

Slechthorend in het high-tech tijdperk

Op 12 januari sprak prof. dr. ir. Ad Snik op de Radboud Universiteit in Nijmegen zijn inaugurale rede 'Slechthorend in het high-tech tijdperk' uit bij de aanvaarding van zijn ambt als bijzonder hoogleraar Audiologie. De leerstoel is ondergebracht bij de afdeling Keel-, Neus- en Oorheelkunde en is gesteld door de Stichting Viataal. Speciaal voor Van Horen Zeggen bewerkte Ad Snik zijn rede tot dit artikel.

AD SNIK

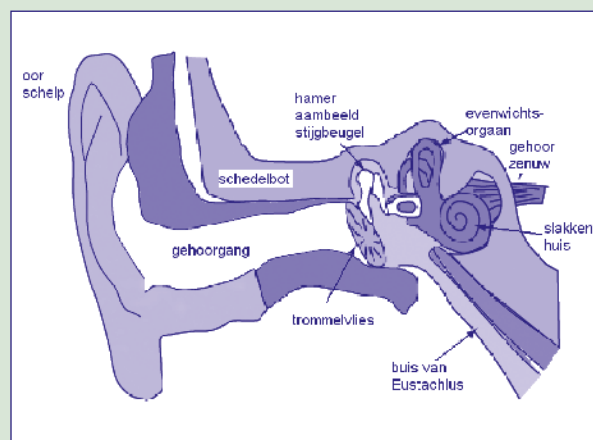
Inleiding

Voor de mens is horen van bijzonder belang. Immers, de mens bestaat uit lichaam en geest; de poort tot de geest bij uitstek is het gehoor. De mens is meer dan een individu, hij is een sociaal wezen. Om de plaats in de samenleving te behouden is goed horen van groot belang. Het gehoor verbindt ons met de omgeving, het signaleert en informeert ons. Door het gehoor en onze stem kunnen wij communiceren en zo gevoelens overdragen, kinderen opvoeden, van anderen leren, etc. Onze kennis en ons gevoelsleven worden hierdoor verrijkt, ons denken gescherpt. Vandaar dat ernstige slechthorendheid de mens treft in de essentie van zijn bestaan. In de huidige maatschappij worden hoge eisen gesteld aan onze zintuigen. Terwijl in de jaren 50 ruim 60% van de beroepsbevolking zijn brood verdiende met handarbeid en de overige 40% werk verrichte waarbij communicatie op

ERNSTIGE SLECHTHORENDHEID TREFT DE MENS IN DE ESSENTIE VAN ZIJN BESTAAN

de voorgrond stond, heeft vandaag de dag ruim 70% van de beroepsbevolking een functie waarbij communicatie voorop staat. In onze huidige samenleving zijn goede communicatieve vaardigheden meer dan ooit van essentieel belang. Hoortoestellen zijn vaak de enige optie om het spraakverstaan te verbeteren; technologische innovaties hebben de laatste decennia gezorgd voor een spectaculaire uitbreiding van de mogelijkheid om met hoortoestellen slechthorende en dove mensen te helpen. Deze zullen besproken worden in relatie tot drie manieren om spraak te kunnen horen.

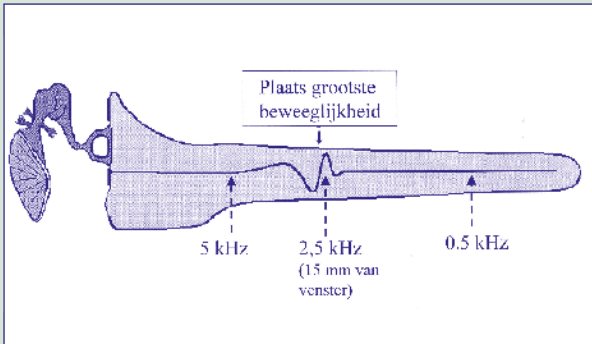
Horen via luchtgeleiding



Figuur 1. Schematische doorsnede van het oor

Figuur 1 toont een doorsnede van het oor. Het eerste deel, het uitwendige oor, strekt zich uit van de oorschelp tot aan het trommelvlies: een drukgevoelig membraan. Hierachter bevindt zich het middenoor waarin drie kleine botjes de trillingen van het trommelvlies doorgeven. Nog dieper ligt het binnenoor dat wegens zijn spiraalstructuur de naam slakkenhuis of cochlea heeft gekregen. Dit slakkenhuis is gevuld met vloeistof; via de middenoorbeentjes wordt de vloeistof in de gespiraliseerde gang in trilling gebracht. De aldus opgewekte drukgolf wordt in het slakkenhuis door sensorische elementen omgezet in zenuwimpulsen. Het uitwendige, midden- en binnenoor werken op een zeer effectieve manier samen. De functie van het middenoor is impedantiëtransformatie. Het middenoor zorgt ervoor dat de akoestische trillingen in de lucht, het geluid

dus, opgevangen door het trommelvlies, worden omgezet in mechanische trillingen. Bij het laatste middenoorbeentje, de stijgbeugel, heeft de mechanische trilling voldoende kracht om de vloeistof in het slakkenhuis in beweging te zetten. Dit gebeurt via het ovale venster.

