



**TURUN
YLIOPISTO**

Lisensiaatintutkielma
Lääketieteellinen fysiikka

**VAUVOJEN JA LASTEN KUULONTUTKIMUKSEN
OBJEKTIIVISET MENETELMÄT JA NIIDEN
KÄYTTÖÖNOTTO**

Minna Ilvesmäki

(o.s. Koivuniemi)

2025

Valvoja: Prof. Jarno Salonen

Ohjaajat: Dos. Mika Teräs
TKT Tero Ilvesmäki
FT Janika Paavola

Tarkastajat: Dos. Jari Heikkinen
Dos. Tom Kuusela

TURUN YLIOPISTO
FYSIKAN JA TÄHTITIEEEN LAITOS
Yliopistonmäki, Quantum (Vesilinnantie 5)
20014 Turun yliopisto

Turun yliopiston laatujärjestelmän mukaisesti tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck -järjestelmällä.

Kiitokset

Tähän lisensiaatintyöhön liittyvä tutkimus on tehty Porin Satasairaalassa yhteistyössä korva-, nenä- ja kurkkutautien poliklinikan, kuuloaseman ja kliinisen neurofysiologian osaston kanssa. Haluan kiittää kyseisten osastojen henkilökuntaa yhteistyöstä ja tutkimuksen tekemiseen tarvittavista resursseista sekä ylifyysikko Virpi Tunnista avusta tutkielman aiheen valitsemisessa.

Haluan myös kiittää tutkielmani ohjaajia, dosentti Mika Terästä, FT Janika Paavolaa sekä TKT Tero Ilvesmäkeä tuesta, avusta ja neuvoista, jotka sain työtä tehdessäni sekä työn oikolukemisesta. Kiitos Tero Ilvesmäelle myös osallistumisesta tutkimuksen kohteena olevien mittausten tekemiseen.

Lisäksi haluan kiittää työni tarkastajia, dosentti Jari Heikkistä Etelä-Savon hyvinvointialueelta ja dosentti Tom Kuusela Turun yliopistosta, ripeästä ja asiantuntevasta tarkastustyöstä sekä kannustavista kommentteista.

Erityiskiitos menee Turun yliopistollisen keskussairaalan (TYKS) kuulokeskuksen fyysikolle, FL Esa Ojalalle, joka opetti matkan aikana monen monta asiaa vauvojen kuulomittauksista; asioita, joita kirjoista tai artikkeleista ei olisi voinut oppia. Ilman Esa Ojalan tukea mittaamisen ja tulosten tulkinnassa harjoittelussa, tätä työtä ei olisi ollut mahdollista toteuttaa.

Lopuksi haluan kiittää perhettäni sekä läheisiä ystäviä ja työkavereita kannustuksesta, kuuntelusta ja vertaistuesta. Erityisesti kiitän aviomiestäni Teroa loputtomasta tuesta kaikkina niinä hetkinä, kun oma uskoni työn valmistumiseen horjui. Kiitos, että jaksoit istua, koiramme Kvantin kanssa, tuntikausia vierelläni tietokoneen äärellä ja kiitos, että pidit kevään aikana kotiamme pystyssä. Kiitos, että olet siinä, lähellä <3.

Porissa 24.6.2025

Minna Ilvesmäki

TURUN YLIOPISTO

Fysiikan ja tähtitieteen laitos

Ilvesmäki, Minna Vauvojen ja lasten kuulon taajuusvasteen mittaamisen objektiiviset menetelmät ja niiden käyttöönotto

Lisensiaatin tutkielma, 112 sivua ja 10 liitesivua

Lääketieteellinen fysiikka

kesäkuu 2025

Tässä lisensiaatintutkielmassa tarkastellaan vauvojen ja lasten kuulontutkimuksessa käytettäviä objektiivisia menetelmiä sekä niiden käyttöönottoon liittyviä käytännön haasteita suomalaisessa sairaalaympäristössä. Tutkimuksen keskiössä ovat ABR- (Auditory Brainstem Response) ja ASSR- (Auditory Steady-State Response) menetelmät, joita vertaillaan keskenään mittaustulosten, mittausaikojen sekä kliinisen käytettävyyden näkökulmista.

Tutkimusaineisto koostuu Satasairaalassa tehdyistä kliinisistä mittauksista sekä kuulontutkimuksia toteuttaneiden ammattilaisten haastatteluista. Tulosten perusteella molemmat menetelmät soveltuvat hyvin vauvojen ja pienten lasten kuulon arviointiin, mutta niiden käytössä havaittiin vaihtelua muun muassa mittausaikojen pituudessa ja kynnyksmittausten tuloksissa. ABR-menetelmällä tehdyt mittaukset olivat kestoltaan lyhyempiä kuin ASSR-menetelmällä tehdyt, huolimatta siitä, että ASSR-menetelmällä voidaan mitata kumpaakin korvaa samanaikaisesti. Kuulokynnysten osalta ASSR-menetelmällä saatiin keskimäärin matalampia (parempi kuulo) kynnyksiä kuin ABR-menetelmällä. Mittaajat suosivat ABR-menetelmää vauvojen mittaamisessa ja ASSR-menetelmää lasten mittaamisessa, jos lapsen kuulon oletettiin lähetteen perusteella olevan normaali. Luujohtomittaukset tehtiin aina ABR-menetelmällä, joka todettiin paremmaksi myös peiteäänien käytön yhteydessä. Haastattelut toivat esiin tarpeen selkeille tutkimusprotokollille ja riittävälle koulutukselle, jotta menetelmät voitaisiin ottaa käyttöön sujuvasti myös yliopistosairaaloiden ulkopuolella.

Johtopäätöksenä esitetään, että sekä ABR- että ASSR-menetelmät ovat käyttökelpoisia ja toisiaan täydentäviä työkaluja vauvojen ja lasten kuulodiagnostiikassa. Jotta varhaisen diagnostiikan 1–3–6-periaate voisi toteutua tasavertaisesti eri hyvinvointialueilla, tulee objektiivisten menetelmien käyttöä yhdenmukaistaa ja laajentaa kansallisella tasolla.

Avainsanat: *kuulontutkimus, ABR, ASSR, kuuloseula, kuulokynnys, OAE, neurologinen ABR, ANSD*

UNIVERSITY OF TURKU

Department of Physics and Astronomy

Ilvesmäki, Minna Objective Methods for Frequency-Specific Hearing Assessment in Infants and Children and Their Clinical Implementation

Licentiate Thesis, 112 pages and 6 appendices (10 pages)

Medical Physics

June 2025

This Licentiate thesis examines objective methods used in hearing assessment of infants and young children, as well as the practical challenges associated with their implementation in a Finnish hospital setting. The study focuses on the Auditory Brainstem Response (ABR) and Auditory Steady-State Response (ASSR) methods, comparing them in terms of measurement results, testing durations, and clinical usability.

The research material consists of clinical measurements conducted at Satasairaala and interviews with professionals who performed the hearing tests. Based on the results, both methods are well suited for evaluating hearing in infants and young children, though some variation was observed in aspects such as test durations and threshold measurement outcomes. ABR measurements were shorter in duration than those conducted using ASSR, despite the latter allowing simultaneous testing of both ears. On average, ASSR yielded lower (better) hearing thresholds compared to ABR. Testers preferred the ABR method for measuring infants and the ASSR method for children when normal hearing was expected based on the referral. Bone conduction measurements were always performed using the ABR method, which was also found to be more effective when masking noise was required. The interviews highlighted the need for clear testing protocols and sufficient training to enable the smooth adoption of these methods also outside university hospitals.

In conclusion, both ABR and ASSR are useful and complementary tools in paediatric audiological diagnostics. To ensure the equitable implementation of the early diagnostic 1–3–6 principle across different wellbeing services counties, the use of objective methods should be standardized and expanded on a national level.

Keywords: *hearing assessment, ABR, ASSR, hearing screening, hearing threshold, OAE, neurological ABR, ANSD*

Lyhenteet ja termit

Lyhenne	Selitys	Englanniksi
aABR	automaattinen ABR-mittaus	automated ABR
ABR	kuulon aivorunkovastemittaus	Auditory Brainstem Response
aOAE	automaattinen OAE-mittaus	automated OAE
ASSR	jatkuvan stimuluksen aivorunkoherätevastemittaus	Auditory Steady State Response
BAEP	aivorungon kuuloherätevastemittaus	Brainstem Auditory Evoked Potential
BHT	käyttäytymiseen perustuva kuulokynnys	Behavioral Hearing Threshold
BSA	Iso-Britannian audiologian yhdistys	British Society of Audiology
CMRR	yhteismuotoisen jännitteen vaimennussuhde	Common Mode Rejection Ratio
EEG	aivosähkökäyrä	<u>E</u> lectro <u>e</u> ncephalography
eHL	korjattu kuulotaso	Estimated Hearing Level
EKG	elektrokardiografia, sydänsähkökäyrä	<u>E</u> lectro <u>c</u> ardiography, ECG
EMG	elektromyografia, lihassähkökäyrä	<u>E</u> lectro <u>m</u> yography
FMP	usean pisteen F-testi; tilastollinen arvo, joka on suoraan verrannollinen vasteen esiintymisen todennäköisyyteen signaalissa	Multiple Point F-test
HL	kuulotaso	Hearing Level
nABR	neurologinen ABR-mittaus	Neurological Auditory Brainstem Response
nHL	normalisoitu kuulotaso	Normalised Hearing Level
OAE	otoakustinen emissio	Otoacoustic Emission
PAMR	korvanliikuttajalihaksen aktivaatiovaste	Post-Auricular Muscle Response
SNR	signaali-kohinasuhde	Signal to Noise Ratio
SPL	äänenpainetaso	Sound Pressure Level

Sisällysluettelo

Lyhenteet ja termit.....	vi
1 Johdanto.....	10
2 Ääni ja kuulo.....	12
2.1. Ääneen liittyvät suureet.....	12
2.1.1. Intensiteetti ja paine.....	13
2.1.2. Akustinen impedanssi.....	15
2.1.3. Resonanssi ja resonanssiontelo.....	15
2.2. Korvan rakenne ja kuuloaistimuksen syntyminen.....	17
2.2.1. Ulkokorva.....	18
2.2.2. Välikorva.....	19
2.2.2.1. Välikorvan vahvistus.....	21
2.2.3. Sisäkorva.....	22
2.2.3.1. Välikorvan ja sisäkorvan impedanssiero.....	26
2.2.4. Kuulohermo.....	26
3 Kuulontutkimuksen teoriaa.....	28
3.1. Kuulontutkimukseen liittyvät peruskäsitteet.....	28
3.1.1. Äänistimulus.....	28
3.1.2. Erilaiset kuulokkeet.....	31
3.1.3. Elektrodikonfiguraatio.....	33
3.1.4. Kuulotasoasteikot herätevastetutkimuksissa.....	35
3.1.5. Häiriöt kuulonherätevastetutkimuksissa.....	36
3.1.6. Keskiarvostus.....	39
3.1.7. Peiteääni.....	39
3.2. Kuulonherätevastetutkimusmenetelmät.....	40
3.2.1. Kuulon aivorunkoherätevastetutkimus (auditory brainstem response, ABR).....	40

3.2.1.1.	Kynnys-ABR-mittauksen kulku.....	40
3.2.1.2.	Vaste.....	41
3.2.1.3.	Laskennalliset arvot vasteen arvioinnissa	43
3.2.1.4.	Neurologinen ABR (nABR, BAEP).....	44
3.2.1.5.	Peiteääni, ABR	46
3.2.2.	Jatkuvan stimuluksen aivorunkoherätevastetutkimus (ASSR)	47
3.2.2.1.	Tutkimuksen kulku	47
3.2.2.2.	Kantoaalto ja modulaatiotaajuus	48
3.2.2.3.	Vasteen tulkinta	49
3.2.3.	ABR- ja ASSR-menetelmien vertailu	52
3.2.4.	Otoakustiset emissiot.....	55
4	Tutkimusmenetelmät	56
4.1.	Tutkimuspopulaatio	56
4.2.	Tutkimuslaitteisto	56
4.2.1.	Mittausasetukset.....	58
4.2.2.	Elektrodit	58
4.3.	Kuulokynnyksen mittaaminen	59
4.4.	Kuulontutkimuksen keston mittaaminen	62
4.5.	Kuulonmittauksen suorittamisen arviointi	62
4.6.	Kansallinen kysely	62
4.7.	Datan käsittely ja analyysimenetelmät	63
5	Tulokset	65
5.1.	Kuulontutkimusprotokollat.....	65
5.1.1.	Vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokollat Suomessa.....	65
5.1.2.	Satasairaalan aiempi vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokolla	66
5.2.	Kuulontutkimusmenetelmät	66
5.2.1.	Vauvojen kuulontutkimukset	66
5.2.1.1.	Mittausten keston vaikuttavat tekijät.....	67

5.2.1.2.	Kuulokynnysten vertailu	71
5.2.1.3.	Luujohtomittaukset	74
5.2.1.4.	Neurologiset ABR-mittaukset	75
5.2.2.	Lasten kuulontutkimukset	78
5.2.2.1.	Mittausten kestoon vaikuttavat tekijät	79
5.2.2.2.	Kuulokynnysten vertailu	81
5.2.2.3.	Luujohtomittaukset	83
5.2.2.4.	Neurologiset ABR-mittaukset	85
6	Pohdinta ja johtopäätökset	89
6.1.	Kuuloseula	89
6.1.1.	Uusi kuulonseulontaprotokolla	89
6.2.	Kuulomittauksilla saatujen tulosten tarkastelu	90
6.3.	Mittaajien kokemusten tarkastelu	93
6.4.	Diagnostisten kuulontutkimusten protokolla	95
6.5.	Tulevaisuuden näkymät	96
7	Viitteet	97
	Liite 1 – Käytetyt korjausarvot	113
	Liite 2 - Neurologisen ABR:n eli BAEP:n tulkinta (Mervaala ym., 2019)	116
	Liite 3 - Käytetyt ABR-mittausten asetukset	117
	Liite 4 - Käytetyt ASSR-mittausten asetukset	119
	Liite 5 - Vastasyntyneen kuulomittaus – ohje huoltajille	120
	Liite 6 - Mittaajien täyttämä lomake	122

1 Johdanto

Suomessa vastasyntyneiden kuulo tutkitaan ensimmäisen kerran jo synnytyssairaalassa ennen kotiutumista Sosiaali- ja terveysministeriön vuonna 2004 antaman suosituksen mukaisesti. Suosituksen mukaan kuulo tulee tutkia luotettavalla menetelmällä, joista suosituksessa mainitaan otoakustinen emissio (OAE) ja herätevastetutkimukset. Aiemmin vastasyntyneiden kuuloa tutkittiin erilaisilla torvilla, kelloilla tai helistimillä, mutta FinOhtan vuonna 2006 tekemän kyselyn mukaan suuri osa synnytyssairaaloista oli jo tuolloin siirtynyt käyttämään suositusten mukaista kuulontutkimusmenetelmää. (Autti-Rämö ym., 2005; Saalasti-Koskinen Ulla ym., 2006; Sosiaali- ja terveysministeriö, 2004)

Willberg esitteli Lasten audiologian päivillä 2022 kyselyn (Willberg Tytti, 2022), joka käsitteli yliopistosairaaloissa tehtäviä vastasyntyneiden kuuloseuloja, sekä diagnostisia tutkimuksia, joihin kuuloseulassa kiinni jääneet vauvat ohjataan. Tällä hetkellä kaikissa yliopistosairaaloissa käytetään otoakustiseen emissioon (OAE) perustuvaa menetelmää vastasyntyneiden kuuloseulaan synnytysvuodeosastolla. Mikäli seulatulos on negatiivinen, vauva tutkitaan uudelleen alle 4 viikon iässä. Toisessa seulassa käytetään kaikissa sairaaloissa OAE-menetelmää, ja joissakin sairaaloissa käytetään lisäksi aivorungosta mitattuun herätevasteeseen perustuvaa ABR-mittausta. Seulassa kiinni jääneet vauvat lähetetään edelleen diagnostiseen kuulontutkimukseen, jossa tutkimusmenetelmät vaihtelevat sairaaloittain.

Willbergin kyselyn mukaan diagnostiset tutkimukset suoritettiin sairaalasta riippuen vauvan ollessa 1–4 kuukauden ikäinen. Viidestä yliopistollisesta sairaalasta kolmessa käytettiin diagnostisiin tutkimuksiin sekä neurologista ABR-mittausta (auditory brainstem response) että ASSR-mittausta (auditory steady-state response). Yhdessä sairaalassa tehtiin ainoastaan ASSR-tutkimus, ja toisessa sekä neurologinen ABR että kynnys-ABR. Kuulovian tyyppin selvittämiseksi tehtäviä luujohtomittauksia suoritettiin ainoastaan Turun yliopistollisessa keskussairaalassa.

Myös lisätutkimusten, kuten kuvantamisen ja geenitestien, suorittamisessa havaittiin vaihtelua; niitä tehtiin eri sairaaloissa vaihtelevasti 3–8 kuukauden iässä. Kojekuntoutuksen aloittamisajankohta vaihteli 6–12 kuukauden välillä riippuen sairaalasta ja kuulovian vakavuudesta. Maailman terveysjärjestön (WHO) suosituksen mukaan vastasyntyneiden kuulonseulonnassa tulisi käyttää 1-3-6-periaatetta, jonka mukaan vastasyntyneiden seulonta pitäisi toteuttaa 1 kk ikään mennessä, diagnoosi saada 3 kk ikään mennessä ja kuulonkuntoutus aloittaa ennen kuin lapsi 6 kk ikäinen (WHO, 2021). Varhain aloitettu kuulonkuntoutus vaikuttaa tutkimusten mukaan positiivisesti lasten kehitykseen useilla osa-alueilla. Lapset, joilla kuulonkuntoutus oli aloitettu 6 kk ikään mennessä, saivat parempia tuloksia kielellistä ja sosiaalista kehitystä

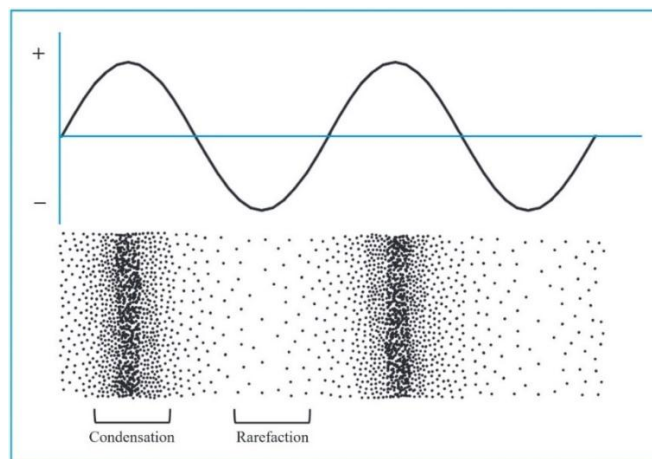
mittaavissa testeissä verrattuna lapsiin, joiden kuulonkuntoutus aloitettiin myöhemmin (Neumann ym., 2006; Patel H ym., 2011).

Jotta 1-3-6-periaate toteutuisi kaikilla hyvinvointialueilla, tulisi seulonnan ja diagnostisten tutkimusten tekemiseen ohjata riittävästi resursseja. Kun kuulontutkimuksen tekninen toteuttaminen tehdään mahdollisimman suoraviivaiseksi, on terveydenhuollon ammattilaisen tarvittaessa mahdollista suorittaa tutkimus itsenäisesti, jolloin erikoislääkärin ajankäyttö voidaan ohjata ensisijaisesti tutkimustulosten tulkintaan sekä diagnoosin tekemiseen. Siksi tässä tutkimuksessa etsitään paitsi objektiivista myös helposti toteutettavaa ja tulkittavaa menetelmää aivorunkovasteiden mittaamiseksi. Menetelmän tulisi soveltua sekä yliopisto- että keskussairaalaympäristöön.

2 Ääni ja kuulo

2.1. Ääneen liittyvät suureet

Ääni syntyy, kun jokin esine värähtelee. Värähtelyn seurauksena esinettä ympäröivä väliaine, esimerkiksi ilma, alkaa värähdellä ja muodostuu pitkittäistä aaltoliikettä, joka etenee väliaineessa. Pitkittäisessä aaltoliikkeessä väliaineeseen muodostuu säännöllisin välein tiheämpiä ja harvempia kohtia. Tiheämmissä kohdissa väliaineen rakenneosat (atomit, molekyylit) ovat siirtyneet lähemmäksi toisiaan ja harvemmissä kohdissa ne ovat kauempana toisistaan. Kuvassa 1 on esitetty mallikuva pitkittäisestä aaltoliikkeestä ja sitä vastaavasta poikittaisesta aaltoliikkeestä.

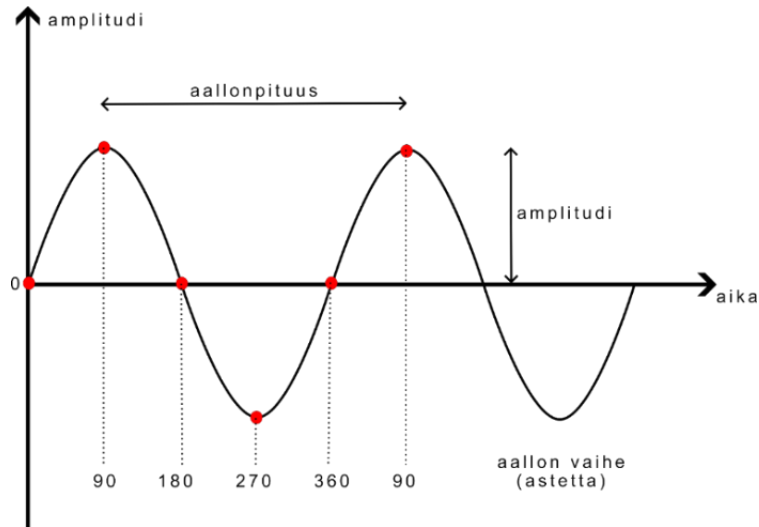


Kuva 1. Alempana pitkittäisen aaltoliikkeen malli ja ylempänä sitä vastaavan poikittaisen aaltoliikkeen malli. Poikittaisen aaltoliikkeen huippu on sovitettu samaan kohtaan kuin pitkittäisen aaltoliikkeen tihentymä (eng. condensation). Vastaavasti poikittaisen aaltoliikkeen aallonpohja on samassa kohdassa kuin pitkittäisen aaltoliikkeen harventuma (eng. rarefaction). (Lass & Donai, 2021)

Muodostuvan äänen korkeus riippuu esineen värähtelyn nopeudesta eli aaltoliikkeen taajuudesta, f . Mitä suurempi taajuus on, sitä korkeampana ääni kuullaan. Äänen voimakkuus taas riippuu aaltoliikkeen amplitudista, A , eli siitä, kuinka suuren poikkeaman esine tekee tasapainoasemastaan värähdellessään. Mitä suurempi amplitudi (poikkeama, ero) on, sitä voimakkaampi on syntyvä ääni.

Taajuuden ja amplitudin lisäksi ääntä käsiteltäessä tarvitaan suureita aallon vaihe ja aallonpituus. Aallonpituudella tarkoitetaan matkaa tietystä aallon kohdasta eli vaiheesta, esimerkiksi aallon huipusta, seuraavan samaan kohtaan (vaiheeseen). Kuvassa 2 aallonpituus on merkitty kahden peräkkäisen aallonhuipun välille. Vaiheesta puhuttaessa käytetään yksikkönä yleensä astetta. Tällöin ajatellaan, että aallon yksi aallonpituus on kierretty ympyrän kehälle eli yksi aallonpituus vastaa täyden ympyrän 360 astetta. Tietyn aallon kohdan eli aallon vaiheen asteluku määräytyy sen mukaan, kuinka monta astetta ympyrän kehällä on kierrettävä aallon alusta (0 astetta), jotta päästään haluttuun kohtaan aaltoa. Tavallisesti valitaan

aaltoliikkeen aiheuttavan värähtelyn tasapainoasema ($A = 0$) nolaksi asteeksi, jolloin värähtelijän ääriasentoja edustavat aallonhuippu ja aallonpohja ovat 90 ja 270 astetta. Tällainen esitystapa on myös kuvassa 2.



Kuva 2. Aallon vaihe, aallonpituus ja amplitudi esitettyinä yksinkertaisuuden vuoksi poikittaiselle aaltoliikkeelle.

2.1.1. Intensiteetti ja paine

Ääntä voidaan tarkastella myös paineen kautta. Pitkittäisen aaltoliikkeen tihentymien kohdalla paine, P , on suurempi kuin ympäröivässä tilavuudessa keskimäärin ja harventumien kohdalla pienempi kuin keskimäärin. Tällöin amplitudi kuvaa, kuinka paljon suurempi tihentymän paine on väliaineen normaaliin paineeseen verrattuna. Paine-ero kuvaa äänen voimakkuutta ja on siis verrannollinen äänen intensiteettiin, I (De Boer, 1980; Lass & Donai, 2021):

$$I \sim P^2$$

Hyväkuuloinen ihminen pystyy juuri ja juuri kuulemaan 3000 Hz:n taajuisen äänen, jonka intensiteetti on 10^{-12} W/m^2 . Tämä on niin sanottu referenssi-intensiteetti I_{ref} (Herman, 2007; Lass & Donai, 2021). Sellaisen äänen intensiteetti, jonka ihminen kokee kivuliaaksi (ns. kipukynnys), on puolestaan noin 10^2 W/m^2 (Lass & Donai, 2021). Koska jo ihmisen kuuloalueella intensiteettiskaala on hyvin laaja ja koska jo 1800-luvulla Gustav Fechner huomasi ihmisen aistihavaintojen suuruusmuutosten olevan logaritmisia, on äänen intensiteetit päädytty esittämään logaritmisella asteikolla (Fechner, 1860; Lass & Donai, 2021). Asteikon yksiköksi on valittu *desibeli* (dB), Alexander Graham Bellin mukaan.

$$I \text{ (yksikössä beli)} = \log_{10} \frac{I}{I_{ref}}$$

$$I \text{ (yksikössä dB)} = 10 \cdot \log_{10} \frac{I}{I_{ref}}$$

Käytettäessä intensiteetin sijasta painetta, saadaan:

$$I_{dB} = 10 \cdot \log_{10} \frac{P^2}{P_{ref}^2}$$

Tästä saadaan logaritmien laskusäännöllä, $\log x^a = a \log x$, lopullinen muoto:

$$I_{dB} = 20 \cdot \log_{10} \frac{P}{P_{ref}}$$

jossa $P_{ref} = 20 \mu Pa$. Tällä logaritmisella asteikolla ihmisten keskimääräinen kuulokynnys (äänen intensiteetti, joka juuri ja juuri voidaan kuulla) on 0 dB ja kipukynnys 140 dB. Intensiteettejä desibeli- ja W/m^2 -yksiköissä on esitelty taulukossa 1.

Taulukko 1. Äänen intensiteettejä erilaisissa tilanteissa. (Herman, 2007)

	Intensiteetti (W/m^2)	Intensiteetti (dB SPL)
hyväkuuloisen ihmisen juuri ja juuri kuulema ääni	10^{-12}	0
ihmisen hengitys (3 m päässä)	10^{-11}	10
kuiskaus (1 m päässä), lehtien havina, kellon tikitys	10^{-10}	20
jääkaapin hurina, hiljainen talo yöllä	10^{-8}	40
vesisade, hiljainen ravintola	10^{-7}	50
normaali puhe (1 m päässä), toimisto, ravintola	10^{-6}	60
liikenteen melu	10^{-5}	70
voimakas musiikki, vilkas liikenne, pölynimuri	10^{-4}	80
meluisa tehdassali	10^{-3}	90
disco, hiustenkuivaaja, paineilmasara (2 m päässä), pikajuna	10^{-2}	100
kiihdyttävä moottoripyörä (5 m päässä), moottorisaha (1 m päässä)	10^{-1}	110
rock-konsertti, suihkukoneen lähtö (100 m päässä)	$10^0 = 1$	120
katupora	10^1	130
haulikolla ampuminen, kipukynnys	10^2	140

Asteikon, jossa $P_{ref} = 20 \mu Pa$, yksikkönä käytetään monesti *dB SPL* eli ”desibeliä äänenpainetasolla” (SPL = eng. sound pressure level). Syynä tähän on, että audiologiassa on käytössä myös kuulotasoasteikkoja tai ns. HL-asteikkoja (HL = eng. hearing level), jossa yksikkö on niin ikään desibeli. HL-asteikot eroavat SPL-asteikosta siten, että niillä on erilaiset referenssitaset. Esimerkiksi äänesaudiometriassa käytetään eri HL-asteikkoa eri taajuisille äänille, koska ihmisen kuulokynnys eri taajuuksilla vaihtelee. (Lass & Donai, 2021)

Koska sekä äänenpainetaso- että kuulotasoasteikon nollakohdat on määritetty tutkimusten perusteella ihmisten keskimääräisen kuulokynnyksen mukaan, osalla ihmisistä kuulokynnys on negatiivinen. Negatiivinen desibelilukema kuulokynnyksenä tarkoittaa, että kyseinen ihminen kuulee paremmin kuin ne ihmiset keskimäärin, jotka osallistuivat nollatason määrittäneeseen tutkimukseen.

2.1.2. Akustinen impedanssi

Akustisella impedanssilla, Z , tarkoitetaan väliaineen vaikutusta äänen kulkuun. Akustinen impedanssi määritellään äänenpaineen suhteen nopeuteen, jolla ääniaallon hiukkaset värähtelevät. Jos väliaine, jossa ääniaalto etenee, on homogeenista, akustinen impedanssi voidaan laskea väliaineen tiheyden ja väliaineelle ominaisen äänennopeuden tulona:

$$Z = \rho \cdot v$$

missä on ρ väliaineen tiheys (kg/m^3) ja v on äänen nopeus väliaineessa (m/s). Tällöin impedanssi yksiköksi tulee $\text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$ (Herman, 2007).

Toisaalta akustinen impedanssi riippuu kitkasta, massasta, ja jäykkyydestä:

$$Z = R + j\omega L + \frac{1}{j\omega C}$$

missä R = resistanssi (kitkavastus), j = imaginaariyksikkö, ω = kulmanopeus = $2\pi f$, L = massa ja C = joustavuus (Herman, 2007; Jauhiainen, 2008).

Kun ääni osuu rajapintaan vinosti, osa äänestä heijastuu takaisin tulosuuntansa ja osa kulkee rajapinnan läpi. Rajapinnan läpäisysuhde määritellään läpimenneen ja pintaan tulevan intensiteetin suhteen. Intensiteetit voidaan edelleen muuttaa paineen ja impedanssin suhteiksi, jolloin läpäisysuhteen kaava saadaan sievennettyä vain rajapinnan eri puolilla olevien väliaineiden impedansseista riippuvaksi:

$$T_{trans} = \frac{4Z_2/Z_1}{(1 + Z_2/Z_1)^2}$$

missä Z_1 = ennen rajapintaa olevan väliaineen impedanssi ja Z_2 = rajapinnan toisella puolella olevan väliaineen impedanssi (Herman, 2007). Kaavan perusteella voidaan päätellä, että mitä suurempi on rajapinnan eri puolilla olevien väliaineiden impedanssiero, sitä pienempi osuus ääniaalloista läpäisee rajapinnan.

2.1.3. Resonanssi ja resonanssiontelo

Resonanssi on ilmiö, jossa esine tai aine alkaa värähdellä ulkoisen (ääni)aallon vaikutuksesta. Esineen tai aineen sanotaan tällöin resonoivan ja taajuus, jolla ilmiö tapahtuu, on nimeltään resonanssitaajuus. Kun resonoiva esine on sisältä ontto ja aalto etenee esineen sisällä, puhutaan resonanssiontelosta, jollaiseksi esim. korvakäytävä voidaan fysikaalisesti mallintaa. Resonanssiontelon pituus määrää sen, millä taajuudella resonanssi-ilmiö tapahtuu ja lisäksi ilmiöön vaikuttaa se, onko putki päistään avoin vai suljettu.

Resonanssi-ilmiö esiintyy silloin, kun putkeen syntyy seisova aaltoliike. Seisovassa aaltoliikkeessä kaksi vastakkaisiin suuntiin etenevää aaltoa yhdistyy esimerkiksi silloin, kun aalto heijastuu putken päästä takaisin

tulosuuntaansa. Aaltojen yhdistymisen eli interferenssin seurauksena seisovaan aaltoon muodostuu solmukohtia ja kupukohtia. Solmukohdissa aallot kumoavat toisensa eli summa-aallon amplitudi on nolla. Kupukohdissa aallot vahvistavat toisiaan eli amplitudi on maksimissaan. Solmukohdissa aalto näyttää siltä, kuin se olisi paikoillaan, minkä vuoksi puhutaan seisovasta aaltoliikkeestä.

Jos putki on avoin kummastakin päästään, putken kumpaankin päähän muodostuu seisovassa aaltoliikkeessä kupukohta. Suurin aalto (suurimman aallonpituuden ja pienimmän taajuuden omaava), joka putkeen mahtuu, on sellainen, jossa putken toisessa päässä on aallon pohja ja toisessa päässä aallon harja eli putken sisälle mahtuu puolikas aallonpituus. Toisin sanoen yksi aallonpituus vastaa kahta putken pituutta. (Herman, 2007; Young & Freedman, 2004)

Jos putki on suljettu kummastakin päästään, putken kumpaankin päähän muodostuu seisovassa aaltoliikkeessä solmukohta. Suurin aalto, joka putkeen mahtuu, on sellainen, jossa aallonharja tai aallonpohja on keskellä putkea ja putken päissä aallon vaihe on 0 ja 180 astetta (tai 180 ja 360 astetta). Jälleen tilanne on sama eli putkeen mahtuu puolikas aallonpituus. (Herman, 2007)

Kummastakin päästään suljetun ja kummastakin päästään avoimen putken tapauksessa putki resonoi äänen kanssa silloin, kun ääniaallon aallonpituus on kaksi kertaa putken pituuden verran. Tällöin resonanssitaajuus on:

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{2L}$$

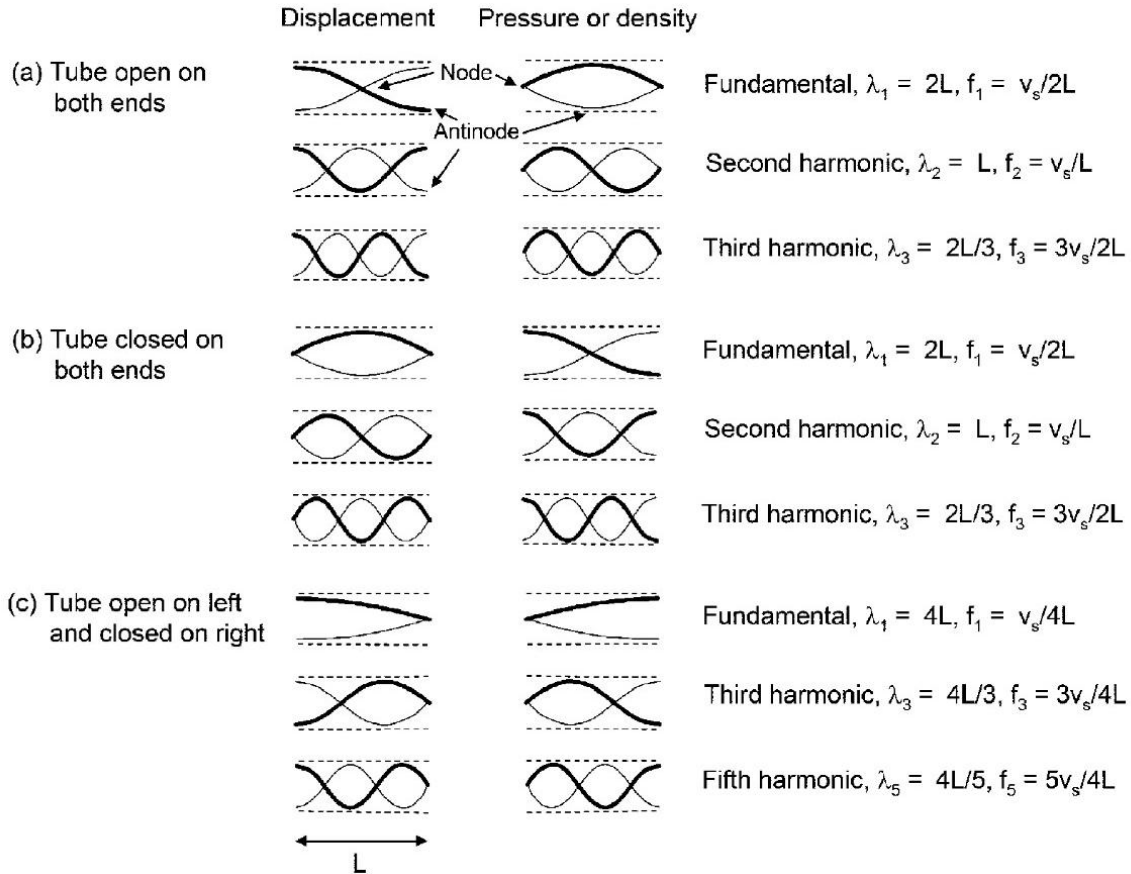
missä v on äänen nopeus putkessa, λ on aallonpituus ja L on putken pituus (Herman, 2007; Young & Freedman, 2004).

Jos putki on toisesta päästään suljettu ja toisesta avoin, muodostuu suljettuun päähän solmukohta ja avoimeen päähän kupukohta. Suurin aalto, joka mahtuu putkeen, on siis sellainen, jonka vaihe suljetussa päässä on nolla astetta (solmu) ja avoimessa päässä 90 astetta (kupu). Putkeen mahtuu siis vain neljäsosa koko aallosta. Seisovan aallon muodostumiseksi aallonpituuden tulee olla neljä kertaa putken pituuden verran. Resonanssitaajuus on siis (Herman, 2007; Young & Freedman, 2004):

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{4L}$$

Seisova aaltoliike, jossa avoimessa päässä on kupu ja suljetussa päässä solmu (tai kummatkin päät samaa tyyppiä), saadaan aikaan myös sellaisilla aalloilla, joiden kupujen määrää kasvatetaan, mutta päätyjen kupu/solmu pysyvät ennallaan. Kupujen määrän kasvaminen tarkoittaa aallonpituuden pienenemistä, mikä edelleen tarkoittaa, että taajuus suurenee. Näitä resonanssitaajuuksia sanotaan harmonisiksi ylätaajuuksiksi ja ne ovat perusresonanssitaajuuden monikertoja. Jos putki on kummastakin päästään avoin tai kummastakin päästään suljettu, harmonisia ylätaajuuksia ovat kaikki resonanssitaajuuden monikerrat (kerroin $n = 1, 2, 3,$

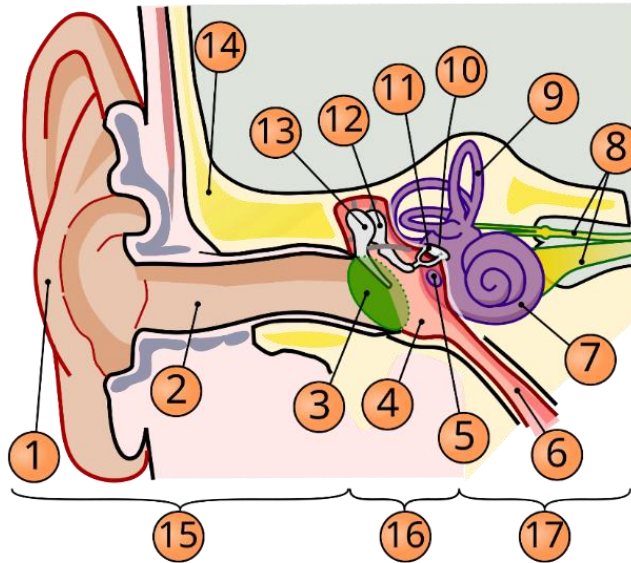
...). Jos putki on toisesta päästään suljettu ja toisesta avoin, harmonisia ylätaajuuksia ovat vain parittomat resonanssitaajuuden monikerrat (kerroin $n = 1, 3, 5, \dots$). Kuvassa 3 on esitelty resonanssitaajuudet ja harmoniset ylätaajuudet erityyppisille putkille.



Kuva 3. Resonanssitaajuus (fundamental, f_1) ja harmoniset ylätaajuudet (harmonic) esitettynä kummastakin päästään avoimelle putkelle (a), kummastakin päästään suljetulle putkelle (b) ja toisesta päästä avoimelle ja toisesta suljetulle putkelle (c). Sarakkeessa "Displacement" on kuvattu aallon ulkonäköä poikittaisen aaltoliikkeen mallin avulla. Solmukohtat on merkitty "Node" sanalla ja kupukohdat "Antinode" sanalla. (Herman, 2007)

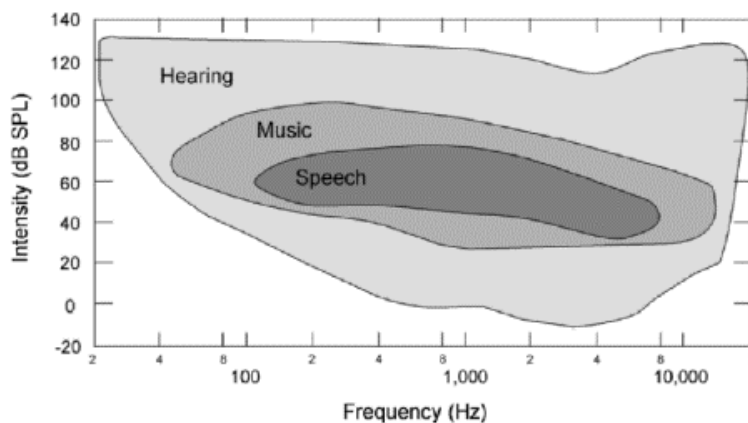
2.2. Korvan rakenne ja kuuloaistimuksen syntyminen

Korva jaetaan perinteisesti kolmeen osaan; ulko-, väli- ja sisäkorvaan. Ulkokorvaan kuuluvat korvalehti ja korvakäytävä. Korvakäytävän päässä oleva tärykalvo on ulko- ja välikorvan rajapinta, joka useimmissa lähteissä lasketaan kuuluvaksi välikorvaan. Välikorvassa, tärykalvon sisäpuolella, sijaitsevat kuuloluut; vasara, alasin ja jalustin sekä korvatorvi, joka yhdistää korvan nieluun. Välikorva päättyy soikeaan ikkunaan, joka on väli- ja sisäkorvan rajapinta ja lasketaan kuuluvaksi jälkimmäiseen. Lisäksi sisäkorvaan kuuluvat simpukka, pyöreä ikkuna ja kaarikäytävät. Korvan rakenne on esitetty kuvassa 4. (Hawkins, 2023; Nienstedt ym., 2020)



Kuva 4. Korvan rakenne. 1) korvalehti, 2) korvakäytävä, 3) tärykalvo, 4) välikorvaontelo, 5) pyöreä ikkuna, 6) korvatorvi, 7) simpukka, 8) kuulo- ja tasapainohermo, 9) kaarikäytävät, 10) soikea ikkuna, 11) jalustin, 12) alasin, 13) vasara, 14) temporaaliluu, 15) ulkokorva, 16) välikorva ja 17) sisäkorva. (Chittka & Brockmann, 2011)

Kuuleminen perustuu korvien kykyyn muuttaa pitkittäinen aaltoliike sähköiseksi signaaliksi, jonka tulkinta tapahtuu keskushermostossa. Kuuloaistimuksen syntyminen vaatii monta erilaista vaihetta eri osissa korvia. Terve ja nuori ihmiskorva kykenee aistimaan ääniä taajuusalueella 20–20 000 Hz, jota kutsutaan kuuloalueeksi. Kuvassa 5 on esitetty ihmisen kuuloalue taajuus-intensiteetti-koordinaatistossa.

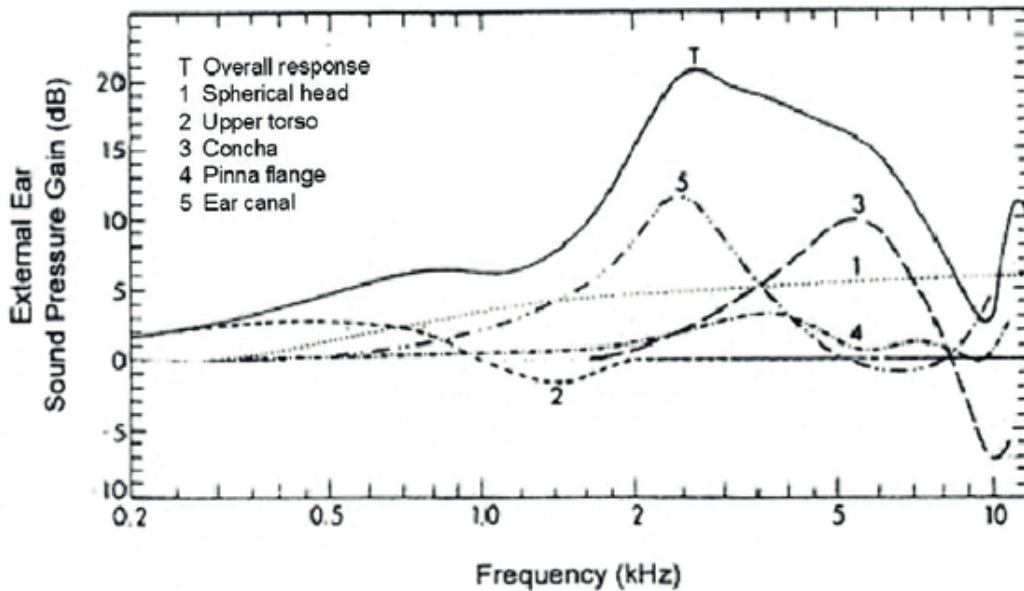


Kuva 5. Ihmisen kuuloalue (kuvassa "Hearing") kuvattuna taajuus-intensiteetti-koordinaatistossa. Kuuloalueeseen sisältyy ns. puhealue (kuvassa "Speech"), joka kuvaa aluetta, jolla ihmisten puheesta syntyvät äänet esiintyvät. (Herman, 2007)

2.2.1. Ulkokorva

Korvalehtien tehtävä on kerätä ääniaaltoja ja johdattaa ne korvakäytävään. Korvalehdet osallistuvat myös äänen paikantamiseen; korvan takaa tulevat äänet kulkeutuvat korvalehtien vuoksi korvaan huonommin kuin edestäpäin tulevat.

Korvakäytävä johdattaa ääniä eteenpäin ja lisäksi voimistaa tiettyjä taajuuksia. Resonanssitaajuus, jolla suurin vahvistus esiintyy, riippuu korvakäytävän muodosta ja tilavuudesta. Erityisesti korvakäytävän pituus on merkittävä resonanssitaajuuden kannalta. Aikuisilla korvakäytävän pituus on 25–35 mm (Jauhiainen, 2008; Lass & Donai, 2021; Moller, 2006) ja tällöin resonanssitaajuus on toisesta päästä avoimen putken perustaajuuden kaavalla laskettuna noin 3000 Hz, mikä osuu puhealueelle (Herman, 2007; Lass & Donai, 2021). Lapsilla resonanssitaajuus on hieman suurempi korvan pienemmän koon vuoksi. Ääni voimistuu resonanssitaajuudella 15–25 dB (Emanuel ym., 2009; Jauhiainen, 2008). Koska korvakäytävä ei ole suora, sen halkaisija ei ole vakio ja pintamateriaali on pehmeää, se ei ole täydellinen resonanssiontelo. Lisäksi resonanssi-ilmiö esiintyy korvakäytävän ohella myös esimerkiksi korvalehdessä ja pään rakenteissa (Emanuel ym., 2009). Näiden vuoksi resonanssivaikutus ulottuu myös muille taajuuksille, mutta voimistava vaikutus on selvästi heikompi kuin korvakäytävän resonanssitaajuudella. Kuvassa 6 on esitetty pään ja ulkokorvan alueen tekijöiden resonanssivaikutus taajuus-äänenpainekoordinaatistossa.

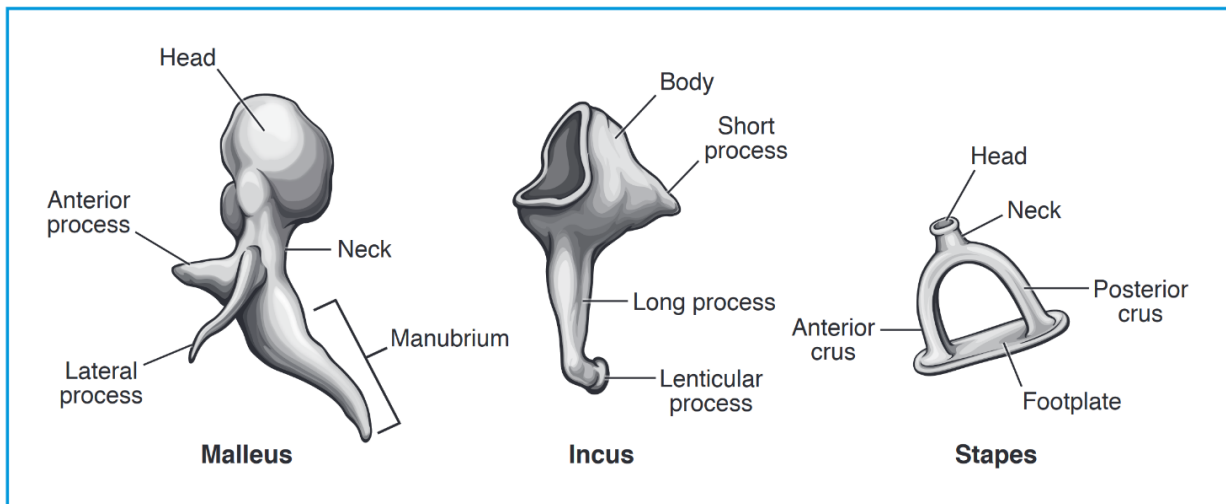


Kuva 6. Ulkokorvan, pään ja torson resonanssivaikutus taajuus-äänenpainekoordinaatistossa. T-käyrä kuvaa eri tekijöiden yhteisvaikutusta. Käyrä 1 on pään muodosta, käyrä 2 torson yläosasta, käyrä 3 korvalehden sisäosasta, käyrä 4 korvalehden ulko-osasta ja käyrä 5 korvakäytävästä aiheutuva resonanssivaikutus. (Emanuel ym., 2009)

2.2.2. Välikorva

Korvakäytävän päässä ääniaallot törmäävät tärykalvoon, joka alkaa värähdellä mekaanisesti. Tärykalvon koko on aikuisella ihmisellä keskimäärin 85 mm², josta värähtelevä kalvon osuus (*ns. parsa tensa*) on noin 55 mm² (Lass & Donai, 2021; Moller, 2006). Kalvon paksuus on vain noin 0,074 mm (Herman, 2007), mutta siitä huolimatta se koostuu kolmesta vielä ohuemmasta kerroksestä. Normaalisti tärykalvo on läpikuultava ja se on hieman kovera.

