle pasientens øre. Derfor gir oppgaven heller ikke svar på hvordan HA-programvarene fungerer i praksis. Vi kan kun si noe om hvordan de anbefalte forsterkningsverdiene og anbefalte MPO-verdiene fremstilles visuelt og med tallverdier i selve programvaren. Bruken av simulerte verdier i motsetning til verifiserte målinger kan være kritikkverdig. Likevel ønsker vi å påpeke at det i stor grad er de simulerte anbefalte forsterkningsverdiene og anbefalte MPO-verdiene audiografen forholder seg til ved en HA-tilpasning. Dybvik, Johnsen & Liland (2017) foretok en kartlegging av REM-bruk blant audiografer i Norge. Der kom det fram at verifisering i form av REM ofte ikke gjennomføres på grunnlag av mangel på tid eller utstyr. Her oppga 73,3 % av private klinikker økonomiske

årsaker, samt 62,5 % av de offentlige. At prosedyren var for tidkrevende ble oppgitt av 46,6 % av private klinikker og 37,5 % av de offentlige (Dybvik et al., 2017, s. 10). Dette underbygger vårt valg om å undersøke programvarer som benyttes i praksisfeltet og kun se på de simulerte verdiene.

7.3 HA-programvarer

En svakhet ved oppgaven er at tre HA-programvarer måtte ekskluderes (se kap. 3.4). Dersom alle de åtte HA-programvarene som er på det norske markedet kunne benyttes ville det gitt et større datasett som i større grad var dekkende for hele det audiologiske feltet i Norge.

Funnene i oppgaven kan ikke betraktes å være dekkende for alle typer HA-programvarer på verdensbasis, selv om de åtte leverandørene hadde vært inkludert. Det kunne derimot blitt mer representativt for det norske markedet.

7.4 Databehandling

Under databehandlingen ble det slått sammen mange tallverdier som sees på som gjennomsnittsverdier. Det kan tenkes at det ligger noen interessante funn “gjemt” i disse store gruppene med tall som har blitt slått sammen, og som i denne oppgaven derfor verken sees eller kommenteres. Årsaken til at det ble slik er den begrensede tiden vi har hatt til rådighet og forutsetningene vi (nødvendigvis ikke) har for å gjøre mye databehandling - og å kunne fremstille forståelige visualiseringer av det. Det ble valgt å gjennomføre deskriptiv statistikk. Man kan ikke utelukke at slutningstatistikk kan vise at HA5 skiller seg signifikant fra HA1-4.

Det kunne vært spesielt interessant å se på den lyseste frekvensen (8kHz) isolert sett også, der dynamikkområdet er minst for alle de tre audiogramkonfigurasjonene. Hvordan de anbefalte forsterkningsverdiene og anbefalte MPO-verdiene endres i sammenheng med dynamikkområde ved disse frekvensene kunne gitt noen andre interessante poeng i motsetning til når verdiene for alle frekvensene er slått sammen for å regne ut differanseverdi.

7.5 Kildekritikk

Gjennom hele arbeidet med denne oppgaven har det vært viktig for oss å ha et kritisk syn på referanser. Vi har ønsket i størst mulig grad å benytte oss av kilder av nyere dato, som er fagfelleurderte og i høyest mulig grad relevante for oppgaven. I tilfeller der vi har vært nødt til å benytte kilder fra flere tiår tilbake i tid har vi konsekvent ledd etter kilder av nyere dato

som har oppdatert kunnskap om temaet. Likevel har vi ikke alltid lykkes med dette. En svakhet ved oppgaven blir derfor at en liten andel av kildene kan oppfattes som utdaterte.

8.0 Konklusjon

Hensikten med denne oppgaven var å undersøke om angitte UCL-terskler påvirker anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i HA-programvare. Resultatene tilsier at fire av fem undersøkte HA-programvarer ikke tar angitte UCL-terskler med i beregningen av anbefalt forsterkning og anbefalt MPO i HA-programvare. For å sikre at pasientens UCL-terskler blir tatt hensyn til, vil det på bakgrunn av resultatene være nødvendig for audiografen å innstille MPO-verdier manuelt. Ved bruk av NAL-NL2 kan ikke audiografen stole blindt på at HA-programvaren tar pasientens UCL-terskler med i beregningen av verken anbefalt forsterkning eller anbefalt MPO.