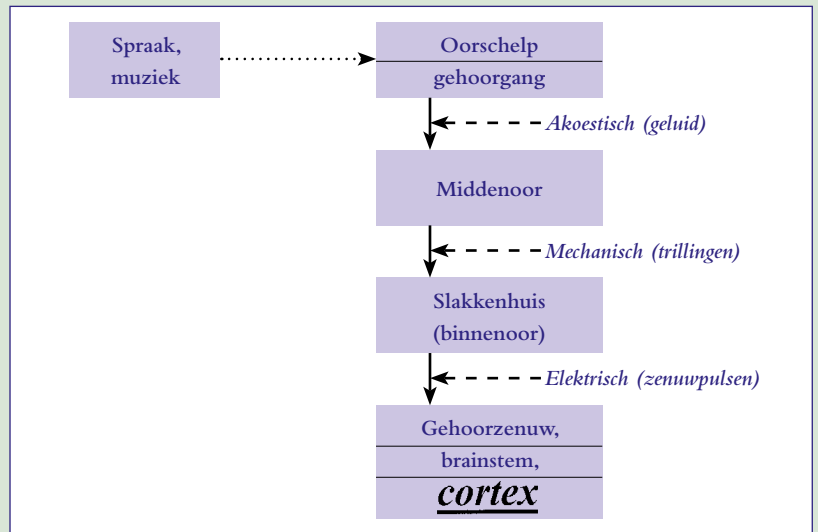


Figuur 2. Het uitgerolde slakkenhuis met ervoor het middenoor

Als de stijgbeugel zijn trillingsenergie aan het slakkenhuis overdraagt, ontstaat een longitudinale drukgolf in de gespiraliseerde gang van het slakkenhuis, zie figuur 2. Het basilaire membraan met daarin de sensorische structuren deelt deze gang in lengterichting in tweeën. De sensorische structuur bestaat uit de zogenaamde haarcellen, één rij binnenste haarcellen en drie rijen buitenste haarcellen. De aan het ovale venster gegenereerde drukgolf zet het basilaire membraan in beweging. De beweging van het basilaire membraan zal bij een zekere afstand vanaf het ovale venster het grootst zijn, afhankelijk van de frequentie van de golf, zoals beschreven door von Békésy.

Indien het basilaire membraan beweegt, wordt dit gedetecteerd door sensorische binnenste haarcellen die uniek gekoppeld zijn aan zenuwvezels, zodat de door het basilaire membraan verrichte frequentieanalyse bewaard blijft. De andere, buitenste haarcellen hebben een heel andere functie, namelijk een motorische functie. Zij versterken kleine bewegingen van het basilaire membraan (bij relatief zacht geluid) teneinde voldoende sterke bewegingen van het basilaire membraan te creëren om de sensorische binnenste haarcellen te activeren. Het binnenoor beschikt dus voor relatief zacht geluid over zeer vele frequentiespecifieke versterkertjes (de buitenste haarcellen) die regelbaar zijn en zo worden geregeld dat het ontvangen frequentie- of klankpatroon wordt opgescherpt. Zonder deze buitenste haarcellen worden zachtere geluiden niet gehoord en is het waargenomen klankpatroon globaal van structuur. Dit treedt bijvoorbeeld op bij ouderdomslethorendheid en wordt perceptieve slechthorendheid genoemd.

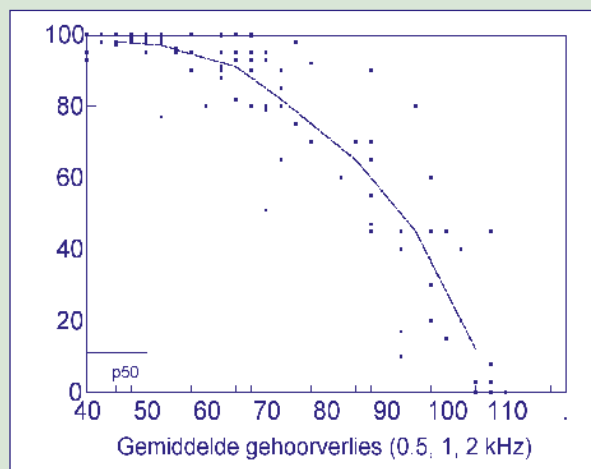
Figuur 3 toont schematisch de diverse stappen volgens welke het akoestische signaal wordt omgezet in zenuwimpuls. Deze figuur zien we later nog terug.



Figuur 3. Schematische weergave van de geluidsbewerking in het buiten, midden en binnenoor

Prothetisering via luchtgeleiding

Laten we nu empirisch nagaan wat de gevolgen zijn van de grootte van een perceptief gehoorverlies op de mogelijkheid om versterkte spraak goed te verstaan. We kiezen voor een basale, maar zeer belangrijke luistersituatie, namelijk het verstaan in een rustige omgeving van laag redundante spraak, dat wil zeggen spraak met lage herkenbaarheid: we gebruiken hiervoor korte eenlettergrepige woorden en we scoren het foneemverstaan. Een foneem is een betekenisonderscheidend deel van een woord; een woord als “boot” heeft 3 fonemen, namelijk de medeklinkers “b” en “t” en de klinker “oo”. Daar waar spraakverstaanscores vermeld worden, betreft dit foneemcores.



Figuur 4. Hoogste verstaanscores uitgezet als functie van de grootte van het gehoorverlies van een groep van ruim 100 geselecteerde patiënten met perceptief gehoorverlies. De spraak werd aangeboden met de koptelefoon met variabele intensiteit.

Als inleiding bekijken we eerst de gegevens van ruim 100 patiënten met een symmetrisch perceptief gehoorverlies variërend van 40 tot 110 dB HL. Enkel patiënten met

relatief vlakke verliezen werden geselecteerd (preciezer: vlakke verliezen evenals oplopende verliezen echter met een helling van 10 dB per octaaf of minder; al deze patiënten waren ervaren hoortoestel dragers). Het gemiddelde gehoorverlies van elke individuele patiënt is uitgezet langs de horizontale as van de figuur 4. De individueel hoogst behaalde verstaanscore is weergegeven langs de verticale as. Hierbij zijn de woorden aangeboden met een goede kwaliteit koptelefoon, waarbij de sterkte van aangeboden lijsten met woorden werd verhoogd tot net onder het oncomfortabele luidheidniveau van de patiënt. De figuur toont dus de hoogst mogelijke verstaanscores van deze patiënten, verkregen onder optimale luisteromstandigheden.

