Registratie van het richtinghoren met behulp van elektro-encefalografie



Master Taal- en Spraakpathologie

S.E. Noordeloos

Februari 2017



Registratie van het richtinghoren met behulp van elektro-encefalografie

Status:	Deze scriptie is tot stand gekomen in het kader van de master (specialisatie) Taal- en Spraakpathologie
Auteur:	S.E. Noordeloos
Studentnummer:	s4481879
Begeleider:	Dhr. dr. A.J. Beynon Radboudumc Nijmegen, afdeling Keel-Neus-Oorheelkunde
Tweede lezer:	Mw. dr. E. Janse Radboud Universiteit Nijmegen, Faculteit der Letteren
Datum:	20-02-2017

Nijmegen, februari 2017 Radboud Universiteit Nijmegen Faculteit der Letteren, Taal- en Spraakpathologie

© Februari 2017, Radboud Universiteit Nijmegen

Niets uit deze uitgave mag worden verveelvoudigd, opgeslagen in een geautomatiseerd gegevensbestand, of openbaar gemaakt, in enige vorm of op enige wijze, hetzij elektronisch, mechanisch, door fotokopieën, opnamen of op enige andere manier zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van de Radboud Universiteit Nijmegen.

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system or transmitted in any form by any means, electronics, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without written permission of the Radboud University of Nijmegen.

Voorwoord

Voor u ligt de scriptie 'Registratie van het richtinghoren met behulp van elektroencefalografie'. Deze scriptie is geschreven ter afsluiting van de master Taal- en Spraakpathologie, specialisatie van de master Taalwetenschappen, aan de Radboud Universiteit Nijmegen. Het onderzoek is uitgevoerd op de afdeling Keel-Neus-Oorheelkunde in het Radboud Universitair Medisch Centrum in Nijmegen. Van februari 2016 tot en met februari 2017 heb ik gewerkt aan het onderzoek en het schrijven van de scriptie.

Het was voor mij een uitdagend onderzoek, waardoor ik veel heb geleerd over het opzetten en het schrijven van een masterscriptie. Ik ben er trots op dat ik dit project naar tevredenheid heb kunnen neerzetten.

Graag wil ik een aantal mensen hartelijk danken voor hun hulp bij het realiseren van deze scriptie. Allereerst wil ik dr. Andy Beynon, mijn begeleider, in het bijzonder bedanken. Hij heeft mij gedurende deze periode bijgestaan met zijn feedback, nieuwe inzichten en fijne begeleiding. Tevens wil ik Robin van Dijk bedanken voor het ontwerpen en construeren van het programma voor mijn meetopstelling. Verder gaat mijn dank uit naar Frans van der Slik voor zijn advies op het gebied van statistiek. Daarnaast wil ik alle proefpersonen bedanken voor hun deelname aan dit onderzoek. Ten slotte gaat mijn dank uit naar mijn familie en vrienden voor hun morele steun.

Ik wens u veel leesplezier.

Suzan Noordeloos

Nijmegen, februari 2017

Inhoudsopgave

Voorw	001	rd	iii
Samen	vat	ting	vi
Abstra	ct.		vii
H1	In	leiding	. 1
1.1		Richtinghoren	. 1
1.2		Subjectieve metingen van lokalisatie en discriminatie van geluiden	. 3
1.	2.1	Lokalisatie en discriminatie van geluiden op verschillende locaties in de ruimte	. 3
1.	2.2	Effect van een plug in het oor bij normaalhorende personen	.4
1.	2.3	Verschillende gefilterde ruis als stimuli voor lokalisatie onderzoeken	. 5
1.3		Objectieve metingen van discriminatie van geluiden	. 6
1.	3.1	Elektro-encefalografie en Auditory Evoked Potentials	.7
1.	3.2	Mismatch Negativity	. 8
1.	3.3	Spatial Mismatch Negativity	. 9
1.	3.4	Slow Vertex Potential	11
1.	3.5	Acoustic Change Complex	11
1.	3.6	Vergelijking tussen het Acoustic Change Complex en de Mismatch Negativity	13
1.	3.7	Spatial Change Complex	13
1.4		Vraagstellingen en hypotheses	14
H2	Μ	ethode	15
2.1		Pilot studie	15
2.	1.1	Methode	15
2.	1.2	Resultaten	16
2.2		Experiment	16
2.	2.1	Proefpersonen	16
2.	2.2	Stimuli	16
2.	2.3	Meetopstelling	17
2.	2.4	Data acquisitie	19
2.	2.5	Procedure	19
2.	2.6	Data analyse	21
H3	Re	sultaten	24
3.1		Frequentie van het Slow Vertex Potential en het Spatial Change Complex	24
3.2		Reproduceerbaarheid van de metingen	24
3.3		Subjectieve lokalisatie meting	25
3.4		Het Spatial Change Complex bij normaalhorende personen	26
3.5		Het Spatial Change Complex bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies	29
3.6		Verschillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de laterale condities in de un-plugged en plugged conditie	31

3.7	Vers de p	schillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de un-plugged e lugged conditie	n 31
3.8	Ipsil	aterale, contralaterale en controleconditie vergelijkingen	32
3.	8.1	Ipsilaterale vergelijkingen	32
3.	8.2	Contralaterale vergelijkingen	33
3.	8.3	Controleconditie vergelijkingen	34
3.9	Verg	gelijking tussen een plug in het linker- of rechteroor	35
H4	Discus	sie en conclusie	36
4.1	Het pers	Spatial Change Complex bij normaalhorende personen en bij normaalhorende onen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies	36
4.2	Vers norm	schil in het Spatial Change Complex tussen normaalhorende personen en naalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies	37
4.3	Vers de u	schillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de laterale condities in n-plugged en plugged conditie	n 39
4.4	Subj	ectieve lokalisatie meting	39
4.5	Freq Con	uentie en reproduceerbaarheid van het Slow Vertex Potential en het Spatial Change aplex	40
4.6	Ove	rige suggesties voor vervolgonderzoek	41
4.7	Con	clusie	42
Literat	uurlijst		44
Bijlage	en		51
Bijla	age I	Pilot studie	51
2.1	Met	hode	51
2.	1.1	Proefpersonen	51
2.	1.2	Stimuli	51
2.	1.3	Meetopstelling	52
2.	1.4	Data acquisitie	53
2.	1.5	Procedure	54
2.	1.6	Data analyse	54
2.2	Resu	ıltaten	55
Bijla	age II	Het spectrum van de stimulus	57
Bijla	age III	Subjectieve lokalisatie meting	58
Bijla	age IV	Data zonder outliers	59
Bijla	age V	Het Spatial Change Complex van elke proefpersoon per un-plugged conditie	60
Bijla	age VI	Corticale responsen op elke un-plugged conditie	61
Bijla	age VII	Het Spatial Change Complex van elke proefpersoon per plugged conditie	63
Bijla	age VIII	Corticale responsen op elke plugged conditie	64

Samenvatting

Subjectieve lokalisatie en discriminatie metingen worden veelal uitgevoerd om het richtinghoren van personen te onderzoeken. Sommige personen begrijpen echter deze metingen niet of kunnen er niet aan deelnemen, doordat ze te jong zijn en/of door een gebrek aan linguïstische en/of cognitieve capaciteiten. Daarom zijn objectieve metingen belangrijk, zodat het richtinghoren tijdig en betrouwbaar onderzocht kan worden.

Om te bepalen of het richtinghoren objectief onderzocht kan worden, is in dit onderzoek met behulp van elektro-encefalografie (EEG) onderzocht of normaalhorende personen een hoekverandering van breedbandige ruis kunnen waarnemen, waarbij een 'Spatial Change Complex' (SCC) wordt opgewekt. Dit is eveneens onderzocht bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies, waarbij het linker- of rechteroor was afgesloten door middel van een plug (oordopje in combinatie met koptelefoon). Daarnaast is onderzocht of verschillen aanwezig zijn in de amplitude (in μ V) van het SCC tussen beide onderzoeksgroepen en tussen verschillende hoeken. In het onderzoek zijn naast een controleconditie, waarbij de stimulus frontaal werd aangeboden, hoekveranderingen van 0° naar links/rechts 30° aangeboden in de horizontale dimensie.

Uit het onderzoek blijkt dat het waarnemen van een hoekverandering van breedbandige ruis binnen een auditieve stimulus een SCC kan opwekken bij normaalhorende personen. Het SCC bestaat uit een negatieve potentiaal (n1) op gemiddeld 112 ms gevolgd door een positieve potentiaal (p2) op gemiddeld 199 ms na de hoekverandering binnen de stimulus. Het SCC kan niet opgewekt worden bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies. De amplitudes van de SCC's van normaalhorende personen waren groter in vergelijking met normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies. Het kost de laatstgenoemde personen blijkbaar meer moeite om de hoekverandering waar te nemen, doordat de binaurale cues verstoort zijn door de plug. Er was geen verschil aanwezig in de amplitude van het SCC, opgewekt door een verandering van 0° naar een hoek van links/rechts 90° of van 0° naar een hoek van links/rechts 30°. De grootte van de amplitude van het SCC bij deze posities lijkt onafhankelijk te zijn van de hoekverandering. Dit onderzoek toont aan dat registratie van het richtinghoren objectief te onderzoeken.

Abstract

Subjective sound source localization and spatial discrimination measurements are often executed to examine spatial hearing. However, assessment requiring behavioral responses of very young children or mentally disabled persons might be too difficult. Therefore, objective measures are important to investigate spatial hearing reliable.

The present study investigated whether spatial hearing can be examined objectively. The research was conducted using electroencephalography (EEG) to determine if normal-hearing participants could perceive an angular change during sound presentation using broadband noise, to evoke a Spatial Change Complex (SCC). Additionally, the same setup was applied in normal-hearing participants with simulated unilateral conductive hearing loss. This was simulated by plugging the left or right ear using an earplug in combination with a headphone. Differences in SCC amplitude between both groups and between different angles was investigated. In addition to a control condition (i.e. frontal stimulation only), angular changes in the stimulus switching from 0° to left/right 90° and from 0° to left/right 30° were presented in the azimuthal plane.

Present data reveal that perception of an angular change of broadband noise within an auditory stimulus can elicit an SCC in normal-hearing participants. The SCC consists of a negative potential (n1) at, on average, 112 ms followed by a positive potential (p2) at, on average, 199 ms after the angular change within the stimulus. The SCC could not be elicited in normal-hearing participants with simulated unilateral conductive hearing loss. The amplitudes of the SCCs of normal-hearing participants were larger in comparison with normal-hearing participants with simulated unilateral conductive hearing loss. This might be due to more listening effort to perceive the angular change, because the insertion of the plug perturbs the binaural cues. No differences were found in the amplitude of the SCC, elicited by an angular change from 0° to left/right 90° or from 0° to left/right 30°. The size of the amplitude of the SCC seems to be independent of the angular change. The present study demonstrates that spatial hearing can be investigated using electroencephalography. The SCC can be used as a measure to assess spatial hearing.

H1 Inleiding

1.1 Richtinghoren

Het richtinghoren is een cruciaal aspect in het alledaagse leven. Het helpt bij de oriëntatie en communicatie in een lawaaierige omgeving en bij discriminatie van verschillende geluidsbronnen (Irvine, 1992, in Kühnle et al., 2013). Daarnaast is het richtinghoren belangrijk om potentiële bedreigingen te detecteren in de omgeving en je aandacht te kunnen sturen in de richting van deze bedreigingen (Sokolov, 1963). Met het richtinghoren wordt het vermogen van het auditieve systeem om een geluid in een complexe omgeving te kunnen identificeren, lokaliseren en discrimineren bedoeld (Kidd, Arbogast, Mason & Gallun, 2005). Het nauwkeurig kunnen lokaliseren van geluiden en het kunnen discrimineren van geluiden op verschillende locaties in de ruimte zijn twee belangrijke aspecten van het richtinghoren (Kühnle et al., 2013). Binauraal richtinghoren biedt communicatieve voordelen, vooral in complexe auditieve situaties waarbij meerdere geluidsbronnen op verschillende locaties aanwezig zijn (Bronkhorst & Plomp, 1989). Een beperking in het richtinghoren vermindert de communicatievaardigheden van een persoon en kan gevaarlijke situaties opleveren, zoals in het verkeer (Irvine, 1992, in Kühnle et al., 2013).

Het auditieve systeem kan geluiden lokaliseren, door zich te baseren op interaurale verschillen tussen de twee oren als geluiden beide oren bereiken. Interaurale verschillen zorgen ervoor dat luisteraars kunnen lokaliseren en dus beter individuele geluiden in de omgeving kunnen onderscheiden (Rothpletz, Wightman & Kistler, 2012). Deze interaurale verschillen tussen de twee oren worden binaurale 'cues' genoemd. Het lokaliseren van een geluidsbron in de horizontale dimensie ('azimuth') beroept zich op twee binaurale cues: de interaurale tijdsverschillen of 'interaural time differences' (ITD's) en de interaurale intensiteitsverschillen of 'interaural level differences' (ILD's) (Blauert, 1997, in Otte, Agterberg, Van Wanrooij, Snik & Van Opstal, 2013).

Het relatieve belang van de twee cues hangt af van de frequentie van de geluidsbron. Om laagfrequente geluiden (< 1.5 kHz) te lokaliseren baseert het auditieve systeem zich meer op de ITD's dan op de ILD's (Middelbrooks & Green, 1991; Blauert, 1997, in Otte et al., 2013). ITD's komen voor als een toon vertraagt aankomt in het ene oor ten opzichte van het andere oor. Fase verschillen zullen dan optreden tussen de twee oren (Moore, 1982). Informatie over tijdsverschillen is duidelijk bij laagfrequente geluiden, omdat de golflengtes van laagfrequente geluiden langer zijn in vergelijking met de diameter van het hoofd. Hierdoor kan het geluid om het hoofd heen 'buigen', waardoor het van de geluidsbron weg gerichte oor het geluid bijna net zo goed zal horen als het direct getroffen oor (Moore, 1982). Om hoogfrequente geluiden (> 3 kHz) te kunnen lokaliseren worden de ILD's meer gebruikt (Middelbrooks et al., 1991; Blauert, 1997, in Otte et al., 2013). ILD's komen voor wanneer een toon door het hoofdschaduweffect in het weg gerichte oor zwakker klinkt in vergelijking met het direct getroffen oor. Hoogfrequente geluiden hebben korte golflengtes in vergelijking met de diameter van het hoofd, waardoor het geluid wordt weerkaatst tegen het hoofd en niet om het hoofd heen kan 'buigen' (Moore, 1982). Hierdoor wordt een schaduw gecreëerd aan de andere kant van het hoofd (Hartmann, 1999, in Van den Bogaert, Klasen, Moonen, Van Deun & Wouters, 2006)

(zie Figuur 1). In een vage zone tussen de 1.5 en 3 kHz kan het lokaliseren niet eenduidig worden gebaseerd op ITD's of ILD's (Yost & Dye, 1991, in Kühnle et al., 2013).



Figuur 1. a). ITD's lager dan 1.5 kHz. Door de lange golflengtes kan het geluid om het hoofd heen 'buigen'. Een toon komt vertraagt aan in het ene oor ten opzichte van het andere oor. b). ILD's hoger dan 3 kHz. Door de korte golflengtes wordt het hoofdschaduweffect veroorzaakt. Hierdoor klinkt het geluid aan de rechterkant intenser dan aan de linkerkant. Overgenomen uit "Audiology update" van B. Shannan, 2010, (http://www.ssc.education.ed.ac.uk/courses/deaf/dnov10i.html). Copyright 2010 door Scottish Sensory Centre.

Naast het lokaliseren van een geluid in de horizontale dimensie, kunnen geluiden ook in de verticale dimensie ('elevation') worden gelokaliseerd. Lokalisatie in de verticale dimensie vereist een analyse van spectrale cues die voortvloeien uit de richting afhankelijke reflecties van geluiden door het hoofd, de torso en de oorschelp. Frequentiegebieden worden afhankelijk van de richting versterkt of verzwakt. Deze spectrale cues zijn specifiek voor elk individueel oor en vallen in de range van ca. 4 tot 12 kHz. De spectrale cues vereisen geen interaurale vergelijking waardoor zij tevens monaurale cues worden genoemd (Middlebrooks & Green, 1991). Personen kunnen monauraal wel hoge frequenties lokaliseren, maar geen lage frequenties. Dit in tegenstelling tot binaurale lokalisatie, waarbij ook de lage frequenties gelokaliseerd kunnen worden. Dit komt waarschijnlijk doordat de oorschelp alleen smal genoeg is voor interactie met hoogfrequente geluiden (Butler & Humanski, 1992). De spectrale cues zijn complexer in vergelijking met de robuuste binaurale cues en daarom kwetsbaarder voor verstoringen, zoals lawaai. Hierdoor kan meer onzekerheid aanwezig zijn bij het lokaliseren van geluiden in de verticale dimensie dan in de horizontale dimensie (Otte et al., 2013). Dit wordt bevestigd door de grotere variatie in respons in de verticale dimensie in vergelijking met de horizontale dimensie (Hofman & Van Opstal, 1998).

Binauraal horen speelt zodoende een belangrijke rol bij het richtinghoren. Het versterkt de gevoeligheid voor kleine verschillen in intensiteit (0 - 20 dB) en tijd (10 - 700 μ s) bij de perceptie van geluid (Langendijk & Bronkhorst, 2002). Binauraal horen verbetert daarmee het detecteren en discrimineren van geluiden op verschillende locaties voor normaalhorende

personen (Noble & Gatehouse, 2006). Het vermogen om een klein verschil in binaurale informatie te detecteren kan echter beïnvloed worden door een gehoorverlies. Dit veroorzaakt een vermindering in de perceptie en analyse van de frequentie en temporele informatie van het inkomend geluid (Glyde, Cameron, Dillon, Hickson & Seeto, 2013; Grieco-Calub & Litovsky, 2012; Rothpletz et al., 2012). Personen met een unilateraal gehoorverlies verliezen de voordelen van de interaurale verschillen, omdat hun auditieve ervaringen vooral gebaseerd zijn op het geluid dat in één oor ontvangen wordt. Hierdoor wordt het lokaliseren van geluiden en het verstaan van spraak in ruis lastiger (Linstrom, Silverman & Yu, 2009). Aangezien binauraal horen belangrijk is voor het richtinghoren, is het van belang om het gehoor en het richtinghoren van slechthorende personen tijdig en betrouwbaar in kaart te brengen, zodat indien nodig hulp kan worden geboden. Veel onderzoek wordt uitgevoerd om betrouwbare en effectieve methoden te ontwikkelen om zoveel mogelijk binaurale cues te herstellen bij patiënten met een gehoorverlies (Wazen, Ghossaini, Spitzer & Kuller, 2005).

1.2 Subjectieve metingen van lokalisatie en discriminatie van geluiden

Subjectieve gedragsmetingen, zoals lokalisatie en discriminatie metingen, zijn een manier om het richtinghoren bij personen met een gehoorverlies te onderzoeken. In veel onderzoeken naar het lokaliseren van geluiden in het vrije veld geven normaalhorende en slechthorende personen aan uit welke luidspreker, uit een boog van luidsprekers, het geluid wordt waargenomen (Yost, Loiselle, Dorman, Burns & Brown, 2013).

1.2.1 Lokalisatie en discriminatie van geluiden op verschillende locaties in de ruimte

Personen met een unilateraal conductief of perceptief gehoorverlies hadden een verminderd lokalisatie vermogen in vergelijking met normaalhorende personen (Agterberg, Snik, Hol, Van Wanrooij & Van Opstal, 2012; Rothpletz et al., 2012; Wazen et al., 2005). Met behulp van een lokalisatietaak is het lokalisatie vermogen van de personen onderzocht. De normaalhorende personen hadden een goed lokalisatie vermogen.

Rothpletz et al. (2012) hebben witte ruis van 250 ms aangeboden met een bandpass filter van 0.2 tot 16 kHz. In het onderzoek van Agterberg et al. (2012) is laagfrequente ruis (0.5 - 1.5 kHz), hoogfrequente ruis (3 - 20 kHz) en breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) van 150 ms aangeboden. Volgens de onderzoeken van Rothpletz et al. (2012) en Agterberg et al. (2012) hadden ook enkele personen een (bijna) net zo goed lokalisatie vermogen als normaalhorende personen. Deze personen hadden echter een licht tot matig gehoorverlies of lagere gehoordrempels op enkele frequenties (35 of 40 dB HL op 500 en 2000 Hz), waardoor zij meer restgehoor hadden in vergelijking met personen met een ernstiger gehoorverlies. Hierdoor is het mogelijk dat zij gebruik hebben gemaakt van de beperkte binaurale cues die wellicht niet helemaal verstoord waren. Dit is in tegenstelling tot het onderzoek van Wazen et al. (2005), waarin alleen personen mee deden met een ernstig unilateraal gehoorverlies, waardoor alle personen een verminderd lokalisatie vermogen hadden. In dit onderzoek was smalbandige ruis gecentreerd rond 500 Hz en 3000 Hz aangeboden in de horizontale dimensie op 60 dB HL. Daarnaast hadden de enkele personen in het onderzoek van Agterberg et al. (2012) alleen een (bijna) net zo goed lokalisatie vermogen als normaalhorende personen, wanneer breedbandige ruis werd aangeboden. Rothpletz et al. (2012) boden eveneens breedbandige ruis aan. In het onderzoek van Wazen et al. (2005) werd daarentegen alleen smalbandige ruis aangeboden. Doordat in de smalbandige ruis, gecentreerd rond 500 Hz of 3000 Hz, alleen de ITD cue óf de ILD cue aanwezig is en in de breedbandige ruis zowel de ITD cue als de ILD cue aanwezig zijn, is het mogelijk dat het lokaliseren van geluid beter gaat als breedbandige ruis wordt aangeboden (Agterberg et al., 2012; Van den Bogaert et al., 2006).