En videreføring av denne oppgaven kunne vært å benytte dataene vi har innhentet og gjennomført slutningstatistikk for å se om det ligger noen interessante funn “gjemt” i de store gruppene med tall som vi har slått sammen, og som dermed ikke kommenteres i denne oppgaven. For eksempel hadde det som tidligere nevnt vært interessant å se på den lyseste frekvensen isolert sett, der dynamikkområdet er smalest, for de tre audiogramkonfigurasjonene. Det ville også vært spennende å se på verifisering, med for eksempel REM, for å se hvordan de anbefalte forsterkningsverdiene og anbefalte MPO-verdiene gir utslag i et ekte øre.

Funnene i denne oppgaven tilsier at audiografyrket er både viktig og nødvendig. HA-programvaren gir anbefalinger basert på audiogrammet, men det er til sist audiografen som ser på helheten, finner utfordringene og vurderer løsninger for å kunne gi pasienten et best mulig utgangspunkt for å leve med et hørselstap.

Referanser

- Bentler, R. & Cooley, L. (2001). An examination of several characteristics that affect the prediction of OSPL90 in Hearing Aids. *Ear and Hearing*, 22(1), 58-64.
- Bentler, R., Mueller, H. G. & Ricketts, T. A. (2016). *Modern Hearing Aids: Verification, Outcome Measures, and Follow-Up*. San Diego: Plural Publishing Inc.
- Bentler, R. A. & Nelson, J. A. (2001). Effect of Spectral Shaping and Content on Loudness Discomfort. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(9), 462-470.
- Bisgaard, N., Vlaming, M. S. M. G. & Dahlquist, M. (2010). Standard Audiograms for the IEC 60118-15 Measurement Procedure. *SAGE Journals*, 14(2), 113-120. DOI: 10.1177/1084713810379609
- British Society of Audiology. (2011). Recommended Procedure - Determination of uncomfortable loudness levels. [Online]. Hentet fra: <https://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2011/04/Uncomfortable-Loudness-Level-1.pdf> [22.03.19].
- Dalland, O. (2018). *Metode og oppgaveskriving* (6. utg.). Oslo: Gyldendal akademisk.
- Dillon, H. (2012). *Hearing Aids*. Australia: Boomerang Press.
- Dix, M. R., Hallpike, C. S., & Hood, J. D. (1948). Observations Upon the Loudness Recruitment Phenomenon, with Especial Reference to the Differential Diagnosis of Disorders of the Internal Ear and Eighth Nerve. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 41(8), 516-526.
- Dybvik, A., Johnsen, L. R., & Liland, C. (2017). *Kartlegging av REM-bruk i Norge*. Upublisert manuskript. Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, Trondheim.
- Gelfand, S. A. (2016). *Essentials of Audiology*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc.

- Grostad, E. & Thorvaldsen, B. (2018). *REAG-resultater for "Real Ear Measurements" - En sammenlikning mellom målt forsterkning og målforsterkning*. Upublisert manuskript. Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, Trondheim.
- Holube, I., Fredelake, S., Vlaming M. & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). *International Journal of Audiology*, 49(12), 891-903. DOI: 10.3109/14992027.2010.506889
- Hood, J. D. & Poole, J. P. (1966). Tolerable Limit of Loudness: Its Clinical and Physiological Significance. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 40(47), 47-53.
- International Electrotechnical Commission (2010). Electroacoustics - Hearing aids - Part 15: Methods for characterising signal processing in hearing aids with a speech- like signal (Standard nr. 60118-15). Hentet fra: <https://webstore.iec.ch/publication/793>
- Jacobsen, D. I. (2010). *Forståelse, beskrivelse og forklaring. Innføring i metoder for helse- og sosialfagene* (2. utg.). Kristiansand: Høyskoleforlaget.
- Kamm, C., Dirks, D., D. & Mickey, M. R. (1978). Effect of Sensorineural Hearing Loss on Loudness Discomfort Level and Most Comfortable Loudness Judgements. *American Speech-Language-Hearing Association*, 21(4), 668-681.
- Keidser, G., Bentler, R., & Kiessling, J. (2010). A multi-site evaluation of a proposed test for verifying hearing aid maximum output. *International Journal Of Audiology*, 49(1), 14-23. DOI: 10.3109/14992020903160876
- Keidser, G., Dillon, H., Flax, M., Ching, T. & Brewer, S. (2011). The NAL-NL2 prescription procedure. *Audiology Research*, 1(e24), 88-90. DOI: 10.4081/audiores.2011.e24
- Kochkin, S. (2005). MarkeTrak VII: customer satisfaction with hearing instruments in the digital age. *The Hearing Journal*, 58(9), 30-43. DOI: 10.1097/01.HJ.0000286545.33961.e7