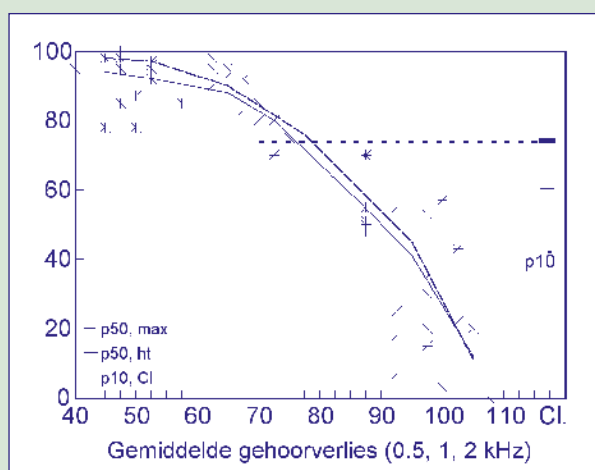
We zien dat tot een gehoorverlies van 75 dB HL een verstaanscore van 80% of hoger gevonden wordt; deze neemt bij groter gehoorverlies echter snel af. Bij gehoorverlies groter dan 105 dB HL, blijkt spraakherkenning nauwelijks meer mogelijk, ondanks de versterking met koptelefoon.

Dit geldt ook voor een deel van de patiënten met een gehoorverlies tussen 90 en 105 dB HL. Zoals de figuur toont is de spreiding in dit gebied aanzienlijk.

Boven de gestreepte lijn in figuur 4, met label p50, ligt de helft van de meetpunten. Deze lijn beschouwen we als een fysiologische bovengrens en de lijn komt terug in latere figuren.

Wat valt er nu te bereiken met hedendaagse hoortoestellen? Laten we kijken naar het spraakverstaan van de patiënten uit de groep die ik zojuist geïntroduceerd heb en die recent, in de periode 2003–2006, geherprothetiseerd zijn met moderne digitale achter-het-oor hoortoestellen (n=38 patiënten).

Figuur 5. (Unilaterale) verstaanscores van 38 patiënten met perceptief gehoorverlies en met digitale hoortoestellen, uitgezet als functie van de grootte van hun gehoorverlies. De spraak werd aangeboden in het vrije veld op een sterkte van 65 dB SPL. Bij het label CI staan in box-plot format de verstaanscores van een grote groep dove patiënten met een cochleair implantaat



Figuur 5 toont de verstaanscores met hoortoestel, weergegeven met de kruisjes (unilaterale scores), waarbij in dit geval de testwoorden werden aangeboden op alledaags conversatieniveau, namelijk op 65 dB SPL. Hoe hoger de score hoe beter, hoe dichterbij de gestreepte lijn hoe

beter de aanpassing van het hoortoestel. Die gestreepte lijn is geïntroduceerd in figuur 4: het betreft de p50-lijn voor de maximaal haalbare verstaanscore met koptelefoon. De lijn waarboven de helft van de scores met hoortoestel (de kruisjes) valt, de nieuwe p50 lijn, is de continue lijn (label p50, ht). Het gebied tussen de continue en gestreepte lijn geeft een verlies in spraakverstaan aan, veroorzaakt door de aangepaste hoortoestellen, welke blijkbaar niet optimaal zijn. De beperkingen in de prestaties van de hoortoestellen kunnen veroorzaakt zijn door vervorming van het geluid als gevolg van output-begrenzing. Ook kan de volumestand van het hoortoestel te laag gekozen zijn om aldus oncomfortabel hard geluid en/of rondzingen te voorkomen. Juist op deze punten zijn de moderne hoortoestellen echter veel verbeterd en verfijnder instelbaar ten opzichte van vorige generaties hoortoestellen. De match tussen de twee p50 lijnen van figuur 5 is fraai te noe-

HELAAS IS HET DRAGEN VAN EEN HOORTOESTEL VERRE VAN POPULAIR

men, wat betekent dat de patiënten met hun hoortoestel gemiddeld genomen vrijwel even goed scoren als de best haalbare score met de koptelefoon. De figuur toont ook dat voor patiënten met een gehoorverlies boven de 95 dB conventionele hoortoestellen een zeer beperkt spraakverstaan geven.

Kortom, de belangrijkste beperking ten aanzien van het spraakverstaan met hedendaagse conventionele hoortoestellen is fysiologisch van aard en niet meer technologisch. Een belangrijke, zelfs spectaculair te noemen innovatie die deze fysiologische beperking heeft doorbroken is cochleaire implantatie. Hierbij wordt de gehoorzenuw elektrisch gestimuleerd waarbij het middenoor en binnenoor functioneel geen enkele rol spelen. Hierop kom ik terug, in de volgende paragraaf over elektrisch horen.

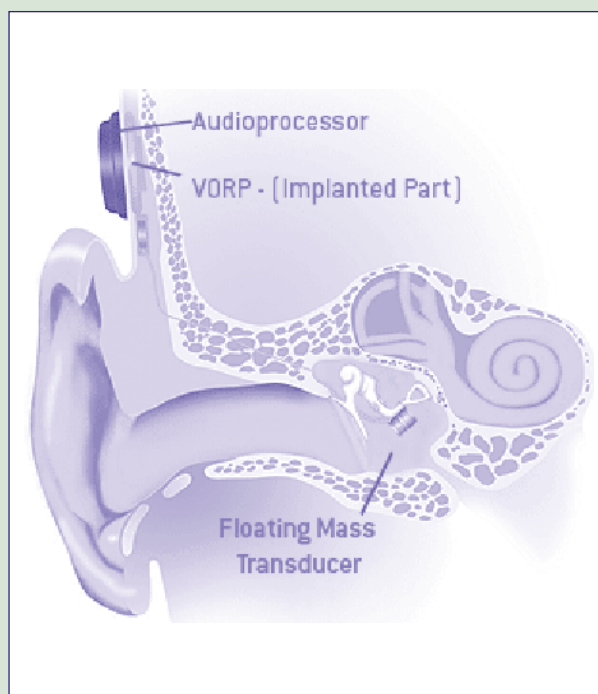
Helaas is het dragen van een hoortoestel verre van populair. Het maakt een gebrek waarvoor vele mensen zich schamen zichtbaar. Slechthorendheid wordt nog altijd geassocieerd met ouderdom en gehandicapt zijn. Vandaar dat al vele jaren gezocht wordt naar kleinere hoortoestellen en volledig implanteerbare hoortoestellen.

Wat hebben we geleerd ten aanzien van implanteerbare hoortoestellen?

In een universitaire KNO-kliniek komen met regelmaat slechthorende patiënten met problemen die elders niet geholpen kunnen worden. Daaronder bevinden zich slechthorende patiënten die een conventioneel hoortoestel niet verdragen door ernstige chronische ontstekingen van de gehoorgang, otitis externa genaamd. Bij hen kunnen

SLECHTHOREND IN HET HIGH-TECH TIJDPERK

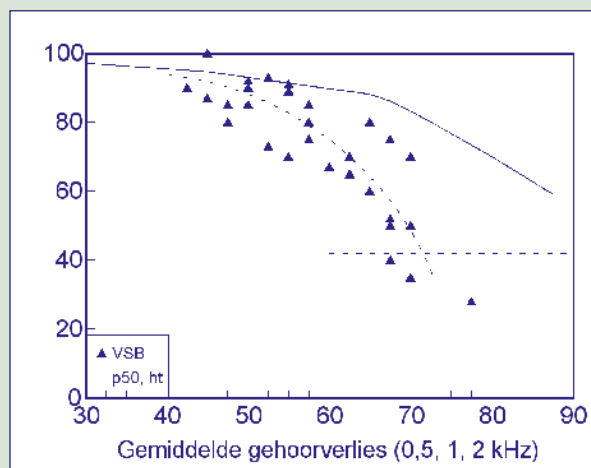
implanteerbare maar verder “gewone” hoortoestellen worden toegepast. Sinds 1996 heeft de Nijmeegse kliniek hiermee ervaring opgedaan als een van de eerste klinieken in Europa. Het toepassen van deze nieuwe interventie bij de selecte groep patiënten met otitis externa, waarvoor geen goede alternatieve behandeling bestond, stelde ons in staat om de mogelijkheden en beperkingen van implanteerbare hoortoestellen te leren kennen. Overigens, de belangrijkste reden van fabrikanten om implanteerbare hoortoestellen te ontwikkelen is van cosmetische aard. Momenteel zijn twee systemen commercieel verkrijgbaar, beide systemen zijn (nog) semi-implanteerbaar.



Figuur 6. Schematische weergave van een oor met middenoorimplantaat (Vibrant Soundbridge) met audioprocessor, onderhuidse ontvanger (VORP) en de transducer bevestigd aan het aambeeld (de z.g. floating-mass transducer)

Figuur 6 toont het Vibrant Soundbridge (VSB) middenoorimplantaat. De audioprocessor links boven is een gewoon hoortoestel in een aangepaste behuizing, echter zonder telefoon. In plaats daarvan zendt de processor het versterkte signaal als een FM-sigitaal uit. Net onder de gesloten huid zit een FM ontvanger (VORP). Aan deze ontvanger zit de transducer (FMT) welke bevestigd is aan het aambeeld. Deze mechanische triller kan aldus de gehoorbeentjes stimuleren. Naast de VSB is er nog een ander grotendeels vergelijkbaar systeem op de markt, namelijk de Otologics MET. Beide systemen beïnvloeden de normale functie van het middenoor nauwelijks. Dit betekent dat na implantatie het oor nog hoort zoals voor de operatie.

Het Otologics MET-systeem heeft een wat grotere capaciteit, hoofdzakelijk door de grotere transducer. De VSB is echter operatief eenvoudiger te plaatsen, vandaar dat er plaats lijkt te zijn voor beide systemen. Ik beperk ik me tot spraakverstaanscores verkregen met het meest toegepaste systeem, de VSB.

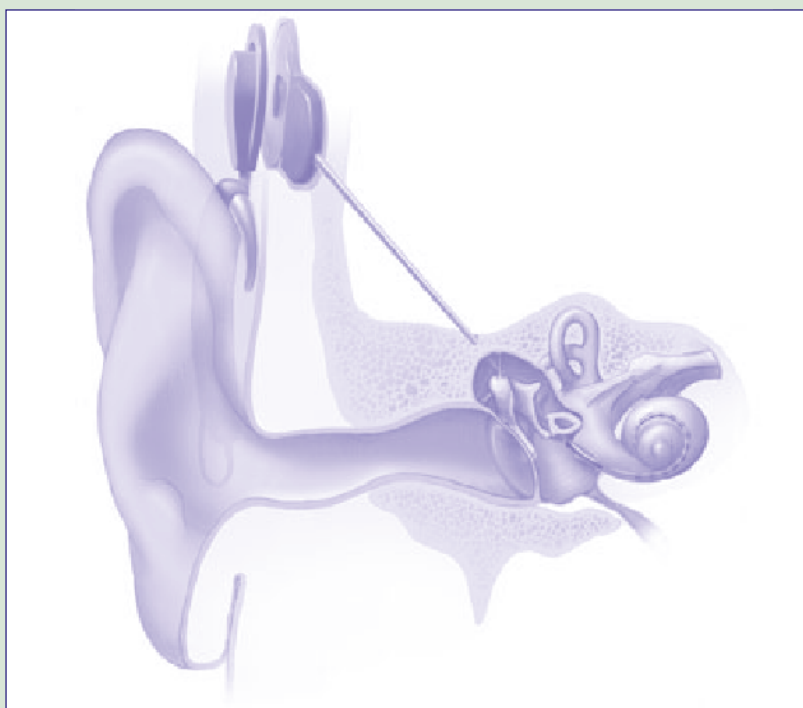


Figuur 7. (Unilaterale) verstaanscores van 30 geselecteerde patiënten met perceptief gehoorverlies en met een middenoorimplantaat (VSB), uitgezet als functie van de grootte van hun gehoorverlies. De spraak werd aangeboden in het vrije veld op een sterkte van 65 dB SPL. De continue lijn geeft aan de mediane score van de patiënten met een conventioneel hoortoestel (uit Figuur 5)