1.2.1.1 Minimum Audible Angle

Naast de onderzoeken naar het lokalisatie vermogen via een lokalisatietaak, wordt met behulp van de Minimum Audible Angle (MAA) het discrimineren van geluiden op verschillende locaties in de ruimte, op verschillende posities, onderzocht. Het lokaliseren en het discrimineren van geluiden zijn niet alleen twee verschillende auditieve taken, maar worden ook, tenminste gedeeltelijk, verwerkt in verschillende stadia langs het auditieve pad (Spierer, Bellmann-Thiran, Maeder, Murray & Clarke, 2009; Zatorre, Bouffard, Ahad & Belin, 2002). De MAA wordt gedefinieerd als de waargenomen hoek drempel (het net waarneembare verschil tussen hoeken) in de horizontale dimensie door de luisteraar (Cai et al., 2015). Normaalhorende personen kunnen een verandering van 1° tussen hoeken detecteren als de geluiden frontaal worden aangeboden. De nauwkeurigheid wordt minder als de geluidsbronnen zich meer op laterale posities bevinden. Dan kunnen normaalhorende personen een verandering van 7° tussen hoeken detecteren, wanneer tonen worden aangeboden (Mills, 1958).

Cai et al. (2015) onderzochten het vermogen van normaalhorende personen om geluiden te discrimineren op frontale en laterale posities. Dit is eveneens onderzocht bij personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies, waarvan de helft een unilateraal gehoorverlies aan de linkerzijde had en de andere helft een unilateraal gehoorverlies aan de rechterzijde. Voor het meten van de MAA op de frontale positie 0° en op de laterale posities $\pm 45^{\circ}$ en $\pm 90^{\circ}$ is witte ruis van 1 s met een frequentie range van 0.02 tot 15 kHz aangeboden. Links wordt als negatief (-) en rechts wordt als positief (+) aangegeven. Geluiden die zowel links als rechts worden aangeboden, worden aangegeven met ±. De MAA is onderzocht met behulp van een adaptieve twee-alternatieve keuze design. De personen moesten hierbij twee standaard signalen (met dezelfde hoekpositie) en een afwijkend signaal (die van hoekpositie verschilde) van elkaar onderscheiden. Als er drie correcte responsen waren, dan werd de afstand tussen het standaard geluid en het afwijkend geluid kleiner. Als er één foute respons werd gegeven, dan werd de afstand vergroot. Een verandering van een correcte naar een incorrecte respons of andersom werd gemarkeerd als een omkeerpunt. Na zes omkeerpunten werd de MAA drempel vastgezet. De gemiddelde MAA van normaalhorende personen (4.88°) was kleiner dan de gemiddelde MAA van personen met een unilateraal gehoorverlies links (13.69°) en een unilateraal gehoorverlies rechts (10.73°). Dit betekent dat personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies minder nauwkeurig geluiden op verschillende locaties op de frontale en laterale posities discrimineerden in vergelijking met normaalhorende personen.

1.2.2 Effect van een plug in het oor bij normaalhorende personen

Om de impact van een unilateraal gehoorverlies op het richtinghoren te onderzoeken worden, naast personen met een unilateraal gehoorverlies, normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal gehoorverlies onderzocht. Op deze manier kunnen de directe gevolgen van een plotseling gehoorverlies onderzocht worden. Hierbij kan één oor worden afgesloten door middel van een plug, waarbij in de gehoorgang en de oorschelp rubber materiaal wordt gegoten of waarbij een oordopje in de gehoorgang wordt geplaatst. De gemiddelde verzwakking die door de plug wordt veroorzaakt is voor de lage frequenties (< 3 kHz) ca. 25 dB en voor de hoge frequenties (> 3 kHz) 25 tot 50 dB (Irving & Moore, 2011; Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). Tevens kan een koptelefoon op het afgesloten oor worden geplaatst voor extra verzwakking van het geluid. Met de koptelefoon erbij wordt een gemiddelde verzwakking van ca. 30 dB voor de lage frequenties (< 1 kHz) en ca. 50 dB voor de hoge frequenties (> 3 kHz) veroorzaakt (Agterberg et al., 2012).

De nauwkeurigheid in het lokaliseren bij normaalhorende personen was verminderd, wanneer één oor was afgesloten met een plug (en een koptelefoon op) in de horizontale dimensie (Abel & Lam, 2008; Agterberg et al., 2012; Irving & Moore, 2011; Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). Een plug verstoort de binaurale cues bij normaalhorende personen en heeft zodoende invloed op de ITD's en ILD's (Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). Tijdens een normale binaurale luisterconditie hadden alle normaalhorende personen in alle onderzoeken een nauwkeurig lokalisatie vermogen.

In het onderzoek van Agterberg et al. (2012) presteerden de personen met een plug in en koptelefoon op beter wanneer breedbandige stimuli (0.5 - 20 kHz) werd aangeboden in vergelijking met hoogfrequente stimuli (3 - 20 kHz). Dit effect is mogelijk veroorzaakt door de minder effectieve verzwakking van de lage frequenties, die ook aanwezig zijn in breedbandige stimuli, in vergelijking met de verzwakking van de hoge frequenties. Dit suggereert dat sommige luisteraars mogelijk toegang hadden tot de binaurale ITD cue voor frequenties lager dan 3 kHz tijdens het lokaliseren van breedbandige stimuli. Het lokaliseren van hoogfrequente (> 3 kHz) en breedbandige (0.5 - 20 kHz) ruis in de horizontale dimensie met een duur van 150 ms is eveneens onderzocht door Van Wanrooij en Van Opstal (2007). Uit hun onderzoek bleek dat normaalhorende personen de geluiden verkeerd lokaliseerden, waarbij een verschuiving van de lokalisatie naar de zijkant van het open rechteroor optrad. Ook al was het geluid aan de afgesloten linkerzijde aangeboden, dan werd het aan de rechterzijde gelokaliseerd. Dit is in overeenstemming met eerdere studies die het effect van een monaurale plug onderzochten op het lokalisatie vermogen van personen (Flannery & Butler, 1981; Musicant & Butler, 1984; Oldfield & Parker 1986; Slattery & Middlebrooks, 1994). De personen in het onderzoek van Irving en Moore (2011) lokaliseerden de breedbandige stimuli aangeboden aan de kant van de plug (linkerkant) minder nauwkeurig dan aan de kant van het open oor (rechterkant). Abel en Lam (2008) onderzochten normaalhorende personen wanneer beide oren niet waren afgesloten (binauraal), wanneer het rechteroor was afgesloten (links monauraal) en wanneer het linkeroor was afgesloten (rechts monauraal). Witte ruis (0.02 - 20 kHz) met een duur van 300 ms is aangeboden. Bij het monauraal horen, rechts of links, was de nauwkeurigheid het hoogst (82-97%) voor luidsprekers dichtbij de zijde van het open oor ($\pm 45^{\circ}$ of $\pm 75^{\circ}$). De score werd verlaagd naar 21% als de positie van de luidspreker verschoof naar de zijde van het afgesloten oor. Verder ging monauraal horen met het rechteroor beter (met 5%) dan met het linkeroor.

1.2.3 Verschillende gefilterde ruis als stimuli voor lokalisatie onderzoeken

Onderzoekers zijn vaak ook geïnteresseerd in de relatieve rol van de ITD's en ILD's bij het

richtinghoren. Een methode die hiervoor gebruikt kan worden in het vrije veld is om geluiden, zoals ruis, te filteren in verschillende frequentiebanden. Op deze manier kan onderzocht worden of verschillen aanwezig zijn in het lokaliseren van verschillende gefilterde ruis (Yost et al., 2013).

Uit verschillende onderzoeken kan niet eenduidig geconcludeerd worden of het lokaliseren van verschillende gefilterde ruis door normaalhorende personen in de horizontale dimensie bij een bepaalde frequentieband nauwkeuriger gaat ten opzichte van andere frequentiebanden (Kühnle et al., 2012; Van den Bogaert et al., 2006; Yost et al., 2013).

Uit het onderzoek van Van den Bogaert et al. (2006) bleek dat het lokaliseren van een breedbandige stimulus (ringtone van een telefoon met een duur van 1 s) nauwkeuriger was in vergelijking met een 200 ms durende laagfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 5000 Hz) en hoogfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 5000 Hz) ruis. Bij het lokaliseren van de breedbandige stimulus is het mogelijk om zowel de ITD als de ILD cue te gebruiken. Dit zou een verklaring kunnen zijn waarom het lokaliseren van de breedbandige stimulus beter ging dan het lokaliseren van de smalbandige stimulus, waarbij de ITD óf de ILD cue kan worden gebruikt. Daarnaast kan de lengte van de breedbandige stimulus de nauwkeurigheid van het lokaliseren beïnvloed hebben. Aan alle personen was de opdracht gegeven om hun hoofd stil in de richting van 0° te houden. Hele lichte hoofdbewegingen konden mogelijk optreden gedurende het afspelen van de breedbandige stimulus, wat de persoon een voordeel kan hebben gegeven bij het lokaliseren van het geluid.

Verder werd laagfrequente ruis (voornamelijk ITD's) nauwkeuriger gelokaliseerd dan hoogfrequente ruis (voornamelijk ILD's) (Kühnle et al., 2012; Van den Bogaert et al., 2006). In het onderzoek van Kühnle et al. (2012) boden ze laagfrequente (0.3 - 1.2 kHz) en hoogfrequente (2 - 8 kHz) ruis aan met een duur van 250 ms. Naast het lokaliseren is het discrimineren van geluiden op verschillende locaties in de ruimte onderzocht door de MAA te meten. De MAA drempels waren eveneens lager voor de laagfrequente ruis dan voor de hoogfrequente ruis. Deze resultaten wijzen erop dat het richtinghoren gebaseerd op de ITD cue mogelijk een betere prestatie oplevert dan wanneer het richtinghoren gebaseerd is op de ILD cue.

Yost et al. (2013) rapporteerden daarentegen dat het filteren van de ruis in verschillende frequentiebanden geen effect had op de nauwkeurigheid in het lokaliseren. De lokalisatie was vrijwel even nauwkeurig voor de 200 ms durende breedbandige (125 - 6000 Hz), laagfrequente (125 - 500 Hz) en hoogfrequente (1500 - 6000 Hz) ruis. Beschrijvende statistieken suggereren echter dat het lokaliseren van breedbandige ruis in vergelijking met laag- en hoogfrequente ruis enigszins beter ging, maar dit was niet statistisch significant. Bij een onderzoek met betrekking tot het richtinghoren zou eerst onderzocht moeten worden welke gefilterde ruis het beste gebruikt kan worden als stimulus, om de meest nauwkeurige lokalisatie te verkrijgen.

1.3 Objectieve metingen van discriminatie van geluiden

Naast subjectieve gedragsmetingen kunnen elektrofysiologische methoden een middel zijn om het discrimineren van geluiden te onderzoeken. Bij gedragsmetingen zijn ook linguïstische, cognitieve en gedragsfactoren aanwezig, waarvan het effect moeilijk te onderscheiden is van de auditieve capaciteit. Elektrofysiologische methoden bieden daarentegen de mogelijkheid om de auditieve capaciteit te onderzoeken zonder de invloed van deze niet auditieve factoren. Elektrofysiologische methoden kunnen bijdragen aan het objectief onderzoeken van personen die, omwille van leeftijd, zoals jonge kinderen, of door een gebrek aan auditieve, linguïstische en/of cognitieve capaciteiten, gedragsmetingen niet kunnen begrijpen of er aan deel kunnen nemen (Boothroyd, 1991; Ostroff, Martin & Boothroyd, 1998).

1.3.1 Elektro-encefalografie en Auditory Evoked Potentials

Het centrale zenuwstelsel genereert spontaan en random neuro-elektrische activiteit (Jacobson, 1994). Een elektrofysiologische onderzoeksmethode die veelal wordt gebruikt om deze neuroelektrische activiteit te meten is elektro-encefalografie (EEG). Dit is een niet invasieve methode om neurofysiologische functies te onderzoeken. Bij een EEG onderzoek wordt de elektrische activiteit gemeten van een groot aantal gesynchroniseerde en vurende neuronen in het brein, via elektrodes die geplaatst zijn op de schedel (Light et al., 2010). De temporele resolutie van het EEG is erg goed, maar de spatiële resolutie is gelimiteerd (Picton et al., 2000). Een 'evoked potential' (EP) of een opgewekte potentiaal verwijst naar een elektrische verandering die optreedt in het perifere en centrale zenuwstelsel. Elektrische veranderingen die veroorzaakt zijn door sensorische stimulatie, worden 'sensory evoked potentials' (SEP's) genoemd. De EP wordt vernoemd naar het sensorisch systeem dat wordt gestimuleerd (McPherson, 1996). In het geval van het huidige onderzoek gaat het om de 'auditory evoked potentials' (AEP's) of auditief opgewekte potentialen. 'Cortical auditory evoked potentials' (CAEP's) zijn responsen van het brein die worden opgewekt door een auditieve stimulus en worden verwerkt in of in de buurt van de auditieve cortex (Kim, 2015). De amplitude van een respons kan gemeten worden van de basis tot de piek van de golf (Jacobson, 1994). De gebruikelijke eenheid voor de amplitude van de AEP is microvolt (µV) (McPherson, 1996). De latentie is de hoeveelheid tijd die nodig is voordat een respons optreedt als gevolg van een akoestische gebeurtenis (stimulus). Dit wordt gemeten vanaf de stimulus onset. Dit is het moment dat de stimulus wordt aangeboden (McPherson, 1996). De eenheid van de latentietijd is milliseconden (ms) (Jacobson, 1994). Audiologen gebruiken de AEP's als een objectieve test van het gehoor. Soms is objectieve audiometrie essentieel wanneer patiënten niet goed getest kunnen worden in een gedragsmeting, omdat het (jonge) kinderen zijn of mensen met neurologische beperkingen (Picton, 1995).

1.3.1.1 Classificatie van Auditory Evoked Potentials

De AEP's kunnen worden opgedeeld in drie types op basis van hun latentietijd (Møller, 1994).

- De 'short-latency potentials' of de potentialen met een korte latentietijd treden op binnen de eerste 10 ms na stimulus onset. De short-latency potentials zijn cochleaire potentialen (ECochG) en hersenstam potentialen of 'auditory brainstem responses'(ABR's) (Møller, 1994).
- 2) De 'middle-latency potentials', ook wel de 'middle-latency responses' (MLR's) genoemd of de potentialen met een middel-late latentietijd, treden op van ca. 10 ms tot 50 (of 100) ms na stimulus onset (Møller, 1994). MLR's representeren de eerste corticale responsen op een geluid (Escera, Leung & Grimm, 2014).

3) De 'long-latency potentials' of de potentialen met een late latentietijd treden op van ca. 60 (of 100) ms tot 300 (of 500) ms (McPherson, 1996; Møller, 1994). Deze potentialen worden ook wel 'event-related potentials' (ERP's) genoemd, aangezien verschillende elektrische veranderingen geassocieerd zijn met bepaalde gebeurtenissen of stimuli ('events') (Picton, 1995). ERP's kunnen worden afgeleid uit het EEG door signaal middeling, waarbij de ruis uit een ruw EEG signaal wordt gefilterd (Picton et al., 2000). De long-latency AEP's bestaan uit zowel exogene als endogene potentialen (Butcher, 1994). De exogene potentialen, zoals de N1, P2 en N2, zijn responsen die bepaald zijn door de fysische eigenschappen van de externe stimulus (Butcher, 1994; Picton et al., 2000) en geven een directe respons op de stimulus (Kileny, 2007). Exogeen verwijst naar potentialen waarvan de responsen voornamelijk opgewekt zijn door stimulusparameters ('bottom-up' signaalverwerking) (McPherson, 1996). Endogene potentialen, zoals de P300, treden op in de nabijheid van de stimuli, maar zijn relatief onveranderlijk voor veranderingen in de fysische parameters van de externe stimulus (Butcher, 1994). Endogeen verwijst meer naar potentialen waarvan de responsen voornamelijk opgewekt zijn door cognitie ('top-down' signaalverwerking) (McPherson, 1996).

1.3.2 Mismatch Negativity

Het vermogen om onverwachte, nieuwe of afwijkende stimuli te detecteren in de akoestische omgeving is van groot belang om te overleven. Dit vermogen voorkomt dat relevante stimuli onopgemerkt blijven. Het detecteren van afwijkende gebeurtenissen (in de auditieve modaliteit) is geassocieerd met een respons van het brein, afgeleid uit het EEG. Deze respons wordt de 'Mismatch Negativity' (MMN) CAEP genoemd (Escera et al., 2014). Het beschrijft een afwijking die geobserveerd wordt in de respons op een ongewone of onverwachte verandering in een verder regelmatige opeenvolging van geluiden (Näätänen, Gaillard & Mäntysalo, 1978). De geluiden die elkaar in regelmaat opvolgen worden de standaard geluiden genoemd en de geluiden die de regelmatigheid schenden worden 'deviants' genoemd (Hórvath et al., 2008). De negatieve golfvorm geeft de automatische detectie van een 'mismatch' aan tussen de deviant stimuli en een soort voortdurend spoor van standaard stimuli in het geheugen (Picton, 1995), wanneer de deviant stimulus wordt ingevoegd in een serie van standaard stimuli (Näätänen et al., 1978). Als de deviant stimulus optreedt, dan is de standaard stimulus afwezig. Een respons van het brein op een deviant stimulus vereist zodoende een soort spoor van regelmatig, voorgaande geluiden (standaard stimuli) in het geheugen waarmee de huidige auditieve input vergeleken kan worden (Bronkhorst, 2015; Escera et al., 2014). De MMN kan niet gewijzigd worden doordat de luisteraar wel of niet aandachtig luistert naar de geluiden, maar de MMN kan gewijzigd worden door hoe de auditieve informatie is gestructureerd in het geheugen. Dit kan veranderd worden aan de hand van welke taak de luisteraar moet uitvoeren (Sussman, Chen, Sussman-Fort & Dinces, 2014).

De MMN wordt onder andere gebruikt om het discrimineren van geluiden te onderzoeken bij personen. Het wordt opgewekt door een 'oddball' paradigma, waarbij de deviant geluiden onverwachts in een serie van standaard geluiden voorkomen. De amplitude en de piek latentie van de MMN worden meestal vastgesteld door de ERP respons van de deviant stimulus af te trekken van de ERP respons van de standaard stimulus (Näätänen, Sussman, Salisbury & Shafer, 2014). De amplitude van de MMN kan afhangen van de omvang van de deviant. Wanneer het verschil tussen de standaard stimulus en de deviant stimulus groter wordt, bijvoorbeeld voor frequentie (Yago, Corral & Escera, 2001) of duur (Amenedo & Escera, 2000), dan neemt de amplitude toe. Als het interval tussen de standaard stimulus en de deviant stimulus groter wordt, dan wordt de amplitude van de MMN kleiner. Dit wijst op een verval van het standaard geluid in het geheugen (Picton, 1995). De MMN heeft een piek bij 100 tot 200 ms vanaf het aanbieden van de deviant stimuli (Escera et al., 2014). Bij kleine veranderingen in de frequentie, intensiteit, duur en locatie van de stimulus kan de MMN worden opgewekt (Näätänen, Paavilainen & Reinikainen, 1989).

Een relatie tussen neurale discriminatie gemeten met de MMN en geluidswaarneming gemeten met gedragsmetingen lijkt aanwezig te zijn. Zo was een sterke correlatie aanwezig tussen de nauwkeurigheid in het discrimineren van een paar korte tonen met verschillende frequenties en de amplitude van de MMN bij veranderingen in frequentie (Lang et al., 1990, in Näätänen et al., 2014). Verder blijkt uit studies dat men met de MMN de verbetering in het discrimineren van geluiden door oefening kan monitoren. Dit geldt voor linguïstische stimuli (Cheour, Shestakova, Alku, Ceponiene & Näätänen, 2002; Kraus, McGee, Carrell & Sharma, 1995; Tremblay, Kraus, Carrell & McGee, 1997; Winkler et al., 1999) en niet-linguïstische stimuli (Näätänen, Paavilainen, Titinen, Jiang & Alho, 1993, in Näätänen et al., 2014; Tervaniemi, Rytkönen, Schröger, Ilmoniemi & Näätänen, 2001). Enige discrepantie is echter ook aanwezig tussen studies, waarbij de relatie tussen de gedragsmeting en de MMN meting niet altijd significant correleerde bij kenmerken van tonen, zoals duur, frequentie en intensiteit (Chen & Sussman, 2013; Horváth et al., 2008) en bij spraakgeluiden (Näätänen et al., 2014).

Een voordeel van de MMN is dat deze verkregen kan worden gedurende passief luisteren, zonder directe aandacht voor de stimuli (Sussman et al., 2014). Hierdoor kunnen ook jonge kinderen of mensen met gedragsbeperkingen en/of cognitieve beperkingen worden getest op hun discriminatievermogen tussen geluiden (Näätänen et al., 2014). De MMN heeft echter ook enkele nadelen. De MMN heeft een kleine amplitude in relatie tot de achtergrond activiteit van het EEG (Picton, 1995). Verder is er een praktische limiet voor de hoeveelheid responsen die gemiddeld kunnen worden om de signaal-ruis ratio te verbeteren. Deze limiet wordt veroorzaakt door twee redenen. De eerste reden is dat het aantal deviant stimuli alleen een kleine proportie van het totaal kan zijn. Hierdoor wordt het aantal middelingen van het signaal om de signaal-ruis ratio te verbeteren voor de deviant respons beperkt. De MMN kan zodoende niet altijd betrouwbaar gedemonstreerd worden. Zelfs bij coöperatieve volwassenen en kinderen met een normaal gehoor kan de MMN niet altijd betrouwbaar worden getoond (Martin & Boothroyd, 1999). De tweede reden is een beperking in de hoeveelheid tijd dat een jong kind onbeweeglijk en coöperatief blijft (Martin & Boothroyd, 1999). Om deze redenen is de MMN niet altijd een geschikt middel om het discrimineren van geluiden bij personen op individueel niveau te onderzoeken (Martin & Boothroyd, 1999; Picton, 1995).