- Kuk, F., Peeters, H., Lau, C., & Korhonen, P. (2011). Effect of Maximum Power Output and Noise Reduction on Speech Recognition in Noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 22(5), 265-273. DOI: 10.3766/jaaa.22.5.3
- Mackersie, C. L. (2007). Hearing Aid Maximum Output and Loudness Discomfort: Are Unaided Loudness Measures Needed? *Journal of the American Academy of Audiology*, 18(6), 504-514.
- Mueller, H. G. (2003). In the words of Shakespeare: Fitting test protocols are "more honored in the breach than the observance". *The Hearing Journal*, 56(10), 19-26.
- Mueller, H. G. & Bentler, R. A. (2005). Fitting hearing aids using clinical measures of loudness discomfort levels: An evidence-based review of effectiveness. (Report). *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(7), 461-472.
- Mueller, H. G. & Hornsby, B. (2002). Selection, Verification, and Validation of Maximum Output. I Valente, M. (Red.). *Strategies for selecting and verifying hearing aid fittings* (23-65). New York: Thieme.
- Mueller, H., Ricketts, T. & Bentler, R. (2014). *Modern hearing aids: Pre-fitting testing and selection considerations*. San Diego: Plural Publishing, Inc.
- Norsk Standard. (2015). Tjenester tilknyttet formidling av høreapparater. (Standard nr. 15927:2010) Hentet fra: <https://www.standard.no/no/Nettbutikk/produktkatalogen/Produktpresentasjon/?ProductID=486705>
- Norsk Teknisk Audiologisk Forening. (2018). *Statistikk - høreapparat og tinnitusmaskere* (2018. 4-kvartal). Hentet fra: <http://www.n-t-a-f.org/HA-statistikk.htm>
- Pascoe, D. P. (1988). Clinical measurements of the auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. I J. H. Jensen (Red.) *Hearing Aid Fitting: Theoretical And Practical Views* (s. 129–152). Copenhagen: Danavox Jubilee Foundation.

- Ricketts, T. A. & Bentler, R. (1996). The effect of test signal type and bandwidth on the categorical scaling of loudness. *Journal of the Acoustical Society of America*, 99(4), 2281-2287. DOI: 10.1121/1.415415
- Ricketts, T. A., Bentler, R. & Mueller, H. G. (2019). *Essentials of Modern Hearing Aids - Selection, Fitting, and Verification*. San Diego: Plural Publishing, Inc.
- Sherlock, L. P. & Formby, C. (2005). Estimates of Loudness, Loudness Discomfort, and the Auditory Dynamic Range: Normative Estimates, Comparison of Procedures, and Test-Retest Reliability. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(2), 85-100.
- Solheim, J., Kværner, K. J., Sandvik, L. & Falkenberg, E.-S. (2012). Factors affecting older adults' hearing-aid use. *Scandinavian Journal of Disability Research*, 14(4), 300–312. DOI: 10.1080/15017419.2011.640411
- Statistisk sentralbyrå. (2018). Dette er Norge, ISBN 978-82-537-9781-6 (elektronisk). Hentet fra: https://www.ssb.no/befolkning/artikler-og-publikasjoner/_attachment/359877?_ts=166ca623630
- Taylor, B. & Mueller, H. G. (2011). *Fitting and Dispensing Hearing Aids*. United Kingdom: Plural Publishing, Inc.
- World Health Organization. (2019, januar). Grades of hearing impairment. Hentet fra: https://www.who.int/pbd/deafness/hearing_impairment_grades/en/