De opzet van de figuur 7 kent u inmiddels. Spraakverstaanscores van 30 Nijmeegse VSB-patiënten zijn weergegeven (wederom patiënten met redelijk vlakke gehoorverliezen). De driehoekjes geven individuele verstaanscores weer; de woordjes werden aangeboden op normaal conversatieniveau, net zoals eerder beschreven voor de conventionele hoortoestellen. De lijn waarboven de helft van de meetpunten zich bevindt is de gestippelde lijn. De continue lijn is de p50-lijn en komt uit de evaluatie met die conventionele hoortoestellen (figuur 5). Figuur 7 suggereert dat het toepassingsgebied van deze technologische innovatie een duidelijke bovengrens heeft; op ongeveer 65 dB HL. Soortgelijke gegevens verkregen met het andere middenoor-implantaat, de Otologics MET, zijn wat beter, dat wil zeggen dat de bovengrens ongeveer 75 dB HL is. Geconcludeerd moet worden dat het spraakverstaan met middenoorimplantaten nog tegenvalt. Studies zullen uitwijzen of dit primair veroorzaakt wordt door de capaciteit van de transducer, de FM-link of wellicht de koppeling van de transducer aan de gehoorbeentjes. De genoemde middenoorimplantaten zijn semi-implanteerbaar; ten aanzien van volledig implanteerbare hoortoestellen zijn de ontwikkelingen nog moeizaam. De transducer en het pakketje met elektronica onder de huid plaatsen, levert geen grote problemen meer op. Tevens is het probleem van een oplaadbare batterij, die ook mee geïmplant moet worden, opgelost. Het grootste resterende probleem is de microfoon onder de huid en dan vooral de mechanische isolatie van omliggend weefsel om rondzingen te voorkomen.

Een drietal oplossingen is in klinische studies bekeken:
 De microfoon onder de huid in de gehoorgang. Het plaatsen van de microfoon op deze plek is operatief gecompliceerd. Het grote probleem bleek het akoestisch rondzingen te zijn wat slechts voorkomen kon worden door de gehoorbeentketen door te nemen (Tica-systeem). Een andere oplossing is een trillingsopnemer geplaatst in het mastoïd, welke verbonden is aan het eerste middenoorbeentje, de hamer. Deze oplossing is eveneens complex vanuit chirurgisch oogpunt. Ook hier moet de gehoorbeentketen verbroken worden (Envoy-systeem). De derde oplossing is de microfoon onder de huid, achter/boven de oorschelp (Otologics FIMOS). Deze oplossing is operatief wellicht de simpelste. Ook bij deze toepassing is er sprake van rondzingen; het betreft terugkoppeling via mechanische trillingen door het weefsel. Deze terugkoppeling beperkt de versterking. De eerste resultaten bij een Nijmeegse patiënt laten zien dat met deze oplossing ongeveer de helft van de versterking mogelijk is van die verkregen met de semi-implanteerbare voorlopers. Kortom, de te implanteren microfoon is de bottleneck. Voorsnog lijkt het feedback probleem niet simpel oplosbaar en daarmee blijft het onzichtbare hoortoestel toekomstmuziek. Dit wordt verder versterkt door de nog altijd betere spraakverstaansresultaten met conventionele hoortoestellen.

Elektrisch horen



Figuur 8. Schematische weergave van een oor met cochleair implantaat.

Behalve horen via luchtgeleiding is er nog een optie bij perceptieve slechthorendheid, namelijk horen door middel van stimulatie met elektrische stroompjes van en in het slakkenhuis. Deze vorm van horen wordt toegepast bij volledige perceptieve doofheid; het hulpmiddel dat hiervoor nodig is heet een cochleair implantaat of CI, zie figuur 8. Alle eerder genoemde structuren in midden- en binnenoor worden hierbij gepasseerd. Met behulp van een rij kleine elektroden op een drager (elektrode array), geplaatst in het slakkenhuis, kunnen elektrische stroompjes aangeboden worden. Op die wijze wordt het slakkenhuis selectief

SPRAAKVERSTAAN MET MIDDENOOR-IMPLANTATEN VALT NOG TEGEN

gestimuleerd met de bedoeling dat de zenuwuiteinden van de gehoorzenuw die nog gekoppeld zijn aan de (niet-werkende) haarcellen, direct elektrisch geprikkeld worden. Een spraakprocessor, welke achter het oor gedragen wordt, maakt digitaal een frequentieanalyse van het opgevangen geluid; met andere woorden de processor bepaalt snel en vaak het “klankpatroon” naar analogie van de frequentieanalyse zoals die in een normaal binnenoor plaatsvindt. Het klankpatroon wordt nu afgebeeld in de cochlea via de elektrodes van het elektrode array; die elektrodes worden kortstondig geactiveerd welke in het slakkenhuis liggen op de natuurlijke gevoelige plaats voor de betreffende karakteristieke frequenties uit het klankpatroon.

Geheel rechts in de figuur 5, bij het label CI van cochleair implantaat, ziet u de spraakverstaanscores van een grote groep dove volwassen patiënten met een meerkanaals CI, geïmplanteerd te Nijmegen tussen 1998 en 2004. Het spraakverstaan is precies zo gemeten als bij de patiënten met de conventionele hoortoestellen, en wel één jaar na implantatie. De mediane verstaanscore op normaal conversatieniveau van de dove CI gebruikers bedraagt 74%. Vergelijkbare spectaculair hoge scores worden ook door andere onderzoeksgroepen gerapporteerd. Vergelijken we de 74% met de verstaanscores van de slechthorende patiënten met een modern hoortoestel dan zien we dat bij een verlies van 75 dB HL en meer, een CI in plaats van het hoortoestel mogelijk tot beter spraakverstaan zou hebben geleid. Om een beter verantwoord criterium te vinden, rekening houdend met de interindividuele spreiding in de scores, gaan we uit van de eveneens vermelde p10 waarde. Deze is 42%, wat betekent dat 90% van onze CI-gebruikers tenminste 42% spraakverstaan scoort met zijn CI. De figuur toont dat dezelfde of slechtere scores worden gevonden bij slechthorende patiënten met hoortoestellen met een verlies

SLECHTHOREND IN HET HIGH-TECH TIJDPERK

van 95 dB HL en slechter; met andere woorden, de analyse geeft dus aan dat bij een verlies van 95 dB HL of groter met redelijke zekerheid een CI beter spraakverstaan zal opleveren dan een modern conventioneel hoortoestel. Dit betekent dat een CI behalve bij doofheid ook toegepast kan worden – en ook daadwerkelijk wordt – bij ernstige slechthorendheid. De lijn bij 42% zult u nog terugzien.

Horen via beengeleiding

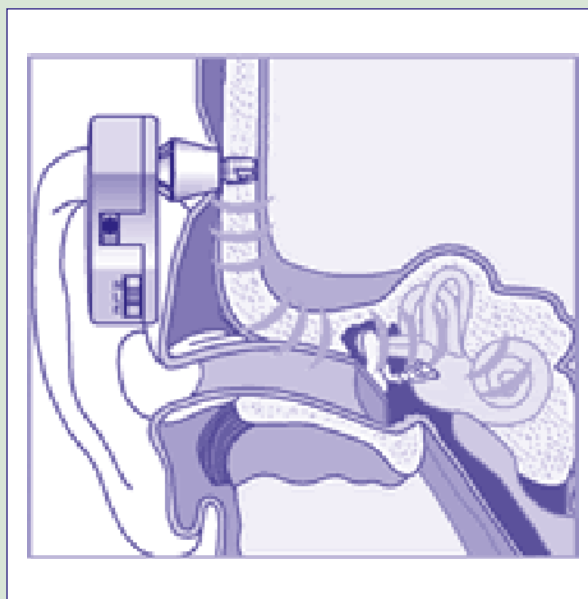
Naast het elektrische horen en het horen via de oorschelp en middenoor, het horen-via-luchtgeleiding, kunnen we ook horen met ons hele hoofd. Deze derde vorm van horen is veel minder effectief dan horen via luchtgeleiding, maar niet onbelangrijk bij slechthorendheid. Indien wij in een geluidsveld komen trilt ons hoofd mee met de akoestische trillingen; deze trillingen van de schedel kunnen door het slakkenhuis waargenomen worden. Het precieze mechanisme van dit “horen-via-beengeleiding” is niet geheel duidelijk. Liefst zeven mogelijke manieren waarop trillingen van het hoofd kunnen resulteren in vloeistofbewegingen in het slakkenhuis zijn beschreven (Stenfelt en Goode, 2005).

Waarschijnlijk de meest dominante bijdrage is die van de traagheid van bewegende vloeistof in het slakkenhuis. Als de schedel trilt, trilt eveneens de vloeistof; door de compliantie vensters en de massa-traagheid van de vloeistof ontstaat er vloeistofbeweging. Zonder de vensters zou de vloeistof slechts in fase meetrillen met de schedel, immers water is niet samendrukbaar. De beweging van de vloeistof valt vast te stellen aan de vensters; deze buiken in en uit en wel met gelijke volumeverplaatsing en onderling in tegenfase. Aldus ontstaat een longitudinale vloeistofgolf, gelijk aan die welke opgewekt wordt door de stijgbeugel bij “gewoon” horen via luchtgeleiding.

Indien het middenoor niet werkt, is er sprake van een geleidingsverlies of een conductief gehoorverlies. Oorzaken van een geleidingsverlies zijn bijvoorbeeld een aangeboren gehoorgangatresie, een geperforeerd trommelvlies of chronische ontsteking van het middenoor.

Een geleidingsverlies betekent dat de omzetting van akoestische geluidstrillingen naar longitudinale vloeistofgolven in het slakkenhuis niet langer effectief verloopt. Dit leidt tot verzwakt horen van maximaal 50 tot 60 dB.

Wordt echter bij een patiënt met een geleidingsverlies geluid voldoende versterkt aangeboden, dan zal dit normaal waargenomen worden. Dit in tegenstelling tot een perceptief gehoorverlies. Immers, het slakkenhuis is onbeschadigd en werkt dus geheel normaal. Het benodigde hulpmiddel om beter te horen lijkt simpel, namelijk een conventioneel hoortoestel met een versterking ter grootte van het geleidingsverlies. Echter, een conventioneel hoortoestel kan niet toegepast worden bij een gehoorgangatresie of chronische ontsteking van het middenoor.



Figuur 9.
Schematische weergave van een oor met BAHA-toestel bevestigd aan het transcutane implantaat

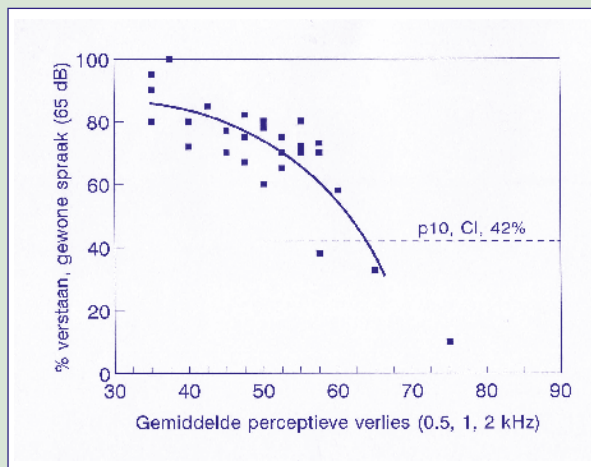
Prothetisering van een conductief gehoorverlies

Figuur 9 toont een speciale oplossing, namelijk een hoortoestel werkend via beengeleiding. De opgevangen akoestische geluidsgolven worden daarbij versterkt aangeboden aan de schedel waarna de trillingen het slakkenhuis bereiken via beengeleiding. Het meest efficiënte beengeleidingshoortoestel op de markt is de BAHA (bone-anchored hearing aid), waarbij de versterkte geluidstrillingen zonder dempende huid direct overgebracht worden op de schedel met behulp van een percutaan titanium implantaat, zie figuur 10. De BAHA is ontwikkeld in de tachtiger jaren door Hakansson, Tjellstrom en collega's en uitvoerig toegepast in Nijmegen. Beengeleidingshoortoestellen zijn de enige oplossing voor slechthorende patiënten met een chronisch ontstoken middenoren en met inoperabele gehoorgangatresie.