Tärykalvosta mekaaninen värähtely siirtyy kalvon sisäpuolella oleviin kuuloluihin, jotka on esitetty kuvassa 7. Ensimmäisenä alkaa värähdellä vasaraluu, jonka varsi (*manubrium*) on kiinnittynyt tärykalvoon ja voidaan nähdä kuultavan vaaleampana tärykalvon läpi, jos korvaan katsotaan otoskoopilla eli korvalampulla. Vasaraluusta värähtely siirtyy edelleen alasinluun kautta jalustinluulle. Sekä vasaran ja alasiimen että alasiimen ja jalustimen väliset liitokset ovat jäykkiä ja kuuloluiden muodostama systeemi liikkuu värähdellessään männän tavoin (Moller, 2006). Jalustinluu on kiinni simpukan soikeassa ikkunassa, jonka kautta värähtely siirtyy sisäkorvaan.



Kuva 7. Kuuloluut; vasara (*malleus*), alasin (*incus*) ja jalustin (*stapes*) sekä luiden osat. Vasaran varsi on merkitty kuvaan nimellä *manubrium* ja luvussa 2.2.2.1. mainittu alasiimen pitkä haarake nimellä *long process*. (Lass & Donai, 2021)

Kuuloluiden lisäksi välikorvassa sijaitsee myös kaksi pientä lihasta: jalustinlihas (*musculus stapedius*) ja tärykalvon jännittäjälihas (*musculus tensor tympani*). Jalustinlihas vetää supistuessa jalustinta irti ovaalista ikkunasta ja tärykalvon jännittäjälihas vetää supistuessaan vasaran vartta ja tärykalvoa sisäänpäin. Kumpikin lisää kuuloluuketjun jäykkyyttä, ja siten lihasten aktivoituminen vaimentaa ääntä. Aktivoitumisen eli akustisen refleksin saavat aikaan äänet, joilla on matala taajuus ja erityisesti ne, joiden intensiteetti on suuri. (De Andrade ym., 2011; Herman, 2007; Jauhiainen, 2008; Moller, 2006)

Välikorva on alaosaan yhteydessä nenänieluun korvatorven kautta. Korvatorven tehtävänä on tasata ilmanpainetta välikorvassa, jotta paine olisi yhtä suuri tärykalvon kummallakin puolella eikä tärykalvo olisi paine-eron vuoksi jännityksessä sisään tai ulospäin. Lisäksi korvatorven kautta välikorvan eritteet pääsevät valumaan nenänieluun. Yhteys korvatorvesta nenänieluun ei ole auki koko aikaa, vaan se avautuu ihmisen niellessä, haukotellessa ja niistäessä. Jos paineentasaus korvatorven kautta ei onnistu, esimerkiksi äkillisen välikorvatulehduksen aiheuttaman turvotuksen tai liimakorvan aiheuttaman runsaan eritteen vuoksi, tärykalvo ei pääse toimimaan normaalisti, mikä heikentää äänen kulkua.

2.2.2.1. Välikorvan vahvistus

Jalustimen soikeaan ikkunaan kiinnittyneen pään pinta-ala on vain noin $3,2 \text{ mm}^2$ (Herman, 2007), kun taas tärykalvon värähtelevän alueen koko on noin 55 mm^2 . Kun mekaaninen värähtely kulkee tärykalvolta kuuloluiden kautta soikealle ikkunalle, värähtelyn paine suurenee, koska värähtely kohdistuu soikealla ikkunalla pienempään pinta-alaan kuin tärykalvolle tullessaan. Paine taas on verrannollinen äänen intensiteettiin eli äänen voimakkuus suurenee paineen suurentuessa. Tärykalvon ja soikean ikkunan kokoero aiheuttaa siis äänen voimistumista.

Paine määritellään voimana, joka kohdistuu tietylle alueelle:

$$P = \frac{F}{A}$$

Tästä saadaan voimalle kaava $F = P \cdot A$. Oletetaan, että kuuloluiden läpi kulkiessaan mekaanisen värähtelyn kalvoon kohdistama voima ei muutu, mitä voidaan pitää järkevänä arvioina, koska kuuloluiden väliset liitokset ovat jäykkiä. Tällöin $F_{\text{tärykalvo}} = F_{\text{soikea ikkuna}}$ eli

$$P_{\text{tärykalvo}} \cdot A_{\text{tärykalvo}} = P_{\text{soikea ikkuna}} \cdot A_{\text{soikea ikkuna}}$$

Ratkaisemalla yhtälö soikeaan ikkunaan kohdistuvan paineen suhteen saadaan:

$$P_{\text{soikea ikkuna}} = \frac{A_{\text{tärykalvo}}}{A_{\text{soikea ikkuna}}} P_{\text{tärykalvo}} = \frac{55 \text{ mm}^2}{3,2 \text{ mm}^2} P_{\text{tärykalvo}} \approx 17 P_{\text{tärykalvo}}$$

Välikorvassa on myös toinen ääntä voimistava mekanismi, joka liittyy kuuloluiden geometriaan. Vasaran varsi on 1,3 kertaa pidempi kuin alasimen pitkä haarake (kuva 7) (Eytan, 2020; Herman, 2007; Lass & Donai, 2021). Nämä kuuloluut muodostavat 2-vartisen vivun. Vivun tasapainoehto määritellään kaavalla:

$$F_1 \cdot l_1 = F_2 \cdot l_2$$

missä F on vivun toiseen päähän kohdistuva voima ja l on voimaa vastaava varsi eli voiman kohdistuspisteen etäisyys tukipisteestä. Vasara-alasin-systeemin tapauksessa tukipiste on luiden liitoskohdassa eli systeemiin kohdistuvien voimien varret tulevat suoraan vasaran varren ja alasimen pidemmän haarakkeen pituuksista. Ratkaisemalla vivun tasapainoehto toisen voiman suhteen saadaan:

$$F_{\text{alasin}} = \frac{l_{\text{vasara}}}{l_{\text{alasin}}} \cdot F_{\text{vasara}} = \frac{1,3}{1} \cdot F_{\text{vasara}} = 1,3 \cdot F_{\text{vasara}}$$

Sijoittamalla kaavaan $F = P \cdot A$ ja $P_{\text{vasara}} = P_{\text{tärykalvo}}$, $A_{\text{vasara}} = A_{\text{tärykalvo}}$, $P_{\text{alasin}} = P_{\text{soikea ikkuna}}$ ja $A_{\text{alasin}} = A_{\text{soikea ikkuna}}$ saadaan kaava ratkaistua muotoon:

$$P_{\text{soikea ikkuna}} \cdot A_{\text{soikea ikkuna}} = 1,3 \cdot P_{\text{tärykalvo}} \cdot A_{\text{tärykalvo}}$$

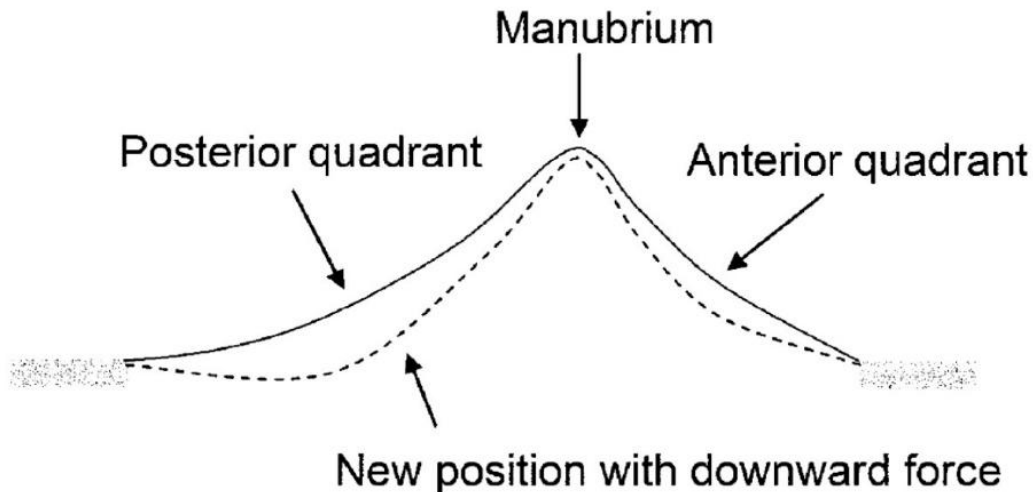
Sijoittamalla tähän kaavan ikkunoiden pinta-alat ja ratkaisemalla kaava soikeaan ikkunaan kohdistuvan äänenpaineen suhteen, saadaan:

$$P_{\text{soikea ikkuna}} = \frac{55 \text{ mm}^2}{3,2 \text{ mm}^2} \cdot 1,3 \cdot P_{\text{tärykalvo}} = 22,34375 \cdot P_{\text{tärykalvo}} \approx 22 \cdot P_{\text{tärykalvo}}$$

Äänenpaine siis 22-kertaistuu näiden kahden mekanismin ansiosta, kun äänen aiheuttama mekaaninen värähtely kulkee välikorvan läpi. Tämä voidaan muuttaa intensiteetiksi:

$$I = 20 \cdot \log_{10} \frac{P_{\text{soikea ikkuna}}}{P_{\text{tärykalvo}}} = 20 \cdot \log_{10} 22 \approx 27 \text{ dB}$$

Välikorvassa on vielä kolmas tekijä, joka voimistaa äänen intensiteettiä; tärykalvon kaareutuva pinta. Tärykalvo on hieman kuopalla siitä kohtaa, johon vasaran varsi on kiinnittynyt. Vasaran varsi ikään kuin vetää tärykalvoa sisäänpäin. Kun tärykalvo värähtelee, kuopalla olevan osan poikkeama tasapainoasemasta on pienempi kuin tärykalvon muissa osissa (kuva 8). Tämän seurauksena kuopalla olevaan kohtaan kohdistuu suurempi voima (vrt. vipu). Ilmiön voimistavan vaikutuksen suuruudesta ei ole täyttä varmuutta, mutta ilmiö saattaa jopa kaksinkertaistaa äänenpaineen, mikä tarkoittaisi, että äänen intensiteetti suurenisi välikorvassa kaikkiaan n. 33 dB (= $20 \log_{10} 44$). Tämä vastaa suunnilleen kuulonaleneman suuruutta tilanteessa, jossa välikorvan kuuloluut ovat pysyvästi toimintakyvyttömiä. (Herman, 2007; Lass & Donai, 2021)

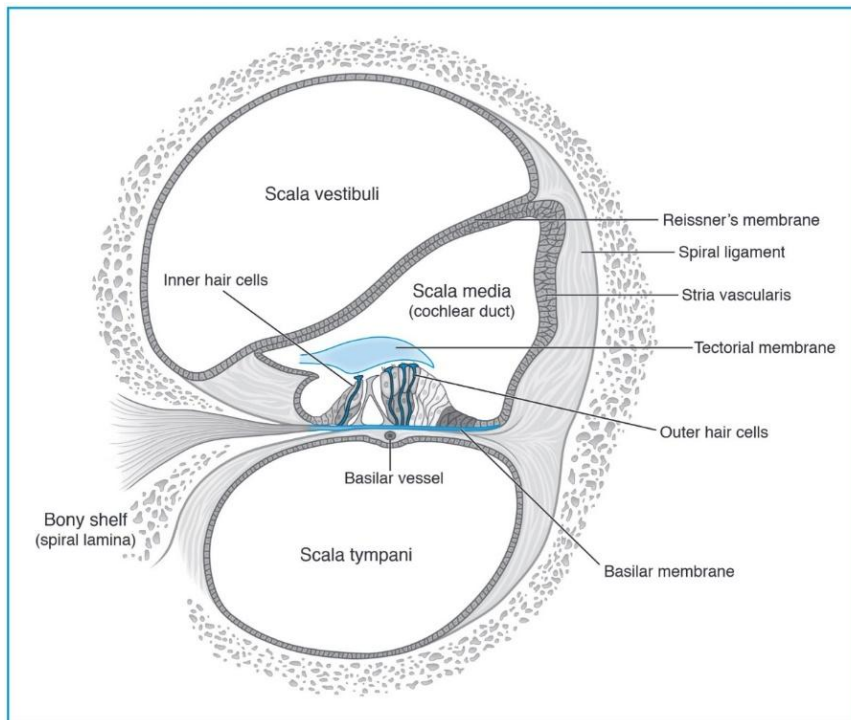


Kuva 8. Tärykalvon muoto tasapainotilassa (kiinteä viiva) ja alaspäin/ulospäin suuntautuvan voiman vaikutuksen alaisena (katkoviiva). Manubrium keskellä osoittaa kohtaa, johon vasaran varsi on kiinnittynyt. Varren kiinnityskohdassa poikkeama tasapainoasemasta, eli viivojen välinen etäisyys, on pienempi kuin muualla tärykalvon alueella. (Herman, 2007)

2.2.3. Sisäkorva

Äänen aiheuttama mekaaninen värähtely saapuu välikorvasta sisäkorvaan simpukan soikean ikkunan kautta. Soikean ikkunan värähtely aiheuttaa simpukan eteiskäytävän (*scala vestibuli*, kuva 9) nesteeseen paineaallon, joka etenee kohti simpukan kärkeä eli helikotreemaa. Eteiskäytävän nesteen värähtely välittyy myös

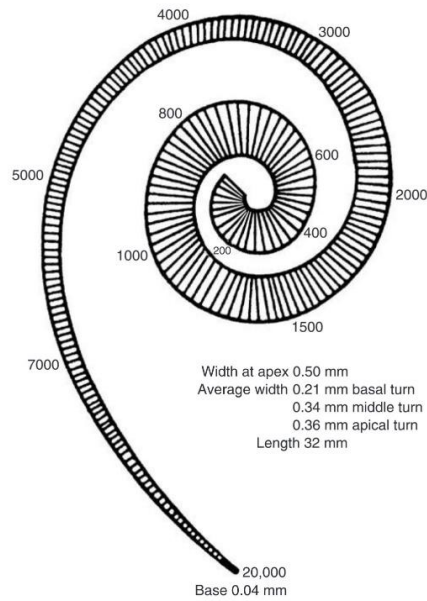
simpukkatiehyen (*scala media*, joissakin lähteissä suomennettu keskikäytäväksi) nesteeseen ja edelleen tyvikalvoon eli basilaarikalvoon (*membrana basilaris*). (Jauhiainen, 2008; Lass & Donai, 2021; Moller, 2006; Savolainen, 2010)



Kuva 9. Simpukan poikkileikkäuskuva. Kuvassa esitetty *scala vestibuli* eli eteiskäytävä, *scala media* eli simpukkatiehyt, *scala tympani* eli kuulokäytävä, *basilar membrane* eli basilaarikalvo, *inner hair cells* eli sisäkarvasolut, *outer hair cells* eli ulkokarvasolut ja *tectorial membrane* eli katekalvo. Ulko- ja sisäkarvasolujen välissä on Cortin kanava, joka on kuvassa on valkoinen. (Lass & Donai, 2021)

Eteiskäytävä ja kuulokäytävä (*scala tympani*) koostuvat perilymfasta, joka sisältää runsaasti natriumioneja ja vain vähän kaliumioneja. Simpukkatiehyt taas sisältää endolymfaa, jonka koostumus on päinvastainen; natriumioneja on vähän ja kaliumioneja runsaasti. Endolymfan ja perilymfan välillä on potentiaaliero, jonka suuruus on noin 80 mV. (Jauhiainen, 2008)

Basilaarikalvo on tyvestään (eli läheltä soikeaa ikkunaa) ohuempi ja levenee kuljettaessa simpukan kärkeen (kuva 10). Tämä mahdollistaa äänen taajuustiedon välittämisen aivoihin, sillä basilaarikalvon eri kohdat värähtelevät herkemmin eritaajuisten aaltojen mukana. Tyven ohuempi osa värähtelee pääasiassa suurilla taajuuksilla ja kärjen paksumpi osa matalilla taajuuksilla. (Jauhiainen, 2008; Moller, 2006; Reichenbach & Hudspeth, 2014)

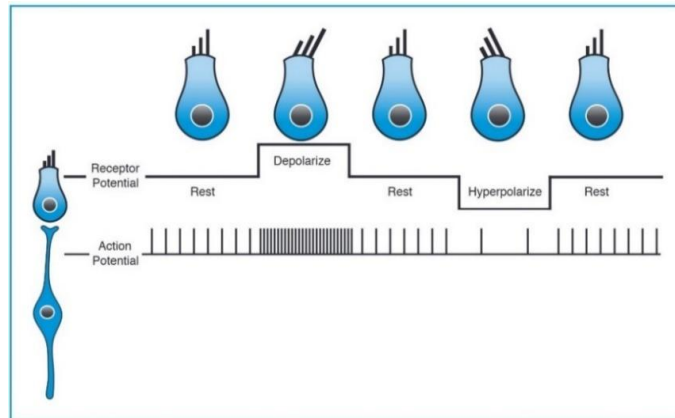


Kuva 10. Basilaarikalvon paksuus tyvestä (base) kärkeen (apex). Kalvon vieressä olevat lukuarvot kuvaavat, millä taajuudella korvaan saapunut ääni liikuttaa parhaiten kalvon kyseistä kohtaa. (Moller, 2006)

Basilaarikalvoon on kiinnittynyt Cortin elin eli kuuloelin, joka on esitetty kuvassa 9 keskellä, basilaarikalvon ja katekalvon välissä. Cortin elimessä sijaitsevat ulommat ja sisemmät karvasolut, joita erottaa Cortin kanava. Karvasolujen pinnalla on pituusjärjestyksessä eripituisia jäykkiä sukakarvoja, jotka taittuvat basilaarikalvon liikkeen mukaan. Lepotilassa karvasolujen ja simpukkatiehyen endolymfan välinen potentiaaliero on noin – 70 mV (Jauhiainen, 2008).

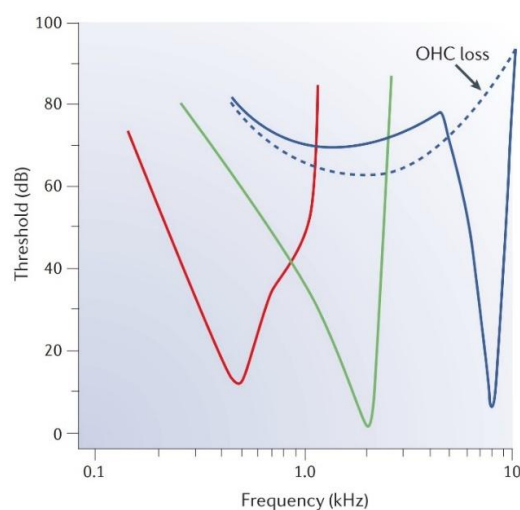
Kun jalustin vetää soikeaa ikkunaa ulospäin, paine pienenee eteiskäytävässä, ja basilaarikalvo painuu kohti eteiskäytävää. Tällöin karvasolujen sukakarvat kääntyvät pidempien sukakarvojen suuntaan ja karvojen kiinnittymiskohtien lähellä olevat ionikanavat aukeavat. Aukeamisen seurauksena solun sisään virtaa kaliumioneita (K^+) ja solu depolarisoituu eli jännite tasoittuu. Jalustimen liikkeessä sisäänpäin tilanne on päinvastainen ja ionikanavat sulkeutuvat aiheuttaen solun hyperpolarisaation. Depolarisaatio vapauttaa välittäjäaineita ja saa aikaan aktiopotentiaalin, minkä seurauksena kuulohermoa pitkin lähtee viesti kuuloaistimuksista aivojen kuuloalueelle. Kun sukakarvat liikkuvat edestakaisin, depolarisaatio ja hyperpolarisaatio seuraavat toisiaan (kuva 11) ja ääni saadaan muutettua sähköiseksi signaaliksi. (Jauhiainen, 2008; Lass & Donai, 2021; Moller, 2006; Reichenbach & Hudspeth, 2014)

Sisemmät karvasolut ovat päävastuussa äänen aistimisesta; 90-95 % kuuloaistimuksista tulee sisempien karvasolujen kautta, vaikka sisempiä karvasoluja on vain noin 3500 kappaletta ja ulompia karvasoluja noin 12 000 kappaletta. Tätä selittää se, että yhteen sisempään karvasoluun yhdistyy jopa 30 hermosyötä, kun taas useat ulkokarvasolut (jopa 10 kappaletta) joutuvat jakamaan yhden hermosyyn. (Herman, 2007; Jauhiainen, 2008; Lass & Donai, 2021; Moller, 2006)



Kuva 11. Karvasolujen depolarisaatio ja hyperpolarisaatio sekä aktiopotentiali esitettynä sukakarvojen liikkeen mukaisesti. (Lass & Donai, 2021)

Ulkokarvasoluilla on tärkeä ominaisuus; ne pystyvät muuttamaan kokoaan. Depolarisaation aikana ulkokarvasolut lyhenevät ja hyperpolarisaation aikana ne pidentyvät. Kun ulkokarvasolun koko muuttuu, se stimuloi muita ulkokarvasoluja ja siten vahvistaa basilaarikalvon liikettä. Vahvistava ominaisuus on erityisen tärkeä heikkojen äänien kannalta. Jos ulkokarvasolut vioittuvat pysyvästi ja kokleaarinen vahvistus puuttuu, ihmisen kuulokynnys nousee 40–50 dB. Lisäksi basilaarikalvon vahvistunut liike auttaa erottelamaan toisistaan eri taajuuksisia ääniä (kuva 12). Vahvistunut liike saa aikaan suuremman aktiopotentialin tietyissä sisemmissä karvasoluissa ja siten kuuloaivokuorella on helpompi tehtävä selvittää, miltä basilaarikalvon taajuusalueelta hermoimpulssi saapuu. (Fettiplace & Hackney, 2006; Herman, 2007; Lass & Donai, 2021; Moller, 2006)



Kuva 12. Kolmen eri kuulohermosyyn (sisältäen sisä- ja ulkokarvasolun) taajuusriippuvuus kuvattuna taajuus-intensiiteettikoordinaatistossa. Kuulohermosyiden karakteristiset taajuudet ovat noin 0,5 kHz (punainen), 2 kHz (vihreä) ja 8 kHz (sininen). Sininen katkoviiva kuvaa korkeimman (8 kHz) karakteristisen taajuuden omaavan kuulohermosyyn taajuusriippuvuutta, jos ulkokarvasolu (OHC) on tuhoutunut/rappeutunut. (Fettiplace & Hackney, 2006)

2.2.3.1. Välikorvan ja sisäkorvan impedanssiero

Terve välikorva sisältää ilmaa, ja sen akustinen impedanssi (n. $400 \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$) on erittäin pieni verrattuna sisäkorvaan, joka sisältää nestemäistä perilymfaa (n. $1,5 \times 10^6 \text{ kg}/(\text{m}^2\text{s})$) (Herman, 2007). Impedanssiero soikean ikkunan eri puolilla aiheuttaa sen, että jopa 99,9 % värähtelystä heijastuu soikeasta ikkunasta takaisin välikorvaan ja vain 0,01 % läpäisee soikean ikkunan jatkaen matkaansa simpukan eteiskäytävässä (Moller, 2006).

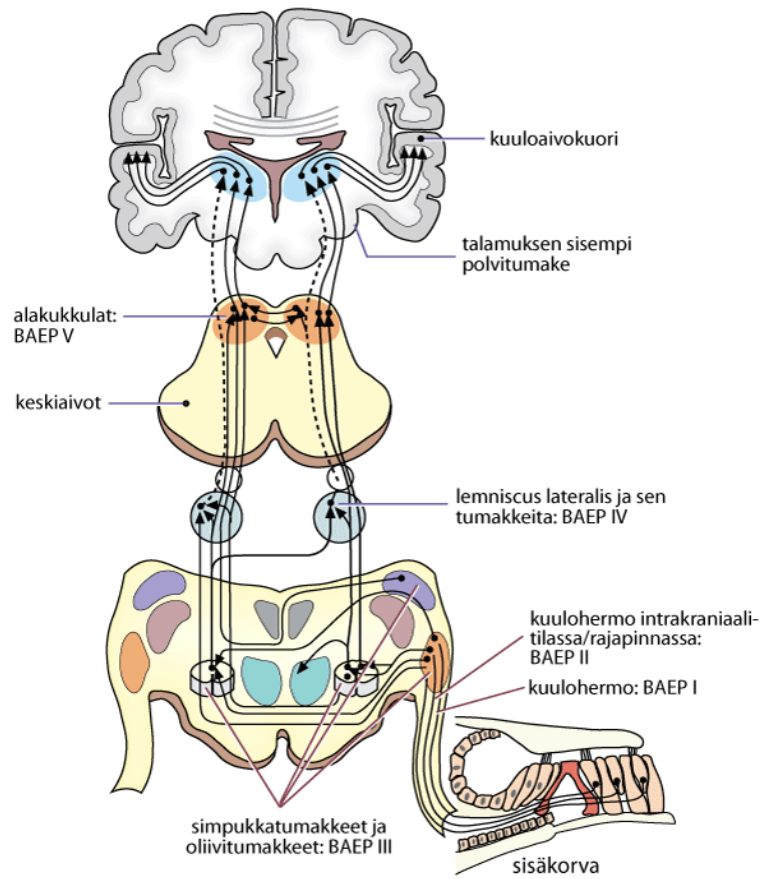
Ilman välikorvan vahvistavaa vaikutusta impedanssiero aiheuttaisi kuulokynnyksen suurenemisen noin 30 desibelillä (Herman, 2007). Välikorvan vahvistus kuitenkin kumoaa impedanssierosta aiheutuvan heikentymisen, jolloin sisäkorvaan saapuvan värähtelyn intensiteetti on suunnilleen samaa luokkaa kuin korvakäytävään saapuvalla ääniaallolla (Herman, 2007; Lass & Donai, 2021).

2.2.4. Kuulohermo

Karvasoluista lähtevät hermosyyt yhdistyvät kuulohermoksi, joka muodostaa kahdeksannen aivohermon, CN VIII (cranial nerve VIII, lat. *nervus vestibulocochlearis*), yhdessä tasapainohermon kanssa. Hermosyyt, jotka tulevat basilaarikalvon tyven karvasoluista, kulkevat kuulohermon ulkokerroksissa ja basilaarikalvon kärjen karvasoluista tulevat kuulohermon keskellä. Yhteensä hermosyitä on noin 30 000 (Moller, 2006). Hermosyyt ovat valtaosin myeliinitupellisia. Rasvainen myeliinikerros toimii sähköisenä eristeenä (Emanuel ym., 2009).

Lähdettyään simpukasta kuulohermo kulkee kallon temporaaliluun läpi ja jatkaa ipsilateraalisenä (samanpuoleisena) ja kontralateraalisenä (vastakkaispuoleisena) haarana simpukkatumakkeiden (*nucleus cochlearis*) kautta oliivikumakkeisiin (*nucleus olivaris*) (Jauhiainen, 2008; Lass & Donai, 2021). Arviolta 2/3 hermosyistä kulkee aivorunkoa pitkin kontralateraalisesti. Oliivikumakkeet saavat informaatiota kummastakin korvasta. Ne osallistuvat äänilähteen paikantamiseen vertailemalla eri korvista tulevien signaalien latenssi- ja intensiteettieroa (Jauhiainen, 2008; Moller, 2006).

Oliivikumakkeesta signaali jatkaa lemniskaalista rataa (*lemniscus lateralis*) alemmille nelikukkuloille (*colliculus inferior*), jotka osallistuvat myös äänilähteen paikantamiseen ja erityisesti äänen tulosuunnan selvittämiseen korvien välistä intensiteettieroa hyödyntämällä (Jauhiainen, 2008; Moller, 2006). Seuraavaksi kuulohermo kulkee talamuksen (*thalamus*) alueelle sisempään polvitumakkeeseen (*corpus geniculatum mediale*), jonka jälkeen se jakautuu noin 250 000 säikeeseen ja jatkaa kuuloaivokuorelle (*cortex auditivus*) (Jauhiainen, 2008; Moller, 2006). Kuuloaivokuoren primaarinen alue on noin 2 cm^2 kokoinen ja se on yhteydessä muihin aivokuoren osiin yhdistääkseen sensorista informaatiota (Moller, 2006). Myös kummankin aivopuolen kuuloaivokuoret ovat yhteydessä toisiinsa aivokurkiaisien (*corpus callosum*) kautta (Jauhiainen, 2008). Sähköisen signaalin matka simpukasta kuuloaivokuorelle on esitetty kuvassa 13.



Kuva 13. Sähköisen signaalin matka sisäkorvasta aivokuorelle. Kuvaan on merkitty myös kuuloherätevasteen eri aaltojen syntyäpaikat (Mervaala ym., 2019).

3 Kuulontutkimuksen teoriaa

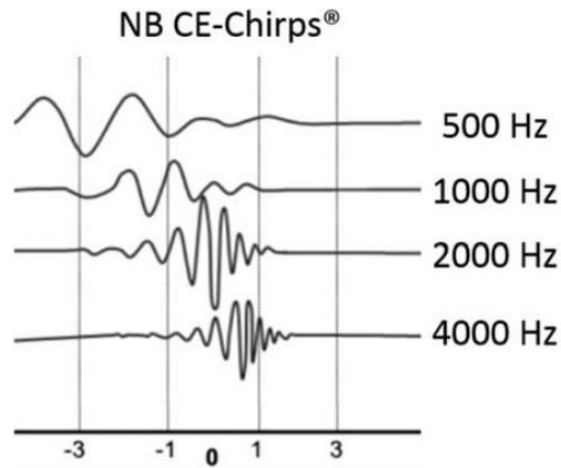
Kuulontutkimuksessa potilaan korvaan johdetaan äänistimuluksia ja selvitetään, mikä on pienin stimuluksen intensiteetti, jonka potilas vielä kuulee. Potilas voi ilmaista itse kuuloaistimuksensa esimerkiksi nappia painamalla (äänesaudiometria), audionomi voi tarkkailla potilaan eleitä, ilmeitä, liikeitä ja kommunikointia (uikkutesti, leikkiaudiometria, visuaalisesti rikastettu audiometria) tai kuuloaistimuksen syntyminen voidaan päätellä aivosähkökäyrää (*electroencephalography, EEG*) tulkitsemalla. Kun käytetään näistä jälkimmäistä, puhutaan kuuloherätevastetutkimuksesta ja aivosähkökäyrältä etsitään ihmissilmin tai tietokoneen algoritmilla vastetta (*response*), joka on merkki siitä, että potilas kuulee äänen.

3.1. Kuulontutkimukseen liittyvät peruskäsitteet

3.1.1. Äänistimulus

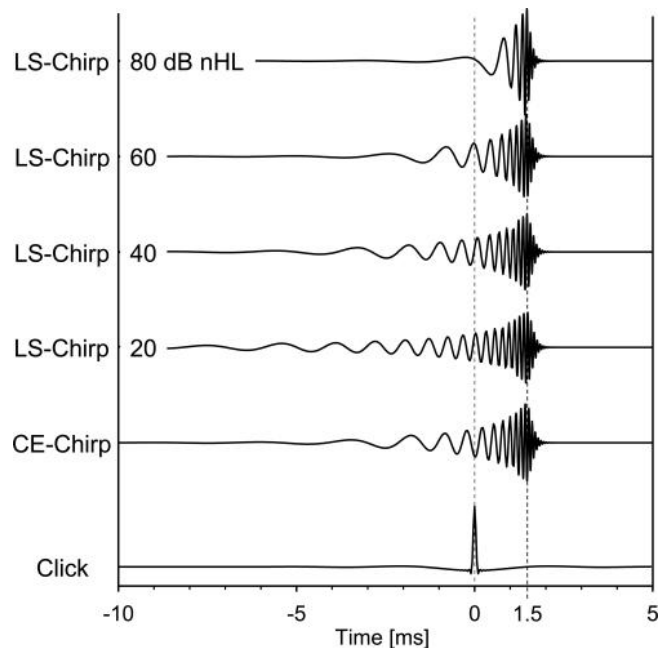
Kuuloherätevastetutkimuksissa käytetään nykyisin useimmiten jotakin Chirp-stimulusperheen stimulusta. Chirp-stimuluksissa taajuuskaistan eri taajuudet syötetään korvaan eri aikaan, niin että pisimmälle, lähimmäs simpukan kärkeä, matkaavat matalat taajuudet saapuvat korvaan ensiksi ja lähempänä simpukan tyveä havaittavat korkeat taajuudet vasta myöhemmin (Cebulla ym., 2007; Rodrigues & Lewis, 2012). Näin eri taajuudet saapuvat samaan aikaan siihen osaan simpukkaa, jossa ne havaitaan. Tämä aiheuttaa suuremman samanaikaisen liikkeen basilaarikalvossa, mikä saa aikaan voimakkaamman sähköisen signaalin muodostumisen (Cebulla ym., 2007; Elberling ym., 2007; Elberling & Don, 2008). Kun signaalin amplitudi on suurempi, se on helpompi erottaa kohinasta, ja vasteen tulkinta on helpompaa.

Yksi yleisimmistä Chirp-stimuluksista on NB CE-Chirp. NB tulee sanoista *narrow band* ja tarkoittaa, että stimulus on taajuuskaistaltaan kapea eli se sisältää lähes pelkästään yhden taajuista ääntä. CE taas tulee stimuluksen kehittäjän Claus Elberlingin nimestä (Cebulla ym., 2007; Rodrigues & Lewis, 2012). Vuonna 2007 luotu stimulus on syrjäyttänyt taajuuskohtaisissa mittauksissa aiemmin käytössä olleet tone pip ja tone burst -stimulukset tehokkuutensa vuoksi (Cobb & Stuart, 2016; Lee ym., 2016; Rodrigues ym., 2013). Kuvassa 14 on esitetty NB CE-Chirp-stimuluksen aaltomuoto eri taajuuksilla.



Kuva 14. NB CE-Chirp stimulus neljällä eri taajuudella aika-amplitudi-koordinaatistossa (Sininger ym., 2020).

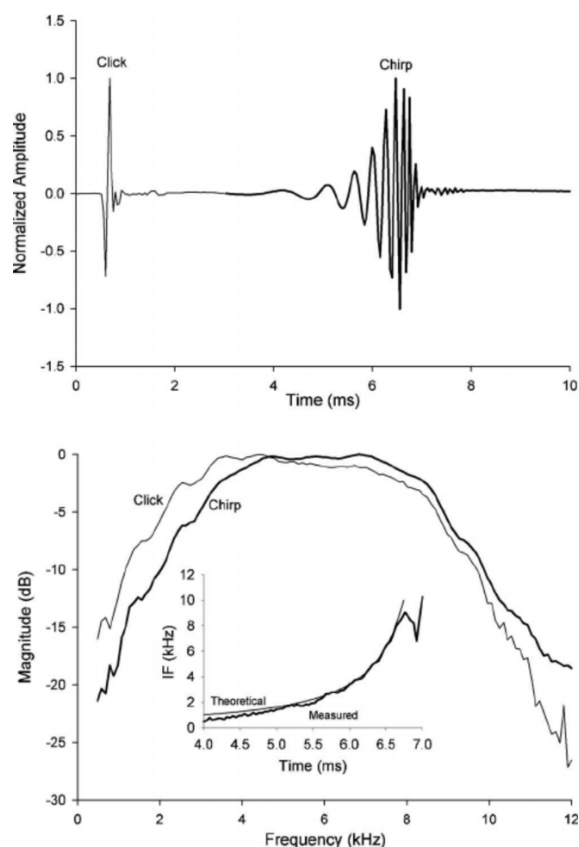
Toinen paljon käytetty Chirp-tyyppinen stimulus on LS-Chirp. LS tulee sanoista *level specific* ja sillä tarkoitetaan stimulusen keston riippuvuutta stimulusen intensiteetistä. Mitä suurempi on stimulusen intensiteetti, sitä lyhyempi on sen kesto (Dzulkarnain ym., 2021; Kristensen & Elberling, 2012). LS-Chirp kasvattaa sisäkorvassa syntyvän sähköisen signaalin amplitudia erityisesti suurilla intensiteeteillä CE-Chirp- ja Click-stimulusiin verrattuna (Kristensen & Elberling, 2012). Kuvassa 15 on esitetty LS-Chirp-stimulusia eri intensiteeteillä sekä vertailun vuoksi CE-Chirp- ja Click-stimuluset.



Kuva 15. LS-Chirp-stimulusen aaltomuoto 80 dB, 60 dB, 40 dB ja 20 dB intensiteeteillä sekä CE-Chirp- ja Click-stimulusien aaltomuodot. Koordinaatiston vaaka-akselilla on aika ja pystyakselilla amplitudi. (Elberling ym., 2012)

Chirp-stimulusperheen ulkopuolelta laajassa käytössä on enää Click-stimulus. Click-stimulusen taajuuskaista on leveä eli se sisältää tarkoituksella useita eri taajuuksia. Suurin osa taajuuksista on välillä 2–4 kHz (Hurley

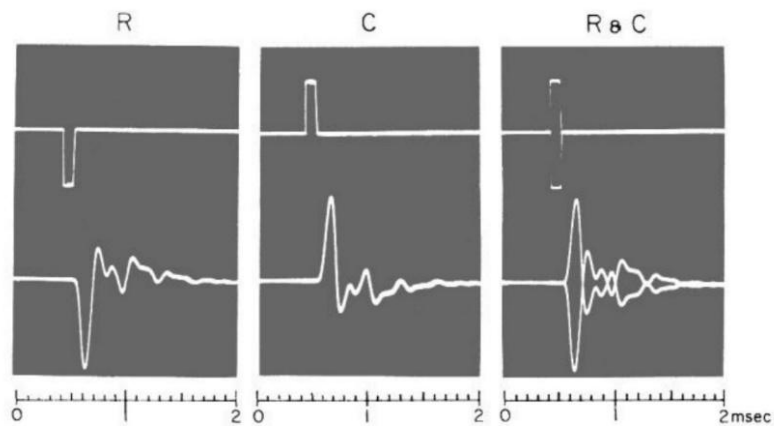
RM ym., 2005; Rodrigues & Lewis, 2012). Koska Click-stimuluksen eri taajuudet saapuvat sisäkorvaan eri aikoihin, stimuluksen aiheuttama vaste ei ole niin voimakas kuin Chirp-stimuluksilla. Click-stimulus kuitenkin aktivoi paremmin tai vähintään yhtä hyvin kuulohermon eri osia matkallaan korvasta aivokuorelle ja antaa siten enemmän tietoa kuulohermon toiminnasta erityisesti suurilla intensiteeteillä (Kristensen & Elberling, 2012; Rodrigues & Lewis, 2012). Kuvassa 16 on esitetty samassa koordinaatistossa Click-stimulus ja laajakaistainen Chirp-stimulus, jota käytetään esimerkiksi joissakin vastasyntyneiden kuulo-seulalaitteistoissa kuten MB 11 BERAphone® -laitteessa (MAICO Diagnostics GmbH, Germany).



Kuva 16. Click- ja Chirp-stimulus samassa koordinaatistossa. Kumpikin stimulus on laajakaistainen, ja taajuusspektrien on maksimi on 4-8 kHz:n kohdalla (Chertoff ym., 2010).

Kun ääntä syötetään korvaan, painevaihtelu aiheuttaa vuorotellen tärykalvon painumisen sisäänpäin ja ulospäin, jolloin vastaavasti jalustin vuoroin painaa soikeaa ikkunaa sisäänpäin ja ulospäin ja basilaarikalvo liikkuu poikkileikkauksen (kuva 9) koordinaatistossa alaspäin tai ylöspäin. Äänistimuluksella on polariteetti, joka määritellään positiiviseksi (*condensating*), kun äänenpaineen integraali ajan suhteen on positiivinen eli suurin stimuluksen aiheuttama tärykalvon poikkeama tasapainoasemasta on sisäänpäin (De Lima ym., 2008; Gução ym., 2015). Tällaisen stimuluksen aaltomuodossa suurin piikki osoittaa ylöspäin. Vastaavasti polariteetti on negatiivinen (*rarefaction*), kun äänenpaineen integraali ajan suhteen on negatiivinen eli suurin stimuluksen aiheuttama tärykalvon poikkeama tasapainoasemasta on ulospäin ja aaltomuodossa suurin piikki osoittaa alaspäin. Kun annettavat stimulut muodostuvat kummankin polariteetin äänialloista,

sanotaan että stimulus on vaihteleva (*alternating*). Kuvassa 17 on esitetty eri polariteettien stimulut sähköisinä signaaleina ja aaltoina.



Kuva 17. Click-stimulus, jonka polariteetti on negatiivinen (R), positiivinen (C) tai näiden summa (R & C). Ylempänä on aallon sähköinen signaali ja alempana aaltomuoto aika-amplitudi-koordinaatistossa. (Husain, 2008).

3.1.2. Erilaiset kuulokkeet

Kuulontutkimuksissa käytetään erilaisia kuulokkeita riippuen tutkimuksesta, tutkittavan iästä ja mahdollisen kuulovian tyypistä. Käytetyin kuuloketyyppi on korvanpäälliskuuloke (*supra-aural earphone*), jota käytetään erityisesti aikuisten äänesaudiometriassa (esim. Telephonics TDH-39P). Korvanpäälliskuulokkeessa (kuva 18) kuuloke tulee korvalehden päälle painaen korvalehteä päätä vasten ja peittäen tiiviisti korvakäytävän. Kuulokkeen huono puoli on, että kuuloke voi jäädä liian löysästi korvan päälle, jolloin kuuloke ”vuotaa” eli äänenpaine täräkalvolla on pienempi kuin kuulokkeen kalibroinnissa (Jauhiainen, 2008). Vuotamisesta aiheutuva virhe vaikuttaa erityisesti matalilla äänen taajuuksilla ja se on yleistä erityisesti lapsilla pienemmän pään koon vuoksi.



Kuva 18. TDH-39P-korvanpäälliskuulokkeet eli supra-auraliset kuulokkeet. Kuulokkeita käytetään yleisesti äänesaudiometriassa.

Lasten ja vauvojen tutkimuksissa yleisin kuuloke on korvakäytäväkuuloke eli inserttikuuloke (*insert earphone*). Inserttikuulokkeessa (kuva 19) on erillinen sähköakustinen muunnin (*transducer*), josta lähtee korvaan ilmatäytteinen standardikokoinen letku. Letkun päähän kiinnitetään kertakäyttöinen korvakappale eli tippi, joka koostuu muovisesta putkesta ja sitä ympäröivästä kumitutista tai vaahtomuovikerroksesta. Tippi asetetaan korvakäytävän sisään, jolloin ääni pääsee korvaan muoviputkea pitkin ja kumitutti/vaahtomuovi tukkii korvakäytävän suun.

Inserttikuulokkeen hyvä puoli on, että korvanpäälliskuulokkeissa ongelmana oleva äänen vuotaminen ulospäin on vähäisempää (Clemis ym., 1986; Jauhiainen, 2008; Sauter ym., 2012; Stuart ym., 1991). Täysin tiiviiksi korvakäytävää ei silti aina saada, vaikka tippejä löytyykin muutamaa eri kokoa. Samalla, kun tippi vähentää stimulusäänen karkaamista ulospäin, se myös vaimentaa ulkoapäin tulevia ääniä, jotka häiritsevät tutkimusta. Lisäksi inserttikuulokkeiden etuna korvapäälliskuulokkeisiin verrattuna on, että inserttikuulokkeet estävät korvakäytävän painumista kasaan, vähentävät peiteäänien käytön tarvetta (peiteäänestä lisää kappaleessa 3.1.7) ja vähentävät stimulusartefaktia (Clemis ym., 1986; Kerneis ym., 2023; Sauter ym., 2012). Näiden tekijöiden seurauksena inserttikuulokkeilla saadaan luotettavampia tuloksia, joissa on vähemmän vaihtelua testauskertojen välillä (Kerneis ym., 2023; Stuart ym., 1991).



Kuva 19. RadioEar IP30 -inserttikuulokkeet eli korvakäytäväkuulokkeet. Punaisella tehostevärillä merkitty kuuloke asetetaan oikeaan korvaan ja sinisellä värillä merkitty vasempaan.

Kolmas, mutta harvemmin käytetty kuuloketyyppi on kupukuuloke eli sirkumauraalinen kuuloke (*circumaural earphone*). Sirkumauraalinen kuuloke muistuttaa korvanpäälliskuuloketta, mutta sirkumauraalissa kuulokkeessa koko korvalehti jää kuulokkeen kuvun sisälle eli kuuloke ei paina korvalehteä. Useat ns. hifikuulokkeet tai studiokuulokkeet ovat sirkumauraalisia, ja osa kuulontutkimuksissa käytettävistä sirkumauraalista kuulokkeista onkin tunnettujen hifimerkkien kalliimpia kuulokemalleja (Jauhiainen, 2008). Kuten korvapäälliskuulokkeita käytettäessä, myös sirkumauraalisten kuulokkeiden kanssa äänenpaine tärykalvolla on pienempi kuin inserttikuulokkeilla, koska sirkumauraaliset kuulokkeet mahdollistavat äänen

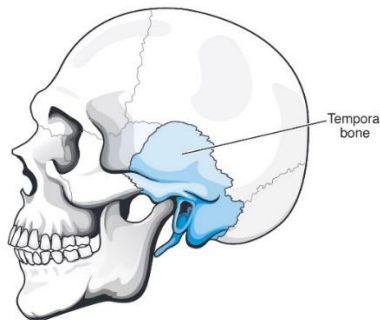
leviämisen kuulokkeen kuvun sisään. Kuulokkeet eivät myöskään ison kokonsa vuoksi istu kovin hyvin vauvoille ja lapsille.

Kun halutaan tietää, onko kuulon ongelma konduktiivinen eli onko äänen johtuminen välikorvassa poikkeavaa, tarvitaan luujohtokuuloketta (kuva 20).



Kuva 20. RadioEar B-81 -luujohtokuuloke. Kuulokkeen alapuolella oleva pyöreä osa painetaan vasten potilaan kalloa.

Luujohtokuuloke on pieni muunnin, joka muuttaa sähköisen signaalin äänen sijasta ensisijaisesti värinäksi. Kuuloke painetaan potilaan päätä vasten niin, että tärstin osuu ohimoluuhun (*temporale*, kuva 21). Ohimoluusta värinä kulkeutuu kalloa pitkin sisäkorvaan ja aiheuttaa simpukan soikean ikkunan värähtelyn. Näin äänistimulus saadaan johdettua korvaan ilman, että se kulkee välikorvan kautta.

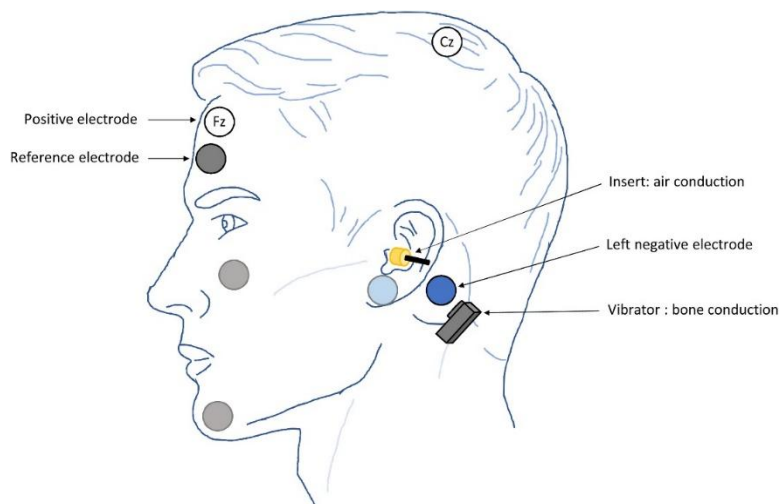


Kuva 21. Ohimoluun (sininen, temporal bone) sijainti kallossa. Ohimoluun alaosassa korvakäytävän takana oleva uloke on nimeltään kartiolisäke. (Lass & Donai, 2021)

3.1.3. Elektrodikonfiguraatio

Kuuloherätevastetutkimuksissa voidaan käyttää kolmea tai neljää elektrodia riippuen siitä, mitataanko samaan aikaan yhtä vai kahta korvaa (1- tai 2-kanavainen mittaus). Elektrodien sijoittelussa tavoitteena on kiinnittää elektrodit sellaisiin kohtiin, että kuulohermo jäisi mahdollisimman hyvin niiden väliin, ja siten elektrodit mittaisivat kuulohermon sähköistä toimintaa. Ipsilateraalisessa elektrodikonfiguraatiossa aktiiviset elektrodit kiinnitetään kummankin korvan takana ohimoluun alaosassa olevan kartiolisäkkeen (*processus mastoideus*) päälle (kuva 22). Vertailuelektrodi (REF) kiinnitetään keskelle otsaa niin korkealle kuin

mahdollista ilman, että elektrodin alle jää hiuksia. Maaelektrodi (GND) sijoitetaan potilaan nukkumisasennon mukaan joko oikeaan tai vasempaan poskeen poskiluun päälle tai mahdollisimman lähelle sitä. Aikuisilla maaelektrodi voidaan asettaa myös otsalle, mutta tällöin on huomioitava, että etäisyys vertailuelektrodiin tulee olla vähintään 4 cm (Lightfoot ym., 2019).