Appendiks I - Rådata

Tabell A: Anbefalte forsterkningsverdier for kun rentone og rentone + UCL. Utreignet gjennomsnitt og differanseverdi for audiogramkonfigurasjon N2, N3, N4 for MPO.

N2 MPO	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	87	87	90	90	68	68	99	99	0	0
1kHz	100	100	101	101	83	83	102	102	71	67
2kHz	108	108	108	108	99	99	108	108	117	117
4kHz	110	110	110	110	99	99	110	110	110	110
6kHz	103	103	106	106	99	99	108	108	104	104
8kHz	108	108	107	107	95	95	-	-	108	108
Gj.snitt	102,6	102,6	103,6	103,6	90,5	90,5	105,4	105,4	85	84,33
Diff.		0		0		0		0		-0,66

N3 MPO	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	102	102	102	102	94	94	103	103	112	111
1kHz	106	106	106	106	97	97	107	107	112	112
2kHz	112	112	112	112	103	103	112	112	118	117
4kHz	114	114	114	114	103	103	114	114	108	108
6kHz	103	103	106	106	101	101	108	108	104	104
8kHz	108	108	107	107	95	95	-	-	101	102
Gj.snitt	107,5	107,5	107,8	107,8	98,83	98,83	108,8	108,8	109,16	109
Diff.		0		0		0		0		-0,16

N4 MPO	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	108	108	108	108	99	99	109	109	114	111
1kHz	110	110	110	110	101	101	111	111	114	112
2kHz	117	117	117	117	108	108	117	117	119	117
4kHz	114	114	117	117	110	110	116	116	108	108
6kHz	103	103	106	106	107	107	108	108	104	104
8kHz	108	108	107	107	98	98	-	-	102	101
Gj.snitt	110	110	110,8	110,8	103,8	103,8	112,2	112,2	110,16	108,83
Diff.		0		0		0		0		-1,33

Tabell B: Anbefalte forsterkningsverdier for kun rentone og rentone + UCL. Utregnet gjennomsnitt og differanseverdi for audiogramkonfigurasjon N2, N3, N4 ved input-nivå 80 dB.

N2 80dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	0	0	0	0	1	1	0	0	-	-
1kHz	2	2	1	1	2	2	1	1	-19	-23
2kHz	6	6	3	3	15	15	15	15	4	4
4kHz	10	10	2	2	19	19	22	22	0	0
6kHz	12	12	1	1	16	16	17	17	0	0
8kHz	13	13	1	1	14	14	-	-	1	1
Gj.snitt	7,16	7,16	1,3	1,3	11,16	11,16	11	11	-2,8	-3,6
Diff.		0		0		0		0		0,8

N3 80dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	3	3	1	1	3	3	0	0	0	0
1kHz	8	8	4	4	6	6	5	5	0	0
2kHz	12	12	1	1	21	21	21	21	1	1
4kHz	16	16	1	1	25	25	29	29	-3	-4
6kHz	19	19	3	3	24	24	22	22	0	-5
8kHz	20	20			5	22	22	-	-	1
Gj.snitt	13	13	2	2,5	16,8	16,8	15,4	15,4	-0,16	-1,16
Diff.		0		0		0		0		1

N4 80dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	8	8	5	5	8	8	1	1	0	0
1kHz	15	15	8	8	14	14	10	10	0	0
2kHz	22	22	6	6	30	30	31	31	1	1
4kHz	27	27	9	9	36	36	36	36	-9	-9
6kHz	29	29	13	13	38	38	28	28	-10	-3
8kHz	30	30	15	15	39	39	-	-	0	0
Gj.snitt	21,8	21,8	9,3	9,3	27,5	27,5	21,2	21,2	-3	-1,8
Diff.		0		0		0		0		-1,2

Tabell C: Anbefalte forsterkningsverdier for kun rentone og rentone + UCL. Utregnet gjennomsnitt og differanseverdi for audiogramkonfigurasjon N2, N3, N4 ved input-nivå 65 dB.