IN DIT HIGH-TECH TIJDPERK IS HET AANTAL MOGELIJKHEDEN OM BETER TE HOREN SPECTACULAIR VERGROOT

Figuur 10 toont de gegevens van 27 Nijmeegse BAHA Cordelle-gebruikers (hardste type BAHA dat beschikbaar is). Het betreft patiënten met een gemengd gehoorverlies; een perceptief gehoorverlies met daarop een conductieve component in de meeste gevallen als gevolg van chronische ontstekingen.

Figuur 10. (Unilaterale) verstaanscores uitgezet als functie van de grootte van het perceptieve deel van het gehoorverlies van geselecteerde patiënten met een gemengd verlies, voorzien van een BAHA (n=27). De spraak werd aangeboden in het vrije veld op een sterkte van 65 dB SPL.



Wederom betreft het patiënten met redelijk vlakke perceptieve verliezen.

De verstaanscores zijn weergegeven met vierkantjes. De figuur toont dat met het beengeleidingshoortoestel, de BAHA Cordelle, redelijke scores mogelijk zijn bij perceptieve verliezen tot 55-60 dB HL. Als gevolg van de chronische middenoorproblemen is een andere oplossing vaak niet mogelijk zodat de BAHA Cordelle ook toegepast wordt bij grotere perceptieve gehoorverliezen dan 55-60

ALLE FRAAIE TECHNOLOGISCHE OPLOSSINGEN MAKEN VAN EEN SLECHTHORENDE GEEN GOEDHORENDE

dB HL, overigens met beperkt resultaat.

Stellen we ons tot slot nog de vraag wanneer implantatie met een CI hoogstwaarschijnlijk effectiever is dan toepassing van de BAHA en gebruiken we hiervoor weer de eerder geïntroduceerde grens van 42%, dan is de bovengrens voor toepassing van de BAHA 65 dB HL perceptief verlies.

Overzicht

Figuur 11, een update van figuur 3, toont, als overzicht, de diverse typen hoorhulpmiddelen en waar ze precies het gehoorsysteem stimuleren. Een conventioneel hoortoestel (AHO/IHO) is een audioversterker; middenoorimplantaten zetten geluid om in mechanische trillingen welke de middenoorbeentjes stimuleren. Beengeleidingshoortoestellen stimuleren rechtstreeks het slakkenhuis en cochleaire implantaten zetten geluid om in elektrische signalen die rechtstreeks de gehoorzenuw stimuleren. Nieuw in deze figuur is de ABI, of wel het hersenstamimplantaat. Indien bij een dove patiënt de gehoorzenuw niet aanwezig is,

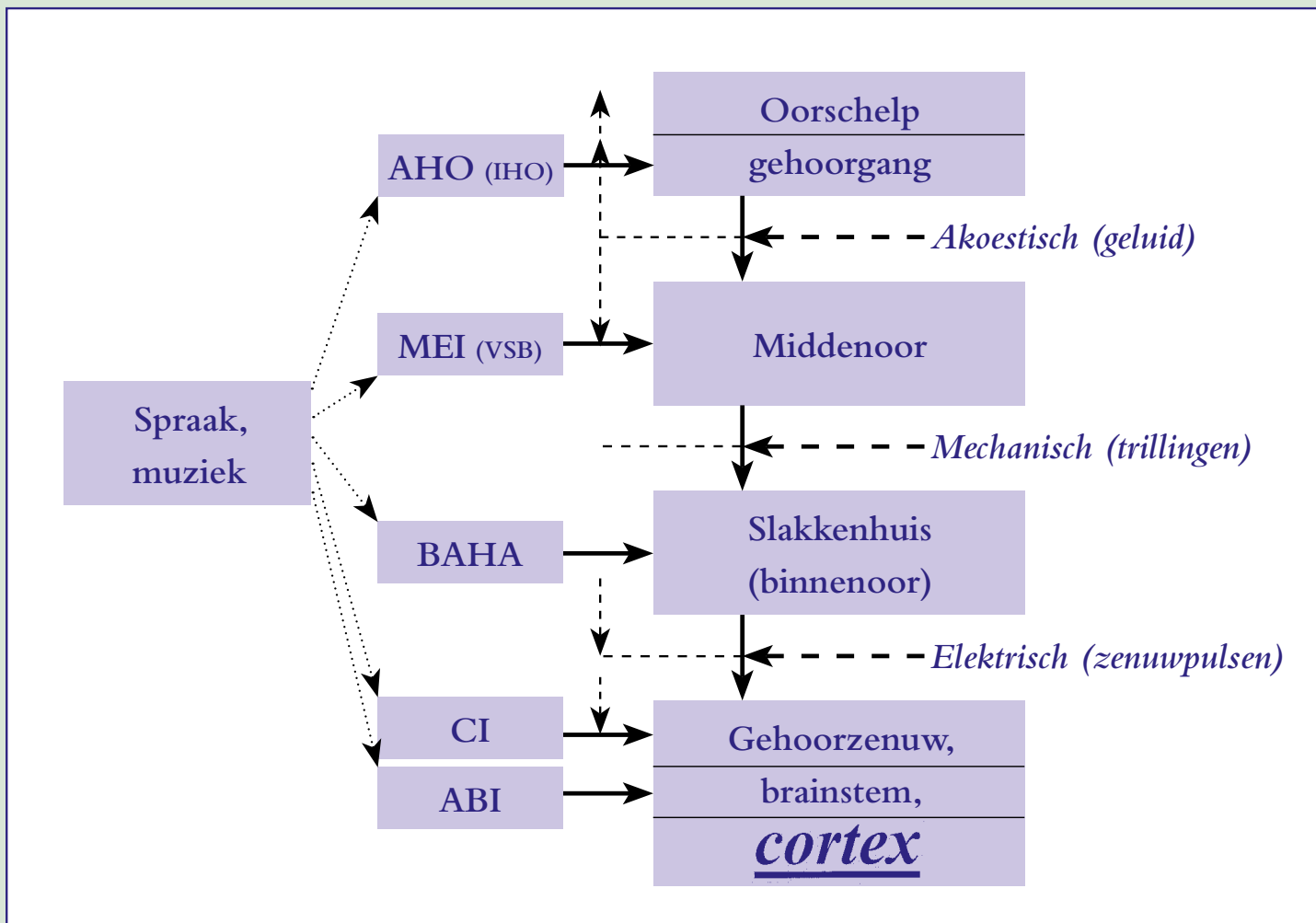
heeft een CI geen zin. In dat geval kan elektrische stimulatie plaatsvinden via een aangepaste elektrode, geplaatst achter het slakkenhuis in de hersenstam, op de nucleus cochlearis. De resultaten bij de eerste Nijmeegse patiënt met een ABI zijn hoopgevend. Echter, zoals algemeen gerapporteerd wordt, is open spraakverstaan slechts beperkt mogelijk; met de ABI wordt een spraakscore gehaald van 23%, 2 jaar na implantatie. Dit is hoog in vergelijking met de literatuur. In het algemeen worden met een ABI minder goede resultaten verwacht dan met een CI.

Tot slot, in het high-tech tijdperk waarin wij leven is het aantal mogelijkheden voor de slechthorende en dove mens om beter te horen, spectaculair vergroot. Met de conventionele luchtgeleidingshoortoestellen zijn binnen de fysiologische mogelijkheden vrij optimale resultaten mogelijk. Van bijzonder belang is cochleaire implantatie voor dove en ernstig slechthorende patiënten, evenals, hoewel minder spectaculair maar voor de patiënten uiterst belangrijk, de toepassing van de BAHA voor slechthorende patiënten met chronisch ontstoken oren en het middenoorimplantaat voor slechthorende patiënten met chronische otitis externa. Diverse studies, onder andere van onze onderzoeksgroep, hebben laten zien dat deze innovaties doelmatig zijn voor de onderzochte patiëntgroepen. Deze innovaties leiden tot een hogere kwaliteit van leven tegen acceptabele kosten. Echter, al deze oplossingen, hoe technologisch fraai dan ook maken van de slechthorende geen goedhorende. Het verstaan in een rustige omgeving verbetert binnen de aangegeven grenzen, echter de digitale techniek heeft de slechthorende nog niet de beloofde verbetering gebracht ten aanzien van het verstaan van spraak in rumoer. Juist op dit vlak zou digitale signaalbewerking kunnen helpen, bijvoorbeeld door bijgeluiden te herkennen en vervolgens weg te drukken waardoor het verstaan van spraak in rumoer verbeterd zou kunnen worden. Zelfs de meest geavanceerde hoortoestellen hebben op dit vlak nog weinig te bieden. Bemoedigend zijn ontwikkelingen rondom adaptieve toepassing van richtingsgevoelige microfoons en, zeer recent, de introductie van hoortoestellen voor linker en rechter oor die (draadloos) met elkaar communiceren.

Over de auteur

Prof.dr.ir. A.F.M. Snik is sinds 1989 als audioloog en wetenschappelijk onderzoeker verbonden aan de afdeling KNO en sinds 2000 hoofd van het Audiologisch Centrum Nijmegen. Hij is bereikbaar via a.snik@kno.umcn.nl

SLECHTHOREND IN HET HIGH-TECH TIJDPERK



Figuur 11. Een overzicht van de diverse typen hoorhulpmiddelen in relatie tot de plaats van activatie in het oor. AHO staat voor achter-het-oor hoortoestel, IHO voor in-het-oor hoortoestel, MEI voor middenoor implantaat. BAHA voor bone-anchored hearing aid, CI voor cochleair implantaat en ABI voor hersenstam implantaat

Literatuur

- Hinderink JB. **Cochlear implantation in adults**. Thesis, 2001, Radboud Universiteit, Nijmegen.
- Hol MKS. **BAHA. New indications and long-term patient satisfaction**. Thesis, 2005, Radboud Universiteit, Nijmegen.
- Lamore PJJ, Kaptein TS. **Nederlands Leerboek der Audiologie**; www.ned-ver-audiologie.nl/nvaleerboek
- Magnan J, Manrique M, Dillier N, Snik A, Hausler R. International consensus on middle ear implants. **Acta Otolaryngol**, 2005; 125: 920-921.
- Miller AD, Fredrickson JM. Implantable hearing aids. In: Valente M, Hosford-Dunn H, Roeser RJ. **Audiology, treatment**. Thieme Verlag, New York, 2000:489-509.
- Moller AR. Physiological basis for cochlear and auditory brainstem implants. **Adv Otorhinolaryngol** 2006; 64:206-223
- Mylanus EAM. **The bone-anchored hearing aid**. Clinical and audiological aspects. Thesis, 1994, Radboud Universiteit, Nijmegen.
- Snik AFM, van Duijnhoven NT, Mylanus EAM, Cremers CWRJ. Estimated cost-effectiveness of active middle ear implantation in hearing impaired patients with severe external otitis. **Arch Otolaryngol Head Neck Surg** 2006; 132: 1210-1215
- Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. **Otol Neurotol** 2005; 26: 1245-1261
- Tjellstrom A, Hakansson B, Granstrom G. Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children. **Otol Clin N Am**, 2001; 34(2): 337-364.