Kuva 22. Aktiivinen elektrodi sijoitetaan korvan taakse sinisellä ympyrällä merkattuun kohtaan (Left negative electrode). Tälle vaihtoehtoinen paikka on korvalehti (merkitty vaaleansinisellä). Toinen aktiivinen elektrodi kiinnitetään vastaavaan kohtaan toisen korvan taakse. Vertailuelektrodi tulee korkealle otsalle ja on merkitty kuvassa Fz-elektrodipaikkana (Positive electrode). Maaelektrodi (Reference electrode) kiinnitetään aikuisilla otsaan vertailuelektrodin alapuolelle, kuvassa tumman harmaa ympyrä. Maaelektrodin on kuitenkin oltava vähintään 4 cm päässä vertailuelektrodista (Lightfoot ym., 2019). Tämän vuoksi vauvoilla ja lapsilla se kiinnitetään useimmiten poskiluun päälle (kuvassa vaaleanharmaa). Myös ohimo ja leuka ovat mahdollisia vaihtoehtoisia maaelektrodin sijainteja. (Kerneis ym., 2023)

Ipsilateraalisella sijoittelulla saadaan aikaan 2-kanavainen mittaus: toinen kanava mittaa vasemman korvan ja otsan välistä potentiaalieroja ja toinen oikean korvan ja otsan välistä potentiaalieroja. Maaelektrodiä käytetään vertailuelektrodina häiriön poistossa (lisää kappaleessa 3.1.5).

Ipsilateraalisen konfiguraation sijasta voitaisiin käyttää myös vertikaalista konfiguraatiota, jossa aktiivinen elektrodi sijoitetaan niskaan. Vertikaalinen sijoittelu on siis 1-kanavainen, koska aktiivisia elektrodeja on vain yksi. Konfiguraatio on suosittu erityisesti automaattisissa ABR-mittauksissa vastasyntyneiden kuuloseulonnassa. Tutkimusten mukaan vertikaalisella elektrodien sijoittelulla saadaan kuulokynnystä mitattaessa (V-aalto, ks. luku 3.2.1.2) suuremmat vasteet kuin ipsilateraalisella sijoittelulla (Dzulkarnain ym., 2017, 2018). Ipsilateraalinen konfiguraatio tuottaa taas paremmat vasteet (I- ja III-aalto) kuulohermion toimintaa tutkittaessa (Dzulkarnain ym., 2017). Lisäksi ipsilateraalisen sijoittelun 2-kanavainen mittaus mahdollistaa peiteäänänen (ks. luku 3.1.7) käytön luotettavammin, koska 2-kanavaisessa mittauksessa voidaan seurata myös kontralateraalista vastetta, joten se on kokonaisuudessaan parempi vaihtoehto.

3.1.4. Kuulotasoasteikot herätevastetutkimuksissa

Kuuloherätevastetutkimuksissa käytetään intensiteetillä yksikköä dBnHL (nHL = normalised hearing level) eli desibeliä normalisoidulla kuulotasoasteikolla. Tämä normalisoitu asteikko on muodostettu mittaamalla kuulokynnys normaalikuuloisilta aikuisilta ja valitsemalla mittaustulosten keskiarvo arvoksi 0 dBnHL. Koska kuulokynnykseen vaikuttaa äänenpaineen lisäksi mm. korvakäytävän koko, joka on verrannollinen tutkittavan ikään sekä käytetty kuuloketyyppi, stimulustyyppi, stimulustaajuus ja mittausmenetelmä, tarvitaan korjausarvot, joilla huomioidaan näiden tekijöiden vaikutus kuulokynnykseen. Korjauksen jälkeen intensiteetin yksikkönä käytetään dBeHL (eHL = estimated hearing level) eli desibeliä estimoidulla kuulotasoasteikolla.

Korjausarvot esitetään tyyppillisesti erilaisina taulukkoina. Vauvoille on yleensä useampia eri ikäryhmiä ja 2–3 ikävuoden jälkeen lapsilla käytetään samoja korjausarvoja kuin aikuisilla. Vauvojen osalta korjausarvojen valinnassa käytetään vauvan korjattua ikää. Korjatulla iällä tarkoitetaan lasketun ajan perusteella arvioitua todellista biologista (tai kehityksellistä) ikää (*Duodecim Terveyskirjasto*, 2021). Esimerkiksi, jos vauva on syntynyt viikoilla 39 + 2 eli viisi päivää ennen täyttä 40 viikkoa, lasketaan korjattu ikä vähentämällä hänen kalenteri-ikästään viisi päivää. Kuvassa 23 on esitetty BSA:n suosittelemat korjausarvot ABR-menetelmällä mitatuille alle 12 viikon ikäisille vauvoille. Jos esimerkkivauvan kuulokynnystä olisi mitattu inserttikuulokkeilla 1000 Hz taajuudella käyttäen NB CE-Chirp -stimulusta, tulisi taulukosta valita AC – INSERTS -riviltä kohta Chirp ja sen alapuolelta 1000, jonka alapuolella on korjauskerroin -5. Tällöin mitatusta kuulokynnyksestä (dBnHL) vähennetään viisi desibeliä, jotta saadaan estimoitu kuulokynnys yksikössä dBeHL.

AC - INSERTS	Tone pip/click ABR					Chirp			
Frequency (Hz)	500	1000	2000	4000	Click	500	1000	2000	4000
Correction (dB)	-15	-10	-5	0	5	-10	-5	0	5
AC - SUPRA-AURAL EARPHONES	Tone pip/click ABR					Chirp			
Frequency (Hz)	500	1000	2000	4000	Click	500	1000	2000	4000
Correction (dB)	-20	-15	-10	-10	-5	-15	-10	-5	-5
BC	Tone pip/click ABR					Chirp			
Frequency (Hz)	500	1000	2000	4000	Click	500	1000	2000	4000
Correction (dB)	5	5	-5	0	#	10	10	0	5

Table D1. ABR dBnHL to dBeHL corrections for babies ≤12 weeks

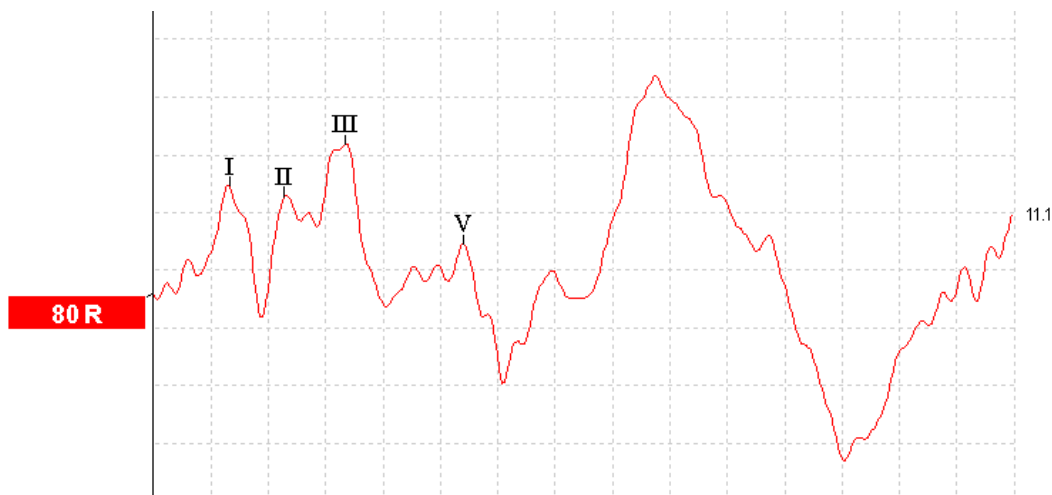
Kuva 23. British Society of Audiology:n julkaisemat korjausarvot alle 12 viikon ikäisille vauvoille, joiden kuuloa on tutkittu ABR-menetelmällä. Ensimmäisestä sarakkeesta valitaan käytetty kuuloketyyppi. Seuraavista sarakkeista valitaan käytetty stimulus ja stimuluksen alapuolelta oikea taajuus. (Lightfoot ym., 2019)

Satasairaalassa käytössä olevat ABR-menetelmän korjausarvot ovat BSA:n suosituksen mukaiset. ASSR-menetelmän osalta käytetään laitevalmistajan (Interacoustics) suosittamia ja laitteistoon valmiiksi syötettyjä korjausarvoja. Kummatkin korjausarvot löytyvät liitteestä 1.

3.1.5. Häiriöt kuulonherätevastetutkimuksissa

Kuulonherätevastetutkimuksissa esiintyy monia erilaisia sisäisiä ja ulkoisia häiriöitä. Sisäisistä häiriöistä merkittävin on potilaan lihasaktiivisuuden (*electromyography, EMG*) aiheuttama häiriö aivosähkökäyrään. Erityisesti potilaan niskan tai kasvojen alueen lihasten jännittyminen aiheuttaa potentiaalieroja, joita herätevastetutkimuksessa käytetyt elektrodit mittaavat tahattomasti. Lihäsännitys lisää mittauksen kohinasoa ja lisäksi lihasjännitys voi aiheuttaa aivosähkökäyrään piikkejä, jotka mittaja saattaa tulkita virheellisesti kuulohäerätevasteiksi. Lihäsännityksestä aiheutuvia häiriöitä voidaan vähentää sijoittamalla elektrodit mahdollisimman tarkasti luun päälle ja pyrkimällä saamaan potilas rentoutumaan.

Myös korvan takana sijaitsevan korvanliikuttajalihaksen (*auricularis posterior*) aktivaatio (*post-auricular muscle response, PAMR*) äänistimulusta annettaessa aiheuttaa toisinaan vaikeuksia EEG:n tulkintaan. PAMR aiheuttaa EEG:hen Click-stimuluksella 12–18 ms välille ajoittuvan piikin (kuva 24). Piikin amplitudi huipusta huippuun on jopa 250 μV eli se on moninkertainen nanovolteissa mitattaviin kuulohäerätevasteisiin verrattuna (O’Beirne & Patuzzi, 1999). PAMR-piikki sotkee tutkimusohjelmiston usein automaattisen pystysuuntaisen skaalauksen ja peittää alleen muilla intensiteeteillä mitattuja vastekäyriä. PAMR-piikistä pääsee kuitenkin eroon lyhentämällä ohjelmiston aika-akselin pituutta.



Kuva 24. PAMR-piikki kliinisessä mittauksessa V-aallon jälkeen. Piikin jyrkkyys riippuu potilaan silmänliikkeistä (O’Beirne & Patuzzi, 1999). Kuvan kaltainen terävä piikki syntyy, kun potilaan silmät eivät ole rentoutuneina.

Toisinaan potilaan sydäimestä peräisin oleva EKG-signaali (elektrokardiogrammi eli sydänsähkökäyrä) saattaa aiheuttaa häiriötä EEG-signaaliin. Häiriö näkyy käyrän perustason (*baseline*) heittelehtimisenä (*drifting*) (Lightfoot, 2017). Jos häiriö estää EEG-käyrän tulkinnan, sitä voi yrittää poistaa suurentamalla

ylipäästösuodattimen arvoa. Tämä kuitenkin pienentää mahdollisen vasteen amplitudia, joten keinoa pitää käyttää harkiten.

Potilaasta peräisin oleviin häiriöihin kuuluu myös liikeartefakta, jossa iholle kiinnitetyt elektrodit pääsevät liikkumaan potilaan liikkeessa. Liikeartefakta aiheuttaa EEG-käyrään hitaita perustason muutoksia tai nopeissa liikkeissä korketaajuuksisia piikkejä. Potentiaalimuutokset johtuvat elektrodin rajapintapotentiaalilin (*junction potential*) muutoksista liikkeen seurauksena (Thakor, 1999). Liikeartefaktan pienentämiseksi elektrodit tulee kiinnittää huolellisesti ja tarvittaessa teipata ihoteipillä elektrodin päältä. Myös hopea-hopeakloridi-elektrodien käytöstä on apua, sillä niiden rajapintapotentiaalit ovat pienempiä ja tasaisempina pysyviä muihin elektrodeihin verrattuna (Thakor, 1999; Webster, 2006). Hopea-hopeakloridielektrodeja käytetäänkin useimmiten elektrofysiologisissa mittauksissa suotuisten ominaisuuksiensa vuoksi.

Potilaan itse aiheuttamat äänet aiheuttavat sisäisiä häiriöitä varsinkin vauvojen mittauksissa. Vauvan tuhina ja muu ääntely lisäävät signaalin kohinatasoa ja haittaavat mittausta merkittävästi. EMG-artefaktojen, liikeartefaktojen ja potilaasta peräisin olevien äänten vähentämiseksi mittaus pyritään tekemään potilaan nukkuessa. Nukkumisen aikanakin ongelmaksi voi silti muodostua esimerkiksi tukkoisten hengitysteiden aiheuttama hengityksen rahina, ja joskus vauvan kuuloherätevastemittaus voidaan päätyä uusimaan, kun ylähengitystieinfektio on ohi.

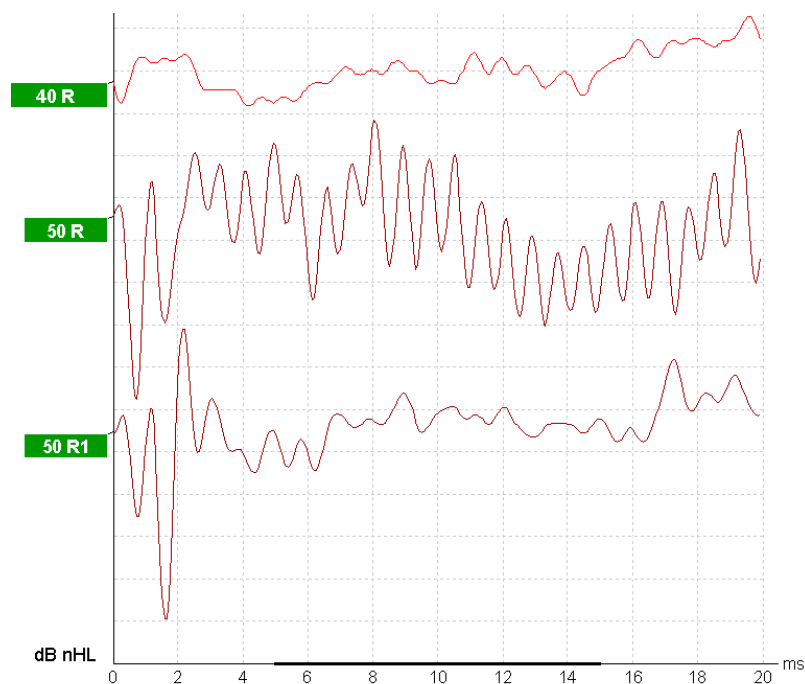
Ulkoisista häiriöistä tavallisin on tutkimushuoneen melu, joka aiheutuu pääasiassa sairaalan muista tiloista kantautuvista äänistä. Leikkaussalissa melu on erilaisten elintoimintoja mittaavien ja ylläpitävien laitteiden vuoksi erityisen merkittävä häiriötekijä. Paras mittaustila olisikin äänierio tai ns. kelluva huone, joihin ulkopuoliset äänet kantautuvat huonommin. Äänierion käyttö ei kuitenkaan ole aina mahdollista, mutta silloinkin on tärkeää kiinnittää huomiota ulkoisten äänien minimoimiseen.

Kun suoritetaan mittauksia suurilla intensiteeteillä, erityisesti luujohtokuuloketta käytettäessä, esiintyy usein stimulusartefaktaa. Stimulusartefakta näkyy suurina piikkeinä aivosähkökäyrän alussa, tavallisesti alle 2 ms stimuluksen antamisesta (kuva 25). Luujohtokuulokemittauksissa stimulusartefakta voi olla niin suuri, että laitteisto ei edes aloita mittausta suuren kohinatason vuoksi. Stimulusartefakta vaikuttaa mittaukseen kohinatason nousun lisäksi aiheuttamalla käyrän alkupäähän, tyypillisesti 0–2 ms välille, suuren piikin. Piikistä voi pyrkiä eroon samaan tapaan PAMR:n piikistä; lyhentämällä vaaka-akselia alkupäästä eli valitsemalla ohjelmisto mittaamaan vastetta vasta esim. 2 ms stimuluksen antamisen jälkeen.

Erytyisesti leikkaussaliympäristössä, mutta myös tavallisissa kuulontutkimushuoneissa, verkkovirtaan kytketyt sähköiset laitteet aiheuttavat 50 Hz:n taajuisista (vaihtovirran taajuus) toistuvaa häiriötä (kuva 25). Tämä sähköinen häiriö aiheuttaa tyypillisesti aivosähkökäyrään siniaallon muotoisen häiriön. Käyrän perustaso ei ole vaakasuuntainen, vaan käyrässä on loivasti nouseva tai laskeva trendi tai se voi vaihdella sinimuotoisesti. Vaihtovirtahäiriön poistaminen on haastavaa. Ylimääräiset verkkovirtalaitteet kannattaa

sulkea ja mahdollisuuksien mukaan vaihtaa potilaan paikkaa tutkimustilassa. Häiriö voi olla peräisin myös huoneen ulkopuolelta esim. sähkökaapista tai hissikoneistosta. Vaihtovirtahäiriön vähentämiseksi elektrodijohtojen ylimääräinen pituus kannattaa kieputtaa letille, jolloin johtoihin indusoituu vähemmän virtaa ympäröivistä magneettikentistä. Myös elektrodijohtojen ja kuulokejohtojen pitäminen erillään mahdollisimman kaukana toisistaan vähentää häiriötä.

Vaihtovirtahäiriötä voi koittaa poistaa myös kaistanestosuodattimella (ns. Notch-suodatin), joka suodattaa signaalista 50 Hz taajuuden pois. Suodattimen käytön kanssa pitää kuitenkin olla tarkkana erityisesti matalilla taajuuksilla, sillä sen käyttö vaikuttaa vasteaallon muotoon ja voi vaikeuttaa vasteen tunnistamista luotettavasti (Lightfoot ym., 2014).



Kuva 25. Vaihtovirtahäiriö eli 50 Hz:n artefakta keskimmaisessä käyrässä (50 R) ja lievä stimulusartefakta sekä keskimmaisessä että alimmassa käyrässä (50 R1).

Elektrodien impedansseilla on iso merkitys häiriöiden hallinnassa. Mitä pienemmät impedanssit ovat ja mitä lähempänä toisiaan eri elektrodien impedanssit ovat, sitä pienempi on kohina. Kun impedanssit ovat lähellä toisiaan, elektrodien rekisteröimät mahdolliset häiriöt (esim. EKG-häiriö) esiintyvät kummankin elektrodin rekisteröimässä signaalissa samanlaisina ja tällöin häiriö voidaan suodattaa pois yhteismuotoisen jännitteen hylkäys -menetelmällä (CMR, *Common Mode Rejection*). Impedanssiarvoihin on muihin häiriötekijöihin verrattuna kohtuullisen helppo vaikuttaa itse potilaan ihon huolellisella esivalmistelulla. Iho käsitellään elektrodien kiinnityspaikoista kuorivalla geelillä, joka poistaa kuolleet ihosolut ja vähentää ihon rasvaisuutta. Jos iho on kovin rasvainen, sen voi lisäksi pyyhkiä alkoholipitoisella puhdistuspyyhkeellä. Tarvittaessa

elektrodien paikallaanpysyvyyttä voi parantaa vielä ihoteipin avulla. Ihon käsittelyn jälkeen elektrodien impedanssien tulisi olla alle 5 k Ω sekä 2 k Ω :n sisällä toisistaan.

3.1.6. Keskiarvostus

Satunnaisten häiriöiden vähentämisessä tehokas keino on keskiarvostaminen. Samanlaisia äänistimuluksia annetaan satoja tai tuhansia ja vasteena saatavista EEG-käyristä lasketaan keskiarvo. Tällä tavalla saadaan kumottua satunnaiset, eriaikaiset ja erisuuruiset, häiriöt. Mitä kauemmin keskiarvostamista jatketaan, sitä siistimpi vastekäyrästä tulee, mutta kääntöpuolena tutkimukseen kuluva aika pitenee.

Keskiarvostamista voidaan tehostaa asettamalla ohjelmistollinen hylkäystaso (*rejection level*). Hylkäystasoa suurempia amplitudeja sisältävät vastekäyrät hylätään heti, eikä niitä lasketa mukaan keskiarvoon. Näin saadaan karsittua keskiarvosta selvästi poikkeavat eli liikaa häiriöitä sisältävät yksittäiset mittaukset (*sweeps*) pois, eikä luotettavan keskiarvon saamiseksi tarvita niin monia yksittäisiä mittauksia. Hylkäystaso kannattaa asettaa tarpeeksi pieneksi; korkeintaan 10 μ V häiriöisissä olosuhteissa ja hyvissä mittaolosuhteissa vielä pienemmäksi (Lightfoot & Stevens, 2014).

Keskiarvostuksen ja hylkäystason määrittämisen apuna ABR-mittauksissa voidaan käyttää Bayesialaista painotusmenetelmää (*Bayesian Weighting*). Menetelmää käytettäessä mitataan jokaisen annetun stimuluksen kohdalla kohina ja painotetaan eniten niitä yksittäisiä mittauksia, joissa kohina on ollut pienin (Elberling & Wahlgreen, 1985). Kyseessä on siis eräänlainen painotettu keskiarvo, jossa painotus tulee kohinan perusteella. Bayesialainen painotus lyhentää mittaukseen kuluva kokonaisaikaa ja vähentää äkillisiä muutoksia mittaajan seuraamassa vastekäyrässä.

3.1.7. Peiteääni

Korvaan tuleva äänistimulus kulkeutuu suurilla intensiteeteillä myös toisen korvan simpukkaan värähtelynä kallon luita pitkin. Tämän vuoksi ei-mitattavaan korvaan eli kontralateraaliseen korvaan pitää syöttää jatkuvaa peiteääntä, kun tehdään mittauksia suurilla äänen intensiteeteillä. Peiteääni peittää alleen stimulusäänen ja näin estetään stimulusäänen kuuleminen ja vasteen muodostuminen siinä korvassa, jota ei sillä hetkellä tutkita. Peiteääni on kohinaa, Interacoustics Eclipse -laitteistossa ns. valkoista kohinaa, joka on satunnaista eikä siksi muodosta keskiarvostettaessa vastetta, vaan satunnaisten äänien vasteet kumoutuvat keskiarvostuksessa ja mitattava aivosähkökäyrä on lähes suoraa viivaa.

Peiteääntä tulee käyttää, kun mitataan suurilla intensiteeteillä; nyrkkisääntönä voi pitää, että jos intensiteetti on yli 50 dB, tulisi peiteäänien käyttämistä arvioida. Laitteistojen valmistajilla on yleensä erilaisia taulukoita ja suosituksia siitä, milloin peiteääntä tulisi käyttää. Myös arvostettu audiologi ja tutkija Guy Lightfoot, joka on tehnyt elämäntyönsä kuulohäpätevästetutkimusten parissa, on julkaissut peiteäänilaskurit ABR-

menetelmälle (Lightfoot, 2024a) ja ASSR-menetelmälle (Lightfoot, 2024b). Laskureilla voi laskea tapauskohtaisesti, tarvitseeko peiteääntä käyttää ja, kuinka suuri peiteäänänen intensiteetin tulee olla. Peiteäänänen intensiteettitasoon vaikuttavat ensisijaisesti käytetty ohjelmisto, kuulokkeiden (stimuluskuulokkeen ja peiteäänikuulokkeen) tyyppi, stimuluksen tyyppi ja stimuluksen intensiteetti.

3.2. Kuulonherätevastetutkimusmenetelmät

3.2.1. Kuulon aivorunkoherätevastetutkimus (auditory brainstem response, ABR)

Lyhenne ABR on eräänlainen sateenvarjotermi, jolla voidaan tarkoittaa joko mittausta, jossa kuulokynnys etsitään eri taajuuksilla (aivorunkoaudiometriä tai ns. kynnysmittaus) tai kuuloradan toimintaa tutkivaa mittausta. Tässä tutkielmassa ABR-lyhenteellä tarkoitetaan kynnysmittausta, josta voitaisiin myös käyttää sekaannusten estämiseksi lyhennettä kynnys-ABR. Kuuloradan toimintaa mitattaessa käytetään mittauksesta lyhennettä nABR eli neurologinen ABR. Jos ollaan tarkkoja, ABR ei oikeastaan edes tarkoita mittausta, vaan kuulohermosta saatavaa vastetta (*response*), kun kuulohermo stimuloidaan. Lyhennettä käytetään kuitenkin laajasti tarkoittamaan mittausta, jossa kuulokynnyksiä tai kuulorataa tutkitaan. Muita lyhenteitä, joita käytetään ABR:n synonyymeinä ovat mm. BAEP (*Brainstem Auditory Evoked Potential*), BERA (*Brainstem Evoked Response Audiometry*) ja BAER (*Brainstem Auditory Evoked Response*).

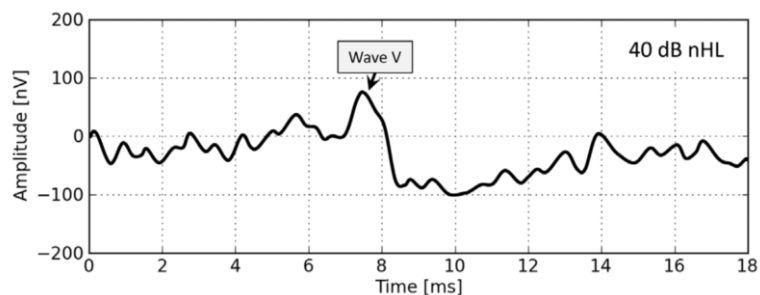
3.2.1.1. Kynnys-ABR-mittauksen kulku

Kuulonaivorunkoherätevastemittauksissa tutkitaan lyhytlatenssisia vasteita, jotka syntyvät kuulohermossa ja aivorungossa, kun stimuloiva heräte on akustinen (Mervaala ym., 2019). Herätteenä ABR-mittauksessa käytetään nykyisin NB CE-Chirp-stimulusta ja stimuluksen toistofrekvenssinä 40–50 Hz. Toistofrekvenssi on kompromissi kynnysvasteen näkymisen ja lyhyen mittausajan välillä. Useimpien tutkimusten mukaan vasteen amplitudi pienenee jonkin verran toistofrekvenssin kasvaessa (Burkard, 2012; Dzulkaarnain ym., 2020; Lasky, 1997), mikä vaikuttaa mitattaviin kynnysarvoihin. Elektrodit sijoitellaan yleisimmin ipsilateraalisesti ja kuulokkeina käytetään inserttikuulokkeita tai supra-auraalisia kuulokkeita. Vasteita tutkitaan mittaamalla stimuloinnin aikana aivosähkökäyrää (EEG, *electroencephalography*) käyttäen tutkittavan pään iholle kiinnitettyjä elektrodeja ja niihin yhdistettyä vahvistinta. Stimulus toistetaan satoja tai tuhansia kertoja, ja kerättyä EEG:tä keskiarvostetaan luotettavamman tuloksen aikaansaamiseksi. Keskiarvostetun EEG-käyrän perusteella päätellään, muodostuiko kuulohermossa tai aivorungossa vaste annetulle äänistimulukselle. Tavoitteena on etsiä kullakin taajuudella pienin intensiteetti, jolla vaste vielä havaitaan. Tämä intensiteetti vastaa potilaan kuulokynnystä kyseisellä taajuudella dBnHL-asteikolla. Käytettäviä taajuuksia on neljä: 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ja 4000 Hz. Vasteet mitataan erikseen kummastakin korvasta kaikilla neljällä taajuudella. Yhteensä tehdään siis kahdeksan toisistaan erillistä mittausta ja yhdessä mittauksessa mitataan vasteita

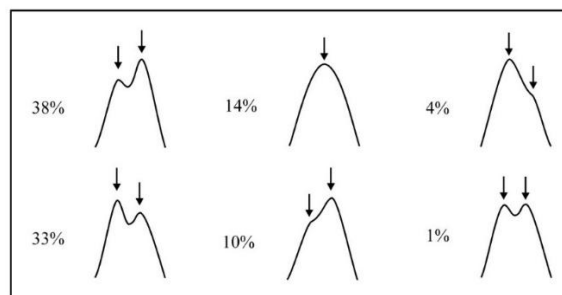
usealla eri intensiteetillä kynnysintensiteetin löytämiseksi. Mittausten aikana potilas nukkuu luonnollista unta tai on nukutettuna. ABR-mittaus voidaan tehdä myös potilaan maatessa sängyllä valveilla, mutta näissä tutkimuksissa potilas on yleensä aikuinen.

3.2.1.2. Vaste

Vasteen löytämiseksi aivosähkökäyrältä etsitään ns. V-aaltoa (aalloista lisää luvussa 3.2.1.4), joka näkyy käyrällä suuriamplitudisena muutoksena tyypillisesti 4–12 ms välillä (kuva 26). Amplitudi huipusta huippuun 40 dBnHL intensiteetillä on yleensä muutamien satojen nanovolttien luokkaa (Cebulla ym., 2014). V-aallon muoto on yksilöllinen ja eri henkilöiden V-aallot voivat poiketa toisistaan paljonkin. Toisilla aallossa on selkeä korkea piikki ja toisilla aallossa ei esiinny laisinkaan piikkiä vaan ainoastaan perustason (*baseline*) alapuolelle laskeva osuus. Piikin leveys voi myös vaihdella ja laskevalla osalla voi esiintyä porrasmaisia tasanteita. Monesti, varsinkin kuulokynnyksen lähellä, laskeva osuus on konvekksi eli alaspäin kuperan muotoinen eikä kuvan 25 mukaisesti jyrkästi laskeva. Myös huipun muoto vaihtelee (kuva 27) ja V-aallon huippu yhdistyy usein IV-aallon huippuun.



Kuva 26. V-aalto (wave V) aika-amplitudi-koordinaatistossa esitetyllä aivosähkökäyrällä. Stimuluksen intensiteettinä 40 dBnHL, V-aallon latenssi noin 7,5 ms ja amplitudi noin 150 nV (Cebulla ym., 2014).



Kuva 27. V-aallon huipun muodon vaihtelu kuudessa eri tapauksessa. Kuvaan on merkitty nuolilla IV- ja V-aallot. Aallot voivat seurata toisiaan erillisinä piikkeinä tai kynnysmäisesti ja vaihtelua esiintyy myös siinä kumman aallon piikki ulottuu korkeammalle. 14 % tapauksista IV-aaltoa ei voida erottaa lainkaan, vaan aallot ovat sulautuneet toisiinsa. (Picton, 2011)

Muodon lisäksi myös V-aallon latenssi vaihtelee, mutta latenssin vaihtelu on säännönmukaista. Latenssi riippuu mm. potilaan iästä, käytetyistä kuulokkeista, stimuluksen tyypistä ja stimuluksen intensiteetistä.

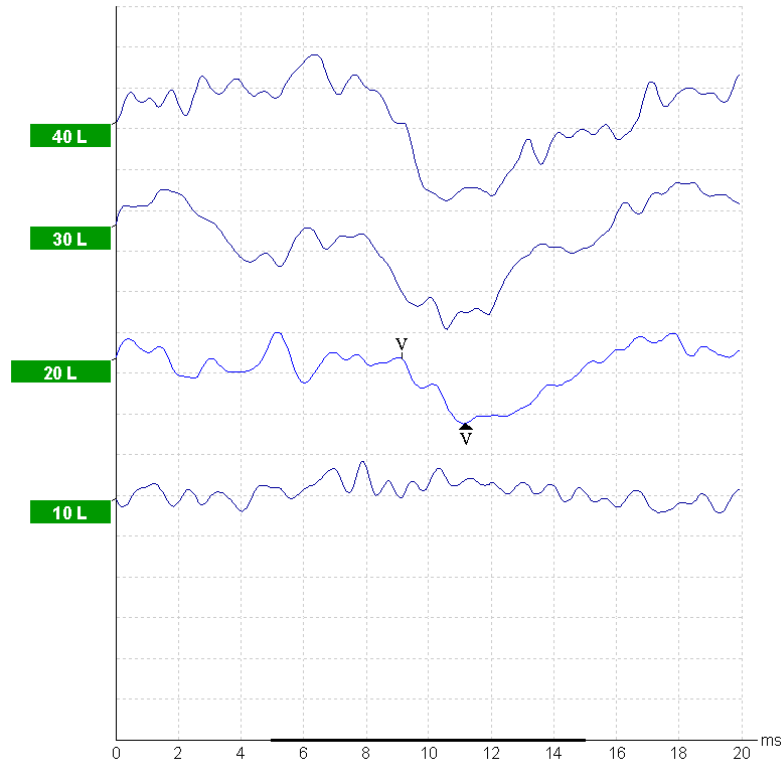
Vauvoilla latenssi on suurempi, koska kuulorata ei ole vielä täysin kehittynyt. Pienimmillä keskosilla V-aaltoa ei välttämättä saada lainkaan näkyviin, sillä vaste tulee näkyviin 25–32 viikon konseptioiässä (Mervaala ym., 2019). Vastasyntyneenä, noin 0–2 kuukauden biologisessa iässä, latenssi on 6–10 ms (Bellia ym., 2020; Cebulla ym., 2014; Ormundo ym., 2024; Saranto ym., 2016; Sharma ym., 2016). Vauvojen vasteen latenssi pienenee iän myötä kuuloradan kehittyessä ja on aikuisen tasolla 2–3-vuotiaana (Bellia ym., 2020; Rubin, 2021; Sharma ym., 2016).

Käytetty kuuloke vaikuttaa vasteen latenssiin, koska eri kuulokkeissa äänen kulkema matka muuntimesta (*transducer*) korvaan on eri pituinen. Inserttikuulokkeissa ääni kulkee muuntimen jälkeen noin 30 cm pitkää letkua pitkin ennen päätymistään korvakäytävään. Tämä aiheuttaa noin 0,9 ms viiveen, joka on laskettavissa jakamalla letkun pituus äänen nopeudella. Supra-auraalisiin ja sirkumauraalisiin kuulokkeisiin verrattuna vasteen latenssi inserttikuulokkeita käytettäessä on siis noin 0,9 ms suurempi (Van Campen ym., 1992).

Stimuluksen intensiteetti ja vasteen latenssi ovat kääntäen verrannollisia eli latenssi suurenee, kun intensiteetti pienenee (Picton, 2011; Polonenko & Maddox, 2019). Kun stimuluksen intensiteetti on suurempi, simpukan basilaarikalvon liike on voimakkaampi, jolloin useammat kuulohermosyyt aktivoituvat aiheuttaen synkronoidun summa-aktiopotentiaalin (Harris ym., 2018). Myös vasteen amplitudi riippuu stimuksesta, mutta sen kohdalla verrannollisuus on suora eli intensiteetin pienentyessä myös amplitudi pienenee, kunnes lopulta amplitudi on niin pieni, että vastetta ei voida luotettavasti erottaa kohinasta. Kuvassa 28 on kliinisestä kynnysmittauksesta saadut vastekäyrät, joissa latenssin ja amplitudin muutos intensiteetin funktiona näkyvät selkeästi.

Myös stimuluksen tyyppi vaikuttaa latenssiaikaan. Tutkimusten mukaan Chirp-stimuluksilla latenssiaika on lyhyempi kuin Click-stimuluksella, kun stimuluksen intensiteetti on suuri (Cebulla ym., 2014; Rodrigues & Lewis, 2012). Intensiteetin pienentyessä ero kuitenkin tasoittuu ja alimmilla intensiteeteillä latenssiaika Click-stimuluksella onkin pienempi kuin Chirp-stimuluksella (Rodrigues & Lewis, 2012).

Intensiteetin ja latenssin käänteistä verrannollisuutta tai intensiteetin ja amplitudin suoraan verrannollisuutta voi käyttää apuna vasteen tulkinnassa. Pieniampplitudin muutos käyrällä matalalla intensiteetillä ei todennäköisesti ole vaste, jos sen latenssi on lyhyempi kuin suuremmalla intensiteetillä mitatun vasteen. Toisaalta jos muutoksen amplitudi matalalla intensiteetillä on suurempi kuin korkeammalla intensiteetillä, ei kyseessä todennäköisesti myöskään ole vaste. Näissäkin tapauksissa mittajaan pitää kuitenkin katsoa kokonaiskuvaa ja arvioida, esiintyykö mittauksen aikana muita latenssiin ja amplitudiin vaikuttavia tekijöitä, esimerkiksi potilaan liikettä, joka on voinut aiheuttaa kuulokkeen tai elektrodien liikkumista.



Kuva 28. Luujohtokuulokkeilla tehty kliininen mitaus (NB CE-Chirp LS, 1 kHz), jossa näkyy selkeästi latenssin suureneminen ja amplitudin pieneneminen, kun stimuluksen intensiteetti pienenee. Intensiteetillä 10 dB V-aaltoa ei enää muodostu eli vastetta ei saada. Kynnykseksi mitattiin 20 dBnHL.

British Society of Audiology (BSA) suosittelee kuulokynnyksen tulkinnassa käytettäväksi ”kultaista standardia” (*gold standard*), jonka mukaan kuulokynnyksen yläpuolelta, 5–10 dB suuremmalla intensiteetillä, tulisi myös löytyä vaste ja toisaalta kuulokynnyksen alapuolelta, 5–10 dB pienemmällä intensiteetillä, tulisi rekisteröidä käyrä, jolla vastetta ei esiinny (Lightfoot ym., 2019).

3.2.1.3. Laskennalliset arvot vasteen arvioinnissa

Vasteen arviointiin on olemassa myös ohjelmistollisia apuvälineitä. Interacousticsin ohjelmisto tarjoaa avuksi FMP- (*Multiple Point F-test*), toistettavuus- (*reproducibility*), kohina- ja SNR- (*signal-to-noise-ratio* eli signaali-kohina-suhde) arvot. Näistä erityisesti kohina- ja SNR-arvot ovat hyödyllisiä, kun mittaja arvioi vasteen olemassaoloa ja mittauksen luotettavuutta.

Interacousticsin ohjelmisto mittaa kohinaa oletuksena 10 ms aikaikkunassa aloittaen 2 ms stimuluksen antamisen jälkeen. Kohinalukema näkyy ruudulla koko mittauksen ajan, ja kun kohina laskee alle 40 nV aikuisilla tai alle 20 nV lapsilla, kohinaa kuvaavan käyrän viereen ilmestyy vihreä palkki osoittamaan, että kohinataso on riittävän alhainen luotettavan mittauksen tekemiseen.

Signaali-kohina-suhde (SNR) määritetään kohinan avulla, kun mittaaaja merkitsee vasteaallon huipun ja pohjan näkyviin. Ohjelmisto laskee näiden merkkien avulla vasteen amplitudin (peak-to-peak), jonka se jakaa kohinalla ja tuloksena on SNR. Jotta vastetta voidaan pitää luotettavana, SNR tulisi olla vähintään 3 (Kerneis ym., 2023; Lightfoot ym., 2019).

Toistettavuus kuvaa sitä, kuinka samanlaisena mitattava signaali pysyy mittauksen aikana. Toistettavuus on sitä parempi (suurempi prosenttiarvo), mitä vähemmän vaihtelua signaalissa on. Kun signaalissa näkyy selkeä vaste, jonka paikka ei muutu ja kohina pysyy vakiona, toistettavuus on hyvä. Toistettavuusarvon nouseminen vaatii kuitenkin paljon keskiarvostuksia, eikä se ”ehdi” nousemaan muutaman sadan stimuluksen mittauksissa, vaikka vaste olisi täysin selkeästi havaittavissa. Toistettavuutta laskee myös se, että ABR-mittaukset tehdään tavallisesti vaihtelevalla polariteetilla, jolloin mitattu signaali vaihtelee joka toisessa toistossa.

FMP (*Multiple Point F-test*) on tilastollisen testin tuottama arvo, joka kuvaa sitä, kuinka todennäköisesti mitattava signaali sisältää vasteen. Mittauksen aikana Interacousticsin ohjelmisto piirtää ruudulle käyrää FMP-arvosta ajan funktiona ja ilmoittaa vihreällä palkilla, kun FMP-arvo ylittää arvon 2,25, jota pidetään 97,5 % luottamustasona vasteen löytymiselle (Skipper, 2022). FMP:n laskenta tapahtuu kuitenkin ”sokeasti” ja FMP-arvon saa nousemaan esimerkiksi PAM-vaste tai sopivasti käyrälle osuva stimulusartefakta. Mittaaja ei siis voi tuijottaa pelkkää FMP-arvoa vasteen tulokinnassa, mutta korkea FMP voi tukea visuaalisesti tehtyä havaintoa vasteesta.

3.2.1.4. Neurologinen ABR (nABR, BAEP)

Neurologista ABR:ää (nABR), josta käytetään myös laajasti lyhennettä BAEP (Brainstem Auditory Evoked Potential), voidaan käyttää kuuloradan toiminnan tarkasteluun. Mittausasetelma on samanlainen kuin kynnys-ABR-mittauksissa, mutta neurologisessa mittauksessa käytetään suurta äänen intensiteettiä, yleensä 80 tai 85 dBnHL, jotta kuulohermoon lähtevä sähköinen signaali olisi voimakas. Kulkiessaan kuulohermoa pitkin kohti kuuloaivokuorta sähköinen signaali saa aikaan kuuloherätevasteiden muodostumisen tietyissä anatomisissa paikoissa. Eri kohdissa kuulohermoa syntyneet vasteet on nimetty aaltoina I-V, sillä vaste näkyy aivosähkökäyrässä aaltomaisena piikkinä. Jotta kaikki aallot saataisiin näkyviin, toistofrekvenssi on neurologisessa ABR-tutkimuksessa pienempi (useimmiten 10–20 Hz) kuin kynnys-ABR-mittauksissa, sillä toistofrekvenssillä on suurempi vaikutus aaltojen I ja III amplitudeihin kuin kynnysmittauksessa käytetyn V-aallon amplitudiin (Lasky, 1997). Tiettyjä toistotaajuuksia käytetään myös siksi, että niillä on kerätty luotettavat ja pitkään käytössä olleet viitearvot (liite 1).

Neurologisen mittauksen vasteen I aalto syntyy heti simpukan ulkopuolella itse kuulohermossa ja aalto II nykytiedon mukaan takakuopan alueella intrakraniaalisessa rajapinnassa. Aalto II ei muodostu kaikilla

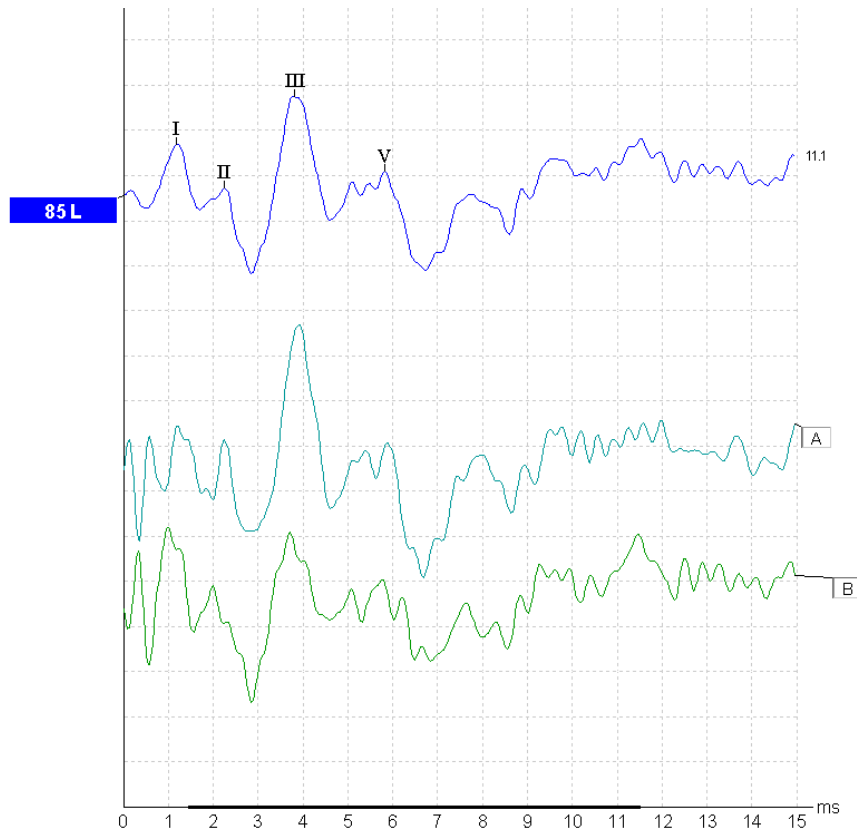
potilailla, vaikka potilas olisi normaalikuuloinen. Aalto III muodostuu simpukkatumakkeen ja oliivikumakkeen aktivoituessa ja IV-aalto lemniskaalisessa radassa tai aivosillan ylemmissä tumakkeissa. Myöskään IV-aaltoa ei nähdä kaikilla terveillä potilailla. Se voi myös olla yhdistynyt V-aaltoon, jolloin V-aallon aaltomuoto on yleensä leveä ja laakea. V-aalto, joka on diagnostisesti tärkein, muodostuu aivojen alakukkuloilla. Aaltojen I-V jälkeen voidaan osalla potilaista nähdä vielä aallot VI ja VII, joiden uskotaan olevan peräisin sisempien polvitumakkeiden alueelta ja talamokortikaalisesta radastosta (kuva 13). (Mervaala ym., 2019; Rubin, 2021)

nABR-tutkimus tehdään lähes poikkeuksetta käyttäen Click-stimulusta, jolla on laaja taajuusalue, joka mahdollistaa koko basilaarikalvon stimuloimisen. Laajataajuskaistaisella Chirp-stimuluksella saataisiin aikaan suurempi vaste (suurempi amplitudi), mutta ongelmaksi muodostuu viitearvojen puute ja ristiriitaiset tutkimustulokset I- ja III-aaltojen esiintymisessä. Rodriquesin & Lewisin (2012) tekemässä tutkimuksessa I- ja III-aalto puuttuivat useilta terveiltäkin potilailta Chirp-stimulusta käytettäessä, kun taas Chahed et.al. (2024) ja Cargnelutti et.al. (2017) saivat omissa tutkimuksissaan kaikki aallot näkyviin myös Chirp-stimuluksella.

Aaltojen esiintymisen lisäksi mittauksen tuloksena saadusta vastekäyrästä mitataan kaikkien aaltojen latenssit sekä latenssierot aaltojen I ja V, I ja III sekä III ja V välillä. Latensseja ja latenssieroja verrataan terveiltä potilailta mitattuihin viitearvoihin. Lisäksi tutkitaan mahdollisia puolieroja eli verrataan potilaan vasenta ja oikeaa korvaa. Terveillä potilailla puolieroja ei pitäisi olla, vaan latenssien tulisi olla symmetrisiä. Puoliero korvien välillä johtuu lapsilla usein konduktiivisesta ongelmasta välikorvassa, esimerkiksi välikorvaeritteestä. Liitteessä 2 on esitetty erilaisia poikkeavuuksia nABR:ssä ja niiden mahdollisia syitä.

Neurologisen ABR-mittauksen aikana simpukkaan kulkeutuva äänistimulus aktivoi simpukan karvasoluja. Karvasolujen aktivaatiosta aiheutuva potentiaali, ns. mikrofoniipotentiaali (CM, *cochlear microphonics*) nähdään neurologisen ABR-mittauksen vastekäyrän alussa ennen I-aaltoa, kun tarkastellaan erikseen positiivisen ja negatiivisen polariteetin stimuluksilla saatuja vasteita (Santarelli ym., 2006; Soares ym., 2016). Koska eri polariteetin stimulut liikuttavat karvasoluja eri suuntaan, ovat stimulusten aiheuttamat potentiaalit eri merkkiset ja näkyvät vastakkaisessa vaiheessa olevina aaltoina eri polariteetin vastekäyrissä (kuva 29). CM-vasteet ovat amplitudiltaan erittäin pieniä ja siksi ne saadaan esille vain käytettäessä suuri-intensiteettistä stimulusta (Elberling & Salomon, 1973). Tämän vuoksi niitä ei tyypillisesti nähdä kynnyks-ABR-mittauksissa. Jos CM-vasteet puuttuvat nABR-mittauksessa, syynä voi olla esimerkiksi meluvamman aiheuttama simpukan karvasolujen tuhoutuminen (osittain tai kokonaan). Tällöin puhutaan sensorineuraalisesta kuuloviasta, jolle on tyypillistä myös korkeat kynnyks-ABR vasteet, jotka eivät pienene luujohtokuuloketta käyttämällä. Myös korvan konduktiivinen kuulovika voi aiheuttaa sen, että simpukkaan päätyvän äänen intensiteetti on liian pieni, jotta CM-vasteet näkyisivät. Jos taas CM-vasteet näkyvät, mutta ABR-vasteita ei saada, on syytä epäillä kuulon neuropatian kirjon häiriötä (ANSD, *auditory neuropathy*

spectrum disorder), jossa simpukka toimii, mutta kuulohermo on vioittunut ja estää sähköisen signaalin pääsyn aivorunkoon tai vaikeuttaa sen kulkua merkittävästi (Santarelli ym., 2006; Sasidharan ym., 2023).



Kuva 29. Kuva kliinisestä mittauksesta, jossa CM-vasteet näkyvät selkeästi. Turkoosin värinen A-käyrä on negatiivisen polariteetin stimulusten käyrä ja vihreä B-käyrä positiivisten. Käyrän alussa (0–1 ms) käyrät ovat vastakkaisissa vaiheissa.

3.2.1.5. Peiteääni, ABR

ABR-mittauksissa peiteäänien käytön eli maskauksen tarvetta voi arvioida tutkimalla mittauksen aikana kontralateraalisen korvan vastekäyrää, jonka Interacousticsin ohjelmistossa saa auki valitsemalla yläpalkista C-ikonilla varustetun painikkeen. Käyrä esittää kontralateraalisen korvan takana sijaitsevan elektrodin ja otsalla olevan elektrodin välistä potentiaaliero. Vertaamalla kontralateraalisen korvan ja ipsilateraalisen (eli mitattavan) korvan käyriä keskenään, voidaan päätellä, pitääkö peiteääntä käyttää.