1.3.3 Spatial Mismatch Negativity

Het is aangetoond dat een verandering in de frequentie (Sams, Paavilainen, Alho & Näätänen, 1985), intensiteit (Näätänen, Paavilainen, Alho, Reinikainen & Sams, 1987, in Paavilainen, Karlsson, Reinikainen & Näätänen, 1989) of duur (Kaukoranta, Sams, Hari, Hämäläinen &

Näätänen, 1989, in Paavilainen et al., 1989) van een auditieve stimulus een MMN opwekt. Het doel van de studie van Paavilainen et al. (1989) was om te onderzoeken of een verandering in een andere dimensie van geluid, het lokaliseren van geluiden in de ruimte, ook een MMN zou opwekken. Aan normaalhorende personen zijn zowel laagfrequente (600 Hz) als hoogfrequente (3000 Hz) tonen met een duur van 60 ms aangeboden. De verhouding tussen de standaard en deviant geluiden was respectievelijk 90% en 10%. De deviant was hetzelfde als de standaard, maar werd vanuit een andere locatie aangeboden. De standaard geluiden zijn altijd frontaal in het midden aangeboden en de deviants vanuit hoeken op $+10^\circ$, $+45^\circ$ en $+90^\circ$. In het onderzoek is zowel met een koptelefoon op als in het vrije veld gemeten.

De resultaten toonden aan dat veranderingen in de locatie van een auditieve stimulus een MMN ontlokten ('spatial MMN'). De spatial MMN werd opgewekt in zowel de conditie met de koptelefoon als in het vrije veld. In de conditie met de koptelefoon werd de amplitude van de spatial MMN groter, wanneer de omvang van de deviant groter werd. Dit komt overeen met andere onderzoeken waarin de ITD's en ILD's gemanipuleerd waren in de conditie met een koptelefoon (Doeller et al., 2003; Nager et al., 2003; Sonnadara, Alain & Trainor, 2006). In het vrije veld daarentegen wekten zelfs de kleine deviants spatial MMN's op met een vergelijkbare amplitude als bij de grote deviants. Mogelijk hebben aanvullende lokalisatie cues in het vrije veld, zoals hoofdbewegingen en echo's, hiervoor gezorgd. Eveneens in het onderzoek van Colin, Radeau, Soquet, Dachy en Deltenre (2002) is in het vrije veld geen duidelijke relatie gevonden tussen de amplitude van de MMN en de omvang van de deviant. De pieklatenties van de MMN werden korter wanneer de afstand tussen de hoeken groter werd. Dit was echter alleen significant bij het aanbieden van tonen van 600 Hz in het vrije veld. De latenties werden korter tussen 10° en 45°, maar ze werden niet korter wanneer de afstand tussen de hoeken vergrootte van 45° naar 90°. Door Paavilainen et al. (1989) is hiervoor geen verklaring gegeven.

In het onderzoek van Deouell, Parnes, Pickard en Knight (2006) is in tegenstelling tot Paavilainen et al. (1989) wel een relatie gevonden tussen de grootte van de amplitude van de spatial MMN en de omvang van de deviant bij normaalhorende personen. De standaardstimuli kwam van een luidspreker die zich op $+5^{\circ}$ bevond en de deviant stimuli kwamen uit een van de andere vier luidsprekers op -5° , 15° , 25° en 35° . Deze locaties correspondeerden met deviants van -10° , 10° , 20° en 30° . Tonen van 50 ms werden op 70 dB SPL aangeboden. Pieklatenties zijn gevonden op 98, 94, 105 en 115 ms voor de deviants van respectievelijk -10° , 10° , 20° en 30° . De amplitude van de spatial MMN was groter bij de deviant van 30° dan bij de deviant van 20° . Bij de deviant van 20° was de amplitude van de spatial MMN weer groter dan bij de deviant van 10° .

Met behulp van de MMN onderzochten Cai et al. (2015) het discrimineren van geluiden uit verschillende hoeken niet alleen bij normaalhorende personen, maar eveneens bij personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies aan de linker- of rechterzijde. Via een koptelefoon zijn de standaard stimuli frontaal op 0° aangeboden en de deviant stimuli op $\pm 45^{\circ}$ en $\pm 90^{\circ}$. Voor alle personen gold dat de amplitude van de spatial MMN groter was voor de aangeboden signalen op $\pm 90^{\circ}$ dan op $\pm 45^{\circ}$. Daarnaast was de latentie van de spatial MMN korter bij normaalhorende personen dan bij personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies. Verder was de amplitude van de spatial MMN groter bij normaalhorende personen dan bij personen met een asymmetrisch perceptief

1.3.4 Slow Vertex Potential

Een ander long-latency AEP is het 'Slow Vertex Potential' (SVP), ook wel 'N1-P2 complex' genoemd. Het SVP is een late corticale respons met een relatief lange latentietijd, gemeten vanuit de vertex. Het bestaat uit een negatieve piek (N1) op ca. 100 ms na stimulus onset, gevolgd door een positieve piek (P2) op ca. 175 ms na stimulus onset. Door een abrupte, snelle, waarneembare verandering in de auditieve omgeving wordt het SVP opgewekt. Het SVP kan door verschillende geluiden, zoals tonen en ruis, worden opgewekt. Enige variabiliteit in de amplitude, latentie en golfvorm van het SVP kan aanwezig zijn tussen en binnen personen (Hyde, 1994). De meeste auteurs rapporteren een verhoging in de amplitude van het SVP, wanneer een verhoogde stimulus georiënteerde aandacht aanwezig is (Fruhstorfer, Soveri & Järvilehto, 1970; Mast & Watson, 1968; Picton & Hillyard, 1974).

1.3.5 Acoustic Change Complex

Het 'Acoustic Change Complex' (ACC) is een CAEP die door een verandering binnen een geluid opgewekt kan worden (Martin & Boothroyd, 1999). Als het ACC wordt opgewekt, dan wordt ervan uitgegaan dat het brein veranderingen binnen een geluid heeft gedetecteerd en dat de persoon de neurale capaciteit heeft om geluiden te discrimineren (Kim, 2015). Qua verschijning en timing is het ACC vergelijkbaar met het N1-P2 complex (het SVP) dat optreedt na stimulus onset (Näätänen, 1992, in Martin & Boothroyd, 2000; Näätänen & Picton, 1987; Pantev, Eulitz, Hampson, Ross & Roberts, 1996). Het ACC is echter in het EEG zichtbaar op ca. 100 ms nadat de aangeboden stimulus van eigenschap verandert (Martin & Boothroyd, 2000; Ostroff et al., 1998) (zie Figuur 2). Door veranderingen in intensiteit (Dimitrijevic et al., 2009; Harris, Mills & Dubno, 2007) en frequentie (Dimitrijevic et al., 2009; Harris, Mills & Dubno, 2007) en gewekt. Deze studies laten zien dat het ACC zou kunnen dienen als een objectieve meting van neurale processen onderliggend aan veranderingen in een akoestische stimulus (Martin & Boothroyd, 1999, 2000; Ostroff et al., 1998).



Figuur 2. Voorbeeld waarbij een ACC is opgewekt (in het vak) door een verandering binnen een auditieve stimulus. Het ACC bestaat uit een negatieve piek op ca. 120 ms en een positieve piek op ca. 250 ms nadat de stimulus van eigenschap verandert. De auditieve stimulus was een toon signaal die na 400 ms veranderde in een ruis signaal (tone-noise). De toon en de ruis hadden dezelfde spectrale eigenschappen en intensiteit. Het ACC is niet opgewekt door een stimulus die enkel uit een toonsignaal bestond (tone-only). Het SVP bestaande uit een negatieve piek op ca. 100 ms en een positieve piek op ca. 180 ms na stimulus onset is ook zichtbaar. Aangepast overgenomen uit "Cortical, Auditory, Event-Related Potentials in Response to Periodic and Aperiodic Stimuli with the Same Spectral Envelope", door Martin, B. A. & Boothroyd, A., 1999, Ear and Hearing, 20(1), p. 37. Copyright 1999 door Lippincott Williams & Wilkins, Inc.

Het ACC kan eveneens worden opgewekt door spectrale veranderingen en veranderingen in intensiteit binnen spraak stimuli (Martin & Boothroyd, 2000; Ostroff et al., 1998; Tremblay, Friesen, Martin & Wright, 2003). Zo onderzochten Ostroff et al. (1998) als eerste of het opgewekte potentiaal op het woord 'say' ontleed kan worden, om de bijdrage van de akoestische gebeurtenissen in het woord te bepalen. Het woord 'say' (/sei/) van 300 ms was op natuurlijke wijze uitgesproken, zodat de interactie tussen de consonant en de klinker werd meegenomen. De stimulus is via een koptelefoon aangeboden en aan de luisteraars was gevraagd om de stimulus te negeren. Uit de resultaten bleek dat het mogelijk is om een respons op het begin van de klinker te detecteren in het midden van de syllabe. Het lijkt erop dat de respons op /ei/, binnen de complete syllabe, veranderingen in corticale activatie weerspiegelt. De veranderingen in corticale activatie zijn veroorzaakt door een verandering in amplitude, een spectrale verandering en een verandering van een niet-periodieke stimulus naar een periodieke stimulus. Deze veranderingen treden op bij de overgang van het sibilant segment /s/ naar het klinker segment /ei/. De vorm en de latenties ondersteunen de conclusie dat de respons een corticaal N1-P2 potentiaal is. Voor zover dat deze N1-P2 ACC de aan- of afwezigheid van het discriminatievermogen kan aangeven, kan deze waarde hebben bij de klinische evaluatie van kinderen en andere moeilijk testbare populaties.

Martin en Boothroyd (2000) introduceerden een verandering in intensiteit en/of frequentie. De akoestische verandering die gebruikt is in deze studie, was de overgang van /u/ naar /i/ (/ui/). Hiernaast is een controle stimulus aangeboden zonder spectrale overgang, waarbij twee keer de /u/ aan elkaar is geschakeld (/uu/). Elke klinker duurde 400 ms. Van elke stimulus zijn 11 versies gemaakt waarbij de amplitude veranderde in het midden van de stimulus met een hoeveelheid van -5 dB tot +5 dB in stappen van 1 dB. Voor elke versie van beide stimuli was er sprake van een duidelijk N1-P2 complex (SVP) na stimulus onset. Eveneens was een duidelijk ACC zichtbaar voor elke versie van de stimulus /ui/, waarbij zowel veranderingen in amplitude (tenzij de verandering in amplitude 0 dB was) als spectrale veranderingen aanwezig waren. Bij de stimulus /uu/, waarbij alleen een verandering in amplitude optrad, is alleen een duidelijk ACC zichtbaar bij verhogingen in de amplitude van 2 dB of meer of verlagingen van 3 dB of meer. Deze drempel ligt dichtbij de drempel die gerapporteerd wordt in psychoakoestische studies (Gelfand, 1990, in Martin & Boothroyd, 2000). Het feit dat de net detecteerbare verandering in amplitude dichtbij de drempel van psychoakoestische studies ligt, ondersteunt de mogelijkheid om gedragsmetingen te laten vervangen door elektrofysiologische metingen bij de klinische evaluatie van de auditieve capaciteit van jonge kinderen.

Verschillende bevindingen suggereren dat het ACC een nuttige maat kan zijn om het discrimineren van geluiden en spraakverwerking objectief te onderzoeken bij personen (Kim, 2015; Martin & Boothroyd, 1999). Ten eerste laat het ACC een goede overeenstemming zien met gedragsmetingen bij de discriminatie van intensiteit (He, Grose & Buchman, 2012; Martin & Boothroyd, 2000) en van frequentie (He et al., 2012; Martin, 2007). Ten tweede tonen de resultaten van Tremblay et al. (2003) aan dat het ACC op individueel niveau betrouwbaar opgewekt kan worden met een goede test-hertest betrouwbaarheid bij normaal horende personen, maar ook bij personen met gehoorverlies, hoortoestellen (Tremblay, Billings, Friesen & Souza, 2006) of cochleaire implantaten (Friesen & Tremblay, 2006). Daarnaast kan het ACC betrouwbaar opgewekt worden bij zuigelingen en kinderen met en zonder gehoorverlies (Martinez, Eisenberg & Boothroyd, 2013; Small & Werker, 2012). Ten derde kan het ACC

verkregen worden in de afwezigheid van aandacht (Kim, 2015; Martin, Boothroyd, Ali & Leach-Berth, 2010; Small & Werker, 2012).

1.3.6 Vergelijking tussen het Acoustic Change Complex en de Mismatch Negativity

Het ACC en de MMN weerspiegelen beiden het vermogen om geluiden te kunnen discrimineren bij afwezigheid van aandacht (Kim, 2015; Small & Werker, 2012). Het ACC wordt opgewekt door een akoestische verandering binnen een stimulus en de MMN wordt opgewekt door een akoestisch verschil tussen verschillende stimuli of stimulus patronen (Martin et al., 2010).

Het ACC is een meer gevoelige maat om het discriminatievermogen aan te geven dan de MMN, aangezien de gemiddelde amplitude van het ACC groter is dan de gemiddelde amplitude van de MMN (Martin & Boothroyd, 1999; Picton, 1995; Small & Werker, 2012). Een ander belangrijk verschil is dat het ACC niet afgeleid wordt van een verschil tussen golfvormen (Small & Werker, 2012) en dat bij het ACC paradigma elke trial bijdraagt aan de gemiddelde respons (Martin & Boothroyd, 1999, 2000). Hierdoor zijn relatief minder stimulus presentaties vereist om een respons met een goede signaal-ruis ratio te verkrijgen en is er minder tijd nodig om een identificeerbare respons vast te stellen in vergelijking met de MMN (Martin et al., 2010). Verder is de MMN klein en soms moeilijk herkenbaar in de achtergrond ruis (Picton, 1995), doordat het aantal deviant stimuli maar een kleine proportie van het totaal kan zijn. Dit beperkt de hoeveelheid signaal middeling dat gedaan kan worden, zodat de signaalruis ratio van de deviant respons verbeterd. Zelfs bij coöperatieve normaalhorende volwassenen en kinderen kan de MMN niet altijd betrouwbaar worden aangetoond (Martin & Boothroyd, 1999). Door hoge variabiliteit in individuele responsen is de MMN vooral gevoelig voor verschillen tussen groepen (Small & Werker, 2012). Het ACC kan daarentegen op individueel niveau betrouwbaar opgewekt worden met een goede test-hertest betrouwbaarheid bij normaalhorende personen (Tremblay et al., 2003). Om deze redenen is het ACC een meer nuttige maat om het discrimineren van geluiden objectief te onderzoeken bij personen in vergelijking met de MMN (Martin & Boothroyd, 1999).

1.3.7 Spatial Change Complex

Objectieve metingen zijn ten opzichte van subjectieve metingen vooral effectief voor personen die gedragsmetingen niet kunnen begrijpen of er aan deel kunnen nemen, doordat ze te jong zijn en/of door een gebrek aan linguïstische en/of cognitieve capaciteiten. Aangezien richtinghoren belangrijk is in het alledaagse leven zijn objectieve metingen nodig om tijdig en betrouwbaar het richtinghoren te kunnen onderzoeken bij deze en andere personen, zodat indien nodig hulp kan worden geboden. Een EEG onderzoek draagt bij aan het objectief onderzoeken van personen. De MMN is een objectieve maat die opgewekt kan worden door een verandering in de locatie van een auditieve stimulus (spatial MMN). De MMN kan eveneens worden opgewekt door andere aspecten, zoals frequentie, intensiteit of duur van een auditieve stimulus. Het blijkt echter dat de MMN een minder goede maat is in vergelijking met het ACC om het discrimineren van geluiden objectief te onderzoeken. Door veranderingen in intensiteit en frequentie kan het ACC worden opgewekt. Het ACC kan tevens worden opgewekt door spectrale veranderingen in intensiteit binnen spraak stimuli. Doordat het ACC

een meer nuttige maat is dan de MMN om het discrimineren van geluiden objectief te onderzoeken bij personen, is het idee ontstaan of ook een 'Spatial Change Complex' (SCC) opgewekt kan worden. Het SCC zal dan opgewekt worden door een hoekverandering van geluid binnen een auditieve stimulus.

1.4 Vraagstellingen en hypotheses

De hoofdvraag die het huidige onderzoek beoogt te beantwoorden, luidt als volgt:

1. Is het mogelijk om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of normaalhorende personen een hoekverandering van ruis kunnen waarnemen, waarbij een Spatial Change Complex wordt opgewekt?

Naast de hoofdvraag worden de volgende vraagstellingen onderzocht:

2. Is het mogelijk om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies, door middel van het afsluiten van één oor met een plug, een hoekverandering van ruis kunnen waarnemen, waarbij een Spatial Change Complex wordt opgewekt?

3. Is een verschil zichtbaar in de amplitude van het Spatial Change Complex tussen normaalhorende personen en normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies?

4. Is een verschil zichtbaar in de amplitude van het Spatial Change Complex, opgewekt vanuit verschillende hoeken bij normaalhorende personen?

5. Is een verschil zichtbaar in de amplitude van het Spatial Change Complex, opgewekt vanuit verschillende hoeken bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies?

De hypothese is dat een SCC opgewekt kan worden in het EEG wanneer personen een hoekverandering, twee achtereenvolgende geluiden uit verschillende hoeken, van ruis kunnen waarnemen. Het ACC kan door een verandering in intensiteit of frequentie binnen een auditieve stimulus opgewekt worden. De verwachting is dat ook een hoekverandering van een geluid binnen een auditieve stimulus een vergelijkbare respons zal opwekken (SCC). Tevens wordt op basis van de literatuur verwacht dat de amplitude van het SCC van normaalhorende personen groter zal zijn in vergelijking met normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies. Het waarnemen van een hoekverandering zal bij een persoon met één afgesloten oor moeizamer gaan dan bij een persoon zonder afgesloten oor. Verder wordt verwacht dat een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 90^\circ$ een SCC met een grotere amplitude zal opwekken in vergelijking met een hoek van 0° naar $\pm 30^\circ$.

H2 Methode

2.1 Pilot studie

2.1.1 Methode

2.1.1.1 Proefpersonen

In de pilot studie voorafgaand aan het experiment zijn twee vrouwen en één man, met een gemiddelde leeftijd van 23 jaar onderzocht (range 22 - 24 jaar). Ze hadden allen een gehoordrempel van 20 dB of beter op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz.

2.1.1.2 Stimuli

Aangezien het doel van het experiment is om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of personen een hoekverandering van ruis kunnen waarnemen, is in een pilot studie eerst nagegaan of een dergelijke SCC überhaupt opgewekt kon worden. Vervolgens is onderzocht welke stimulus het meest geschikt leek om een SCC op te wekken, dat wil zeggen welke gefilterde ruis wekte de grootste P-P amplitude van het SCC op. Het SCC bestond uit een negatieve piek (n1), gevolgd door een positieve piek (p2). De piek naar piek (P-P) amplitude was het verschil tussen de amplitude van de negatieve piek (n1) en de amplitude van de positieve piek (p2). De aangeboden gefilterde ruis waren breedbandige (0.5 - 20 kHz), hoogfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 4000 Hz) en laagfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 600 Hz) witte ruis. Daarnaast is onderzocht welke stimulus de meest vloeiende overgang creëerde tussen signalen uit twee verschillende luidsprekers tijdens de hoekverandering. Eén signaal is aangeboden vanuit de luidspreker frontaal (0°) en het andere signaal is aangeboden vanuit de luidspreker op -90°. De twee signalen uit de verschillende hoeken duurden ieder 400 ms. Uiteindelijk is voor een stimulus gekozen waarbij de rise time van het tweede signaal uit de luidspreker op -90° startte, wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal (0°) begon (laterale conditie) (zie Figuur 20 in Bijlage I). Hierbij is nagegaan of de P-P amplitudes van de SCC's, opgewekt met verschillende rise-fall times van 1 ms, 10 ms en 20 ms van elkaar verschilden. De 'dip' in het midden van de stimulus bleek subjectief niet hoorbaar. Alle stimuli zijn aangeboden op 65 dBA.

2.1.1.3 Procedure

De proefpersonen zaten op een stoel in een (geluidsarme) kamer met twee luidsprekers op 0° en -90°. De luidsprekers waren op één meter afstand vanaf het midden van het hoofd van de proefpersoon op oorschelp hoogte opgesteld. Aan de proefpersoon is gevraagd om aandachtig naar de stimulus te luisteren en zo rustig mogelijk te zitten. Tijdens de meting is af en toe een pauze gehouden van ongeveer 1 min. De verschillende gefilterde ruis zijn gedurende 800 ms vanuit de luidspreker frontaal (0°) aangeboden (controleconditie). Om eventuele aanwezigheid van een SCC te onderzoeken zijn de verschillende gefilterde ruis eerst 400 ms frontaal en vervolgens 400 ms lateraal aangeboden met de verschillende rise-fall times (laterale condities).

2.1.2 Resultaten

Uit within-subject vergelijkingen door visuele inspectie blijkt dat de SCC's met de grootste P-P amplitudes verkregen konden worden met een breedbandige witte ruis stimulus (0.5 - 20 kHz). Dit gold voor alle drie de proefpersonen. Aangezien uit de literatuur niet eenduidig geconcludeerd kan worden welke gefilterde ruis het nauwkeurigst gelokaliseerd kan worden (Kühnle et al., 2012; Van den Bogaert et al., 2006; Yost et al., 2013) (toegelicht in §1.2.3) en doordat uit de pilot studie is gebleken dat de SCC's met de grootste P-P amplitudes verkregen zijn met een breedbandige stimulus, is voor het experiment (§2.2) voor breedbandige ruis gekozen. Verder is gebleken dat de proefpersonen in 62% van de gevallen een SCC met een grotere P-P amplitude hadden bij stimuli waarbij beide signalen een rise-fall time hadden van 20 ms in vergelijking met een rise-fall time van 1 ms of van 10 ms. Om deze reden en omdat de 'onset cue' van een stimulus met 20 ms rise-fall time kleiner is (Yost et al., 2013), is voor het huidige experiment (§2.2) gekozen voor een stimulus met een rise-fall time van 20 ms. Een uitgebreide versie van de pilot studie is beschreven in Bijlage I.