N2 65dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5		
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	
500Hz	0	0	0	0	0	1	1	0	0	-	-
1kHz	3	3	2	2	2	2	4	4	4	0	0
2kHz	15	15	4	4	21	21	22	22	22	11	11
4kHz	18	18	5	5	28	28	32	32	32	15	15
6kHz	19	19	6	6	24	24	27	27	27	10	10
8kHz	14	14	8	8	21	21	-	-	-	2	2
Gj.snitt	11,5	11,5	4,16	4,16	16,16	16,16	17	17	17	7,6	7,6
Diff.		0		0		0		0		0	0

N3 65dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5		
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	
500Hz	6	6	2	2	7	7	1	1	1	8	8
1kHz	15	15	7	7	14	14	8	8	8	12	12
2kHz	21	21	7	7	30	30	28	28	28	16	16
4kHz	26	26	10	10	35	35	37	37	37	18	17
6kHz	28	28	12	12	33	33	30	30	30	16	11
8kHz	28	28	14	14	31	31	-	-	-	6	6
Gj.snitt	20,6	20,6	8,6	8,6	25	25	20,6	20,6	20,6	12,6	11,6
Diff.		0		0		0		0		0	-1

N4 65dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5		
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	
500Hz	17	17	13	13	18	18	1	1	1	18	18
1kHz	25	25	18	18	24	24	16	16	16	20	20
2kHz	32	32	16	16	40	40	42	42	42	25	25
4kHz	36	36	19	19	45	45	51	51	51	20	20
6kHz	37	37	22	22	44	44	43	43	43	13	20
8kHz	36	36	23	23	42	42	-	-	-	13	13
Gj.snitt	30,5	30,5	18,5	18,5	35,5	35,5	30,6	30,6	30,6	18,1	19,3
Diff.		0		0		0		0		0	1,2

Tabell D: Anbefalte forsterkningsverdier for kun rentone og rentone + UCL. Utregnet gjennomsnitt og differanseverdi for audiogramkonfigurasjon N2, N3, N4 ved input-nivå 50 dB.

N2 50 dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	0	0	0	0	0	1	1	0	0	-
1kHz	5	5	5	5	5	2	2	4	4	6
2kHz	21	21	17	17	24	24	28	28	21	21
4kHz	22	22	19	19	32	32	38	38	21	21
6kHz	19	19	18	18	28	28	31	31	22	22
8kHz	14	14	18	18	24	24	-	-	17	17
Gj.snitt	13,5	13,5	12,8	12,8	18,5	18,5	20,2	20,2	17,4	17,4
Diff.		0		0		0		0		0

N3 50 dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	13	13	11	11	12	12	1	1	19	19
1kHz	21	21	21	21	21	21	8	8	24	24
2kHz	29	29	29	29	38	38	36	36	31	29
4kHz	32	32	32	32	42	42	44	44	18	17
6kHz	33	33	33	33	39	39	37	37	20	13
8kHz	33	33	33	33	34	34	-	-	23	23
Gj.snitt	26,8	26,8	26,5	26,5	31	31	25,2	25,2	22,5	20,8
Diff.		0		0		0		0		-1,7

N4 50 dB	HA1		HA2		HA3		HA4		HA5	
	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL	R	R+UCL
500Hz	26	26	25	25	26	26	1	1	31	31
1kHz	34	34	34	34	33	33	24	24	37	37
2kHz	39	39	39	39	46	46	49	49	33	36
4kHz	41	41	40	40	49	49	56	56	20	20
6kHz	42	42	41	41	45	46	49	49	16	23
8kHz	36	36	40	40	42	42	-	-	32	32
Gj.snitt	36,33	36,33	36,5	36,5	40,16	40,16	35,8	35,8	28,1	29,8
Diff.		0		0		0		0		1,7