Jos kontrakäyrällä ei näy lainkaan vastetta, vaan käyrä sisältää vain kohinaa, maskaukselle ei ole tarvetta. Tällöin stimuluksen intensiteetti on niin pieni, että ääni ei kulkeudu kontralateraaliseen korvaan. Jos kontralateraalisen korvan käyrällä näkyy V-aallon vaste, mutta vasteen latenssi on suurempi kuin ipsilateraalisen korvan käyrällä, stimulus kulkeutuu kontralateraaliseen korvaan, mutta sen verran hitaasti, että vasteissa ilmenee latenssiero. Vaste ei latenssieron vuoksi sekoitu ipsilateraalisen korvan vasteeseen eikä peiteäänien käyttö ole tässä tapauksessa välttämätöntä. Jos kontrakäyrällä näkyy vaste, jonka amplitudi on pienempi kuin ipsilateraalisen korvan käyrällä (latenssilla ei ole merkitystä), stimulus kulkeutuu kontralateraaliseen korvaan tai

vaihtoehtoisesti kontralateraalisen korvan elektrodi havaitsee vasteen, koska vaste syntyy riittävän lähellä pään keskilinjaa, jonne kummankin korvan elektrodin mittausalue ulottuu. Koska amplitudi on kuitenkin pienempi kuin ipsilateraalilla puolella, maskausta ei tarvita. Sitä vastoin latenssiltaan aikaisempi tai amplitudiltaan suurempi vaste kontrakäyrällä ovat hälytysmerkkejä, joiden perusteella pitää lähteä suunnittelemaan peiteäänän käyttöä.

Kolmas apuneuvo peiteäänän tarpeen arvioinnissa on I-aalto. Koska I-aalto syntyy kuulohermon alkuosassa lähellä simpukkaa, ei kontralateraalisen korvan elektrodin mittausalue ylety niin pitkälle, joten kontralateraalinen elektrodi ei voi havaita ipsilateraalista I-aaltoa. Jos kontrakäyrällä näkyy selkeä I-aalto, on stimuluksen pitänyt kulkea kontralateraalisen korvan simpukkaan ja I-aallon muodostua kyseisen korvan simpukan vieressä. Tällöin kontralateraalissa kuuloradassa muodostuu myös V-aalto ja ipsilateraalinen elektrodi saattaa pystyä mittaamaan sen, koska V-aalto muodostuu lähellä pään keskilinjaa. Ei siis ole varmuutta, onko ipsilateraalilla käyrällä näkyvä V-aalto peräisin ipsilateraalista kuuloradasta vai kontralateraalista kuuloradasta eli tilanteessa on käytettävä peiteäänäntä.

3.2.2. Jatkuvan stimuluksen aivorunkoherätevastetutkimus (ASSR)

Jatkuvan stimuluksen aivorunkoherätevastetutkimuksissa käytetty äänistimulus on nimensä mukaisesti jatkuvaa ääntä eikä yksittäisiä stimuluksia kuten ABR-mittauksissa. Jatkuva ääni aktivoi aivorunkoa samalla tavalla kuin ABR:n yksittäiset stimulut ja aktivaatiossa muodostuva potentiaali mitataan pään kiinnitetyillä elektrodeilla. Erona ABR-mittaukseen on, että ASSR-mittaukseen voidaan käyttää vain kuulokynnysten määrittämiseen; ASSR-mittauksella ei saada samalla tavoin spesifiä tietoa kuulohermon toiminnasta. Potilaan näkökulmasta ASSR-mittaus eroaa kynnys-ABR-mittauksesta vain erilaiselta kuulostavan stimuluksen osalta.

3.2.2.1. Tutkimuksen kulku

ASSR-mittauksissa stimuluksena käytetään nykyään CE-Chirp-tyyppistä stimulusta, jonka toistofrekvenssi on 90 Hz vastasyntyneillä ja lapsilla sekä nukkuvilla aikuisilla tai 40 Hz hereillä olevilla aikuisilla (Georga ym., 2023; Lins ym., 1995; Maurizi ym., 1990; Rickards ym., 1994). Toistofrekvenssistä ei ole täyttä yksimielisyyttä, sillä Mühler ym. (2014) mukaan 40 Hz sopisi toistofrekvenssiksi myös vauvojen kuulokynnysten mittaamiseen. Kuulokynnys määritetään ABR:n tapaan 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ja 4000 Hz taajuuksilla. Kuulokkeina voidaan käyttää inserttikuulokkeita tai supra-auraalisia kuulokkeita ja elektrodit sijoitellaan ipsilateraalisesti. Koska ASSR:n stimulus mahdollistaa kummankin korvan samanaikaisen mittaamisen (ks. seuraava luku), kannattaa potilas mahdollisuuksien mukaan asetella niin, että kuulokkeet saadaan aseteltua hyvin kummankin korvan päälle.

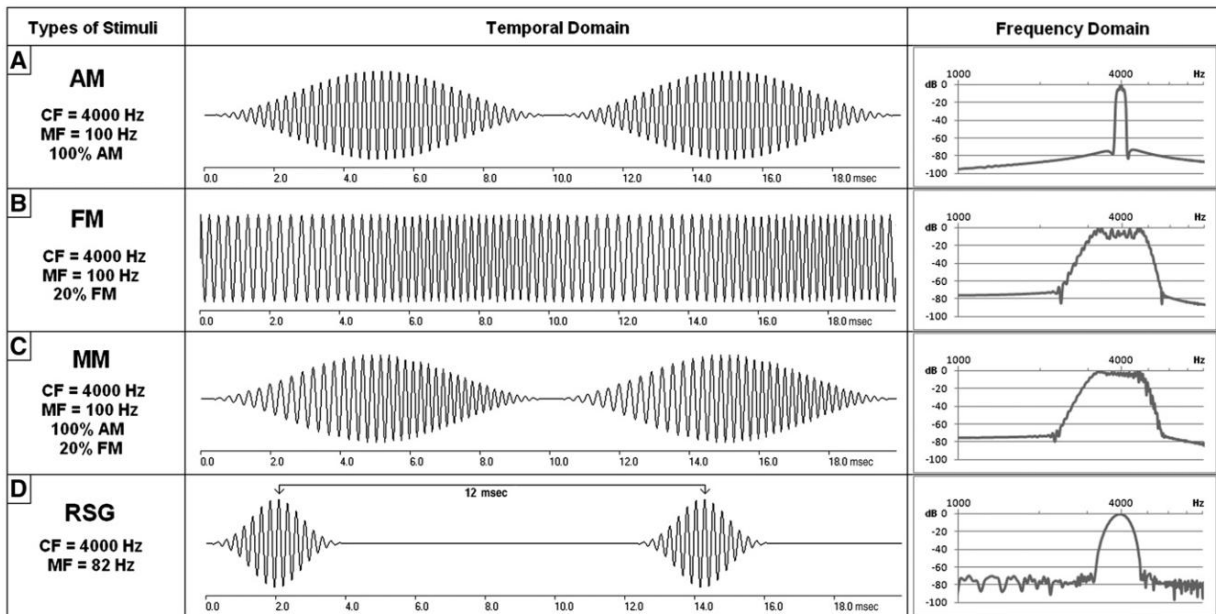
ABR:stä poiketen, ASSR-mittauksen vasteen olemassaolon tulkitsee tietokone. Mittaajan tehtäväksi jääkin vain potilaan tarkkailu, mittauksen keskeyttäminen ohimenevän häiriön ajaksi ja seuraavan mitattavan intensiteetin valinta.

3.2.2.2. Kantoaalto ja modulaatiotaajuus

ASSR-mittauksen suurin etu muihin kuulonherätevastetutkimuksiin verrattuna on mahdollisuus mitata kumpaakin korvaa samaan aikaan ja lisäksi vielä neljällä eri taajuudella. Optimaalisissa olosuhteissa on siis mahdollista suorittaa samanaikaisesti kahdeksaa eri mittausta. Tämä on mahdollista, sillä jokaista potilaan korviin syötettävää stimulusta on moduloitu eri tavalla, jolloin jokaisella eritaajuuksisella stimuluksella on oma modulaatiotaajuus (MF, *modulation frequency*), joka toimii ikään kuin tunnustemerkkinä. Alkuperäisiä taajuuksia, joilla kuulokynnykset halutaan määrittää (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ja 4000 Hz) kutsutaan kantoaallon taajuuksiksi tai kantotaajuuksiksi (CF, *carrier frequency*).

Moduloinnissa voidaan muuttaa stimuluksen amplitudia, taajuutta tai näistä kumpaakin. Amplitudimoduloidun (AM, *amplitude modulated*) stimuluksen peak-to-peak-amplitudia on muokattu niin, että se vaihtelee sinimuotoisesti valitun modulaatiotaajuuden mukaan (Korczak ym., 2012). Jos modulaatiotaajuus on esimerkiksi 100 Hz, stimuluksen amplitudi saavuttaa maksimiampitudin 100 kertaa sekunnin aikana, kuten kuvan 30 A-kohdassa. Taajuusmoduloidun (FM, *frequency modulated*) stimuluksen taajuutta on muutettu hieman kumpaankin suuntaan. Modulaatiotaajuudella 100 Hz taajuusmoduloitu stimulus saa ”oikean” taajuutensa eli kantoaallon taajuutensa 100 kertaa sekunnissa ja muulloin taajuus hieman oikeaa pienempi tai suurempi (kuva 30, B-kohta). Kolmas tapa moduloida stimulusta on käyttää sekä amplitudimodulointia että taajuusmodulointia samanaikaisesti (Katz ym., 2015; Korczak ym., 2012), jolloin puhutaan sekamoduloinnista (MM, *mixed modulation*).

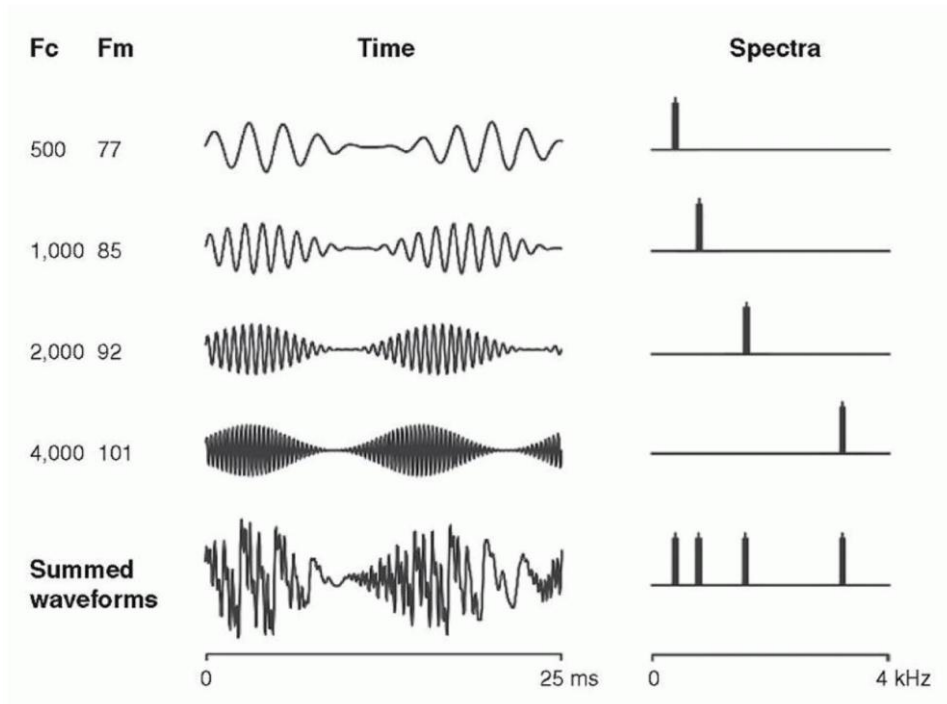
Sekamodulointi on nykyään yleisin käytössä oleva modulointitapa, sillä tutkimusten mukaan sen avulla saadaan parhaimmat vasteet (John & Purcell, 2008). Eri kantoaallot (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ja 4000 Hz) moduloidaan eri suuruisilla modulaatiotaajuuksilla, minkä seurauksena niiden aikaansaama heräteväste toistuu modulaatiotaajuuden mukaisella toistofrekvenssillä. Modulaatiotaajuudet valitaan halutun toistofrekvenssin (90 Hz tai 40 Hz) ympäriltä, esimerkiksi Linares ym. (2010) tekemässä lasten (toistofrekvenssi 90 Hz) kummakin korvan tutkimuksessa modulaatiotaajuudet olivat oikeassa korvassa 75 Hz (500 Hz-stimulukselle), 85 Hz (1000 Hz), 93 Hz (2000 Hz) sekä 101 Hz (4000 Hz) ja vasemmassa korvassa vastaavasti 79 Hz, 87 Hz, 95 Hz ja 103 Hz.



Kuva 30. A) 4000 Hz kantaaltoa on moduloitu 100 Hz taajuudella amplitudin suhteen, jolloin stimuluksen amplitudi vaihtelee 100 Hz taajuudella. B) 4000 Hz kantaaltoa on moduloitu 100 Hz taajuudella taajuuden suhteen, jolloin stimuluksen taajuus vaihtelee 100 Hz taajuudella. C) 4000 Hz kantaaltoa on moduloitu sekä amplitudin että taajuuden suhteen ja kumpikin näistä vaihtelee 100 Hz taajuudella. Kantaallon ”oikea” taajuus sekä maksimiampplitudi saavutetaan aina samaan aikaan. (Korczak ym., 2012)

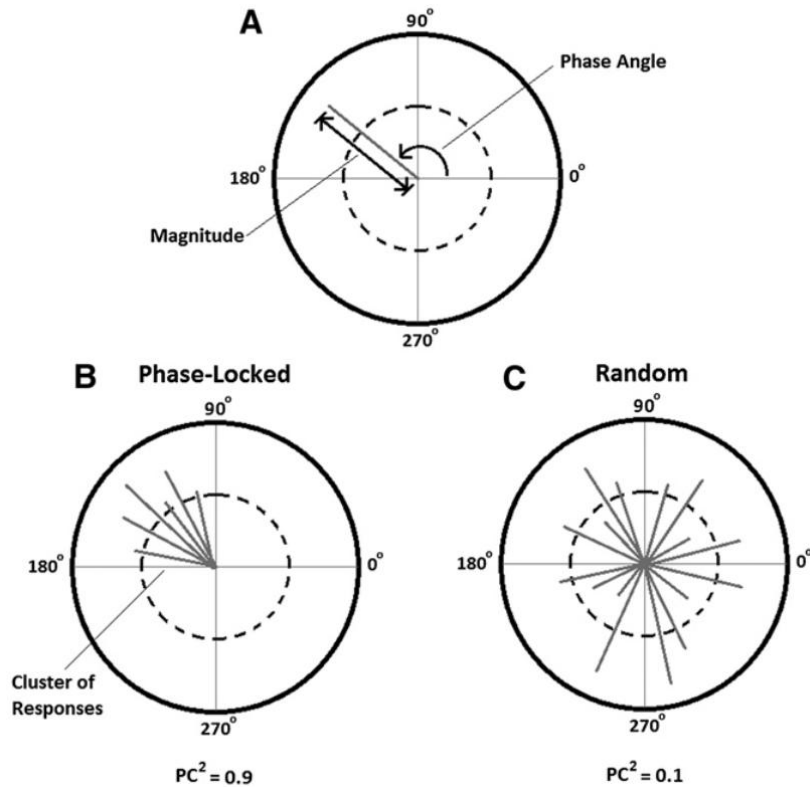
3.2.2.3. Vasteen tulkinta

Kun moduloituja stimuluksia syötetään korvaan, simpukasta lähtevä sähköinen signaali toistuu suurimmillaan amplitudimodulaatiotaajuuden mukaisessa tahdissa. Tietokone, joka tulkitsee vastetta, tunnistaa eri taajuiset äänistimulukset siitä, että niiden aiheuttama heräteväste aivorungossa (eli ABR:ssäkin tutkittu V-aalto) toistuu modulaatiotaajuuden määrittämällä taajuudella. Koska herätevästeestä tulkitaan taajuutta, muutetaan aika-amplitudi-koordinaatistossa elektrodeilla kerätty EEG-signaali taajuus-amplitudi-koordinaatistoon Fourierin muunnoksella. Jos stimulus on päässyt aivorunkoon asti ja aiheuttanut herätevästeen, nähdään taajuus-amplitudi-koordinaatistossa eli taajuusspektrissä kohinasta selvästi erottuva piikki stimuluksen modulaatiotaajuuden kohdalla, kuten kuvasta 31 nähdään.



Kuva 31. Korvaan on syötetty samanaikaisesti neljää eritaajuista ääntä ($F_c = 500$ Hz, 1000 Hz, 2000 Hz ja 4000 Hz), joiden modulaatiotaajuudet (F_m) ovat 77 Hz, 85 Hz, 92 Hz ja 101 Hz. Stimulusten summa-aalto aika-amplitudi-koordinaatistossa on esitetty alimman rivin keskellä. Taajuus-amplitudi-koordinaatistoon (Spectra-sarake) ilmestyy summa-aallon vasteena neljä piikkiä, yksi kunkin modulaatiotaajuuden kohdalle (Katz ym., 2015).

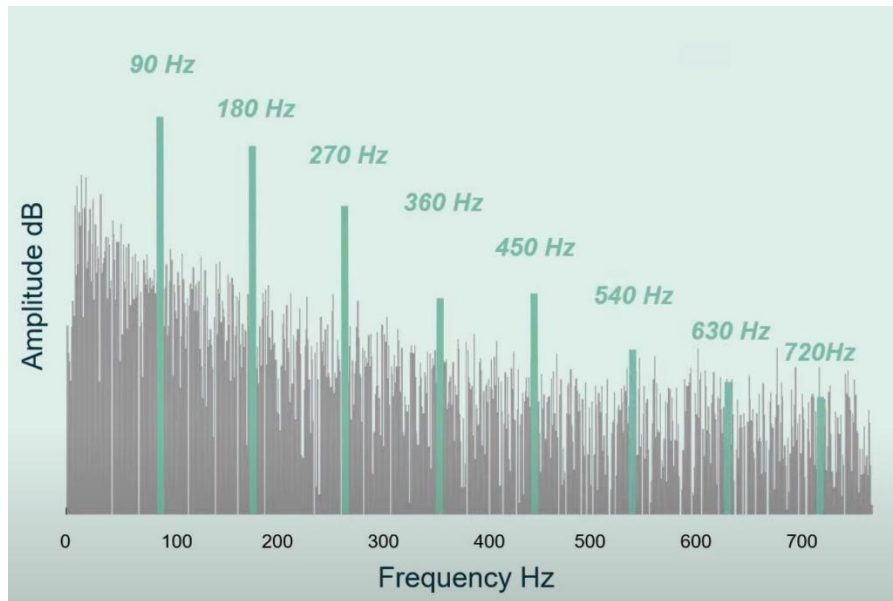
Taajuuden lisäksi vasteen tulkinnessa voidaan käyttää vaihekoherenssia (PC, *phase coherence*). Menetelmä vertailee korvaan lähtevän stimuluksen ja vasteena saatavan aallon vaiheita (Katz ym., 2015). Tietokone laskee aaltojen välisen vaihe-eron, jonka tulisi stimuluksesta toiseen pysyä suunnilleen samana, sillä aika stimuluksen ja vasteen havainnoinnin välillä pitäisi olla vakio, jos korva ja kuulohermo toimivat normaalisti. Vaihekoherenssin mittarina on yleensä koherenssin neliö, PC^2 , jonka arvo vaihtelee nollan ja yhden välillä. Mitä lähempänä yhtä PC^2 on, sitä paremmin aaltojen välinen vaihe-ero pysyy vakiona (Katz ym., 2015; Korczak ym., 2012; Stapells ym., 1987). Vaihe-eroa tulkitaan polaarikoordinaatistossa, jossa vaihe-eroa kuvaa vektorin suunta ja vasteen amplitudia vektorin pituus. Kuvassa 32 on esitetty tilanne, jossa vaihe-ero säilyy (kohta B) ja voidaan tulkita merkiksi luotettavasta vasteesta sekä tilanne, jossa vaiheet ovat satunnaisia (kohta C) eikä vastetta saada.



Kuva 32. A) Stimulusaallon ja mitatun vasteaallon vaihe-ero on n . 135 astetta eli vektorin kulman verran (Phase Angle). Vektorin pituus ilmoittaa amplitudin suuruuden (Magnitude). B) Vaihe-lukittu tilanne (Phase-Locked). Eri stimulusten ja niitä vastaavien vasteiden vaihe-ero pysyy suunnilleen samana eli kaikki vektorit osoittavat ympyrän samaan neljännekseen. Vaihekoherenssin neliö (PC^2) on 0,9 eli lähellä yhtä. Tietokone tulkitsee, että luotettava vaste on löytynyt. C) Satunnainen vaihe-ero. Stimulusten ja EEG-käyrältä havaitun aallon vaihe-ero vaihtelee. Vaihekoherenssin neliö on lähes nolla eli vastetta ei löytynyt vaan EEG-käyrän allot ovat olleet satunnaisia kohinan aiheuttamia poikkeamia perustasosta. (Korczak ym., 2012)

Kolmas tapa vasteen tulkinnassa on tutkia mitatun aivosähkökäyrän taajuusspektrin piikkejä ja etsiä modulaatiotaajuuden piikin lisäksi sen harmonisia ylätaajuuksia (ks. luku 2.1.3). Harmoniset ylätaajuudet ovat perustaajuuden (tässä modulaatiotaajuus) monikertoja, jotka syntyvät simpukassa, jota voidaan pitää akustisesti kummastakin päästään avoimena resonanssiontelona. Mitä useampia harmonisia ylätaajuuksia (kuva 33) spektristä löytyy, sitä luotettavampana vastetta voidaan pitää. Interacousticsin ohjelmisto pyrkii etsimään jopa 12 modulaatiotaajuuden monikertaa ja käyttämään myös niistä saatavaa amplitudi- ja vaihekoherenssitietoa vasteen tulkinnan apuna (Cebulla ym., 2006).

Interacousticsin ohjelmisto käyttää vasteen automaattisessa tunnistamisessa kaikkia edellä mainittuja kolmea menetelmää, mikä lisää merkittävästi vasteen tunnistamisen luotettavuutta sellaisiin ohjelmistoihin verrattuna, jotka käyttävät vain taajuusspektriä tai vaihekoherenssia (Cebulla ym., 2006).



Kuva 33. 90 Hz modulaatiotaajuus ja sen harmonisia ylätaajuuksia taajuus-amplitudi-koordinaatistossa. Harmaat, matalammat ja ohuemmat piikit esittävät kohinaa (Maslin & Nielsen, *Interacoustics Academy*, 2021).

3.2.3. ABR- ja ASSR-menetelmien vertailu

Kirjallisuushaulla löytyi yhteensä 35 artikkelia, joissa vertailtiin ABR- ja ASSR-menetelmiä kuulontutkimuksessa. Vanhin artikkeleista oli vuodelta 1995 ja uusin vuodelta 2024. Artikkelit on listattu taulukkoon 2, jossa kustakin artikkelista kerrotaan kirjoittajan ja julkaisuvuoden lisäksi käytetty laitteisto ja stimulus, jos nämä on artikkelissa mainittu. Suurimmassa osassa artikkeleita ei mainita ASSR-stimuluksen tyyppiä, vaan ainoastaan stimuluksen moduloinnin syvyys prosentteina amplitudin ja taajuuden suhteen. Muutamissa näistä artikkeleista toistuu kuitenkin sana "tone", joten on luultavaa, että käytössä on ollut pure tone -stimulus.

Yhteensä 26 julkaisussa eli noin 75 % kaikista artikkeleista kynnyks-ABR-mittaus oli tehty käyttämällä laajataajuuksista Click-stimulusta, jonka avulla ei saada tarkkoja kynnyksiä eri taajuuksilla. Näissä artikkeleissa ASSR-menetelmää oli useimmiten pidetty ABR-menetelmää parempana juuri paremman taajuuskohtaisen tarkkuuden vuoksi. Click-ABR:n ja ASSR:n vertailussa tuli myös usein esiin Click-ABR:n nopeus ASSR:ään verrattuna, mikä on luonnollista, koska Click-ABR:ssä tehdään vain yksi mittaus korvaa kohti. Lisäksi lähes kaikissa julkaisuissa mainittiin Click-ABR:llä saadun kynnyksen korreloivan hyvin 2 kHz ja 4 kHz ASSR-kynnyksen kanssa, mikä selittyy sillä, että Click-stimulus on painottunut 2–4 kHz alueelle.

Taulukko 2. ABR- ja ASSR-menetelmiä vertailevat julkaisut.

Kirjoittajat ja julkaisuvuosi	ABR-laitteisto	ABR-stimulus	ASSR-laitteisto	ASSR-stimulus
(Ding ym., 2024)	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp
(Eder ym., 2022)	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp
(Eder ym., 2020)	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp
(Frank ym., 2017)		NB CE-Chirp / Low-Chirp		
(Aimoni ym., 2018)	Otometrics ICS Chartr	Click	Otometrics ICS Chartr	Pure tone
(Çelik ym., 2016)	ICS Charter	Click	ICS Charter	
(Firszt ym., 2004)	Nicolet Spirit	Click	ERA Systems Evoked Response Audiometer	
(François ym., 2016)	Interacoustics Eclipse	Click	Interacoustics Eclipse	
(Ivo Rodrigues ym., 2015)	IHS Smart EP	Click	IHS Smart EP	
(Kandogan & Dalgic, 2013)	Amplaid MK 12	Click	GSI Audera	
(Kumar ym., 2008)		Tone burst	GSI Audera	
(Lin ym., 2009)		Click	Smart EP	
(Linares ym., 2010)	Smart EP	Click / Tone burst	Smart EP	
(Lemajić-Komazec ym., 2019)	Interacoustics Eclipse	Click	Interacoustics Eclipse	
(Luts ym., 2004)	Madsen Era 2260	Click	Madsen Orbiter	
(Luts, 2005)	Madsen Era	Click	Madsen Orbiter	
(Martínez Fernández ym., 2007)	GSI Audera	Click	GSI Audera	
(Michel & Jørgensen, 2017)		Tone burst		NB CE-Chirp
(Moreno-Aguirre ym., 2010)	Neuronic Audix	Click	Neuronic Audix	
(Mourtzouchos ym., 2018)	Interacoustics Eclipse	Click	Interacoustics Eclipse	Chirp
(Mühler ym., 2014)	Interacoustics Eclipse	BB Chirp	Interacoustics Eclipse	NB Chirp
(Núñez-Batalla ym., 2016)	Interacoustics Eclipse	Click	Interacoustics Eclipse	
(Porto ym., 2011)	Smart EP	Tone burst	Smart EP	Tone pip
(Rance ym., 1995)				
(Roberson Jr ym., 2003)	Biologic Systems Traveler Express	Click / Tone burst	ERA	
(Rodrigues & Lewis, 2010)	Intelligent Hearing Systems	Tone burst	IHS	Tone pip
(Savio ym., 2006)	Neuronic Audix	Click	Neuronic Audix	
(Scherf ym., 2006)	Nicolet IV Viking & GSI Audera	Click	GSI Audera	
(Singer ym., 2018)	Interacoustics Eclipse	BB CE-Chirp	Interacoustics Eclipse	
(Song ym., 2015)	Natus Biologic Navigator Pro	Click	Natus Biologic Navigator Pro	
(Stueve & O'Rourke, 2003)	Biologic Systems Traveler Express	Click / Tone burst	ERA Systems Evoked Response Audiometer	Pure tone
(Vander Werff ym., 2002)	Biologic Navigator	Click	ERA Systems	
(Vasileiou ym., 2018)			Interacoustics Eclipse	
(Venail ym., 2015)	Interacoustics Eclipse	Click	Interacoustics Eclipse	NB CE-Chirp
(Zhang ym., 2021)	Otometrics	Click	Otometrics	Pure tone

Vain 11 tutkimuksessa käytettiin ABR-menetelmän stimuluksena kapean taajuuskaistan stimuluksista, jolla voidaan määrittää kuulokynnys taajuuskohtaisesti. Näistä vain neljässä tutkimuksessa oli käytetty nykyaikaista NB CE-Chirp -stimuluksista. Muissa tutkimuksissa oli käytössä tone burst- tai tone pip -stimulus, joilla mitattujen vasteiden amplitudit jäävät pienemmiksi kuin Chirp-perheen stimuluksilla (ks. kappale 3.1).

Niissä neljässä tutkimuksessa, joissa ABR-mittaukset oli tehty Chirp-stimuluksella, yhdessä tutkimuspopulaatio ei koostunut vastasyntyneistä; Frankin ym. (2017) tutkimukseen oli valittu 25 normaalikuuloista aikuista, Dingin ym. (2024) tutkimukseen 27 lasta (3–6-vuotiaita) ja Ederin ym. tutkimuksissa ikähaarukka oli 3 kk – 15 vuotta (2020) ja 9 kk – 7 vuotta (2022). Ederin ym. (2020, 2022) tutkimukset ovat siis potilasaineistoltaan lähimpänä tätä tutkimusta.

Eder ym. (2020, 2022) raportoivat artikkeleissaan, että ASSR-menetelmällä saatiin matalampia kuulokynnyksiä kuin ABR-menetelmällä. Vuoden 2022 tutkimuksen perusteella erot olivat erityisen merkittäviä niiden lasten osalta, joilla oli vakava kuulovamma; terveistä korvista mitatut kynnyksarvot erosivat noin 5 dB ja kuuloviallisista korvista mitatut noin 15 dB. Myös Click-ABR:ää käyttävissä tutkimuksissa on todettu, että ASSR-menetelmällä saadaan matalammat kynnykset ja lisäksi ASSR-menetelmällä voidaan saada vaste sellaiselta potilaalta, jolla ABR ei ole tuottanut minkäänlaista vastetta (Firszt ym., 2004; Kandogan & Dalgic, 2013). Small & Stapells (2004) osoittivat omassa tutkimuksessaan, että ASSR-menetelmää käytettäessä kuurostakin korvasta voidaan saada vasteita, erityisesti korkeilla intensiteeteillä, matalilla taajuuksilla ja/tai luujohtokuulokkeita käytettäessä. Siksi ei voida olla täysin varmoja, johtuvatko matalammat ASSR-kynnykset menetelmän tehokkuudesta ABR-menetelmään verrattuna vai mahdollisesta häiriöstä mittauksen aikana. Eder ym. (2020, 2022) kehottaakin käyttämään kuulontutkimuksissa kumpakin menetelmää varmemman mittaustuloksen aikaansaamiseksi.

Ding ym. (2024) ja Frank ym. (2017) vertasivat tutkimuksissaan ABR- ja ASSR-menetelmillä (NB CE Chirp-stimuluksilla) saatuja kuulokynnyksiä käyttäytymiseen perustuvilla tutkimusmenetelmillä (BHT, *behavioral hearing threshold*) saatuihin kuulokynnyksiin. Dingin ym. (2024) tutkimuksen mukaan ASSR-kynnykset olivat 2–5,7 dB matalampia kuin BHT:n vastaavat (eli ASSR arvioi kuulon paremmaksi kuin BHT). ABR-kynnykset taas olivat 1,4–6,8 dB korkeampia kuin käyttäytymiseen perustuvat kynnykset (eli ABR arvioi kuulon huonommaksi kuin BHT). Frankin ym. (2017) tutkimuksessa verrattiin 500 Hz taajuudella määritettyjä kuulokynnyksiä viidellä erilaisella stimuluksella: LCBERA (low-Chirp, 300–600 Hz + valkoista kohinaa, ABR), NNBERA (tone pip, ABR), NBCBERA (NB CE-Chirp, ABR), NBCASSR40 (NB CE-Chirp, ASSR, MF=40 Hz) ja NBCASSR90 (NB CE-Chirp, ASSR, MF=90 Hz). Lähimmäs BHT:ta päästiin LCBERA- tai NBCBERA-stimuluksilla, jotka kummatkin ovat ABR-menetelmän Chirp-stimuluksia. Kolmanneksi parhaat kynnykset saatiin ASSR-menetelmällä Chirp-stimuluksella ja 40 Hz modulaatiotaajuudella.

ABR- ja ASSR-menetelmien vertailua vaikeuttaa se seikka, että vain osassa tutkimuksista ei kerrota, ovatko mitatut kuulokynnykset yksikössä dBnHL vai dBeHL, ja jos ne ovat korjattuja (dBeHL), millaisia korjausarvoja on käytetty. Näyttäisi kuitenkin siltä, että nykyaikaisilla laitteilla Chirp-stimulusta käytettäessä sekä ABR- että ASSR-menetelmä tuottavat totuudenmukaisia kuulokynnysarvoja.

3.2.4. Otoakustiset emissiot

Otoakustisilla emissioilla (OAE, *otoacoustic emission*) tarkoitetaan simpukasta peräisin olevia eräänlaisia kaikuääniä. Äänet ovat nykytietämyksen peräisin simpukan ulkokarvasolujen liikkeestä (Prieve & Fitzgerald, 2015). Liikkeestä syntynyt ääni kulkee korvassa ns. takaperin simpukasta kuuloluiden ja tärykalvon kautta korvakäytävään, jossa se voidaan havaita pienen mikrofonin avulla (De Boer, 1991). OAE-mittaus tutkii korvan simpukan toimintaa, joten sen avulla ei saada tietoa kuulohieron toiminnasta, eikä onnistunut OAE-mittaus ei siten sulje pois mahdollista neurologista kuulovikaa.

Vastasyntyneiden kuulontutkimuksessa OAE-mittaukset ovat jo pitkään olleet merkittävässä roolissa, sillä Suomessa 2000-luvun alkupuolelta asti vastasyntyneiden kuuloseulassa on käytetty automaattista OAE-mittausta (aOAE, *automated otoacoustic emission*) (Saalasti-Koskinen Ulla ym., 2006). Automaattisessa mittauksessa hoitaja asettaa vauvan korvaan kaiuttimen ja mikrofonin sisältävän pienen korvakappaleen ja käynnistää mittauksen. aOAE-laite syöttää korvaan tyypillisesti transienttiherätteitä (TEOAE, *transient evoked otoacoustic emission*) eli yksittäisiä lyhyitä ääniä, joiden välissä aOAE-laite kuuntelee mikrofonin avulla, syntykö simpukassa äänen seurauksena vasteääni, joka kulkeutuu korvakäytävään. Laite tulkitsee vasteen itse ja ilmoittaa mittauksen jälkeen, menikö tutkimus läpi (vaste saatiin mitattua) vai ei.

Otoakustisia emissioita voidaan mitata myös taajuuskohtaisesti. Tällöin kyseessä on enemmän tietoa antava mittaus, jonka suorittaa audiologian alan ammattilainen. TEOAE-mittauksessa tutkitaan emissioiden syntyä 1,0–6,0 kHz taajuuksilla. Mittaus on nopeutensa ja helppoutensa vuoksi tärkeä pienten lasten kuulontutkimusmenetelmä. Lisäksi se tehdään tarvittaessa osana vastasyntyneiden kuulontutkimusta, jossa mitataan tarkemmin kuuloseulassa huolta herättäneen vauvan kuuloa.

4 Tutkimusmenetelmät

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, miten eri kuulontutkimusmenetelmillä tehtyjen tutkimusten kesto ja tuloksena saatu estimoitu audiogrammi eroavat toisistaan vauva- ja lapsipotilailla. Tutkimusdataa kerättiin retrospektiivisesti elokuun 2023 ja joulukuun 2024 välisenä aikana tehdyistä tutkimuksista. Kerätyn datan perusteella eri kuulontutkimusmenetelmiä vertailtiin sekä kvantitatiivisesti että kvalitatiivisesti. Lisäksi vertailtiin kuulontutkimuksen suorittamista haastatteleamalla tutkimuksia suorittavia henkilöitä (audionomit ja sairaalafysikot). Potilaita ei haastateltu.

4.1. Tutkimuspopulaatio

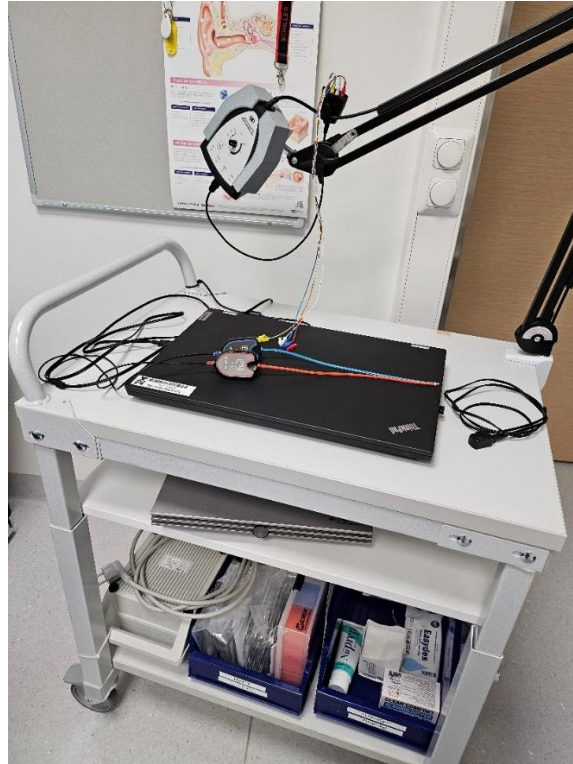
Tutkimuksen pääkohteena olivat Satasairaalassa syntyneet vauvat, joilta ei ollut saatu vastetta synnytysvuodeosastolla seulontalaitteella tehdyssä aOAE-mittauksessa tai aABR-mittauksessa. Nämä vauvat tulivat synnytysvuodeosaston läheteellä kuuloasemalle 0–2 kuukauden ikäisinä, ja heille tehtiin tällöin taajuuskohtainen kuulokynnyksen määrittäminen ABR- tai ASSR-menetelmällä sekä useimmille myös neurologinen ABR-tutkimus. Tutkimuksen diagnostinen toimenpidekoodi oli ”XA410 Kuuloherätevastetutkimus (sisältäen ABR/BAEP, ASSR)”. Tähän tutkimukseen valittiin vuoden 2023 elokuun ja vuoden 2024 elokuun välillä tehdyt vauvojen kuulomittaukset, joita oli yhteensä 38. Tutkimuksissa oli käytetty 37 kertaa ABR-menetelmää ja 13 kertaa ASSR-menetelmää. Osaa vauvoista oli siis tutkittu kummallakin menetelmällä.

Toisena tutkimuskohteena olivat potilaat, joille oli tehty kuulontutkimus nukutettuna päiväkirurgian leikkaussalissa. Nämäkin potilaat tulivat diagnostiseen toimenpiteeseen ”(XA410) Kuuloherätevastetutkimus (sisältäen ABR/BAEP, ASSR)”. Potilaat olivat pääosin leikki-ikäisiä lapsia ja useilla heistä oli kehityksellisiä tai neurologisia ongelmia. Näiden lasten kuulontutkimus äänesaudiometrialla ei olisi antanut luotettavia tuloksia. Tutkimukseen valittiin vuoden 2023 elokuun ja vuoden 2024 joulukuun välillä tehdyt nukutettujen lasten kuulomittaukset, joissa oli määritetty lapsen kuulokynnykset eri taajuuksilla. Kuulomittauksia oli yhteensä 31 kappaletta. Näistä lapsista 21:lle oli tehty ASSR-tutkimus ja 21:lle ABR-tutkimus. Osalle lapsista oli tehty kumpikin tutkimus.

4.2. Tutkimuslaitteisto

Kliinisissä mittauksissa käytettiin Satasairaalaan kesällä 2023 hankittua Interacousticsin valmistamaa mittausjärjestelmää, johon kuuluu Eclipse-mittalaitteiston lisäksi EPA-esivahvistin EPA4-kaapeliliittimellä, IP30-inserttikuulokkeet (oikea ja vasen) sekä erilliset mittausohjelmat ASSR:n (ASSR-moduuli, versio 1.3.0.22) ja ABR:n (EP15-moduuli, versio 4.6.1.37) mittaamisen. Mittauslaitteisto on esitelty kuvassa 34. Hankinnassa päädyttiin juuri tähän laitteistoon, koska sillä onnistuu molempien herätevastemittausten suorittaminen,

käyttöliittymä oli käytettävyydeltään kilpailijoita parempi, mittausohjelmilla on yhteinen tietokanta (OtoAccess) ja laitteistoa voi myöhemmin täydentää uusilla mittausmoduuleilla. Positiivista oli myös se, että sama laitteisto oli jo käytössä myös oman yhteistyöalueemme yliopistollisessa sairaalassa, joten tutkimustietojen siirtäminen sairaaloiden välillä onnistuu helposti, jos potilas siirtyy jatkohoitoon yliopistolliseen sairaalaan.



Kuva 34. Tutkimuslaitteisto sijoitettuna liikuteltavaan kärryyn. Kärryn päällä laitteistoon yhdistetty tietokone, keskimmaisella hyllyllä Eclipse-tutkimuslaite ja alimmalla hyllyllä kliinisissä tutkimuksessa tarvittavat oheistarvikkeet kuten elektrodit. Lisäksi alimmalla hyllyllä on suojaerotusmuuntaja.

Esivahvistin on 2-kanavainen eli siihen voidaan liittää kaksi aktiivista elektrodia. Kaksikanavaisuus mahdollistaa siis kummankin korvan mittaamisen samaan aikaan. Esivahvistimen vahvistuksen suuruus herätevastemittauksissa on 80 dB, taajuusvaste 0,5 Hz – 11,3 kHz ja yhteismuotoisen jännitteen vaimennussuhde (CMRR) yli 100 dB. Esivahvistimessa on impedanssimittaus 0,5–25 kΩ:n alueella erikseen kullekin neljälle elektrodille, jotka liitetään vahvistimeen EPA4-kaapeliliittimellä. Kaapeliliittimen etuna on, että se voidaan irrottaa esivahvistimesta tutkimuksen aikana, jolloin esimerkiksi tutkitavan vauvan vaipanvaihto tai syöttäminen onnistuu helposti elektrodien ja niiden johtojen koskematta. Kaapeliliittimestä lähtevät elektrodijohdot oli letitetty keskenään, jotta ulkoisista magneettikentistä johtoihin induoituva sähkövirta olisi mahdollisimman pieni. Käytössä olivat monikäyttöiset johdot, joiden päässä oli elektrodin nepparin ympärille kiinnittyvä nipistin.

4.2.1. Mittausasetukset

ABR-mittausohjelmiston asetuksissa käytettiin Guy Lightfootin Eclipse-laitteistolle suosittelemia asetuksia, jotka pohjautuvat British Society of Audiology (BSA) suosituksiin (Lightfoot, 2023). Suositusten mukaan stimuluksen polaarisuus oli vaihteleva ja mittausikkunan pituus 20 ms. Ohjelmistollinen alipäästösuodatin oli asetettu arvoon 1500 Hz ja ylipäästösuodatin arvoon 33 Hz. Vasteiden keskiarvostamisessa käytettiin Bayesilaista painotusta. Mittauksissa käytettiin ns. pehmeää aloitusta, kun stimulusintensiteetti oli ≥ 45 dBnHL ilmajohteisesti mitattaessa tai ≥ 35 dBnHL luujohtomittauksessa. Pehmeä aloitus nostaa äänen intensiteettiä asteittain, jolloin kovat äänet eivät tunnu potilaasta niin epämiellyttäviltä. Automaattisia mittauksen lopettavia ehtoja ei ollut käytössä.

Neurologisissa ABR-mittauksissa stimuluksena oli laajataajuuskaistainen Click-stimulus, jonka kesto oli 100 μ s ja toistotaajuus 11,1 Hz. Neurologisissa mittauksissa stimuluksen intensiteetti oli vakio; 80 dBnHL. Kynnys-ABR-mittauksissa protokollien asetuksina käytettiin Guy Lightfootin BSA:n suositusten pohjalta laatimia asetuksia (Lightfoot, 2023). Asetusten mukaan kynnysmittauksissa esimerkiksi käytettiin NB CE-Chirp -stimulusta, ja toistotaajuus oli joko 43,1 Hz (stimulus 500 Hz), 45,1 Hz (stimulus 1 kHz) tai 49,1 Hz (stimulus 2 ja 4 kHz). Yhden kilohertsin mittauksissa toistotaajuutta jouduttiin välillä muuttamaan maksimissaan puolella hertsillä vaihtovirtahäiriön vuoksi. Taulukko käytetyistä ABR-asetuksista löytyy liitteestä 3.

ASSR-mittauksissa stimuluksen toistotaajuus oli noin 90 Hz lukuun ottamatta hereillä olevia aikuisia, joilla toistotaajuutena käytettiin noin 40 Hz. Mittausten "Test Method Priority"-asetus, joka kuvaa mittauksen tuloksen luotettavuutta ja toimii lopetusehtona, oli maaliskuun 2024 jälkeen "Accuracy" ja tätä aiemmin "Speed". Accuracy-asetuksella tilastollinen luotettavuus on 99 % ja Speed-asetuksella 95 %. Kummallakin asetuksella mittaus päättyy automaattisesti, kun valittu luotettavuus on saavutettu tai mittaus on kestänyt 6 minuuttia. Tarvittaessa 6 minuutin mittausaika voidaan pidentää, jotta valittu luotettavuus saavutetaan. Muutamassa mittauksessa käytettiin pidennystä ja pidennysaika oli tuolloin yksi minuutti eli mittaus kesti yhteensä 7 minuuttia. Taulukko kaikista käytetyistä ASSR-asetuksista löytyy liitteestä 4.

Kummallakin mittausmenetelmällä hylkäystasoa vaihdeltiin eri mittauksissa. Aluksi käytössä oli Interacousticsin suosittelema ja ohjelmistoihin esiasettama 40 μ V, mutta tämä todettiin ongelmalliseksi ja siksi testattiin eri hylkäystasoja eri mittausmenetelmillä ja eri mittausympäristöissä TYKS:n sairaalafysikko Esa Ojalan ohjeistukseen perustuen.

4.2.2. Elektrodit

Tutkimuksessa käytettiin elektrodeina nepparielektrodeja (Natus Medical), jotka on alun perin suunniteltu käytettäväksi vastasyntyneiden kuuloseudontalaitteen kanssa. Elektrodit sopivat hyvin vauvojen ja lasten mittauksiin pehmeytensä vuoksi. Muutamissa mittauksissa elektrodeina oli saatavuusongelmien vuoksi

Ambu Neuroline 720 –nepparielektrodit tai saman tyyppin johdolliset elektrodit touch proof -liitännällä. Kaikki käytetyt elektrodit olivat hopea-hopeakloridielektrodeja, jotka olivat itsekiinnittyviä, ja joissa oli valmiina johtavuutta parantava märkägeeli. Kuvassa 35 esitelty tutkimuksessa käytetyt elektrodit.



Kuva 35. Vasemmalla Ambu Neuroline 720-elektrodit johdollisina ja oikealla Natus Medcalin nepparielektrodit.

4.3. Kuulokynnyksen mittaaminen

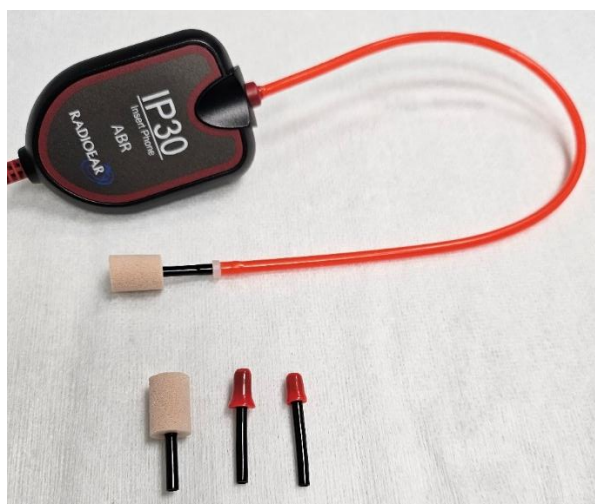
Kliinisissä tutkimuksissa kuulokynnysten mittausparina toimivat kaksi fyysikkoa, fyysikko ja audioniomi tai fyysikko ja laboratoriohoitaja. Tutkimuksissa määritettiin potilaiden taajuuskohtaiset kuulokynnykset (dBnHL) neljällä eri taajuudella; 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz ja 4 kHz käyttäen joko ABR- tai ASSR-menetelmää.

Ennen kuulontutkimusta potilaiden korvat tarkistettiin lääkärin toimesta. Vauvoille otomikroskopia tehtiin valveilla ja lapsille nukutuksessa. Lapsille saatettiin otomikroskopian lisäksi tehdä muita korva-, nenä- ja kurkkualueen toimenpiteitä, esimerkiksi korvien putkitus. Nämä toimenpiteet tehtiin ennen kuulontutkimuksen aloittamista ja lääkäri raportoi mahdollisista kuuloon vaikuttavista toimenpiteistä kuulontutkimuksen tekijöitä.

Kuulontutkimus aloitettiin käsittelemällä tutkittavan henkilön iho huolellisesti kuorivalla geelillä (NuPrep) niistä kohdista, joihin elektrodit aseteltiin. Kuorimisella saadaan poistettua suurin osa kuolleesta ihosolukosta, mikä parantaa sähkönjohtavuutta ihon ja elektrodin välillä. Elektrodit kiinnitettiin iholle välittömästi kuorimisen jälkeen, ja elektrodien impedanssit tarkistettiin mittauslaitteistoon kuuluvan esivahvistimen avulla. Tutkimuksissa pyrittiin siihen, että kaikkien elektrodien impedanssit olisivat alle 5 k Ω ja lisäksi impedanssit olisivat 2 k Ω :n sisällä toisistaan. Matalilla impedansseilla yritettiin varmistaa, että tutkimus olisi mahdollisimman laadukas ja häiriötön. Tarvittaessa elektrodit irrotettiin ja iho kuorittiin uudelleen impedanssitavoitteen saavuttamiseksi. Kuuden vauvan kohdalla elektrodien vaihtaminen ja ihon kuoriminen uudelleen ei auttanut, vaan impedanssit jäivät selvästi tavoitteesta. Näissäkin tapauksissa mittaus saatiin kuitenkin tehtyä.