2.2 Experiment

2.2.1 Proefpersonen

Er namen in totaal 36 proefpersonen deel aan het experiment. Deze proefpersonen bestonden uit 26 vrouwen en 10 mannen, met een gemiddelde leeftijd van 25 jaar (range 17 - 56 jaar). De drie proefpersonen uit de pilot studie namen ook deel aan het experiment. Ze hadden allen een gehoordrempel van 20 dB of beter op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz. Verder gaven alle proefpersonen schriftelijke toestemming voor deelname voorafgaand aan het experiment.

2.2.2 Stimuli

De stimuli zijn gegenereerd met een audio frequency signal generator (Pigeon, 2012). Vervolgens is de gegenereerde ruis in Audacity gefilterd (Butterworth bandpass 10° order filter (60 dB/octaaf)) met cutoff frequentie van 0.5 tot 20 kHz (breedband). Het spectrum (zie Figuur 25) is zichtbaar in Bijlage II. Het experiment bestond uit een controleconditie en laterale condities. Tijdens de controleconditie werd de breedbandige ruis gedurende 800 ms, met een rise-fall time van 20 ms, frontaal (0°) aangeboden (zie Figuur 3).



Figuur 3. De stimulus voor de controleconditie met een totale stimulusduur van 800 ms en een rise-fall time van 20 ms.

Tijdens de laterale condities is onderzocht of het waarnemen van een hoekverandering door een proefpersoon in het EEG kon worden geregistreerd (SCC). Hierbij werd een stimulus 400 ms frontaal (0°) en vervolgens, zonder pauze, direct 400 ms lateraal uit een van de luidsprekers op -90° , $+90^{\circ}$, -30° of $+30^{\circ}$ aangeboden. Links wordt als negatief (-) en rechts als positief (+) aangegeven. Na de pilot studie zijn drie luidsprekers, naast de luidspreker op -90°, toegevoegd. De twee signalen van 400 ms uit de verschillende hoeken hadden ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit een van de hoeken startte wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal (0°) begon. Een gedeeltelijke overlap van 20 ms in het midden was zodoende aanwezig om de continuïteit van de totale stimulus, samen uit de twee verschillende luidsprekers, te waarborgen zonder dat de kleine 'dip' subjectief kon worden waargenomen (zie Figuur 4). De stimuli zijn voor alle condities aangeboden op 65 dBA. Voorafgaand aan het experiment zijn alle luidsprekers geijkt met een Brüel & Kjær (investigator 2260) op 65 dB (A-weging, om het geluidsniveau te meten dat overeenkomt met de perceptie in het vrije veld). Interstimulus interval (ISI) was voor zowel de controleconditie als voor de laterale condities 1,6 s. Om centrale adaptatie te vermijden is 10% jitter (onregelmatige ISI) ingebouwd tijdens de pauze van 800 ms tussen de stimuli.



Figuur 4. De stimulus voor de laterale condities met een totale stimulusduur van 800 ms en een rise-fall time van 20 ms. De twee signalen van 400 ms hebben ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit een van de hoeken start wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal begint. In het midden is een gedeeltelijke overlap van 20 ms zichtbaar.

2.2.3 Meetopstelling

In een (geluidsarme) kamer zijn een stimulatie PC en een EEG apparaat achter de proefpersoon geplaatst die op een stoel zat omringd door vijf luidsprekers (Vifa bolluidsprekers) in het vrije veld. Op de stimulatie PC is een LabVIEW programma geïnstalleerd om gewenste stimuli in te voeren, waarbij de parameters geluidsniveau, pauzetijd tussen de stimuli (wachttijd), jitter en stimulatiefrequentie konden worden ingevoerd (zie Figuur 5). In Bijlage I (§2.1.3) is beschreven hoe de stimuli vanuit de luidsprekers zijn aangeboden.



Figuur 5. Het LabVIEW programma waarin de gewenste parameters voor de stimuli konden worden ingevoerd: het geluidsniveau, de pauzetijd tussen de stimuli (wachttijd), de jitter en de stimulatiefrequentie.

De stimuli zijn, via een audioversterker (Ecler MPA4-80R), aangeboden via de luidsprekers in het vrije veld. Op datzelfde moment werd een trigger puls (+5V sync puls) naar het EEG opname systeem (Medelec Synergy, Oxfords Instruments, UK) uitgestuurd om exacte 'time-locking' te garanderen. De luidsprekers zijn in de frontale horizontale dimensie op één meter afstand vanaf het midden van het hoofd van de proefpersoon op oorschelp hoogte geplaatst op de posities 0° , $\pm 30^{\circ}$ en $\pm 90^{\circ}$. Geluiden die zowel links als rechts worden aangeboden, worden aangegeven met \pm . Een schematisch overzicht van de meetopstelling is zichtbaar in Figuur 6.



Figuur 6. De meetopstelling bestond uit een stimulatiegedeelte met een stimulatie PC (inclusief een LabVIEW programma en LabView geluidskaart), audioversterker en luidsprekers. Verder bestond het uit een acquisitiegedeelte met de EEG elektroden, de voorversterker en een EEG apparaat (inclusief data acquisitie kaart en monitor). De elektroden zijn geplaatst op Cz, op het voorhoofd onder de haarlijn (Fp2) en op de neus.

2.2.4 Data acquisitie

Een één kanaals EEG meting is uitgevoerd om het SCC te meten in een acquisitieduur van 1 s. De actieve elektrode was op de vertex (Cz) geplaatst, omdat op de Cz de AEP's robuuster zijn (Martin et al., 2010; Mathew, Purdy, Welch, Pontoppidan & Rønne, 2016; Tremblay et al., 2006). De referentie elektrode was op de neus geplaatst en de aardelektrode onder de haarlijn op het voorhoofd (Fp2). De impedantie van de elektroden dienden bij alle proefpersonen < 16 kOhm te zijn. Breinactiviteit is gemeten in microvolt (μ V). De automatische artefact reject level was ingesteld tussen 50 tot 110 μ V. Via de EEG voorversterker is de gemeten hersenactiviteit versterkt en vervolgens gemiddeld. De data is verworven met een sampling rate van 25 kHz, een bandpass filter van 0.1 tot 30 Hz en een 50 Hz notch filter. Om de reproduceerbaarheid van het EEG signaal te controleren, zijn minimaal twee metingen per conditie uitgevoerd. Per meting is de stimulus minimaal 30 keer aangeboden. Wanneer er sprake was van een slechte reproductie, werd de meting nogmaals uitgevoerd. Voor verdere analyses is per proefpersoon voor elke conditie de 'grand average' (GA) berekend op basis van EEG middeling van minimaal twee metingen per conditie.

2.2.5 Procedure

Voorafgaand aan het experiment is een toonaudiometrisch onderzoek (Interacoustics,

Diagnostic Audiometer, AD629), enkel luchtgeleiding, uitgevoerd in dezelfde kamer als waar het experiment is uitgevoerd. Het toonaudiometrisch onderzoek is uitgevoerd om te controleren of de proefpersonen normaalhorend waren (gehoordrempel van 20 dB of beter op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz). Na het afnemen van de toonaudiometrie bij de proefpersoon is bepaald welk oor de slechtste gehoordrempel had. Het oor met de slechtste gehoordrempel werd afgesloten. Als er geen verschil was tussen de gehoordrempels van beide oren, dan werd het linkeroor afgesloten.

Condities waren verdeeld in de 'un-plugged' conditie waarbij geen oor was afgesloten (vijf condities) en in de 'plugged' conditie waarbij één oor was afgesloten (vijf condities). In totaal zijn 10 condities aangeboden. Tijdens de un-plugged controleconditie kreeg de proefpersoon een stimulus frontaal (0°) aangeboden. Daarnaast kreeg de proefpersoon tijdens de vier un-plugged laterale condities een stimulus frontaal (0°) aangeboden direct gevolgd door een stimulus uit een van de andere luidsprekers op -90° , $+90^{\circ}$, -30° of $+30^{\circ}$. Deze vijf verschillende condities zijn random aan de proefpersonen aangeboden. Tijdens de plugged conditie zijn dezelfde vijf condities random aan de proefpersonen aangeboden, alleen was ditmaal het linker- of rechteroor van de proefpersoon afgesloten door middel van een plug (E-A-R[™] Classic[™] oordopje en een koptelefoon (Audiocups Amplivox UK) die over de gehele oorschelp werd geplaatst). De koptelefoon is naast het oordopje op het afgesloten oor geplaatst, aangezien dit zorgde voor extra verzwakking van het geluid (Agterberg et al., 2012). De verzwakking per frequentie veroorzaakt door het oordopje en de koptelefoon gemeten bij één proefpersoon is zichtbaar in Tabel 1. Op deze manier is geprobeerd een unilateraal conductief gehoorverlies na te bootsen. Alle 36 proefpersonen hebben aan zowel de un-plugged conditie als de plugged conditie deelgenomen. Bij de ene helft van de groep proefpersonen is eerst de un-plugged conditie aangeboden en bij de andere helft van de groep is eerst de plugged conditie aangeboden.

Voor het experiment is tevens een subjectieve lokalisatie meting uitgevoerd om te controleren of de proefpersonen geïsoleerde geluiden konden lokaliseren. De breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) is hierbij random aangeboden vanuit de vijf luidsprekers. Tijdens de lokalisatie meting is zowel tijdens de un-plugged als de plugged conditie aan de proefpersoon gevraagd aan te geven uit welke luidspreker het geluid kwam. Het gehele experiment duurde ca. 1 uur en 40 min, waarvan 10 min gereserveerd waren voor het afnemen van de toonaudiometrie. Aan de proefpersoon is gevraagd om aandachtig naar de stimuli te luisteren en zo rustig mogelijk te zitten. Om adaptatie aan de stimuli en verminderde aandacht voor de stimuli te voorkomen zijn tijdens de meting minimaal drie pauzes van ca. 5 min ingelast. Eén keer tijdens de un-plugged conditie in.

Tabel 1. De verzwakking in dB veroorzaakt door de plug (oordopje in één oor en een koptelefoon op) op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz.

Frequentie (Hz)	500	1000	2000	4000
Verzwakking (dB)	20	30	35	55

2.2.6 Data analyse

In elke meting en in elke GA zijn SVP's en SCC's aangegeven. Voor het SVP is de latentie van de als N1 gedefinieerd een negatieve potentiaal tussen 70 - 140 ms en de P2 als een positieve potentiaal tussen 150 - 240 ms na stimulus onset. Voor het SCC is de latentie van de n1 gedefinieerd als een negatieve potentiaal tussen 70 - 140 ms en de p2 als een positieve potentiaal tussen 150 - 240 ms na de hoekverandering binnen de stimulus, die optrad op 400 ms. De P-P amplitudes van alle SVP's (N1/P2) en van alle SCC's (n1/p2) zijn berekend. De P-P amplitudes worden weergegeven in microvolt (μ V).

Om aan te tonen dat de GA gebaseerd is op de sommatie van betrouwbare, reproducerende signalen is de reproduceerbaarheid van de metingen per conditie binnen de proefpersonen onderzocht. Hiervoor is de variatie in de latentie tussen de twee, drie of vier metingen voor elke conditie binnen de un-plugged en plugged conditie per proefpersoon berekend. Om de variatie in de latentie per conditie voor de hele onderzoeksgroep te bepalen, is per conditie voor de N1, P2, n1 en p2 de gemiddelde afwijking (standaarddeviatie) van alle proefpersonen berekend.

Om te onderzoeken hoe frequent het SVP en het SCC voorkwamen, zijn alle aangegeven SVP's en SCC's in alle metingen opgesplitst in 'echte' en 'onechte' SVP's en SCC's. Sommige aangegeven SVP's en SCC's konden namelijk als lopende EEG ruis worden beschouwd ('onechte' SVP's en SCC's). Voor elke proefpersoon is daarom de standaarddeviatie van de lopende EEG ruis in de prestimulustijd (200 ms voor de start van de stimulus) van alle metingen bepaald. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de meting groter was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'echte' SVP of SCC. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de meting kleiner was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'onechte' SVP of SCC. Per proefpersoon is voor alle metingen bepaald of de aangegeven SVP en SCC een 'echte' of een 'onechte' SVP en SCC was. De frequentie van de 'echte' SVP en SCC wordt weergegeven.

Aangezien alleen 'echte' SCC's in de GA's in de laterale condities werden meegenomen in de analyses, zijn alle aangegeven SVP's en SCC's in de GA's eveneens opgesplitst in 'echte' en 'onechte' SVP's en SCC's. Om dit te bepalen is daarom voor elke proefpersoon de standaarddeviatie van de lopende EEG ruis in de prestimulustijd van alle GA's bepaald. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de GA groter was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'echte' SVP of SCC. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de GA kleiner was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'onechte' SVP of SCC. Per proefpersoon is voor alle GA's bepaald of de aangegeven SVP en SCC een 'echte' of een 'onechte' SVP en SCC was. De aanwezigheid van een 'echte' SCC vereist de aanwezigheid van een 'echte' SVP. Wanneer er wel een 'echte' SCC aanwezig was, maar een 'onechte' SVP in de GA, is de SCC in de analyse gedefinieerd als een 'missing value'. In de controleconditie zijn in elke meting de n1 en de p2 400 ms later aangegeven dan de N1 en de P2. De SCC's in de controleconditie zijn op deze manier aangegeven en meegenomen in de analyses, zodat de laterale condities met de controleconditie konden worden vergeleken in de un-plugged en plugged conditie. Alle SCC's van alle proefpersonen in de controleconditie zijn echter 'onechte' SCC's, want deze P-P amplitudes zijn kleiner dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis.

Het experiment bestond uit een within-subject design met één afhankelijke variabele gemeten onder verschillende condities. Statistische analyses zijn uitgevoerd met behulp van Paired Samples T-Tests, Independent Samples T-Tests en Repeated Measures ANOVA's (SPSS, versie 24.0). In alle analyses is het niveau van statistische significantie gedefinieerd als p < .05. Paired Samples T-Tests zijn uitgevoerd om te onderzoeken of de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie significant verschilt van de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's in de laterale condities in de un-plugged conditie en in de plugged conditie (vraagstelling 1 en 2). De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in een conditie was het gemiddelde van de P-P amplitudes van alle SCC's van alle proefpersonen in de betreffende conditie.

Om te onderzoeken of de condities in de un-plugged conditie significant verschillen van dezelfde condities in de plugged conditie zijn Paired Samples T-Tests uitgevoerd (vraagstelling 3). In de plugged conditie bevonden zich alle proefpersonen, ongeacht aan welke kant het oor was afgesloten. In de vergelijking un-plugged conditie 0° - rechts 90° en plugged conditie 0° - rechts 90° bevonden zich bijvoorbeeld ook de proefpersonen waarbij het linkeroor was afgesloten. Deze proefpersonen konden in beide condities hun rechteroor gebruiken wanneer de stimulus van +90° werd aangeboden. Om de vergelijkingen te specificeren is elke conditie in de un-plugged en plugged conditie verdeeld in twee condities. De ene conditie bestond uit 17 proefpersonen waarbij het linkeroor was afgesloten (links plugged = 'lipl') en de andere conditie bestond uit 19 proefpersonen waarbij het rechteroor was afgesloten (rechts plugged = 'repl'). Voor zowel de groep lipl als voor de groep repl zijn, met behulp van Paired Samples T-Tests, de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's vergeleken tussen dezelfde un-plugged en plugged conditie alleen de proefpersonen meegenomen in de analyse waarbij hetzelfde oor was afgesloten.

Deze vergelijkingen zijn verdeeld in ipsilaterale, contralaterale en controleconditie vergelijkingen. Ipsilaterale vergelijkingen waren vergelijkingen tussen dezelfde un-plugged en plugged conditie, waarbij het oor van de proefpersoon aan dezelfde kant was afgesloten als waar de stimulus na de hoekverandering werd aangeboden (bijvoorbeeld un-plugged conditie 0° - links 90° met plugged conditie 0° - links 90° bij een proefpersoon waarbij het linkeroor was afgesloten in de plugged conditie). Contralaterale vergelijkingen waren vergelijkingen tussen dezelfde un-plugged en plugged conditie, waarbij het afgesloten oor van de proefpersoon niet aan dezelfde kant zat als waar de stimulus na de hoekverandering werd aangeboden (bijvoorbeeld un-plugged conditie 0° - links 90° met plugged conditie 0° - links 90° bij een proefpersoon waarbij het rechteroor was afgesloten). Controleconditie 0° - links 90° bij een proefpersoon waarbij het rechteroor was afgesloten). Controleconditie vergelijkingen waren vergelijkingen tussen de un-plugged conditie 0° lipl en plugged conditie 0° lipl en tussen de un-plugged conditie 0° repl en plugged conditie 0° repl.

Voordat de Paired Samples T-Tests zijn uitgevoerd is eerst de assumptie van normaliteit getest. Voor deze assumptie is de Shapiro-Wilk test uitgevoerd. Als de assumptie van normaliteit wordt geschonden, dan zullen Paired Samples T-tests worden uitgevoerd met behulp van 'bootstrap'. Door een gebrek aan normaliteit blijft de vorm van de steekproefverdeling onbekend. Bootstrap is een techniek die dit probleem vermijdt, waarbij de steekproefverdeling wordt geschat door het nemen van meerdere kleine steekproeef, waaruit de data van de steekproef. Het gemiddelde kan worden berekend voor elke steekproef, waaruit de

steekproefverdeling wordt geschat (Field, 2013). Aan de assumptie dat de gegevens minimaal van intervalniveau moeten zijn was voldaan.

Repeated Measures ANOVA's zijn uitgevoerd om te onderzoeken of de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's in de laterale condities significant van elkaar verschillen in de un-plugged conditie en in de plugged conditie (vraagstelling 4 en 5). Als een significant effect aanwezig was, dan werden post-hoc pairewise comparisons gerapporteerd waarbij de pwaarden uit de ANOVA's zijn gecorrigeerd volgens Bonferroni. Voordat de Repeated Measures ANOVA's zijn uitgevoerd zijn eerst de assumpties van normaliteit en sfericiteit getest. Voor de assumptie van normaliteit is de Shapiro-Wilk test uitgevoerd en voor de assumptie van sfericiteit is de Mauchly's test uitgevoerd. Wanneer de Greenhouse-Geisser schatting van sfericiteit < .75 is, dan zal de Greenhouse-Geisser correctie gebruikt moeten worden. Wanneer de Huynh-Feldt schatting van sfericiteit > .75 is, dan zal de Huynh-Feldt correctie gebruikt moeten worden (Field, 2013). Aan de assumptie dat de gegevens minimaal van intervalniveau moeten zijn was voldaan.

Independent Samples T-Tests zijn uitgevoerd om te onderzoeken of een verschil aanwezig was tussen de proefpersonen waarbij het linkeroor was afgesloten en de proefpersonen waarbij het rechteroor was afgesloten. Elke plugged conditie lipl is vergeleken met dezelfde plugged conditie repl. Voordat de Independent Samples T-Tests zijn uitgevoerd zijn eerst de assumptie van normaliteit en de assumptie van gelijke varianties (homogeniteit van de variantie) getest. Voor de assumptie van normaliteit is de Shapiro-Wilk test uitgevoerd. Als de assumptie van normaliteit wordt geschonden, dan zullen Independent Samples T-tests worden uitgevoerd met behulp van bootstrap. Voor de assumptie van gelijke varianties is de Levene's Test for Equality of Variances uitgevoerd. Aan de assumptie dat de gegevens minimaal van intervalniveau moeten zijn was voldaan.

Eveneens zijn effect sterktes (Cohen's d) berekend voor alle paren en is aangegeven of het een zwak effect (d = .2 - .5), een gemiddeld effect (d = .5 - .8) of een sterk effect ($d \ge .8$) representeerde (Field, 2013). Om vast te stellen of mogelijke 'outliers' verwijderd moesten worden uit de data zijn scatterplotten en boxplotten gemaakt. Outliers zijn scores die erg verschillen van de andere scores en die het gemiddelde, de standaard error en het betrouwbaarheidsinterval meer naar een kant kunnen laten opschuiven ('bias') (Field, 2013). Statistische analyses zijn uitgevoerd op de data met en zonder outliers.

H3 Resultaten

3.1 Frequentie van het Slow Vertex Potential en het Spatial Change Complex

De frequentie van het SVP en het SCC is in Tabel 2 weergegeven in percentages. Deze percentages zijn verkregen op basis van alle metingen van alle proefpersonen in de un-plugged en plugged conditie. Om het verschil in de frequentie van het SCC tussen de un-plugged en plugged conditie zichtbaar te maken, zijn de percentages van de SCC's per un-plugged en per plugged conditie weergegeven in Tabel 3. Deze percentages zijn verkregen op basis van alle metingen van alle proefpersonen per un-plugged en per plugged conditie.

Tabel 2. De frequentie van het SVP en het SCC van alle proefpersonen (N = 36), uitgedrukt in percentages.

Condities	Percentage SVP	Percentage SCC
0 °	65	-
0° - links 90°	64	45
0° - rechts 90°	68	48
0° - links 30°	63	46
0° - rechts 30°	62	43

Tabel 3. De frequentie van het SCC van alle proefpersonen (N = 36) per un-plugged en per plugged conditie, uitgedrukt in percentages.

