

Nederlandse Samenvatting

Door de snelle technologische ontwikkelingen en positieve effecten op de spraak-perceptie, komen steeds meer slechthorenden in aanmerking voor een cochleair implantaat (CI). Een CI omzeilt het niet meer functionerende binnenoor en geeft geluiden in de vorm van elektrische signalen direct door aan de gehoorzenuw.

De groeiende populatie van CI-gebruikers heeft vaak nog redelijk restgehoor, waardoor een conventioneel gehoorapparaat in het niet-geïmplanteerde oor een extra meerwaarde kan geven. Deze combinatie van een CI en een contralateraal hoortoestel heet 'bimodale stimulatie' en kan een verbetering geven op de geluidskwaliteit, geluidslokalisatie en spraak verstaan in rumoerige omgevingen. Er is echter nog veel onduidelijk over het horen met twee geheel verschillende gehoorapparaten, en de resultaten variëren aanzienlijk tussen individuen. In dit proefschrift is onderzoek gedaan naar bimodaal horen, met als doel de meerwaarde van het hoortoestel te optimaliseren door een betere match te creëren met het CI. Hiervoor zijn een groot aantal experimenten gedaan bij een vaste groep van 15-20 bimodale gebruikers die bereid was om gedurende twee jaar lang mee te doen aan dit onderzoek. Alle participanten gebruikten een Advanced Bionics CI processor in het ene oor en een Phonak Naida S IX UP hoortoestel in het andere oor.

Omdat er nog geen standaardprocedure is voor het aanpassen van een hoortoestel bij CI gebruikers, was dit het uitgangspunt van de eerste studie, beschreven in *Hoofdstuk 2*. Het doel was om een balans in luidheid te creëren tussen het CI en hoortoestel. Hiervoor vergeleken we twee verschillende procedures. Bij de simpele 'breedband' methode, die de klinische praktijk weerspiegelde, werd de luidheid gebalanceerd aan de hand van een spraak signaal op 65 dB SPL over het gehele frequentiespectrum. Dit vergeleken we met een zogenaamde 'drie-band' procedure waarin de luidheid tussen CI en hoortoestel werd afgeregeld voor zachte en harde geluiden in drie verschillende frequentiebanden (0 - 548, 548 – 1000, and >1000 Hz). Na een gewenningsperiode van vier weken testten we het spraak verstaan en de subjectieve beleving van bimodaal horen na breedband en drie-band balanceren, volgens een cross-over design. Beide procedures resulteerden in vergelijkbare versterkingen in het hoortoestel voor frequenties < 548 Hz. Voor de hogere frequenties was de versterking voor 40 en 60 dB SPL input lager bij de drie-band methode. Voor het spraak verstaan in stilte en in ruis werden geen verschillen gevonden tussen de twee manieren van luidheidsafregeling. Echter, op individueel niveau, waren vijf proefpersonen beter in het spraak verstaan in ruis met de breedband methode en vier met de drie-band methode. Dit geeft aan dat het individueel afregelen van de bimodale aanpassing mogelijk meer bimodaal voordeel kan geven.

In *Hoofdstuk 3* werd de drie-band procedure verder geoptimaliseerd. Daarnaast was het doel in deze studie om de luidheidsbalans te behouden voor fluctuerende geluiden zoals spraak. De compressie, oftewel *automatic gain control (AGC)*, van een hoortoestel speelt hierbij een grote rol. Voor dit onderzoek werd het standaard Phonak hoortoestel (syllabische compressie, 1 ms inregeltijd, 50 ms uitregeltijd) voorgeprogrammeerd met dezelfde compressie-eigenschappen als de CI (dubbele AGC loop, 3 en 240 ms inregeltijd, 80 en 1500 ms uitregeltijd). In een cross-over design testten alle proefpersonen zowel het standaard hoortoestel als het aangepaste hoortoestel. Na een

gewenningsperiode van vier weken werd het spraak verstaan in stilte en in ruis gemeten. Hierbij vonden we een verbetering van 1.9 dB in bimodale meerwaarde bij gebruik van het aangepaste hoortoestel voor het spraak verstaan met ruis van de hoortoestel zijde. Ook in vragenlijsten kwam het aangepaste hoortoestel als beste naar boven bij het spraak verstaan van één persoon in stilte en in achtergrondruis, alsmede de geluidskwaliteit. Na deze studie wilden negen van de vijftien proefpersonen doorgaan met het gebruik van het aangepaste hoortoestel, één proefpersoon prefereerde het standaard hoortoestel, de overige vier hadden geen voorkeur.

Het is vaak onduidelijk of een hoortoestel in combinatie met een CI meerwaarde geeft door de toevoeging van complementaire informatie, of dat het brein de input aan beide oren daadwerkelijk kan integreren voor bijvoorbeeld geluidslokalisatie. De richting van een geluid in het horizontale vlak wordt bepaald door kleine verschillen in tijd (voor frequenties < 1500 Hz) en luidheid (voor frequenties > 1500 Hz) tussen de twee oren, de zogeheten interaurale verschillen. De vraag in *Hoofdstuk 4* was of bimodale gebruikers deze verschillen kunnen waarnemen. Dit hebben we getest door proefpersonen in een donkere ruimte de richting van korte (150 ms) geluiden te laten aangeven. Uit de resultaten bleek dat de bandbreedte van de stimulus grote invloed had op het localisatie-gedrag van de bimodale proefpersonen. De meeste proefpersonen namen geluiden met lage frequenties waar aan de kant van het hoortoestel en hoge frequenties of breedband geluiden aan de kant van het CI. Slechts enkele proefpersonen met (geholpen) gehoordrempels < 45 dB HL in het oor met het hoortoestel waren in staat de juiste richting aan te geven. We concludeerden dat het richting horen bij bimodale stimulatie gebaseerd moet zijn op interaurale luidheidsverschillen, zelfs voor frequenties < 1500 Hz waar luidheidsverschillen tussen beide oren in de normale geluidswereld klein zijn.

Het restgehoor bij slechthorenden is vaak beperkt tot de lage frequenties, terwijl interaurale verschillen in luidheid met name ontstaan in de hoge frequenties. In *Hoofdstuk 5* werd gepoogd de hoge frequenties beter hoorbaar te maken in het hoortoestel, met als doel de waarneming van interaurale luidheidsverschillen, en dus het richting horen, te verbeteren. Hiervoor werd een nieuw algoritme in het hoortoestel getest dat frequenties boven 160 Hz comprimeerde tot het frequentiegebied van het restgehoor. Deze compressie werd alleen toegepast bij medeklinkers en niet bij klinkers, om het spraak verstaan te behouden. Na vijf weken gewenning testten we het richting horen en spraak verstaan met en zonder adaptieve frequentie compressie volgens een cross-over design. Slechts bij twee proefpersonen met relatief goed restgehoor en dus zwakke compressie werd een verbetering in het richting horen gevonden. Gemiddeld over proefpersonen werd er geen verbetering of verslechtering gevonden in het richting horen of spraak verstaan. Mogelijk kwam dit doordat het switchen tussen klinkers en medeklinkers geen consistente interaurale informatie gaf. Bij vier proefpersonen testten we ook frequentie compressie op alle inkomende geluiden (zowel klinkers als medeklinkers). Dit leek een verbetering te geven op het richting horen, maar een verslechtering op het spraak verstaan. Na de studie wilden vier proefpersonen adaptieve frequentie compressie blijven gebruiken, vier wilden dit niet, en de overige vier hadden geen voorkeur.

Bij hoortoestel aanpassingen en onderzoek is de mate van spraak verstaan vaak het belangrijkste uitgangspunt. Uitkomstmaten zijn meestal uitgedrukt in een percentage correct herhaalde woorden of een signaal-ruis-verhouding waarbij 50% wordt verstaan. Echter, naast het gehoor zelf kunnen

deze scores ook beïnvloed worden door linguïstische kennis, cognitief vermogen, en de beperkte woordenset van de test. In *Hoofdstuk 6* is onderzoek gedaan naar een alternatieve manier om het spraak verstaan te testen. Hierbij is gebruik gemaakt van abstracte *ripple stimuli*, non-linguïstische geluiden met modulaties over tijd en over frequentie, die vergelijkbaar zijn met gewone spraak. Stimuli startten met een statische ruis die na 500 – 1500 ms overging in een gemoduleerde ripple, met een combinatie van 8 verschillende spectrale (0-8 cyc.oct) en 17 temporele ($\pm[0-64]$ Hz) modulatiesnelheden. Zes normaal-horende proefpersonen moesten op een knop drukken zodra ze de overgang van stationaire ruis naar gemoduleerde ripple hoorden. Stimuli werden binauraal en monauraal gepresenteerd, onder normale omstandigheden alsook via simulaties van een CI en hoortoestel. Uit de resultaten konden we concluderen dat de reactietijd voor ripple-detectie een betrouwbare en gemakkelijk te meten uitkomstmaat biedt voor ripple gevoeligheid, en daardoor voor spectrale en temporele modulatiegevoeligheid. De reactietijden in de binaurale conditie en bimodale simulatie konden niet voorspeld worden aan de hand van de monauraal verkregen data. De spectro-temporele modulatie overdrachtsfunctie kon opgesplitst worden in een puur spectrale en pure temporele component voor de normaal-horende condities, maar in mindere mate voor de simulaties van CI, HA en bimodale stimulatie.

In *Hoofdstuk 7* hebben we dezelfde ripple tests toegepast bij een groep bimodale proefpersonen. Ripple detectie werd gemeten in de bimodale conditie, alsook in de monaurale CI en hoortoestel conditie. We testten ripples met een combinatie van zeven verschillende spectrale modulatiesnelheden en veertien temporele modulatiesnelheden. Reactietijden voor deze spectro-temporeel gemoduleerde ripples bleken niet simpelweg separeerbaar in een spectrale en temporele component. Bovendien konden de bimodale reactietijden niet simpelweg afgeleid worden uit de monaurale reactietijden, wat duidt op binaurale integratie van de input aan beide oren. De spectro-temporele modulatie overdrachtsfunctie kon niet geheel voorspeld worden uit een puur spectrale en puur temporele component. Daarnaast vonden we sterke correlaties tussen de reactietijd van ripple detectie en de resultaten van spraak verstaan uit de vorige hoofdstukken. Snellere reactietijden correleerden met hogere percentages spraak verstaan, en met lagere (betere) signaal-ruis-verhoudingen voor spraak verstaan in achtergrondruis. Dit betekent dat ripples een representatieve maat zijn voor de mate van spraak-perceptie, zonder de nadelen van klassieke tests. Dit kan mogelijk interessant zijn voor de ontwikkeling van een snelle klinische performance-test.