Ihon käsittelyn jälkeen mitattavat vastasyntyneet syötettiin ja heidät yritettiin saada nukahtamaan huoltajan syliin tai sitteriin. Vauvojen huoltajia oli etukäteen ohjeistettu valvottamaan vauvaa ennen tutkimusta ja varaamaan mukaan maitoa, jotta vauva voidaan syöttää. Lisäksi ohjeistettiin, että vauvan päätä ja niskaa ei tulisi rasvata tutkimuspäivänä, koska rasvat ja öljyt heikentävät elektrodien kiinnittymistä. Huoltajille tehty ohjeistus löytyy liitteestä 5.

Kun vauva nukahti tai lapsi oli nukutettu, elektrodit liitettiin esivahvistimeen elektrodijohtoilla ja tarkistettiin elektrodien impedanssit. Tämän jälkeen korviin asetettiin inserttikuulokkeet, joiden kertakäyttöisten korvakappaleiden koko valittiin potilaan korvakäytävän koon mukaan. Vauvoilla käytettiin 3,5 mm tai 4,0 mm polyvinyylidikloridista valmistettuja kertakäyttötippejä (Sanibel infant insert ear tip, kuva 36). Lapsilla valikoimassa oli edellä mainittujen lisäksi S-koon kertakäyttöiset vaahtomuovitiipit (Sanibel foam tip small/pediatric, kuva 36). Jos lääkäri oli pyytänyt myös OAE-mittausta, se tehtiin ennen inserttikuulokkeiden ja elektrodijohtojen asettamista.



Kuva 36. Kliinisissä tutkimuksissa käytetyt korvakäytävätipit. Rivissä vasemmalla Sanibel foam tip small/pediatric, keskellä Sanibel infant insert ear tip 4,0 mm ja oikealla Sanibel infant insert ear tip 3,5 mm.

Kynnysmittauksen aloitusintensiteetti valittiin lähetetietojen ja mahdollisen edeltävän OAE- tai nABR-mittauksen perusteella. Tarkoituksena oli välttää turhien, kynnysintensiteettiä selvästi korkeampien, intensiteettien mittaamista ja käyttää mittausaika tehokkaasti lähellä kuulokynnystä olevien intensiteettien tarkkaan mittaamiseen. Jos ilmajohtokynnykset olivat selvästi madaltuneet, mitattiin kuulokynnykset taajuuskohtaisesti myös luujohdolla.

ASSR-menetelmällä kuulokynnyksen mittaaja sääti hylkäystason, valitsi mitattavan intensiteetin ja käynnisti mittauksen. Tietokone määritteli, löydettiinkö kyseisellä intensiteetillä vaste. Mittaajan tehtäväksi jäi seuraavan mitattavan intensiteetin valinta ja mahdollisen päätöksen tekeminen siitä, pitääkö jonkin yksittäisen intensiteetin mittauksessa pidentää mittausaikaa. ASSR-menetelmällä pystyttiin tekemään

mittausta samaan aikaan kaikilla neljällä taajuudella, ja jos potilaan nukkumisasento sen mahdollisti, niin kumpaakin korvaa mitattiin samaan aikaan. Aivan kuulokynnyksen kohdalla osa mittauksista piti tehdä yksittäin, jotta päästiin parhaisiin tuloksiin. Erityisesti 500 Hz:n mittaus kynnyksen kohdalla meni varmemmin läpi, kun muita stimuluksia ei syötetty korvaan samaan aikaan.

ABR-menetelmällä mitattaessa mittaajan piti säätää hylkäystaso ja valita intensiteetti ennen mittauksen käynnistämistä. Lisäksi mittauksen aikana mittaajan piti tarkastella muodostuvaa EEG-käyrää, päätellä näkyykö käyrässä vaste ja arvioida onko vasteen amplitudi riittävän suuri kohinaan nähden ($SNR > 3$). Näiden lisäksi mittaaja piti silmällä keskiarvostusten lukumäärää ja kohinatasoa. Hyvissä mittausolosuhteissa mittauksen keskiarvostusten määrä vauvomitauksissa oli 800–1200 ja leikkaussalissa suuremman häiriötason vuoksi 1000–2000. Häiriöisissä mittausolosuhteissa keskiarvostusten lukumäärää kasvatettiin. Kohinan osalta pyrittiin alle 40 nV:n lukemaan, jotta signaali-kohinasuhde olisi mahdollisimman suuri. ABR-menetelmällä mitattiin vain yhtä korvaa ja yhtä taajuutta kerrallaan aloittaen korkeimmasta taajuudesta ja siirtyen asteittain matalampaan taajuuteen. Vauvoja mitattaessa mitattiin yleensä toisen korvan kaikki taajuudet ja siirryttiin sitten toiseen korvaan, jotta vauvaa liikuteltaisiin tutkimuksen aikana mahdollisimman vähän. Näin toimittiin, koska useimmat vauvat nukkuivat huoltajan sylissä, jolloin mittaajalla oli pääsy vain toiselle korvalle kerrallaan. Leikkaussalissa tehdyissä tutkimuksissa mittaaja pystyi asettamaan inserttikuulokkeen samaan aikaan kumpaankin korvaan, joten tutkimus eteni mittaamalla kumpikin korva vuorotellen ennen taajuuden vaihtamista.

Kynnysmittausten lisäksi tehtiin vielä neurologinen ABR-mittaus. Siinä keskiarvoistuksia kerättiin mittausolosuhteista riippuen 800–3800. Myös tässä mittauksessa pyrittiin alle 40 nV:n kohinatasoon. Mittaus lopetettiin, kun aallot I, III ja V saatiin luotettavasti esille, ei kuitenkaan ennen 800 keskiarvostusta. Jos aaltoja ei alkanut muodostua 1000 keskiarvostuksen kohdalla mittaus lopetettiin 1000 ja 2000 keskiarvostuksen välillä.

Ensimmäisissä mittauksissa hylkäystasona oli 40 μ V, joka oli Interacousticsin suositus ja laitteiston esiasetus. Käytäntö kuitenkin osoitti, että luonnollisessa unessa olevia vauvoja mitattaessa sopiva hylkäystaso on 5–10 μ V, jotta vauvan liikkeistä ja maiskuttelusta aiheutuva EMG-signaali suodattuu pois eikä peitä alleen tai sekoitu mittauksen kohteena olevaan kuulovasteeseen. Leikkaussalissa taas hylkäystason on hyvä olla suurempi, luokkaa 40–80 μ V. Leikkaussaliympäristössä häiriö on jatkuvaa ja lähes koherenttia, jolloin sen vaikutus mitattavaan signaaliin saadaan minimoitua keskiarvostuksen avulla. Jos hylkäystaso asetetaan liian lähellä jatkuvan häiriön amplitudia, osa häiriöstä suodattuu pois ja jäljelle jäänyt häiriö ei ole enää yhtä säännöllistä, jolloin keskiarvoistus ei poista sitä yhtä tehokkaasti. Tällöin mitattavan signaalin perustaso heittelehtii ja signaali saattaa virheellisesti muistuttaa laakeaa ABR-vastetta, jossa V-aallolla ei ole selkeää huippua.

Tutkimuksen suorittamisen jälkeen haettiin OtoAccess-ohjelman tietokantaa ja Lifecare-potilastietojärjestelmää käyttäen tiedot potilaan gestatioiästä, mahdollisista riskitekijöistä, määritetystä kuulokynnyksestä kullakin taajuudella sekä kynnystaajuuden mittauksessa esiintyneestä kohinatasosta. ABR-menetelmällä tehdyistä mittauksista kerättiin lisäksi seuraavat tiedot: keskiarvostusten määrä, hylkäystaso, hylkäysprosentti, toistettavuus, FMP-arvo (*Multiple Point F-test*) ja signaali-kohinasuhde (SNR).

4.4. Kuulontutkimuksen keston mittaaminen

Kliinisten kuulontutkimusten kestot määritettiin jälkikäteen OtoAccess-ohjelman tietokantaan tallennettujen tutkimustietojen perusteella. Kummankin tutkimustyyppin kokonaiskesto sekä eri taajuuksilla tehtyjen mittausten kestot pystytään määrittämään tallennettujen tietojen perusteella. Mittausajat kerättiin samaan taulukkoon muun mittauksista kerätyn datan kanssa.

4.5. Kuulonmittauksen suorittamisen arviointi

Kuulonmittausajat täyttivät kuulomittausten aloituksen yhteydessä noin 50 ensimmäisen potilaan kohdalla lomakkeen, josta käy ilmi unen tyyppi (luonnollinen vai nukutus) ja syvyys, käytetyn inserttkuulokkeen korvakappaleen koko, vanhempien kooperaation taso (vauvojen mittauksissa), korvakappaleen tiiviyys ja pysyminen korvissa, tutkimustilan äänitaso, elektrodien impedanssit sekä muita huomioita. Lomake löytyy liitteestä 6. Kerätyt tiedot vietiin samaan taulukkoon muiden kuulomittauksesta saatujen tietojen kanssa.

4.6. Kansallinen kysely

Ennen varsinaisen tutkimuksen aloittamista tehtiin synnytysvuodeosastoille suunnattu kansallinen kysely, jonka tarkoituksena oli selvittää, millaisia toimintatapoja eri synnytysairaaloissa käytetään vastasyntyneiden kuuloseuloihin liittyen. Kysely tehtiin Google Forms -alustalla, ja kyselyn linkki lähetettiin synnytysairaaloiden synnytysvuodeosastojen osastonhoitajille, apulaisosastonhoitajille ja osastonlääkäreille sähköpostitse keväällä 2024. Kyselyn kysymykset löytyvät alta.

1. Mistä sairaalasta ja miltä osastolta vastaat?
2. Mitä menetelmää (tai menetelmiä) vastasyntyneiden kuuloseulassa käytetään?
3. Kuinka monen vuorokauden ikäisenä kuuloseula yleensä tehdään ensimmäisen kerran?
4. Mitä vaaditaan, että kuuloseula menee läpi? Pitääkö vaste saada kummastakin korvasta?
5. Kuinka monen vuorokauden ikäisenä kuuloseula yleensä uusitaan, jos se ei ole mennyt läpi ensimmäisellä kerralla?
6. Kuinka monta kertaa kuuloseula tehdään yhteensä (synnytysvuodeosastolla, neuvolassa, ...) ennen vauvan lähettämistä jatkotutkimuksiin?

7. Kuka tekee kuuloseulatutkimuksen synnytysvuodeosastolla?
8. Millä laitteella (tai laitteilla) kuuloseula tehdään?
9. Mihin yksikköön (sairaalan ja osaston nimi) vauva ohjataan tarkempiin jatkotutkimuksiin, jos kuuloseula ei mene läpi?
10. Mihin ikään mennessä (kuukausina) vauvat keskimäärin pääsevät jatkotutkimuksiin?
11. Mitä mittausmenetelmää (tai menetelmiä) jatkotutkimuksissa käytetään?

Kyselyn vastaukset kerättiin taulukkolaskentaohjelman taulukoksi. Samoista synnytysairaaloista lähetetyt vastaukset yhdistettiin ja vastauksia tulkittiin sairaaloittain. Kyselyn yhteenveto on käsitelty tuloksissa kohdassa ”Vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokollat Suomessa”.

4.7. Datan käsittely ja analyysimenetelmät

Tutkimukseen valittujen vauvojen ja lasten kuulomittausten data eriteltiin mitatun korvan ja mitatun taajuuden mukaan. Näin yhdestä mittauksesta, jossa mitattiin kumpikin korva neljällä eri taajuudella, saatiin yhteensä kahdeksan datapistettä. Näillä datapisteillä on sama tunnistenumero (mittauksen järjestysluku).

Mittauksen kestoa määritettäessä otettiin huomioon mitattavan taajuuden kaikkien eri intensiteeteillä tehtyjen mittausten kokonaiskesto. Kesto kertoo siis, kuinka kauan meni selvittää, mikä on kuulokynnys kyseisessä korvassa kyseisellä taajuudella. Toisin kuin kesto kuulokynnys, kohina, hylkäystaso sekä ABR-menetelmän osalta SNR, FMP, toistettavuus ja stimulusten lukumäärä on ilmoitettu ainoastaan sen intensiteetin osalta, joka oli lopullinen kuulokynnys. Lisäksi päädyttiin yksinkertaisuuden vuoksi siihen, että kuulokynnykset ilmoitettiin alimman tai ylimmän mitatun intensiteetin mukaan, jos mittauksia ei ollut tehty tuota intensiteettiä pienemmillä/suuremmilla arvoilla. Esimerkiksi jos kuulokynnys oli ≤ 10 dB eli alin mitattu intensiteetti oli 10 dB, eikä sitä pienempiä intensiteettejä ollut mitattu, merkittiin dataan kuulokynnykseksi 10 dB.

Dataan lisättiin analyysivaiheessa sarake ”Löydös”, jonka arvo oli normaali tai poikkeava kuulokynnyksen mukaan; taajuuksilla 500 Hz ja 1 kHz löydös määritettiin normaaliksi, jos kynnys oli pienempi tai yhtä suuri kuin 30 dBnHL ja taajuuksilla 2 kHz ja 4 kHz rajana oli 20 dBnHL. Huomattakoon myös, että kaikki kynnykset ja intensiteettiarvot on ilmoitettu yksikössä dBnHL eli tässä tutkimuksessa ei ole otettu huomioon korjausarvoja.

Aineiston ryhmien välisissä vertailuissa, esimerkiksi eri menetelmillä tehtyjä mittauksia vertailtaessa, käytettiin riippumattomien ryhmien t-testin parametritonta vastinetta; Mann-Whitneyn U-testiä. Tämä valittiin siksi, että aineisto ei ole normaalijakautunut. Tämä todettiin käyttäen Shapiro-Wilkin testiä. Korrelaatioita tutkittaessa käytettiin Kendallin järjestyskorrelaatiokerrointa (Kendallin tau-b). Myös tämä on

parametriton eikä vaadi normaalijakautunutta dataa. Koska useammilla muuttujilla oli keskinäisiä korrelaatioita, käytettiin korrelaation tutkimiseen osittaiskorrelaatiota, joka ottaa huomioon muiden muuttujien vaikutuksen.

5 Tulokset

5.1. Kuulontutkimusprotokollat

5.1.1. Vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokollat Suomessa

Vastasyntyneille tehdään sairaalassa ennen kotiutumista kuuloseula, jolla pyritään mahdollisten kuulo-ongelmien varhaiseen tunnistamiseen. Aiemmin suosituksena on ollut, että kuuloseulan läpäisemiseen riittää, että toinen korvista läpäisee seulan. Nykytiedon mukaan on kuitenkin tärkeää, että lapsi kuulee molemmilla korvillaan (Culbertson & Gilbert, 1986; Jensen ym., 1989; Lieu, 2013) ja WHO:n suosituksena (WHO, 2021) onkin, että vauva lähetetään jatkotutkimuksiin myös siinä tapauksessa, että vain toinen korva läpäisee seulatutkimuksen.

Tämän tutkimuksen yhteydessä tehtiin myös lyhyt kysely vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokollista synnytyssairaaloiden synnytysvuodeosastoille. Kyselyyn saatiin kevään 2024 aikana 35 vastausta yhteensä 16 eri synnytyssairaalaista. Suomessa oli kyselyn suorittamisen aikaan 23 synnytyssairaala (Hauhio ym., 2023), joista kyselyyn vastasi siis noin 70 %.

Kyselyyn vastanneista synnytyssairaaloista kahdeksassa (50 %) noudatettiin nykyistä suositusta, jonka mukaan kummankin korvan tulee läpäistä kuuloseula. Muutamassa vastauksessa todettiin, että toistaiseksi seulan läpäisyyn riittää vain toisen korvan mittaaminen onnistuneesti, mutta tähän suunnitellaan muutosta lähitulevaisuudessa. Yhdeksässä (56 %) sairaalassa kuuloseula koostui automaattisesta OAE-mittauksesta ja seitsemässä (44 %) sairaalassa tehtiin sekä aOAE- että aABR-mittaus. Mittauslaitteista suosituin oli Otometrics AccuScreen, joka oli käytössä 12 sairaalassa (75 %). Muita käytössä olevia laitteita olivat GSI Novus, Interacoustics Titan ja Interacoustics OtoRead.

Kuuloseulan suoritti 12 sairaalassa (75 %) kuka tahansa työvuorossa oleva hoitaja tai kätilö. Neljän sairaalan vastauksessa mainittiin, että kuuloseulan tekijä on erikoistunut kuulomittauksiin tai saanut perehdytyksen niiden tekemiseen. Näistä neljästä vastauksesta kolmessa tarkennettiin, että kaikki hoitajat/kätilöt olivat saaneet perehdytyksen. Tämä on mahdollisesti tilanne myös niiden 12 sairaalan osalta, jotka ilmoittivat, että kuka tahansa työvuorossa olevista, voi tehdä kuuloseulaan kuuluvat mittaukset.

Kuuloseula tehtiin kaikissa sairaaloissa vauvan ollessa 1–2 vuorokauden ikäinen. Jos kuuloseula ei mennyt läpi, sitä uusittiin kaikissa sairaaloissa useamman kerran ennen kotiuttamista. Jos seula ei tällöinkään mennyt läpi, se uusittiin useimmissa sairaaloissa 1–4 viikon iässä joko synnytysosaston omalla kontrollikäynnillä, neuvolassa tai suoraan korva- nenä- ja kurkkutautien poliklinikalla tai kuulokeskuksessa.

Kaikkiaan vastasyntyneiden kuulontutkimukseen liittyvät protokollat vaikuttavat melko yhteneviltä koko maan osalta. Suurimmat eroavaisuudet ovat kuuloseulan läpäisemisen hyväksymisessä ja diagnostisten tutkimusten ajankohdassa. Tulevaisuudessa toivottavasti koko maassa siirrytään noudattamaan WHO:n suosituksia.

5.1.2. Satasairaalan aiempi vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokolla

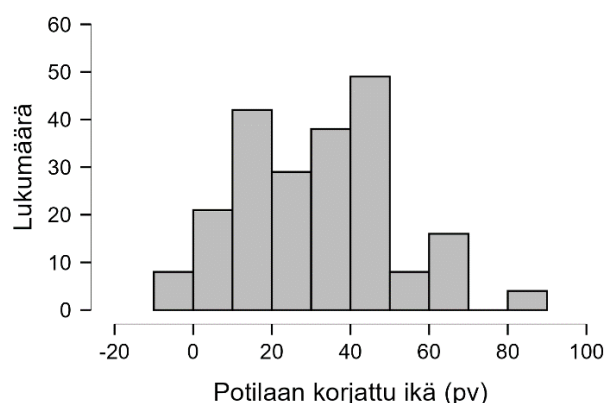
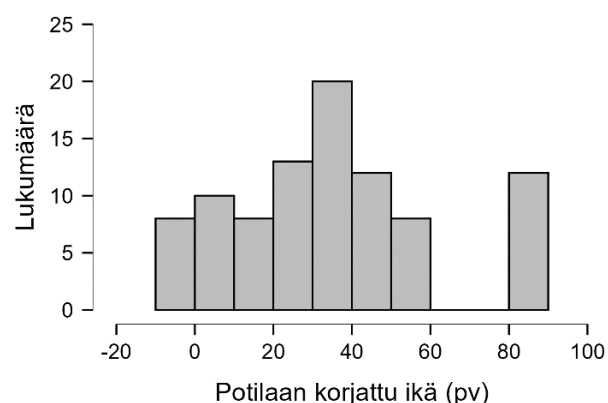
Ennen tähän lisensiaatintutkielmaan liittyvien uusien tutkimusmenetelmien käyttöönottoa Satasairaalan kuulontutkimusprotokolla oli suppeampi. Vastasyntyneelle tehtiin synnytysvuodeosastolla kuuloseula, johon kuului aOAE-mittaus kummastakin korvasta. Jos aOAE-mittaus ei mennyt läpi, tehtiin vauvalle aABR-mittaus. Jommankumman mittauksen onnistuminen kummastakin korvasta riitti hyväksytyyn seulontatulokseen. Tarvittaessa mittauksia uusittiin ennen kotiuttamista synnytysvuodeosastolla ja kotiuttamisen jälkeen imetyspoliklinikalla useita kertoja. Jos kuuloseulaa ei saatu menemään läpi, vauva lähetettiin korva-, nenä- ja kurkkutautien poliklinikan yhteydessä toimivalle kuuloasemalle, jossa audionomi toisti seulamittaukset. Jos seula ei edelleenkään mennyt läpi, tehtiin lähete TYKS:aan, jossa sairaalafysikko teki tarkemmat tutkimukset (ABR).

Protokollan ongelmana oli, että TYKS:aan saapuessaan vauva oli monesti jo kolmen kuukauden ikäinen. ABR-tutkimuksen tekeminen näin vanhalle vauvalle on haastavaa, koska vauva nukkuu lyhyempiä aikoja ja uni ei ole yhtä syvää kuin vastasyntyneellä. Näin ollen tutkimuksen kesto pitenee merkittävästi ja sen luotettavuus ei ole yhtä hyvä. Lisäksi pitkät ajomatkat Turkuun olivat raskaita varsinkin Pohjois-Satakunnan alueelta saapuville eikä vauvaa ollut mahdollista valvottaa koko pitkää automatkaa, mikä entisestään huononsi vauvan unta tutkimuksen aikana. Myös huoltajien epävarmuus vauvan kuulon tilasta jatkui kohtuuttoman pitkään, mikä rasitti monia huoltajia henkisesti. Nämä ongelmat olivat uuden protokollaan ja uuden tutkimusmenetelmän käyttöönoton taustalla.

5.2. Kuulontutkimusmenetelmät

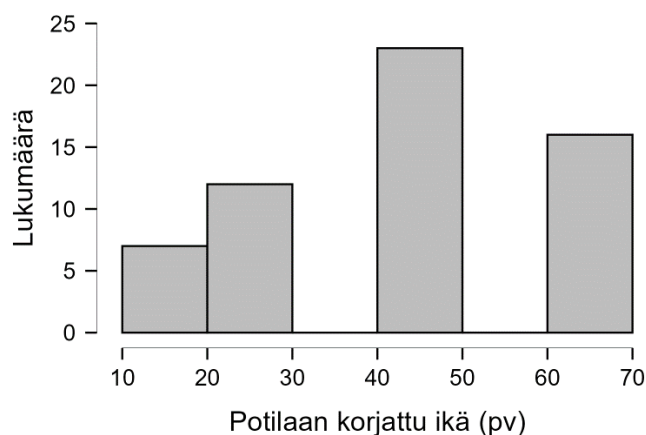
5.2.1. Vauvojen kuulontutkimukset

Tutkimukseen valituissa 38:ssa vauvojen kuulonmittauksessa osassa käytettiin ABR-menetelmää ja osassa ASSR-menetelmää. Kuvassa 37 on esitetty potilaiden ikäjakauma kummankin menetelmän osalta. Koska kuulomittausten data eriteltiin mitatun korvan ja mitatun taajuuden mukaan, saatiin yhdestä sellaisesta mittauksesta, jossa mitattiin kumpikin korva neljällä eri taajuudella, yhteensä kahdeksan datapistettä. Tutkimuksessa datapisteitä eli yksittäisiä mittauksia oli vauvojen ilmajohtomittausten osalta yhteensä 306.

ABR, N=215**ASSR, N=91**

Kuva 37. Vauvojen ilmajohtomittausten ikäjakauma. Vasemalla ABR-menetelmällä ja oikealla ASSR-menetelmällä tehtyjen ilmajohtomittausten ikäjakauma. Osalle vauvoista tutkimus oli tehty kummallakin menetelmällä.

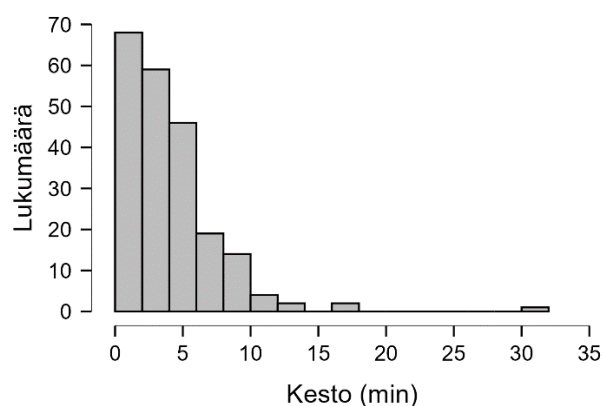
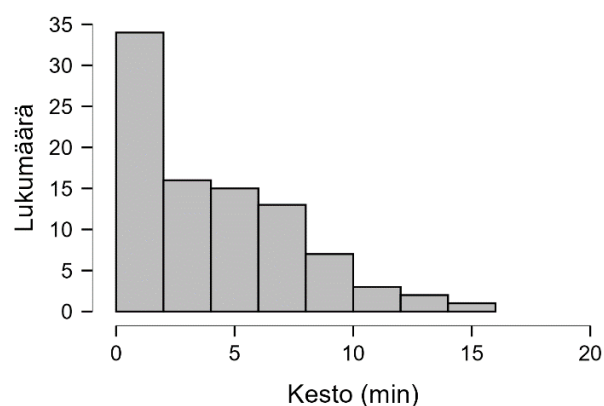
Osalle vauvoista oli tehty ilmajohtomittauksen lisäksi luujohtomittaus. Kaikki luujohtomittaukset (N = 58) oli tehty ABR-menetelmää käyttäen. Kuvassa 38 on luujohtomittausten ikäjakauma.

BC, N=58

Kuva 38. Luujohtomittausten ikäjakauma. Kaikki luujohtomittaukset oli tehty ABR-menetelmällä.

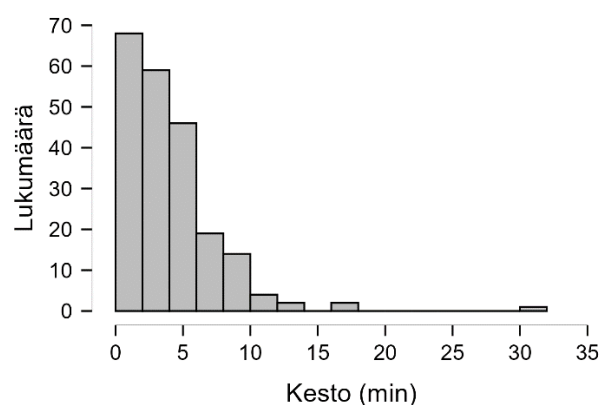
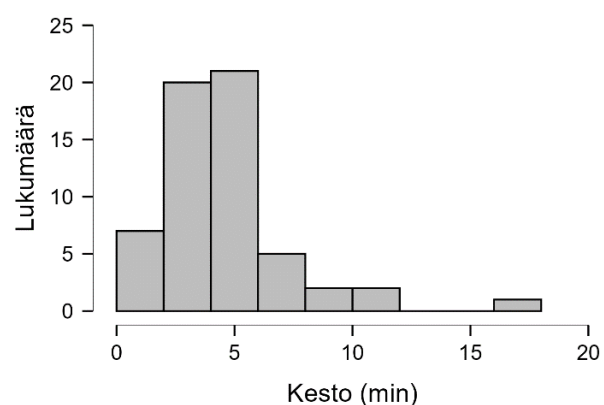
5.2.1.1. Mittausten keston vaikuttavat tekijät

Vauvojen ilmajohtomittauksissa ABR- ja ASSR-menetelmällä tehtyjen yhden taajuuden kuulokynnyksen määrittämiseen käytetyt keskimääräiset ajat erosivat toisistaan vain vähän; ABR-menetelmällä keston keskiarvo oli 4,567 min ja ASSR-menetelmällä 4,835 min. Ero kestojen välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,629$; Mann-Whitney). Myös mediaanit, $Md_{ABR} = 4,000$ min ja $Md_{ASSR} = 4,000$ min, puoltavat menetelmien kestojen samankaltaisuutta. Kuvassa 39 on esitetty yksittäisten taajuuksien ilmajohtokynnyksen määrittämiseen kulunut aika erikseen ABR- ja ASSR-menetelmille.

ABR**ASSR**

Kuva 39. Yksittäisten taajuuksien ilmajohtokynnyksen määrittämiseen kulunut aika erikseen ABR- ja ASSR-menetelmille.

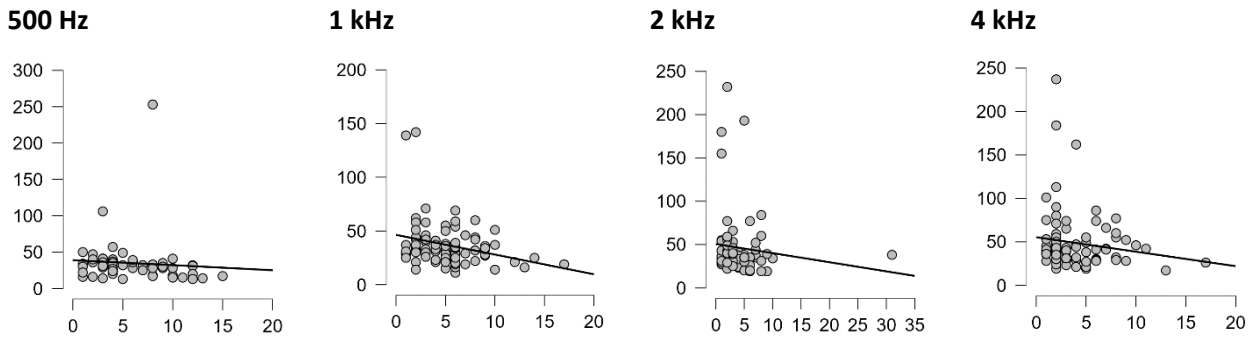
ABR-menetelmällä tehtyjen ilma- ja luujohtomittausten kestoissa (kuva 40) näkyy suurempi ero; ilmajohtomittausten (AC) yhden taajuuden keston keskiarvo oli 4,567 min ja luujohtomittausten (BC) 5,000 min. Ero lähestyy tilastollista merkitsevyyttä ($p = 0,062$; Mann-Whitney).

AC**BC**

Kuva 40. Yksittäisten taajuuksien ABR-menetelmällä suoritettujen ilmajohtokynnyksen (AC) ja luujohtokynnyksen (BC) määrittämiseen kuluneet ajat.

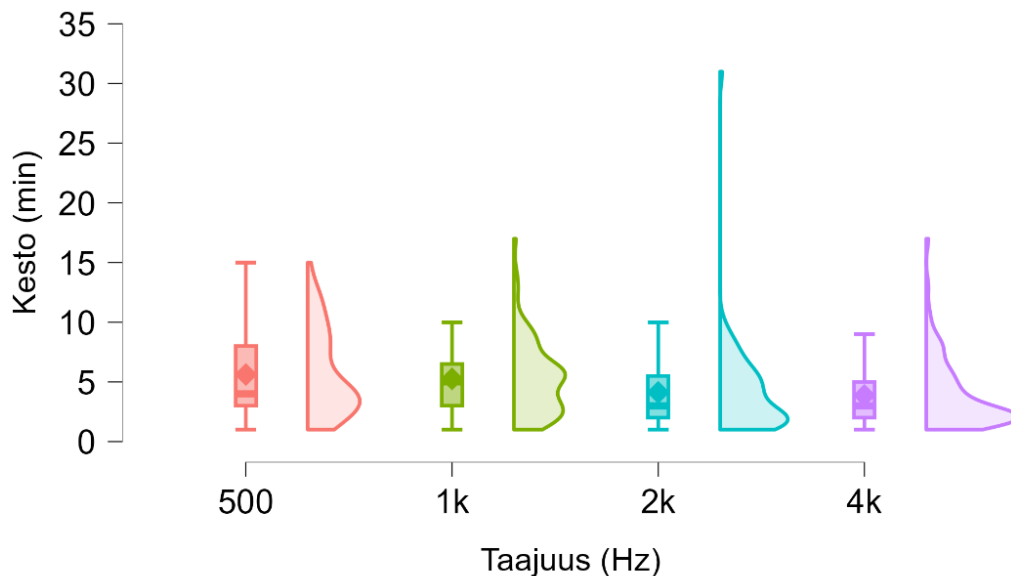
Käytettyä menetelmää enemmän vauvojen ilmajohtomittausten kestoihin vaikuttivat mittauksen aikainen kohina, mitattu taajuus, mahdollinen riskitekijä, synnytysvuodeosastolla tehdyn aOAE:n tulos sekä kuulomittauksen löydös.

Mittauksen keston ja kohinan välillä oli tilastollisesti merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($\tau_b = -0,205$; $p < 0,001$; Kendall), eli kesto oli sitä suurempi, mitä pienempi oli kohina. Erityisen hyvin korrelaatio näkyi 500 Hz:n taajuudella (kuva 41).



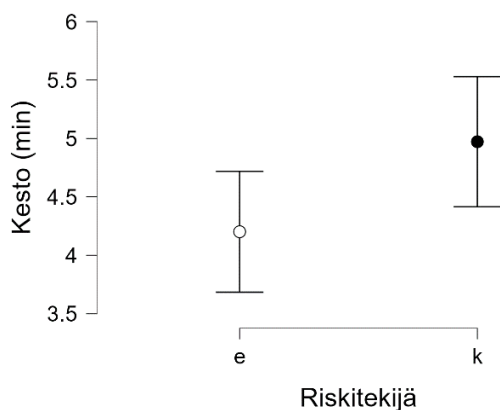
Kuva 41. Kohina keston funktiona eri mitattuilla äänen taajuuksilla. Taajuudella 500 Hz kohina pienenee selkeästi mittauksen keston suurentuessa. Muilla taajuuksilla negatiivinen korrelaatio ei ole yhtä vahva, ja suurin osa mittauksista on tehty alle 10 minuutissa kohinasta riippumatta.

Mitattu taajuus vaikutti mittaamiseen kuluvaan aikaan. Taajuudella 4 kHz yksittäisten mittausten keston keskiarvo oli 3,864 min (N = 88), taajuudella 2 kHz 4,120 min (N = 75), taajuudella 1 kHz 5,253 min (N = 83) ja taajuudella 0,5 kHz 5,617 min (N = 60). Kuvassa 42 on esitetty mittausten kestojen jakaumat eri taajuuksilla.



Kuva 42. Yksittäisen ilmajohtomittauksen keston jakauma eri taajuuksilla tehdyissä mittauksissa.

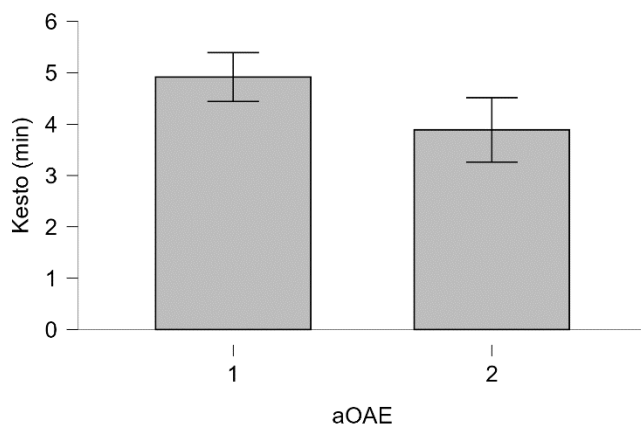
Riskitekijä vaikutti tutkimuksen keston pidentämällä yksittäiseen mittaukseen kuluvaan aikaan. Mittauksissa, joissa vauvalla ei ollut riskitekijöitä, kesto oli keskimäärin 4,202 min ja mittauksissa, joissa vauvalla oli todettu riskitekijä (esimerkiksi lähisukulaisen kuulovika), kesto oli keskimäärin 4,972 min. Ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,046$; Mann-Whitney). Keskimääräiset tutkimusten kestot ja niiden 95 % luottamusvälit (ei rikitekijää: 3,705–4,760; riskitekijä: 4,441–5,576) on esitetty kuvassa 43.



Riskitekijä:	Kesto (min)	
	e	k
N	129	177
Moodi	2,000	2,000
Mediaani	4,000	4,000
Keskiarvo	4,202	4,972
95 % luottamusvälin yläraja	4,760	5,576
95 % luottamusvälin alaraja	3,705	4,441
Keskihajonta	2,970	3,754
Minimiarvo	1,000	1,000
Maksimiarvo	14,000	31,000

Kuva 43. Keskimääräiset tutkimusten kestot ja niiden 95 % luottamusvälit, kun vauvalla on riskitekijä (k) tai ei ole riskitekijää (e).

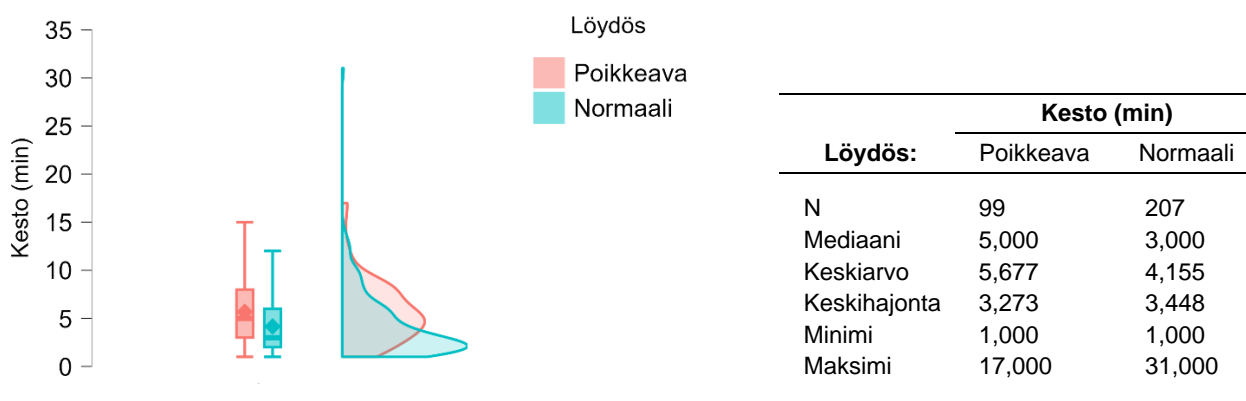
Riskitekijän lisäksi tutkimuksen esitiedoista myös synnytysvuodeosastolla otetun aOAE-mittauksen tulos vaikutti ilmajohtoisen ABR/ASSR-mittauksen kestoon. Jos synnytysvuodeosastolla mitattu aOAE oli normaali (+/+), nämä vauvat tulivat tarkempaan tutkimukseen riskitekijän vuoksi), yksittäisen ilmajohtomittauksen kesto oli keskimäärin 3,888 min. Jos taas aOAE oli poikkeava (joko -/- tai -/+), yksittäiseen ilmajohtomittaukseen kului keskimäärin 4,916 min. Ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,015$; Mann-Whitney). Kuvassa 44 on esitetty yksittäisten ilmajohtomittausten kestojen keskiarvot sekä 95 % luottamusvälit aOAE:n ollessa poikkeava ja normaali.



aOAE-tulos:	Kesto (min)	
	1	2
N	226	80
Moodi	2,000	2,000
Mediaani	4,000	3,000
Keskiarvo	4,916	3,888
95 % luottamusvälin yläraja	5,429	4,525
95 % luottamusvälin alaraja	4,469	3,312
Keskihajonta	3,629	2,819
Minimiarvo	1,000	1,000
Maksimiarvo	31,000	12,000

Kuva 44. Synnytysvuodeosastolla mitatun aOAE-tuloksen (1 = poikkeava, 2 = normaali) vaikutus yksittäisen ilmajohtomittauksen kestoon.

Yksittäisen taajuuden ilmajohtokynnyksen mittauksen kestoon vaikutti koko ABR/ASSR-tutkimuksen löydöksen laatu (poikkeava/normaali). Niillä potilailla, joilla todettiin normaali kuulo, yksittäisen taajuuden ilmajohtomittaukseen kului keskimäärin 4,155 minuuttia ja niillä, joiden kuulo tutkimuksen lopuksi todettiin poikkeavaksi 5,677 minuuttia (kuva 45). Ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,001$; Mann-Whitney).

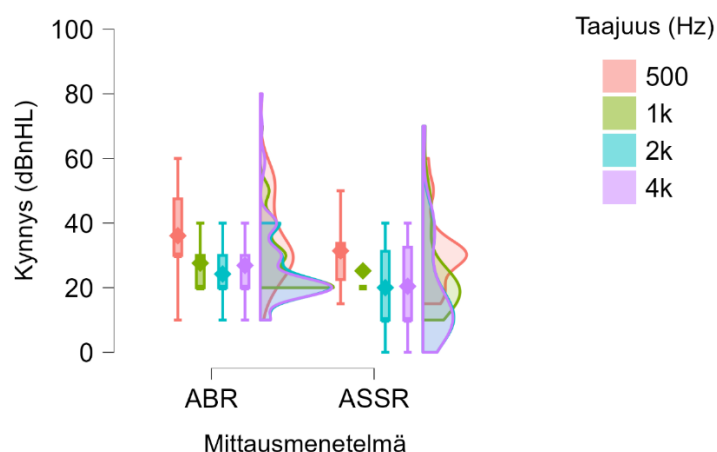


Kuva 45. Kuulontutkimuksen löydöksen (poikkeava/normaali) vaikutus yksittäisen ilmajohtomittauksen kestoan.

Kuulomittauksen keston kanssa korreloivat myös mittauksen tuloksena saatu kuulokynnys sekä kynnysmittauksen signaali-kohinasuhde (SNR). Kuulokynnyksen ja keston korrelaatio oli positiivinen eli korkeilla kynnyksillä (poikkeava kuulo) mittauksen kesto oli ollut pidempi ($\tau_b = 0,316$; $p < 0,001$; Kendall). Keston ja SNR:n korrelaatio negatiivinen eli pitkään kestäneissä mittauksissa oli pienempi signaali-kohinasuhde ($\tau_b = -0,249$; $p < 0,001$; Kendall).

5.2.1.2. Kuulokynnysten vertailu

Vauvojen ilmajohtomittausten kuulokynnysarvot riippuivat vahvasti mitatusta taajuudesta. Riippuvuus oli negatiivinen eli matalilla taajuuksilla kynnysarvot olivat suurempia kuin korkeilla taajuuksilla ($\tau_b = -0,232$; $p < 0,001$; Kendall). Vertailtaessa ABR- ja ASSR-menetelmällä mitattuja kuulokynnyksiä tulee vertailu tehdä taajuuksittain. Kuvassa 46 on esitetty kynnysarvojen jakauma taajuuden ja mittausmenetelmän mukaan jaoteltuna.



Kuva 46. Ilmajohtomittausten kuulokynnysarvot mittausmenetelmän ja mitatun taajuuden mukaan eroteltuina.

Taulukossa 3 on esitetty edellisen kuvan tiedot numeromuodossa. ABR-menetelmällä määritetyt kynnykset olivat kaikilla taajuuksilla suurempia kuin ASSR-menetelmällä määritetyt. Taajuudella 500 Hz ero eri menetelmällä määritettyjen kynnysten keskiarvossa oli 4,682 dBnHL ($p = 0,252$; Mann-Whitney, ASSR-kynnykset 13 % matalampia kuin ABR-kynnykset), taajuudella 1 kHz ero oli 2,386 dBnHL ($p = 0,051$; Mann-Whitney, 8,6 %), taajuudella 2 kHz 4,216 dBnHL ($p = 0,008$; Mann-Whitney, 17 %) ja taajuudella 4 kHz 6,458 dBnHL ($p = 0,006$; Mann-Whitney, 24 %). Kaikkien taajuuksien kynnyksen keskiarvo oli ABR-menetelmällä ($N = 215$) 28,233 dBnHL ja ASSR-menetelmällä ($N = 91$) 23,791 dBnHL. Ero keskiarvoissa oli tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,001$ Mann-Whitney).

Taulukko 3. Ilmajohtomittausten kuulokynnysarvojen minimi, maksimi, mediaani ja keskiarvo menetelmän ja taajuuden mukaan jaoteltuina.

Menetelmä	Taajuus (Hz)	N	Minimi (dBnHL)	Mediaani (dBnHL)	Maksimi (dBnHL)	Keskiarvo (dBnHL)	Keskihajonta (dBnHL)
ABR	500	42	10,000	30,000	60,000	36,071	13,905
	1k	58	20,000	20,000	40,000	27,586	11,012
	2k	51	10,000	20,000	40,000	24,216	8,448
	4k	64	10,000	20,000	40,000	26,875	13,930
ASSR	500	18	15,000	30,000	50,000	31,389	12,224
	1k	25	20,000	20,000	20,000	25,200	14,683
	2k	24	0,000	10,000	40,000	20,000	16,418
	4k	24	0,000	10,000	40,000	20,417	16,610

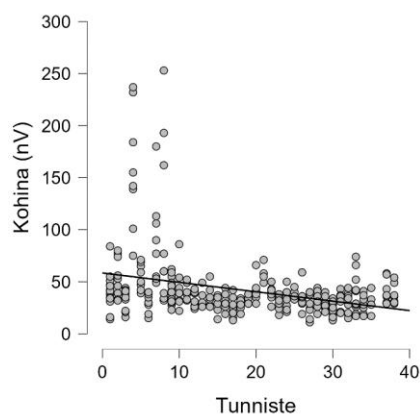
Mitattu kuulokynnys korreloi myös potilaan korjatun iän, synnytysvuodeosastolla mitatun aOAE-tuloksen, ja luonnollisen unen syvyyden kanssa. Potilaan korjatun iän ja kuulokynnyksen korrelaatio oli positiivinen eli kuulokynnykset olivat jonkin verran korkeampia, kun vauvan korjattu ikä kasvoi ($\tau_b = 0,087$; $p = 0,041$; Kendall). Synnytysvuodeosastolla mitatun aOAE:n heikko tulos (2 = +/+, 1 = +/- ja 0 = -/-) ennusti korkeampaa kuulokynnystä ($\tau_b = -0,185$; $p < 0,001$; Kendall). Viimeisenä mittauksen aikainen unen syvyys korreloi negatiivisesti kuulokynnyksen kanssa eli mitä syvemmin vauva nukkui, sitä matalampia olivat kuulokynnykset eri taajuuksilla ($\tau_b = -0,428$; $p < 0,001$; Kendall).

Mittauksen aikainen unen syvyys oli ainoa mittaustekninen kuulokynnyksen kanssa korreloiva seikka. Korvaan syötettyjen stimulusten lukumäärä (ABR-menetelmä), valittu hylkäystaso tai mittauksen aikainen kohina eivät korreloineet kuulokynnyksen kanssa. Kynnyksen ja tunnisteiden (mittauksen järjestysnumero) korrelaatio riippui mittaustekniikasta; ABR-menetelmällä korrelaatiokerroin oli 0,010 ja p-arvo 0,852 (Kendall) eli korrelaatiota näiden välillä ei ollut, kun taas ASSR-menetelmällä korrelaatiokerroin oli 0,169 ja p-arvo 0,043 (Kendall) eli juuri ja juuri tilastollisesti merkitsevä ($< 0,05$).

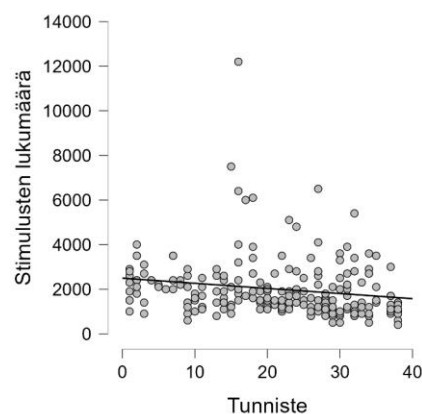
Mittaajien kokemus (mittauksen tunnistenumero) korreloi negatiivisesti mittauksen aikaisen kohinan ($\tau_b = -0,247$; $p < 0,001$; Kendall), annettujen äänistimulusten ($\tau_b = -0,212$; $p < 0,001$; Kendall) lukumäärän (ABR-menetelmä) sekä valitun hylkäystason ($\tau_b = -0,777$; $p < 0,001$; Kendall) kanssa. Toisin sanoen mitaajien

saadessa lisää kokemusta mittauksen kohina oli pienentynyt ja mittaukset saatiin tehtyä pienemmällä määrällä stimuluksia. Lisäksi hylkäystasot olivat pienempiä otoksen loppupään mittauksissa. Kuvassa 47 on esitetty kohinan ja stimulusten lukumäärän (ABR-mittaukset) korrelaatiota tunnistenumeron kanssa kuvaajan muodossa.

Kohina (nV) vs. tunniste



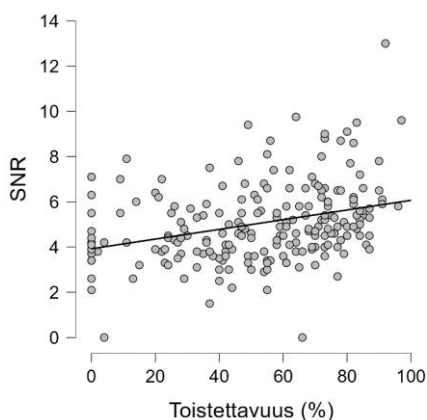
Stimulusten lukumäärä vs. tunniste



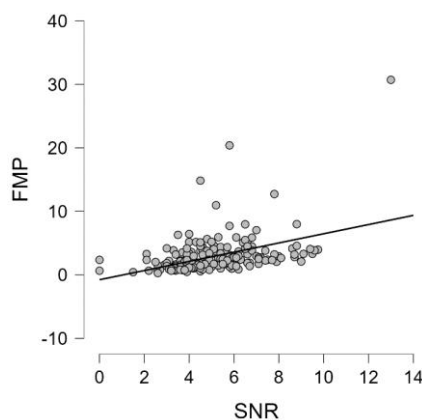
Kuva 47. Kohina (ASSR- ja ABR-mentelmillä) ja stimulusten lukumäärä (ABR-menetelmä) tunnisten (mittauksen järjestysnumero) funktiona vauvojen ilmajohtomittauksissa.

ABR-menetelmällä tehdyissä mittauksissa ilmoitetaan laskennallisia arvoja (ks. luku 3.2.1.3), joita voidaan käyttää vasteen arvioinnin apuna. Näistä signaali-kohinasuhde (SNR) oli silmämääräisen tulkinnan lisäksi apuna, kun vastetta arvioitiin otokseen kuuluvissa mittauksissa. Verrattaessa signaali-kohinasuhdetta toistettavuuteen ja FMP-arvoon (*Multiple Point F-test*) huomattiin, että näiden välillä oli tilastollisesti merkitsevä korrelaatio. Sekä toistettavuus ($\tau_b = 0,229$; $p < 0,001$; Kendall) että FMP ($\tau_b = -0,346$; $p < 0,001$; Kendall) olivat suoraan verrannollisia signaali-kohinasuhteeseen, kuten nähdään kuvan 48 kuvaajista.