Condities	Percentage SCC un-plugged conditie	Percentage SCC plugged conditie
0 °	-	-
0° - links 90°	67	23
0° - rechts 90°	77	21
0° - links 30°	74	19
0° - rechts 30°	67	21

3.2 Reproduceerbaarheid van de metingen

 conditie 0° - links 90° de kleinste standaarddeviatie. In de un-plugged conditie had de gemiddelde latentie van de p2 in de controleconditie 0° de kleinste standaarddeviatie en in de plugged conditie had de laterale conditie 0° - rechts 30° de kleinste standaarddeviatie. Van de laterale condities in de un-plugged conditie had de gemiddelde latentie van de p2 in de laterale conditie 0° - rechts 30° de kleinste standaarddeviatie. Van de laterale conditie 0° - rechts 30° de kleinste standaarddeviatie. De laterale conditie 0° - links 30° had bij geen enkele piek in zowel de un-plugged als de plugged conditie de kleinste standaarddeviatie.

Un-plugged	Latentie (ms) N1		Latentie	Latentie (ms) P2		Latentie (ms) n1		Latentie (ms) p2	
conditie	\mathbf{M}^{1}	SD ²	М	SD	Μ	SD	Μ	SD	
0 °	100.17	11.74	179.00	10.10	500.31	11.68	579.06	10.16	
0° - links 90°	100.17	12.81	181.00	11.16	512.50	8.81	603.58	12.89	
0° - rechts 90°	99.81	9.14	180.50	16.33	509.06	11.89	600.56	15.88	
0° - links 30°	98.06	9.52	179.86	14.53	519.17	12.87	604.17	12.39	
0° - rechts 30°	99.28	11.00	180.78	10.79	519.61	9.59	596.56	11.11	

Tabel 4. Gemiddelde latentie in ms van alle GA's van alle proefpersonen en de variatie in de latentie van alle proefpersonen uitgedrukt in de standaarddeviatie voor de pieken in de un-plugged conditie.

1 = gemiddelde latentie in ms van alle GA's van alle proefpersonen

2 = standaarddeviatie in ms van alle proefpersonen

Tabel 5. Gemiddelde latentie in ms van alle GA's van alle proefpersonen en de variatie in de latentie van alle proefpersonen uitgedrukt in de standaarddeviatie voor de pieken in de plugged conditie.

Plugged conditie	Latentie (ms) N1		Latentie (ms) P2		Latentie (ms) n1		Latentie (ms) p2	
	M^1	SD ²	Μ	SD	М	SD	М	SD
0 °	99.03	11.79	182.53	14.85	500.47	11.50	584.78	16.48
0° - links 90°	97.86	10.37	181.44	13.90	518.58	10.61	606.22	15.22
0° - rechts 90°	101.00	13.78	182.61	16.12	520.69	16.83	607.94	15.13
0° - links 30°	96.67	13.53	180.31	14.35	511.33	11.76	602.44	16.36
0° - rechts 30°	96.06	11.23	177.94	13.82	512.64	15.55	607.89	14.83

1 = gemiddelde latentie in ms van alle GA's van alle proefpersonen

2 = standaarddeviatie in ms van alle proefpersonen

3.3 Subjectieve lokalisatie meting

Tijdens de un-plugged conditie lokaliseerden alle proefpersonen de geïsoleerde stimuli (breedbandige ruis met cutoff frequentie van 0.5 tot 20 kHz) uit alle luidsprekers op de posities 0° , $\pm 30^{\circ}$ en $\pm 90^{\circ}$ correct. In Tabel 6 is zichtbaar dat de aangegeven positie door de proefpersonen elke keer overeenkwam met de positie vanaf waar de stimulus is aangeboden. Tijdens de plugged conditie lokaliseerden slechts drie van de 36 proefpersonen de geïsoleerde stimuli uit alle luidsprekers op de posities 0° , $\pm 30^{\circ}$ en $\pm 90^{\circ}$ correct. Twee proefpersonen konden de stimuli uit alle luidsprekers niet correct lokaliseren en de andere 31 proefpersonen konden de stimulus uit één, twee, drie of vier luidspreker(s) niet correct lokaliseren. Het is zichtbaar dat de aangegeven positie door de proefpersonen in de conditie waarbij het linkeroor was afgesloten (zie Tabel 7) en waarbij het rechteroor was afgesloten (zie Tabel 8) niet altijd overeenkwam met de positie vanaf waar de stimulus is aangeboden (zie ook ruwe data in Tabel 9 en 10 in Bijlage III).

Tabel 6. Het lokaliseren van de stimuli door alle proefpersonen in de un-plugged conditie. Horizontaal is weergegeven op welke positie de stimulus is aangeboden (stimulus). Verticaal is weergegeven op welke positie de proefpersonen aangaven dat ze de stimulus hadden gehoord (respons). In percentages is aangegeven hoeveel procent van de proefpersonen de betreffende respons gaven wanneer de betreffende stimulus werd aangeboden. In de rode vakken komen de stimulus en de respons overeen.

Stimulus	Links 90°	Links 30°	0 °	Rechts 30°	Rechts 90°
Respons					
Links 90°	100	0	0	0	0
Links 30°	0	100	0	0	0
0 °	0	0	100	0	0
Rechts 30°	0	0	0	100	0
Rechts 90°	0	0	0	0	100

Tabel 7. Het lokaliseren van de stimuli door alle proefpersonen waarbij het linkeroor was afgesloten (N = 17). Horizontaal is weergegeven op welke positie de stimulus is aangeboden (stimulus). Verticaal is weergegeven op welke positie de proefpersonen aangaven dat ze de stimulus hadden gehoord (respons). In percentages is aangegeven hoeveel procent van de proefpersonen de betreffende respons gaven wanneer de betreffende stimulus werd aangeboden. In de rode vakken komen de stimulus en de respons overeen.

Stimulus Respons	Links 90°	Links 30°	0 °	Rechts 30°	Rechts 90°
Links 90°	24	12	0	0	0
Links 30°	24	12	6	6	0
0 °	24	18	24	6	6
Rechts 30°	6	35	35	59	12
Rechts 90°	24	24	35	29	82

Tabel 8. Het lokaliseren van de stimuli door alle proefpersonen waarbij het rechteroor was afgesloten (N = 19). Horizontaal is weergegeven op welke positie de stimulus is aangeboden (stimulus). Verticaal is weergegeven op welke positie de proefpersonen aangaven dat ze de stimulus hadden gehoord (respons). In percentages is aangegeven hoeveel procent van de proefpersonen de betreffende respons gaven wanneer de betreffende stimulus werd aangeboden. In de rode vakken komen de stimulus en de respons overeen.

Stimulus	Links 90°	Links 30°	0 °	Rechts 30°	Rechts 90°
Respons					
Links 90°	84	26	37	26	11
Links 30°	5	58	32	37	11
0 °	11	16	32	21	16
Rechts 30°	0	0	0	11	32
Rechts 90°	0	0	0	5	32

3.4 Het Spatial Change Complex bij normaalhorende personen

Enkele statistische analyses zijn uitgevoerd op de data met en zonder outliers. Aangezien de outliers betrouwbare data zijn en er geen verschil aanwezig was in het niveau van statistische significantie (p < .05) tussen de analyses met en zonder outliers, is ervoor gekozen dat alle resultaten gebaseerd zijn op de statistische analyses uitgevoerd op de data met outliers. In Bijlage IV zijn de resultaten zichtbaar van de data zonder outliers op de vraagstelling of de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie verschilt van de gemiddelde

P-P amplitudes van de SCC's in de laterale condities in de un-plugged conditie (zie Tabel 11) en plugged conditie (zie Tabel 12).

Uit de Shapiro-Wilk test bleek dat enkele condities in de un-plugged conditie normaal verdeeld waren, maar dat de volgende condities niet normaal verdeeld waren: 0° (p < .001) en 0° - rechts 30° (p < .001). Aangezien enkele condities niet normaal verdeeld waren, zijn Paired Samples T-Tests uitgevoerd met behulp van bootstrap.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - links 90° (M = 6.84, SE = .51) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .39, SE = .08). Dit verschil, 6.45, 95% BI [5.55, 7.42], was significant t(27) = 12.72, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 15.29.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - rechts 90° (M = 6.42, SE = .50) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .39, SE = .08). Dit verschil, 6.03, 95% BI [5.18, 7.41], was significant t(27) = 12.13, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 14.50.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - links 30° (M = 6.21, SE = .43) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .35, SE = .08). Dit verschil, 5.86, 95% BI [5.05, 6.66], was significant t(26) = 13.73, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 13.88.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - rechts 30° (M = 5.63, SE = .52) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .41, SE = .09). Dit verschil, 5.22, 95% BI [4.26, 6.31], was significant t(23) = 9.81, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 12.03 (zie Figuur 7). Zie ook ruwe data in Tabel 13 in Bijlage V.



Figuur 7. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in de controleconditie en laterale condities in de unplugged conditie. Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De controleconditie verschilt statistisch significant van de laterale condities.

Figuur 8 is een voorbeeld van grote, duidelijke corticale responsen op de vijf verschillende condities. Een kleine gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° in vergelijking met de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's in de laterale condities is duidelijk zichtbaar. Figuur 9 is een voorbeeld van kleine, minder duidelijke corticale responsen op de vijf verschillende condities. Alleen in deze figuren zijn zowel 'echte' als 'onechte' SCC's aanwezig. In Bijlage VI zijn de corticale responsen op de condities separaat weergegeven van proefpersoon 11 (zie Figuur 26) en proefpersoon 31 (zie Figuur 27).



Figuur 8. Voorbeeld van grote, duidelijke corticale responsen van proefpersoon 11 op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) voor de vijf verschillende condities in de un-plugged conditie. De P-P amplitude van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven op de positie waar ze aanwezig zouden moeten zijn (n1 tussen 470 - 540 ms en de p2 tussen 550 - 640 ms). De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer. In de conditie 0° is een 'onechte' SCC aanwezig.



Figuur 9. Voorbeeld van kleine, minder duidelijke corticale responsen van proefpersoon 31 op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) voor de vijf verschillende condities in de un-plugged conditie. De P-P amplitude van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven op de positie waar ze aanwezig zouden moeten zijn (n1 tussen 470 - 540 ms en de p2 tussen 550 - 640 ms). De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer. In de condities 0°, 0° - links 90°, 0° - rechts 90° en 0° - rechts 30° zijn 'onechte' SCC's aanwezig.

3.5 Het Spatial Change Complex bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies

Uit de Shapiro-Wilk test bleek dat alle condities in de plugged conditie niet normaal verdeeld waren: 0° (p < .001), 0° - links 90° (p = .003), 0° - rechts 90° (p = .005), 0° - links 30° (p = .009) en 0° - rechts 30° (p < .001). Aangezien alle condities niet normaal verdeeld waren, zijn Paired Samples T-Tests uitgevoerd met behulp van bootstrap.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - links 90° (M = 4.40, SE = .57) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .45, SE = .15). Dit verschil, 3.96, 95% BI [2.99, 5.09], was significant t(12) = 6.79, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 7.15.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - rechts 90° (M = 3.91, SE = .81) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .32, SE = .17). Dit verschil, 3.59, 95% BI [2.32, 5.22], was significant t(9) = 4.51, p = .001 en representeerde een sterk effect, d = 6.63.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - links 30° (M = 3.64, SE = .44) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .39, SE = .17). Dit verschil, 3.26, 95% BI [2.41, 4.27], was significant t(8) = 6.55, p < .001 en representeerde een sterk effect, d = 6.39.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de laterale conditie 0° - rechts 30° (M = 4.68, SE = 1.27) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de controleconditie 0° (M = .27, SE = .10). Dit verschil, 4.41, 95% BI [2.82, 6.99], was significant t(9) = 3.44, p = .007 en representeerde een sterk effect, d = 13.38 (zie Figuur 10). Zie ook ruwe data in Tabel 14 in Bijlage VII.



Figuur 10. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in de controleconditie en laterale condities in de plugged conditie. Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De controleconditie verschilt statistisch significant van de laterale condities.
Figuur 11 is een voorbeeld van duidelijke corticale responsen op de vijf verschillende condities. Figuur 12 is een voorbeeld van kleine, minder duidelijke corticale responsen op de vijf verschillende condities. Alleen in deze figuren zijn zowel 'echte' als 'onechte' SCC's aanwezig. In Bijlage VIII zijn de corticale responsen op de condities separaat weergegeven van proefpersoon 11 (zie Figuur 28) en proefpersoon 31 (zie Figuur 29).



Figuur 11. Voorbeeld van duidelijke corticale responsen van proefpersoon 11 op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) voor de vijf verschillende condities in de plugged conditie. De P-P amplitude van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven op de positie waar ze aanwezig zouden moeten zijn (n1 tussen 470 - 540 ms en de p2 tussen 550 - 640 ms). De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer. In de condities 0°, 0° - links 30° en 0° - rechts 30° zijn 'onechte' SCC's aanwezig.



Figuur 12. Voorbeeld van kleine, minder duidelijke corticale responsen van proefpersoon 31 op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) voor de vijf verschillende condities in de plugged conditie. De P-P amplitude van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven op de positie waar ze aanwezig zouden moeten zijn (n1 tussen 470 - 540 ms en de p2 tussen 550 - 640 ms). De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer. In alle condities zijn 'onechte' SCC's aanwezig.

3.6 Verschillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de laterale condities in de un-plugged en plugged conditie

Uit de Shapiro-Wilk test bleek dat enkele condities in de un-plugged conditie normaal verdeeld waren, maar dat de volgende conditie niet normaal verdeeld was: 0° - rechts 30° (p < .001). Er wordt echter verondersteld dat de schending van normaliteit geen serieuze consequenties heeft voor de betrouwbaarheid van de Repeated Measures ANOVA, ingeval de groepsgroottes gelijk zijn (Field, 2013). Uit de Repeated Measures ANOVA bleek dat in de un-plugged conditie geen significant effect aanwezig was op de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de vier laterale condities 0° - links 90° (M = 6.77, SE = .64), 0° - rechts 90° (M = 6.55, SE = .58), 0° - links 30° (M = 6.36, SE = .58) en 0° - rechts 30° (M = 5.92, SD = .64), F(3, 51) = .94, p = .43, partial $\eta^2 = .05$. Aangezien er weinig data overbleef (twee proefpersonen) in de plugged conditie, kon er geen Repeated Measures ANOVA worden uitgevoerd.

3.7 Verschillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de un-plugged en de plugged conditie

Aangezien enkele condities niet normaal verdeeld waren (zie §3.4 en §3.5), zijn Paired Samples T-Tests uitgevoerd met behulp van bootstrap.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged controleconditie 0° (M = .41, SE = .07) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged controleconditie 0° (M = .49, SE = .11), 95% BI [-.31, .14], t(35) = -.68, p = .50 en representeerde een zwak effect, d = .18.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 90° (M = 7.59, SE = .79) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 90° (M = 4.40, SE = .57). Dit verschil, 3.19, 95% BI [1.49, 4.75], was significant t(12) = 3.70, p = .003 en representeerde een sterk effect, d = 1.55.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 90° (M = 5.50, SE = .69) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 90° (M = 3.91, SE = .81). Dit verschil, 1.59, 95% BI [.49, 2.47], was significant t(9) = 2.97, p = .016 en representeerde een gemiddeld effect, d = .62.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 30° (M = 6.58, SE = .53) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 30° (M = 3.70, SE = .49). Dit verschil, 2.88, 95% BI [1.75, 3.90], was significant t(7) = 4.81, p = .002 en representeerde een sterk effect, d = 2.08. De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° (M = 5.46, SE = .94) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° (M = 4.72, SE = 1.42), 95% BI [-2.63, 4.02], t(8) = .41, p = .69 en representeerde een zwak effect, d = .17 (zie Figuur 13).



Figuur 13. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in de controlecondities en laterale condities in de unplugged (unpl) en plugged (pl) conditie. Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De un-plugged conditie verschilt statistisch significant van de plugged conditie, behalve bij de controleconditie en de laterale conditie 0° - rechts 30°.

3.8 Ipsilaterale, contralaterale en controleconditie vergelijkingen

Uit de Shapiro-Wilk test bleek dat enkele condities normaal verdeeld waren, maar dat de volgende condities niet normaal verdeeld waren: un-plugged 0° repl (p = .001), un-plugged 0° - rechts 30° lipl (p < .001), plugged 0° lipl (p = .008), plugged 0° repl (p = .034), plugged 0° - links 30° lipl (p = .031), plugged 0° - rechts 30° lipl (p < .001). Aangezien enkele condities niet normaal verdeeld waren, zijn Paired Samples T-Tests uitgevoerd met behulp van bootstrap.

3.8.1 Ipsilaterale vergelijkingen

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 90° lipl (M = 6.18, SE = .36) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 90° lipl (M = 5.65, SE = 1.64), 95% BI [-1.50, 2.55], t(3) = .40, p = .72 en representeerde een zwak effect, d = .16.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 90° repl (M = 6.20, SE = 1.15) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 90° repl (M = 5.04, SE = 1.48), 95% BI [-.58, 2.46], t(4) = 1.35, p = .25 en representeerde een zwak effect, d = .35.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 30° lipl (M = 7.05, SE = .48) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 30° lipl (M = 4.45, SE = .81), 95% BI [.95, 4.25], t(3) = 2.52, p = .09 en representeerde een sterk effect, d = 1.60.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° repl (M = 4.93, SE = .84) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° repl (M = 3.60, SE = .51), 95% BI [.30, 2.37], t(2) = 1.46, p = .28 en representeerde een sterk effect, d = 1.50 (zie Figuur 14).



Figuur 14. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in dezelfde un-plugged (unpl) en plugged (pl) conditie in de ipsilaterale vergelijkingen (repl = rechts plugged; lipl = links plugged). Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De un-plugged conditie verschilt niet statistisch significant van de plugged conditie.

3.8.2 Contralaterale vergelijkingen

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 90° repl (M = 8.22, SE = 1.08) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 90° repl (M = 3.84, SE = .36). Dit verschil, 4.38, 95% BI [2.78, 5.93], was significant t(8) = 5.06, p = .001 en representeerde een sterk effect, d = 4.00.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 90° lipl (M = 4.80, SE = .75) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 90° lipl (M = 2.78, SE = .38). Dit verschil, 2.02, 95% BI [.62, 2.96], was significant t(4) = 2.97, p = .04 en representeerde een sterk effect, d = 2.42.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 30° repl (M = 6.10, SE = .95) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 30° repl (M = 2.95, SE = .29). Dit verschil, 3.15, 95% BI [2.05, 4.68], was significant t(3) = 4.24, p = .024 en representeerde een sterk effect, d = 5.43.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° lipl (M = 5.72, SE = 1.40) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° lipl (M = 5.28, SE = 2.15), 95% BI [-5.02, 4.98], t(5) = .16, p = .88 en representeerde een zwak effect, d = .08 (zie Figuur 15).



Figuur 15. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in dezelfde un-plugged (unpl) en plugged (pl) conditie in de contralaterale vergelijkingen (repl = rechts plugged; lipl = links plugged). Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De un-plugged conditie verschilt statistisch significant van de plugged conditie, behalve bij de conditie 0° - rechts 30° lipl.

3.8.3 Controleconditie vergelijkingen

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged controleconditie 0° lipl (M = .47, SE = .09) was gemiddeld genomen groter dan de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged controleconditie 0° lipl (M = .16, SE = .06). Dit verschil, .31, 95% BI [.09, .53], t(10) = 2.69, p = .023 en representeerde een sterk effect, d = 1.46.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged controleconditie 0° repl (M = .37, SE = .15) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged controleconditie 0° repl (M = .59, SE = .17), 95% BI [-.62, .18], t(12) = -1.06, p = .31 en representeerde een zwak effect, d = .42 (zie Figuur 16).



Figuur 16. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in dezelfde un-plugged (unpl) en plugged (pl) conditie in de controleconditie vergelijkingen (repl = rechts plugged; lipl = links plugged). Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De un-plugged conditie verschilt statistisch significant van de plugged conditie bij de conditie 0° lipl, maar niet bij de conditie 0° repl.

3.9 Vergelijking tussen een plug in het linker- of rechteroor

Aangezien enkele condities niet normaal verdeeld waren (zie §3.8), zijn Independent Samples T-Tests uitgevoerd met behulp van bootstrap.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged controleconditie 0° lipl (M = .39, SE = .13) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged controleconditie 0° repl (M = .58, SE = .18), 95% BI [-.64, .26], t(34) = -.86, p = .40 en representeerde een zwak effect, d = .36.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 90° lipl (M = 5.56, SE = 1.64) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 90° repl (M = 3.84, SE = .36), 95% BI [-.96, 5.79], t(3.30) = 1.08, p = .35 en representeerde een sterk effect, d = 1.65.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 90° lipl (M = 2.78, SE = .37) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 90° repl (M = 5.04, SE = 1.48), 95% BI [-5.10, .28], t(4.51) = -1.48, p = .20 en representeerde een sterk effect, d = 2.71.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 30° lipl (M = 4.20, SE = .68) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - links 30° repl (M = 2.95, SE = .29), 95% BI [-.10, 2.70], t(5.37) = 1.70, p = .15 en representeerde een sterk effect, d =2.15.

De gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° lipl (M = 5.14, SE = 1.82) week niet significant af van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° repl (M = 3.60, SE = .51), 95% BI [-1.03, 5.45], t(6.86) = .82, p = .44 en representeerde een sterk effect, d = 1.74 (zie Figuur 17).



Figuur 17. Gemiddelde P-P amplitudes in μV van de SCC's in de plugged condities lipl (links plugged) versus repl (rechts plugged). Bars representeren 95% betrouwbaarheidsintervallen rond de gemiddelde P-P amplitude. De plugged conditie lipl verschilt niet statistisch significant van de plugged conditie repl.

H4 Discussie en conclusie

4.1 Het Spatial Change Complex bij normaalhorende personen en bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies

Uit het onderzoek blijkt dat de gemiddelde P-P amplitude (in µV) van het SCC in de un-plugged controleconditie 0°, waarbij geen hoekverandering optreedt, kleiner is in vergelijking met de gemiddelde P-P amplitudes (in μ V) van de SCC's in de un-plugged laterale condities 0° - links 90° , 0° - rechts 90° , 0° - links 30° en 0° - rechts 30° , waarbij wel een hoekverandering optreedt. Uit de resultaten blijkt eveneens dat een SCC in de un-plugged conditie in 71% van alle metingen van alle proefpersonen voorkomt. Hieruit kan geconcludeerd worden dat het mogelijk is om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of normaalhorende personen een hoekverandering van breedbandige ruis kunnen waarnemen, waarbij een SCC (een CAEP) wordt opgewekt. Als een SCC wordt opgewekt, dan wordt er van uitgegaan dat het brein veranderingen binnen de stimulus heeft gedetecteerd en dat de persoon de neurale capaciteit heeft om geluiden te discrimineren, net zoals bij het ACC (Kim, 2015). Hoe een ACC opgewekt kan worden door een verandering binnen een auditieve stimulus, zoals in intensiteit (Dimitrijevic et al., 2009; Harris et al., 2007), frequentie (Dimitrijevic et al., 2009; Harris et al., 2008) of een verandering in spraak stimuli (Martin & Boothroyd, 2000; Ostroff et al., 1998), zo kan ook een hoekverandering van breedbandige ruis binnen een auditieve stimulus een SCC opwekken bij normaalhorende personen.

Eveneens is gebleken dat de gemiddelde P-P amplitude (in μ V) van het SCC in de plugged controleconditie 0° kleiner is in vergelijking met de gemiddelde P-P amplitudes (in μ V) van de SCC's in de plugged laterale condities 0° - links 90°, 0° - rechts 90°, 0° - links 30° en 0° - rechts 30°. Uit de resultaten blijkt echter dat een SCC in de plugged conditie slechts in 21% van alle metingen van alle proefpersonen voorkomt. Dit betekent dat in 79% van alle metingen de P-P amplitude kleiner is dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis. Hieruit kan worden geconcludeerd dat bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies, door middel van het afsluiten van één oor met een plug, het niet mogelijk is om een SCC op te wekken bij een hoekverandering van breedbandige ruis. De proefpersonen kunnen eveneens in de subjectieve lokalisatie meting minder nauwkeurig de gefilterde ruis lokaliseren en het kost hun meer moeite om correct te lokaliseren wanneer één oor is afgesloten dan wanneer ze binauraal kunnen horen.

Deze resultaten uit de objectieve EEG meting en de subjectieve lokalisatie meting zijn in overeenstemming met lokalisatie onderzoeken waarbij één oor van normaalhorende personen is afgesloten door middel van een plug (Abel & Lam, 2008; Agterberg et al., 2012; Irving & Moore, 2011; Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). Uit deze onderzoeken blijkt eveneens dat de nauwkeurigheid in het lokaliseren vermindert en meer moeite kost bij normaalhorende personen met een plug. Verder blijkt uit onderzoeken waarin ze het lokalisatie vermogen en discriminatievermogen van personen met een unilateraal conductief of perceptief gehoorverlies onderzochten (Agterberg et al., 2012; Cai et al., 2015; Rothpletz et al., 2012; Wazen et al. 2005) meeste personen eveneens een verminderd lokalisatie vermogen dat de discriminatievermogen hadden in vergelijking met normaalhorende personen. Daarnaast blijkt uit het onderzoek van Cai et al. (2015) dat de amplitude van de spatial MMN tevens groter is

bij normaalhorende personen dan bij personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies.

Bij personen met een unilateraal gehoorverlies zijn de binaurale cues verstoord, omdat geluiden maar in één oor kunnen worden ontvangen. Hierdoor is de nauwkeurigheid in het lokaliseren van geluiden verminderd in vergelijking met normaalhorende personen (Linstrom et al., 2009). Doordat in het huidige onderzoek de binaurale cues verstoord zijn bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies, kan het SCC niet opgewekt worden in de plugged conditie. Deze personen krijgen minder informatie binnen over ITD's en ILD's in vergelijking met normaalhorende personen, aangezien de ITD en ILD cue verstoord zijn. Door de verminderde auditieve input kan een verhoging in de cognitieve belasting ontstaan (Lin et al., 2013). Verder kan een verschuiving in de perceptie van het geluid optreden, waardoor het auditieve systeem verward raakt. Door deze redenen kan het waarnemen van de hoekverandering in de plugged conditie de proefpersonen meer moeite hebben gekost, waardoor het SCC niet opgewekt kan worden.

Een andere verklaring kan zijn dat een verschuiving in de perceptie van de hoekverandering heeft plaats gevonden bij de proefpersonen in de plugged conditie. In het onderzoek is een één kanaals EEG meting uitgevoerd. Hierdoor is het denkbaar dat niet de volledige activiteit is opgepikt door het EEG, omdat de hoekverandering mogelijk deels of volledig verwerkt wordt in andere corticale gebieden dan de vertex (Cz). Als dit zo is, dan zou dat de kleine P-P amplitudes kunnen verklaren in de plugged conditie. Voor vervolgonderzoek wordt aangeraden om meerdere elektroden te gebruiken (bijvoorbeeld 32 of 64). Op deze manier wordt de volledige activiteit vastgelegd en kan een mogelijke verschuiving in de perceptie worden gedetecteerd. Aangezien het best horende oor de meeste auditieve input binnen krijgt en de auditieve input voornamelijk contralateraal wordt verwerkt (Gutschalk & Steinmann, 2015), is de gedachte dat in de plugged conditie wellicht meer activiteit aanwezig is aan de contralaterale zijde van het open oor.

4.2 Verschil in het Spatial Change Complex tussen normaalhorende personen en normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies

Over het algemeen blijken de gemiddelde P-P amplitudes (in μ V) van de SCC's van normaalhorende personen groter in vergelijking met normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies. Uit het onderzoek blijkt eveneens dat in de unplugged conditie wel het SCC kan worden opgewekt, maar in de plugged conditie niet. Dit houdt in dat de proefpersonen in de un-plugged conditie vaker SCC's met een grotere P-P amplitude hebben dan in de de plugged conditie.

Alleen de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° verschilt niet van de plugged laterale conditie 0° - rechts 30°. Het is zichtbaar dat de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° kleiner is ten opzichte van de andere un-plugged laterale condities en dat de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° groter is ten opzichte van de andere plugged laterale conditie 0° - rechts 30° groter is ten opzichte van de andere plugged laterale condities.

Een mogelijke verklaring hiervoor is gezocht in de gehoordrempels van het linker- en

rechteroor. Links zijn de gemiddelde gehoordrempels van alle proefpersonen 1 a 2 dB beter op respectievelijk 1000 en 2000 Hz in vergelijking met rechts. De gemiddelde gehoordrempels van alle proefpersonen zijn op de andere frequenties hetzelfde tussen het linker- en rechteroor. Dit zou mogelijk verklaren waarom de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° een SCC met een kleinere gemiddelde P-P amplitude heeft ten opzichte van de andere un-plugged laterale condities. Als gesteld mag worden dat de proefpersonen rechts minder goed hoorden dan links, dan zou verwacht worden dat de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de unplugged laterale condities. Deze conditie heeft inderdaad, na de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 90° eveneens kleiner is ten opzichte van de andere unplugged laterale condities. Deze conditie heeft inderdaad, na de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30°, de kleinste gemiddelde P-P amplitude in vergelijking met de un-plugged laterale conditie 0° - links 90° en 0° - links 30°. Aangezien er een minimaal verschil aanwezig is tussen de gehoordrempels links en rechts, lijkt het desondanks niet aannemelijk dat dit een verklaring kan zijn voor het feit dat de gemiddelde P-P amplitude van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° kleiner is ten opzichte van de andere un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° kleiner is ten opzichte van het SCC in de un-plugged laterale conditie 0° - links 90° en 0°

Verder is de stimulus aangeboden op $+30^{\circ}$ in de links plugged en rechts plugged conditie even goed gelokaliseerd als de stimulus aangeboden op -30° in de subjectieve lokalisatie meting. In de plugged condities is de stimulus aangeboden op $\pm 90^{\circ}$ zelfs elke keer door een groter deel van de proefpersonen goed gelokaliseerd in vergelijking met de stimulus aangeboden op $\pm 30^{\circ}$, onafhankelijk van het oor dat was afgesloten en aan welke kant de stimulus was aangeboden. Hieruit blijkt dat de stimulus aangeboden op $+30^{\circ}$ niet beter is gelokaliseerd dan de andere stimuli in de plugged conditie. Zodoende kan hier geen aanwijzing uit worden gehaald om te verklaren waarom de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° een SCC met een grotere gemiddelde P-P amplitude heeft ten opzichte van de andere plugged laterale condities. Met deze vergelijking tussen de subjectieve lokalisatie meting en de objectieve EEG meting moet voorzichtig worden omgegaan, aangezien in de conditie in de subjectieve meting geen hoekverandering optreedt en in de conditie in de objectieve meting wel.

De unplugged laterale conditie 0° - rechts 30° heeft ten opzichte van de andere unplugged laterale condities een SCC met een kleinere gemiddelde P-P amplitude. Desalniettemin hebben enkele proefpersonen in alle un-plugged laterale condities een SCC met een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt, zoals 10 en 12 μ V. Verder heeft de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° een SCC met een grotere gemiddelde P-P amplitude ten opzichte van de andere plugged laterale condities. Desalniettemin hebben enkele proefpersonen in alle plugged laterale condities een SCC met een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt. Een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt. Een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt. Een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt (outlier) kan zodoende geen grote invloed hebben op het feit dat de un-plugged laterale conditie 0° - rechts 30° en de plugged laterale conditie 0° - rechts 30° niet van elkaar verschillen.

Uit de resultaten blijkt dat een SCC in de plugged conditie in ca. 20% van alle metingen van alle proefpersonen voorkomt. In de analyses zijn alleen de proefpersonen meegenomen waarbij een SCC is opgewekt in zowel de un-plugged als de plugged conditie. Hierdoor waren gemiddeld zeven proefpersonen aanwezig in de vergelijking tussen een un-plugged en plugged conditie in plaats van 36 proefpersonen. Bij sommige condities hadden één of meerdere proefpersonen een SCC met een grote P-P amplitude die een enkele keer voorkomt, zoals 10 of

 $12 \,\mu$ V. Door de geringe data per conditie kan de gemiddelde P-P amplitude dan snel toenemen, waardoor mogelijk een un-plugged conditie niet verschilt van een plugged conditie.

4.3 Verschillen in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's tussen de laterale condities in de un-plugged en plugged conditie

De resultaten laten zien dat de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's in de laterale condities 0° - links 90° , 0° - rechts 90° , 0° - links 30° en 0° - rechts 30° in de un-plugged conditie niet van elkaar verschillen. Voor de laterale condities in de plugged conditie zijn geen resultaten bekend, aangezien er te weinig data (twee proefpersonen) beschikbaar is. Er is zodoende geen verschil aanwezig in de gemiddelde P-P amplitude van het SCC, opgewekt door een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 90^{\circ}$ of van 0° naar een hoek van $\pm 30^{\circ}$ bij normaalhorende personen. Uit het onderzoek van Paavilainen et al. (1989) blijkt eveneens dat de amplitude van de spatial MMN niet verschilt op basis van de omvang van de deviant in het vrije veld. In het vrije veld hebben mogelijk aanvullende lokalisatie cues, zoals hoofdbewegingen en echo's, ervoor kunnen zorgen dat de spatial MMN zelfs bij de kleine deviants is opgewekt met een vergelijkbare amplitude als bij de grote deviants.

Uit het onderzoek van Deouell et al. (2006) blijkt echter dat de amplitude van de spatial MMN groter is bij de deviant van 30° dan bij de deviant van 20° . Bij de deviant van 20° is de amplitude van de spatial MMN weer groter dan bij de deviant van 10° . Dit komt overeen met de gevonden resultaten in het huidige onderzoek waarin de un-plugged laterale condities 0° - links 90° en 0° - rechts 90° een SCC met een grotere gemiddelde P-P amplitude hebben dan de un-plugged laterale condities 0° - links 30° en 0° - rechts 30° . Op basis van deze resultaten lijkt het grosso modo dat een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 90^{\circ}$ een SCC met een grotere gemiddelde P-P amplitude opwekt dan een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 30^{\circ}$, maar dit is niet statistisch significant. Aangezien er geen verschil aanwezig is in de gemiddelde P-P amplitude van het SCC, opgewekt door een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 90^{\circ}$ of van 0° naar een hoek van $\pm 30^{\circ}$, lijkt de grootte van de gemiddelde P-P amplitude van het SCC bij deze posities onafhankelijk te zijn van de hoekverandering. In volgende studies kan onderzocht worden of grotere hoeken, zoals -90° naar $+90^{\circ}$, of kleinere hoeken, zoals 0° naar 10° , ook een SCC opwekken. Verder kan onderzocht worden of die SCC's een even grote, grotere of kleinere gemiddelde P-P amplitude hebben in vergelijking met een hoek van $\pm 90^{\circ}$ of van $\pm 30^{\circ}$.

4.4 Subjectieve lokalisatie meting

Alle proefpersonen hebben tijdens de un-plugged conditie de geïsoleerde stimuli uit alle luidsprekers op de posities 0° , $\pm 30^\circ$ en $\pm 90^\circ$ correct gelokaliseerd. Tijdens de plugged conditie hebben 33 van de 36 proefpersonen de geïsoleerde stimuli uit alle luidsprekers op de posities 0° , $\pm 30^\circ$ en $\pm 90^\circ$ niet correct gelokaliseerd. De stimuli die zijn aangeboden aan de kant van het afgesloten oor zijn minder nauwkeurig gelokaliseerd dan de stimuli aangeboden aan de kant van het open oor. Dit is in overeenstemming met de resultaten van Abel en Lam (2008) en Irving en Moore (2011). De stimuli aangeboden aan de open zijde zijn echter ook niet altijd correct gelokaliseerd. Als het linkeroor is afgesloten door middel van een plug, dan heeft dit ook invloed op de lokalisatie van de aangeboden stimuli aan de rechterzijde en vice versa. Daarnaast treedt een verschuiving van de lokalisatie naar de zijkant van het open oor op bij een deel van de proefpersonen door de verstoorde binaurale cues. Wanneer bijvoorbeeld het linkeroor is afgesloten en de stimulus op -30° of -90° is aangeboden, dan is dit door een deel van de proefpersonen waargenomen op 0° , $+30^{\circ}$ of $+90^{\circ}$. Deze verschuiving treedt ook op als het rechteroor is afgesloten en aan de rechterzijde de stimulus is aangeboden. Dit komt overeen met de resultaten uit het onderzoek van Van Wanrooij en Van Opstal (2007). Verder is in de plugged conditie de stimulus aangeboden op $\pm 90^{\circ}$ elke keer door een groter deel van de proefpersonen (12 tot 26%) goed gelokaliseerd in vergelijking met de stimulus aangeboden op $\pm 30^{\circ}$, onafhankelijk van het oor dat was afgesloten en aan welke kant de stimulus was aangeboden.

Om te controleren of de proefpersonen geïsoleerde geluiden konden lokaliseren, is de subjectieve lokalisatie meting uitgevoerd. In een vervolgonderzoek kunnen dezelfde condities met een hoekverandering in de objectieve EEG meting aangeboden worden in de subjectieve lokalisatie meting. Hierbij zou gevraagd kunnen worden hoeveel geluiden de proefpersonen horen en uit welke luidsprekers de stimuli worden waargenomen. Op deze manier kan de subjectieve gedragsmeting beter worden vergeleken met de objectieve EEG meting en kan wellicht nog een verklaring gevonden worden voor het feit dat het SCC in de un-plugged conditie kan worden opgewekt, maar niet in de plugged conditie.

4.5 Frequentie en reproduceerbaarheid van het Slow Vertex Potential en het Spatial Change Complex

Een SVP komt voor in 64% van alle metingen van alle proefpersonen in de un-plugged en plugged conditie. De meeste SVP's komen voor in de conditie 0° - rechts 90° (68%). De kans dat een SVP voorkomt is zodoende redelijk groot. Een SCC komt voor in 46% van alle metingen. De meeste SCC's komen voor in de conditie 0° - rechts 90° (48%). De kans dat een SCC voorkomt lijkt kleiner dan de kans dat een SVP voorkomt. In het percentage van het SCC zijn echter zowel de SCC's in de un-plugged conditie als de SCC's in de plugged conditie aanwezig. Nadat onderscheid is gemaakt tussen de un-plugged en de plugged conditie, blijkt dat een SCC in de un-plugged conditie in 71% van alle metingen voorkomt. De meeste SCC's komen voor in de un-plugged conditie 0° - rechts 90° (77%). Een SCC in de plugged conditie komt in 21% van alle metingen voor, waarbij de meeste SCC's in de plugged conditie 0° - links 90° (22%) voorkomen. Relatief minder vaak komt zodoende een SCC in de plugged conditie voor in vergelijking met de un-plugged conditie. Hieruit blijkt eveneens dat mensen meer moeite hebben om een hoekverandering waar te nemen wanneer één oor is afgesloten in vergelijking met wanneer zij binauraal kunnen horen. Voor een vervolgstudie met één van deze laterale condities is de conditie 0° - rechts 90° of 0° - links 90° aan te raden, aangezien in deze condities de meeste SVP's en SCC's voorkwamen.

De metingen zijn betrouwbaar en reproduceerbaar bevonden, aangezien er relatief weinig variatie in de latentie (9 tot 16 ms) aanwezig is tussen de twee, drie of vier metingen van alle proefpersonen per un-plugged en plugged conditie. Volgens Hyde (1994) is enige variabiliteit in de latentie, amplitude en golfvorm van het SVP normaal tussen en binnen personen. Er is geen specifieke conditie gevonden, die meer betrouwbaar en reproduceerbaar is. Het SVP bestaat uit de N1 op gemiddeld 99 ms gevolgd door de P2 op gemiddeld 181 ms

na stimulus onset. Het SCC bestaat uit de n1 op gemiddeld 112 ms gevolgd door de p2 op gemiddeld 199 ms na de hoekverandering binnen de stimulus. Dit zijn de gemiddelde latenties van alle proefpersonen in de un-plugged en plugged conditie.

4.6 Overige suggesties voor vervolgonderzoek

In het huidige onderzoek is breedbandige ruis aangeboden, zodat beide binaurale cues gebruikt konden worden door de proefpersonen. In vervolgstudies kan onderzocht worden of een SCC ook bij laag- en hoogfrequente stimuli opgewekt kan worden. De ITD en ILD cue worden afhankelijk van de frequentie verstoord door een plug. Door onderscheid te maken in laag- en hoogfrequente stimuli kan onderzocht worden wat de relatieve rol is van de ITD en ILD cue en welke cue het meeste wordt verstoord. In de plugged conditie worden de hoge frequenties meer verzwakt door de plug dan de lage frequenties (Agterberg et al., 2012; Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). De enkele SCC's in de plugged conditie zijn vooral aanwezig dankzij de laagfrequente inhoud van de stimuli, aangezien de lage frequenties minder gevoelig zijn voor de plug. Wellicht is daardoor bij hoogfrequente stimuli een groter effect van de plug aanwezig, waardoor mogelijk geen SCC wordt opgewekt of de gemiddelde P-P amplitude van het SCC is kleiner.

In het onderzoek zijn alle stimuli aangeboden op 65 dBA, omdat het onduidelijk was of een SCC überhaupt opgewekt kon worden. Door de stimuli op 65 dBA aan te bieden, was de stimulus tenminste duidelijk hoorbaar voor de proefpersonen. De proefpersonen hadden echter hierdoor mogelijk nog restgehoor tijdens het onderzoek aan de zijde waar het oor was afgesloten (Wightman & Kistler, 1997). Tijdens de plugged conditie zijn de binaurale cues sterk verstoord, maar ze zijn niet volledig afwezig bij geluiden met een hogere intensiteit, zoals 60 dBA (Van Wanrooij & Van Opstal, 2007; Wightman & Kistler, 1997). De plug verzwakt sterk het geluid, maar de auditieve input zal niet zo volledig verminderd zijn als bij unilateraal dove personen (Van Wanrooij & Van Opstal, 2007). Volgens de subjectieve lokalisatie meting zijn stimuli ook door een deel van de proefpersonen waargenomen aan de afgesloten zijde, zowel links als rechts. De proefpersonen konden wellicht nog enig gebruik maken van de binaurale cues. In een vervolgonderzoek kan een lagere intensiteit worden aangeboden, zodat in de plugged conditie nog minder via het afgesloten oor kan worden gehoord. Tevens kan variatie aangebracht worden in de intensiteit van de aangeboden gefilterde ruis. Op deze manier wordt het gebruik van het hoofdschaduweffect door de proefpersonen verminderd.

Verder kan onderzocht worden of het SCC opgewekt kan worden zonder aandacht voor de stimuli. Dit zou een uitkomst bieden voor studies met (jonge) kinderen en/of met personen die niet goed of lang hun aandacht bij het onderzoek kunnen houden. Het richtinghoren kan dan ook bij hun objectief worden onderzocht. Het ACC kan ook worden opgewekt in de afwezigheid van aandacht (Kim, 2015; Small & Werker, 2012). In het huidige onderzoek is ervoor gekozen om de personen aandachtig naar de stimuli te laten luisteren, aangezien meerdere auteurs (Fruhstorfer et al., 1970; Mast & Watson, 1968; Picton & Hillyard, 1974) rapporteren dat de amplitude van het SVP groter zou worden wanneer een verhoogde stimulus georiënteerde aandacht aanwezig is. Aangezien iemand eerst een geluid moet waarnemen (SVP) voordat een verandering in het geluid kan worden waargenomen (SCC), moet een SVP aanwezig zijn voordat een SCC aanwezig kan zijn. Als door aandacht de amplitude van het SVP vergroot en daarom aanwezig is, dan kan ook een SCC aanwezig zijn.

In het huidige onderzoek zijn alleen normaalhorende personen onderzocht. Het uiteindelijke doel is om het richtinghoren objectief en betrouwbaar te onderzoeken bij personen met een (unilateraal) gehoorverlies. Daarnaast kan een objectieve meting van voordeel zijn voor jonge kinderen die (nog) niet goed kunnen participeren in een subjectieve gedragsmeting. In vervolgonderzoeken kunnen deze personen worden onderzocht. In dit onderzoek is bij normaalhorende personen wel een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies gecreëerd, maar dit is verschillend ten opzichte van personen die monauraal horen door een unilateraal gehoorverlies. De plug verzwakt het geluid sterk, maar de auditieve input zal niet zo volledig verminderd zijn als bij unilateraal dove personen. Daarnaast heeft de unilateraal dove persoon al een lange tijd ervaring met zijn of haar hoor situatie. Hierdoor hebben deze personen al langer de tijd gehad om zich aan te passen en om hun lokalisatiegedrag te hervormen. Dit in tegenstelling tot normaalhorende personen die opeens slechter horen door een plug (Van Wanrooij & Van Opstal, 2007).

Uit het onderzoek blijkt geen verschil aanwezig te zijn in de gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's in de plugged conditie tussen normaalhorende personen met een plug in het linkeroor en normaalhorende personen met een plug in het rechteroor. Uit de resultaten van Abel en Lam (2008) blijkt echter dat monauraal horen met het rechteroor (linkeroor afgesloten) met 5% beter ging dan monauraal horen met het linkeroor (rechteroor afgesloten). Voor de vergelijking tussen normaalhorende personen met een plug in het linkeroor versus rechteroor zijn in het onderzoek de 36 proefpersonen opgesplitst. Deze onderzoeksgroepen zijn niet erg groot, daarom kan dit in een vervolgonderzoek nog een keer worden onderzocht met grotere onderzoeksgroepen.

Uit het onderzoek van Cai et al. (2015) blijkt dat de latentie van de spatial MMN korter is bij normaalhorende personen dan bij personen met een asymmetrisch perceptief gehoorverlies. Dit in tegenstelling tot het huidige onderzoek waarbij de gemiddelde latenties van de pieken in de un-plugged conditie zowel korter als langer zijn in vergelijking met de plugged conditie. Er zijn echter geen statistische analyses uitgevoerd op de gemiddelde latenties in dit onderzoek, aangezien het doel van het onderzoek is om de gemiddelde P-P amplitude van het SCC te vergelijken tussen de controleconditie en de laterale condities in de un-plugged en plugged conditie. Voor vervolgonderzoek waaraan personen met een unilateraal gehoorverlies deelnemen, kan naast de amplitude, ook de latentie van het SCC worden onderzocht.

4.7 Conclusie

In het huidige onderzoek is de eerste stap gezet om te bepalen of het mogelijk is om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of personen een hoekverandering van breedbandige ruis kunnen waarnemen, waarbij een SCC wordt opgewekt. Het blijkt dat het waarnemen van een hoekverandering van 0° naar $\pm 90°$ en van 0° naar $\pm 30°$ binnen een auditieve stimulus een SCC kan opwekken bij normaalhorende personen. Het SCC kan niet opgewekt worden bij normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies, waarbij één oor is afgesloten door middel van een plug. De gemiddelde P-P amplitudes van de SCC's van normaalhorende personen zijn groter in vergelijking met normaalhorende personen met een nagebootst unilateraal conductief gehoorverlies.

blijkbaar meer moeite om de hoekverandering waar te nemen, doordat de binaurale cues (ITD en ILD) verstoort zijn door de plug. Verder is er geen verschil aanwezig in de gemiddelde P-P amplitude van het SCC, opgewekt door een verandering van 0° naar een hoek van $\pm 90^{\circ}$ of van 0° naar een hoek van $\pm 30^{\circ}$. Dit onderzoek toont aan dat registratie van het richtinghoren met behulp van EEG mogelijk is. Het SCC kan als maat gebruikt worden om het richtinghoren objectief te onderzoeken.

Literatuurlijst

- Abel, S. M., & Lam, K. (2008). Impact of unilateral hearing loss on sound localization. *Applied Acoustics*, 69(9), 804-811.
- Agterberg, M. J., Snik, A. F., Hol, M. K., van Wanrooij, M. M., & van Opstal, A. J. (2012). Contribution of monaural and binaural cues to sound localization in listeners with acquired unilateral conductive hearing loss: improved directional hearing with a bone- conduction device. *Hearing research*, 286(1), 9-18.
- Amenedo, E., & Escera, C. (2000). The accuracy of sound duration representation in the human brain determines the accuracy of behavioural perception. *European Journal of Neuroscience*, *12*(7), 2570-2574.
- Bogaert, T. van den, Klasen, T. J., Moonen, M., van Deun, L., & Wouters, J. (2006). Horizontal localization with bilateral hearing aids: without is better than with. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *119*(1), 515-526.
- Boothroyd, A. (1991). Assessment of speech perception capacity in profoundly deaf children. *Otology & Neurotology*, *12*, 67-72.
- Bronkhorst, A. W. (2015). The cocktail-party problem revisited: early processing and selection of multi-talker speech. *Attention, Perception & Psychophysics*, 77(5), 1465-1487.
- Bronkhorst, A. W., & Plomp, R. (1989). Binaural speech intelligibility in noise for hearingimpaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 86(4), 1374-1383.
- Butcher, J. (1994). Cognitive auditory responses. In: *Principles & Applications in Auditory Evoked Potentials*, (J. T. Jacobson, Red.), 219-235, Massachusetts: Allyn and Bacon, A Division of Simon & Schuster, Inc.
- Butler, R. A., & Humanski, R. A. (1992). Localization of sound in the vertical plane with and without high-frequency spectral cues. *Perception & Psychophysics*, *51*(2), 182-186.
- Cai, Y., Zheng, Y., Liang, M., Zhao, F., Yu, G., Liu, Y., & Chen, G. (2015). Auditory Spatial Discrimination and the Mismatch Negativity Response in Hearing-Impaired Individuals. *Plos one*, 10(8), e0136299.
- Chen, S., & Sussman, E. S. (2013). Context effects on auditory distraction. *Biological* psychology, 94(2), 297-309.
- Cheour, M., Shestakova, A., Alku, P., Ceponiene, R., & Näätänen, R. (2002). Mismatch negativity shows that 3–6-year-old children can learn to discriminate non-native speech sounds within two months. *Neuroscience Letters*, 325(3), 187-190.
- Colin, C., Radeau, M., Soquet, A., Dachy, B., & Deltenre, P. (2002). Electrophysiology of spatial scene analysis: the mismatch negativity (MMN) is sensitive to the ventriloquism illusion. *Clinical Neurophysiology*, *113*(4), 507-518.

- Deouell, L. Y., Parnes, A., Pickard, N., & Knight, R. T. (2006). Spatial location is accurately tracked by human auditory sensory memory: evidence from the mismatch negativity. *European Journal of Neuroscience*, 24(5), 1488-1494.
- Dimitrijevic, A., Lolli, B., Michalewski, H. J., Pratt, H., Zeng, F. G., & Starr, A. (2009). Intensity changes in a continuous tone: auditory cortical potentials comparison with frequency changes. *Clinical Neurophysiology*, *120*(2), 374-383.
- Doeller, C. F., Opitz, B., Mecklinger, A., Krick, C., Reith, W., & Schröger, E. (2003). Prefrontal cortex involvement in preattentive auditory deviance detection: neuroimaging and electrophysiological evidence. *Neuroimage*, 20(2), 1270-1282.
- Escera, C., Leung, S., & Grimm, S. (2014). Deviance detection based on regularity encoding along the auditory hierarchy: electrophysiological evidence in humans. *Brain topography*, 27(4), 527-538.
- Field, A. (2013). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (4^e ed.). Londen: Sage Publications Ltd.
- Flannery, R., & Butler, R. A. (1981). Spectral cues provided by the pinna for monaural localization in the horizontal plane. *Perception & psychophysics*, 29(5), 438-444.
- Friesen, L. M., & Tremblay, K. L. (2006). Acoustic change complexes recorded in adult cochlear implant listeners. *Ear and hearing*, 27(6), 678-685.
- Fruhstorfer, H., Soveri, P., & Järvilehto, T. (1970). Short-term habituation of the auditory evoked response in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, *28*(2), 153-161.
- Glyde, H., Cameron, S., Dillon, H., Hickson, L., & Seeto, M. (2013). The effects of hearing impairment and aging on spatial processing. *Ear and hearing*, *34*(1), 15-28.
- Grieco-Calub, T. M., & Litovsky, R. Y. (2012). Spatial acuity in two-to-three-year-old children with normal acoustic hearing, unilateral cochlear implants and bilateral cochlear implants. *Ear and hearing*, *33*(5), 561.
- Gutschalk, A., & Steinmann, I. (2015). Stimulus dependence of contralateral dominance in human auditory cortex. *Human brain mapping*, *36*(3), 883-896.
- Harris, K. C., Mills, J. H., & Dubno, J. R. (2007). Electrophysiologic correlates of intensity discrimination in cortical evoked potentials of younger and older adults. *Hearing research*, 228(1), 58-68.
- Harris, K. C., Mills, J. H., He, N. J., & Dubno, J. R. (2008). Age-related differences in sensitivity to small changes in frequency assessed with cortical evoked potentials. *Hearing research*, 243(1), 47-56.

- He, S., Grose, J. H., & Buchman, C. A. (2012). Auditory discrimination: the relationship between psychophysical and electrophysiological measures. *International journal of audiology*, *51*(10), 771-782.
- Hofman, P. M., & van Opstal, A. J. (1998). Spectro-temporal factors in two-dimensional human sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *103*(5), 2634-2648.
- Horváth, J., Czigler, I., Jacobsen, T., Maess, B., Schröger, E., & Winkler, I. (2008). MMN or no MMN: no magnitude of deviance effect on the MMN amplitude. *Psychophysiology*, *45*(1), 60-69.
- Hyde, M.L. (1994). The Slow Vertex Potential: properties and clinical applications. In: *Principles & Applications in Auditory Evoked Potentials*, (J. T. Jacobson, Red.), 179-218, Massachusetts: Allyn and Bacon, A Division of Simon & Schuster, Inc.
- Irving, S., & Moore, D. R. (2011). Training sound localization in normal hearing listeners with and without a unilateral ear plug. *Hearing research*, 280(1), 100-108.
- Jacobson, J. T. (1994). *Principles & Applications in Auditory Evoked Potentials*. Massachusetts: Allyn and Bacon, A Division of Simon & Schuster, Inc.
- Kidd Jr, G., Arbogast, T. L., Mason, C. R., & Gallun, F. J. (2005). The advantage of knowing where to listen. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *118*(6), 3804-3815.
- Kileny, P. R. (2007). Evoked potentials in the management of patients with cochlear implants: research and clinical applications. *Ear and hearing*, 28(2), 124S-127S.
- Kim, J. R. (2015). Acoustic Change Complex: Clinical Implications. *Journal of audiology & otology*, 19(3), 120-124.
- Kraus, N., McGee, T., Carrell, T. D., & Sharma, A. (1995). Neurophysiologic bases of speech discrimination. *Ear and hearing*, *16*(1), 19-37.
- Kühnle, S., Ludwig, A. A., Meuret, S., Küttner, C., Witte, C., Scholbach, J., & Rübsamen, R. (2012). Development of auditory localization accuracy and auditory spatial discrimination in children and adolescents. *Audiology and Neurotology*, 18(1), 48-62.
- Langendijk, E. H., & Bronkhorst, A. W. (2002). Contribution of spectral cues to human sound localization. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *112*(4), 1583-1596.
- Light, G. A., Williams, L. E., Minow, F., Sprock, J., Rissling, A., Sharp, R., & Braff, D. L. (2010). Electroencephalography (EEG) and event-related potentials (ERPs) with human participants. *Current protocols in neuroscience*, 6-25.
- Lin, F. R., Yaffe, K., Xia, J., Xue, Q. L., Harris, T. B., Purchase-Helzner, E., & Health ABC Study Group. (2013). Hearing loss and cognitive decline in older adults. *JAMA internal medicine*, 173(4), 293-299.

- Linstrom, C. J., Silverman, C. A., & Yu, G. P. (2009). Efficacy of the bone-anchored hearing aid for single-sided deafness. *The Laryngoscope*, *119*(4), 713-720.
- Martin, B. A. (2007). Can the acoustic change complex be recorded in an individual with a cochlear implant? Separating neural responses from cochlear implant artifact. *Journal of the American Academy of Audiology*, *18*(2), 126-140.
- Martin, B. A., & Boothroyd, A. (1999). Cortical, auditory, event-related potentials in response to periodic and aperiodic stimuli with the same spectral envelope. *Ear and Hearing*, 20(1), 33-44.
- Martin, B. A., & Boothroyd, A. (2000). Cortical, auditory, evoked potentials in response to changes of spectrum and amplitude. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107(4), 2155-2161.
- Martin, B. A., Boothroyd, A., Ali, D., & Leach-Berth, T. (2010). Stimulus presentation strategies for eliciting the acoustic change complex: increasing efficiency. *Ear and hearing*, *31*(3), 356.
- Martinez, A. S., Eisenberg, L. S., & Boothroyd, A. (2013). The acoustic change complex in young children with hearing loss: a preliminary study. *Seminars in hearing*, *34*(4), 278-287. Thieme Medical Publishers.
- Mast, T. E., & Watson, C. S. (1968). Attention and auditory evoked responses to lowdetectability signals. *Perception & Psychophysics*, 4(4), 237-240.
- Mathew, A. K., Purdy, S. C., Welch, D., Pontoppidan, N. H., & Rønne, F. M. (2016). Electrophysiological and behavioural processing of complex acoustic cues. *Clinical Neurophysiology*, 127(1), 779-789.
- McPherson, D. L. (1996). Late Potentials of the Auditory System. San Diego: Singular Publishing Group, Inc.
- Middlebrooks, J. C., & Green, D. M. (1991). Sound localization by human listeners. *Annual review of psychology*, 42(1), 135-159.
- Mills, A. W. (1958). On the minimum audible angle. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *30*(4), 237-246.
- Møller, A.R. (1994). Neural generators of Auditory Evoked Potentials. In: *Principles & Applications in Auditory Evoked Potentials*, (J. T. Jacobson, Red.), 23-46, Massachusetts: Allyn and Bacon, A Division of Simon & Schuster, Inc.
- Moore, B. C. (1982). *An introduction to the psychology of hearing* (2^e ed.). Londen: Academic Press inc.
- Musicant, A. D., & Butler, R. A. (1984). The psychophysical basis of monaural localization. *Hearing research*, *14*(2), 185-190.

- Näätänen, R., Gaillard, A. W., & Mäntysalo, S. (1978). Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta psychologica*, 42(4), 313-329.
- Näätänen, R., Paavilainen, P., & Reinikainen, K. (1989). Do event-related potentials to infrequent decrements in duration of auditory stimuli demonstrate a memory trace in man? *Neuroscience letters*, *107*(1-3), 347-352.
- Näätänen, R., & Picton, T. (1987). The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and an analysis of the component structure. *Psychophysiology*, 24(4), 375-425.
- Näätänen, R., Sussman, E. S., Salisbury, D., & Shafer, V. L. (2014). Mismatch negativity (MMN) as an index of cognitive dysfunction. *Brain topography*, 27(4), 451-466.
- Nager, W., Kohlmetz, C., Joppich, G., Möbes, J., & Münte, T. F. (2003). Tracking of multiple sound sources defined by interaural time differences: brain potential evidence in humans. *Neuroscience letters*, *344*(3), 181-184.
- Noble, W., & Gatehouse, S. (2006). Effects of bilateral versus unilateral hearing aid fitting on abilities measured by the Speech, Spatial, and Qualities of Hearing scale (SSQ) Effectos de la adaptación uni o bilateral de auxiliares auditivos en las habilidades medidas la escala de cualidades auditiva, espacial y del lenguaje (SSQ). *International Journal of Audiology*, 45(3), 172-181.
- Oldfield, S. R., & Parker, S. P. (1986). Acuity of sound localisation: a topography of auditory space. III. Monaural hearing conditions. *Perception*, *15*(1), 67-81.
- Ostroff, J. M., Martin, B. A., & Boothroyd, A. (1998). Cortical evoked response to acoustic change within a syllable. *Ear and hearing*, *19*(4), 290-297.
- Otte, R. J., Agterberg, M. J., van Wanrooij, M. M., Snik, A. F., & van Opstal, A. J. (2013). Age-related hearing loss and ear morphology affect vertical but not horizontal soundlocalization performance. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 14(2), 261-273.
- Paavilainen, P., Karlsson, M. L., Reinikainen, K., & Näätänen, R. (1989). Mismatch negativity to change in spatial location of an auditory stimulus. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 73(2), 129-141.
- Pantev, C., Eulitz, C., Hampson, S., Ross, B., & Roberts, L. E. (1996). The auditory evoked "off" response: sources and comparison with the "on" and the "sustained" responses. *Ear and hearing*, *17*(3), 255-265.
- Picton, T. W. (1995). The neurophysiological evaluation of auditory discrimination. *Ear and hearing*, *16*(1), 1-5.

- Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., & Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(2), 127-152.
- Picton, T. W., & Hillyard, S. A. (1974). Human auditory evoked potentials. II: Effects of attention. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, *36*, 191-200.
- Pigeon, S. (2012). Online audio frequency signal generator. Geraadpleegd van http://www.wavtones.com/functiongenerator.php
- Rothpletz, A. M., Wightman, F. L., & Kistler, D. J. (2012). Informational masking and spatial hearing in listeners with and without unilateral hearing loss. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 55(2), 511-531.
- Sams, M., Paavilainen, P., Alho, K., & Näätänen, R. (1985). Auditory frequency discrimination and event-related potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 62(6), 437-448.
- Shannan, B. (2010, 25 november). Audiology update [Illustratie]. Geraadpleegd op 28 november 2016, van http://www.ssc.education.ed.ac.uk/courses/deaf/dnov10i.html
- Slattery, W. H., & Middlebrooks, J. C. (1994). Monaural sound localization: acute versus chronic unilateral impairment. *Hearing research*, 75(1), 38-46.
- Small, S. A., & Werker, J. F. (2012). Does the ACC have potential as an index of early speech discrimination ability? A preliminary study in 4-month-old infants with normal hearing. *Ear and hearing*, 33(6), e59-e69.
- Sokolov, E. N. (1963). Higher nervous functions: The orienting reflex. *Annual review of physiology*, 25(1), 545-580.
- Sonnadara, R. R., Alain, C., & Trainor, L. J. (2006). Effects of spatial separation and stimulus probability on the event-related potentials elicited by occasional changes in sound location. *Brain research*, *1071*(1), 175-185.
- Spierer, L., Bellmann-Thiran, A., Maeder, P., Murray, M. M., & Clarke, S. (2009). Hemispheric competence for auditory spatial representation. *Brain*, *132*(7), 1953-1966.
- Sussman, E. S., Chen, S., Sussman-Fort, J., & Dinces, E. (2014). The five myths of MMN: redefining how to use MMN in basic and clinical research. *Brain topography*, *27*(4), 553-564.
- Tervaniemi, M., Rytkönen, M., Schröger, E., Ilmoniemi, R. J., & Näätänen, R. (2001). Superior formation of cortical memory traces for melodic patterns in musicians. *Learning & Memory*, 8(5), 295-300.
- Tremblay, K. L., Billings, C. J., Friesen, L. M., & Souza, P. E. (2006). Neural representation of amplified speech sounds. *Ear and Hearing*, 27(2), 93-103.

- Tremblay, K. L., Friesen, L., Martin, B. A., & Wright, R. (2003). Test-retest reliability of cortical evoked potentials using naturally produced speech sounds. *Ear and Hearing*, 24(3), 225-232.
- Tremblay, K., Kraus, N., Carrell, T. D., & McGee, T. (1997). Central auditory system plasticity: generalization to novel stimuli following listening training. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *102*(6), 3762-3773.
- Wanrooij, M. M. van, & van Opstal, A. J. (2007). Sound localization under perturbed binaural hearing. *Journal of neurophysiology*, 97(1), 715-726.
- Wazen, J. J., Ghossaini, S. N., Spitzer, J. B., & Kuller, M. (2005). Localization by unilateral BAHA users. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, *132*(6), 928-932.
- Wightman, F. L., & Kistler, D. J. (1997). Monaural sound localization revisited. *The Journal* of the Acoustical Society of America, 101(2), 1050-1063.
- Winkler, I., Kujala, T., Tiitinen, H., Sivonen, P., Alku, P., Lehtokoski, A., & Näätänen, R. (1999). Brain responses reveal the learning of foreign language phonemes. *Psychophysiology*, *36*(5), 638-642.
- Zatorre, R. J., Bouffard, M., Ahad, P., & Belin, P. (2002). Where is 'where' in the human auditory cortex? *Nature neuroscience*, 5(9), 905-909.
- Yago, E., Corral, M. J., & Escera, C. (2001). Activation of brain mechanisms of attention switching as a function of auditory frequency change. *Neuroreport*, *12*(18), 4093-4097.
- Yost, W. A., Loiselle, L., Dorman, M., Burns, J., & Brown, C. A. (2013). Sound source localization of filtered noises by listeners with normal hearing: A statistical analysis. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 133(5), 2876-2882.

Bijlagen

Bijlage I Pilot studie

2.1 Methode

2.1.1 Proefpersonen

In de pilot studie voorafgaand aan het experiment zijn twee vrouwen en één man, met een gemiddelde leeftijd van 23 jaar onderzocht (range 22 - 24 jaar). Ze hadden allen een gehoordrempel van 20 dB of beter op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz.

2.1.2 Stimuli

Aangezien het doel van het eigenlijke experiment is om, met behulp van EEG metingen, objectief te onderzoeken of normaalhorende personen een hoekverandering kunnen waarnemen, is in een pilot studie eerst nagegaan of een dergelijke SCC überhaupt opgewekt kon worden. Vervolgens is onderzocht welke stimulus het meest geschikt leek om een SCC op te wekken, dat wil zeggen welke gefilterde ruis wekte de grootste P-P amplitude van het SCC op. Het SCC bestaat uit een negatieve piek (n1), gevolgd door een positieve piek (p2). De piek naar piek (P-P) amplitude is het verschil tussen de amplitude van de negatieve piek (n1) en de amplitude van de positieve piek (p2). De aangeboden gefilterde ruis waren breedbandige (0.5 -20 kHz), hoogfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 4000 Hz) en laagfrequente (1/3 octaafband gecentreerd rond 600 Hz) witte ruis. Daarnaast is onderzocht welke stimulus de meest vloeiende overgang creëerde tussen signalen uit twee verschillende luidsprekers tijdens de hoekverandering. Eén signaal is aangeboden vanuit de luidspreker frontaal (0°) en het andere signaal is aangeboden vanuit de luidspreker op -90°. Een optie voor een laterale conditie was dat beide signalen een duur van 400 ms met een rise-fall time van 20 ms hadden, waarbij de rise time van het tweede signaal uit de luidspreker op -90° pas startte wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal geëindigd was (zie Figuur 18). Hierbij was echter een 'dip' in het midden van de stimulus hoorbaar. Dit in tegenstelling tot de controleconditie waarbij de stimulus 800 ms zonder 'dip' in het midden is aangeboden. Een ander mogelijke optie was een stimulus waarbij tijdens de overgang van de frontale naar de laterale luidspreker geen rise-fall time aanwezig was (zie Figuur 19). Hierdoor was het echter mogelijk dat de proefpersonen reageerden op de start van het signaal (onset cues) in plaats van op de hoekverandering. Uiteindelijk is voor een stimulus gekozen waarbij de rise time van het tweede signaal uit de luidspreker op -90° startte, wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal (0°) begon (zie Figuur 20). Hierbij is nagegaan of de P-P amplitudes van de SCC's, opgewekt met verschillende rise-fall times van 1 ms, 10 ms en 20 ms van elkaar verschilden. De 'dip' in het midden van de stimulus bleek subjectief niet hoorbaar. Alle stimuli zijn aangeboden op 65 dBA.



Figuur 18. Mogelijke stimulus voor een laterale conditie. Twee signalen van 400 ms hebben ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit de luidspreker op -90° pas start wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal geëindigd is.



Figuur 19. Mogelijke stimulus voor een laterale conditie, waarbij tijdens de overgang van de frontale naar de laterale luidspreker geen rise-fall time aanwezig is.



Figuur 20. De stimulus voor een laterale conditie met een totale stimulusduur van 800 ms en een rise-fall time van 20 ms. De twee signalen van 400 ms hebben ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit de luidspreker op -90° start wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal begint.

2.1.3 Meetopstelling

In een (geluidsarme) kamer zijn een stimulatie PC en een EEG apparaat achter de proefpersoon geplaatst, die op een stoel zat met twee luidsprekers (Vifa bolluidsprekers) op 0° en -90° in het vrije veld. De luidsprekers zijn op één meter afstand vanaf het midden van het hoofd van de luisteraar op oorschelp hoogte opgesteld. Op de stimulatie PC is een LabVIEW programma geïnstalleerd om gewenste stimuli in te voeren, waarbij de parameters geluidsniveau, pauzetijd tussen de stimuli (wachttijd), jitter (onregelmatige interstimulus interval) en stimulatiefrequentie konden worden ingevoerd (zie Figuur 5 in § 2.2.3). De stimuli zijn, via de audioversterker (Ecler MPA4-80R), aangeboden via de luidsprekers in het vrije veld. Op datzelfde moment werd een trigger puls (+5V sync puls) naar het EEG opname systeem (Medelec Synergy, Oxfords Instruments, UK) uitgestuurd om exacte 'time-locking' te garanderen.

In de pilot studie en in het experiment is tijdens de controleconditie een stimulus van

800 ms ruis uit de luidspreker frontaal (0°) aangeboden (zie het bovenste signaal in Figuur 21). Op een van de laterale luidsprekers is tegelijkertijd 800 ms niets aangeboden (zie het onderste signaal in Figuur 21). Tijdens de laterale condities is uit twee verschillende luidsprekers samen een totale stimulus van 800 ms ruis aangeboden. De twee signalen van 400 ms uit de verschillende hoeken hadden ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit een van de hoeken startte wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal begon (zie Figuur 22).In het midden is een gedeeltelijke overlap van 20 ms zichtbaar. Om deze overlap te creëren, maar de stimulustijd van 800 ms te behouden, is aan het einde van de tweede stimulus 20 ms stilte toegevoegd (zie het onderste signaal in Figuur 22).

0,0	0 0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,80
1,0					. L.	1.1		
0,5		alan an Marin as a shall ball a	وتفاعلها والمتعالية والمراجع والالترقا		بقيلون ووفا الأنباب وأحفيهما	مورالاندار يورون والمراجع والمراجع	أعاديها أكتر أكريها ومناهم والأطراط والمت	dinal al
0,0-	and the second se	i per la companya de la companya per per companya de la companya de la companya de la companya de la companya d	ang ng n		n (ny panalangan panjar pina pina pina pina pina pina pina pina	a de la frigue y de la presida de provincies y de la fracta de acordo y princi	an dhagarta a fairsh Utati paran mikish fara.	
0.5	menterà de coldon relevà hande atalian	An de la calema da contra Calema contra	And a shall be for the state of	lind the contract operation that we	a bille al Anacio constabilita fut al antia		Addream to be and a state of the second state	
-0,5	a na an an ta ba ba ta an	and the contract of the second se	and the second study.	discourses a second data and	rade fit is a sub-stand trade	and an about a second second second	on the first state of the second state of the	.u.h.do
-1,0								
1,0								
0,5								
0,0-								
-0,5								
-1,0								

Figuur 21. De stimulus voor de controleconditie. In het bovenste signaal wordt 800 ms ruis aangeboden op de luidspreker frontaal (0°) en in het onderste signaal wordt 800 ms niets aangeboden op (een van) de andere luidspreker(s).



Figuur 22. De stimulus voor de laterale condities. In het bovenste signaal wordt eerst 400 ms ruis aangeboden en vervolgens 400 ms niets. In het onderste signaal is het andersom. De twee signalen van 400 ms uit de verschillende hoeken hebben ieder een rise-fall time van 20 ms, waarbij de rise time van het tweede signaal uit een van de hoeken start wanneer de fall time van het eerste signaal uit de luidspreker frontaal begint. In het midden is een gedeeltelijke overlap van 20 ms zichtbaar en aan het eind de compensatie stilte van 20 ms om de 800 ms stimulatie window te behouden.

2.1.4 Data acquisitie

Een één kanaals EEG meting is uitgevoerd om het SCC te meten in een acquisitieduur van 1 s. De actieve elektrode was op de vertex (Cz) geplaatst, omdat op de Cz de AEP's robuuster zijn (Tremblay et al., 2006; Martin et al., 2010; Mathew et al., 2016). De referentie elektrode was op de neus geplaatst en de aardelektrode onder de haarlijn op het voorhoofd (Fp2). De impedantie van de elektroden dienden bij alle proefpersonen < 16 kOhm te zijn. Breinactiviteit is gemeten in microvolt (μ V). De automatische artefact reject level was ingesteld tussen 50 tot 110 μ V. Via de EEG voorversterker is de gemeten hersenactiviteit versterkt en vervolgens

gemiddeld. De data is verworven met een sampling rate van 25 kHz, een bandpass filter van 0.1 tot 30 Hz en een 50 Hz notch filter. Om de reproduceerbaarheid van het EEG signaal te controleren, zijn minimaal twee metingen per conditie uitgevoerd. Per meting is de stimulus minimaal 30 keer aangeboden. Wanneer er sprake was van een slechte reproductie, werd de meting nogmaals uitgevoerd. Voor verdere analyse is per proefpersoon voor elke conditie de 'grand average' (GA) berekend op basis van EEG middeling van minimaal twee metingen (60 responsen). De GA is het gemiddelde EEG signaal van minimaal twee metingen per conditie.

2.1.5 Procedure

Voorafgaand aan de pilot studie is een toonaudiometrisch onderzoek (Interacoustics, Diagnostic Audiometer, AD629), enkel luchtgeleiding, uitgevoerd in dezelfde kamer als waar de pilot studie is uitgevoerd. Het toonaudiometrisch onderzoek is uitgevoerd om te controleren of de proefpersonen normaalhorend waren (gehoordrempel van 20 dB of beter op alle octaaf frequenties van 500 tot 4000 Hz). Aan de luisteraar was tijdens de pilot studie gevraagd om aandachtig naar de stimuli te luisteren en zo rustig mogelijk te zitten. Om adaptatie aan de stimuli en verminderde aandacht voor de stimuli te voorkomen, is tijdens de meting af en toe een pauze gehouden van ca. 5 min. De verschillende gefilterde ruis zijn 800 ms frontaal (0°) aangeboden (controleconditie). Om eventuele aanwezigheid van een SCC te onderzoeken zijn de verschillende gefilterde ruis eerst 400 ms frontaal en vervolgens 400 ms lateraal aangeboden met de verschillende rise-fall times (laterale conditie).

2.1.6 Data analyse

In elke meting en in elke GA zijn de SVP's en de SCC's aangegeven. Voor het SVP is de latentie van de N1 gedefinieerd als een negatieve potentiaal tussen 70 - 140 ms en de P2 als een positieve potentiaal tussen 150 - 240 ms na stimulus onset. Voor het SCC is de latentie van de n1 gedefinieerd als een negatieve potentiaal tussen 70 - 140 ms en de p2 als een positieve potentiaal tussen 150 - 240 ms na de hoekverandering binnen de stimulus, die optrad op 400 ms. De P-P amplitudes van alle SVP's (N1/P2) en van alle SCC's (n1/p2) zijn berekend. De P-P amplitudes worden weergegeven in microvolt (μ V).

Om de corticale responsen op de waarneming van de hoekverandering van 0 naar 90° te interpreteren, is voor elke conditie de GA van de controleconditie afgetrokken van de GA van de laterale conditie. Om te controleren of er sprake was van een 'echte' SVP en SCC in de uiteindelijke GA die hieruit voortkwam, is voor elke proefpersoon de standaarddeviatie van de lopende EEG ruis in de prestimulustijd van alle GA's bepaald. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de uiteindelijke GA groter was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'echte' SVP of SCC. Wanneer de P-P amplitude van de aangegeven SVP of SCC in de uiteindelijke GA kleiner was dan 1 keer standaarddeviatie van de lopende EEG ruis, is dit gedefinieerd als een 'onechte' SVP of SCC. Per proefpersoon is voor alle uiteindelijke GA's bepaald of de aangegeven SVP en SCC een 'echte' of een 'onechte' SVP en SCC was. De P-P amplitudes van de 'echte' SCC's zijn tussen de verschillende gefilterde ruis en tussen de verschillende rise-fall times vergeleken.

2.2 Resultaten

Uit within-subject vergelijkingen door visuele inspectie blijkt dat de SCC's met de grootste P-P amplitudes verkregen konden worden met een breedbandige witte ruis stimulus (0.5 - 20 kHz) (zie Figuur 23). Dit gold voor alle drie de proefpersonen. Twee proefpersonen hadden hierna bij hoogfrequente witte ruis en als laatste bij laagfrequente witte ruis de grootste P-P amplitude. Eén proefpersoon had bij laagfrequente witte ruis, na de breedbandige witte ruis, de grootste P-P amplitude. Verder is gebleken dat de proefpersonen in 62% van de gevallen een SCC met een grotere P-P amplitude hadden bij stimuli waarbij beide signalen een rise-fall time hadden van 20 ms in vergelijking met een rise-fall time van 1 ms of van 10 ms (zie Figuur 24).



Figuur 23. Voorbeelden van corticale responsen van één proefpersoon (dezelfde persoon als in Figuur 24) op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz) (boven), hoogfrequente ruis (1/3 octaafband gecentreerd rond 4000 Hz) (midden) en laagfrequente ruis (1/3 octaafband gecentreerd rond 600 Hz) (onder). De GA van de controleconditie was afgetrokken van de GA van de laterale conditie. Het SCC (n1/p2) is aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.



Figuur 24. Voorbeelden van corticale responsen van één proefpersoon op een breedbandige ruis (0.5 - 20 kHz), waarbij de twee signalen van 400 ms een rise-fall time hebben van 1 ms (boven), van 10 ms (midden) en van 20 ms (onder). De GA van de controleconditie was afgetrokken van de GA van de laterale conditie. Het SCC (n1/p2) is aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.



Bijlage II Het spectrum van de stimulus

Figuur 25. Het spectrum (uit Audacity) van de stimulus in het experiment. Een gefilterde ruis (Butterworth bandpass 10^e order (60 dB/octaaf) filter) met cutoff frequentie van 0.5 tot 20 kHz (breedband).

Bijlage III Subjectieve lokalisatie meting

Tabel 9. Het lokaliseren van de stimuli door alle proefpersonen waarbij het linkeroor was afgesloten (N = 17). Horizontaal is weergegeven op welke positie en uit welke luidspreker de stimulus is aangeboden. Achter het nummer van de proefpersoon is weergegeven uit welke luidspreker de proefpersoon aangaf dat hij/zij de stimulus had gehoord.

Stimulus Proefpersoon	Links 90° Luidspreker 1	Links 30° Luidspreker 2	0° Luidspreker 3	Rechts 30° Luidspreker 4	Rechts 90° Luidspreker 5
1	3	5	3	4	5
6	1	2	3	4	5
7	1	3	5	4	5
8	2	4	4	4	5
9	1	2	3	4	5
13	2	4	5	4	4
14	5	4	4	5	5
15	2	1	2	4	5
17	1	4	4	4	5
18	3	4	5	4	5
20	5	5	5	5	5
21	2	1	3	3	3
22	4	3	4	4	5
26	3	4	4	5	5
29	3	3	4	2	4
30	5	5	5	5	5
35	5	5	5	5	5

Tabel 10. Het lokaliseren van de stimuli door alle proefpersonen waarbij het rechteroor was afgesloten (N = 19). Horizontaal is weergegeven op welke positie en uit welke luidspreker de stimulus is aangeboden. Achter het nummer van de proefpersoon is weergegeven uit welke luidspreker de proefpersoon aangaf dat hij/zij de stimulus had gehoord.

Stimulus	Links 90° Luidspreker 1	Links 30° Luidspreker 2	0° Luidspreker 3	Rechts 30° Luidspreker 4	Rechts 90° Luidspreker 5
Proefpersoon			r		
2	1	2	2	5	5
3	1	2	1	2	4
4	1	1	1	1	1
5	1	2	1	1	4
10	1	2	2	3	4
11	1	1	1	2	3
12	3	3	3	3	3
16	1	2	2	2	1
19	1	1	1	2	4
23	1	2	2	1	5
24	1	1	1	2	5
25	2	3	3	3	3
27	1	2	3	4	4
28	1	1	1	1	2
31	1	2	3	4	5
32	1	2	2	1	5
33	1	2	3	3	5
34	1	2	3	2	2
36	3	3	2	2	4

Bijlage IV Data zonder outliers

Tabel 11. De resultaten van de data met missing values, maar zonder outliers op de vraagstelling of de controleconditie verschilt van de laterale condities in de un-plugged conditie.

Condities	Gemiddelde verschil (µV)	Standaard error	Sig.	N
0° vs. 0° - links 90°	-6.27	.47	.00	27
0° vs. 0° - rechts 90°	-5.36	.37	.00	25
0° vs. 0° - links 30°	-5.64	.37	.00	26
0° vs. 0° - rechts 30°	-4.58	.32	.00	22

Tabel 12. De resultaten van de data met missing values, maar zonder outliers op de vraagstelling of de controleconditie verschilt van de laterale condities in de plugged conditie.

Condities	Gemiddelde verschil (µV)	Standaard error	Sig.	N
0° vs. 0° - links 90°	-2.94	.19	.00	8
0° vs. 0° - rechts 90°	-2.88	.36	.00	9
0° vs. 0° - links 30°	-2.69	.24	.00	6
0° vs. 0° - rechts 30°	-3.15	.24	.00	9

Bijlage V Het Spatial Change Complex van elke proefpersoon per un-plugged conditie

Proefpersoon	0 °	0° - links 90°	0° - rechts 90°	0° - links 30°	0° - rechts 30°
1	0,8	2,0	4,5	5,2	2,9
2	1,2	6,1	5,0	5,4	4,8
3	-0,8	4,8	6,2	3,3	5,6
4	0,1	10,3	9,1	7,9	6,3
5	1,3	3,6	4,7	5,1	3,9
6	0,7	6,0	4,4	3,8	3,4
7	0,4	10,3	6,2	6,0	5,6
8	-1,7	1,7	-5,9	0,7	-2,2
9	0,2	5,7	5,1	3,7	4,0
10	0,7	3,9	4,8	3,9	5,7
11	0,6	9,9	6,4	12,1	7,8
12	-1,4	7,4	8,8	6,5	6,7
13	0,6	9,0	5,5	6,6	4,9
14	0,1	6,0	2,3	7,0	4,3
15	0,7	6,2	4,3	2,6	3,6
16	1,3	8,2	5,1	5,0	5,0
17	-7,6	5,5	4,2	6,2	4,8
18	0,2	7,2	11,1	8,3	12,5
19	0,4	11,5	12,2	10,4	12,5
20	0,9	7,9	7,0	5,2	3,3
21	0,7	4,1	7,4	8,4	3,6
22	1,1	4,9	13,0	9,2	5,2
23	-1,0	6,6	2,7	4,1	6,9
24	-1,0	6,9	8,4	5,5	6,0
25	0,0	1,3	5,1	5,7	3,8
26	0,4	3,7	6,9	2,4	4,9
27	-1,9	2,9	4,7	3,8	3,2
28	-3,7	7,6	2,5	6,4	5,3
29	0,0	4,3	3,5	6,4	2,3
30	0,9	4,6	4,9	1,1	3,6
31	-1,2	2,8	1,7	3,1	1,7
32	-0,8	2,5	3,5	0,8	3,5
33	-1,8	11,4	8,1	8,4	6,6
34	-3,2	3,3	6,1	2,6	4,3
35	0,3	6,0	6,2	5,0	6,0
36	1,2	12,7	9,4	8,0	8,1

Tabel 13. De P-P amplitudes in μV van de SCC's in de GA's per un-plugged conditie.



Bijlage VI Corticale responsen op elke un-plugged conditie

Figuur 26. De corticale responsen van proefpersoon 11 op elke conditie in de un-plugged conditie. De P-P amplitude in μV van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven. Alleen 'echte' SCC's zijn aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.







Figuur 27. De corticale responsen van proefpersoon 31 op elke conditie in de un-plugged conditie. De P-P amplitude in μV van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven. Alleen 'echte' SCC's zijn aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.

Bijlage VII Het Spatial Change Complex van elke proefpersoon per plugged conditie

Proefpersoon	0 °	0° - links 90°	0° - rechts 90°	0° - links 30°	0° - rechts 30°
1	0,3	1,1	2,3	0,4	2,8
2	0,8	2,8	0,2	0,4	1,7
3	-1,0	2,5	-2,4	0,1	1,1
4	1,6	2,4	6,8	3,8	2,0
5	1,0	3,6	2,6	0,0	4,3
6	-1,0	1,1	1,8	1,3	2,3
7	0,4	0,3	1,8	1,6	2,7
8	2,1	-0,7	-3,0	0,3	1,7
9	0,7	1,9	3,7	1,9	1,6
10	-3,2	0,5	-2,4	1,7	2,0
11	-0,7	3,3	3,6	2,2	1,3
12	1,6	4,0	2,3	3,4	1,0
13	0,1	1,0	3,7	5,9	15,9
14	0,2	2,9	2,8	5,8	3,4
15	0,3	3,3	2,8	2,1	3,4
16	2,8	5,3	11,3	3,1	4,5
17	-2,2	3,5	0,9	2,9	2,4
18	0,4	10,1	-1,6	1,9	2,9
19	1,3	5,6	4,2	0,3	2,2
20	0,0	1,3	2,6	2,4	4,3
21	0,6	1,0	2,2	3,2	4,5
22	1,0	0,0	1,3	1,0	3,0
23	0,2	3,6	2,2	1,6	1,5
24	0,2	0,1	0,8	0,1	1,8
25	0,3	-0,8	1,5	3,1	0,0
26	-0,6	-2,7	3,5	1,7	0,7
27	0,6	0,6	0,1	2,1	-1,8
28	0,4	1,0	1,7	2,1	0,4
29	0,5	2,5	0,2	0,3	0,1
30	0,1	1,4	2,1	3,2	0,3
31	-1,9	2,9	-0,2	1,0	1,9
32	-0,6	-0,7	2,2	2,6	2,8
33	-1,6	3,6	10,0	3,2	3,9
34	-1,2	1,6	0,4	1,7	2,6
35	-2,1	6,1	1,8	1,2	1,6
36	0,3	5,6	2,5	1,3	0,8

Tabel 14. De P-P amplitudes in μV van de SCC's in de GA's per plugged conditie.



Bijlage VIII Corticale responsen op elke plugged conditie

Figuur 28. De corticale responsen van proefpersoon 11 op elke conditie in de plugged conditie. De P-P amplitude in μV van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven. Alleen 'echte' SCC's zijn aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.



Figuur 29. De corticale responsen van proefpersoon 31 op elke conditie in de plugged conditie. De P-P amplitude in μV van het SVP (N1/P2) en het SCC (n1/p2) zijn weergegeven. Alleen 'echte' SCC's zijn aangegeven. De stippellijn geeft de start van de hoekverandering weer.