SNR vs. toistettavuus (%)



FMP vs. SNR



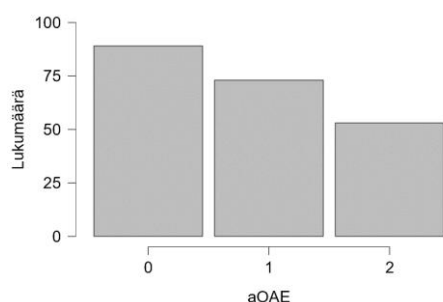
Kuva 48. Toistettavuuden ja FMP:n korrelaatio signaali-kohinasuhteen kanssa vauvojen ilmajohtoisissa ABR-mittauksissa.

5.2.1.3. Luujohtomittaukset

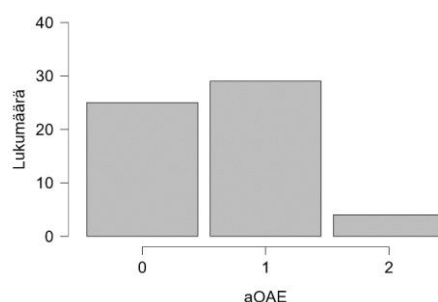
Vauvojen luujohtomittauksia (BC) oli tämän tutkimuksen otoksessa tehty ainoastaan ABR-menetelmällä. Yhteensä yksittäisiä luujohtomittauksia oli 58 kappaletta. Edellä todettiin, että luujohtomittausten kesto oli suurempi kuin ilmajohtomittausten. Eroja ilma- ja luujohtotutkimusten välillä on muissakin asioissa.

Luujohtomittauksia oli tehty selkeästi enemmän vauvoille, joilla synnytysosastolla tehty aOAE oli poikkeava, kuin niille, joilla aOAE oli normaali, mutta jotka tulivat tarkempiin kuulontutkimuksiin riskitekijän vuoksi. Ilmajohtomittausten osalta ero ei ole yhtä merkittävä, kuten kuvasta 49 nähdään.

AC



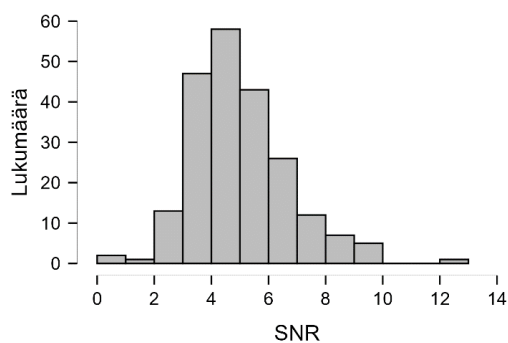
BC



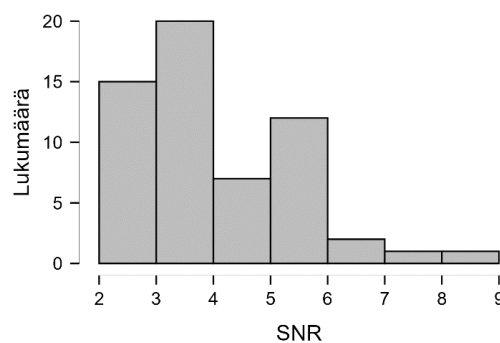
Kuva 49. Ilmajohtomittausten (AC) ja luujohtomittausten (BC) lukumäärät jaoteltuina synnytysosaston kuuloseulassa tehdyn aOAE-mittauksen tuloksen mukaan. 0 tarkoittaa, että aOAE tulos on ollut -/- eli seula ei ole mennyt läpi kummastakaan korvasta. 2 tarkoittaa, että seula on mennyt läpi kummastakin korvasta (+/+). 1 tarkoittaa, että tulosta +/- tai -/+ eli seula on mennyt läpi vain toisesta korvasta. Vaaka-akselin luvut 0 ja 1 tarkoittavat siis poikkeavaa tulosta aOAE-mittauksesta ja 2 normaalia tulosta. Luujohtomittauksia on tehty huomattavan vähän niille vauvoille, joiden kuuloseulan tulos on ollut normaali.

Myös vasteen tulkintaan liittyvissä tilastollisissa luvuissa oli nähtävissä eroa ilmajohto- ja luujohtomittausten välillä. Signaali-kohinasuhde oli ilmajohtomittauksissa (5,050) keskimäärin suurempi kuin luujohtomittauksissa (4,098). Ero on tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,001$; Mann-Whitney). Kuvasta 50 nähdään, että ilmajohtomittauksissa (AC) suurimmassa osassa mittauksia signaali-kohinasuhde (SNR) oli välillä 4–5 ja luujohtomittauksissa (BC) välillä 3–4.

AC



BC



Kuva 50. Signaali-kohinasuhde (SNR) ilmajohtomittauksissa (AC) ja luujohtomittauksissa (BC).

Toistettavuuden keskiarvo oli suurempi ilmajohtomittauksissa (52,633 %) kuin luujohtomittauksissa (43,345 %) ($p = 0,031$; Mann-Whitney). Lisäksi toistettavuuden maksimi-arvo oli suurempi ilmajohtomittauksissa (97 %) kuin luujohtomittauksissa (88 %). Myös FMP:n osalta ilmajohtomittausten keskiarvo (2,881) ja luujohtomittausten keskiarvo (2,256) erosivat toisistaan, mutta ero ei saavuttanut tilastollista merkitsevyyttä ($p = 0,066$; Mann-Whitney). FMP-arvojen osalta maksimi-arvot erosivat toisistaan erityisen merkittävästi: ilmajohtomittauksissa FMP:n maksiarvo oli 30,710 ja luujohtomittauksissa vain 9,010. Taulukossa 4, on nähtävissä myös näiden erojen muut tilastolliset tunnusluvut.

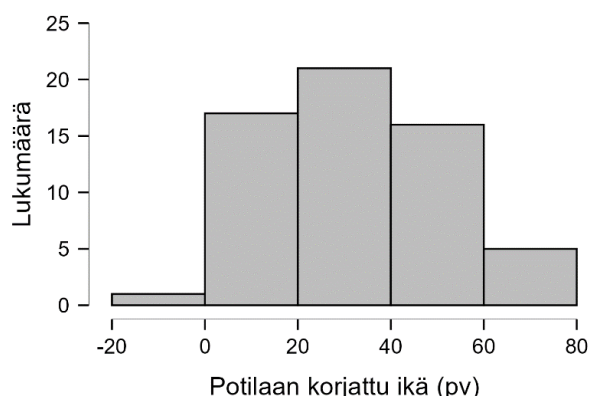
Taulukko 4. ABR-menetelmällä tehtyjen ilmajohto- ja luujohtomittausten vertailu.

	aOAE		SNR		Toistettavuus (%)		FMP		Kohina	
	AC	BC	AC	BC	AC	BC	AC	BC	AC	BC
N	215	58	215	58	215	58	215	58	215	58
Moodi	0,000	1,000	4,500	2,900	0,000	0,000	1,640	1,030	29,000	25,000
Mediaani	1,000	1,000	4,800	3,650	56,000	48,000	2,170	1,765	35,000	34,000
Keskiarvo	0,833	0,638	5,050	4,098	52,633	43,345	2,881	2,256	38,200	38,121
Keskihajonta	0,797	0,613	1,751	1,373	25,628	28,388	2,982	1,560	20,048	17,807
Minimiarvo	0,000	0,000	0,000	2,300	0,000	0,000	0,270	0,570	11,000	17,000
Maksimiarvo	2,000	2,000	13,000	8,400	97,000	88,000	30,710	9,010	193,000	134,000

Kohinan osalta huomattiin, että keskiarvot ilmajohtomittauksissa (38,200) ja luujohtomittauksissa (38,121) ovat lähellä toisiaan, vaikka mittaaajien kokemusten mukaan luujohtomittauksissa esiintyy enemmän häiriötä. Myöskään tilastollisesti arvot eivät eroa toisistaan merkittävästi ($p = 0,945$; Mann-Whitney).

5.2.1.4. Neurologiset ABR-mittaukset

Neurologinen ABR-mittaus (nABR) oli tehty yhteensä 32 vauvalle. Lähes kaikilta vauvoilta nABR oli mitattu kummastakin korvasta, joten datapisteitä kertyi 60. Ikäjakauma on esitetty kuvassa 51.



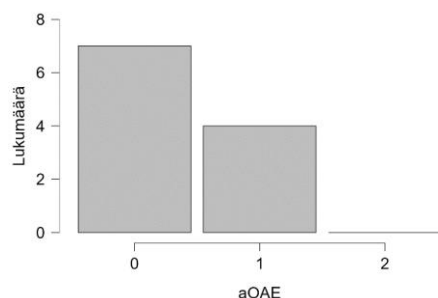
Kuva 51. Vauvojen neurologisten ABR-mittausten ikäjakauma korjatun iän suhteen.

Neurologisen ABR-mittauksen löydös oli normaali, jos käyrällä näkyivät aallot I, III ja V. Aaltojen latensseja ei arvioitu, koska käytössä olevat viitearvot eivät täysin vastaa mittaustilannetta (eri laitteisto, erilainen

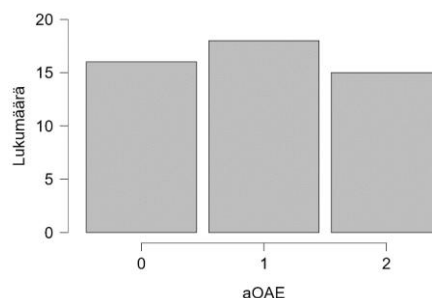
geneettinen populaatio). Jos yksi tai useampi aalloista puuttui, löydös katsottiin poikkeavaksi. Yhteensä poikkeavia löydöksiä oli 11 ja normaaleja 49.

Niistä vauvoista, joilla löydös oli poikkeava, yhdenkään synnytyksvuodeosastolla mitatun aOAE:n tulos ei ollut +/- (kuvaajassa ja taulukossa arvo 2) eli kaikilla aOAE oli viitannut poikkeavaan kuuloon. Toisaalta niiden vauvojen osalta, joilla löydös oli normaali, aOAE-tulos on vaihdellut melko tasaisesti välillä 0–2 eli tulos on voinut olla -/-, +/- tai +/+, kuten kuvasta 52 nähdään.

Poikkeava löydös



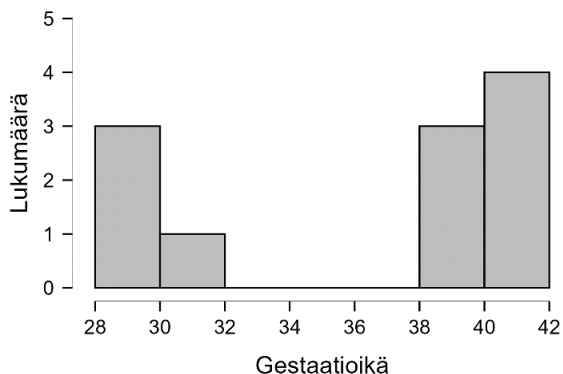
Normaali löydös



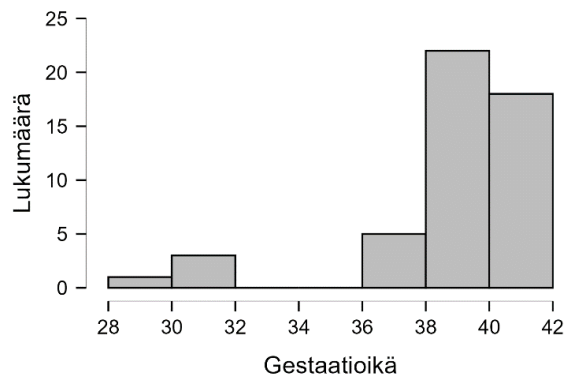
Kuva 52. Synnytyksvuodeosastolla tehdyn aOAE-mittauksen tuloksen (0 = -/-, 1 = +/- ja 2 = +/+) yhteys löydöksen laatuun neurologisessa ABR-mittauksessa (nABR). Vasemmalla niiden vauvojen aOAE-tulokset, joilla nABR-mittauksen löydös oli poikkeava ja oikealla ne, joilla löydös oli normaali.

Gestaatioiän keskiarvo vauvoilla, joilla nABR-tulos oli poikkeava, oli 36,221 viikkoa ja niillä, joiden nABR-tulos oli normaali, 38,866 viikkoa. Ero keskiarvossa ei ole tilastollisesti merkitsevä, mutta kuvaajan (kuva 53) perusteella voidaan nähdä, että niistä vauvoista, joiden nABR-löydös oli poikkeava, huomattava osa (36 %) oli syntynyt pikkukeskosena (gestaatioikä < 32 viikkoa) verrattuna niihin vauvoihin, joiden löydös oli normaali (8 %). Kuuloaseulassa kiinni jääneiden vauvojen gestaatioikäjakauma ei ole tasainen tai noudata normaalijakaumaa, vaan painottuu sekä poikkeavien, että normaalien löydösten osalta ääripäihin. Yhtään vauvaa, jonka gestaatioikä olisi 32–36 viikkoa ei ollut tutkimusaikana lähetetty tarkempiin kuulotutkimuksiin.

Poikkeava löydös



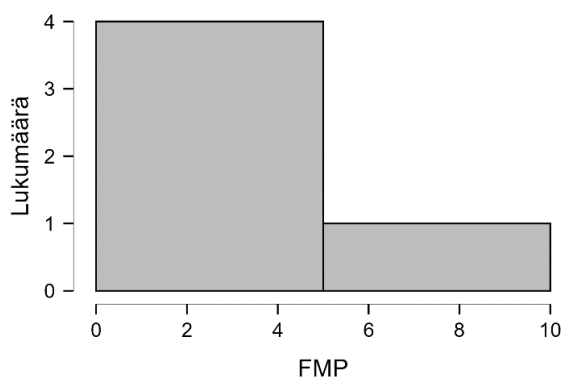
Normaali löydös



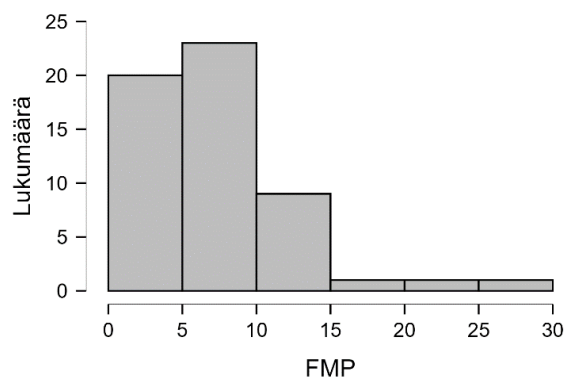
Kuva 53. Gestaatioiän ja nABR-tutkimuksen löydöksen riippuvuus.

Kun nABR-löydöksen poikkeavuus johtui V-aallon ja/tai III-aallon puuttumisesta, näkyi käyrän poikkeavuus tilastollisessa FMP-arvossa. Niissä mittauksissa, joissa V-aalto puuttui FMP oli 80 % tapauksista (N = 5) alle 5 ja 20 % tapauksista välillä 5–10. Jos V-aalto oli näkyvissä, FMP oli useimmiten välillä 5–10 ja korkeimmillaan lähes 30 (kuva 54). Ero näkyi myös keskiarvoissa: jos V-aalto ei ollut näkyvissä FMP:n keskiarvo oli 3,026 ja jos V-aalto näkyi FMP:n keskiarvo oli 6,841. Ero lähestyy tilastollista merkitsevyyttä ($p = 0,054$; Mann-Whitney).

Ei V-aaltoa nABR:ssä



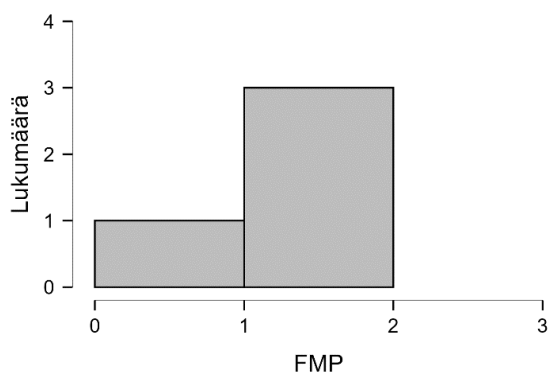
V-aalto näkyvissä



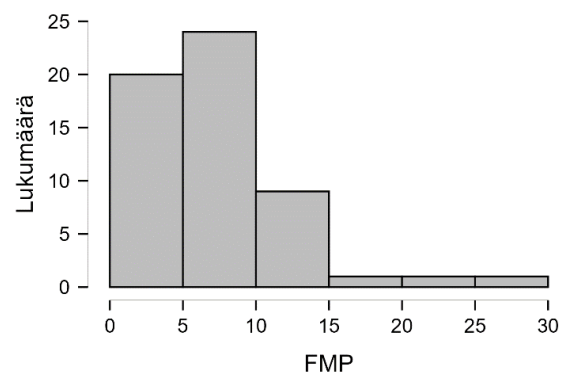
Kuva 54. FMP-arvon vaihtelu niissä nABR-mittauksissa, joissa V-aaltoa ei näkynyt (vasemmalla) ja joissa V-aalto oli selkeästi havaittavissa (oikealla).

III-aallon osalta erot FMP-arvoissa ovat vielä selkeämmät. Jos III-aalto ei ole näkyvissä FMP oli tyypillisesti välillä 1–2 (keskiarvo 1,403) ja III-aallon ollessa näkyvissä FMP oli useimmiten välillä 5–10 (keskiarvo 6,889). Ero on tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,006$; Mann-Whitney). Kuvassa 55 on esitetty FMP-jakauma siinä tapauksessa, että III-aalto ei ole näkyvissä sekä siinä tapauksessa, että III-aalto esiintyy käyrällä. Korkea FMP-arvo on siis yhteydessä normaaliin löydökseen nABR-mittauksessa, mutta toisaalta matala FMP-arvo ei sulje pois normaalia tulosta.

Ei III-aaltoa nABR:ssä



III-aalto näkyvissä



Kuva 55. FMP-arvon vaihtelu niissä nABR-mittauksissa, joissa III-aaltoa ei näkynyt (vasemmalla) ja joissa III-aalto oli selkeästi havaittavissa (oikealla).

Taulukossa 5 on esitetty nABR-mittausten tilastollinen yhteenveto. Tulokset on jaoteltu löydöksen laadun mukaan. Huomattavaa on, että vauvan luonnollisen unen syvyys, korjattu ikä, elektrodien impedanssit, kohina tai stimulusten lukumäärä eivät näyttäneet olevan yhteydessä mittauksen tulokseen, sillä niiden erot tuloksen laadun suhteen eivät olleet tilastollisesti merkitseviä ($p > 0,700$).

Taulukko 5. Neurologisten ABR-mittausten tilastollinen yhteenveto jaoteltuna löydöksen mukaan (poikkeava/normaali).

	Korjattu ikä (pv)		Luonnollisen unen syvyys †		Gestaatioikä (vko)		aOAE		Mittauksen kesto (min)	
	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali
N	11	49	8	30	11	49	11	49	11	49
Puuttuu	0	0	3	19	0	0	0	0	0	0
p-arvo	0,738		0,904		0,479		0,021*		0,279	
Keskiarvo	31,091	32,898	2,375	2,433	36,221	38,866	0,364	0,980	3,091	2,857
Keskihajonta	19,608	18,388	0,744	0,626	5,692	2,962	0,505	0,803	1,375	2,309
Minimiarvo	3,000	-7,000	1,000	1,000	28,143	28,143	0,000	0,000	1,000	1,000
Maksimiarvo	67,000	75,000	3,000	3,000	41,429	41,429	1,000	2,000	6,000	16,000

	Stimulusten lukumäärä		Impedanssit ‡		Toistettavuus (%)		Kohina (nV)		FMP	
	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali	poikkeava	normaali
N	11	49	8	31	11	49	11	49	11	49
Puuttuu	0	0	3	18	0	0	0	0	0	0
p-arvo	0,810		0,749		0,119		0,811		0,043*	
Keskiarvo	1463,636	1379,592	4,125	4,226	40,636	52,469	68,545	59,469	4,237	7,037
Keskihajonta	1043,334	578,424	0,991	0,990	23,555	23,426	70,300	44,720	3,834	5,056
Minimiarvo	200,000	700,000	3,000	1,000	0,000	0,000	27,000	23,000	0,790	0,180
Maksimiarvo	3800,000	3700,000	5,000	5,000	71,000	80,000	271,000	257,000	11,260	25,920

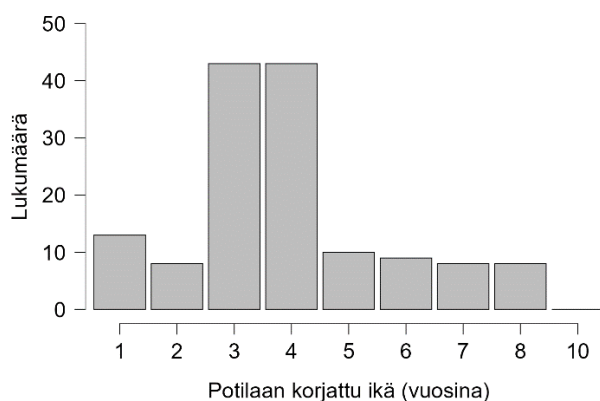
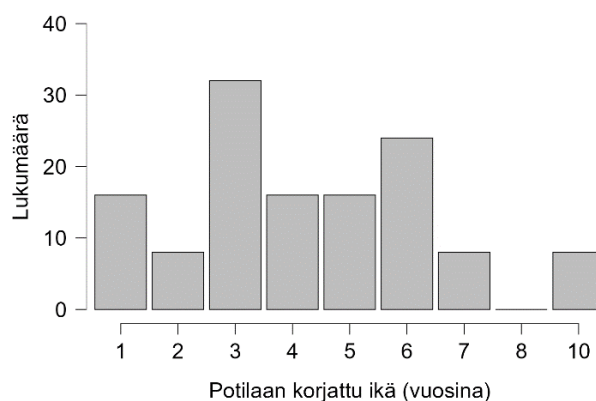
* Tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0,05$; Mann-Whitney).

† Luonnollisen unen syvyys on arvioitu mittaajan toimesta asteikolla 1–3, missä 3 tarkoittaa, että vauva nukkui sikeästi läpi mittauksen ja 1 rauhattomasti ja/tai lyhyissä pätkissä nukkuvaa.

‡ Impedanssi-arvo asteikolla 1–5, missä 5 tarkoittaa, että elektrodien impedanssit olivat välillä 0 – 5 kΩ, 4 = 5–10 kΩ, 3 = 10–15 kΩ, 2 = 15–20 kΩ ja 1 = yli 20 kΩ.

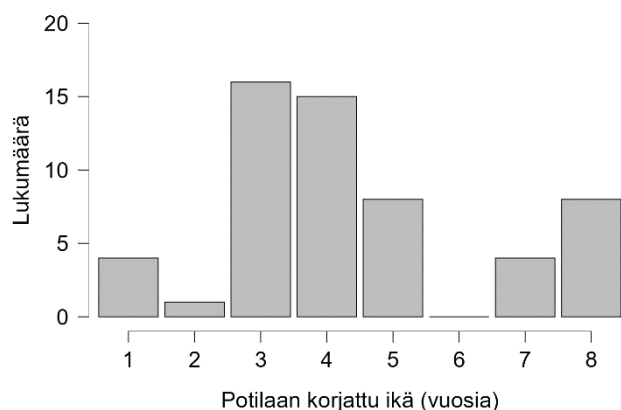
5.2.2. Lasten kuulontutkimukset

Päiväkirurgian yksikössä nukutuksessa tehtyjä lasten kuulomittauksia valikoitui tutkimukseen yhteensä 31. Osa näistä mittauksista tehtiin ABR-menetelmällä ja osa ASSR-menetelmällä. Kuvassa 56 on esitetty potilaiden ikäjakauma erikseen kummallekin menetelmälle. Koska myös lasten kuulomittausten data eriteltiin mitatun korvan ja mitatun taajuuden mukaan, saatiin yhdestä sellaisesta mittauksesta, jossa mitattiin kumpikin korva neljällä eri taajuudella, yhteensä kahdeksan datapistettä. Tutkimuksessa datapisteitä eli yksittäisiä mittauksia oli lasten ilmajohtomittausten osalta yhteensä 270.

ABR, N = 142**ASSR, N = 128**

Kuva 56. Lasten ilmajohtomittausten ikäjakauma mittausmenetelmän mukaan jaoteltuna. Vasemmalla ABR-menetelmällä ja oikealla ASSR-menetelmällä tehtyjen mittausten ikäjakauma. Osalle lapsista mittaus oli tehty kummallakin menetelmällä.

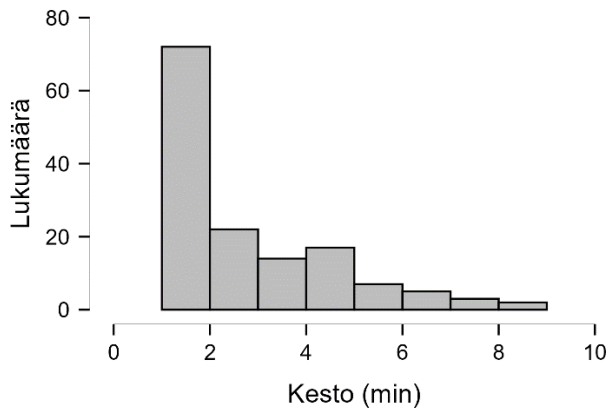
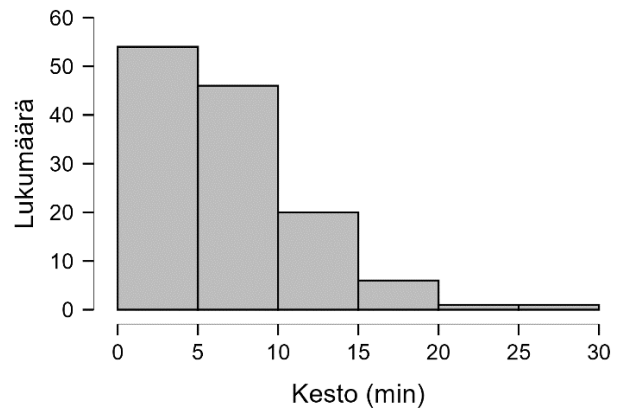
Kuten osalle vauvoista, myös osalle lapsista oli tehty ilmajohtoisen mittauksen lisäksi mittaus luujohtokulokkeella. Myös lasten osalta kaikki luujohtomittaukset oli tehty ABR-menetelmää käyttäen. Yhteensä luujohtomittauksia oli tehty 56 kertaa. Kuvassa 57 on esitetty luujohtomittausten ikäjakauma.

BC, N = 56

Kuva 57. Lasten luujohtomittausten ikäjakauma. Kaikki luujohtomittaukset on tehty ABR-menetelmää käyttäen.

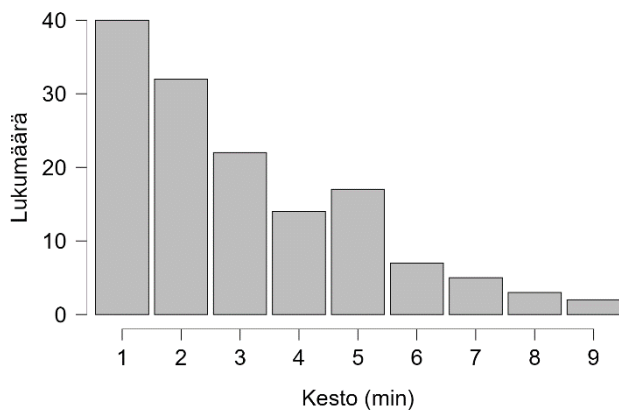
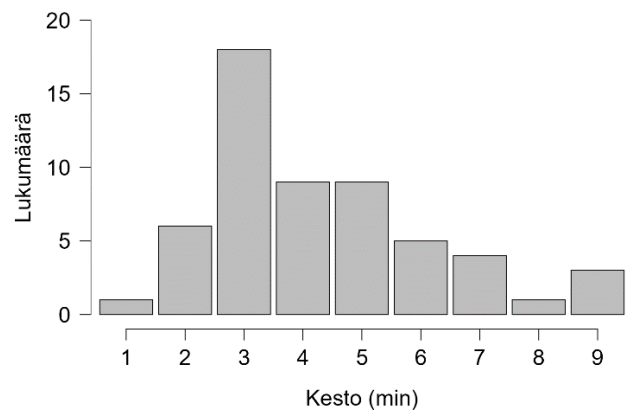
5.2.2.1. Mittausten keston vaikuttavat tekijät

Lasten ilmajohtomittauksissa ABR- ja ASSR-menetelmällä tehtyjen yhden taajuuden kuulokynnyksen määrittämiseen kuluneet ajat erosivat toisistaan selvästi. Yhden taajuuden mittauksen keston keskiarvo ABR-menetelmällä oli 3,028 minuuttia ja ASSR-menetelmällä 7,359 minuuttia. Ero oli tilastollisesti merkitsevä ($p < 0,001$; Mann-Whitney). Ero tuli esille myös mediaaneja, $Md_{ABR} = 2,000$ min ja $Md_{ASSR} = 6,000$ min, ja moodeja, $Mo_{ABR} = 1,000$ min ja $Mo_{ASSR} = 3,000$ min, tarkasteltaessa. Kuvassa 58 on esitetty mittausten kestojen jakauma erikseen kummallekin menetelmälle.

ABR**ASSR**

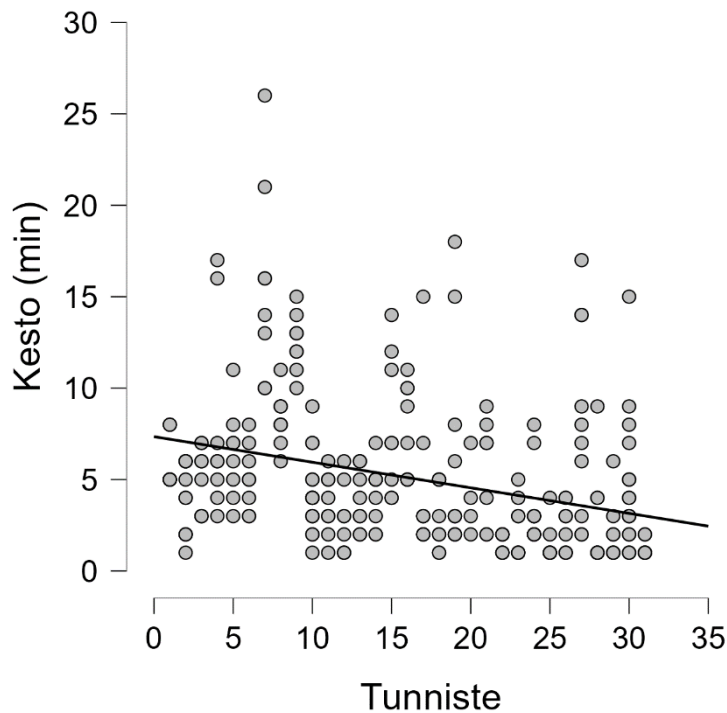
Kuva 58. Lasten yksittäisten taajuuksien ilmajohtokynnysten määrittämiseen kuluneet ajat ABR- ja ASSR-menetelmällä.

Myös ilmajohtomittausten (AC) ja luujohtomittausten kestojen välillä oli tilastollisesti merkitsevä ero. Ilmajohtomittausten kestojen keskiarvo oli 3,028 min ja luujohtomittausten 4,304 min ($p < 0,001$; Mann-Whitney). Ero näkyi myös mediaaneissa, $Md_{AC} = 2,000$ min ja $Md_{BC} = 4,000$ min, vaikka kummankin kuuloketypin mittauksissa kestojen vaihteluväli oli sama: 1–9 minuuttia (kuva 59).

AC**BC**

Kuva 59. Lasten yksittäisten taajuuksien ilma- ja luujohtokynnysten määrittämiseen kuluneiden aikojen jakauma. Kaikki mittaukset oli tehty ABR-menetelmällä.

Myös mittauksen tunniste (järjestysnumero) oli verrannollinen mittauksen keston. Korrelaatio oli negatiivinen eli otoksen loppupään mittaukset olivat olleet kestoltaan lyhyempiä kuin alussa tehdyt mittaukset. Kuvassa 60 on piirretty keston ja tunnisteiden välinen korrelaatiokäyrä.



Kuva 60. Lasten ilmajohtomittausten kestot mittauksen tunnistenumeron (järjestysluku) funktiona.

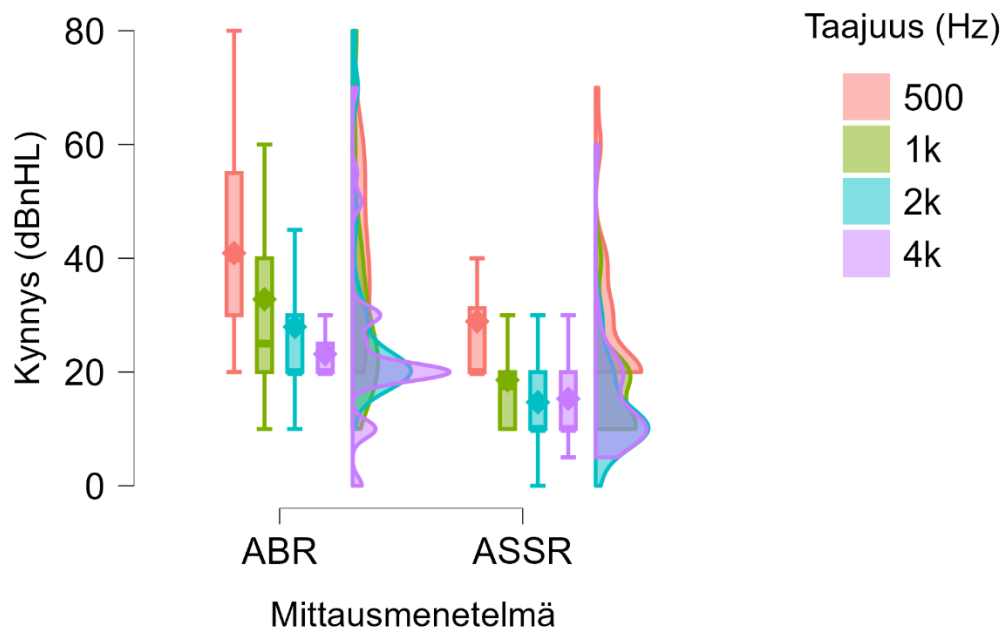
Mitatun kuulokynnyksen ja mittauksen keston välillä oli positiivinen korrelaatio ($\tau_b = 0,169$; $p < 0,001$; Kendall) eli mittauksen kesto piteni, kun mitattu kuulokynnys suureni. Korrelaatiota tutkittiin osittaiskorrelaationa, kontrolloiden muut keston vaikuttavat tekijät. Kaikki tilastollisesti merkitsevät keston vaikuttavat tekijät löytyvät taulukosta 6.

Taulukko 6. Yksittäisten taajuuksien ilmajohtokynnyksen määrittämisen keston vaikuttavat tekijät. Korrelaatiot tutkittiin osittaiskorrelaation avulla kontrolloimalla muut keston vaikuttavat tekijät.

	Mittausmenetelmä	Tunniste	Kynnys	Taajuus	Kohina	Löydös
τ_b	0,499	-0,233	0,169	-0,092	-0,183	-0,090
p-arvo	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,025	< 0,001	0,028

5.2.2.2. Kuulokynnysten vertailu

Kuten vauvojen, myös lasten kuulokynnykset riippuivat mitatusta taajuudesta. Korrelaatio oli negatiivinen ($\tau_b = -0,319$; $p < 0,001$; Kendall) eli kynnys kasvaa taajuuden pienentyessä. Erityisen selvästi riippuvuus tulee esiin vertailemalla 500 Hz ja 1000 Hz taajuudella mitattuja kynnyksiä, kuten kuvasta 61 nähdään.



Kuva 61. Lasten ilmajohtomittausten kuulokynnysarvot mittausmenetelmän ja mitatun taajuuden mukaan eroteltuina.

Vertailtaessa kuulokynnyksiä eri menetelmillä, tulee ottaa huomioon taajuuden vaikutus kuulokynnykseen. Osittaiskorrelaatiolla, taajuus kontrolloituna, saatiin kynnyksen ja menetelmän välille tilastollisesti merkitsevä negatiivinen korrelaatio ($\tau_b = -0,414$; $p < 0,001$; Kendall). Tässä ABR-menetelmälle oli annettu arvo yksi (1) ja ASSR-menetelmälle arvo kaksi (2) eli ASSR-menetelmällä mitatut kynnykset olivat pienempiä kuin ABR-menetelmällä mitatut.

Tutkittaessa lasten mittausten tunnisteen ja kuulokynnyksen välistä korrelaatiota huomattiin, että ASSR-menetelmän osalta osittaiskorrelaatio tunnisteen ja kuulokynnyksen välillä oli positiivinen ($\tau_b = 0,145$; $p = 0,017$; Kendall), mutta ABR-menetelmällä tilastollisesti merkitsevää (osittais)korrelaatiota ei ollut ($\tau_b = -0,093$; $p = 0,114$; Kendall).

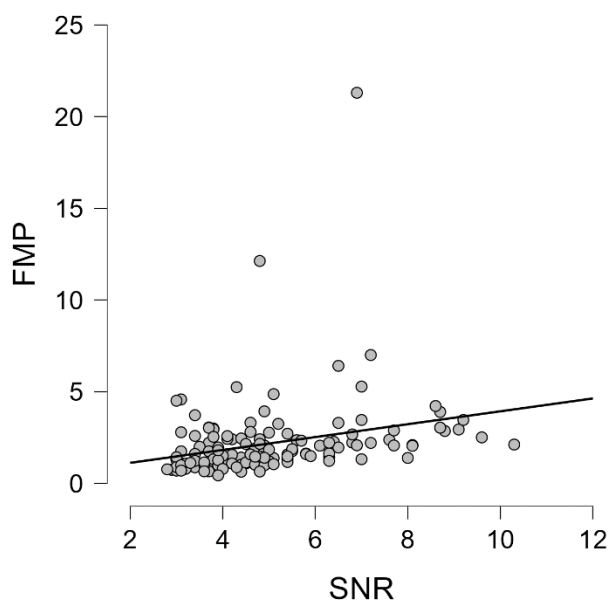
Taulukossa 7 on esitetty lasten ilmajohtokynnysten tilastollisia tunnuslukuja eroteltuina mittausmenetelmän ja taajuuden mukaan. ABR-menetelmällä määritetyt kuulokynnykset olivat kaikilla taajuuksilla suurempia kuin ASSR-menetelmällä määritetyt. Taajuudella 500 Hz ero kynnyksen keskiarvoissa oli 12,003 dBnHL ($p < 0,001$; Mann-Whitney), mikä oli tilastollisesti merkitsevä. ASSR-kynnysten keskiarvo oli 33 % suurempi kuin ABR-kynnysten keskiarvo. Taajuudella 1000 Hz ero oli 14,200 dBnHL ($p < 0,001$; Mann-Whitney, 43 %), taajuudella 2000 Hz 13,253 dBnHL ($p < 0,001$; Mann-Whitney, 47 %) ja taajuudella 4000 Hz 7,858 dBnHL ($p = 0,007$; Mann-Whitney, 34 %).

Taulukko 7. Lasten ilmajohtomittausten kuulokynnysten tilastolliset tunnusluvut mittausmenetelmän ja taajuuden mukaan jaoteltuina.

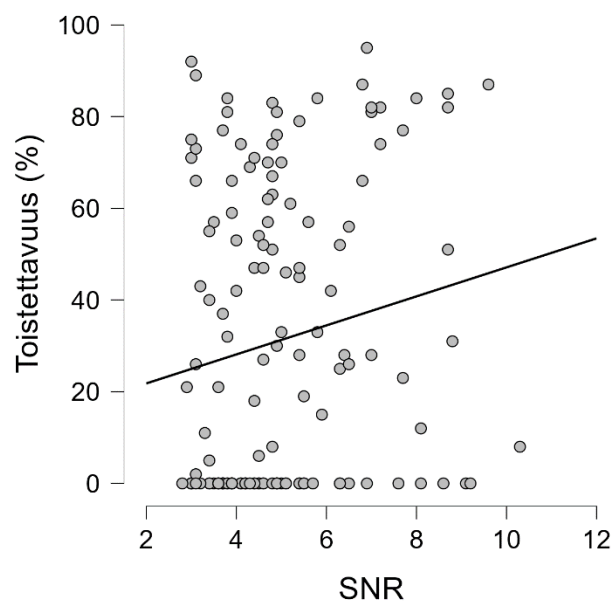
Menetelmä	Taajuus (Hz)	N	Minimi (dBnHL)	Mediaani (dBnHL)	Maksimi (dBnHL)	Keskiarvo (dBnHL)	Keskihajonta (dBnHL)
ABR	500	33	20,000	40,000	80,000	40,909	15,635
	1k	34	10,000	25,000	80,000	32,794	18,837
	2k	34	10,000	20,000	80,000	27,941	16,289
	4k	41	0,000	20,000	70,000	23,171	13,311
ASSR	500	32	20,000	20,000	70,000	28,906	13,424
	1k	32	10,000	17,500	60,000	18,594	11,233
	2k	32	0,000	10,000	60,000	14,688	10,697
	4k	32	5,000	10,000	60,000	15,313	10,155

Kuten vauvojen osalta myös lasten ABR-mittauksissa tutkittiin vasteen apuna käytettävien laskennallisten arvojen välisiä korrelaatioita. Signaali-kohinasuhteen ja FMP-arvon väliltä löydettiin tilastollisesti merkitsevä positiivinen korrelaatio ($\tau_b = 0,328$; $p < 0,001$; Kendall). Signaali-kohinasuhteen ja toistettavuuden välillä korrelaatio oli kuitenkin selkeästi heikompi, vaikkakin edelleen tilastollisesti merkitseväksi luokiteltava ($\tau_b = 0,128$; $p = 0,034$; Kendall). Kuvaajat näistä korrelaatioista on esitetty kuvassa 62.

FMP vs. SNR



Toistettavuus (%) vs. SNR



Kuva 62. FMP-arvo ja toistettavuus signaalikohinasuhteen (SNR) funktiona lasten ilmajohtoisissa ABR-mittauksissa.

5.2.2.3. Luujohtomittaukset

Lasten luujohtomittauksissa oli käytetty ainoastaan ABR-menetelmää. Yksittäisiä mittauksia oli otoksessa yhteensä 56 kappaletta. Edellä vertailtiin jo mittausten kestoja ja todettiin, että luujohtomittausten kestot olivat keskimäärin suurempia kuin ilmajohtomittausten. Lisäksi tilastollisesti merkitseviä eroja lasten ilma- ja luujohtomittausten välille tuli impedanssien, taajuuden, kynnysten ja kohinan osalta (Taulukko 8).

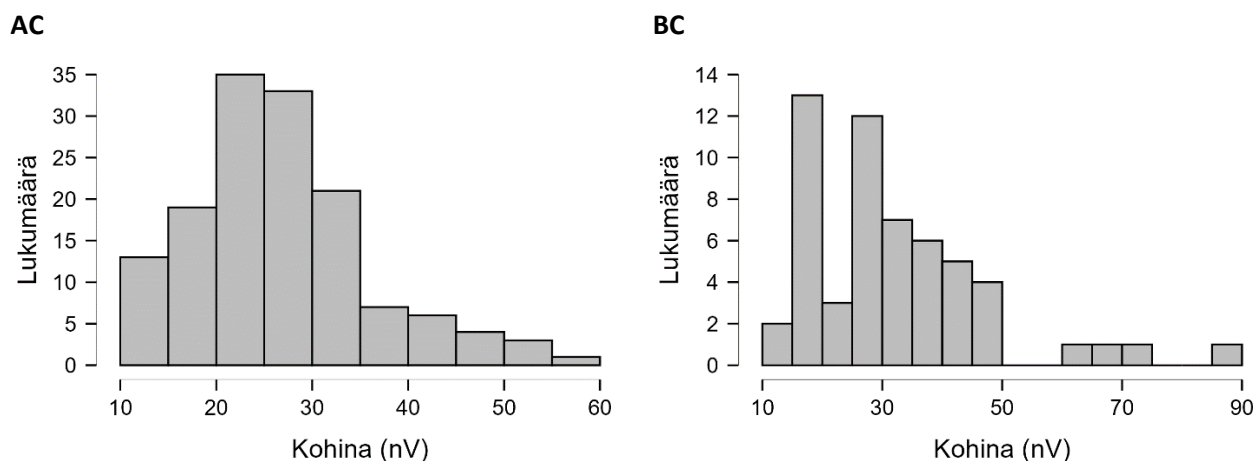
Vauvamittauksissa tilastollisesti merkittäviksi nousseiden signaali-kohinasuhteen ja toistettavuuden arvoissa ei lasten mittauksissa löytynyt merkitsevää eroa ilma- ja luujohtomittausten välillä.

Taulukko 8. Lasten ilma (AC)- ja luujohtomittausten (BC) vertailu tilastollisesti merkitsevästi eroavien suureiden osalta.

	Kohina (nV)		Impedanssit†		Taajuus (Hz)		Kynnys	
	AC	BC	AC	BC	AC	BC	AC	BC
N	142	56	142	56	142	56	142	56
p-arvo	0,046		0,045		0,032		< 0,001	
Moodi	27.000	19.000	5.000	5.000	4000.000	500.000	20.000	10.000
Mediaani	26.000	29.000	5.000	5.000	2000.000	1000.000	20.000	20.000
Keskiarvo	27.120	32.643	4.944	4.857	1989.437	1571.429	30.739	20.357
Keskihajonta	9.263	15.332	0.231	0.353	1389.510	1312.280	17.166	11.154
Minimiarvo	11.000	12.000	4.000	4.000	500.000	500.000	0.000	0.000
Maksimiarvo	57.000	89.000	5.000	5.000	4000.000	4000.000	80.000	45.000

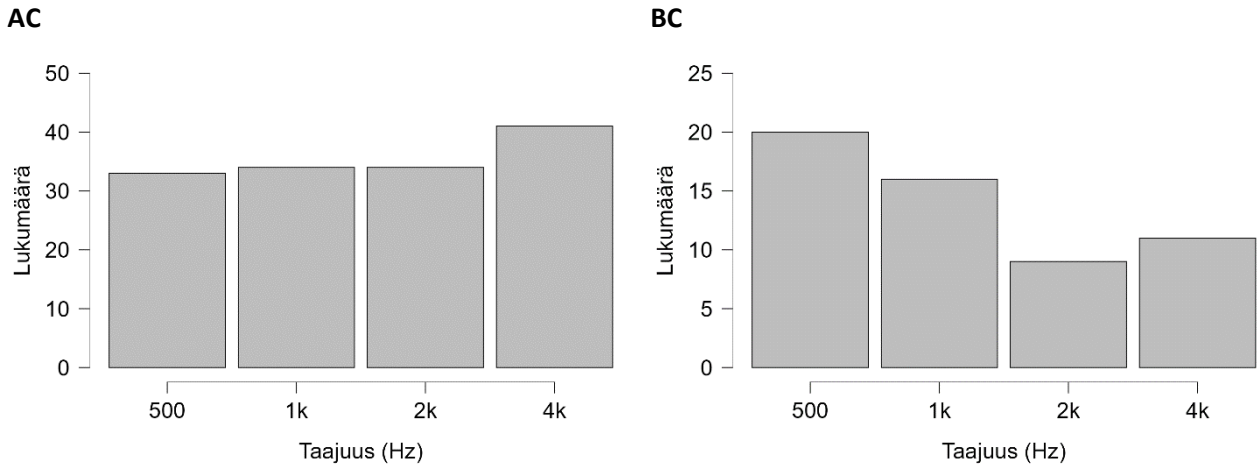
† Impedanssi-arvo asteikolla 1–5, missä 5 tarkoittaa, että elektrodien impedanssit olivat välillä 0 – 5 kΩ, 4 = 5–10 kΩ, 3 = 10–15 kΩ, 2 = 15–20 kΩ ja 1 = yli 20 kΩ.

Kohinan keskiarvo lasten ilmajohtomittauksissa oli 27,120 nV ja luujohtomittauksissa 32,643 nV. Ero on tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,046$; Mann-Whitney). Kuvasta 63 nähdään, että ilmajohtomittauksissa kohina on tasaisemmin jakautunut kuin luujohtomittauksissa.



Kuva 63. Kohina yksittäisissä lasten ilmajohto (AC)- ja luujohtomittauksissa (BC).

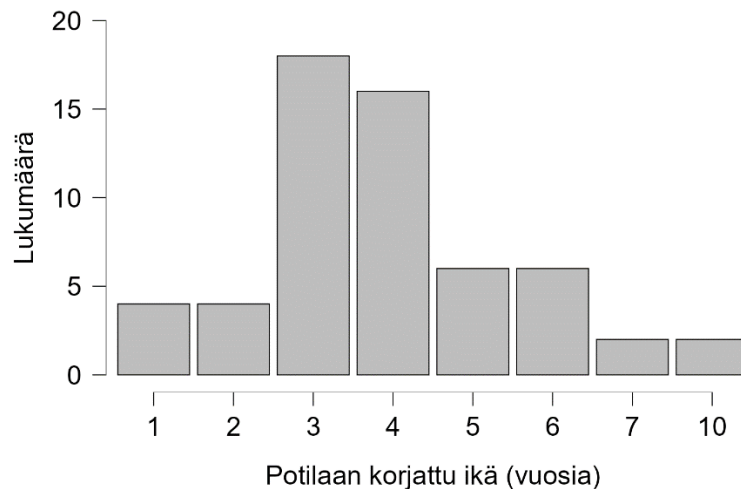
Myös mitatuissa taajuuksissa oli eroa ilma- ja luujohtokynnysten osalta. Luujohtomittauksista suhteellisesti suurempi osuus oli matalien taajuuksien (500 Hz tai 1000 Hz) mittauksia. Mitattujen taajuuksien keskiarvo ilmajohtomittauksissa (AC) oli 1989,437 Hz ja luujohtomittauksissa 1571,429 Hz ($p = 0,032$; Mann-Whitney). Kuvassa 64 on esitetty ilma- ja luujohtomittausten taajuuksien jakaumat.



Kuva 64. Lasten yksittäisten illmajohtomittausten (AC) ja luujohtomittausten taajuuksien jakaumat.

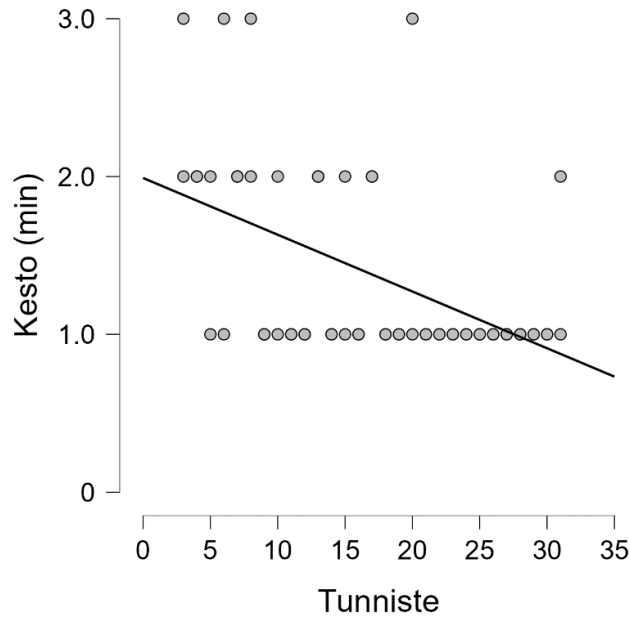
5.2.2.4. Neurologiset ABR-mittaukset

Neurologinen ABR-mittaus oli tehty 29 lapselle. Datapisteitä mittauksista kertyi 58 eli jokaiselta lapselta oli mitattu kumpikin korva. Suurin osa lapsista oli 3–4-vuotiaita. Ikäjakauma on esitetty kuvassa 65. Lapsista ainoastaan kahdella nABR-löydös oli poikkeava, joten vertailu poikkeavan ja normaalin löydöksen välillä ei ollut mielekäästä.



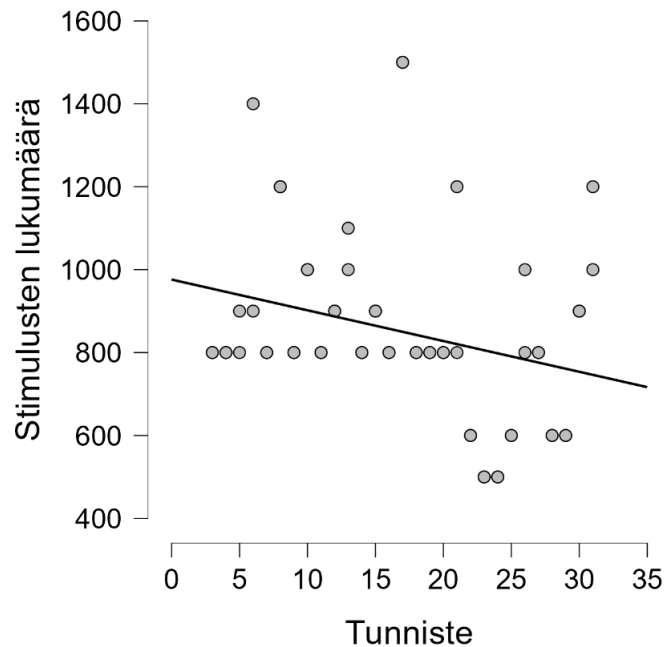
Kuva 65. Lasten neurologisten ABR-mittausten ikäjakauma korjatun iän suhteen.

Lasten mittausten datasta löydettiin useita tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita, joista useimmat liittyivät FMP-arvoon tai stimulusten lukumäärään. Merkittävin löydös oli negatiivinen korrelaatio tunnistenumeron (mittauksen järjestysnumero) ja mittauksen keston välillä ($\tau_b = -0,417$; $p < 0,001$; Kendall, kuva 66). Tämä tarkoittaa, että alkupään mittauksiin on kulunut enemmän aikaa kuin otoksen loppupään mittauksiin. Koska mittausten kestot määritettiin minuutin tarkkuudella, on kaikkien alle minuutin kestäneiden mittausten kesto pyöristetty ylöspäin yhteen minuuttiin.



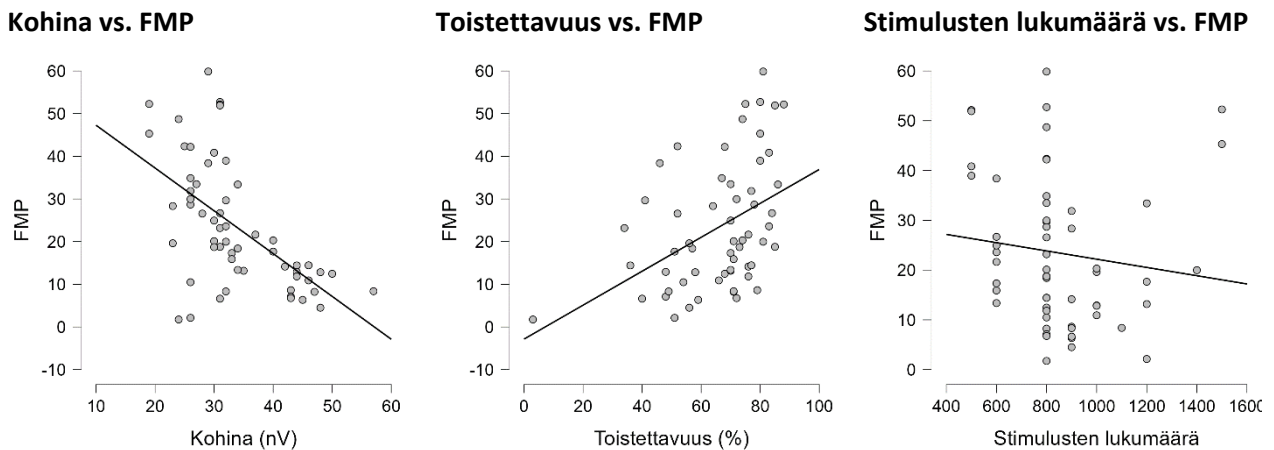
Kuva 66. Lasten nABR-mittausten kesto tunnistenumeron (mittauksen järjestysluku) funktiona. Mittauksen kestot mitattiin minuutin tarkkuudella.

Myös annettujen stimulusten lukumäärä oli pienentynyt tunnistenumeron kasvaessa ($\tau_b = -0,221$; $p = 0,025$; Kendall) eli loppupään mittauksissa aallot näkyivät pienemmällä määrällä stimuluksia. Kuten Kuvasta 67 nähdään, useimmiten käytetty stimulusten lukumäärä oli 800 ja otoksen loppupään mittauksissa on käytetty tätäkin pienempiä stimulusmääriä.



Kuva 67. Annettujen auditiivisten stimulusten lukumäärä mittauksen tunnisten (järjestysnumero) funktiona.

FMP-arvo korreloi tilastollisesti merkitsevästi kohinan, toistettavuuden ja stimulusten lukumäärän kanssa. FMP:n ja kohinan välinen osittaiskorrelaatio oli negatiivinen ($\tau_b = -0,480$; $p < 0,001$; Kendall) eli FMP-arvo oli sitä suurempi, mitä pienempi oli mittauksen kohina. Toistettavuuden ja FMP:n välinen osittaiskorrelaatio taas oli positiivinen ($\tau_b = 0,340$; $p < 0,001$; Kendall) eli suuri FMP-arvo ennusti suurempaa toistettavuuden arvoa. FMP-arvon ja stimulusten lukumäärän välinen osittaiskorrelaatio ($\tau_b = -0,187$; $p = 0,042$; Kendall) ei ole tilastollisesti yhtä merkitsevä kuin kaksi edellistä korrelaatiota, mutta pienillä stimulusten lukumäärillä FMP-arvo on todennäköisesti ollut suurempi kuin annettaessa suuria määriä stimuluksia. FMP-arvojen kuvaajat korrelaatiokäyrineen on esitetty vierekkäin kuvassa 68.



Kuva 68. FMP-arvo kohinan (vasemmalla), toistettavuuden (keskellä) ja stimulusten lukumäärän (oikealla) funktiona.

Taulukossa 9 on esitetty lasten ja vauvojen nABR-mittausten tilastolliset tunnusluvut. Impedanssien osalta p-arvoa ei voitu laskea, koska lasten impedanssien keskihajonta on nolla. Neurologisen ABR-mittauksen keston, stimulusten lukumäärän, hylättyjen vasteiden määrän, toistettavuuden, kohinan ja FMP-arvon osalta ero lapsille ja vauvoille tehtyjen mittausten välillä oli tilastollisesti merkitsevä. Vauvojen mittauksen olivat kestoaltaan (ka. 2,900 min) pidempiä kuin lasten mittaukset (ka. 1,379 min), jonka seurauksen myös annettujen stimulusten määrä oli vauvoilla suurempi kuin lapsilla. Vauvojen mittauksissa suurempi osa vasteaalloista oli hylätty häiriötason vuoksi kuin lapsilla ja kohinataso vauvojen mittauksissa oli kaksinkertainen lasten mittauksiin verrattuna. Lisäksi lasten mittauksissa vasteen arvioinnin apuna käytettävät tilastolliset arvot, FMP ja toistettavuus, olivat selkeästi suurempia kuin vauvojen mittauksissa.

Taulukko 9. Lasten (L) ja vauvojen (V) neurologisten ABR-mittausten tilastollisten tunnuslukujen vertailu.

	Kesto (min)		Impedanssit †		Stimulusten lukumäärä		Hylätyt (%)	
	L	V	L	V	L	V	L	V
N	58	60	58	39	58	60	58	60
p-arvo	< 0,001*		-		< 0,001*		< 0,001*	
Keskiarvo	1.379	2.900	5.000	4.205	850.000	1395.000	0.086	9.967
Keskihajonta	0.616	2.161	0.000	0.978	224.976	676.588	0.657	17.111
Minimiarvo	1.000	1.000	5.000	1.000	500.000	200.000	0.000	0.000
Maksimiarvo	3.000	16.000	5.000	5.000	1500.000	3800.000	5.000	82.000
	Hylkäystaso (µV)		Toistettavuus (%)		Kohina (nV)		FMP	
	L	V	L	V	L	V	L	V
N	58	60	58	60	58	60	58	60
p-arvo	0,195		< 0,001*		< 0,001*		< 0,001*	
Keskiarvo	29.424	22.462	66.086	50.300	33.776	61.133	23.425	6.523
Keskihajonta	22.424	13.333	16.132	23.703	8.529	49.771	14.878	4.948
Minimiarvo	9.800	4.800	3.000	0.000	19.000	23.000	1.740	0.180
Maksimiarvo	80.000	40.000	88.000	80.000	57.000	271.000	59.860	25.920

* Tilastollisesti merkitsevä ero ($p < 0,05$; Mann-Whitney).

† Impedanssi-arvo asteikolla 1–5, missä 5 tarkoittaa, että elektrodien impedanssit olivat välillä 0 – 5 kΩ, 4 = 5–10 kΩ, 3 = 10–15 kΩ, 2 = 15–20 kΩ ja 1 = yli 20 kΩ.

6 Pohdinta ja johtopäätökset

6.1. Kuuloseula

Vauvojen osalta havaittiin, että synnytysvuodeosastolla tehty aOAE:n korreloi sekä mittauksen keston ($p = 0,015$) että kynnyksen ($p < 0,001$) kanssa. Poikkeava tulos aOAE-mittauksessa ennusti pidempään kestävä tutkimusta ja korkeampia kuulokynnyksiä (huonompi kuulo). Voidaan siis päätellä, että aOAE on varsin tehokas kuuloseulamenetelmä, vaikka sen avulla ei saadakaan tietoa kuuloketjun simpukan jälkeisistä osista ja niiden mahdollisista poikkeavuuksista. Tätä tukee myös havainto neurologisten ABR-mittausten osalta, joissa ei ollut yhtäkään poikkeavaa tulosta vauvoilla, joilla aOAE tulos oli ollut +/- sekä se, että luujohtomittauksia oli tehty enemmän niille vauvoille, joiden aOAE-tulos oli ollut poikkeava.

Osalla vastasyntyneistä kuulovian taustalla on kuulon neuropatian kirjon häiriö eli ANSD (Auditory Neuropathy Spectrum Disorder). Näillä vauvoilla simpukka toimii normaalisti (OAE-tulos normaali), mutta kuuloradassa on ongelmia kuulohieron tai kuuloaivokuoren alueella. Tutkimuksissa ANSD:n esiintyvyys vastasyntyneiden joukossa vaihtelee ja suurimmillaankin se on alle prosentin (Bielecki ym., 2012; Boudewyns ym., 2016; Gökdoğan ym., 2016). Esiintyvyys on kuitenkin kasvaa niiden vauvojen joukossa, jotka ovat esimerkiksi saaneet tehohoitoa, syntyneet pikkukeskosina, saaneet hoitoa hyperbilirubinemiaan tai joiden lähisukulaisella on kuulovika (Almishaal ym., 2022; Bennett ym., 2023; Bielecki ym., 2012; De Sati ym., 2020). Vaikka aOAE on hyvä perusmittaus kuuloseulaan, on tärkeää, että riskiryhmiin kuuluvilta vauvoilta testataan simpukan toiminnan (aOAE) lisäksi koko kuuloketjun toimintaa automaattisella ABR-mittauksella.

6.1.1. Uusi kuulonseulontaprotokolla

Satasairaalan, ja siten koko Satakunnan hyvinvointialueen, vastasyntyneiden kuulontutkimusprotokollaa on muokattu tämän tutkimuksen yhteydessä käyttöönotettujen uusien tutkimusmenetelmien ja TYKS:n syksyllä 2023 laatiman uuden suosituksen pohjalta. Satasairaala on yhdessä TYKS:n kanssa samaa yhteistoiminta-aluetta (entinen ERVA-alue), joten TYKS:n suositukset toimivat lähtökohtana monen muunkin osaston toiminnassa. Nykyisen protokollan mukaan vastasyntyneelle tehdään aOAE-tutkimus, jonka tulee mennä läpi kummastakin korvasta, jotta kuuloseula hyväksytään. Jos aOAE-tutkimus menee läpi vain toisesta korvasta tai ei kummastakaan, vastasyntyneelle suoritetaan lisäksi aABR-mittaus. Seula katsotaan hyväksytyksi, jos kolme näistä neljästä mittauksesta (aOAE oikea korva, aOAE vasen korva, aABR oikea korva, aABR vasen korva) menevät läpi.

Jos vastasyntynyt kuuluu johonkin riskiryhmään, esimerkiksi lähisukulaisen kuulovian tai kromosomipoikkeavuuden vuoksi, häneltä mitataan kuuloseulassa suoraan sekä aOAE että aABR ja näistä

mittauksista jälleen 3/4 tulee läpäistä. Lisäksi *merkittävään* riskiryhmään (esimerkiksi lähisukulaisen kuulovika, mikrotia, meningiitti, synnynnäinen sytomegalovirusinfektio) kuuluminen johtaa aina, kuuloseulan tuloksesta riippumatta, vastasyntyneen tarkempiin kuulonmittauksiin (ABR), jotka suoritetaan kuulonherätevastetutkimuksiin erikoistuneen terveydenhuollon ammattilaisen toimesta.

Jos kuuloseula ei mene läpi ennen kotiutumista, se uusitaan yhden kerran 1–2 viikon iässä imetyspoliklinikan tiloissa. Jos seula ei tällöinkään mene läpi, tehdään kiireellinen lähete korva-, nenä- ja kurkkutautien poliklinikan yhteydessä toimivalle kuuloasemalle, jossa tutkimusaika pyritään järjestämään mahdollisuuksien mukaan niin, että vauva olisi tutkimukseen tullessaan alle kuukauden ikäinen (korjattu ikä). Tarkemmat mittaukset tämänhetkisen protokollan mukaan suorittaa sairaalafyysikko käyttäen ensisijaisesti ABR-menetelmää. Tarvittaessa tehdään myös taajuuskohtainen OAE-tutkimus. Jos tarkemmissa tutkimuksissa todetaan kuulovika, määritetään samalla käynnillä kuulokynnykset ja kuulovian tyyppi. Tämän jälkeen vauvan hoitovastuu siirtyy TYKS:aan, jossa hoidetaan yhteistoiminta-alueen alle 7-vuotiaiden potilaiden kuolonkuntoutus.

Uuden protokollan suurimmat erot vanhaan ovat kuuloseulamittausten 3/4-vaatimus seulan läpäisyn osalta sekä audionomien toistaman seulan tiputtaminen pois. Uusi protokolla nopeuttaa vastasyntyneiden kuulovikojen diagnosointia ja lisäksi tarkempien kuulomittausten luotettavuus on parempi, koska ne saadaan tehtyä aikaisemmassa vaiheessa, paremmin nukkuvalle vauvalle. Vanhemmat saavat tiedon vauvan kuolon tilasta nopeammin ja monissa tapauksissa vältytään ylimääräiseltä matkalta Turkuun, kun normaali kuulo voidaan todeta Satasairaalassa.

6.2. Kuulomittauksilla saatujen tulosten tarkastelu

Tutkimuksessa eriteltiin luonnonunessa mitattujen vauvojen ja yleisanestesiassa mitattujen lasten data. Kun katsotaan lopullisia tuloksia, voi todeta, että tämä oli hyvä ratkaisu, koska populaatiot ovat keskenään hyvin erilaiset. Lasten mittauksissa tutkimusolosuhteet olivat paljon stabiilimmat. Nukkuvasta lapsesta ei juurikaan aiheutunut artefaktoja, vaan lapsi oli ääneti ja paikoillaan. Lisäksi leikkaussali oli kaikilla mittauskerroilla sama ja leikkaussalin olosuhteet ja käytetyt laitteet aina samanlaiset. Vauvojen osalta muuttujia oli paljon; mittaushuoneita oli kolme erilaista ja ne oli eri tavoin äänieristetty, vauvojen vanhempien ko-operaatio vaihteli, kaikkia vauvoja ei ollut ohjeen mukaan valvotettu, osalla hengitys rahisi, osa ei suostunut nukkumaan ilman tuttia ja osa ei nukkunut kaikista mahdollisista yrityksistä huolimatta. Populaatioiden erilaisuuden perusteella voi päätellä, että lasten mittausdatasta saadut tulokset ovat varmastikin luotettavampia kuin vauvojen mittausdatasta saadut.

Vertailtaessa eri mittausmenetelmillä tehtyjen mittausten kestoja huomattiin lasten osalta, että ABR-menetelmällä tehdyt mittaukset olivat kestoltaan lyhyempiä kuin ASSR-menetelmällä tehdyt ($p < 0,001$).

Myös vauvojen mittauksissa ABR-menetelmällä tehtyjen mittausten kestojen keskiarvo oli pienempi kuin ASSR-menetelmällä tehtyjen mittausten, mutta ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä ($p = 0,629$), mikä johtunee juuri vauvopopulaation mittausolosuhteiden haastavuudesta. Mittauksia suorittaneiden henkilöiden oma tuntuma oli, että ASSR-menetelmä olisi ollut nopeampi leikkaussalissa, koska siinä kumpaakin korvaa voitiin mitata samaan aikaan. Tämä osoittautui kuitenkin datan perusteella vääräksi.

Lasten tutkimusten datan perusteella voidaan myös päätellä, että tutkimusten kesto lyhenee, kun mittaajat saavat enemmän kokemusta, sillä mittauksen järjestysnumeron ja mittauksen keston välillä oli negatiivinen korrelaatio ($p < 0,001$). Tämä korrelaatio havaittiin sekä lasten kynnysmittauksissa että neurologisissa mittauksissa. Vauvojen osalta korrelaatiota ei havaittu. Myös mittaajien oma kokemus oli, että mittaukset ovat nopeutuneet kokemuksen myötä. Tämän perusteella mittauksia tekevien henkilöiden joukko kannattaa pitää niin pienenä kuin mahdollista ottaen kuitenkin huomioon mittaajien poissaolot (lomat ja sairastapaukset) ja mittauskokemuksen jatkuvuus esimerkiksi eläköitymisten tai työpaikan vaihdosten osuessa kohdalle.

Vertailtaessa ilmajohto- ja luujohtomittausten kestoja, tulos oli samankaltainen vauvoilla ja lapsilla: ilmajohtomittaukset ovat lyhyempiä kuin luujohtomittaukset. Vauvojen osalta ero lähestyi tilastollista merkitsevyyttä ($p = 0,062$) ja lapsilla merkitsevyys oli selkeä ($p < 0,001$). Tähän vaikuttaa luujohtomittauksissa esiintyvä suurempi häiriötaso, jonka vuoksi tarvitaan useampia keskiarvostuksia, jotta mahdollinen vaste saadaan esiin. Lisäksi luujohtomittauksia tehdään huomattavan paljon harvemmin kuin ilmajohtomittauksia, joita tehdään kaikissa mittauksissa. Kun otetaan huomioon edellä mainittu tulos kokemuksen ja mittauksen keston negatiivisesta korrelaatiosta, voidaan olettaa, että osa luujohtomittausten pidemmästä kestoista johtuu mittaajien vähäisemmästä kokemuksesta.

Vauvojen mittauksista nähtiin, että kuulomittauksen poikkeava löydös pidensi mittausaikaa ($p < 0,001$), kuten odotettua oli. Lasten osalta tätä ei pystytty tutkimaan, koska lasten mittauksissa poikkeavia löydöksiä oli määrällisesti niin vähän, ettei tilastollinen tarkastelu ollut mielekästä. Tätäkin havaintoa tukivat mittaajien omat havainnot ja tuntemukset.

Dataa läpikäydessä huomattiin myös negatiivinen korrelaatio mittauksen keston ja kohinan välillä. Toisin sanoen mittaus kesti sitä pidempään, mitä pienempi oli kohina ($p < 0,001$). Tulos tuntui aluksia nurinkuriselta, mutta sille on selkeä selitys; kun mittauksia jatketaan pidempään, annetaan korvaan enemmän äänistimuluksia, jolloin keskiarvostus on tehokkaampaa ja näin kohina vastekäyrässä pienenee. Vastaavasti erikoiselta vaikuttivat negatiiviset korrelaatiot lasten neurologisissa mittauksissa stimulusten lukumäärän ja FMP-arvon välillä ($p = 0,024$) ja vauvojen mittauksissa keston ja signaali-kohinasuhteen (SNR) välillä ($p < 0,001$). Voisi ajatella, että FMP/SNR suurenisi, kun stimuluksia annetaan enemmän ja keskiarvostus on tehokkaampaa. Tässä kuitenkin vaikuttaa mittausajan optimointi; jos aallot/vaste on saatu luotettavasti esiin

jo pienellä määrällä stimuluksia, mittaus on lopetettu ja siirrytty eteenpäin. Pitkät mittaukset taas ovat niitä, joissa FMP/SNR on ollut pieni ja on toivottu, että mittausta jatkamalla aallot/vaste saataisiin esiin kohinan alta.

Data tuki myös mittaajien havaintoa siitä, että kuulokynnykset riippuivat mitatusta taajuudesta. Tämä havaittiin sekä vauvojen että lasten osalta. Korrelaatio oli negatiivinen eli kynnykset olivat korkeampia matalilla taajuuksilla ($p < 0,001$). Ilmiö johtuu pääasiassa inserttikuulokkeen korvakappaleen ”vuotamisesta”: matalataajuisemmat äänet läpäisevät herkemmin korvakappaleen ja osa ääniaallon energiasta valuu ulos korvasta.

Verrattaessa keskenään ABR- ja ASSR-menetelmien kynnyksiä huomattiin, että ABR-menetelmällä mitatut kynnykset (dBnHL) olivat keskimäärin 2–14 dB korkeampia kuin ASSR-menetelmällä mitatut kynnykset sekä vauvoilla että lapsilla ($p < 0,001$). Samanlaisia tuloksia ovat esittäneet myös Ding ym. (2024) sekä Eder ym. (2020, 2022). Osa erosta selittyy sillä, että varsinkin otoksen alkupään mittauksissa mittaajat olivat ASSR-mittauksissa mitanneet alle 20 dBnHL kynnyksiä 4 kHz ja 2 kHz taajuuksilla samalla, kun 500 Hz ja 1 kHz taajuuksilla oli käynnissä mittaus suuremmalla taajuudella. Näille kynnysmittauksille ei olisi ollut tarvetta, koska 20 dBnHL tulkitaan 2 ja 4 kHz taajuuksilla normaaliksi kuuloksi. Myöhemmin näitä ”turhia” mittauksia vähennettiin, kun huomattiin, että matalilta taajuuksilta saadaan vaste paremmin, kun muita taajuuksia ei mitata samaan aikaan. Näin ASSR-menetelmällä tehdyissä mittauksissa tultiin mitanneeksi pienempiä intensiteettejä kuin ABR-mittauksissa, jotka lopetettiin aina 20 dBnHL kohdalla. Tämä mittausasetelmien epäsymmetrisyys on todennäköisesti taustalla myös tuloksessa, jonka mukaan ASSR-menetelmällä tehtyjen mittauksen järjestysnumeron (tunniste) ja kynnyksen välillä oli lievä positiivinen korrelaatio sekä vauvoille ($p = 0,043$) että lapsilla ($p = 0,017$) eli kynnykset olivat nousseet loppupään mittauksissa alkupään mittauksiin verrattuna. ABR-menetelmän osalta tilastollisesti merkitseviä korrelaatiota ei ollut (vauvoilla $p = 0,852$ ja lapsilla $p = 0,114$). Voidaankin päätellä, että kynnystulokset ovat otoksen osalta olleet luotettavia eivätkä ole riippuneet mittaajan kokemuksesta.

Otoksessa oli myös muutama vauva/lapsi, jolta oli mittauksia kumpaakin menetelmää käyttäen. Koska kerätty data oli kliinisistä mittauksista, toista menetelmää oli käytetty vain ensimmäisen menetelmän tulosten varmistamiseen eikä toisella menetelmällä ollut yleensä tehty mittauksia kaikilla taajuuksilla, joten tulokset eivät ole aivan vertailukelpoisia. Lisäksi näitä lapsia/vauvoja, joita oli mitattu kummallakin menetelmällä, oli niin vähän, ettei tilastollisesti merkitsevien tulosten saaminen olisi ollut mahdollista. Tulevaisuudessa olisikin tarpeellista tehdä tutkimus, jossa kaikille potilaille tehdään täydellinen tutkimus kummallakin menetelmällä, siten että saman potilaan eri menetelmillä tehdyt mittaukset tekee eri henkilö, joka ei ole tietoinen toisen mittauksen kynnystuloksista. Tällainen tutkimus on kuitenkin aikaa vievä, ja vaatii eettisen neuvoston hyväksynnän sekä potilaiden suostumuksen tutkimukseen.

ABR-menetelmän vasteen tulkinnan apuna toimivien laskennallisten arvojen havaittiin vauvojen ja lasten osalta korreloivan hyvin keskenään. Tässä tutkimuksessa vasteen tulkinnan apuna käytettiin signaali-kohinasuhdetta (SNR), joka vauvojen mittausten osalta korreloi hyvin FMP-arvon ($p < 0,001$) ja toistettavuuden ($p < 0,001$) kanssa. Lasten osalta SNR:n ja FMP-arvon korrelaatio ($p < 0,001$) oli selvästi tilastollisesti vahvempi kuin SNR:n ja toistettavuuden välinen ($p = 0,034$). Vaikka signaali-kohinasuhteen ja FMP-arvon välillä on korrelaatio, suureille määritetyt ns. raja-arvot eivät mittaajien tekemien havaintojen mukaan vastaa toisiaan. Jotta vaste voidaan hyväksyä, SNR:n tulisi olla vähintään kolme ja FMP:n Interacousticsin versiossa 4.6.1 (ja sen jälkeen) vähintään 2,2. Mittauksen aikana FMP kuitenkin nousee paljon hitaammin ja monesti $SNR \geq 3$ saavutetaan ennen kuin FMP on noussut arvoon 2,2. Myös toistettavuus nousee hitaasti ja vaatii usein jopa yli tuhat toistoa, vaikka SNR olisi noussut jo muutaman sadan toiston jälkeen. Mittausten nopeuden kannalta onkin järkevintä käyttää SNR-arvoa vasteen tulkinnan apuna, mutta epäselvissä tapauksissa FMP ja toistettavuus saattavat toimia hyvänä tukena päätöksen tekemiselle.

6.3. Mittaajien kokemusten tarkastelu

Keskusteluissa mittaajien kanssa nousi esiin asioita, jotka eivät näy mittaustuloksissa tai joita ei laisinkaan voi mitata. Ensinnäkin mittaajat korostivat menetelmien erilaisuutta mittaajan kannalta; ASSR-mittaus on teknisesti helpompi suorittaa eikä mittauksen aikana tarvitse tarkkailla herkeämättä mittauksen kulkua. ABR-mittauksessa mittaajan on oltava koko ajan tarkkana ja analysoitava vasteita mittauksen aikana. Tämän vuoksi ABR-mittaus on mittaajalle henkisesti raskaampi suorittaa ja ABR-mittausten tekemisen opetteluun kuluu huomattavasti pidempi aika. ABR-menetelmää käyttävän mittaajan olisikin tärkeää saada riittävästi aikaa perehdytykseen, sekä jatkossa riittävän usein potilasmittauksia, jotta vaadittava taitotaso pysyy yllä. ABR-mittausten tekeminen vaatii myös jonkin verran enemmän teknistä osaamista ja analyttistä ajattelua kuin ASSR-mittausten tekeminen.

Mittaajat pitivät ASSR-menetelmää parempana leikkaussalissa, koska nukkuvalta lapselta voitiin helposti mitata kumpaakin korvaa samaan aikaan. Tulosten mukaan ASSR-menetelmä on silti leikkaussalissakin keskimäärin hitaampi kuin ABR-menetelmä, mutta tehtäessä esim. autismin kirjon lapsille kuulovian poissulkevia mittauksia, ASSR on kätevä ja nopea suorittaa. Vauvoilla mittaajat suosivat ABR-menetelmää, koska siinä yhden taajuuden yksittäisen intensiteetin mittaaminen (800–1500 stimulusta) kestää alle minuutin, kun ASSR menetelmällä yhden intensiteetin mittaaminen kestää puolesta minuutista jopa kuuteen minuuttiin. Jos vauva nukkuu huonosti, liikehtii levottomasti unissaan tai imee välillä intensiivisesti tuttia, ABR-mittaus on mahdollista ajoittaa hetkeen, jolloin vauva on rauhallisessa tilassa. Näin ABR-mittauksiin saadaan enemmän luotettavuutta (ja lyhyempi kesto), verrattuna ASSR-mittaukseen, jonka aikana vauvan toiminnasta tulee häiriötä mittaukseen.

ABR-menetelmä oli mittaajien mielestä parempi myös tilanteissa, joissa oli mitattava luujohtokuulokkeella tai käytettävä peiteääntä. Luujohtokuulokemittaukset olivat mittaajien mielestä ASSR-menetelmällä heikkolaatuisia, hitaasti eteneviä ja sisälsivät paljon häiriötä. Muutamien testien jälkeen mittaajat luopuivat luujohtomittausten tekemisestä ASSR-menetelmällä eikä luujohto-ASSR-mittauksia ole tämän tutkimuksen otoksessa. Interacoustics Eclipse laitteistolla ASSR-menetelmällä ei myöskään ole mahdollista tehdä luujohtomittausta 500 Hz taajuudella. Luujohtomittaus on kuitenkin tärkeä osa kuulontutkimusta ja ainoa täysin luotettava menetelmä kuulovian tyypin (konduktiivinen vai sensorineuraalinen) määrittämiseksi, joten sen tulisi olla osa diagnostisia tutkimuksia.

Peiteäänien käytön tarpeen arviointiin on olemassa erilaisia laskureita, mutta näiden käyttö kesken kuulontutkimuksen vie osan tärkeästä mittausajasta. ABR-menetelmän etuna on, että mittauksen aikana mittaaja pystyy seuraamaan ns. kontrakäyrää, eli ei-mitattavan korvan vastekäyrää. Jos kontrakäyrän vaste on myöhäisempi ja amplitudiltaan pienempi kuin mitattavan korvan vaste, peiteääntä ei vaadita vasteen tulkintaan. Kontrakäyrän saa esille mittauksen aikana yhdellä klikkauksella, joten se on nopea tapa tarkistaa, pitääkö siirtyä käyttämään peiteääntä.

Mittausdatan perusteella todettiin, että ABR- ja ASSR-menetelmillä mitatuissa kuulokynnyksissä oli selkeä ero ja ABR-kynnykset olivat korkeampia kuin ASSR-kynnykset. Mittaajien oman kokemuksen mukaan samalle potilaalle eri menetelmillä tehdyissä mittauksissa kynnykset ovat olleet samaa luokkaa (alle 10 dBnHL päässä toisistaan). Korjausarvot eri menetelmille ovat kuitenkin erilaiset, joten lopulliset korjatut kynnykset ovat ABR:llä suurempia kuin ASSR:llä. Kuten jo edellä todettiin, kynnyсарvoja tulisi tutkia tulevaisuudessa tarkemmin.

Alkupään mittauksissa hylkäystasona oli 40 μ V, joka oli Interacousticsin suosittelema. Kokemuksen karttuessa mittaajat totesivat tämän liian korkeaksi ja nykyisin käytetään pääasiassa niin alhaista hylkäystasoa kuin on mahdollista. Jos häiriötä on runsaasti ja ne ovat systemaattisia, esim. leikkaussalin laitteiden hurina, voi alhainen hylkäystaso aiheuttaa häiriön osittaisen leikkautumisen pois, mikä puolestaan voi johtaa siihen, että häiriö ei saada keskiarvostuksella poistettua. Tällöin kannattaa kokeilla hylkäystason nostoa, joka tällaisissa tapauksissa pienentää kohinaa.

Interacoustics Eclipse laitteistoa ja ohjelmistoa käytettäessä ABR- ja ASSR-menetelmät ovat omissa moduuleissaan. Koska kaikille potilaille tulisi tehdä neurologinen ABR, jotta voidaan selvittää, onko kuulohermon tai aivorungon alueella poikkeavuuksia, olisi ABR-moduuli hankittava joka tapauksessa. Jos haluaa tehdä kynnysmittaukset ASSR-menetelmällä, tulee lisäksi hankkia ASSR-moduuli. Vaikka kynnysmittausten tekeminen ABR-menetelmällä säästää rahaa yhden moduulin kustannusten verran, mittaajien oma mielipide on, että parasta olisi, jos käytössä on kumpikin moduuli ja siten kumpikin

menetelmä. Tällöin epäselvissä tilanteissa voi käyttää toista mittaustapaa toisella mittaustavalla tehtyjen mittausten varmistamiseen.

6.4. Diagnostisten kuulontutkimusten protokolla

Kuuloseulan jälkeen suoritettavat diagnostiset kuulontutkimukset suoritetaan Satasairaalassa sairaalafysikon (tai hyvin perehdytetyn erikoistuvan sairaalafysikon) ja hoitajan yhteistyössä. Tutkimusaika varataan mahdollisimman nopeasti lähetteen saapumisen jälkeen, mieluiten kahden viikon sisään, jotta vauva olisi tutkimushetkellä alle kuukauden ikäinen, tai vähintäänkin alle kolmen kuukautta vanha ja nukkuisi hyvin (Kennaway ym., 1992; Luijk ym., 2019; Paavonen, 2024). Vanhemmille annetaan ajanvarauksen yhteydessä ohjeet vauvan valvottamisesta, jotta vauva nukkuisi hyvin tutkimuksen aikana. Tutkimuksen tekemiseen varataan aikaa 3–4 tuntia, jotta sekä vauvan nukuttamiselle että kuulomittauksen tekemiselle on riittävästi aikaa.

Itse tutkimuksessa käytetään ensisijaisesti ABR-menetelmää. ABR-menetelmä valittiin sen lyhyemmän kokonaiskeston ja yksittäisen taajuuden yksittäisen intensiteetin nopeamman mittaamisen vuoksi. Näiden syiden takia huonosti nukkuvan vauvan mittaaminen on helpompaa ja luotettavampaa kuin ASSR-menetelmällä. Vauvalle tehdään ensin neurologinen ABR-mittaus koko kuuloketjun toiminnan kartoittamiseksi. Tämän jälkeen jatketaan kynnyks-ABR-mittauksella. Kaikissa mittauksissa hylkäystaso säädetään niin alas kuin mahdollista, mieluiten alle 5 μ V. ABR-mittausten stimulusten lukumäärä pidetään pienenä, 500–1500 välillä, sillä datan perusteella signaali-kohinasuhteet eivät nousseet, vaikka keskiarvostusta jatkettiin pidempään. Kohinatasoa siis kontrolloidaan ensisijaisesti hylkäystason säädöllä eikä keskiarvostuksella. Kynnyksmittausta täydennetään tarvittaessa luujohtomittauksella mahdollisen konduktiviteetin selvittämiseksi, jos kynnykset ovat normaalia korkeampia. Tarvittaessa käytetään peiteääntä. Jos lääkäri toivoo tai jos nABR-mittauksessa ei saatu CM-vasteita, tehdään lopuksi vielä taajuuskohtainen OAE-mittaus.

Lasten mittauksissa yleisanestesiassa käytetään lähetteen esitietoja mittausmenetelmän valinnassa. Jos kyseessä on puheenkehityksen viivästymiseen liittyvä ns. varmistusmittaus, jonka tarkoituksena on sulkea kuulovika pois, voidaan käyttää ASSR-menetelmää sen helppouden vuoksi. Jos kuitenkin epäillään kuulovikaa tai jos ASSR-mittauksessa ilmenee, että ensimmäiset mitatut kynnykset ovat poikkeavia, käytetään ABR-menetelmää, jotta voidaan tarvittaessa tehdä myös luujohtomittaukset ja selvittää, onko kuulovika konduktiivinen, sensorineuraalinen vai sekamuotoinen. Myös lapsille tehdään aina ensin neurologinen ABR-mittaus ja useimmiten (lääkärin toiveesta) lopuksi taajuuskohtainen OAE-mittaus.

Koska datan mukaan mittausten kesto oli verrannollinen mittauksen järjestyslukuun ja siten mittaajan kokemukseen, pidetään mittauksiin perehtyneiden henkilöiden kokonaismäärä tulevaisuudessa 2–3

henkilössä. Tällä varmistetaan, että mittauksia tulee vuoden mittaan riittävän usein taitojen ylläpitämiseksi. Uusien mittaajien perehdytykseen varataan aikaa ja uusi mittaaja tekee kuulontutkimuksia aluksi kokeneemman kollegan työparina.

6.5. Tulevaisuuden näkymät

Jatkossa on tavoitteena ABR- ja ASSR-menetelmien välisten kynnyсарvojen vertailun lisäksi kerätä omat suomalaiset viitearvot vauvojen ja lasten neurologisen ABR-tutkimuksen aaltojen latensseille. Eclipse-laitteistolle ja vastasyntyneille ei löydy Suomesta kansallisia viitearvoja. Turussa tehdyssä tutkimuksessa kerättiin viitearvot vastasyntyneille, mutta käytössä oli Nicolet Viking IV -laitteisto ja Nicolet model TIP 300 Ohm -inserttikuulokkeet, joissa silikoniputken pituus on 153 mm (Saranto ym., 2016). Eclipsen laitteistossa silikoniputken pituus on 254 mm (10”), joten samojen viitearvojen käyttö ei ole mahdollista, tämänkään puolesta. Omien viitearvojen kerääminen ei kuitenkaan poista yhtä valitettavaa ongelmaa; kansallisella tasolla käytettävät viitearvot tarkoittaisivat, että jokaisella kuulontutkimuksia tekevällä sairaalalla tulisi olla identtiset laitteistot.

Koska jokaisessa nykyaikaisessa tutkimuksessa tulee mainita myös tekoäly, todettakoon, että tulevaisuudessa tekoäly vallanee lisää alaa myös kuulontutkimuksen puolella. Jo nyt on kehitetty erilaisia hahmontunnistukseen ja koneoppimiseen perustuvia menetelmiä, joilla voidaan objektiivisesti havaita vaste ABR-menetelmällä tehdyissä mittauksissa (Acir ym., 2006; McKearney & MacKinnon, 2019; Suthakar & Liberman, 2019; Wimalarathna ym., 2021). Hahmontunnistusalgoritmien parantuessa saadaan varmasti kehitettyä ihmismittaajan arviointikykyä toistettavampi ja luotettavampi tapa ABR-vasteen tulkitsemiseen.

7 Viitteet

- Acir, N., Özdamar, Ö., & Güzeliş, C. (2006). Automatic classification of auditory brainstem responses using SVM-based feature selection algorithm for threshold detection. *Engineering Applications of Artificial Intelligence, 19*(2), 209–218. <https://doi.org/10.1016/j.engappai.2005.08.004>
- Aimoni, C., Crema, L., Savini, S., Negossi, L., Rosignoli, M., Sacchetto, L., Bianchini, C., & Ciorba, A. (2018). Hearing threshold estimation by auditory steady state responses (ASSR) in children. *Acta Otorhinolaryngologica Italica, 38*(4), 361–368. <https://doi.org/10.14639/0392-100X-1463>
- Almishaal, A. A., Saleh, S., Alferaih, H., & Alhelo, O. (2022). Prevalence, risk factors, and audiological characteristics of auditory neuropathy. *International Journal of Audiology, 61*(12), 1018–1026. <https://doi.org/10.1080/14992027.2021.2014074>
- Autti-Rämö, I., Saalasti-Koskinen, U., & Mäkelä, M. (2005). *Kuulon seulonta vastasyntyneillä. Terveysthuollon menetelmien arviointiyksikkö FinOHTA.*
- Bellia, C. G. D. L., Junior, H. A., Marques, J. M., Lüders, D., & Gonçalves, C. G. D. O. (2020). Brainstem Auditory Evoked Potentials in infants aged 1 to 24 months during a hearing health care service. *Clinics, 75*, e1579. <https://doi.org/10.6061/clinics/2020/e1579>
- Bennett, C., Yoon, P., Lee, M. Y., Wolfe, M., Anne, S., & Carvalho, D. S. (2023). Newborn hearing screening methodology impacts the timing of diagnosis for auditory neuropathy spectrum disorder. *American Journal of Otolaryngology, 44*(4), 103920. <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2023.103920>
- Bielecki, I., Horbulewicz, A., & Wolan, T. (2012). Prevalence and risk factors for Auditory Neuropathy Spectrum Disorder in a screened newborn population at risk for hearing loss. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 76*(11), 1668–1670. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2012.08.001>
- Boudewyns, A., Declau, F., Van Den Ende, J., Hofkens, A., Dirckx, S., & Van De Heyning, P. (2016). Auditory neuropathy spectrum disorder (ANSO) in referrals from neonatal hearing screening at a well-baby clinic. *European Journal of Pediatrics, 175*(7), 993–1000. [https://doi.org/10.1007/s00431-016-2735-](https://doi.org/10.1007/s00431-016-2735-5)

- Burkard, R. (2012). *Human Auditory Evoked Potentials. The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(1), 566–566. <https://doi.org/10.1121/1.4728209>
- Cargnelutti, M., Cóser, P. L., & Biaggio, E. P. V. (2017). LS CE-Chirp[®] vs. Click in the neuroaudiological diagnosis by ABR. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 83(3), 313–317. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2016.04.018>
- Cebulla, M., Lurz, H., & Shehata-Dieler, W. (2014). Evaluation of waveform, latency and amplitude values of chirp ABR in newborns. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 78(4), 631–636. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2014.01.020>
- Cebulla, M., Stürzebecher, E., & Elberling, C. (2006). Objective detection of auditory steady-state responses: Comparison of one-sample and q-sample tests. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(2), 93–103. <https://doi.org/10.3766/jaaa.17.2.3>
- Cebulla, M., Stürzebecher, E., Elberling, C., & Müller, J. (2007). New clicklike stimuli for hearing testing. *Journal of the American Academy of Audiology*. <https://doi.org/10.3766/jaaa.18.9.2>
- Çelik, O., Eskiizmir, G., & Uz, U. (2016). A comparison of thresholds of auditory steady-state response and auditory brainstem response in healthy term babies. *Journal of International Advanced Otolaryngology*, 12(3), 277–281. <https://doi.org/10.5152/iao.2016.2397>
- Chahed, N., Dzulkarnain, A. A. A., & Jamaluddin, S. A. (2024). Investigating the Effects of Level-Specific CE-Chirp on Auditory Brainstem Response Waves in Normal Hearing Infants. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 31(2), 62–71. <https://doi.org/10.21315/mjms2024.31.2.7>
- Chertoff, M., Lichtenhan, J., & Willis, M. (2010). Click- and chirp-evoked human compound action potentials. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(5), 2992–2996. <https://doi.org/10.1121/1.3372756>
- Chittka, L., & Brockmann, A. (2011). *A diagram of the anatomy of the human ear* [Graphic]. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Anatomy_of_the_Human_Ear-Number.svg
- Clemis, J. D., Ballard, W. J., & Killion, M. C. (1986). Clinical Use of an Insert Earphone. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 95(5), 520–524. <https://doi.org/10.1177/000348948609500515>

- Cobb, K. M., & Stuart, A. (2016). Neonate Auditory Brainstem Responses to CE-Chirp and CE-Chirp Octave Band Stimuli I: Versus Click and Tone Burst Stimuli. *Ear & Hearing, 37*(6), 710–723. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000343>
- Culbertson, J. L., & Gilbert, L. E. (1986). Children with unilateral sensorineural hearing loss: Cognitive, academic, and social development. *Ear and Hearing, 7*(1), 38–42. <https://doi.org/10.1097/00003446-198602000-00007>
- De Andrade, K. C. L., Camboim, E. D., Soares, I. D. A., Peixoto, M. V. D. S., Neto, S. C., & Menezes, P. D. L. (2011). The importance of acoustic reflex for communication. *American Journal of Otolaryngology, 32*(3), 221–227. <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2010.02.002>
- De Boer, E. (1991). Auditory physics. Physical principles in hearing theory. III. *Physics Reports, 203*(3), 125–231. [https://doi.org/10.1016/0370-1573\(91\)90068-W](https://doi.org/10.1016/0370-1573(91)90068-W)
- De Lima, J. P., De Freitas Alvarenga, K., Foelkel, T. P., Monteiro, C. Z., & Agostinho, R. S. (2008). Polarity stimulation effects on brainstem auditory evoked potentials. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology, 74*(5), 725–730. [https://doi.org/10.1016/S1808-8694\(15\)31383-5](https://doi.org/10.1016/S1808-8694(15)31383-5)
- De Siati, R. D., Rosenzweig, F., Gersdorff, G., Gregoire, A., Rombaux, P., & Deggouj, N. (2020). Auditory Neuropathy Spectrum Disorders: From Diagnosis to Treatment: Literature Review and Case Reports. *Journal of Clinical Medicine, 9*(4), 1074. <https://doi.org/10.3390/jcm9041074>
- Ding, L., Zheng, Z., Wang, M., Zhang, Y., Tang, M., Yang, Y., & Liu, Y. (2024). Comparison of ASSR and frequency specificity ABR induced by NB CE-Chirp for prediction of behavioral hearing thresholds in children with conductive hearing loss. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 176*, 111826. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2023.111826>
- Duodecim Terveyskirjasto*. (2021). Kustannus Oy Duodecim. <https://www.terveyskirjasto.fi/ltt04236>
- Dzulkarnain, A. A. A., Abdullah, S. A., Ruzai, M. A. M., Ibrahim, S. H. M. N., Anuar, N. F. A., & Rahim, 'Afaf Ezzaty Abdul. (2018). Effects of Different Electrode Configurations on the Narrow Band Level-Specific CE-Chirp and Tone-Burst Auditory Brainstem Response at Multiple Intensity Levels and Frequencies

in Subjects With Normal Hearing. *American Journal of Audiology*, 27(3), 294–305.

https://doi.org/10.1044/2018_AJA-17-0087

Dzulkarnain, A. A. A., Noor Ibrahim, S. H. M., Anuar, N. F. A., Abdullah, S. A., Tengku Zam Zam, T. Z. H., Rahmat, S., & Mohd Ruzai, M. A. (2017). Influence of two-electrode montages on the level-specific (LS) CE-Chirp auditory brainstem response (ABR) at multiple intensity levels. *International Journal of Audiology*, 56(10), 723–732. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1313462>

Dzulkarnain, A. A. A., Salamat, S., Shahrudin, F. A., Jamal, F. N., & Zakaria, M. N. (2021). Influence of Stimulus Polarity on the Auditory Brainstem Response From Level-Specific Chirp. *Journal of Audiology and Otology*, 25(4), 199–208. <https://doi.org/10.7874/jao.2021.00248>

Dzulkarnain, A. A. A., Shahrudin, F. A., Jamal, F. N., Marzuki, M. N., & Mazlan, M. N. S. (2020). Effects of Stimulus Repetition Rates on the Auditory Brainstem Response to Level-Specific CE-Chirp in Normal-Hearing Adults. *American Journal of Audiology*, 29(4), 838–850. https://doi.org/10.1044/2020_AJA-20-00049

Eder, K., Polterauer, D., Semmelbauer, S., Schuster, M., Rader, T., Hoster, E., & Flatz, W. (2022). Comparison of ABR and ASSR using narrow-band-chirp-stimuli in children with cochlear malformation and/or cochlear nerve hypoplasia suffering from severe/profound hearing loss. *European Archives of Otorhinolaryngology*, 279(6), 2845–2855. <https://doi.org/10.1007/s00405-021-06990-4>

Eder, K., Schuster, M. E., Polterauer, D., Neuling, M., Hoster, E., Hempel, J.-M., & Semmelbauer, S. (2020). Comparison of ABR and ASSR using NB-chirp-stimuli in children with severe and profound hearing loss. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 131, 109864. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2020.109864>

Elberling, C., & Don, M. (2008). Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(5), 3022–3037. <https://doi.org/10.1121/1.2990709>

- Elberling, C., Don, M., Cebulla, M., & Stürzebecher, E. (2007). Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *122*(5), 2772–2785. <https://doi.org/10.1121/1.2783985>
- Elberling, C., Kristensen, S. G. B., & Don, M. (2012). Auditory brainstem responses to chirps delivered by different insert earphones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *131*(3), 2091–2100. <https://doi.org/10.1121/1.3677257>
- Elberling, C., & Salomon, G. (1973). Cochlear Microphonics Recorded From The Ear Canal In Man. *Acta Oto-Laryngologica*, *75*(2–6), 489–495. <https://doi.org/10.3109/00016487309139780>
- Elberling, C., & Wahlgreen, O. (1985). Estimation of Auditory Brainstem Response, Abr, by Means of Bayesian Inference. *Scandinavian Audiology*, *14*(2), 89–96. <https://doi.org/10.3109/01050398509045928>
- Emanuel, D., Maroonroge, S., & Letowski, T. (2009). Auditory function: Physiology and function of the hearing system. Teoksessa *Helmet-mounted Displays: Sensation, Perception, and Cognition Issues*. USAARL.
- Eytan. (2020). External and middle ear. Teoksessa *Gray's Surgical Anatomy* (ss. 82–90). Elsevier. <https://www.clinicalkey.com/#!/content/book/3-s2.0-B9780702073861000130?scrollTo=hl0000142>
- Fechner, G. T. (1860). *Elemente der psychophysik II* (1. p.). Breitkopf und Härtel.
- Fettiplace, R., & Hackney, C. M. (2006). The sensory and motor roles of auditory hair cells. *Nature Reviews Neuroscience*, *7*(1), 19–29. <https://doi.org/10.1038/nrn1828>
- Firszt, J. B., Gaggl, W., Runge-Samuelson, C. L., Burg, L. S., & Wackym, P. A. (2004). Auditory Sensitivity in Children Using the Auditory Steady-State Response. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, *130*(5), 536. <https://doi.org/10.1001/archotol.130.5.536>
- François, M., Dehan, E., Carlevan, M., & Dumont, H. (2016). Use of auditory steady-state responses in children and comparison with other electrophysiological and behavioral tests. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, *133*(5), 331–335. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2016.07.008>

- Frank, J., Baljić, I., Hoth, S., Eßer, D., & Guntinas-Lichius, O. (2017). The accuracy of objective threshold determination at low frequencies: Comparison of different auditory brainstem response (ABR) and auditory steady state response (ASSR) methods. *International Journal of Audiology*, *56*(5), 337–345. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1281442>
- Georga, C., Smalley, J., Brennan, S., Bell, S., & Perugia, E. (2023). *Auditory Steady State Response (ASSR) Testing*. British Society of Audiology. <https://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2023/10/OD104-115-Practice-Guidance-for-ASSR-Testing-1.pdf>
- Gução, A. C. B., Romero, A. C. L., Lemes, F. L., Regaçone, S. F., Valenti, V. E., & Frizzo, A. C. F. (2015). AUDITORY BRAINSTEM RESPONSES: STIMULUS VARIATIONS. *Journal of Human Growth and Development*, *25*(3), 292. <https://doi.org/10.7322/jhgd.106001>
- Gökdoğan, Ç., Altinyay, Ş., Gündüz, B., Kemaloğlu, Y. K., Bayazit, Y., & Uygur, K. (2016). Management of children with auditory neuropathy spectrum disorder (ANSO). *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *82*(5), 493–499. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2015.08.022>
- Harris, K. C., Vaden, K. I., McClaskey, C. M., Dias, J. W., & Dubno, J. R. (2018). Complementary metrics of human auditory nerve function derived from compound action potentials. *Journal of Neurophysiology*, *119*(3), 1019–1028. <https://doi.org/10.1152/jn.00638.2017>
- Hauhio, N., Heino, A., & Gissler, M. (2023). *Perinataalitilasto – synnyttäjät, synnytykset ja vastasyntyneet 2023*. Terveystieteiden tutkimuskeskus, THL. <https://www.julkari.fi/handle/10024/149954>
- Hawkins, J. (2023). Human Ear. Teoksessa *Encyclopedia Britannica*. <https://www.britannica.com/science/ear>
- Herman, I. P. (2007). *Physics of the human body* (6. p.). Springer.
- Hurley RM, Hurley A, & Berlin CI. (2005). Development of low-frequency tone burst versus the click auditory brainstem response: Journal of the American Academy of Audiology. *Journal of the American Academy of Audiology*, *16*(2), 114–123. <https://doi.org/10.3766/jaaa.16.2.6>
- Husain, A. M. (2008). *Guideline 9C: Guidelines on Short-Latency Auditory Evoked Potentials*.

- Ivo Rodrigues, G. R., Lewis, D. R., & Fichino, S. N. (2015). Steady-state auditory evoked responses in audiological diagnosis in children: A comparison with brainstem evoked auditory responses. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *76*(1), 96–101. <https://doi.org/10.1590/S1808-86942010000100016>
- Jauhiainen, T. (Toim.). (2008). *Audiologia*. Duodecim.
- Jensen, J. H., Børre, S., & Johansen, P. A. (1989). Unilateral sensorineural hearing loss in children: Cognitive abilities with respect to right/left ear differences. *British Journal of Audiology*, *23*(3), 215–220. <https://doi.org/10.3109/03005368909076502>
- John, M. S., & Purcell, D. W. (2008). Introduction to technical principles of auditory steady-state response testing. Teoksessa *Auditory steady-state response: Generation, recording, and clinical applications* (ss. 11–53). Plural Publishing Inc.
- Kandogan, T., & Dalgic, A. (2013). Reliability of Auditory Steady-State Response (ASSR): Comparing Thresholds of Auditory Steady-State Response (ASSR) with Auditory Brainstem Response (ABR) in Children with Severe Hearing Loss. *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery*, *65*(S3), 604–607. <https://doi.org/10.1007/s12070-012-0581-y>
- Katz, J., Chasin, M., English, K. M., Hood, L. J., & Tillery, K. L. (Toim.). (2015). Auditory Steady-State Response. Teoksessa *Handbook of clinical audiology* (Seventh edition, ss. 267–294). Wolters Kluwer Health.
- Kennaway, D. J., Stamp, G. E., & Goble, F. C. (1992). Development of melatonin production in infants and the impact of prematurity. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, *75*(2), 367–369. <https://doi.org/10.1210/jcem.75.2.1639937>
- Kerneis, S., Caillaud, E., & Bakhos, D. (2023). Auditory brainstem response: Key parameters for good-quality recording. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, *140*(4), 181–185. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2023.04.003>
- Korczak, P., Smart, J., Delgado, R., Strobel, T. M., & Bradford, C. (2012). Auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, *23*(3), 146–170. <https://doi.org/10.3766/jaaa.23.3.3>

- Kristensen, S. G. B., & Elberling, C. (2012). Auditory Brainstem Responses to Level-Specific Chirps in Normal-Hearing Adults. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(09), 712–721. <https://doi.org/10.3766/jaaa.23.9.5>
- Kumar, K., Sinha, S. K., & Bhat, J. S. (2008). Tone-evoked brainstem responses and auditory steady state responses to 40hz and 80hz amplitude modulated stimuli with different frequencies—A comparative study. *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery*, 60(2), 142–146. <https://doi.org/10.1007/s12070-008-0058-1>
- Lasky, R. E. (1997). Rate and adaptation effects on the auditory evoked brainstem response in human newborns and adults. *Hearing Research*, 111(1–2), 165–176. [https://doi.org/10.1016/S0378-5955\(97\)00106-8](https://doi.org/10.1016/S0378-5955(97)00106-8)
- Lass, N. J., & Donai, J. J. (2021). *Hearing Science Fundamentals* (2. p.). Plural Publishing, Incorporated.
- Lee, M. Y., Ahn, S. Y., Lee, H. J., Jung, J. Y., Rhee, C.-K., & Suh, M.-W. (2016). Narrow band CE-Chirp auditory steady-state response is more reliable than the conventional ASSR in predicting the behavioral hearing threshold. *Auris, Nasus, Larynx*, 43(3), 259–268. <https://doi.org/10.1016/j.anl.2015.09.013>
- Lemajić-Komazec, S., Komazec, Z., Buljčik Čupić, M., Knežević, S., & Vajs, O. (2019). Comparison of Hearing Threshold Estimation Using Auditory Steady State Responses and Brainstem Auditory Evoked Potentials in Children. *Acta clinica Croatica*, 58(4), 701–708. <https://doi.org/10.20471/acc.2019.58.04.17>
- Lieu, J. E. C. (2013). Unilateral hearing loss in children: Speech-language and school performance. *B-ENT, Suppl 21*, 107–115.
- Lightfoot, G. (2017). Sloping ABR baselines and the ECG myogenic artefact. *International Journal of Audiology*, 56, 612–616. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1313463>
- Lightfoot, G. (2023). *Equipment-specific ABR parameters for newborn diagnostic ABR testing*. ERA Training & Consultancy Ltd. <https://eratraining.co.uk/onewebmedia/Equipment-specific%20ABR%20parameters%20current.pdf>

- Lightfoot, G. (2024a). *ABR Noise (masking) calculator*. ERA Training & Consultancy Ltd. <https://eratraining.co.uk/onewebmedia/ABR%20Noise%20Calc2024.xls>
- Lightfoot, G. (2024b). *ASSR MT Noise (masking) calculator*. ERA Training & Consultancy Ltd. <https://eratraining.co.uk/onewebmedia/ASSR%28MT%29%20Noise%20Calc2024%20v3.xlsx>
- Lightfoot, G., Brennan, S., Fitzgerald, J., & Ferm, I. (2019). *Auditory Brainstem Response (ABR) Testing in Babies—Recommended Procedure*. British Society of Audiology. <https://www.thebsa.org.uk/wp-content/uploads/2023/12/OD104-81-Recommended-Procedure-for-ABR-Testing-in-Babies.pdf>
- Lightfoot, G., Ferm, I., Hall, A., & Evans, K. (2014). The effect of notch filtering on the waveform of the newborn auditory brainstem response. *International Journal of Audiology*, *53*(9), 629–632. <https://doi.org/10.3109/14992027.2014.894644>
- Lightfoot, G., & Stevens, J. (2014). Effects of Artefact Rejection and Bayesian Weighted Averaging on the Efficiency of Recording the Newborn ABR. *Ear & Hearing*, *35*(2), 213–220. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3182a4ee10>
- Lin, Y.-H., Ho, H.-C., & Wu, H.-P. (2009). Comparison of auditory steady-state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss. *Auris Nasus Larynx*, *36*(2), 140–145. <https://doi.org/10.1016/j.anl.2008.04.009>
- Linares, A. E., Filho, O. A. C., & De Souza Martinez, M. A. N. (2010). Auditory steady state response in pediatric audiology. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *76*(6), 723–728. <https://doi.org/10.1590/s1808-86942010000600010>
- Lins, O. G., Picton, P. E., Picton, T. W., Champagne, S. C., & Durieux-Smith, A. (1995). Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80-110 Hz. *Journal of the Acoustical Society of America*, *97*(5), 3051–3063. <https://doi.org/10.1121/1.411869>
- Luijk, M. P. C. M., Kocevskaja, D., Tham, E. K. H., Gaudreau, H., Reiss, I. K. M., Duijts, L., Cai, S., Hillegers, M. H. J., Jaddoe, V. W. V., Tiemeier, H., Broekman, B. F. P., & El Marroun, H. (2019). Gestational age at birth and sleep duration in early childhood in three population-based cohorts. *Sleep Medicine: X*, *1*, 100002. <https://doi.org/10.1016/j.sleepx.2019.100002>

- Luts, H. (2005). *Diagnosis of Hearing Loss in Newborns: Clinical application of auditory steady-state responses*. Katholieke Universiteit Leuven.
- Luts, H., Desloovere, C., Kumar, A., Vandermeersch, E., & Wouters, J. (2004). Objective assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, *68*(7), 915–926. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2004.02.007>
- Martínez Fernández, A., Alañón Fernández, M. Á., Ayala Martínez, L. F., Álvarez Álvarez, A. B., Miranda León, M. T., & Sainz Quevedo, M. (2007). Comparative Study Between Auditory Steady-State Responses, Auditory Brain-Stem Responses, and Liminar Tonal Audiometry. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition)*, *58*(7), 290–295. [https://doi.org/10.1016/S2173-5735\(07\)70353-8](https://doi.org/10.1016/S2173-5735(07)70353-8)
- Maslin, M., & Nielsen, H. (2021). Hearing Threshold Estimation Using the Auditory Steady State Response. *Interacoustics Academy*. <https://www.interacoustics.com/academy/evoked-potentials/assr/assr-hearing-test>
- Maurizi, M., Almadori, G., Paludetti, G., Ottaviani, F., Rosignoli, M., & Lucianob, R. (1990). 40-Hz Steady-State Responses in Newborns and in Children. *International Journal of Audiology*, *29*(6), 322–328. <https://doi.org/10.3109/00206099009072863>
- McKearney, R. M., & MacKinnon, R. C. (2019). Objective auditory brainstem response classification using machine learning. *International Journal of Audiology*, *58*(4), 224–230. <https://doi.org/10.1080/14992027.2018.1551633>
- Mervaala, E., Haaksiluoto, E., Himanen, S.-L., Jääskeläinen, S., Kallio, M., & Vanhatalo, S. (2019). Kuulojärjestelmän tutkimukset. Teoksessa *Kliininen neurofysiologia* (ss. 278–284). Kustannus Oy Duodecim.
- Michel, F., & Jørgensen, K. F. (2017). Comparison of threshold estimation in infants with hearing loss or normal hearing using auditory steady-state response evoked by narrow band CE-chirps and auditory brainstem response evoked by tone pips. *International Journal of Audiology*, *56*(2), 99–105. <https://doi.org/10.1080/14992027.2016.1234719>

- Moller, A. R. (2006). *Hearing: Anatomy, Physiology, and Disorders of the Auditory System* (2. p.). Elsevier Science & Technology.
- Moreno-Aguirre, A. J., Santiago-Rodríguez, E., Harmony, T., Fernández-Bouzas, A., & Porrás-Kattz, E. (2010). Analysis of auditory function using brainstem auditory evoked potentials and auditory steady state responses in infants with perinatal brain injury. *International Journal of Audiology*, *49*(2), 110–115. <https://doi.org/10.3109/14992020903311370>
- Mourtzouchos, K., Riga, M., Cebulla, M., Danielides, V., & Naxakis, S. (2018). Comparison of click auditory brainstem response and chirp auditory steady-state response thresholds in children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, *112*, 91–96. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2018.06.037>
- Mühler, R., Rahne, T., Mentzel, K., & Verhey, J. L. (2014). 40-Hz multiple auditory steady-state responses to narrow-band chirps in sedated and anaesthetized infants. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, *78*(5), 762–768. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2014.02.005>
- Neumann, K., Gross, M., Böttcher, P., Euler, H. A., Spormann-Lagodzinski, M., & Polzer, M. (2006). Effectiveness and efficiency of a universal newborn hearing screening in Germany. *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, *58*(6), 440–455. <https://doi.org/10.1159/000095004>
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., & Björkqvist, S.-E. (2020). *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. Sanoma Pro Oy.
- Núñez-Batalla, F., Noriega-Iglesias, S., Guntín-García, M., Carro-Fernández, P., & Luis Llorente-Pendás, J. (2016). Auditory-steady-state Response Reliability in the Audiological Diagnosis After Neonatal Hearing Screening. *Teoksessa Acta Otorrinolaringol Esp* (Vsk. 67, Numero 4, ss. 193–200). www.elsevier.es/otorrino
- O’Beirne, G. A., & Patuzzi, R. B. (1999). Basic properties of the sound-evoked post-auricular muscle response (PAMR). *Hearing Research*, *138*(1–2), 115–132. [https://doi.org/10.1016/S0378-5955\(99\)00159-8](https://doi.org/10.1016/S0378-5955(99)00159-8)
- Ormundo, D. D. S., Fávero, M. L., & Lewis, D. R. (2024). Audiogram Estimation by Auditory Brainstem Response with NB CE-Chirp LS stimulus in Normal Hearing Infants. *International Archives of Otorhinolaryngology*, *28*(02), e294–e300. <https://doi.org/10.1055/s-0043-1776727>

- Paavonen, J. (2024). Lapsen uni. *Lääkärikirja Duodecim*. <https://www.terveyskirjasto.fi/dlk01399>
- Patel H, Feldman M, Canadian Paediatric Society, & Community Paediatrics Committee. (2011). Universal newborn hearing screening. *Paediatr Child Health*, *16*(5), 301–305.
- Picton, T. (2011). Auditory brainstem responses: Peaks along the way. Teoksessa *Human Auditory Evoked Potentials* (ss. 213–245).
- Polonenko, M. J., & Maddox, R. K. (2019). The Parallel Auditory Brainstem Response. *Trends in Hearing*, *23*, 2331216519871395. <https://doi.org/10.1177/2331216519871395>
- Porto, M. A. de A., de Azevedo, M. F., & Gil, D. (2011). Auditory evoked potentials in premature and full-term infants. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, *77*(5), 622–627. <https://doi.org/10.1590/S1808-86942011000500015>
- Prieve, B., & Fitzgerald, T. (2015). Otoacoustic Emissions. Teoksessa *Handbook of Clinical Audiology*.
- Rance, G., Rickards, F. W., Cohen, L. T., De Vidi, S., & Clark, G. M. (1995). The Automated Prediction of Hearing Thresholds in Sleeping Subjects Using Auditory Steady-State Evoked Potentials. *Ear & Hearing*, *16*, 499–507.
- Reichenbach, T., & Hudspeth, A. J. (2014). The physics of hearing: Fluid mechanics and the active process of the inner ear. *Reports on Progress in Physics*, *77*(7). <https://doi.org/10.1088/0034-4885/77/7/076601>
- Rickards, F. W., Tan, L. E., Cohen, L. T., Wilson, O. J., Drew, J. H., & Clark, G. M. (1994). Auditory steady-state evoked potential in newborns. *British Journal of Audiology*, *28*(6), 327–337. <https://doi.org/10.3109/03005369409077316>
- Roberson Jr, J. B., O’rourke, C., Stidham, K. R., & Ramon, S. (2003). Auditory steady-state response testing in children: Evaluation of a new technology. *Otolaryngol Head Neck Surg*, *129*, 107–120. [https://doi.org/10.1016/S0194-5998\(03\)0098-6](https://doi.org/10.1016/S0194-5998(03)0098-6)
- Rodrigues, G. R. I., & Lewis, D. R. (2010). Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response.

International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 74(5), 540–546.

<https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2010.02.017>

- Rodrigues, G. R. I., & Lewis, D. R. (2012). Comparison of click and CE-chirp[®] stimuli on Brainstem Auditory Evoked Potential recording Comparação dos estímulos clique e CE-chirp[®] no registro do Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico. Teoksessa *Original Article Rev Soc Bras Fonoaudiol* (Vsk. 17, Numero 4, ss. 412–418).
- Rodrigues, G. R. I., Ramos, N., & Lewis, D. R. (2013). Comparing auditory brainstem responses (ABRs) to toneburst and narrow band CE-chirp[®] in young infants. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 77(9), 1555–1560. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2013.07.003>
- Rubin, D. I. (Toim.). (2021). Brainstem Auditory Evoked Potentials. Teoksessa *Clinical Neurophysiology* (5 th, ss. 733–746). Oxford University Press.
- Saalisti-Koskinen Ulla, Mäkelä Marjukka, & Autti-Rämö Ilona. (2006). Torvi ja kello väistyvät vastasyntyneiden kuulon seulonnassa. *Impakti - Terveysthuollon menetelmien arviointiyksikön lehti*, 4, 12–13.
- Santarelli, R., Scimemi, P., Monte, E. D., & Arslan, E. (2006). *Cochlear microphonic potential recorded by transtympanic electrocochleography in normally- hearing and hearing-impaired ears*.
- Saranto, J., Lapinleimu, H., Kärpjoki, E. L., Matomäki, J., Björkqvist, M., & Jääskeläinen, S. K. (2016). Reference values for neonatal BAEP and BA recordings using tubal insert phones. *Early Human Development*, 103, 113–118. <https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2016.08.001>
- Sasidharan, M., Gore, M., Mathew, A., & Praisly, M. (2023). Duration of Cochlear Microphonics in Click and Toneburst-Evoked Auditory Brainstem Response in Individuals With Auditory Neuropathy Spectrum Disorder and Normal Hearing. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.46734>
- Sauter, B. T., Douglas, L. B., & Speidel, P. D. (2012, kesäkuuta 2). ABR & ASSR: Challenges and Solutions, 2012. *The Hearing Review*, 2012(19), 20–25.
- Savio, G., Cecilia Perez-Abalo, M., Gaya, J., Hernandez, O., & Mijares, E. (2006). Test accuracy and prognostic validity of multiple auditory steady state responses for targeted hearing screening: Eficiencia

diagnóstica y valor pronóstico de los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias en un programa de tamizaje auditivo para niños en riesgo. *International Journal of Audiology*, 45(2), 109–120. <https://doi.org/10.1080/14992020500377980>

Savolainen, S. (2010). Akuutti meluvamma. *Duodecim*, 126, 2373–2379.

Scherf, F., Brox, J., Wuyts, F., & Van De Heyning, P. (2006). The ASSR: Clinical application in normal-hearing and hearing-impaired infants and adults, comparison with the click-evoked ABR and pure-tone audiometry. *International Journal of Audiology*, 45(5), 281–286. <https://doi.org/10.1080/14992020500485684>

Sharma, M., Bist, S. S., & Kumar, S. (2016). Age-related maturation of wave V latency of auditory brainstem response in children. *Journal of Audiology and Otology*, 20(2), 97–101. <https://doi.org/10.7874/jao.2016.20.2.97>

Sininger, Y. S., Hunter, L. L., Hayes, D., Roush, P. A., & Uhler, K. M. (2018). Evaluation of speed and accuracy of next-generation auditory steady state response and auditory brainstem response audiometry in children with normal hearing and hearing loss. *Ear and Hearing*, 39(6), 1207–1223. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000580>

Sininger, Y. S., Hunter, L. L., Roush, P. A., Windmill, S., Hayes, D., & Uhler, K. M. (2020). Protocol for Rapid, Accurate, Electrophysiologic, Auditory Assessment of Infants and Toddlers. *Journal of the American Academy of Audiology*, 31(06), 455–468. <https://doi.org/10.3766/jaaa.19046>

Skipper, R. (2022). Fmp and Residual Noise. *Interacoustics Academy*. <https://www.interacoustics.com/abr-equipment/eclipse/support/fmp-and-residual-noise>

Small, S. A., & Stapells, D. R. (2004). Artfactual responses when recording auditory steady-state responses. *Ear and Hearing*, 25(6), 611–623. <https://doi.org/10.1097/00003446-200412000-00009>

Soares, I. D. A., Menezes, P. D. L., Carnaúba, A. T. L., De Andrade, K. C. L., & Lins, O. G. (2016). Study of cochlear microphonic potentials in auditory neuropathy. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 82(6), 722–736. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2015.11.022>

- Song, C. I., Kang, H. S., & Ahn, J. H. (2015). Analysis of audiological results of patients referred from newborn hearing screening program. *Acta Oto-Laryngologica*, *135*(11), 1113–1118. <https://doi.org/10.3109/00016489.2015.1063785>
- Sosiaali- ja terveysministeriö. (2004). *Lastenneuvola lapsiperheiden tukena: Opas työntekijöille* (Vsk. 14). Sosiaali- ja terveysministeriö.
- Stapells, D. R., Makeig, S., & Galambos, R. (1987). Auditory steady-state responses: Threshold prediction using phase coherence. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *67*(3), 260–270. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(87\)90024-1](https://doi.org/10.1016/0013-4694(87)90024-1)
- Stuart, A., Stenstromb, R., Tompkins, C., & Vandenhoff, S. (1991). Test-Retest Variability in Audiometric Threshold with Supraaural and Insert Earphones among Children and Adults. *International Journal of Audiology*, *30*(2), 82–90. <https://doi.org/10.3109/00206099109072873>
- Stueve, M. P., & O'Rourke, C. (2003). Estimation of Hearing Loss in Children: Comparison of Auditory Steady-State Response, Auditory Brainstem Response, and Behavioral Test Methods. *American Journal of Audiology*, *12*(2), 125–136. [https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2003/020\)](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2003/020))
- Suthakar, K., & Liberman, M. C. (2019). A simple algorithm for objective threshold determination of auditory brainstem responses. *Hearing Research*, *381*, 107782. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2019.107782>
- Thakor, N. V. (1999). *Bipotentials and Electrophysiology Measurement*.
- Van Campen, L. E., Sammeth, C. A., Hall, J. W., & Peek, B. F. (1992). Comparison of Etymotic insert and TDH supra-aural earphones in auditory brainstem response measurement. *Journal of the American Academy of Audiology*, *3*(5), 315–323.
- Vander Werff, K. R., Brown, C. J., Gienapp, B. A., & Schmidt Clay, K. M. (2002). Comparison of Auditory Steady-State Response and Auditory Brainstem Response Thresholds in Children. *Journal of American Academy of Audiology*, *13*(5), 227–235.

- Vasileiou, A., Pavlos, M., Antonios, T., Ioannis, X., Vlastarakos, P., & Nikolopoulos, T. (2018). CORRELATION OF ASSR HEARING THRESHOLDS WITH ABR HEARING THRESHOLDS IN CHILDREN. *Journal of Hearing Science*, 8(3), 35–39. <https://doi.org/10.17430/1002921>
- Venail, F., Artaud, J. P., Blanchet, C., Uziel, A., & Mondain, M. (2015). Refining the audiological assessment in children using narrow-band CE-Chirp-evoked auditory steady state responses. *International Journal of Audiology*, 54(2), 106–113. <https://doi.org/10.3109/14992027.2014.935496>
- Webster, J. G. (Toim.). (2006). Bioelectrodes. Teoksessa *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (1. p.). Wiley. <https://doi.org/10.1002/0471732877>
- WHO. (2021). *Hearing screening: Considerations for implementation*. World Health Organization.
- Willberg Tytti. (2022). Varhaisvaiheen kuuloseulonta ja diagnostiikka yliopistosairaaloissa. Teoksessa *Lasten audiologian päivät*.
- Wimalarathna, H., Ankmnal-Veeranna, S., Allan, C., Agrawal, S. K., Allen, P., Samarabandu, J., & Ladak, H. M. (2021). Comparison of machine learning models to classify Auditory Brainstem Responses recorded from children with Auditory Processing Disorder. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 200, 105942. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.105942>
- Young, H., & Freedman, R. (2004). Sound and Hearing. Teoksessa *University Physics* (11. p.). Pearson Education.
- Zhang, X. Y., Luo, F. L., Cheng, L. L., Xiong, Y. H., & Liu, J. H. (2021). Comparison of ASSR, ABR and 40 Hz AERP Response Thresholds at Different Frequencies and Their Forensic Applications. *Fa yi xue za zhi*, 37(6), 813–816. <https://doi.org/10.12116/j.issn.1004-5619.2020.200913>

Liite 1 – Käytetyt korjausarvot

AC, Insertit		CE-Chirp stimuluksen taajuus (Hz)			
Korjattu ikä		0,5 k	1 k	2 k	4 k
≤ 12 viikkoa (≤ 84 päivää)		-10	-5	0	5
13 - 24 viikkoa (85 - 168 päivää)		-15	-10	-5	0
> 24 viikkoa (> 168 päivää)		-15	-10	-5	-5

BC		CE-Chirp stimuluksen taajuus (Hz)			
Korjattu ikä		0,5 k	1 k	2 k	4 k
≤ 12 viikkoa (≤ 84 päivää)		10	10	0	5
13 - 24 viikkoa (85 - 168 päivää)		5	5	-5	0
25 viikkoa - 2 vuotta (169 - 730 päivää)		0	0	-5	-5
> 2 vuotta (> 730 päivää)		-15	-10	-5	-5

Liitteen kuva 1. ABR-mittauksen korjausarvot ilmajohto (AC)- ja luujohtomittauksissa (BC) eri ikäisille potilaille.

System setup

Auto protocols | General Setup | Printer Setup | Latency Template | Report Templates

Stimulus: Click

Transducer: Air Conduction Bone Conduction

Age: 0-12 weeks 3-4 months 5-8 months 9-16 months Adult

Sex: Male Female

Jewett marks

Mark I			Mark III			Mark V		
nHL	Position	Deviation	nHL	Position	Deviation	nHL	Position	Deviation
-10 dB			-10 dB			-10 dB		
0 dB			0 dB			0 dB		
10 dB			10 dB			10 dB		
20 dB			20 dB			20 dB	8.23	0.30
30 dB			30 dB			30 dB		
40 dB			40 dB			40 dB	7.58	0.39
50 dB			50 dB			50 dB		
60 dB			60 dB			60 dB	6.89	0.37
70 dB			70 dB			70 dB		
80 dB	1.57	0.29	80 dB	4.01	0.29	80 dB	6.20	0.42
90 dB			90 dB			90 dB		
100 dB			100 dB			100 dB		

Liitteen kuva 2. nABR-mittauksen viitearvot 0–12 viikon ikäisille vauvoille.

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Child (90Hz) IP - v. 2.1
 Name of correction: Child (90Hz) IP - v. 2.1

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	25	25	25	25	20	15	15	10	5	5	0	
1kHz	15	15	15	15	10	10	10	5	5	0	0	
2kHz	5	5	5	5	5	5	5	0	0	0	0	
4kHz	5	5	5	5	5	5	5	0	0	0	0	

Liitteen kuva 3. ASSR-mittauksen korjasuarvot maksimissaan 12 viikon ikäisille vauvoille.

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Child 90Hz IP v 2.1 13-24 weeks
 Name of correction: Child 90Hz IP v 2.1 13-24 weeks

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	30	30	30	30	25	20	20	15	10	10	5	
1kHz	20	20	20	20	15	15	15	10	10	5	5	
2kHz	10	10	10	10	10	10	10	5	5	5	5	
4kHz	10	10	10	10	10	10	10	5	5	5	5	

Liitteen kuva 4. ASSR-mittauksen korjasuarvot 13-24 viikon ikäisille vauvoille.

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Child 90Hz IP v 2.1 25 weeks - 2 years
 Name of correction: Child 90Hz IP v 2.1 25 weeks - 2 years

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	30	30	30	30	25	20	20	15	10	10	5	
1kHz	20	20	20	20	15	15	15	10	10	5	5	
2kHz	10	10	10	10	10	10	10	5	5	5	5	
4kHz	15	15	15	15	15	15	15	10	10	10	10	

Liitteen kuva 5. ASSR-mittauksen korjausarvot 25 viikon - 2 vuoden ikäisille vauvoille ja lapsille.

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Child 90Hz IP v 2.1 over 2 years
 Name of correction: Child 90Hz IP v 2.1 over 2 years

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	30	30	30	30	25	20	20	15	10	10	5	
1kHz	20	20	20	20	15	15	15	10	10	5	5	
2kHz	10	10	10	10	10	10	10	5	5	5	5	
4kHz	15	15	15	15	15	15	15	10	10	10	10	

Liitteen kuva 6. ASSR-mittauksen korjasuarvot yli 2-vuotiaille lapsille.

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Adult Sleeping (90Hz) IP - v. 2.1
 Name of correction: Adult Sleeping (90Hz) IP - v. 2.1

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	25	25	25	25	20	20	15	10	5	5	0	
1kHz	15	15	15	15	10	10	5	5	5	0	0	
2kHz	5	5	5	5	5	5	5	0	0	0	0	
4kHz	5	5	5	5	5	0	0	0	0	0	0	

Liitteen kuva 7. ASSR-mittauksen korjausarvot nukkuville aikuisille (modulaatiotaajuus 90 Hz).

System setup

Auto Tests General Setup Report Templates Correction Factors

Predefined correction templates :

Selected correction: Adult Awake (40Hz) IP - v. 2.1
 Name of correction: Adult Awake (40Hz) IP - v. 2.1

New... Save
Delete... Cancel

ASSR to Audiogram Correction Factors

	0/5	10/15	20/25	30/35	40/45	50/55	60/65	70/75	80/85	90/95	100	dB ASSR
500Hz	15	15	15	15	10	10	5	5	5	0	0	
1kHz	15	15	15	10	10	10	5	5	5	0	0	
2kHz	15	15	10	10	10	10	5	5	5	0	0	
4kHz	10	10	10	10	10	5	5	5	0	0	0	

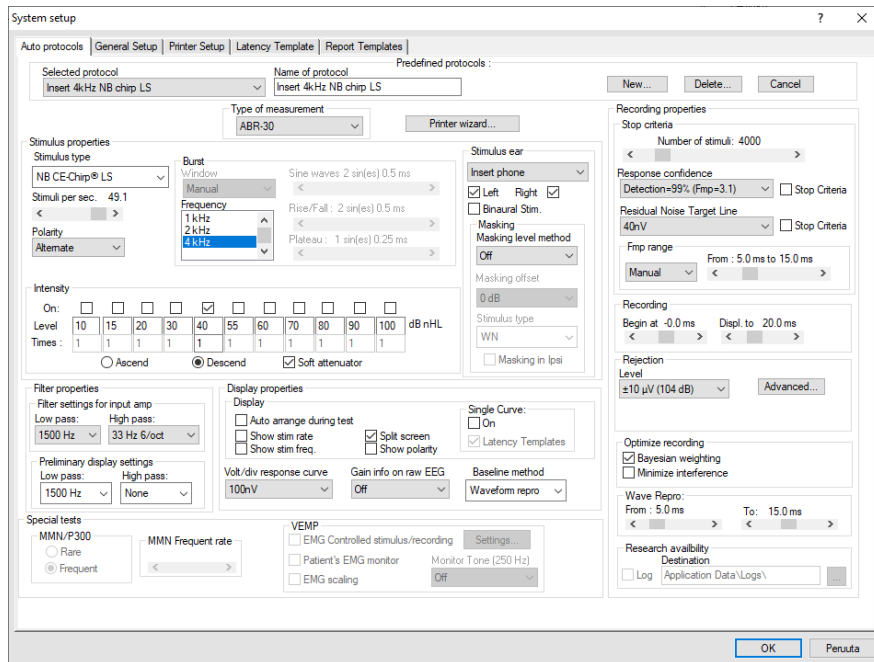
Liitteen kuva 8. ASSR-mittauksen asetukset hereillä oleville aikuisille (modulaatiotaajuus 40 Hz).

Liite 2- Neurologisen ABR:n eli BAEP:n tulkinta (Mervaala ym., 2019).

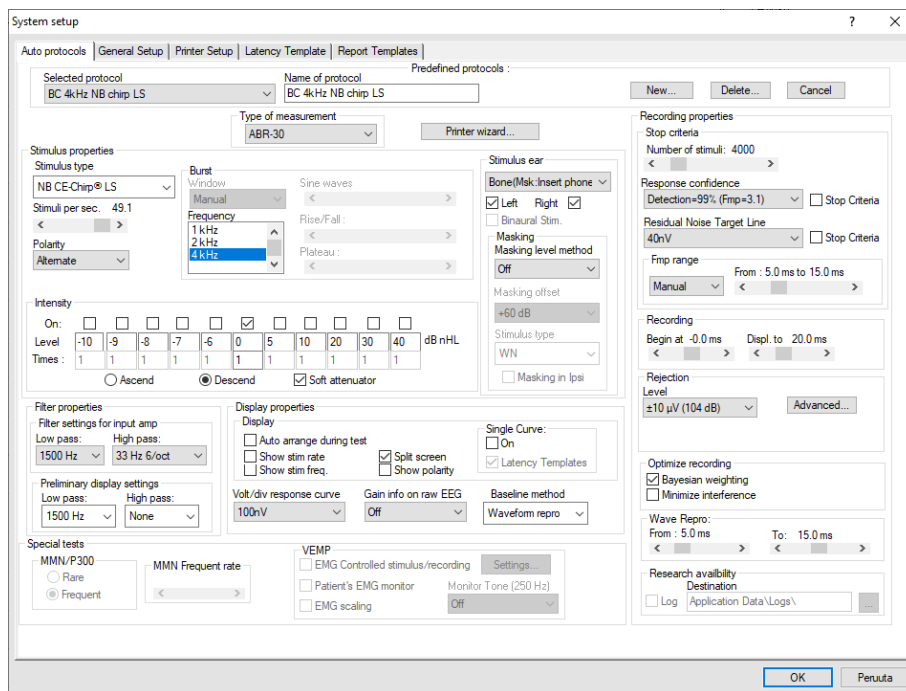
BAEP-poikkeavuus	Tulkintavaihtoehdot
Puuttuva molemmin puolin	Bilateraalinen kuulohermovaurio, voimakas perifeerinen kuulovaurio, vaikkun tukkimat korvakäytävät, bilateraalinen välikorvatulehdus, tekniset syyt
Puuttuva toispuoleisesti	Stimuloidun korvan puolen simpukan tai kuulohermon vaurio, voimakas perifeerinen kuulovaurio, vaikko, välikorvatulehdus, (kuuloradastojen johtumisen desynkronisaatio MS-taudissa)
Normaali aalto I, muut aallot puuttuvat tai viivästyneet	Stimuloidun korvan puolen kuulohermon vaurio, aivorungon alaosan vaurio
Absoluuttiset latenssit viivästyneet, normaalit IPL:t	Perifeerinen kuulovaurio (konduktiivinen), distaalinen akustikushermovaurio, välikorvatulehdus, vaikutuskos
Aalto V puuttuu (tai hyvin matala-amplitudinen)	Stimuloidun korvan puolen aivorungon yläosan vaurio
Pidentyneet IPL I-III ja III-V	Stimuloidun korvan puolen aivorungon ala- ja yläosan vaurio
Pidentynyt IPL I-III, normaali III-V	Stimuloidun korvan puolen aivorungon alaosan vaurio, kuulohermon ja ponsin alaosan välillä
Pidentynyt IPL III-V, normaali I-III	Stimuloidun korvan puolen aivorungon yläosan vaurio, ponsin alaosan ja keskiaivojen välillä
Matala-amplitudinen BAEP molempien korvien stimulaatiossa	Perifeerinen kuulovaurio, bilateraalinen kuulohermovaurio, liian matala stimulusintensiteetti, vaikko, korvatulehdus, muut tekniset syyt (esim. korvakäytäväelektrodin tai -kuulokkeen ilmajohtoputken vääntyminen tai kääntyminen vasten korvakäytävän ihoa)
Normaalit latenssit ja IPL:t bilateraalisesti, mutta asymmetria korvien välillä	Konduktiivinen kuulovaurio
Poikkeavan suuri amplitudisuhde I/V (kun I-komponentti normaalin kokoinen)	Häiriö keskiaivotason kuuloradassa

IPL = aaltojen välinen aikaero (interpeak latency)

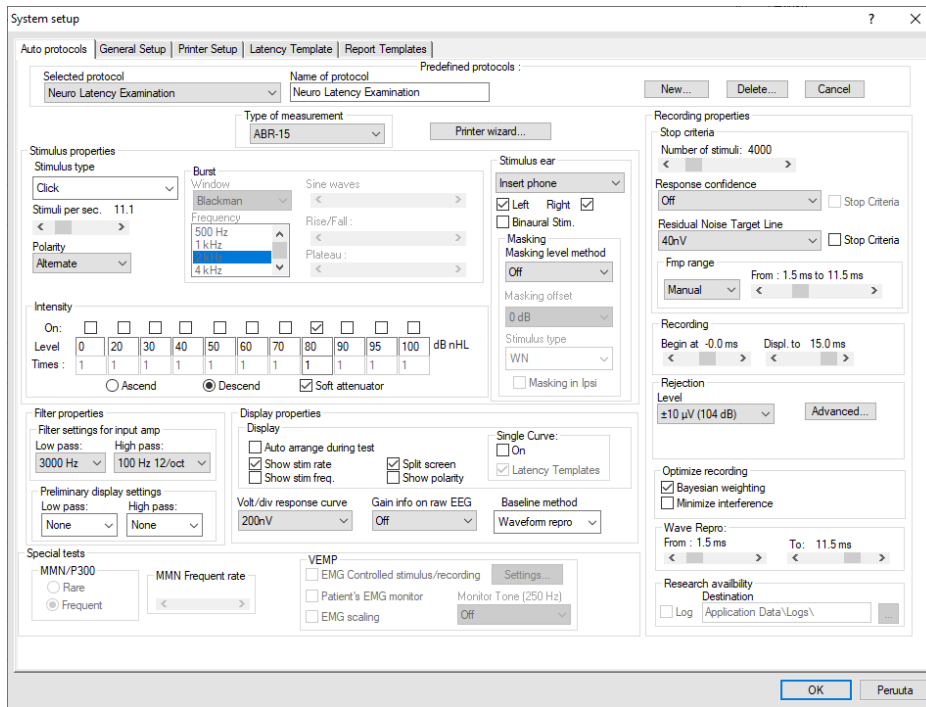
Liite 3 - Käytetyt ABR-mittausten asetukset



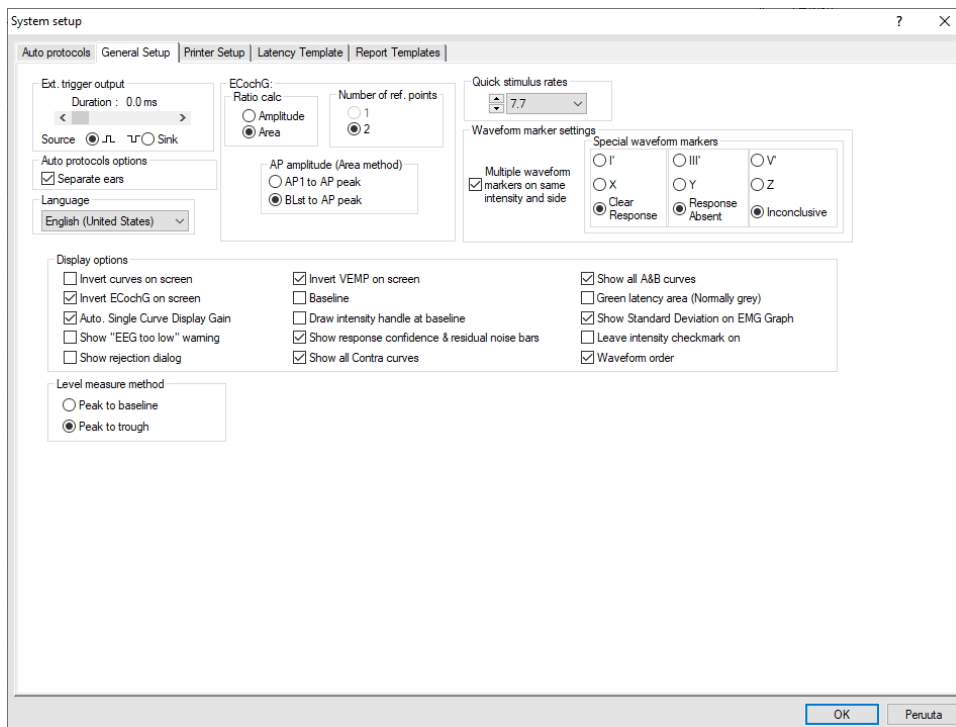
Liitteen kuva 9. Ilmajohdomittausten asetukset. Kuvassa taajuutena 4 kHz.



Liitteen kuva 10. Luujohdomittausten asetukset. Kuvassa taajuutena 4 kHz.



Liitteen kuva 11. nABR-mittauksen asetukset.



Liitteen kuva 12. Yleiset asetukset (ABR).

Liite 4 - Käytetyt ASSR-mittausten asetukset

System setup

Auto Tests | General Setup | Report Templates | Correction Factors

Predefined tests :

Selected test: ASSR < 13 vkoa | Name of test: ASSR < 13 vkoa

Buttons: New... Save Delete... Cancel

Print layouts: Print Wizard...

Test Method Priority: Accuracy Speed

Correction factors:

Insert Phone: Child (90Hz) IP - v. 2.1

Headphone: None

Bone: None

Stimuli selection:

		NB CE-Chirp®				
Initial Level		500Hz	1kHz	2kHz	4kHz	
Right :	40 dB nHL	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> White Noise Masking
Left :	40 dB nHL	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> White Noise Masking

Stimulus rate: Child (90Hz)

Headset: Insert phone

Rejection Level: 20 µV

Buttons: OK Peruuta

Liitteen kuva 13. ASSR-mittausten asetukset.

Liite 5- Vastasyntyneen kuulomittaus – ohje huoltajille



Vastasyntyneen kuulontutkimus kuuloasemalla

Vastasyntyneen kuulontutkimuksessa mitataan vauvan kuuloa eri menetelmillä, joihin kuuluvat mm. OAE-, aABR- sekä BAEP-tutkimukset. OAE tarkoittaa otoakustista emissiota ja siinä tutkitaan korvan simpukan toimintaa. aABR-mittauksella (automated Auditory Brainstem Response) mitataan korvan, kuulohermon ja aivorungon toiminta automaattisella seulontalaitteella. BAEP-tutkimuksessa (Brainstem Auditory Evoked Potential) tutkitaan korvan, kuulohermon ja aivorungon toimintaa taajuuskohtaisesti, ja sen kesto on pidempi kuin OAE ja aABR-mittausten. Tutkimukset ovat vauvalle täysin kivuttomia.

Tutkimukseen valmistautuminen

Tutkimuksen sujumuuden kannalta on tärkeää, että vauva nukkuu tutkimuksen aikana, sillä vauvan ääntely ja liikehdintä aiheuttavat tutkimukseen häiriöitä. Vauvaa olisikin mahdollisuuksien mukaan hyvä pitää valveilla ennen tutkimusta.

Vauvan nukahtamisen edistämiseksi kannattaa varautua syöttämään vauva tutkimuksen alussa ja mahdollisesti tutkimuksen aikana eri mittausten välissä. Myös tutti kannattaa ottaa mukaan, jos vauva syö tuttia. Vauvan kapalointi on hyväksi todettu menetelmä, joka rauhoittaa vauvaa ja estää vauvaa repimästä tutkimuslaitteen johtoja. Jos mahdollista, otathan mukaan ohuen peiton tai viltin kapalointia varten.

Vauvan pään ja niskan alueen ihoa ei tulisi tutkimuspäivänä rasvata, koska ihoon kiinnitetään mittaustarroja ja rasva heikentää niiden kiinnipysymistä.

Tutkimukseen on hyvä varata reilusti aikaa, sillä olosuhteista riippuen tutkimuksen kokonaiskesto saattaa olla jopa 2 – 4 tuntia.

Tutkimuksen kulku

Tutkimuksen aluksi vauvan päähän ja niskaan kiinnitetään muutamia mittaustarroja (elektrodeja). Niiden alta iho puhdistetaan kevyesti kuorivalla geelillä. Tarvittaessa tarrojen päälle lisätään ihoteippiä varmistamaan, että ne pysyvät paikoillaan. Korviin laitetaan hyvin pienet tuttimaiset kuulokkeet, joiden kautta annetaan erilaisia ääniä. Tässä vaiheessa vauva on yleensä hereillä ja saattaa kokea tarrojen ja/tai kuulokkeiden kiinnityksen epämukavaksi.

Esivalmistelujen jälkeen vauva pyritään rauhoittamaan niin, että hän nukahtaisi. Monesti vauva nukahtaa vanhemman syliin, mutta kuuloasemalla on käytössä myös keinuva sitteri. Tutkimus voidaan tehdä myös niin, että vauva nukkuu vaunuissa tai turvakaukalossa. Mittaustilanne on

vauvalle outo, ja kaikki vauvat eivät yrityksistä huolimatta nukahda. Jos tutkimusta ei saada tehtyä, sovitaan tarvittaessa uusi käyntiaika.

Tutkimuksen aikana vauvan korviin syötetään eri taajuisia ääniä kuulokkeiden kautta. Samalla mitataan elektrodeilla aivojen sähköistä toimintaa. Jos vauva kuulee äänen, aivojen sähköinen toiminta muuttuu ja mittauslaite rekisteröi muutoksen.

Tutkimuksen jälkeen

Lääkäri kertoo tutkimuksen tulokset samana päivänä tai lähipäivien aikana puhelimitse. Lääkäri antaa myös ohjeet mahdollisiin jatkotoimenpiteisiin liittyen.

Ilmoittautuminen

Kun saavut vauvan kanssa tutkimukseen, ilmoittaudu korva-, nenä- ja kurkkutautien poliklinikalle, joka sijaistaa B-rakennuksessa 2. kerroksessa.

Mikäli et pääse saapumaan tutkimukseen, ilmoita siitä mahdollisimman pian. Puhelinnumero on 02 627 7259. Jos et pääse paikalle etkä peru aikaa, sairaala perii maksun tutkimuksesta.

Yhteystiedot

Kuuloasema, Korva-, nenä- ja kurkkutautien poliklinikka, B2
Tiistaisin kello 12 - 13, muina päivinä kello 8 - 10
Puhelin 02 627 7259

Liite 6 - Mittaajien täyttämä lomake

Mittauspöytäkirja

Mittaaja täyttää:

pvm: _____

unen tyyppi: nukutus / luonnollinen uni 1 2 3

insertin tyyppi: _____

vanhempien kooperaatio: huono 1 2 3 4 5 hyvä

insertin asennus ja pysyminen: vasen 1 2 3 4 5

oikea 1 2 3 4 5

5 = helppo laittaa ja pysyy hyvin, 1 = vaikea laittaa eikä pysy ilman apua

tutkimushuoneen äänitason kuvaus:

impedanssit:

ASSR-mittaus

Mittaus alkoi: _____

Tulosten valmistumisajat:

Taajuus (kHz)	Oikea korva	Vasen korva
0,5		
1		
2		
4		

Huomioita mittauksesta:

ABR-mittaus

Mittaus alkoi: _____

Tulosten valmistumisajat:

Taajuus (kHz)	Oikea korva	Vasen korva	nABR oikea	nABR vasen
0,5				
1				
2				
4				

Huomioita mittauksesta: