

MFR

HOREN MET TWEE OREN

HOREN MET TWEE OREN

P. KUYPER

HOREN MET TWEE OREN

HOOFDSTUK X

LITERATUUR

J.A.S.A. = J. Acoust. Soc. Amer.
Archiv ONK = Arch. [klin. exp.] Ohr.-Nas.-u. Kehl. Heilk.

- ADAMS, W. B. and EDMONDS, B.E. (1967) Binaural-Discrimination Enhancement in Brainstem Neurons. J.A.S.A. 41, 1585.
- ANDERSEN, P. and ECCLES, J. (1962) Inhibitory Phasing of Rhythmical Discharge. Nature 196, 645-647.
- BAUMGARDT, E. et CHOCHOLLE, R. (1952) Sur la réduction du seuil en audition binaurale. Comptes Rendus des Séances de la Société de Biologie, 194-197.
- BÉKÉSY, G. VON (1960) *Experiments in Hearing*. New York, Mc Graw Hill.
- BERGEYK, W. A. VAN (1961) Studies with Artificial Neurons II. Kybernetik 1, 102-117.
- BERGEYK, W. A. VAN (1962) Variation on a Theme of Békésy: A Model of Binaural Interaction. J.A.S.A. 34, 1431-1437.
- BILSEN, F. A. (1966) Repetition Pitch. Acustica 17, 295-300.
- BLODGETT, H. C., JEFFRESS, L. A. and WHITWORTH, R. H. (1962) Effect of Noise at One Ear on the Masked Threshold for Tone at the Other. J.A.S.A. 34, 979-981.
- BOCCA, E. (1955) Binaural Hearing. Laryngoscope (St. Louis) 65, 1164-1171.
- BOCCA, E., CALEARO, C., CASSINARI, V. and MIGLIAVACCA, F. (1955) Testing „Cortical” Hearing in Temporal Lobe Tumors. Acta oto-laryng. (Stockholm) 45, 289-304.
- BOER, E. DE (1956) *On the „Residue” in Hearing*. Dissertatie Amsterdam.
- BOER, E. DE (1962) Note on the Critical Bandwidth. J.A.S.A. 34, 985-986.
- BOER, E. DE (1966) Intensity Discrimination of Fluctuating Signals. J.A.S.A. 40, 552-560.
- BOER, E. DE (1967) Frequency Resolution of the Cochlea. J. Audit. Res. 7, 209-217.
- BOER, E. DE (1968) Reverse Correlation I. A Heuristic Introduction to the Technique of Triggered Correlation, with applications to the Analysis of Compound Systems. Proc. Kon. Acad. Wetensch. (Amsterdam) C 71: 5, 472-486.
- BOER, E. DE (1969a) Reverse Correlation II. Initiation of Nerve Impulses in the Inner Ear. Proc. Kon. Acad. Wetensch. (Amsterdam) C 72: 2, 129-151.
- BOER, E. DE (1969b) Encoding of Frequency Information in the Discharge Pattern of Auditory Nerve Fibres. Proc. IX International Congress of Audiology, London 1968. to be published in: International Audiology.
- BOER, E. DE (1969c) On specific coding. to be published.
- BOER, E. DE, en BOS, J. (1962) On the Concept of the Critical Band. Proc. 4th Intern. Congress on Acoustics Copenhagen.
- BOER, E. DE and JONGKEES, L. B. W. (1968) Cross-correlation Methods. Acta oto-laryng. (Stockholm) 65, 97-104.
- BOER, E. DE and KUYPER, P. (1968) Triggered Correlations. IEEE Trans. BME-15, 169-179.
- BOER, K. DE en URK, A. T. VAN (1941) Eenige bijzonderheden bij het richtinghooren. Philips Technisch Tijdschrift 6, 363-368.
- BOS, C. E. en BOER, E. DE (1966) Masking and Discrimination. J.A.S.A. 39, 708-715.
- BOUDREAU, J. C. and TSUCHITANI, C. (1967) Binaural Interaction in the Cat Superior Olive S Segment. J.A.S.A. 42, 1207.
- BRILLOUIN, L. (1914) Über die Fortpflanzung des Lichtes in dispergierenden Medien. Ann. Physik 44, 203-240.
- BRIOULLIN, L. (1932) Propagation des ondes électromagnétiques. Congrès International d'Électricité, Vol. II, 1^{re} Sec. Paris 739-788.
- CALEARO, C. (1962) Les épreuves binaurales: la voix commutée. Int. Audiol. 1, 212-217.
- CARHART, R. (1965) Monaural and Binaural Discriminations against Competing Sentences. Int. Audiol. 4, 5-10.
- CARHART, R., TILLMAN, T. W. and KENNETH, R. J. (1967) Release of Masking for Speech through Interaural Time Delay. J.A.S.A. 42, 124-138.
- CHERRY, E. C. and SAYERS, B. MC. A. (1956) „Human ‘Cross-Correlator’ ” – A Technique for Measuring Certain Parameters of Speech Perception. J.A.S.A. 28, 889-901.
- COLBURN, H. S. and DURLACH, N. I. (1965) Time-intensity Relations in Binaural Unmasking. J.A.S.A. 38, 93-103.
- COMIS, S. P. and WHITFIELD, I. C. (1968) Influence of Centrifugal Pathways on Unit Activity in the Cochlear Nucleus. J. Neurophysiol. 31, 62-68.

HOREN MET TWEE OREN

(HEARING WITH TWO EARS)

EEN ONDERZOEK NAAR ENKELE MANIEREN
WAAROP DE OREN SAMENWERKEN

ACADEMISCH PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DEN GRAAD VAN DOCTOR
IN DE WISKUNDE EN NATUURWETENSCHAPPEN
AAN DE UNIVERSITEIT VAN AMSTERDAM,
OP GEZAG VAN DEN RECTOR MAGNIFICUS MR. A. D. BELINFANTE,
HOOGLERAAR IN DE FACULTEIT DER RECHTSGELEERDHEID,
IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN
IN DE AULA VAN DE UNIVERSITEIT
(TIJDELIJK IN DE LUTHERSE KERK, INGANG SINGEL 411, HOEK SPUI)
OP WOENSDAG 1 OCTOBER
DES NAMIDDAGS TE 3 UUR PRECIES

DOOR

PAUL KUYPER

GEBOREN TE LOCHEM

PROMOTOR : PROF. DR. L. B. W. JONGKEES

COREFERENTEN : PROF. DR. F. A. MULLER

DR. E. DE BOER

Aan A. Kuyper
R. de Wilde
L. Ingenbleek
J. M. Loen

6.3.5 Bij het onderzoek naar het CPE bij slechthorende kinderen was het ons voornamelijk te doen om de revalidatie te meten. Wij vroegen ons af of het mogelijk is met twee „oorhangers” beter te horen temidden van stoorgeluid. Het kind zat te midden van twee luidsprekers. In de ene situatie kwam uit de een spraak en uit de ander ruis, in de andere situatie uit beide spraak en ruis. De spraak bestond uit woorden van de „Prof. H. Burgerschoollijst”. Dat zijn bestaande woorden van één lettergreep (monosyllaben). Per tien woorden komen alle fonemen van een klasse even vaak voor. De woorden kwamen van een lintspeler en werden door een audiometer (Elit) versterkt. De ruis was de maskeerruis van de audiometer. De sterkte varieerde per kind, want de spraak werd zo hard gezet, dat de kinderen het plezierig vonden, met beide prothesen.

Van drie kinderen, die met twee hoortoestellen („achter-het-oor apparaten” of „oorhangers”) waren uitgerust hebben wij spraakaudiogrammen bepaald in beide situaties (ruis en spraak apart, ruis en spraak tezamen). De verstaanbaarheid verschilde nu respectievelijk 30%, 40% en 50%.

Hoewel hieruit blijkt dat zij beter verstaan als spraak en ruis te onderscheiden zijn, is hiermede niet bewezen dat deze verbetering op het CPE berust. Bij een dergelijke opstelling wordt de belangrijkste verbetering in de situatie met gescheiden spraak en ruis veroorzaakt door de „schaduw” die het hoofd de ruis biedt. Wij hebben daarom ook experimenten gedaan met een hoek van 30° in plaats van 180° tussen de luidsprekers. Nu werd echter de verbetering te klein om waar te nemen.

JERGER et al. (1961) hebben ook getracht met het CPE de voordelen van het dragen van twee hoortoestellen boven één aan te tonen. Het dragen was nogal zwaar, want zij gebruikten borsttoestellen die met behulp van een band boven de oren bevestigd waren. Hoewel zij een uitgebreid onderzoek (48 proefpersonen, 2½ uur per proefpersoon) hebben verricht, hebben ook zij geen significante verbetering op basis van het CPE kunnen aantonen.

6.3.6 Wij hebben ook de procedure van een vorig experiment (6.3.1) overwogen: de ruis en de spraak door één luidspreker en door de andere alleen ruis of niets. Dit leek ons voor de kinderen niet geschikt. Als men precies in het midden zit tussen twee luidsprekers die een zeker geluid (hier de ruis) gemeen hebben, en men maakt kleine hoofdbewegingen dan wandelt een schijnbare bron op merkwaardige wijze door of om het hoofd. Dit kan men als volgt verklaren: Als men 1 cm uit het midden zit, is er een tijdsverschil tussen de oren Δt dat correspondeert met een hyperboloïde die de oren snijdt op 1 cm van het midden van het hoofd (zie ook figuur 103). Als men het hoofd verder beweegt krijgt men een andere, scherpere hyperboloïde. Men moet nu aannemen dat de bron òf ver weg is en in korte tijd een grote zwaai gemaakt heeft òf dat hij vlak bij of in het hoofd is en weinig bewogen heeft. Ook hoofddraaiingen suggeren een plaats vlak bij of tussen de oren.

Men kan zich afvragen of het niet beter is om uit één luidspreker de spraak te laten komen en uit een reeks andere de ruis. Op een echte cocktailparty is er ook een hele achtergrond van stoorgeluiden. Een dergelijk experiment is echter niet uitvoerbaar om de volgende redenen:

Wanneer eerst uit één luidspreker een toon komt en later met dezelfde

sterkte dezelfde toon ook uit een tweede, zou men verwachten dat het totale geluid nu tweemaal zo sterk zou zijn, oftewel 3 dB sterker dan eerst. Dat is echter alleen waar, als men middelt over een heel groot vertrek. Er treden namelijk interferentieverschijnselen op; de geluidssterkte wordt niet alleen afhankelijk van de afstand tot de luidspreker, maar ook van het verschil in afstand tot de twee luidsprekers. Op een bepaalde plaats kan de intensiteit ten opzichte van eerst liggen tussen $-\infty$ en 6 dB.

De enige mogelijkheid om dit probleem te ontkomen is spraak en ruis dezelfde behandeling te geven, dus als de één uit twee luidsprekers komt, de ander dat ook te laten doen.

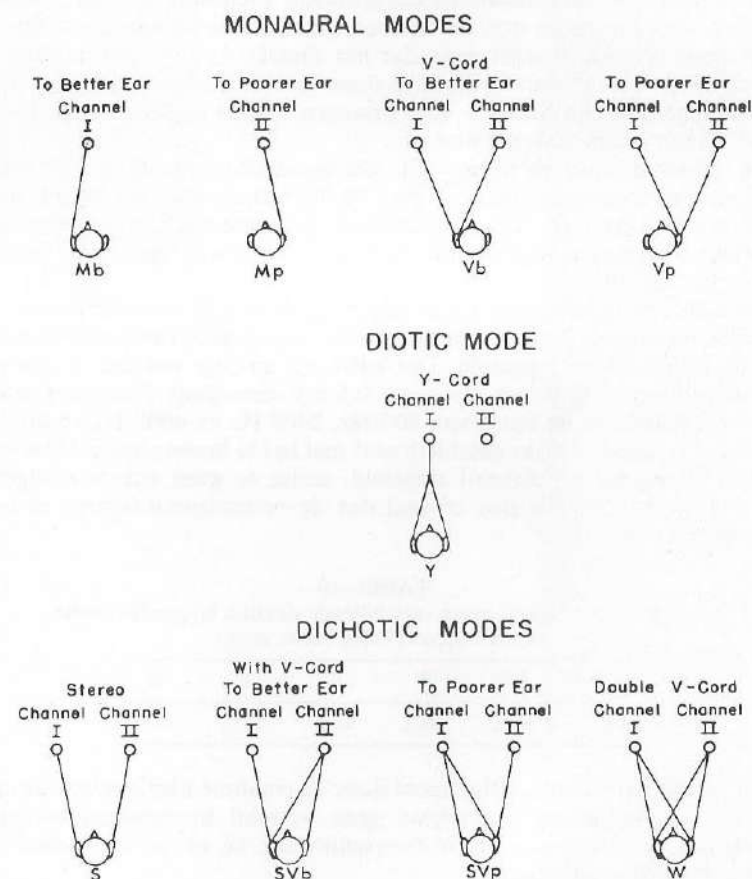


Fig. 631. Overzicht van de verschillende methoden waarop HARRIS (1965) zijn proefpersonen het geluid uit de oren van zijn kunsthoofd aanbood.

VOORWOORD

Hooggeleerde Jongkees, ik reken het mij tot een eer bij U te promoveren. Ik heb grote bewondering niet alleen voor het inzicht dat Gij hebt in vele takken van de wetenschap, doch ook voor de zowel stilistisch verzorgde als didactisch voortreffelijke wijze waarop Gij dat inzicht weet over te dragen.

Hooggeleerde Muller. Voor fysici die in een andere faculteit werkzaam zijn, is het zeer belangrijk het contact met de eigen faculteit te onderhouden. Ik ben U dankbaar voor de mogelijkheid die U mij gegeven heeft tot dat contact.

Zeergeleerde De Boer, beste Egbert, jij hebt mij ingewijd in de audiologie en niet alleen in die facetten die ter sprake komen in dit proefschrift. Jouw kennis beslaat een gamma vanaf zeer fundamentele zaken zoals informatie-theorie en signaalanalyse tot zeer praktische zoals het vijlen aan oorstukjes. Wanneer jij mij onderwees in eenvoudige zaken aan de discantzijde van het gamma kon ik vaak iets fundamenteels waarnemen.

Zeergeleerde Gillissen, beste Jan. Zonder jouw hulp had ik hoofdstuk VI niet geschreven. Ook was jij altijd bereid aan allerlei, ook zeer provisorisch ingerichte proeven deel te nemen. Tenslotte heb jij mij vaak de kop opgericht als ik het hoofd had laten hangen.

Zeergeleerde Knook, Van Noort en Voogd, ik dank U voor Uw Anatomische Les.

Waarde medewerkers van het Fysisch Laboratorium der Keel-, Neus- en Oorheelkundige Kliniek. Gij allen hebt wel op één of andere wijze Uw bijdrage aan dit proefschrift geleverd. Voor Uw hulp en voor de goede sfeer – die zelfs door mijn ongeduld niet te verstoren was – ben ik U zeer dankbaar. Speciaal dank ik hiervoor de dames Breuning, Van Mens, Alberda, Schouten, Smits en Van Dijk die de proeven geleid hebben en de heren Kruidenier (algemeen adviseur en ontwerper), Van der Laarse (redder in nood), Edens (modelbouwer), Bakker en De Ruyter (verluchters vanuit duisternis) en Hemminga (handschriftkundige).

4.4.2 Vervolgens bespreekt SCHENKEL het model van DURLACH. Hij merkt op dat het bekend moet zijn welk maskerend signaal vóór ligt. Deze opmerking is slechts tot zekere hoogte juist, want voorliggen over een $\Delta t = 1/2f_c$ waarin f_c de centrale frequentie van de Kritieke Band is, is vrijwel gelijk met het achterliggen over een $\Delta t = 1/2f_c$ omdat de KB erg smal is.

Verder merkt hij op dat de uitbreiding die DURLACH (1964b) geeft ter verklaring van de experimenten waarbij de cohaerentie van de ruisen varieert, op veel uiteenlopende veronderstellingen berust en bijzonder veel wiskundige bewerkingen eist.

4.4.3 Tenslotte komt SCHENKEL met zijn eigen model, het accumulatie-model, zie figuur 481. Na de KB-filtering (niet getekend) worden de twee signalen A en B bij elkaar opgeteld of van elkaar afgetrokken. De neuronale representatie wordt weer ideaal verondersteld. Er wordt zowel $A - B$ als $B - A$ gevormd. De drie zo verkregen signalen worden vermenigvuldigd met een constante α_v die alleen van de frequentie van het signaal afhankelijk is (zie figuur 482). Tenslotte worden ze weer bij het oorspronkelijke signaal A of B opgeteld.

Hierna komt voor alle zes kanalen een quadratering en een integratie in de tijd. Dit is geheel analoog aan DURLACH's ED. Vervolgens wordt bepaald of de verandering een bepaalde waarde $\Delta I/I$ overschrijdt. Het blok met de schakelaar erin beschrijft de mogelijkheid twee extra kanalen te voeden met afwisselend de quadraten uit een of ander kanaal. SCHENKEL heeft dit nodig voor de detectie van 200 ms lange toonstoten. Wij zullen hier niet op ingaan.

Het DDE in een bepaalde situatie is te vinden door uit te rekenen hoeveel groter de $\Delta I/I$ aan een uitgang is, vergeleken met de situatie waarin signaal en ruis beide oren op gelijke wijze bereiken. Men moet daartoe de beste van de acht kanalen kiezen.

4.4.4 Wanneer men dit model met dat van DURLACH vergelijkt valt het volgende op:

- De berekeningen zijn alleen eenvoudiger voor de gevallen waarin de ruis beide oren niet identiek bereikt.
- Er is slechts één parameter, n.l. α_v , die echter afhankelijk is van de frequentie. Hij wordt op een vrij willekeurige plaats in het model ingevoerd. De frequentie-afhankelijkheid wordt niet door een formule geleverd, doch door een grafische voorstelling (fig. 482). Deze beschrijving is dus zeker niet eenvoudiger dan die van DURLACH met behulp van σ_s, ω

c) Het model vertoont alle bezwaren van een hypothese ad hoc. Er is geen enkele reden om aan te nemen dat er in feite een proces plaatsvindt dat hierop lijkt. Dit blijkt ook uit het volgende. Stel dat de ruis aan beide oren identiek is doch dat het signaal aan één oor met vertraging arriveert. Dan krijgt men na aftrekking een ideale toestand: de ruis is verdwenen en alleen het signaal is overgebleven. Dit is een toestand na het eerste blok in SCHENKEL's schema. Het getuigt niet van doelmatigheid om hierna nog mechanismen te gebruiken die de signaal-ruisverhouding weer slechter maken.

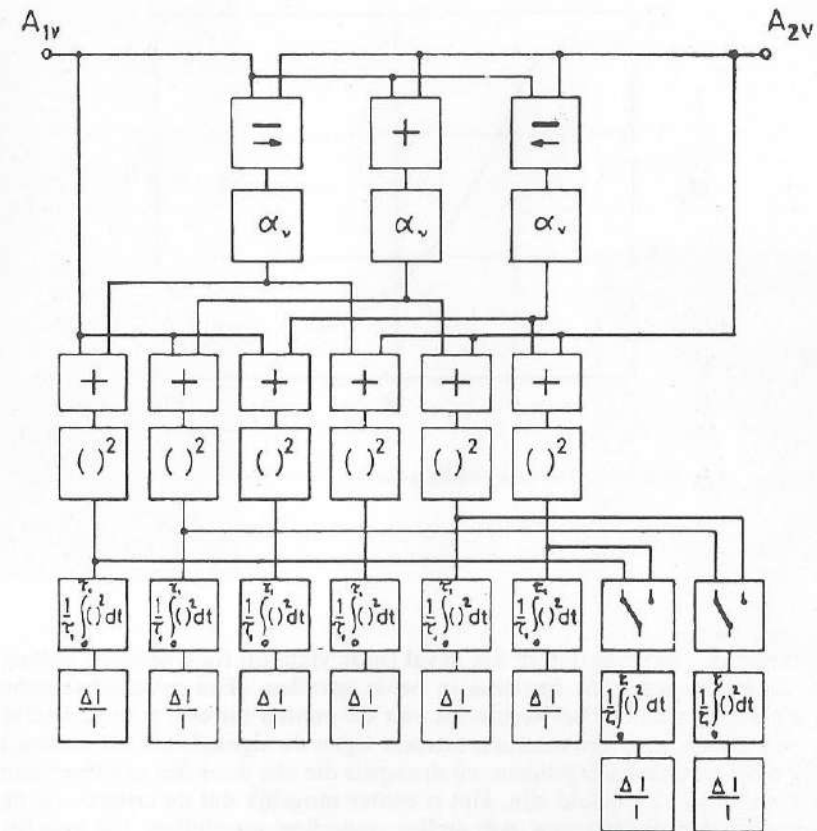


Fig. 481. Schema van het accumulatiemodel van SCHENKEL (1967a).

4.5 Beschouwingen van GREEN

GREEN (1966 a en b) merkt op dat voor signalen van korte duur, of voor maskeerruis met smalle bandbreedte een groter DDE gevonden wordt dan uit DURLACH's theorie volgt. Met een beschouwing naar aanleiding van de zogenaamde statistische detectietheorie kan hij deze resultaten wel kwalitatief, doch niet kwantitatief verklaren. METZ et al. (1968) bevestigen deze effectvergroting voor enkele andere signalen. Zij merken hierbij op dat GREEN's beschouwing een essentieel punt van DURLACH's EC-theorie ondermijnt, namelijk de veronderstelling dat men de signaal-ruisverhouding voor en na het EC proces als criterium mag nemen.

Hoewel GREEN veronderstelt dat de detectie in het geval (m/m) op een

INHOUD

I INLEIDING

1.1 Samenwerking tussen de oren	11
1.2 Richting horen	11
1.3 Cocktail Party Effect (CPE).	16
1.4 Dichotisch Drempel Effect (DDE)	23
1.5 Overzicht van de literatuur	23
1.6 Kritieke Band (KB)	30
1.7 Anatomie en fysiologie	36
1.8 Motivering van het onderzoek.	44
1.9 Programma.	45

II PROEFOPSTELLING VOOR DE DDE EXPERIMENTEN

2.1 Procedure	46
2.2 Nauwkeurigheid.	46
2.3 Meetopstelling	47

III OVERZICHT VAN DE DDE EXPERIMENTEN

3.1 Inleiding	50
3.2 Invloed van de centrale filterfrequentie f_c , I	50
3.3 Invloed van de periodiciteit F	50
3.4 Invloed van grote waarden van Δt	53
3.5 Invloed van kleine waarden van Δt	55
3.6 AVC.	56
3.7 Invloed van de intensiteit.	58
3.8 Invloed van de centrale filterfrequentie f_c , II.	59

IV THEORIEËN

4.1 Inleiding	62
4.2 Theorie van Webster.	62
4.3 Theorie van Durlach.	64
4.4 Theorie van Schenkel	65
4.5 Beschouwingen van Green	67
4.6 Samenvatting	68

V MODEL

5.1 Bezwaren tegen de theorie van Durlach.	69
5.2 Principe van ons electronisch model en van het model van Weiss	69
5.3 Resultaten	79

Dit proefschrift is bewerkt in het Fysisch Laboratorium (hoofd Dr. E. de Boer) van de Keel-, Neus- en Oorheelkundige Kliniek (hoofd Prof. Dr. L. B. W. Jongkees) van het Academisch Ziekenhuis van de Universiteit van Amsterdam (Wilhelmina Gasthuis). Het Heinsius Houboltfonds heeft financiële steun verleend aan het onderzoek naar het CPE.

VI	ONDERZOEK NAAR KLINISCHE TOEPASBAARHEID	
6.1	Inleiding	83
6.2	Dichotisch Drempel Effect (DDE)	88
6.3	Cocktail Party Effect (CPE).	90
6.4	Richting horen	97
6.5	DDE bij slechthorende kinderen.	101
VII	SAMENVATTING	104
VIII	APPENDIX	
A1	Geluidssnelheid	106
A4	Theorie van Durlach.	109
A5	Details van het model	113
IX	VERKLARING VAN ENKELE AFKORTINGEN EN UITDRUKKINGEN	116
X	LITERATUUR	120
XI	SUMMARY	130

HOOFDSTUK I

INLEIDING

1.1 Samenwerking tussen de oren

Het beschikken over twee oren heeft niet alleen – zoals in het geval van twee longen of nieren – het voordeel dat ieder het halve werk doet, maar ook het voordeel van wat wij willen noemen: de samenwerking tussen de oren. Hiermee bedoelen wij het feit dat de signalen die in ons centrale zenuwstelsel van beide oren aankomen, niet zo maar bij elkaar gevoegd worden, doch kritisch vergeleken worden. Wij doen ons voordeel met kleine verschillen in de geluiden die aan beide oren aankomen.

Dit blijkt uit het beter richting horen met twee oren dan met één, en uit het beter verstaan in lawaai met twee oren dan met één.

Verder is er nog een verschijnsel dat steunt op samenwerking tussen de oren: het Dichotisch Drempel Effect (DDE). Het DDE is niet eenvoudig te beschrijven, maar wel eenvoudiger te meten dan het richting horen of het beter verstaan in lawaai.

Wij geven in dit hoofdstuk een beschrijving van deze verschijnselen en vermelden vervolgens de belangrijkste literatuur. Verder lichten wij enkele punten toe van het begrip kritieke band en van de anatomie en fysiologie van de zenuwbanen. Tenslotte wijzen wij op enkele hiaten in het besproken onderzoek en ontvouwen wij een meetprogramma.

1.2 Richting horen

Het richting horen is in sommige opzichten te vergelijken met het diepte zien met twee ogen. Voor het laatste zijn kleine verschillen in het beeld op linker en rechter netvlies, die we ons normaal niet bewust zijn, essentieel. Wij kunnen ze ons bewust maken door beurtelings de ogen te sluiten en de beelden nauwkeuriger te vergelijken.

Ook het richting horen berust op kleine verschillen en wel in aankomsttijd (zie 1.2.1) en in intensiteit (zie 1.2.2). Het verschil in intensiteit kan men zich bewust maken door om de beurt de oren te sluiten; het verschil in aankomsttijd is op geen enkele manier bewust te maken.

1.2.1 Het grootst mogelijke verschil in aankomsttijd van het geluid aan de oren (Δt) is bij de mens 0,6 ms (VON HORNBOSTEL en WERTHEIMER 1920). Wanneer er links een geluidsbron is, moet het geluid als het bij ons linkeroor is aangekomen, nog circa 20 cm afleggen om bij ons rechteroor te komen. Daar doet het 0,2 m : 330 m/sec. = 0,0006 sec. over.

MERTENS (1965) wijst er op dat een dergelijke beschouwing de verstoring die het hoofd in het golfpatroon veroorzaakt, verwaarloost. Hij vindt voor frequenties kleiner dan 1000 Hz grotere waarden voor Δt , voor 140 Hz zelfs 1,2 ms, zie ook A1.

Zelfs die waarde is klein ten opzichte van het tijdsverschil dat nodig is om een gescheiden waarneming te krijgen (2 ms). Men kan zich een dergelijk tijdsverschil dan ook nooit als zodanig bewust maken. Het kenmerkt zich alleen door de richtingsensatie die het verwekt.

Sommigen maken een verschil tussen tijdsverschil en faseverschil. Zij spreken van fase in het geval van langdurige tonen en van tijdsverschil wanneer zij speciaal letten op de invloed van de inzet of op de richtingsensatie van complexe geluiden.

In dit geschrift geven wij het woord „toon” een engere betekenis dan in het dagelijks leven. Wij bedoelen er het geluid mee dat een stemvork of een audiometer levert: een geluid waarvan de druk sinusvormig varieert in de tijd, ook wel eens „zuivere toon” (pure tone) genaamd. Een geluid dat men in meer dan één toon ontleed kan denken, noemen wij complex.

Als wij afzien van de correctie die MERTENS geeft, kunnen wij zeggen: bij een bepaalde opstelling van hoofd en geluidsbron behoort één Δt . Het is echter niet zo dat met één Δt ook slechts één plaats voor de bron correspondeert. Als wij ons beperken tot het horizontale vlak dan zien we (fig. 101) dat met een bepaalde Δt twee richtingen corresponderen. Hoe weten we nu of de bron achter of voor ons is?

Door K. DE BOER en VAN URK (1941) is daar een antwoord op gegeven. Zij lieten een proefpersoon luisteren naar wat een kunsthoofd waarnam: het rechtoor van het kunsthoofd was acoustisch verbonden met het rechtoor van de proefpersoon. Hetzelfde gold voor de linkeroren, zie figuur 102. Het bleek dat de geluiden meestal waargenomen werden alsof zij uit de ruimte achter de proefpersoon kwamen, zelfs wanneer het kunsthoofd van oorschelpen voorzien werd.

Wanneer zij echter het kunsthoofd draaibaar opstelden en zorgden dat het net zo bewoog als het hoofd van de proefpersoon, dan was ook de onderscheiding voor-achter mogelijk.

De proef op de som was echter het volgende: liet men het kunsthoofd andersom draaien dan was de voor-achter sensatie van de proefpersoon precies verkeerdt om.

Wij moeten hieruit concluderen dat het beeld dat wij krijgen van de ruimte om ons heen, zelfs als we de ogen sluiten, niet alleen afhankelijk is van gegevens vanuit onze oren, maar ook van gegevens omtrent de stand van ons hoofd. Hieruit volgt dat elk signaal dat we door middel van hoofdtelefoons toevoeren onnatuurlijk is; Δt is dan niet afhankelijk van de stand van het hoofd.

In werkelijkheid kan de geluidsbron ook buiten het horizontale vlak liggen. Met elk tijdsverschil correspondeert dan ook een oppervlak van punten (een hyperboloïde), zie figuur 103. Men kan aantonen dat de richting van een geluid toch te bepalen is, als het hoofd maar drie willekeurige standen kan innemen. Ook de afstand is dan, echter met een grote onnauwkeurigheid, in principe te bepalen.

In figuur 104 hebben wij gedemonstreerd hoe nauwkeurig de plaats van de bron wordt bepaald, als het hoofd eenmaal 30° heeft gedraaid en de nauwkeurigheid in de tijd $50 \mu s$ is. Hieruit blijkt dat de afstandsbeoordeling zeer onnauwkeurig is en alleen mogelijk voor geluiden vlak bij het hoofd. Men

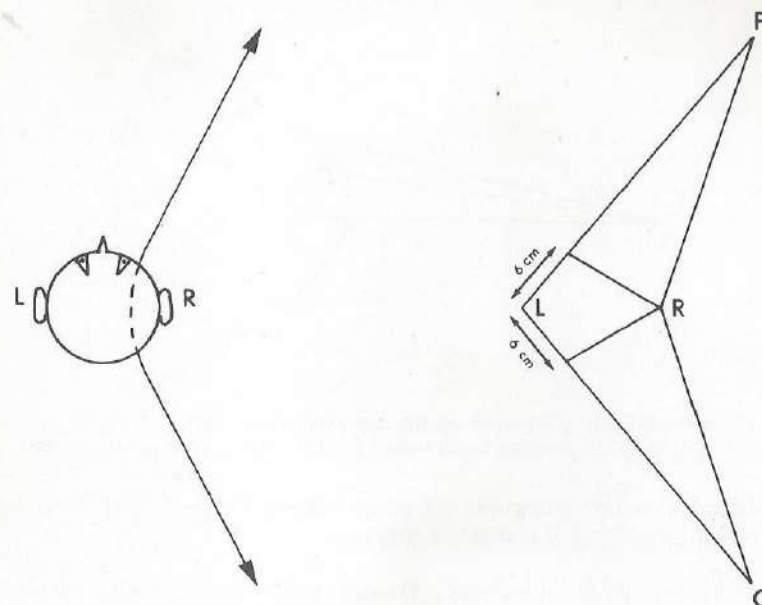


Fig. 101. In het horizontale vlak correspondeert één Δt met twee richtingen.

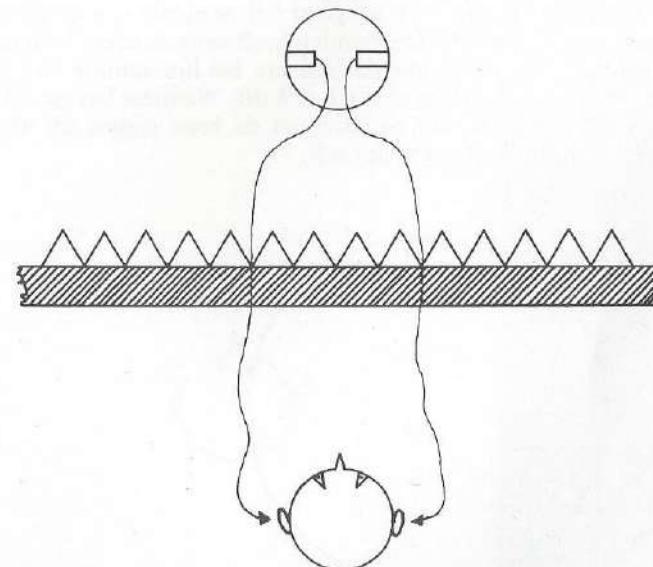


Fig. 102. Luisteren door middel van een kunsthoofd. Het linkeroor van de luisteraar hoort onmiddellijk wat het linkeroor van het kunsthoofd hoort. Hetzelfde geldt voor de rechteroren. Hierdoor is Δt onafhankelijk van de stand van het hoofd van de luisteraar.

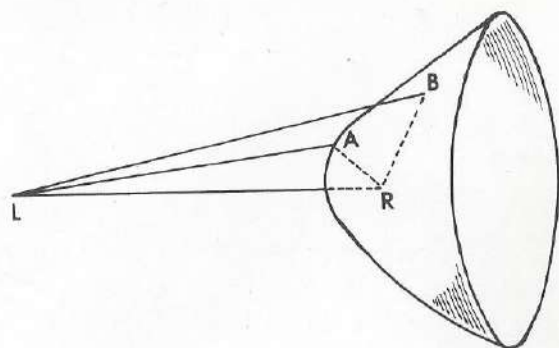


Fig. 103. Hyperboloïde. Elke bron op dit oppervlak (bijvoorbeeld A of B) geeft aanleiding tot hetzelfde tijdsverschil tussen L en R. $AL - AR = BL - BR$.

kan derhalve rustig stellen dat Δt alleen informatie geeft over de richting waarin wij de geluidsbron moeten zoeken.

1.2.2 Het verschil in intensiteit (ΔI) wordt veroorzaakt door de „schaduw” van hoofd en oorschelpen en door het feit dat bij grotere afstand de geluidsintensiteit afneemt. Dat laatste heeft tot gevolg dat bij een bepaalde intensiteitsverhouding op twee plaatsen in het „vrije veld” een bol hoort waarop ergens de bron moet liggen. Ook nu geldt dat de plaats van de bron theoretisch bepaald is, als het hoofd drie standen heeft aangenomen. In figuur 111 is de cirkel getekend die de doorsnijding is van het horizontale vlak door het hoofd met de bol die hoort bij een $\Delta I = 3$ dB. Wanneer het geluid aan het linkeroor 3 dB harder is dan rechts moet de bron ergens op deze cirkel liggen als hij zich op ooghoogte bevindt.

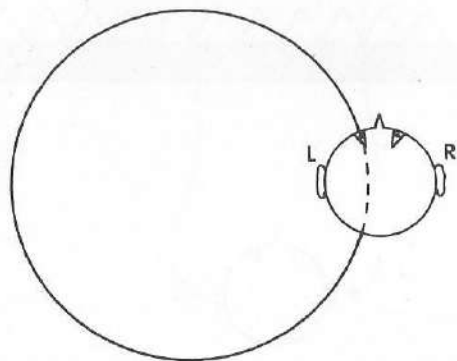


Fig. 111. Elke geluidsbron op de cirkel geeft aanleiding tot een intensiteitsverschil van 3 dB tussen het geluid aan L en R als het hoofd geen schaduw zou geven.

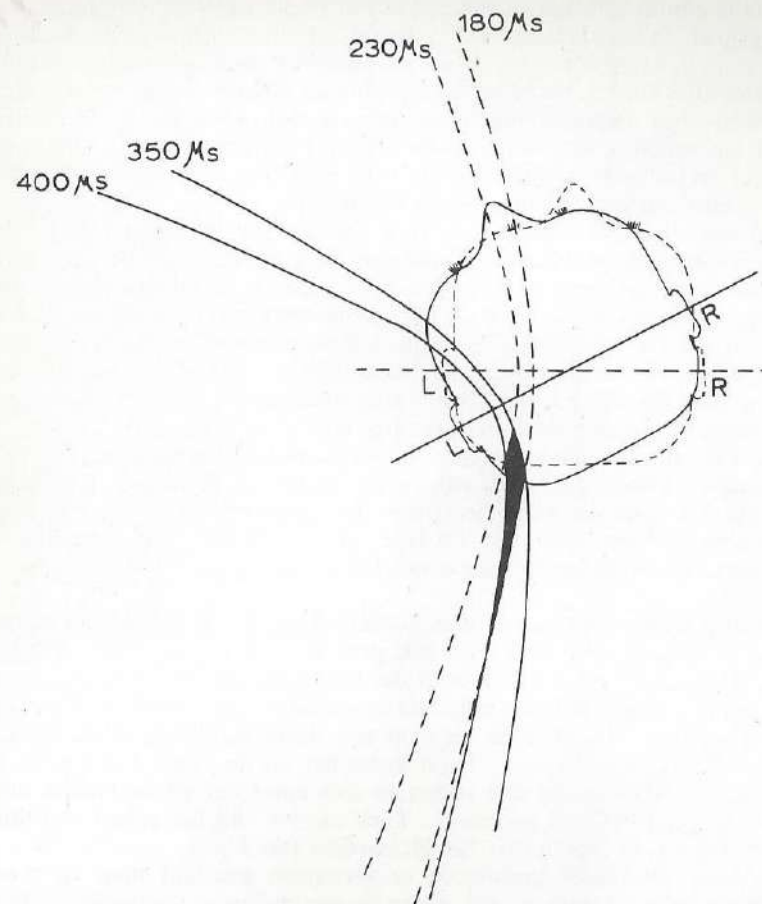


Fig. 104. Hoofdbewegingen zijn belangrijk voor de bepaling van de plaats van een geluidsbron. De luisteraar hoorde een geluid waarvan Δt tussen 180 en 230 μs lag. Na linksom draaien van het hoofd werd dat meer (tussen 350 en 400 μs), zodat het duidelijk was dat het geluid van achteren kwam. De richting van het geluid was scherp, doch de afstand van de bron was slechts vaag bepaald.

In feite zijn de effecten veroorzaakt door de schaduw van het hoofd veel belangrijker. In het spraakgebied bedraagt ΔI circa 8 dB. Bij hoge frequenties wordt dat nog meer en speelt de oorschelp ook een belangrijke rol. Dit geldt alles voor het vrije veld. In de meeste situaties wordt ΔI ook sterk beïnvloed door weerkaatsingen en derhalve ook door de stand van het hoofd ten opzichte van het lichaam. Het intensiteitsverschil is dus nooit geschikt als hulpmiddel voor nauwkeurige richtings- of plaatsbepaling. Het geeft slechts een aanvulling op het tijdsverschil.

Wat wel bijzonder belangrijk is voor bepalen van richting en plaats van de geluidsbron is de afhankelijkheid van de intensiteit van de frequentie. Wanneer twee bronnen op gelijke afstand voor en achter ons zijn worden de hogere frequenties van de bron achter ons sterker verzwakt door de oorschelpen dan die van de bron voor ons. Uit proeven van JONGKEES en GROEN (1946) blijkt, dat het onderscheiden tussen geluid van voren of van achteren bij stilstaand hoofd veel moeilijker wordt wanneer er in de gehoorgangen pijpjes gestopt worden die de afscherming van de oorschelpen teniet doen, of wanneer de oorschelpen vlak tegen het hoofd worden aangedrukt.

Verschil in klankkleur treedt ook op als functie van de afstand. Geluid dat van zeer ver vandaan komt heeft over het algemeen meer van zijn hoge frequenties verloren dan van zijn lage. Misschien zijn ook verschillen in klankkleur tussen linker en rechter oor belangrijk voor het richtinghoren.

1.2.3 Wij hebben gezien dat met hoofdtelefoons geen natuurlijke stereophonie is te scheppen. Ook met luidsprekers stuit dat op moeilijkheden. In fig. 112 ziet men een kunsthoofd dat het geluid opvangt van een tik op de plaats P. Het geluid komt links iets eerder dan rechts. Wij nemen aan dat er geen reflexies zijn. De heer die naar zijn stereo geluidsinstallatie luistert krijgt echter viermaal geluid: Eerst komt het uit de linker luidspreker en hoort hij dit links eerder dan rechts en dan komt het uit de rechter luidspreker en gaat het spel andersom. Toch „hoort” hij het geluid van links komen. Dit hangt samen met het Haas-effect (zie 1.3.2).

Om bovengenoemde problemen te vermijden gebruikt men voor een stereophonische uitzending vaak alleen de verschillen in intensiteit uit twee richtingen. Aangezien intensiteitsverschillen het best worden waargenomen in de hoge tonen, gebruikt men voor de weergave van stereophonische muziek vaak één luidspreker voor de lage tonen en twee „stereophonische” luidsprekers voor de hoge tonen. Hieruit vloeit het misverstand voort dat de lage tonen niet belangrijk zijn voor de richtinggewaarwording en ook dat het tijdsverschil niet belangrijk ervoor zou zijn. Beide veronderstellingen zijn onjuist.

1.3 Cocktail Party Effect

Het verschijnsel dat wij met twee oren temidden van stoorgeluid beter verstaan dan met één noemt men het cocktail party effect (CPE). Een nauwkeurige meting is op een cocktail party niet mogelijk, maar ook metingen in het vrije veld leveren veel moeilijkheden. De meeste metingen

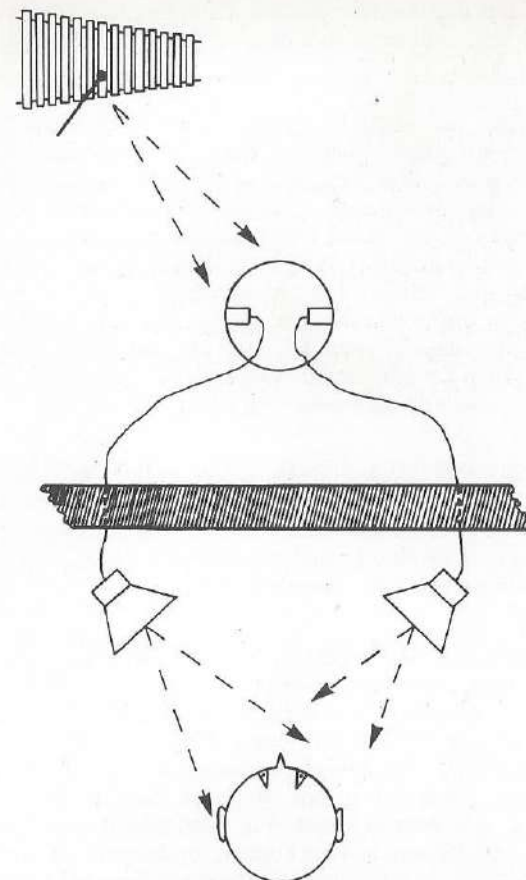


Fig. 112. Moeilijkheden met stereophonische weergave door middel van luidsprekers.

zijn daarom gedaan met hoofdtelefoons. Ook dan was het meestal noodzakelijk te „middelen” over verscheidene proefpersonen teneinde betrouwbare resultaten te verkrijgen.

1.3.1 De metingen van het CPE geven nogal uiteenlopende resultaten. Dat heeft diverse oorzaken. Men kan het CPE uitdrukken in procenten verstaanbaarheid of in dB verschuiving van het spraakaudiogram. Deze twee waarden zijn niet zonder meer in elkaar over te voeren, aangezien voor verschillende soorten woorden het spraakaudiogram een verschillende steilheid heeft. Zo vond **HAHLBROCK (1953)** voor een bepaalde spreker dat het spraakaudiogram voor telwoorden een steilheid van 10% per dB, voor mono-syllabische woorden van 5% per dB en voor samengestelde woorden zoals zakdoek („spondacën”) van 8% per dB vertoonde. Ook is de vorm van het spraakaudiogram afhankelijk van het soort stoorgeluid.

Een inventarisatie van de parameters bij het meten van het CPE levert het volgende:

1°. Het signaal dat gedetecteerd moet worden. Men heeft de keus tussen zinnen of woorden. Bij de woorden kan men kiezen tussen bijvoorbeeld spondacën, monosyllaben of telwoorden. Bovendien kan men zich afvragen of de fonemen (spraakklanken) moeten voorkomen met ongeveer dezelfde frequentie als in de spreektaal („fonetisch gebalanceerd”) of met onderling gelijke frequentie.

2°. Het soort stoorgeluid. Het meest in overeenstemming met een cocktail-party zijn verschillende stemmen door elkaar uit allerlei richtingen op verschillende sterkte. Volgens **POLLACK en PICKET (1958)** is één achtergrond-spreker anders (CPE = 10 dB) dan zeven (CPE = 5 dB). Dit stoorgeluid heeft dus het nadeel dat psychologische factoren, zoals mate van afgeleid zijn, een bijzonder grote rol spelen. Beter is daarom een mengsel van spraakgeluiden dat niet meer te verstaan is. Men heeft nu nog moeilijkheden doordat er nog steeds pauzes in voorkomen, en doordat de intensiteit sterk fluctueert. De pauzes en de grote intensiteitsverschillen raakt men kwijt door dit gebabbel een aantal keren met willekeurige vertragingen bij zichzelf op te tellen. Men krijgt dan een geluid met een ruisachtig karakter. Men zou ook direct ruis kunnen gebruiken met dezelfde spectrale samenstelling als spraak, en tenslotte is nog eenvoudiger rose of witte ruis.

3°. De wijze van aanbieden. Met sprekers fluctueren de intensiteiten te sterk, met luidsprekers kan men gebruik maken van een voor de intensiteit gecorrigeerde spraakband. Het eenvoudigst heeft men de fysische parameters in de hand als men hoofdtelefoons gebruikt.

4°. Het fysisch onderscheid tussen de spraak en het stoorgeluid. In het geval van luidsprekers kan men bijvoorbeeld spraak en stoorgeluid ieder een eigen luidspreker geven of ook kan men stoorgeluid over een groot aantal luidsprekers verdelen. Dit laatste geeft grote moeilijkheden met de definiering van de sterkte (zie 6.3.5).

In het geval van hoofdtelefoons zijn er verschillende methoden mogelijk. Men kan geluiden nemen die men met behulp van een kunsthoofd heeft

opgenomen of door middel van elektrische apparaten verschillen aanbrengen in de behandeling van spraak en stoorgeluid. Zie verder 6.3.

1.3.2 Het feit dat we met twee oren beter verstaan in een galmende ruimte dan met één, is direct verwant aan het cocktail party effect. Ook hier gaat het om het verstaan temidden van storend geluid, dat nu nagalm is van de te horen tekst. Men zou ook als verschil kunnen definiëren dat bij het cocktail party effect een stoorgeluid eenmaal het linker- en eenmaal het rechteroor bereikt met een tijdsverschil van maximaal 0,6 ms, terwijl bij de nagalm er ook sprake is van veel langere tijdsverschillen.

Een merkwaardig verschijnsel is ook, dat zelfs wanneer het weerkaatste geluid harder is dan het geluid dat ons direct van de spreker bereikt, we toch meestal het idee hebben dat alle geluid uit de richting van de spreker komt. Dit effect wordt wel Haas-effect genoemd of precedence-effect (**HAAS 1951, GARDNER 1968**).

1.3.3 Om ons voor te stellen wat voor een soort mechanisme in onze hersenstam geschikt is voor het CPE, bekijken wij enkele experimenten zoals uitgevoerd door o.a. **LICKLIDER (1948)** en **FELDMANN (1963)**.

In figuur 121 zien wij iemand met één oor luisteren naar spraak (S) en ruis (N). De sterktes zijn zodanig dat slechts 30% van de woorden verstaan wordt. Geven wij de ruis die rechts zo storend werkt nu ook nog aan het linkeroor, dan wordt de totale hoeveelheid ruis die de proefpersoon te horen krijgt meer, maar zijn verstaanbaarheid wordt beter. In deze situatie (figuur 122) verstaat de proefpersoon 55%. Voeren wij echter ook de spraak aan het linkeroor toe, dan daalt zijn verstaanbaarheid weer op 30% (figuur 123).

Wij nemen nu aan dat in het hoofd het signaal van links afgetrokken wordt van dat van rechts (schematisch voorgesteld in het hoofd van figuur 122). Het is nu duidelijk waarom in de situatie weergegeven in figuur 122 de verstaanbaarheid het grootst is: de ruis wordt aan het signaal onttrokken. Dat gebeurt niet op volmaakte wijze, dan zou immers de verstaanbaarheid 100% worden. In de situatie van figuur 121 is er niets af te trekken, in die van figuur 123 zou dit middel erger zijn dan de kwaal; er blijft ook niets van de spraak over.

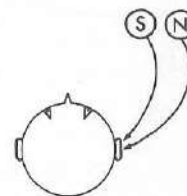


Fig. 121

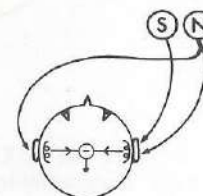


Fig. 122

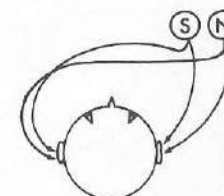


Fig. 123

Ter illustratie van het CPE. Betekenis der symbolen ais op pag. 20.

Gaan wij van de situatie van figuur 123 uit, maar vertragen wij het signaal aan het linkeroor zodat de proefpersoon het idee krijgt dat de spreker rechts van hem staat, dan stijgt de verstaanbaarheid weer (zie figuur 124).

Ook dit kunnen wij verklaren door aan te nemen dat het signaal van links van dat van rechts wordt afgetrokken. De ruis valt dan uit. Het signaal blijft nu ook niet onaangetast. Sommige componenten worden verzwakt en andere versterkt. Bij een vertraging $\Delta t = 0,6$ ms zullen de lage componenten en die om en nabij 1600 Hz, 3200 Hz, 4800 Hz enz. verzwakt worden. De rest wordt niet erg verzwakt of zelfs versterkt. De spraak komt er dus beter af dan de ruis.

In figuur 125 zien wij dat de ruis aan het rechteroor vertraagd wordt aangeboden. Wanneer men het signaal van links van dat van rechts afgetrokken heeft valt de spraak weg en de ruis niet. Toch is de verstaanbaarheid beter dan die in de situatie van figuur 123. Wij zijn gedwongen te veronderstellen dat in het oor het signaal van links zozeer vertraagd wordt, dat de ruis na aftrekken uitvalt. Door deze vertraging wordt de situatie van figuur 125 teruggevoerd op die van figuur 124. In het geschetste hoofd hebben wij

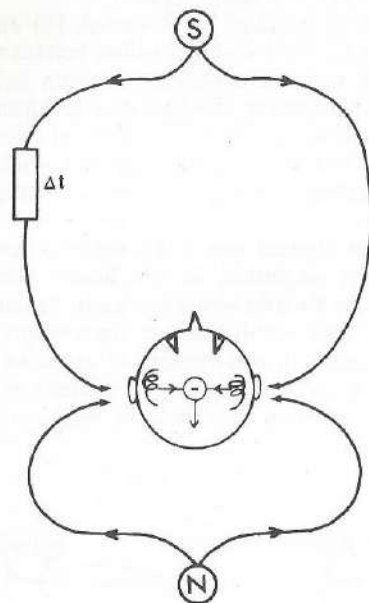


Fig. 124

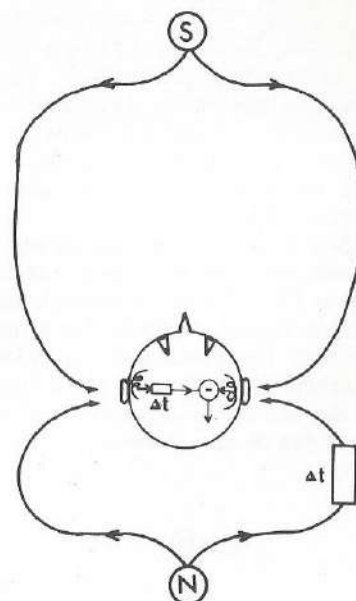


Fig. 125

Ter illustratie van het CPE.
S spraak- of signaalbron
N ruisbron,
 Δt vertragsmechanisme
 ΔI verzwakkingsmechanisme
 $\ominus$ aftrekmechanisme

schematisch aangegeven dat het signaal van links eerst wordt vertraagd en vervolgens van rechts wordt afgetrokken.

De schakeling in het hoofd bewerkt de signalen derhalve zo dat de ruis uitgeschakeld („cancelled”) wordt. Wat gebeurt er echter als de proefpersoon van figuur 124 een prop in het linkeroor heeft? In het hoofd zou in dat geval een kleine ruis van links afgetrokken worden van een grote van rechts. De „cancellation” zou erg onvolkomen zijn. Het blijkt echter dat wanneer men het geluid aan het linkeroor verzwakt het CPE slechts heel weinig afneemt. Men moet dus aannemen, dat in de hersenstam het signaal van links weer versterkt wordt. Dat is in figuur 126 aangeduid met een rechthoekje met opschrift ΔI . Een verzwakking van het signaal van rechts zou natuurlijk een analoog gevolg hebben (zie ook 3.6). Het gaat erom dat, voordat er „cancellation” ontstaat, de ruis van links en die van rechts zoveel mogelijk gelijk gemaakt worden. Omdat de ruis meestal sterker is dan de spraak zegt men ook wel dat de totale signalen (dus ruis met spraak) eerst aan elkaar gelijk gemaakt („equalized”) worden.

Wij hebben hiermee een beschrijving gegeven van het Equalization-Cancellation-(kortweg EC-)mechanisme dat is uitgewerkt door DURLACH (zie 4.3).

Men kan nu opwerpen dat hiermee een eenvoudig effect (het CPE) op ingewikkelde wijze verklaard wordt, terwijl een eenvoudige verklaring voor de hand ligt: de proefpersoon onderscheidt spraak en ruis doordat hij ze op verschillende plaatsen hoort. In de situatie van figuur 122 hoort de proef-

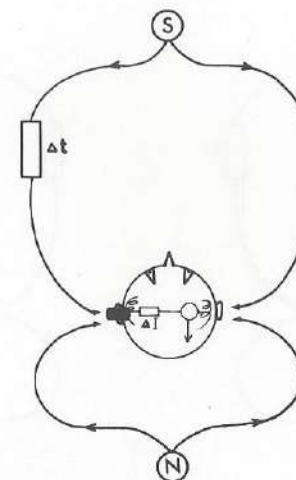


Fig. 126

Ter illustratie van het CPE.
Een zwart vierkantje duidt op afsluiting van de gehoorgang.

persoon de ruis midden in zijn hoofd en de spraak rechts, net als in figuur 124. In figuur 125 is de ruis links en de spraak in het midden gelocaliseerd.

Het is inderdaad waarschijnlijk dat in normale omstandigheden het richting horen zeer belangrijk is voor het beter verstaan in lawaai. Men kan zich beter concentreren, men richt de aandacht in een bepaalde richting.

Er is echter een vernuftig experiment van FELDMANN (1963) dat aantoonst dat het CPE niet altijd op richting horen hoeft te berusten. Hij gaat uit van de situatie van figuur 123, meet een verstaanbaarheid van 35%, vertraagt de spraak aan het linkeroor (80%, figuur 124) en gaat nu (figuur 127) de spraak aan het rechteroor verzwakken. De verstaanbaarheid zakt dan langzamerhand tot 70% in de situatie van figuur 128: de spraak rechts is dan uitgeschakeld. De ruis is in al deze gevallen hetzelfde en in het midden gelocaliseerd. De richtingsindruk van de spraak verandert van rechts in figuur 124 tot links in figuur 128. Daar tussen is hij dus ook in het midden geweest. Maar de verstaanbaarheid is altijd significant boven de 35% gebleven.

Er is dus een situatie geweest waarin Δt en ΔI elkaar juist ophieven wat betreft de richtingsindruk. De betere verstaanbaarheid volgt hier niet uit het richting horen. Alleen op basis van het EC-mechanisme is hij te verklaren. Ook voor de aanhangers der theorie die stelt dat ΔI een Δt veroorzaakt (zie 1.5.1) is dit een pijnlijke uitkomst. Fysiologisch gezien is het EC-mechanisme niet zoveel ingewikkelder dan het mechanisme voor het richting horen (zie 1.6.3).

Toch is het niet voor het CPE dat de EC-theorie ontwikkeld is. Zij geeft namelijk een goede verklaring voor het DDE.

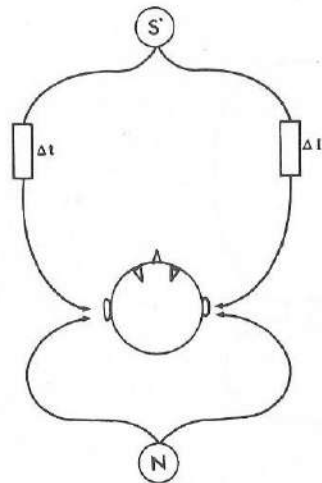


Fig. 127

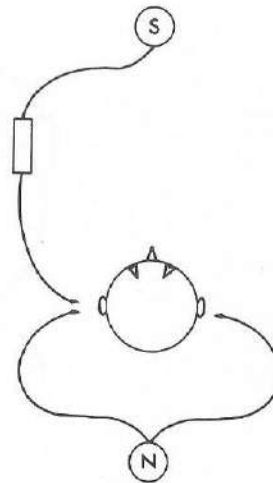


Fig. 128

Ter illustratie van het CPE
Betekenis der symbolen als op pag. 20.

1.4 Dichotisch Drempel Effect (DDE)

In de situatie van figuur 124 had de proefpersoon een grotere verstaanbaarheid dan in die van figuur 123. Dat wil zeggen: hij vertoonde een CPE.

Men kan echter figuur 123 en 124 ook opvatten als beschrijving van een geheel ander experiment. Hierin stelt S een signaal voor waarvan de drempel bepaald wordt in twee situaties.

Stel dat bijvoorbeeld N een ruisgenerator voorstelt die zoveel ruis geeft dat de drempel van de proefpersoon voor een signaal (bijvoorbeeld een audiometertoon van 500 Hz) 55 dB is in de situatie van figuur 123 en slechts 45 dB in die van figuur 124. Wij zeggen nu dat de proefpersoon een DDE van 10 dB heeft.

DDE, Dichotisch Drempel Effect is dus het effect (uitgedrukt in dB) dat een geluid minder sterk gemaskeerd wordt.

Men kan het ook anders formuleren. Er zijn verschillende soorten drempels. De eenvoudigste is de gewone monaurale drempel. Voorts kennen we de binaurale drempel, die meestal circa 3 dB onder de monaurale ligt (BAUMGARDT en CHOCHOLLE 1952, GROEN 1963). Verder kunnen wij de drempel kunstmatig verhogen door een maskerend geluid. Men spreekt dan van gemaskeerde drempel. Wanneer men nu beiderzijds hetzelfde maskerend geluid en hetzelfde waar-te-nemen geluid aanbiedt, dan hebben wij te maken met de normale gemaskeerde binaurale drempel.

Gaan wij nu van deze situatie uit en brengen wij een kleine verandering aan, door bijvoorbeeld de ruis (maar niet het signaal) of alleen het signaal aan één oor te vertragen, dan wordt in het algemeen de drempel verlaagd. Deze drempelverlaging noemen wij DDE. Het signaal wordt dus minder gemaskeerd. Ook kan men het signaal aan één kant verzwakken of uitschakelen. Daardoor wordt het beter gehoord!

In Amerika gebruikt men voor het DDE de termen BMLD (Binaural Masking Level Difference) en Binaural Release of Masking. Aangezien er in Nederland een streven bestaat de term binauraal alleen te gebruiken als de signalen links en rechts in essentie gelijk zijn, hebben wij de Engelse termen niet overgenomen.

1.5 Overzicht van de literatuur

Wij behandelen hieronder enkele punten uit de literatuur over het richting horen (1.5.1), het CPE (1.5.2) en het DDE (1.5.3). De klinische betekenis van deze effecten wordt besproken in hoofdstuk VI.

1.5.1 Reeds Lord RAYLEIGH (1907) heeft gewezen op het belang van intensiteit en tijdsverschillen voor het richting horen. VON HORNOSTEL en WERTHEIMER (1920) hebben speciaal de invloed van het tijdsverschil onderzocht. Naar hen wordt het tijdsverschil van 0,6 ms wel constante van VON HORNOSTEL en WERTHEIMER genoemd. In 1929 heeft VAN SOEST geopperd dat hoofdbewegingen belangrijk zijn voor onderscheidingen buiten het horizon-

tale vlak. VAN SOEST en GROOT (1929) hebben het kleinste verschil in aankomsttijd gemeten. Zij vonden een grote invloed van training. Tijdsverschillen van de grootteorde van enkele microseconden konden nog gemeten worden. WALLACH (1939) heeft met een experiment met een kring van luidsprekers de invloed bewezen van hoofdbewegingen. K. DE BOER en VAN URK (1941) hebben het experiment uitgevoerd dat wij hebben beschreven in 1.2. Ook KOENIG (1950) heeft een dergelijk experiment beschreven. Hieruit blijkt dat, wanneer men hoofdtelefoons gebruikt en het geluid niet afhankelijk is van de stand van het hoofd, de situatie onnatuurlijk is. Men gebruikt daarom bij experimenten met hoofdtelefoons meestal de term lateralisatie in plaats van localisatie of richtinghoren.

SCHMIDT (1955) heeft een methode gevonden om juist waarneembare verschillen in Δt en ΔI afzonderlijk te meten, zonder dat inschakeleffecten een rol spelen. Hij kon op grond van zijn resultaten de nauwkeurigheid van het richting horen voorspellen. VAN DER VEER (1957) heeft een onderzoek gedaan naar het feit dat kleine uitwijkingen van de geluidsbron uit het mediale vlak iets te groot worden gewaardeerd. JONGKEES en GROEN (1946) hebben dit het eerst beschreven. Wanneer men de aangewezen plaats in een grafiek uitzet tegen de plaats van de geluidsbron verkrijgt men een S-vormige kromme. VAN DER VEER heeft deze kromming ook gemeten bij slechthorenden en vindt dat geleidingsslechthorenden, met uitzondering van otosclerose patiënten, vaak een zeer redelijk richting horen hebben, terwijl perceptieslechthorenden in het algemeen slechter richting aangeven dan geleidingsslechthorenden (zie 6.1.4).

SEDEE (1957) heeft gewerkt met een kunsthoofd en hoofdtelefoons. Hij heeft verscheidene stimuli gebruikt. Ook heeft hij patiënten onderzocht; hij vindt dat vooral de lijders aan syringobulbie een slecht richting horen vertonen (zie verder 6.1.4). In overeenstemming met wat wij in 1.2.1 veronderstellen, vindt hij dat de afstand van bron tot kunsthoofd moeilijk te schatten is (mits er geen reflecties zijn). FRANSSEN (1960) heeft de invloed van de inzet van de toon bekeken (zie A1) en vervolgens een elektronisch model gemaakt van het richting horen. NEFF (1964) heeft het richting horen onderzocht bij dieren waarbij hij verschillende acoustische banen doorgesneden had.

Men kan door middel van een intensiteitsverschil een lateralisatie naar rechts, en tegelijkertijd door middel van een tijdsverschil een lateralisatie naar links trachten op te wekken. Men kan zo bij elke ΔI een Δt vinden die hem opheft. De grafiek heet „trading function”. Toen men nog in de veronderstelling verkeerde dat harde geluiden een snellere zenuwgeleiding ten deel viel zodat ΔI uiteindelijk een Δt veroorzaakte, werden deze trading functions veel onderzocht.

VAN BERGEYK (1962) heeft een model van VON BÉKÉSY uitgewerkt om die trading functions op wat meer genuanceerde wijze te verklaren (zie figuur 133). Hij neemt aan dat hierbij vooral de cellen van de accessoire nucleus (of SOM, zie 1.7.1) een rol spelen. Het eerst aangekomen signaal bepaalt of een cel zal vuren of gedurende een zekere tijd zal zwijgen. Komt het signaal van links dan is het linker signaal bij de meeste cellen het eerst, doch door vertraging niet bij alle. Ook het rechtersignaal bereikt enkele het eerst. In

de rechter accessoire nucleus zullen nu veel cellen vuren, in de linker weinig. Meer centraal wordt dit geïnterpreteerd als: geluid van links.

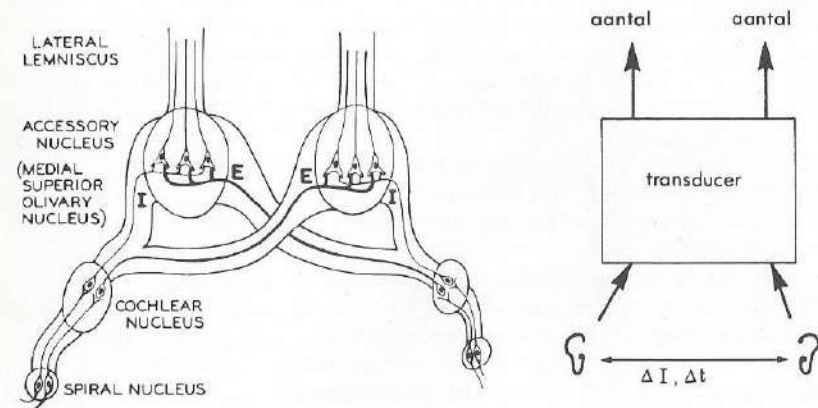


Fig. 133. Een model van VAN BERGEYK, getekend in aanschouwelijke en in abstracte vorm. E en I zijn respectievelijk excitatoire en inhiberende vezels.

Is het geluid harder dan doen meer dergelijke celgroepen mee. Was nu het rechter geluid later en harder, dan is ter plaatse van de gevoelige celgroepen het linker signaal bepalend, maar bij de minder gevoelige groepen het rechtersignaal. Beide kernen geven nu even veel vuur en er wordt geconcludeerd: geluid uit het mediaanvlak.

NORDLUND (1964 a en b) heeft het richting horen gebruikt als diagnostisch hulpmiddel. In tegenstelling met VAN DER VEER vindt hij, dat in het algemeen perceptieslechthorenden beter richting waarnemen dan geleidingsslechthorenden, behalve in het geval dat de perceptieslechthorendheid veroorzaakt was door een retro-cochleaire laesie. In 6.1.4 komen wij hierop terug.

Een complicatie hierbij is het feit dat wanneer het ene oor meer dan 30 dB slechter is dan het andere, het richtinghoren vaak slecht wordt. Men kan dan moeilijk door middel van richtinghoren onderscheid maken tussen verschillende aandoeningen. Het is daarom praktisch dat wij in het DDE een effect hebben gevonden dat niet zo afhankelijk is van de gelijkheid van beide oren (zie 3.6).

DECROIX en DEHAUSSY (1965) gebruiken het richtinghoren teneinde na te gaan of iemand in aanmerking komt voor stereophonische prothetisering (zie 6.6.4).

1.5.2 Het eerste systematische onderzoek naar het CPE is gedaan door LICKLIDER (1948). Hij mat de verstaanbaarheid van fonetisch gebalanceerde woorden in witte ruis. Hij gebruikte daarbij koptelefoons en kon zo nauwkeurig gedefinieerde verschillen in de „behandeling” van de geluiden te weeg brengen. Zo mat hij in de volgende condities:

- (0/0) spraak en ruis zijn aan beide oren identiek.
- ($\pi/0$) de spraak is in tegenfase: een drukverhoging links correspondeert met een drukverlaging rechts; de ruis is aan beide oren identiek („in fase”).
- (0/ π) als vorige conditie met de rollen van ruis en spraak omgekeerd.
- (π/π) spraak en ruis zijn beide in tegenfase.
- (0/u) de spraak is in fase, elk oor heeft een eigen ruis („noise uncorrelated”).
- (π/u) als de vorige conditie nu met spraak in tegenfase.

De notatie die wij hier gebruiken is pas later ontwikkeld (HIRSH en WEBSTER 1949, RABINER et al. 1966). Voor de streep wordt aangegeven wat er met het signaal, na de streep wat er met de ruis gebeurt. In plaats van het woord conditie gebruiken wij ook situatie of configuratie.

De slechtste verstaanbaarheid vond LICKLIDER in de situaties waarin ruis en spraak dezelfde behandeling ondergingen: bij (0/0) en (π/π). De grootste verbetering (ca. 25%) vond hij bij ($\pi/0$) en (0/ π) waarbij ($\pi/0$) de kroon spande. De situatie (0/u) en (π/u) gaven weinig verbetering.

Ook heeft hij ruis en spraak aan één oor gegeven en ontdekt dat de verstaanbaarheid verbeterde als alleen de ruis ook aan het andere oor gegeven werd. Hij vond geen verschil in helling van het spraakaudiogram in de verschillende situaties.

KOENIG (1950) heeft hetzelfde experiment verricht als K. DE BOER (zie 1.2.1). Hij merkte bovendien op, dat wanneer men met twee kanalen met de oren van een kunsthoofd verbonden is, er nog meer voordelen zijn dan het richtinghoren. Ook wanneer het kunsthoofd onbeweeglijk is, kon de proefpersoon de spreker beter onderscheiden en had hij minder last van stoorgeluid en nagalm.

HIRSH (1950) heeft een kunsthoofd zowel in een echovrij als in een galmend vertrek geplaatst. In het vertrek waren twee luidsprekers die voor, achter, links of rechts van het kunsthoofd werden geplaatst. Uit de een kwam de spraak, uit de ander de ruis. Hij heeft witte ruis gebruikt en ruis die boven 2 kHz was afgesneden. Uit de zestien mogelijkheden koos hij er tien. Er was dan een combinatie die de beste verstaanbaarheid leverde (meestal spraak rechts, ruis van achteren) en een met de slechtste resultaten (als spraak en ruis uit dezelfde richting kwamen). Ook heeft hij de proefpersoon zelf in een der vertrekken geplaatst. Tenslotte heeft hij in alle situaties de proefpersonen ook monoraal laten luisteren.

Het bleek dat de verbetering die ontstaat door de scheiding der bronnen slechts weinig groter is in de dichotische situatie dan in de monaurale; ofwel

de effecten van de hoofdschaduw waren groter dan die van het CPE. Wij willen het woord CPE reserveren voor de verbetering die optreedt door de samenwerking der oren. Verder bleek dat

- 1° een echt hoofd, zelfs als het niet mocht bewegen, een groter effect gaf dan een kunsthoofd.
- 2° als het hoofd bewegingen mocht maken, de verbetering nog groter werd, vooral in de dichotische situatie.
- 3° de afgesneden ruis een kleiner effect gaf dan de witte.
- 4° de galmkamer een kleiner effect gaf dan de echovrije.

SCHUBERT (1956) heeft de invloed van vertraging in een der voor de spraak gebruikte kanalen onderzocht ofwel de situatie ($\tau_s/0$). Hij vond voor een vertraging $\tau_s = 470 \mu s$ een iets kleiner CPE dan voor de conditie ($\pi/0$). De helling der spraakaudiogrammen in de condities ($\pi/0$), ($\tau_s/0$) en (0/0) waren gelijk. De curven voor $\tau_s = 1, 2, 3, 5$ en 7 ms waren aan elkaar gelijk doch veel minder steil dan de eerstgenoemde drie.

POLLACK en PICKETT (1957) hebben het woord Cocktail Party Effect ingevoerd. Zij beschreven (1958) een experiment waarbij de na te spreken text aan beide oren in fase was, terwijl aan één oor een groep achtergrond sprekers, aan het andere oor een andere, even grote groep, te horen was. De groepen bestonden uit 7, 4, 2 of 1 spreker. Zij vergeleken de verstaanbaarheid in deze situatie met die wanneer één der koptelefoons was uitgeschakeld.

Wanneer er per oor slechts één spreker op de achtergrond was bleek de dichotische situatie 10 dB beter dan de monaurale. Deze verbetering lijkt erg groot, zij wordt echter veroorzaakt doordat het spraakaudiogram erg vlak is. Dat vlakke audiogram wijst erop dat er andere factoren een rol spelen, zoals fluctuaties in de sterkte van het storend geluid en wisselingen in de aandacht. De verbetering in verstaanbaarheid was in alle vier gevallen ongeveer gelijk (ca. 25%). Dit is nog veel als men het vergelijkt met LICKLIDER's resultaten (minder dan 10%) voor de configuratie (0/u). Wij vermoeden dat zij een voornamelijk psychologisch effect hebben bepaald: als men tweemaal zoveel afleidende sprekers hoort krijgt men last van „embarras du choix”, men bepaalt zich in arren moede tot de saaie tekst die men na moet zeggen. Een punt van het spraakaudiogram was het gemiddelde van 200 waarnemingen: vier teksten van 10 woorden bij vijf proefpersonen.

FELDMANN (1963) heeft een uitgebreid onderzoek gedaan. Hij vond ondermeer dat de richtingsindruk niet de enige oorzaak is van het CPE (zie 1.3.3). Verder heeft hij gevonden dat, wanneer men de verstaanbaarheid verbetert door de ruis die in het ene oor storend werkt, ook aan het andere toe te voegen, de sterkte van de ruis in het andere oor niet erg kritisch is. Dit maakt het mogelijk het CPE eenvoudig te onderzoeken.

HARRIS (1965) heeft het CPE onderzocht bij 36 patiënten met een asymmetrisch gehoorverlies. Hij meende te mogen concluderen dat de slechthorenden gemiddeld dezelfde verbetering vertoonden in de dichotische situatie als goedgehoorden. Zelfs wanneer hij het slechte oor erbij inschakelde was er een duidelijke verbetering waarneembaar. Hij gebruikte een kunsthoofd dat slechts bestond uit twee microfoons. Uit één luidspreker kwam de tekst; uit

twee naburige stoorstemmen. Deze opstelling is beter dan die van POLLACK en PICKETT, want ook als een hoofdtelefoon is uitgeschakeld hoort men twee sprekers op de achtergrond. Onze kritiek op de conclusies van HARRIS staat in 6.3.6.

CARHART (1965) heeft gemeten met luidsprekers. Hij heeft de moeilijkheid met de hoofdschaduw vermeden. Hij laat de proefpersoon het oor openen dat gekeerd is naar de luidspreker met stoortekst. Zelfs dan vindt hij een verbetering van 3 dB.

Later heeft hij (CARHART et al. 1967) ook met hoofdtelefoons gewerkt, en vond dat fase-omkering van signaal of stoorgeluid altijd meer effect had dan vertraging, zelfs wanneer door vertraging het signaal rechts en het stoorgeluid links gelateraliseerd werd. Dit klopt met de EC-theorie: Na aftrekking blijft er van de ruis niets over, maar wordt de spraak verdubbeld in amplitudo.

Het bleek dat het CPE bij spondaeën 7 dB en bij monosyllaben 4 dB bedroeg. Hij verklaart dit op basis van het DDE. Het DDE is het grootst bij lage frequenties. Voor het verstaan van spondaeën zijn meestal de lage componenten voldoende. Bij monosyllaben zijn ook de hoge frequenties essentieel, omdat er minder te raden valt. Hierbij moet men opmerken dat in de natuurlijke situatie dit kleine effect voor monosyllaben gecompenseerd wordt, doordat de hoofdschaduw juist voor hoge frequenties belangrijk is.

LEVITT en RABINER (1967a) hebben bewezen dat de lage frequenties het belangrijkste zijn voor het CPE, door slechts gedeelten van het spraakspectrum aan vertraging te onderwerpen. Ook zij konden het CPE op basis van het DDE verklaren (1967b).

1.5.3 HIRSH (1948a en b) heeft het eerst het DDE onderzocht. Hij vergeleek de toondrempels in de toestanden $(\pi/0)$, $(0/\pi)$, $(0/0)$ en (π/π) . Net als LICKLIDER bij het CPE vond, was er geen verschil tussen $(0/0)$ en (π/π) en gaf $(\pi/0)$ de grootste drempelverlaging (circa 13 dB), gevolgd door $(0/\pi)$ met 7 dB.

Ook heeft hij ruis aan beide oren gegeven en signaal aan één: $(m/0)$ en (m/π) , en heeft hij het signaal een faseverdraaiing gegeven $(\phi_s/0)$ en (ϕ_s/π) . Het feit dat de drempel hoger wordt wanneer een oor dat alleen ruis kreeg nu ook signaal krijgt, dus wanneer men van $(m/0)$ naar $(0/0)$ gaat, noemde hij binaurale inhibitie.

Hij verklaarde de effecten op grond van lateralisatie. Een geluid in fase (0) wordt duidelijk begrensd midden in of boven het hoofd gehoord terwijl een geluid in tegenfase (π) anders, meer bij de oren wordt gehoord.

HIRSH en POLLACK (1948) hebben ook de luidheid onderzocht. Ook die is groter in de $(\pi/0)$ en $(0/\pi)$ situatie doch dit geldt alleen dicht bij de drempel.

HIRSH en WEBSTER (1949) hebben onderzocht aan welke voorwaarden het storend geluid moet voldoen. Zij gebruikten ruis op allerlei wijze gefilterd, regelmatige en onregelmatige (van „jitter” voorziene) pulstreinen om een toon van 250 Hz te maskeren. Essentieel voor het stoorgeluid bleek te zijn: een onregelmatig karakter en componenten dicht bij de toon.

WEBSTER (1951) gebruikte als signaal ook een smalbandige ruis. Hij heeft

een theorie ontwikkeld waarin alle resultaten terug te voeren zijn op een tijdconstante van $125 \mu s$ (zie 4.2).

JEFFRESS et al. (1952) hebben onder meer de situatie $(0/\tau_n)$ en (τ_s/ϕ_n) onderzocht. Zij vonden dat de situatie die de maximale scheiding in lateralisatie gaf, namelijk toon links gehoord doordat hij rechts vertraagd was en voor de ruis de tegenovergestelde situatie ofwel $(0,6 \text{ ms}/-0,6 \text{ ms})$, niet het maximale DDE gaf. Het DDE is dus niet alleen op grond van het richting horen te verklaren.

JEFFRESS et al. (1956) hebben de theorie van WEBSTER verder uitgewerkt. Zij merkten op dat:

een eenvoudig model met vertragingen en coincidentieschakelingen (zie 1.6.2), dat al eerder ontworpen was voor het richting horen, ook kan dienen voor WEBSTER's theorie;

naarmate de maskering in het monaurale geval groter is, ook het DDE groter is. Dit geldt bijvoorbeeld voor kortdurende signalen.

In 1960 kondigde DURLACH zijn theorie aan die hij in 1963 en 1964 uitgewerkt heeft (zie 4.3).

In 1962 hebben JEFFRESS en zijn medewerkers vier onderzoeken gepubliceerd: BLODGETT et al. (1962) onderzochten het effect in de conditie $(m/0)$ als functie van de intensiteit. DIERCKS en JEFFRESS (1962) onderzochten de invloed van faserelaties op de absolute binaurale drempel. Zij concludeerden dat de absolute drempel op te vatten was als een drempel veroorzaakt door inwendige ruis, die uit drie componenten bestaat: een ruis voor het ene oor, een daarvan onafhankelijke ruis voor het andere oor en ten slotte een ruis die aan beide oren gemeen is. De laatste is kleiner dan de eerste twee. Men zou kunnen zeggen: de centrale ruis is kleiner dan de perifere.

JEFFRESS et al. (1962a) vroegen hun proefpersonen de ruis, die met ongelijke vertragingen aan hun oren aankwam en daardoor een lateralisatie veroorzaakte, weer in het midden te plaatsen door de vertragingen gelijk te maken. Dit bleek nog mogelijk als er een 10 dB sterkere onafhankelijke maskeerruis aan ieder oor aankwam. Verder (JEFFRESS et al. 1962b) hebben zij hun onderzoek van 1952 uitgebreid met als toonfrequentie 167 Hz.

SCHENKEL (1964) heeft een onderzoek ingesteld naar het DDE van toon en smalband ruis in smal- en breedband ruis. De laatste ruis was „gleichmässigverdeckend” (rose). Hij vond voor alle combinaties van signaal en ruis analoge resultaten, en concludeerde hieruit dat de temporele structuur van het signaal niet belangrijk is. Dat heeft hij verder uitgewerkt in zijn accumulatietheorie (1967a, zie 4.4). In deze theorie zijn ook zijn onderzoeken over de invloed van intensiteit en frequentie (1966) en zijn resultaten met korte toonstoten verwerkt (1967b).

WESTON en MILLER (1965) hebben gevonden dat een ruis op het contralaterale oor de absolute drempel voor een toon 0,5 dB kan verlagen. EGAN (1965) heeft de invloed van de intensiteit op het DDE van $(m/0)$, (m/π) en (m/u) nagegaan. Zelfs wanneer het intensiteitsverschil tussen de oren 40 dB bedraagt was er nog een DDE waarneembaar.

ZERLIN (1966) heeft het eerste experiment met clicks gedaan. Hij gebruikte een click die zo gefilterd was dat er geen componenten boven 800 Hz in

voorkwamen. Hij onderzocht de situaties ($\tau_s/0$), ($\Delta I/0$) en daarvan de combinatie ($\Delta I, \tau_s/0$). Met ($\Delta I/0$) bedoelen wij dat de ruis niet, maar de click wel in intensiteit verschillend is aan de oren.

FLANAGAN en WATSON (1966) werkten met pulstreinen. Zij konden daarbij de eerste of tweede spectrale component 180° in fase draaien zonder de andere componenten te draaien. Ook werkten zij met hoog- en laag-doorlaatfilters. Omdat ze de filtering die in het oor plaatsvindt niet in hun beschouwing opnamen, zijn hun conclusies wat onduidelijk.

GREEN (1966a en b) bestudeerde signalen van korte duur; METZ et al. (1968) gebruikten smalbandig maskeergeluid (zie 4.5).

MCFADDEN (1968) heeft de onderzoeken van EGAN (1965) uitgebreid met de conditie ($\pi/0$). Bij een intensiteitsverschil van 60 dB tussen de oren kon hij nog een DDE aantonen.

1.6 Kritieke Band (KB)

Een van de belangrijkste eigenschappen van het menselijk oor is zijn grote selectiviteit, dat wil zeggen dat een zwakke toon te horen is temidden van sterke ruis. Over deze selectiviteit en over het daarmee verwant geachte vermogen tot onderscheiden van toonhoogten zijn bijzonder veel onderzoeken gedaan. Het is nog steeds niet mogelijk gebleken met een eenvoudige theorie alle verschijnselen te beschrijven. Wij zijn dan ook dit moeilijke punt zo ver mogelijk uit de weg gebleven. De selectiviteit van de cochlea heeft echter ook voor ons onderzoek zijn consequenties. Daarom behandelen wij hier enkele punten uit de rijke geschiedenis van het onderzoek naar die selectiviteit en tenslotte de veronderstellingen waar wij van zullen uitgaan.

1.6.1 Zoals men wit licht door een prisma kan ontleden in de kleuren van de regenboog, zo kan men ook het geluid ontleed denken in verschillende spectrale componenten.

Dat ontleden kan men mathematisch uitwerken met de Fourieranalyse. Men kan het ook fysisch realiseren door het geluid te sturen naar een stel snaren van verschillende lengte en/of spanning. Bij iedere spectrale component resoneert nu een snaar mee. VON HELMHOLTZ (1896) veronderstelde een dergelijk snarenmechanisme in de cochlea. Hoewel deze beschrijving van het binnenoor onjuist is gebleken, kan men toch de selectiviteit van het oor als volgt onder woorden brengen: een toon wordt slechts gehinderd in de waarneming door die componenten van een ruis die vlak om de toon zitten. FLETCHER (1940) heeft bij verschillende frequenties nagegaan hoe sterk een toon moest zijn als hij juist door een ruis niet meer gestoord werd. Hij sprak in dit verband over „critical ratios”. Ook heeft hij de bandbreedte van de ruis gevarieerd en zo de „critical bandwidth” bepaald.

VON BÉKÉSY (1960) heeft gevonden dat een toon in de cochlea slechts een beperkt gebied van de basilaire membraan (dat deel van het binnenoor waar geluidstrillingen in zenuwprikkeling worden omgezet) in trilling brengt. Nauwkeuriger gezegd, een toon brengt een bepaald gebied het sterkst in trilling en andere delen minder. Het bij een toon horende gebied is nu te

definiëren als het gebied waar de trilling minstens de helft van de maximale trilling is. Dit gebied is veel groter dan men uit de resultaten van FLETCHER zou afleiden.

Een ander probleem was dat de uitspraak: „één bepaalde toonhoogte correspondeert met één bepaalde plaats op de basilaire membraan” niet juist bleek. Men kan geluiden maken die verschillende toonhoogten hebben maar toch op de basilaire membraan hetzelfde gebied bestrijken. Men moet dus hieruit aannemen dat er ook nog een neuronaal mechanisme is dat gevoelig is voor bepaalde tijdsverschillen in het signaal. Er is een felle discussie geweest tussen hen die beweerden dat de toonhoogte voornamelijk bepaald werd door de plaats op de basilaire membraan en hen die neuronale tijdsanalyse verdedigden; ofwel tussen aanhangers van de „plaatstheorie” en die van de „tijdtheorie”.

Het begrip van een stel frequenties die bij elkaar horen („Frequenzgruppe”, „critical band”) is bijzonder nuttig. Twee tonen klinken samen luider buiten elkaars kritieke band dan er binnen (FELDKELLER en ZWICKER 1956). Vlak bij de drempel is het juist andersom: GÄSSLER (1954) heeft aangetoond dat de kleinste hoeveelheid energie nodig is om een complex van tonen te laten horen, wanneer dat complex zich binnen een bepaald gebied bevindt. Wij noemen dat gebied van nu af kritieke band (KB).

Wanneer men nagaat wat de kleinste variaties in sterkte of in toonhoogte zijn die nog juist gehoord kunnen worden (ZWICKER 1952, VERSTEEGH 1954), dan blijkt ook, dat er een bepaald gebied is, waarbinnen er een andere wijze van samenwerken is dan er buiten. Men formuleert dit ook wel door te zeggen: het oor is alleen fase-gevoelig binnen de KB.

De waarden die voor de breedte van de KB gevonden werden, liepen nogal uiteen. Ruwweg gezegd kan men onderscheiden een Amerikaanse groep met een kleinere waarde voor de kritieke bandbreedte en een Duitse met een viermaal zo grote waarde. DE BOER (1962) heeft erop gewezen dat FLETCHER van iets te eenvoudige veronderstellingen is uitgegaan. Wanneer men de waarde van FLETCHER daarvoor corrigeert, blijkt er betere overeenstemming tussen de resultaten van de Duitse en Amerikaanse groep (BOS en DE BOER 1966).

De vaststelling van de breedte van de kritieke band hangt ook af van de vorm die men de kritieke band toeschrijft. Vrij algemeen is de opvatting van een bandfilter met verschillende hellingen aan de lage en de hoge kant, waarbij bovendien de laatste afhankelijk is van de intensiteit. Er bestaat echter geen psychofysisch experiment waarmee men gelijktijdig de twee hellingen en de breedte kan meten.

Een interessante uitbreiding van de experimenten van VON BÉKÉSY is gedaan door JOHNSTONE en BOYLE (1967) door middel van het Mössbauer-effect. Zij vinden een grotere selectiviteit dan VON BÉKÉSY. Electrofysiologische metingen aan afzonderlijke zenuwfibrillen in de gehoorzenuw (KIANG et al. 1965) laten zien dat een vezel slechts gevoelig is voor een zeer beperkt gebied van frequenties. Dit gebied is nog veel smaller dan dat wat JOHNSTONE en BOYLE vinden. Een verklaring hiervoor is dat, wanneer een deel van de basilaire membraan geprikkeld wordt, hierdoor een remmende werking uitgeoefend wordt op de haarcellen die in de onmiddellijke omgeving liggen.

Men noemt dat laterale inhibitie. Ook heeft men verondersteld dat de bijzonder grote scherpheid die bij de electrofysiologische metingen gevonden wordt, het gevolg is van een inhibitie die werkt via de olivo-cochleaire bundel van RASMUSSEN (zie 1.7.3).

Teneinde deze mogelijkheden uit te sluiten is door DE BOER (1967) een experiment gedaan, waarbij hij de gehele basilaire membraan in beweging bracht. Hij gebruikte daartoe ruis als geluid en zocht nu door middel van een gespecialiseerde rekenmachine en bepaalde elektronische schakelingen het verband tussen de zenuwimpulsen van een bepaalde zenuwcel en de ruis die daar juist aan vooraf was gegaan (DE BOER en JONGKEES 1968, DE BOER 1968, DE BOER en KUYPER 1968, DE BOER 1969 a, b en c).

DE BOER beschrijft de werking van de cochlea met een filter. Het blijkt dat de vorm van dit filter onafhankelijk is van de intensiteit, en goed overeenstemt met de voor tonen gevonden selectiviteit. Dit experiment wijst dus

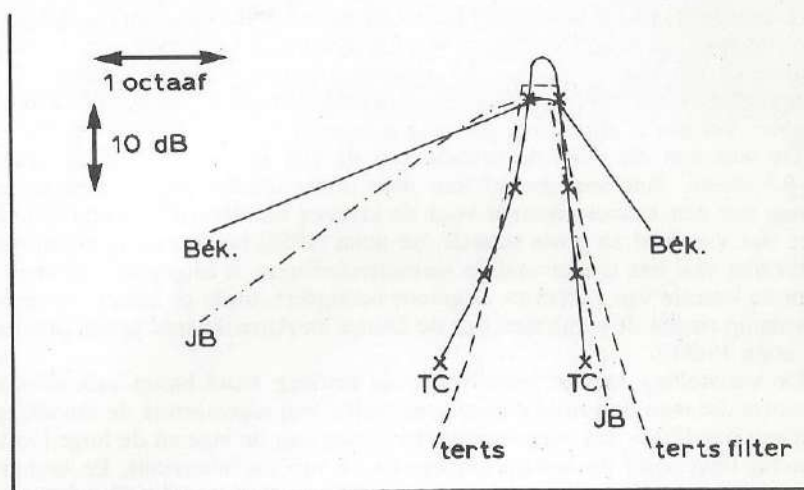


Fig. 142. Resultaten van enkele onderzoeken naar de selectiviteit van de cochlea, vergeleken met de doorlaatkromme van een tertsfilter. Beide assen zijn logaritmisch. Bék omhullende van de uitwijking van de basilaire membraan volgens VON BÉKÉSY (1960)
JB idem volgens JOHNSTONE en BOYLE (1967)
TC audiogram van een zenuwvezel uit de gehoorzenuw volgens DE BOER (1968)
terts doorlatingskromme van een 1/3 octaaf filter (Wandel und Goltermann TB 25).
N.B. De krommen zijn nagetekend van figuren en vervolgens verschoven zowel in horizontale als in verticale richting. Bij JB was de frequentie van het maximum 18 kHz, Bék kwam slechts tot 3 kHz. De onderzoeken zijn verricht bij de mens, de cavia en de kat.

sterk in de richting van een mechanische filtering in de cochlea en maakt derhalve schakelingen met zenuwelementen minder waarschijnlijk. Men kan de onafhankelijkheid van de intensiteit echter ook verklaren door aan te nemen dat er in de cochlea een vrij sterke regulering van de drempel van de haarcellen plaatsvindt (zie 1.7.3). Er is een snelle ontwikkeling gaande in het onderzoek over de selectiviteit van de cochlea en de daarmee samenhangende problemen. Het laatste woord over deze verschijnselen is nog lang niet gezegd. In figuur 142 hebben wij enkele krommen vergeleken.

Een moeilijkheid bij vele psychofysische experimenten is dat de resultaten moeilijker verklaarbaar worden wanneer men aanneemt dat het oor zijn kritieke band heen en weer kan schuiven of met andere woorden, dat de kritieke band inderdaad beschouwd kan worden als te zijn ontstaan uit de samenwerking van een stel naast elkaar gelegen haarcellen, waarbij het oor in staat is wanneer dat gunstig uitkomt aan de ene kant een paar haarcellen weg te laten en aan de andere kant er een paar bij te nemen. Wanneer men echter proeven doet met ruis waarin een „gat” is uitgespaard (dat wil zeggen dat een smal stuk van het geluidsspectrum er niet in voorkomt) en men de drempel van een toon meet als functie van de breedte van het gat, is men hiervan in eerste orde onafhankelijk (DE BOER en BOS 1962).

GILLISSEN (1966) heeft aldus patiënten gemeten. Het bleek dat het nog niet mogelijk is de kritieke band als diagnostisch hulpmiddel in de kliniek te gebruiken.

1.6.2 Wanneer men aanneemt dat de kritieke band gevormd wordt door de samenwerking van de verschillende zenuwvezels zou het mogelijk kunnen zijn dat de kritieke band pas gevormd wordt nadat de signalen van het linker- en het rechteroor aangekomen zijn. NIESE (1960) heeft bewezen door middel van een experiment over de luidheid van twee tonen, dat eerst de kritieke band gevormd wordt voor ieder oor afzonderlijk, en dat dan pas de resultaten opgeteld worden. Ook uit de resultaten van FELDMANN (1963), SCHENKEL (1964) en MULLIGAN et al. (1967) blijkt dat het vergelijken van linker en rechter signaal alleen geschiedt als zij dezelfde frequentieband beslaan. Anders gezegd: er is voor elke KB een apart EC-mechanisme. Dit is geschetst in figuur 143. Men ziet twee uitgerolde cochleae waarvan de corresponderende plaatsen van de basilaire membranen verbonden zijn door rechthoeken. In een dergelijke rechthoek of blok bevindt zich een EC-mechanisme, dat zijn signalen weer naar een meer centraal gelegen of „hoger” centrum (hier lager getekend) stuurt.

1.6.3 Men kan zich voorstellen dat in een blok geen EC-mechanisme zit, maar een mechanisme met vertragingen en „coincidentie-schakelingen” zoals in figuur 144. Wanneer er een signaal van links komt en pas even later één van rechts, dan zullen zij elkaar ontmoeten in de rechterhelft van de schakeling. Alleen daar geeft een cirkeltje een signaal af. Op deze wijze correspondeert een bepaalde plaats van een geluidsbron buiten ons met een bepaalde plaats in ons zenuwstelsel. Elk blok van figuur 143 heeft nu verschillende uitgangen. Men zegt ook wel dat in een dergelijke schakeling de kruiscorrelatie tussen twee signalen bepaald wordt.

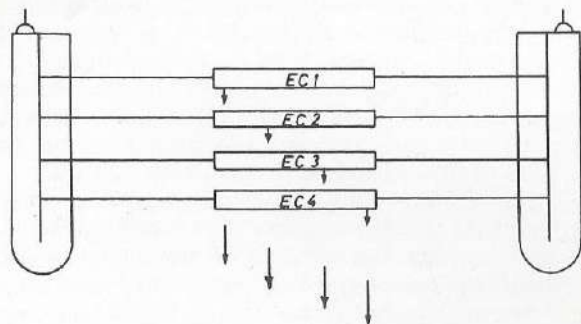


Fig. 143. Eén EC-mechanisme per KB.

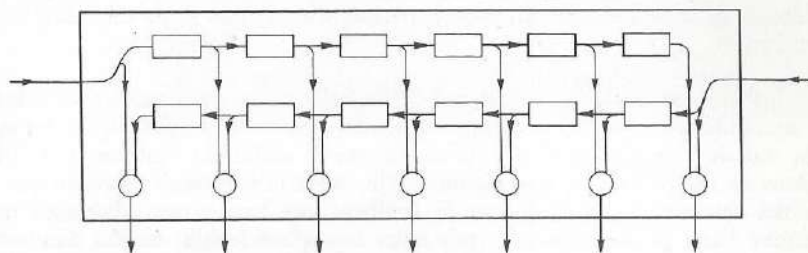


Fig. 144. Coincidenteschakelingen na vertragingen door synapsen.

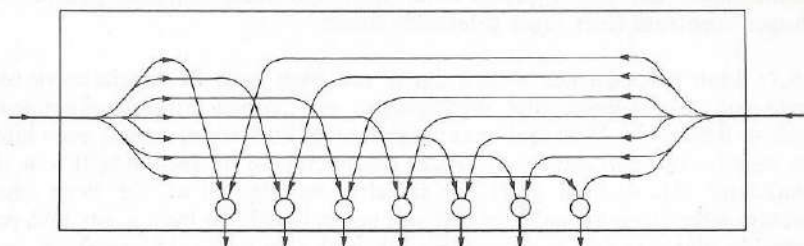


Fig. 145. Coincidenteschakelingen na vertragingen door relatief lange ongemyeleiseerde zenuwvezels.

De vertragingen in figuur 144 kan men zich denken op te treden bij synapsen (contacten tussen zenuwcellen). Zowel cirkels als rechthoeken stellen dan zenuwcellen voor. Dit eist echter veel zenuwcellen en bovendien worden bij synapsen over het algemeen vertragingen van meer dan 0,5 ms gemeten. Het is waarschijnlijk dat vertragingen opgewekt worden door relatief lange ongemyeleiseerde dunne vezels. Wij krijgen dan het schema van figuur 145. Waar die vertragingen anatomisch gelocaliseerd moeten worden, bespreken wij in 1.7.4. Het schema van figuur 145 voor het richting horen is al in 1948 voorgesteld door JEFFRESS.

Wanneer men nu de rechteringang van de schakeling van figuur 144 of 145 niet met de rechter maar met de linker cochlea verbindt, verkrijgt men een schakeling, die geschikt is om de periodiciteit van het ingangssignaal te bepalen, of wel een toonhoogtedetector. Het oor kan zo verschillende toonhoogten bepalen van signalen waarvan het spectrum hetzelfde is. Dat een dergelijke toonhoogtebepaling per KB geschiedt wordt waarschijnlijk uit proeven van RITSMA (1967). De kruiscorrelatie van een signaal met zichzelf noemt men autocorrelatie. De hierboven beschreven schakeling kan men derhalve als volgt samenvatten: Het oor bepaalt per KB door middel van autocorrelatie een periodiciteitstonhoogte. Een hoortheorie op basis van kruis- en autocorrelatie is ontwikkeld door LICKLIDER (1958). Ook CHERRY en SAYERS (1956) hebben hiermee gewerkt.

Men kan zich afvragen of de KB voor monaurale mechanismen zoals toonhoogtedetectie, selectiviteit en luidheidsadditie en voor dichotische effecten als bijvoorbeeld richtinghoren en DDE hetzelfde is. SONDHI en GUTTMAN (1965) hebben getracht te meten hoe breed het gebied van samenwerking tussen de oren is voor het DDE. Zij gebruikten daartoe speciaal door een rekenmachine gegenereerde signalen. Hun resultaten hebben niet tot eenvoudige conclusies geleid.

1.6.4 Wij gaan voor onze onderzoeken uit van het veronderstelde in figuur 143 en hebben ons verder door praktische motieven laten leiden. Teneinde per oor slechts één KB in te schakelen hebben wij onze signalen in frequentie beperkt door een $\frac{1}{3}$ octaaf- of tertsfiler (Wandel und Goltermann TB 25).

Alleen bij enkele oriënterende experimenten hebben wij een bredere frequentieband genomen. Dat was nodig om voldoende componenten van het signaal binnen die band te krijgen (zie 3.1). In een dergelijke situatie, waar dus meer EC-mechanismen zijn ingeschakeld, kan men slechts gissen waardoor het DDE veroorzaakt wordt. Waarschijnlijk is, dat het meest effectieve EC-mechanisme het DDE bepaalt. Het zou ook kunnen zijn dat er een gemiddelde bepaald werd, of dat één EC-mechanisme domineert. Iets dergelijks is gevonden door RITSMA (1967) bij de toonhoogte-detectors. Wanneer twee toonhoogte-detectors strijdige gegevens verstrekken, is er een voorrangssysteem dat aangeeft wie van de twee geloofd moet worden.

Wij hebben in onze metingen met breedbandige signalen de indruk gekregen dat het DDE niet nauwkeurig bepaald was. De waarden die gevonden werden, liepen voor dezelfde proefpersoon erg uiteen. Wij hadden

de indruk dat de proefpersoon soms zijn aandacht op één criterium en dan weer op een ander richtte. Dit is niet nader onderzocht.

Dat de keus van een tertsfilter voor de breedte van de KB redelijk is, blijkt ook uit het feit dat wij met dit tertsfilter, gevolgd door een model van een haarcel met eerste neuron, betere resultaten verkrijgen dan WEISS, die ook een dergelijk model heeft, maar die dat schakelt achter een „slap” filter (zie 5.2).

1.7 Anatomie en fysiologie

1.7.1 Hoewel het voor richting horen, CPE en DDE erg doelmatig zou zijn als de zenuwvezels van linker- en rechteroor elkaar direct zouden ontmoeten zoals LEWY en KOBRAK (1936) hebben verondersteld, is men het er tegenwoordig over eens dat alle afferente cochleaire vezels eindigen in de nucleus cochlearis.

De belangrijkste commissuur (verbinding tussen links en rechts) is het corpus trapezoideum. Hogerop, bijvoorbeeld tussen de colliculi inferiores

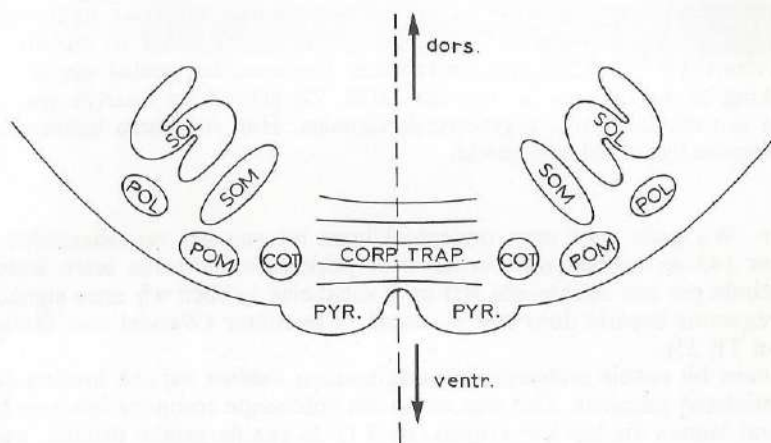


Fig. 151. SOC-kernen, getekend op een transversale doorsnede van de hersenstam van een kat, schematisch voorgesteld.

SOC	superieure olijkernen complex
SOM, POM	mediale superieure olijkern en zijn pre-kern
SOL, POL	laterale superieure olijkern en zijn pre-kern
COT	kern van Corp. Trap.
Corp. Trap	corpus trapezoideum
Pyr.	pyramide baan
dors.	rugrichting
ventr.	buikrichting

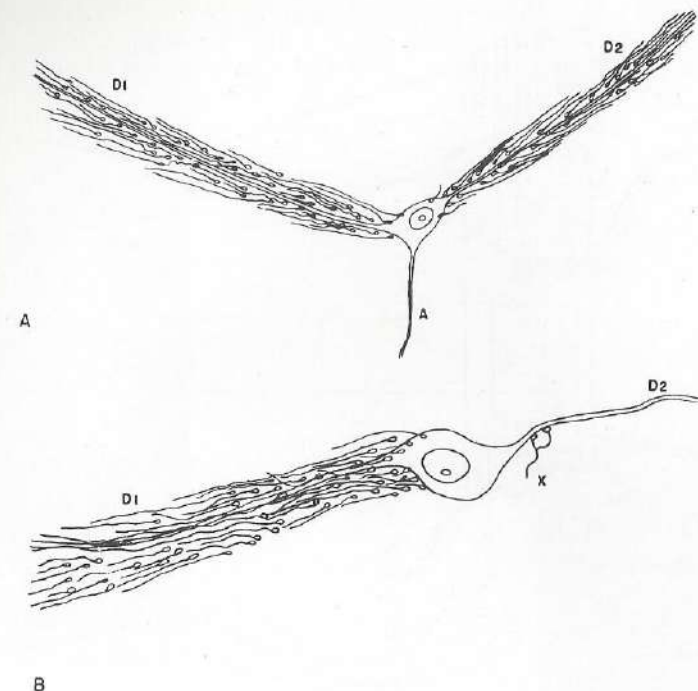


Fig. 153. Cellen van de mediale superieure olijkern (SOM). Onderste kern na destructie van één cochlea. Uit STOTLER (1953).

zijn ook commissuren, maar die vallen in het niet bij het corpus trapezoideum met zijn tienduizenden vezels. Een recente studie van die vezels bij de kat is gemaakt door VAN NOORT (1969). Hieruit blijkt dat een groot aantal vezels hoort bij het systeem dat de nucleus olivaris superior medialis (SOM, Superior Olive Medial part) innerveert.

De SOM (ook nucleus olivaris accessorius) is één der kernen van het SOC (Superior Olivary Complex). In figuur 151 ziet men een schematisch overzicht van de diverse kernen van het SOC, in figuur 152 enkele verbindingen zoals ze door o.a. VAN NOORT beschreven zijn en in figuur 153 een schets van STOTLER (1953), die bij de kat de cellen van de SOM onderzocht heeft.

STOTLER beschrijft hoe van de twee dendrieten die de cellen van de SOM hebben, de één voornamelijk gevoed wordt door vezels van de contralaterale nucleus cochlearis en de andere door vezels van de ipsilaterale nucleus cochlearis.

Volgens VAN NOORT komen die vezels van het ventrale gedeelte van de nucleus cochlearis (figuur 154) en is er in de SOM tonotopie, dat wil zeggen (zie figuur 155) dat de vezels voor de lage tonen zich dorsaal bevinden en die

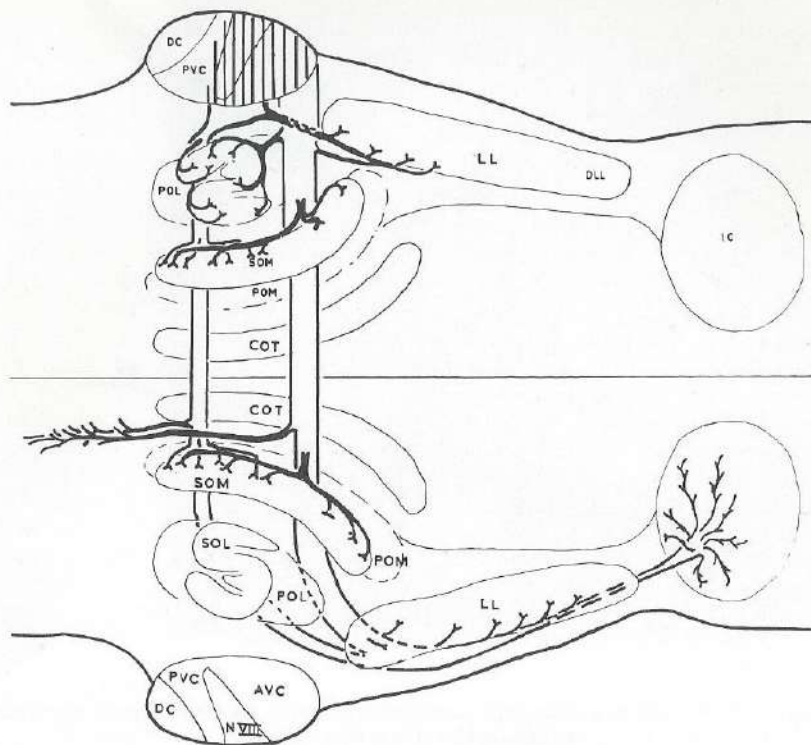


Fig. 154. Verbindingen van de vezels met een dikte van circa 4μ van de ventrale cochleaire kern. Uit VAN NOORT (1969).

- AVC nucleus cochlearis ventralis anterior
- PVC nucleus cochlearis ventralis posterior
- DC nucleus cochlearis dorsalis
- POM nucleus praeolivaris medialis
- POL nucleus praeolivaris lateralis
- SOM nucleus olivaris superior medialis
- SOL nucleus olivaris superior lateralis
- COT nucleus corporis trapezoidei
- LL lemniscus lateralis
- DLL nucleus dorsalis lemnisci lateralis
- IC colliculus inferior

voor de hoge tonen ventraal.

Dit impliceert dat een cel als door STOTLER beschreven, alleen van beide oren signaal krijgt als de geluidsfrequenties gelijk of ongeveer gelijk zijn. Zo een cel of een groep dergelijke cellen zou kunnen corresponderen met een EC-unit. Dit is dus een neuro-anatomische steun voor de veronderstelling van figuur 143.

Het merkwaardige is echter dat volgens HARRISON (1967) bij de dolfijn en de vleermuis geen SOM voorkomt. Deze dieren kunnen echter uitstekend richting horen. Men moet veronderstellen dat zij dat met de SOL (Superior Olive Lateral part) doen. In tabel I op pagina 43 is een overzicht gegeven van de verbindingen door VAN NOORT aangetoond. Daaruit blijkt dat de SOL vanuit de nucleus cochlearis gevoed wordt en wel ipsilateraal direct, en contralateraal via de kern van het corpus trapezoideum.

Aangezien uit onderzoeken van o.a. SCHMIDT (1955) en KLUMPP en EADY (1956) blijkt dat het oor tijdsverschillen van 10μ s kan waarnemen, is het waarschijnlijk dat het constateren van zo een klein verschil geschiedt nadat de responsen een zo klein mogelijk aantal synapsen zijn gepasseerd. Een synaps geeft in het algemeen een vertraging van enkele ms. Het lijkt niet eenvoudig daar een nauwkeurigheid van 10μ s bij te bewaren.

Een mogelijkheid tot verminderen van eventuele fouten is tegelijkertijd verschillende neuronen hetzelfde te laten doen, en tenslotte van de boodschappen het gemiddelde te nemen. Uit de mond van tien onbetrouwbare koeriers is nog wel een redelijke boodschap samen te stellen. Dit „middelen” (averaging) is zeer essentieel in de theorie van DURLACH en ook in ons elektronisch model.

Ook zou men van één koerier tien achtereenvolgende berichten kunnen afwachten en daaruit een gemiddelde bepalen. Dat kost minder koeriers maar meer tijd.

HARRISON (1967) wijst er op dat grote synaptische eindingen („calices van HELD”) bijzonder geschikt zouden zijn voor het nauwkeurig overbrengen van signalen. Dergelijke calices worden gevonden in de kern van het corpus trapezoideum.

1.7.2 Een neurofysiologische steun voor het schema van figuur 143 is geleverd door onder meer MOUSHEGIAN et al. (1964). Zij vonden dat het frequentiegebied van het geluid waarvoor een cel in de SOM gevoelig was, aan beide zijden gelijk was. Een uitgebreid onderzoek door middel van ongefilterde clicks waarvan het tijdsverschil regelbaar was, is gedaan door HALL (1964 of 1965). Een cel die karakteristiek was voor zijn onderzoek, reageerde op clicks aan het rechteroor. Kwamen er nu ook clicks links dan konden die de reactie geheel of gedeeltelijk onderdrukken, afhankelijk van hun intensiteit en de tijd die zij voorlagen (zie figuur 171).

ROSE et al. (1963) hebben tonotopie gevonden in de colliculi inferiores. Later (ROSE et al. 1966) hebben zij aldaar cellen gevonden, wier activiteit afhangt van het interaurale tijdsverschil.

ADAMS en EDMONDS (1967) hebben in de SOM een type cel beschreven dat van een kant zowel geïnhibeerd als geëxciteerd kan worden, afhankelijk van het interaurale tijdsverschil.

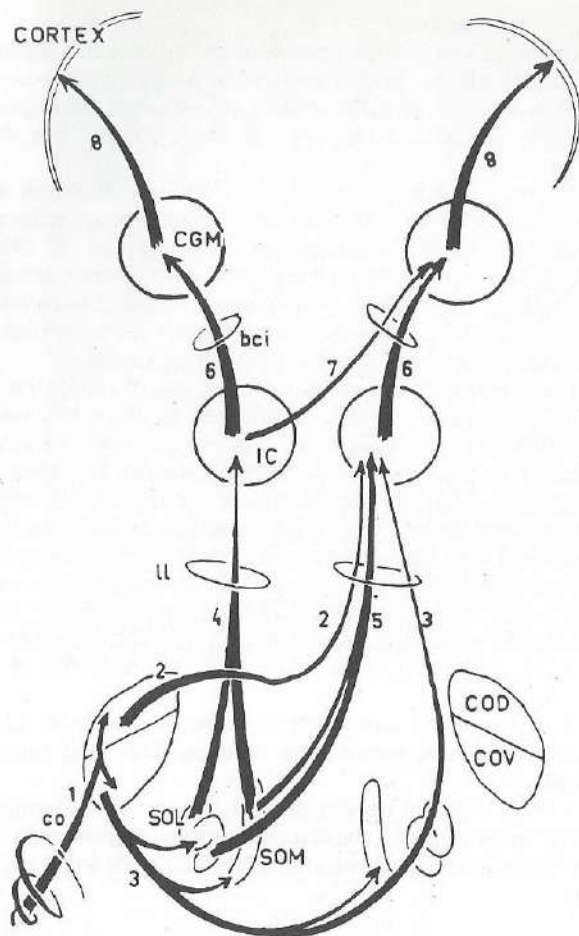


Fig. 152. Afferente acoustische banen. Naar VAN NOORT (1969) uit VOOGD (1968).

CGM corpus geniculatum mediale
bci brachium colliculi inferioris
COD nucleus cochlearis dorsalis
COV nucleus cochlearis ventralis
CO cochlea
LL lemniscus lateralis

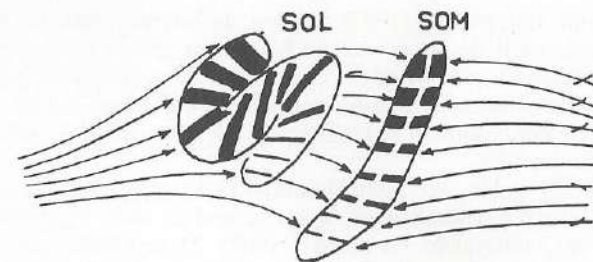


Fig. 155. Tonotopie in de superieure olijkernen; dikke strepen duiden op lage, dunne strepen op hoge tonen.

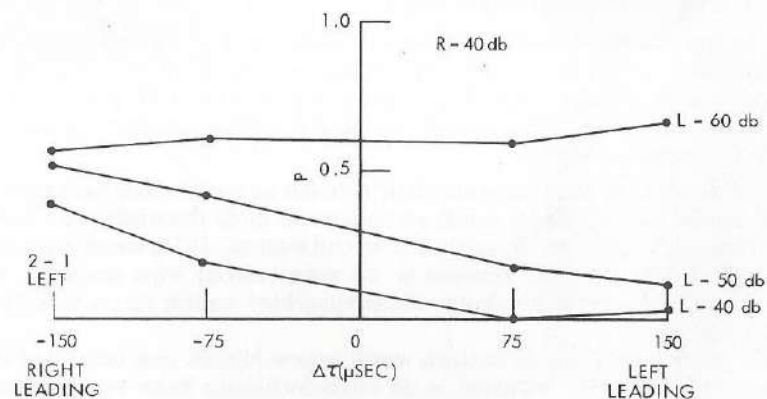


Fig. 171. Invloed van het tijdsverschil Δt tussen clicks aan rechter en linker oor op de waarschijnlijkheid van vuren van een gegeven cel in de linker SOM, bij drie sterktes van de linker click. Uit HALL (1964).

BOUDREAU en TSUCHITANI (1967) hebben de laterale kern (SOL) onderzocht. Zij vonden dat de cellen van de SOL door geluid op het ipsilaterale oor altijd geprikkeld worden en door contralateraal geluid altijd gehinibeed. Het bleek dat het frequentiegebied van het geluid waarvoor de cellen gevoelig zijn voor beide kanten hetzelfde is. Ook voor de SOL geldt dus het schema van figuur 143.

Voor de SOM geldt dat contralaterale prikkeling altijd exciterend is terwijl de ipsilaterale prikkels voor $\frac{3}{4}$ exciterend en voor $\frac{1}{4}$ inhiberend zijn (GOLDBERG 1967, GOLDBERG en BROWN 1968). Deze onderzoekers hebben de hond onderzocht, alle vorigen de kat. Wanneer men aanneemt dat voor richting horen excitatie en voor het DDE inhibitie belangrijk is zou men kunnen veronderstellen dat de SOM voor het richting horen en de SOL voor het DDE belangrijk is. Dit is in strijd met de afwezigheid van de SOM bij dolfin en vleermuis. Het lijkt dan ook voorbarig om de plaats van deze mechanismen vast te leggen.

1.7.3 Zoals wij in 3.6 en in hoofdstuk IV zullen zien moeten wij veronderstellen dat er een sterkteregeling („AVC”) en een signaalvertraging plaatsvinden ergens tussen cochlea en colliculi inferiores. Over de anatomische localisatie van die AVC en die signaalvertraging is nog weinig zekerheid. Wat nu volgt zijn enkele speculaties.

De AVC zou kunnen plaatsvinden:

a) in het middenoor door overdrachtsregulering door middel van het aantrekken van de middenoorspiertjes. Aangezien bij de mens een duidelijke impedantieverandering pas bij een intensiteit van circa 80 dB/terts wordt waargenomen en wij deze sterkte niet bereikt hebben kunnen wij deze verklaring terzijde schuiven.

b) in de cochlea. Men zou kunnen denken dat de cochlea zelf haar gevoeligheid regelt. Iets dergelijks wordt verondersteld in de theorieën over laterale inhibitie. Ook piekdetectie, zoals MOL en UHLENBECK (1954) voorstellen, heeft een effect dat aan AVC verwant is. DE BOER (1969c) wijst erop dat AVC noodzakelijk is, gezien het grote intensiteitsgebied waarin de cochlea lineair reageert.

De gevoeligheid van de cochlea wordt waarschijnlijk ook beïnvloed door efferente banen. Het bekendst is de olivo-cochleaire baan van RASMUSSEN (RASMUSSEN 1960, FEX 1962). Verder heeft SPOENDLIN (1966) gewezen op de mogelijkheid van innervatie door autonome systemen. Volgens COMIS en WHITFIELD (1968), STARR en WERNICK (1968) kunnen efferente banen zowel inhiberend als faciliterend werken. De AVC zou dus door middel van verzwakking of door middel van versterking kunnen werken, zie ook 3.6 en 3.7.

c) in de nucleus cochlearis (NC). Dit zou kunnen geschieden door rondgaande banen in de NC of door beïnvloeding van buitenaf. Rondgaande banen worden verondersteld door WHITFIELD (1967). Zij zijn door VAN NOORT niet gevonden, maar zijn methode was daarvoor ook niet zo geschikt.

Invloed van buiten op de NC zou kunnen gaan via de banen van de laterale prae-olivaire kern (POL) naar de NC die o.a. VAN NOORT gevonden heeft. De POL wordt op zijn beurt weer door de NC geïnnerveerd (zie tabel 1).

TABEL I

Samenvatting van de connecties tussen acoustische kernen zoals beschreven is door VAN NOORT (1969)

naar	van	Co	D	P	A dik 3a	A mid 3b	A dun 3c	SOL 4	POL 5	SOM 6	POM 7	COT 8
0 cochlea												×
1 Nu Co Dor		○							○			×
2 Nu Co Ven Post		○							○			
3 Nu Co Ven Ant		○							○		×	
4 SOL						○						○
5 POL				○			○					
6 SOM						×						
7 POM							×					
8 COT					×							
9 LL			×	×		×		×		×		
10 IC			×			×		×		×		
11 Onbekend						×						

○ ipsilaterale verbinding
× contralaterale verbinding
× beide

Nu Co Dor nucleus cochlearis dorsalis
Ven Post, Ant ventralis posterior, anterior
SOL, SOM laterale, mediale superieure olijkern
POL, POM laterale, mediale prae-olivaire kern
COT kern van het corpus trapezoideum
LL lemniscus lateralis
IC colliculus inferior

dik systeem met vezels van 8 à 12 μ diameter
mid systeem met vezels van 4 μ diameter
dun systeem met vezels van 1 à 4 μ diameter

Ook de baan van RASMUSSEN geeft waarschijnlijk takken af in de NC. Er kan een remmende werking uitgaan van geluid op het andere oor (PIRSIG et al. 1968).

1.7.4 De signaalvertraging geschiedt met grote nauwkeurigheid. Het is echter niet waarschijnlijk dat er synapsen zijn waarvan de latentietijden onderling nauwkeurige verschillen hebben.

Het is mogelijk dat tijdsverschillen ontstaan door ongemyeïniseerde vezeldelen van ongelijke lengten. Stel dat de grootste $\Delta t = 0,6$ ms, de kleinste vezeldiameter 1 μ en de voortplantingssnelheid van het signaal in m/s gelijk

aan de vezeldikte in μ . Wij hebben dan 0,6 mm nodig, wat vrij veel is, gezien de afmetingen van de SOM.

Uit de metingen van KIANG et al. (pag. 26, fig. 45) valt af te leiden dat er bij dezelfde CF neuronen zijn met verschillende latentietijden. Een verder onderzoek zou moeten uitmaken of dit essentieel is. Het is mogelijk dat deze uiteenlopende latentietijden veroorzaakt worden door zenuwvezels die, nadat ze contact hebben gehad met de haarcellen, nog over een zekere lengte met de cochlea meelopen, de „external spiral fibres”, (SPOENDLIN 1966).

Het zou zeer doelmatig zijn om zo perifeer mogelijk al over vertragingen te beschikken. Er zijn verschillende mechanismen waarbij men signaalvertraging nodig acht, zoals toonhoogtedetectie, richtinghoren en het EC-mechanisme. Zij kunnen dan alle van dezelfde vertragingen gebruik maken.

1.8 Motivering van het onderzoek

De meeste onderzoekers hebben als signaal voor het DDE een toon gebruikt, enkele smalbandige ruis en ZERLIN (1966) en FLANAGAN en WATSON (1966) ook gefilterde „clicks”. Zij gebruikten echter een filter dat of alleen een hoog deel of alleen een laag deel van het geluidsspectrum doorliet. Daardoor kwam er altijd meer dan één KB in actie.

Wij hebben gezien dat er per kritieke band een EC-mechanisme werkzaam zou zijn. Dat is een argument om het EC-mechanisme juist met smalbandige signalen te onderzoeken. Er is nog een argument:

Het verstaan van klinkers geschiedt waarschijnlijk doordat er voor iedere klinker stereotype plekken zijn op de basilaire membraan. Anders gezegd: een klinker wordt bepaald door enkele (meestal 2) karakteristieke frequentiegebieden, z.g. formanten.

CARHART et al. (1967) en LEVITT en RABINER (1967a en b) hebben bewezen dat het DDE de basis is voor het CPE. Het ligt derhalve voor de hand een aan spraak verwant geluid met smalle bandbreedte te onderzoeken. Daartoe hebben wij het DDE onderzocht aan clicks die een tertsfilter passeren.

Wanneer deze gefilterde pulsen snel achter elkaar komen, (herhalingsfrequentie F groter dan 40 Hz), dan heeft het geluid onder bepaalde omstandigheden (RITSMA 1962) een toonhoogte die gelijk is aan die van een reeks ongefilterde pulsen. Dit is een voorbeeld van het verschijnsel van de „missing fundamental”: de grondtoon is afwezig maar de toonhoogte blijft gelijk. Door SCHOUTEN (1940) is dit verschijnsel aan pulsreeksen onderzocht. Hij noemde de sensatie opgewekt door een pulsreeks die ontstaat is van de lagere harmonischen „residu”. Het residu heeft aanleiding gegeven tot veel onderzoekingen en discussies vooral van Nederlandse onderzoekers, (HOOGLAND 1953, DE BOER 1956, RITSMA 1963). Wanneer de herhalingsfrequentie F echter kleiner is dan 5 Hz, hoort men afzonderlijke tikken.

Teneinde de situatie zo eenvoudig mogelijk te maken is het gewenst te werken met afzonderlijk tikken. Wel hebben wij eerst nagegaan of het DDE voor tikken niet kleiner was dan voor residu-signalen (zie 3.3).

Het blijkt dat de belangrijkste theorie over het DDE, die van DURLACH, enkele bezwaren heeft. Deze theorie is in principe eenvoudig om te werken

tot een theorie, die fysiologisch aanvaardbaar lijkt. De resultaten zijn dan echter niet meer te berekenen; wij hebben daarom een elektronisch model geconstrueerd.

Verder hebben wij de klinische toepasbaarheid van richting horen, het CPE en DDE onderzocht. Het richting horen is als diagnostisch hulpmiddel bekend. Wij hebben het gebruikt om de revalidatie door middel van twee hoortoestellen na te gaan. Het CPE zou ook een aanwijzing kunnen geven over het nut van het tweede hoortoestel. Het DDE zou kunnen optreden als een eenvoudige vervanger van richting horen en CPE.

1.9 Programma

Wij willen het DDE van enkele signalen met smalle bandbreedte onderzoeken (hoofdstuk III), de resultaten vergelijken met de theorie van DURLACH (hoofdstuk IV) en met een door ons gebouwd elektronisch model (hoofdstuk V). Verder willen wij nagaan wat de klinische waarde is van richting horen, CPE en DDE, door deze drie effecten in hun samenhang te onderzoeken (hoofdstuk VI).

PROEFOPSTELLING VOOR DE DDE EXPERIMENTEN

2.1 Procedure

Aan de proefpersoon wordt verteld dat hij twee soorten geluid te horen krijgt, te weten één dat continu aangeboden wordt (een ruis) en één, dat intermitterend te horen is en dat we hier signaal noemen. Het signaal bestaat uit een reeks pulsen met periodiciteit F . De pulsen worden gefilterd zodat alleen de componenten in de buurt van een centrale frequentie f_c worden doorgelaten. Het karakter van het geluid is sterk afhankelijk van F en f_c . Het signaal wordt tweemaal per seconde aangeboden.

De proefpersoon moet op een knop drukken zolang hij het signaal hoort. Daardoor wordt het zwakker en op een bepaald moment hoort hij alleen nog maar de ruis. Dan laat hij de knop los, waardoor het signaal weer sterker wordt. Als de proefpersoon het weer hoort, herhaalt zich het spel.

De stand van de signaalverzwakker wordt automatisch geregistreerd door middel van een békésyaudiometer (zie 6.1.2). De snelheid van de verzwakker is circa 1 dB/sec. Als de drempel, meestal na een stuk of 5 slagen, duidelijk is aangegeven, schakelt de proefleider een nieuwe situatie in. Soms laat hij de proefpersoon even rusten, als het inschakelen van de nieuwe toestand even tijd vergt. De proefpersoon hoort nu dat het signaal er weer is. Soms valt het hem op dat het nieuwe signaal duidelijker is, of dat hij het terzijde hoort. Hij bepaalt weer de drempel.

Na ten hoogste 6 drempels, waarvan de eerste en de laatste steeds de standaard (o/o) vormen, is er een serie klaar. De proefpersoon is dan circa 20 minuten geconcentreerd bezig geweest, wat zich soms verraaft door onregelmatige slagen tegen het eind. Meestal kan hij echter na enkele minuten weer een nieuwe serie maken en dan is voor hem de zitting afgelopen.

In het begin hebben wij enkele experimenten (die van 3.2 en 3.3) gedaan met een opstelling waarbij de sterkte van het signaal constant was en die van de ruis werd gevarieerd. Dat is voor de proefpersoon niet zo prettig; zijn aandacht wordt namelijk gevestigd op datgene waar hij niet op moet letten.

2.2 Nauwkeurigheid

De proefpersonen onderscheidden zich in velerlei opzichten. Het bleek weldra dat geoefenden nauwkeuriger waren dan ongeoeffenden. Bij de eersten was de drempel meestal op ± 1 dB nauwkeurig te bepalen, bij de laatsten was dat ± 3 dB. Wij besloten derhalve alleen geoefende proefpersonen te gebruiken. Deze hadden ook onderling verschillen: de één maakte grote slagen (7 dB), maar vrij mooi geconcentreerd om een drempel, de ander kleine slaagjes (2 dB), die echter wel eens verliepen. Het verschil tussen de

eerste en de laatste drempelmeting van een serie was meestal minder dan 2 dB.

Ernstiger (tot 6 dB) waren de verschillen zelfs bij één proefpersoon, tussen de resultaten op verschillende meetdagen. Een deel daarvan is te verklaren, doordat de ruisgenerator nogal gevoelig was voor warmte, wat zich uitte in het verlopen van de intensiteit. Die wisselde echter nooit meer dan 6 dB wat volgens fig. 361 in het DDE slechts een verschil van 2 dB kan geven.

Deze verschillen worden waarschijnlijk veroorzaakt door de lichamelijke en geestelijke conditie van de proefpersoon. Opvallend is ook dat dezelfde proefpersoon op de ene dag veel grotere slagen maakte dan op de andere. Misschien wisselen de effecten veroorzaakt door modulatie-processen in het oor nogal. De signaalsterkte was inderdaad zo hoog dat er vervorming in het oor zou kunnen ontstaan. Wij gebruikten daarom ruis die, zij het vanaf 800 Hz met een verzwakking van 6 dB/octaaf, tot 12 kHz doorliep. Daarmee hoopten wij geluiden die door vervorming ontstaan te maskeren. Dat dit noodzakelijk is voor intensiteiten van 60 dB per terts, blijkt uit experimenten van o.a. ZWICKER (1956), BOS en DE BOER (1966). PLOMP (1966) vindt bij sommige proefpersonen al vervorming bij 50 dB.

De sterkte van de ruis was 60 dB/terts van 100 Hz tot 800 Hz. Alleen bij de meting van 3.8 hebben wij ruis gebruikt waarvan het spectrum anders was: tot 2 kHz was het wit en daarboven tot 12 kHz rose met 70 dB/terts.

Ter verkleining van de spreiding hebben wij bij onze eerste metingen een punt bepaald uit metingen aan 9 of 10 proefpersonen. Er bleef dan toch nog een flinke spreiding. Een verbetering kregen wij door dezelfde meting te herhalen bij één proefpersoon. Er zijn kennelijk systematische verschillen tussen verschillende individuen. De latere metingen zijn met slechts drie of vier proefpersonen gedaan. In principe namen wij per punt 4 metingen, wanneer echter de spreiding groot uitviel, 8 metingen.

Een klein aantal meetpunten is het gemiddelde van minder dan 4 metingen. Dit is dan bij de figuur of in de tekst vermeld. Verder is meestal de spreiding aangegeven. Deze is bepaald door de formule $s^2 = \sum (x_i - \bar{x})^2 / (n - 1)$. Wanneer een meetpunt het gemiddelde van een aantal proefpersonen voorstelde, waren de x_i de gemiddelden per proefpersoon.

2.3 Meetopstelling

Het blokschema voor onze eerste metingen staat in figuur 211. Ook zijn daar bij benadering de golfvormen aangegeven. Niet getekend is de meter van het tijdsverschil Δt . Dat was een Hewlett Packard 523 D of 3734 A, geschakeld tussen de punten 1 en r. Ook moet men zich tussen de telefoonfilters en de telefoons nog eindversterkers denken.

Versterkers, eindversterkers, de elektronische schakelaar, optelschakelingen, de békésyaudiometer, telefoonfilters en de ruisgenerator waren gebouwd en voor een deel ook ontworpen in ons laboratorium. Bij de andere onderdelen is de makelij vermeld met uitzondering van de schrijver van de békésyverzwakker (Bruel & Kjaer Level Recorder 2305) en de drie gewone verzwakkers (Hewlett Packard 350 D).

Met de oscilloscoop 502 van Tektronix konden wij ook het verschil van de signalen L en R bekijken. Daar de filters niet identiek waren (in het ene kanaal de versie 2B, in het andere 2AB van het Allison filter) was het soms nodig de afstemming iets te veranderen of één van de pulsen iets (minder dan 10%) langer of korter te maken dan 50 μ s, teneinde het verschil tussen de clicks tot een minimum te reduceren. De piekwaarde van de verschilspanning kon zo teruggebracht worden tot minder dan 10% van die van het signaal, later tot minder dan 5%. De drempelbepaling geschiedde pas als Δt zo ingesteld was dat hij minder dan 10 μ s scheelde met de voorgeschreven waarde.

Er is naderhand een en ander veranderd in de schakeling. Toen wij op de meting van clicks overgingen, konden Wandel und Goltermann's Tieftongenerator en de elektronische schakelaar vervangen worden door een Tektronix zaagtandgenerator 162. De periodiciteit F viel nu samen met de frequentie van aanbieden. De Allison filters werden vervangen door Wandel und Goltermann Terzbandpasfilters TB 25 B. Inmiddels was een dubbele békésyverzwakker („Twébéké”) vervaardigd. Verder hebben wij nog Hewlett Packard 350 D verzwakkers geplaatst in de kanalen voor linker en rechter oor. Het blokschema was toen veranderd in dat van figuur 212.

De meeste metingen zijn verricht in een geluidsarme, echovrije kamer. Voor de metingen van de absolute drempel was het absoluut noodzakelijk; voor de andere metingen was het verkieslijk. Vlak bij de gemaskeerde drempel hoort men niet meer het karakter van het signaal, doch alleen of er iets in het rythme van twee per seconde verandert. Elk geluid, ook al maskeert het niet, is dan bijzonder hinderlijk.

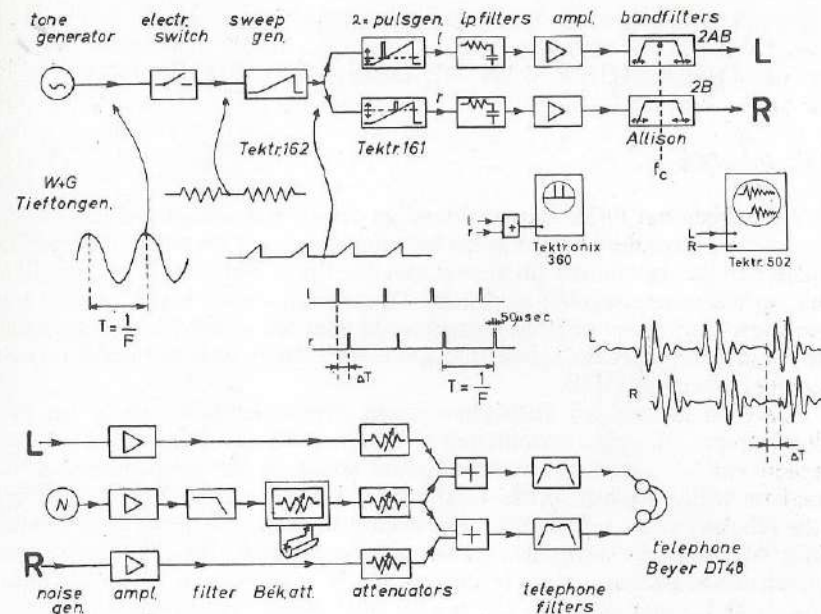


Fig. 211. Blokschema van de eerste experimenten.

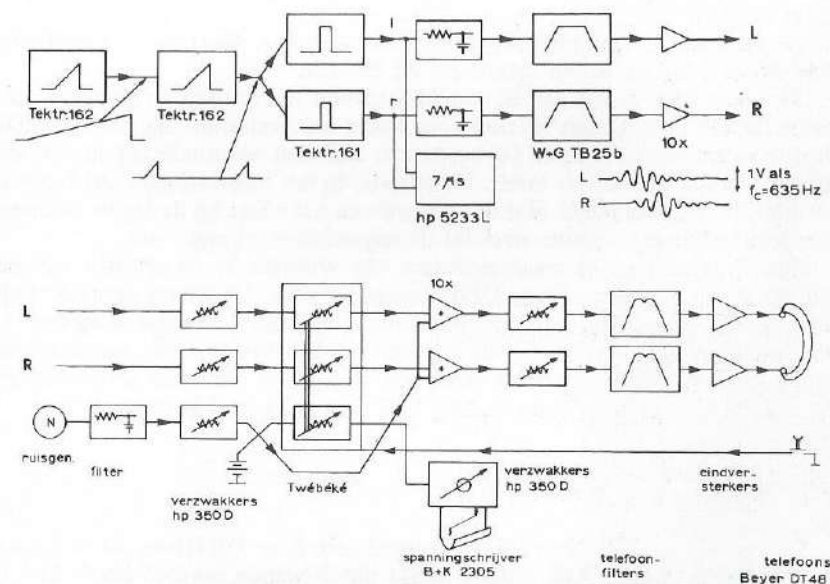


Fig. 212. Blokschema van de laatste experimenten.

OVERZICHT VAN DE DDE EXPERIMENTEN

3.1 Inleiding

Wij hebben het DDE van smalbandige periodieke signalen in een achtergrond van ruis onderzocht, waarbij het signaal in de meestsituatie op ongelijke tijden aan de oren aankwam en wel met een tijdsverschil van Δt , terwijl de ruis op beide oren tegelijk aankwam. De gemaskeerde drempel van het signaal werd vergeleken met de gemaskeerde drempel waarbij ook het signaal aan beide oren tegelijk arriveerde. De laatste drempel verminderd met de eerste noemen wij DDE.

Allereerst hebben wij metingen verricht over de invloed van de centrale filterfrequentie f_c en de periodiciteit F van de gefilterde pulsreeks. De bandbreedte van het filter was een octaaf. Deze waarde is een compromis. Aan de ene kant willen wij een smalle band hebben om slechts één EC mechanisme in te schakelen (zie 1.6), aan de andere kant moeten er in de frequentieband liefst tenminste drie componenten van een signaal zitten. Aan de laatste voorwaarde is niet geheel voldaan in de gevallen $F = 64$ Hz met $f_c = 275$ Hz en $f_c = 1100$ Hz met $F = 315$ Hz (zie fig. 301). Voor Δt hebben wij gekozen 0,6 ms (het maximaal natuurlijke tijdsverschil) en 0,2 ms voor controle.

3.2 Invloed van de centrale filterfrequentie f_c , deel I

De invloed van f_c hebben wij onderzocht met $F = 64$ Hz en $\Delta t = 0,6$ ms (zie figuur 311). Er is een maximum bij 550 Hz.

Wanneer men dit vergelijkt met de waarden van SCHENKEL (1964) en van WEBSTER (1951) dan zien wij ook voor tonen een vermindering van het DDE boven ongeveer 600 Hz en bij SCHENKEL ook een vermindering als de frequentie onder de 300 Hz komt. De situatie in het laagfrequente gebied is in de literatuur onduidelijk. Het teruglopen van het effect bij de lagere frequenties kan verklaard worden doordat de sensation-level lager was.

Een verschil met de waarnemingen van WEBSTER is de grootte van het effect. Wij vinden een kleiner DDE omdat wij voor $\Delta t = 0,6$ ms gebruikt hebben, terwijl, zoals we verderop zullen zien, het effect maximaal is bij een Δt die afhankelijk is van de f_c van het signaal. We hebben ook gemeten met $\Delta t = 0,2$ ms. Dat zou voor een toon een groter resultaat opleveren bij $f_c = 2200$ Hz, omdat Δt nu vlakbij $1/2 f_c = 0,23$ ms ligt (zie 3.4).

3.3 Invloed van de periodiciteit F

De invloed van F hebben wij onderzocht voor $f_c = 110$ Hz en $\Delta t = 0,6$ ms en 0,2 ms, zie figuur 320. Hieruit blijkt dat F weinig invloed heeft. Dat is merkwaardig omdat het karakter van het geluid zeer uiteenloopt. $F = 2$ Hz

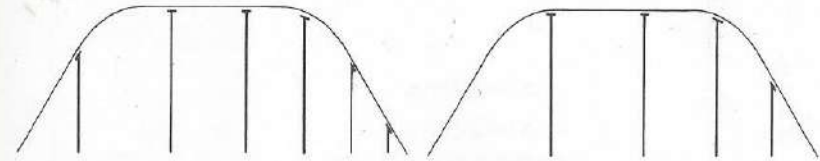


Fig. 301. Componenten van een pulstrein na filtering door een octaafilter. Links de componenten van een pulstrein met $F = 64$ Hz gefilterd door een filter met $f_c = 275$ Hz. Men ziet de componenten 192 Hz (gedeeltelijk doorgelaten), 256 Hz en 320 Hz (geheel doorgelaten) en 384 Hz, 448 Hz en 512 Hz (gedeeltelijk doorgelaten). Rechts hetzelfde voor $f_c = 1100$ Hz en $F = 315$ Hz (componenten 945 Hz, 1260 Hz, 1575 Hz en 1890 Hz).

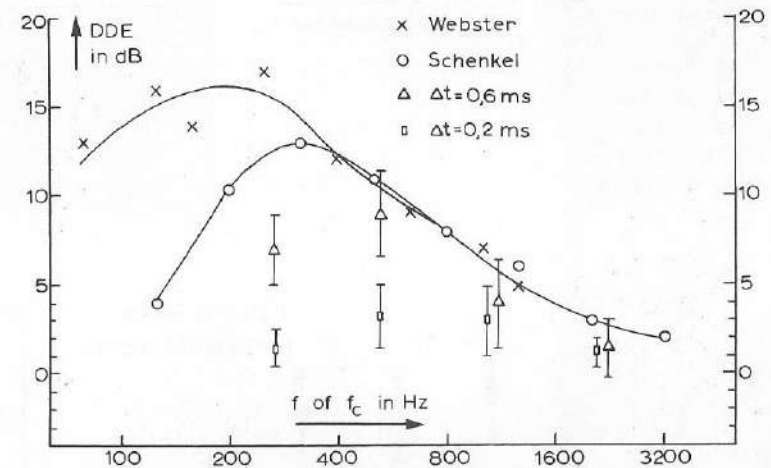


Fig. 311. Invloed van f_c .

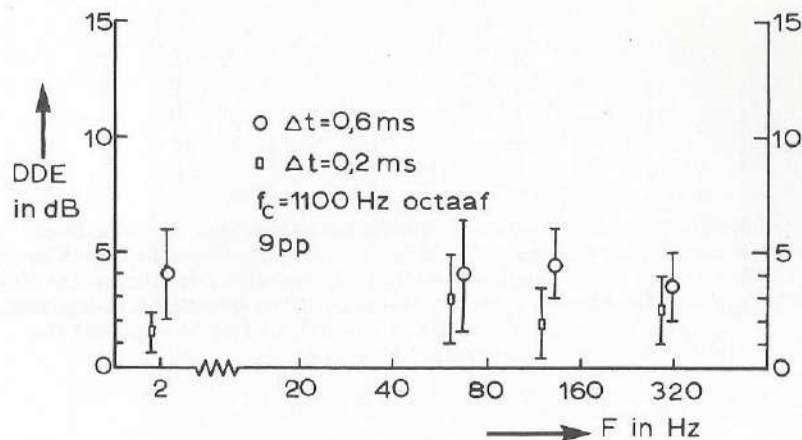


Fig. 320. Invloed van F.

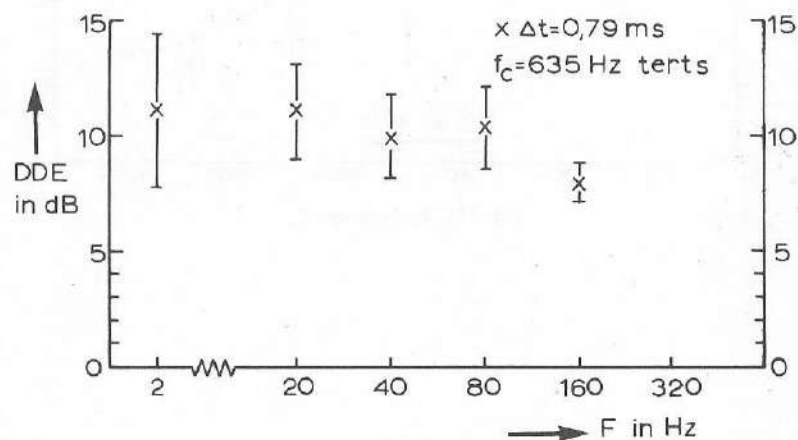


Fig. 321. Invloed van F.

levert een click en $F = 128$ Hz een duidelijk residu. Omdat het DDE zo klein was bij deze metingen, hebben wij ook nog gemeten met een optimaal tijdsverschil en $f_c = 635$ Hz, zie figuur 321. Bovendien was het signaal nu slechts een tert breed. Voor F hebben wij gekozen 2 Hz, 20 Hz, 40 Hz, 80 Hz en 125 Hz. In het laatste geval bestond het geluid uit een sterke en twee veel zwakkere componenten, het klonk als een zuivere toon. In het eerste geval was het een click en daartussen had het respectievelijk een pruttelend, een gorgelend, een laag-residu- en een gewoon residukarakter. Toch was in al deze gevallen het DDE ongeveer gelijk. Het bepalen van het geluidskarakter en waarschijnlijk ook van de „periodiciteitstoonhoogte” (THURLOW en SMALL 1955, BILSEN 1966) geschiedt dus na de eerste vergelijking van linker en rechter signaal.

Onze resultaten lijken in strijd met die van FLANAGAN en WATSON (1966), die beweren dat het DDE maximaal is voor $F = 250$ Hz. Dat komt omdat zij hun pulsen niet of niet smal genoeg filterden. Daardoor wordt de situatie ingewikkeld: er doen verscheidene KB's mee. De sterkst aangesproken KB is nu ook afhankelijk van F , zodat de optimale Δt afhankelijk is van F . Slechts wanneer men, zoals in onze experimenten, duidelijk verschil maakt tussen periodiciteit (F) en frequentie-inhoud (f_c) en de laatste smal houdt, is er een optimale Δt , namelijk $\Delta t = 1/2f_c$ (zie 3.4), onafhankelijk van F .

Uit het feit dat het DDE vrijwel onafhankelijk van F is, volgt dat het „middelen” (zie 1.7.1) niet geschiedt door meer signalen af te wachten maar door meer kanalen voor één signaal te gebruiken. Bij het aanbieden van een tik vuurt een vezel van de nervus cochlearis meestal slechts één keer. De latentie van die vuring is echter niet constant. Voor een goede representatie van Δt moeten er derhalve verscheidene vezels van de gehoorzenuw meewerken. Dit alles gebeurt per kritieke band. Wanneer men nu ook nog aanneemt dat dit voor elk geluidsniveau apart gebeurt, wordt het benodigd aantal vezels erg groot. Het is uit een oogpunt van vezelbesparing doelmatig een automatische sterkteregeling (zie 3.6) te hebben, liefst zo perifeer mogelijk.

3.4 Invloed van grote waarden van Δt .

Daar uit het eerste experiment bleek dat ook bij $F = 2$ Hz een DDE ontstaat, hebben wij deze waarde voor F gekozen en als bandbreedte een tert. Daarin vallen nu voldoende componenten van het signaal en de situatie is iets eenvoudiger (zie 1.8).

Uit een voorlopig onderzoek bleek dat het DDE maximaal was als $\Delta t = 1 \times 1/2f_c, 3 \times 1/2f_c$ enzovoort, en minimaal als $\Delta t = n \times 1/2f_c$, met voor n een even getal.

Wij hebben nu gekozen voor $F = 2$ Hz, voor $f_c = 630$ Hz en voor $\Delta t = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm 12 \times 1/2f_c$ (zie figuur 322).

Het ziet er naar uit dat er twee effecten zijn:

één ten gevolge van de „fijnstructuur”: het springen van de functie tussen even en oneven waarden van n .

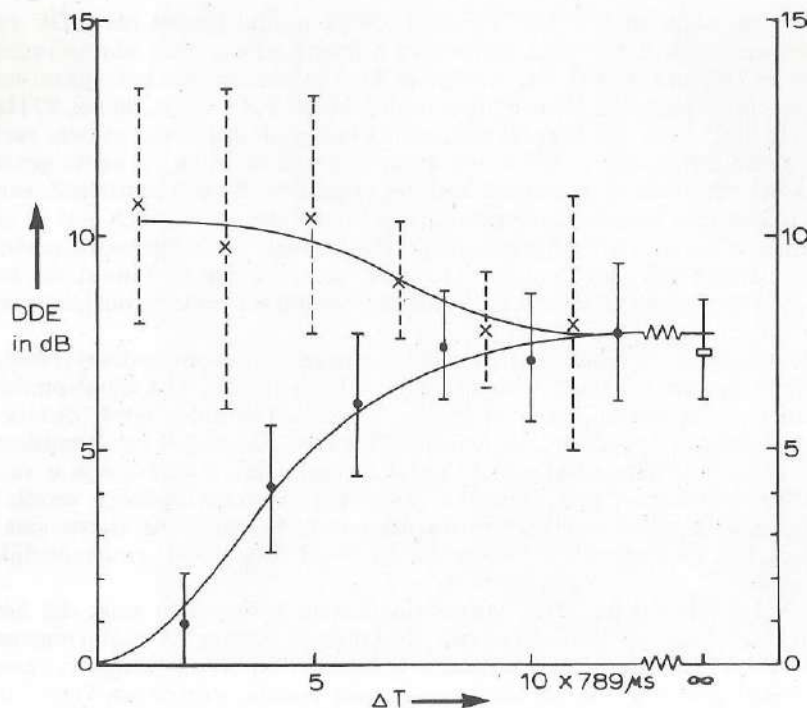


Fig. 322. Invloed van Δt (grof).

en één ten gevolge van de omhullende: het oplopen van de curve voor even n en de uiteindelijke 8 dB bij Δt groter dan $9 \times 1/2f_c$.

Ter controle hebben wij ook bepaald het DDE als aan één oor het signaal in het geheel niet aankomt (m/o). Dat bleek ook 8 dB te zijn (het punt op de Δt -as aangeduid met ∞ of met L of R al naar gelang alleen het linker of het rechter oor signaal ontving).

Bij een vertraging van meer dan 10 ms worden de signalen derhalve apart gewaardeerd.

Zo lang er in fig. 322 verschil is tussen de waarden voor het DDE voor even en oneven waarden van n , kan men zeggen dat er sprake is van natrillen van een filter. Is dat nu de kritieke band? Om dit na te gaan, hebben wij de effectieve waarde van het verschil van de signalen links en rechts gemeten. Uit fig. 323 zien wij het resultaat: precies dezelfde structuur.

Willen wij dus de kritieke band bestuderen dan moeten we een signaal aanbieden dat minder natrilt. Maar een dergelijk signaal levert ook een bijdrage tot de naburige kritieke banden die niet verwaarloosbaar is.

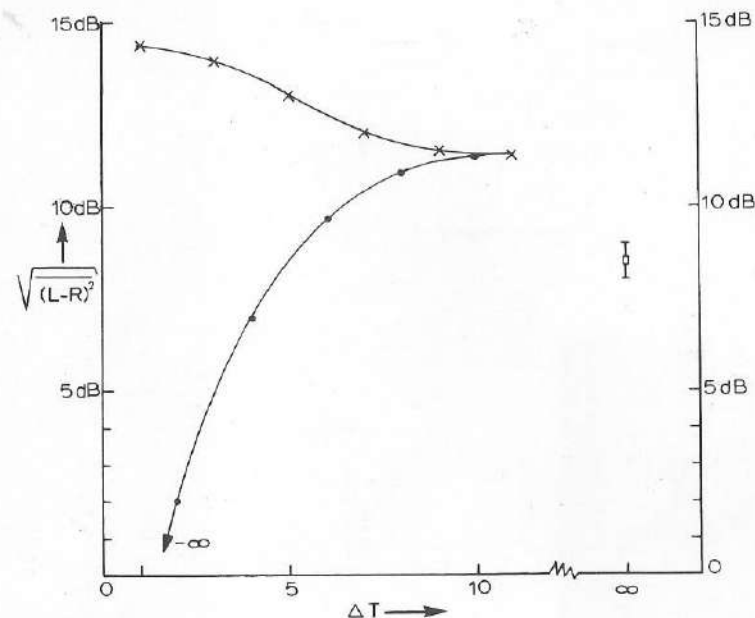


Fig. 323. De middelbare (r.m.s.) waarde van $(L - R)$ als functie van Δt .

3.5 Invloed van kleine waarden van Δt

De invloed van de „fijnstructuur” hebben wij onderzocht voor drie signalen: $F = 2$ bij $f_c = 317$ Hz, 449 Hz en 630 Hz, voor $\Delta t = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm 20 \times 1/20f_c$ (zie figuur 331).

Er is hierin nog een aanzienlijke spreiding doordat de proefpersonen zo verschillend reageren. Er is niet veel verschil te zien tussen deze drie midden-frequenties.

Wij hebben deze gegevens ook per proefpersoon uitgezet, zie in figuur 331 rechts onderaan en figuur 341 en verder (op pagina 106). Nu is de spreiding iets kleiner. Ook zijn hierbij uitgezet de waarden die het DDE zou moeten hebben voor een toon met als frequentie de f_c van onze puls volgens de theorie van DURLACH. Daarbij hebben wij, in plaats van gebruik te maken van de waarden die DURLACH geeft, getracht de parameter k zo te kiezen, dat hij de beste uitkomsten geeft voor onze proefpersonen. Wij gebruiken hierbij formule 2 uit A 4.1. Met de letters A; B en C corresponderen de waarden 1,06; 1,10 en 1,45 voor k . Volgens de theorie van DURLACH zou voor een toon met $f = 317$ Hz, 449 Hz en 630 Hz respectievelijk de curven B, C en een analoge curve met een maximum bij 9,6 dB gevonden moeten worden.

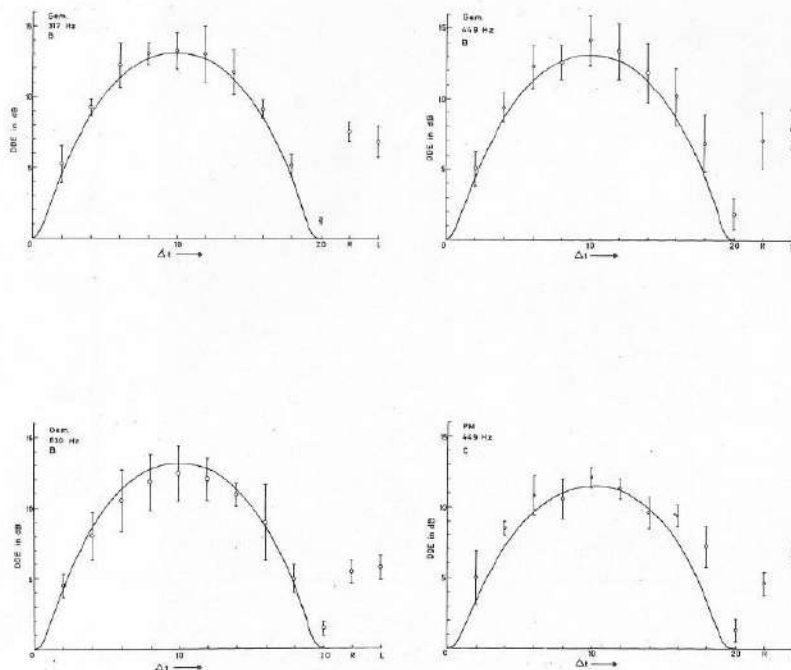


Fig. 331. Fijnstructuur bij drie waarden van f_c .

3.6 AVC

Willen wij het DDE gebruiken in de kliniek als hulp bij de diagnose of bij de voorspelling van het nut van stereophonische prothesisering, dan rijst er een moeilijkheid. De meeste slechthorenden hebben niet een identiek verlies aan beide oren. Hoe sterk moet men het signaal nu aanbieden? Er is keuze mogelijk tussen:

- toch gelijke sterkte aan beide oren
- hetzelfde aantal dB boven de drempel voor ieder oor afzonderlijk
- dezelfde luidheidssensatie van het signaal aan beide oren.

De laatste keuze komt ergens tussen de andere twee in, afhankelijk van de mate van recruitment van beide oren.

Omdat a priori niet te voorspellen valt, welke keus de beste is, hebben wij het DDE onderzocht met $F = 2$ Hz, $f_c = 635$ Hz en $\Delta t = 1 / 2f_c$, waarbij het verschil in totale geluidsterkte aan beide oren ($L - R$) bedroeg:

$L - R = 0, \pm 20, \pm 30, \pm 40$ dB, zie figuur 356. De punten bij $L - R = 0$ zijn het gemiddelde van twee waarnemingen. Verder staan in deze figuur de resultaten van MCFADDEN (1968) met een toon van 400 Hz.

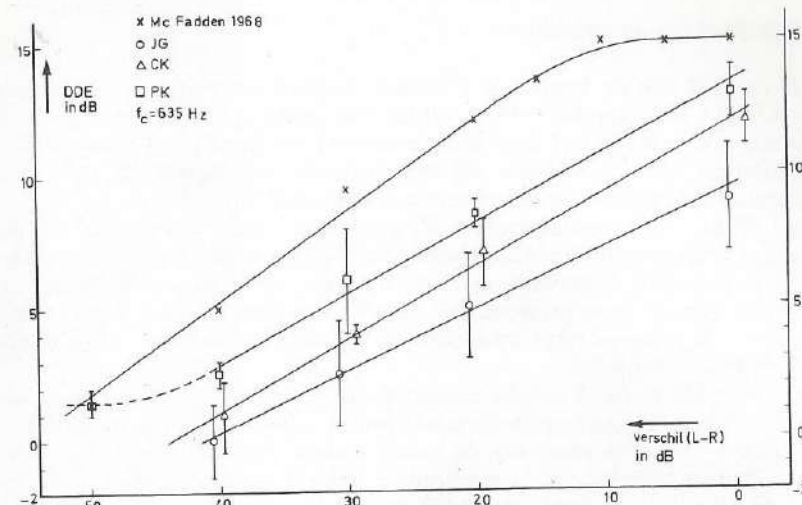


Fig. 356. Ongelijke intensiteiten aan beide oren.

Hoewel het DDE kleiner wordt bij een groter verschil tussen de oren is het voor clicks bij $L - R = 30$ dB en voor een toon zelfs bij $L - R = 50$ dB nog aantoonbaar. Het lijkt dus zinvol bij patiënten die wegens grote ongelijkheid der oren niet meer richting kunnen horen, het DDE te meten. Het richting horen wordt door NORDLUND (1964a en b) als diagnostisch hulpmiddel gezien. Wij kunnen nu wellicht dezelfde diagnostiek toepassen bij een groter aantal patiënten, zie verder 6.2.

Wij kunnen de resultaten ook aldus onder woorden brengen: Er is kennelijk een mechanisme dat de signalen van links en van rechts eerst op ongeveer gelijke sterkte brengt, voordat zij vergeleken worden. Om de mate van nauwkeurigheid waarmee dit mechanisme, dat we automatische sterkte-regeling (Automatic Volume Control, AVC) noemen werkt, moeten we nog iets meer weten. Moeten we het DDE als de intensiteit links 50 en rechts 20 dB SL is, vergelijken met het DDE van beiderzijds 50 of van beiderzijds 20 dB?

Met andere woorden: maakt de automatische sterkteregeelaar het zwakke signaal harder of het harde signaal zwakker? Op fysiologische grond zijn beide mogelijk, zie 1.7.3. Daartoe moeten wij nagaan hoe het DDE van de sterkte afhangt.

3.7 Invloed van de intensiteit

De invloed van de intensiteit I hebben we gemeten voor $F = 2$ Hz met $f_c = 635$ Hz. In figuur 361 hebben wij het resultaat uitgezet. Het meest linkse punt van een serie slaat op de situatie zonder uitwendige ruis. I is uitgedrukt in Sensation Level, waarmee wij hier bedoelen het aantal dB boven de binaurale drempel, voor iedere proefpersoon afzonderlijk.

Het blijkt dat bij proefpersoon JG het effect sneller groeit dan bij de andere proefpersonen. Dat hangt waarschijnlijk samen met het feit dat, absoluut gezien, zijn drempel hoger ligt. Dit zien wij in figuur 362 waar de resultaten van de proefpersonen JG en PK nog eens uitgezet zijn, nu als functie van de geluidssterkte. Proefpersoon JG vertoont derhalve een soort rekrutment voor het DDE.

In figuur 362 zijn ook enkele resultaten uit de literatuur met een toon als signaal uitgezet. De binaurale drempel voor proefpersoon PK is als referentie gekozen voor de meting van de proefpersonen PK en JG. De krommen van de andere auteurs zijn in horizontale richting zo geschoven, dat ze zo dicht mogelijk bij de onze liggen. Men mag in deze figuur derhalve alleen de vormen van die krommen vergelijken.

Het blijkt dat wij de situatie die wij aan het eind van 3.6 hebben genoemd, beter met beiderzijds 20 dB dan met beiderzijds 50 dB kunnen vergelijken. De automatische sterkteregeling verzwakt het sterkere signaal. Zij doet dat niet ideaal, want het DDE van 20-50 is iets kleiner dan dat van 20-20.

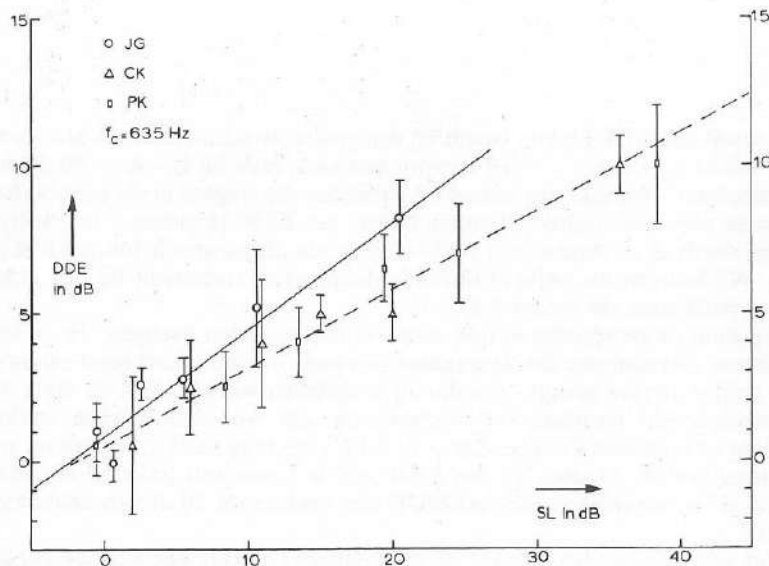


Fig. 361. Invloed van de intensiteit boven de binaurale drempel.

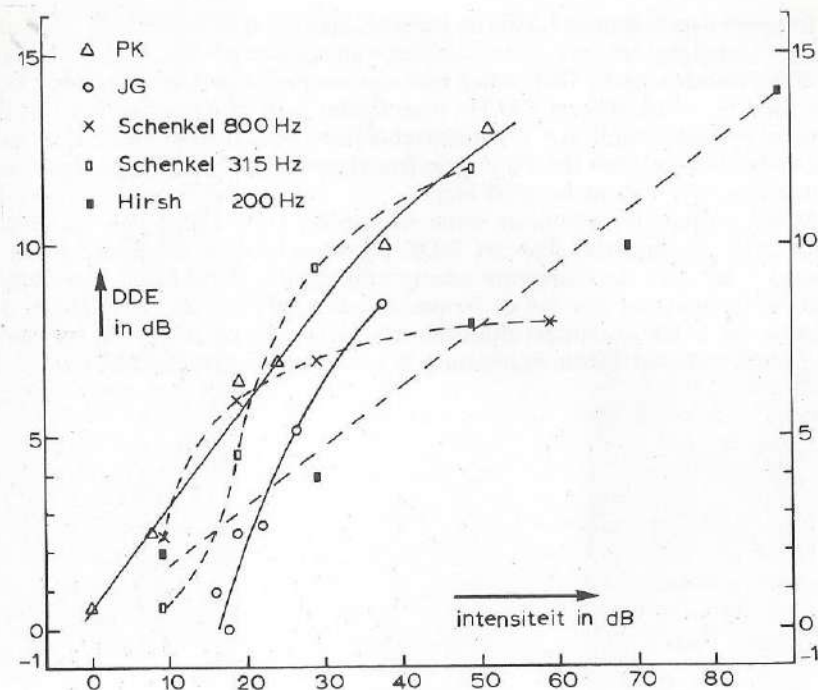


Fig. 362. Invloed van de intensiteit; met vergelijking van literatuur over tonen.

3.8 Invloed van de centrale filterfrequentie f_c , deel II

Wij hebben in 3.5 verschillende waarden van de parameter k gebruikt ten einde de resultaten met de theorie van DURLACH te doen overeenstemmen. Nu kent deze theorie twee parameters. Eenvoudig gesteld is er een parameter σ_s die met de nauwkeurigheid van interaurale tijdmetingen te maken heeft en een parameter σ_e die de fout in de bepaling van de interaurale intensiteitsverhouding beschrijft. k is afhankelijk van σ_s , σ_e en f_c (zie formule 1 in A.4.1). Willen wij de verschillen tussen de proefpersonen beschrijven door middel van σ_s en σ_e dan moeten we k als functie van f_c bepalen.

Daartoe hebben wij het DDE bepaald met $\Delta t = 1/2f_c$ voor $f_c = 635, 800, 1008, 1270$ en 1800 Hz, zie figuur 365. Uit de krommen blijkt dat het DDE voor clicks op twee punten afwijkt van dat van tonen: Er is vrijwel geen effect boven de 1200 Hz (dat voorspelt DURLACH's theorie ook) en de afname van het DDE als functie van f_c is veel steiler (ook steiler dan volgens DURLACH's theorie). Dit laatste blijkt ook uit figuur 366. Wij hebben daar f_c^2 tegen $\log k$ uitgezet. Volgens DURLACH's theorie moet daar een rechte uitkomen (zie formule 1a), waarvan de helling ons in staat stelt σ_s te berekenen. Het is duidelijk dat met onze gegevens een dergelijke berekening zinloos is.

Er is een overeenkomst tussen de steile afname in DDE en de steile afname in het vermogen tot het onderscheiden van tijdsverschillen, die SCHMIDT (1955) gevonden heeft. Ook stemt met zijn resultaten overeen het feit, dat wij voor $f_c = 315, 449$ en 630 Hz nog vrijwel geen afname van het DDE vinden. SCHMIDT vindt een net onderscheidbaar tijdsverschil van $10 \mu s$ bij tonen van 500 tot 1200 Hz. Bij hogere frequenties moet het tijdsverschil veel groter zijn (bijv. $155 \mu s$ bij 1500 Hz).

Men kan zich afvragen of de steile val van het DDE alleen voor de click geldt. Als wij aannemen dat het DDE bij tonen bestaat uit twee componenten – een van de frequentie weinig afhankelijke component van circa 3 dB bij 2000 Hz en een van de frequentie afhankelijke – dan zou de steile afname van de laatste minder duidelijk zijn bij tonen. Toch lijkt het interessant het DDE voor tonen nauwkeurig te meten tussen 600 en 1200 Hz.

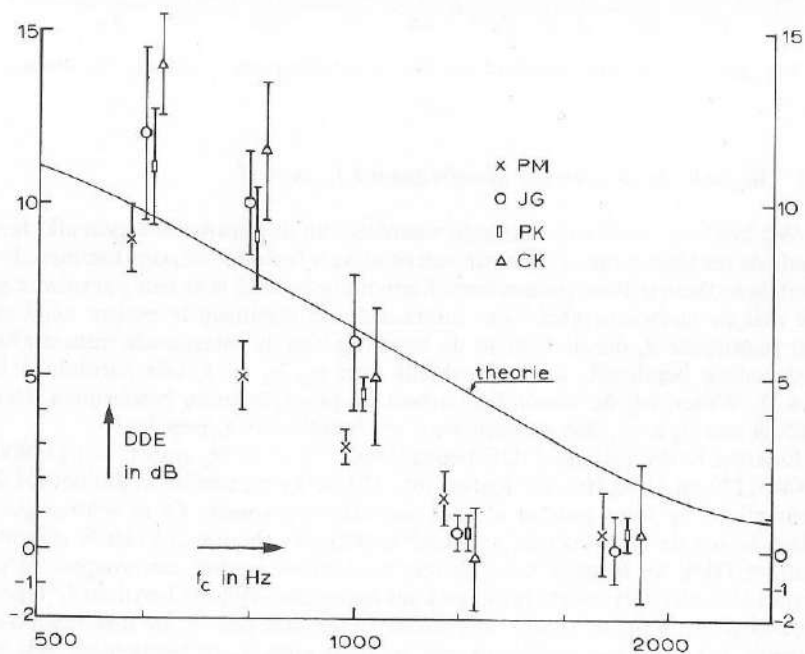


Fig. 365. Invloed van f_c .

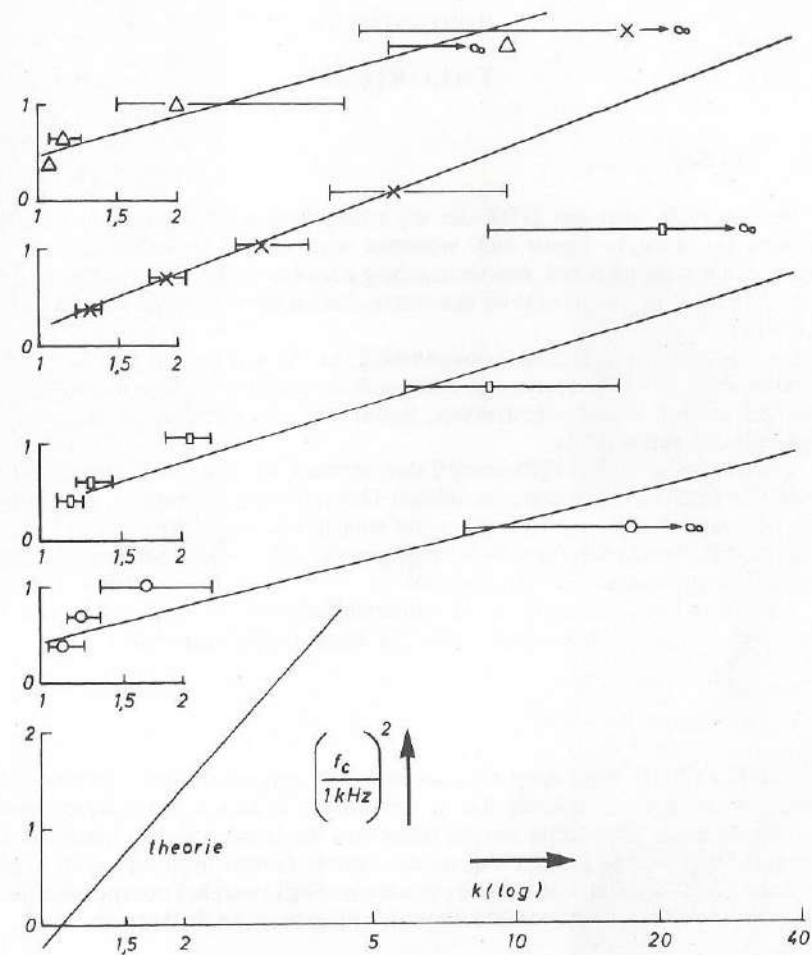


Fig. 366. k tegen f^2 .

HOOFDSTUK IV

THEORIEËN

4.1 Inleiding

De theorieën over het DDE die wij zullen behandelen, gaan uit van het schema geschetst in figuur 143. WEBSTER wijst er nadrukkelijk op dat een ruis, indien smal gefilterd, een sinusachtig karakter heeft en bouwt daar zijn theorie verder op. DURLACH en SCHENKEL stellen geen speciale eisen aan het KB filter.

De theorieën verschillen voornamelijk in de vorm van het vergelijk-mechanisme. De EC-theorie van DURLACH veronderstelt dat het ene signaal van het andere wordt afgetrokken, nadat een van de twee eventueel vertraagd en/of verzwakt is.

WEBSTER wijst op het tijdsverschil dat ontstaat wanneer twee signalen met ongelijke fase tot zenuwsignalen leiden. Dat tijdsverschil moet zo nu en dan een bepaalde waarde overschrijden om waarneembaar te zijn.

SCHENKEL heeft geen signaalvertraging nodig, hij werkt hoofdzakelijk met herhaalde optellingen en aftrekkingen.

Wij behandelen hieronder de veronderstellingen en de uitkomsten van de theorieën. Enkele berekeningen hiervoor staan in het Appendix.

4.2 Theorie van WEBSTER

WEBSTER (1951) wijst erop dat, als men aan een smal filter een ruis toevoegt, er een signaal uitkomt dat te beschrijven is als een sinus waarvan de amplitude en de frequentie slechts langzaam fluctueren. Zoiets geschiedt in ons KB filter. Wanneer men hier nu de waar-te-nemen toon bij optelt krijgt men een totaal signaal, dat in twee opzichten afwijkt van het oorspronkelijke. De amplitude verandert (gemiddeld wordt hij groter) en de fase verschuift.

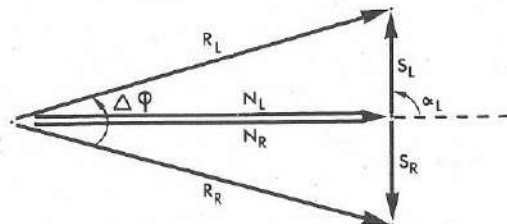


Fig. 451. Vector voorstelling van het optellen van een signaal bij een gefilterde ruis in de situatie ($\pi/0$). De toon van links S_L is een hoek α_L (hier 90°) voor op de ruis N_L . De resultante R_L maakt een fasehoek $\Delta\phi$ met die van rechts R_R .

WEBSTER toont aan dat in het algemeen toevoeging van een signaal dat 90° in fase scheelt met het maskeergeluid (zie figuur 451), een amplitude-verandering veroorzaakt die meestal te klein is om waar te nemen, en dat derhalve het verschil tussen $\pi/0$ en $0/0$ terug te brengen is op een faseverschil. Wanneer hij nu het DDE als functie van de frequentie beschouwt, blijkt dit

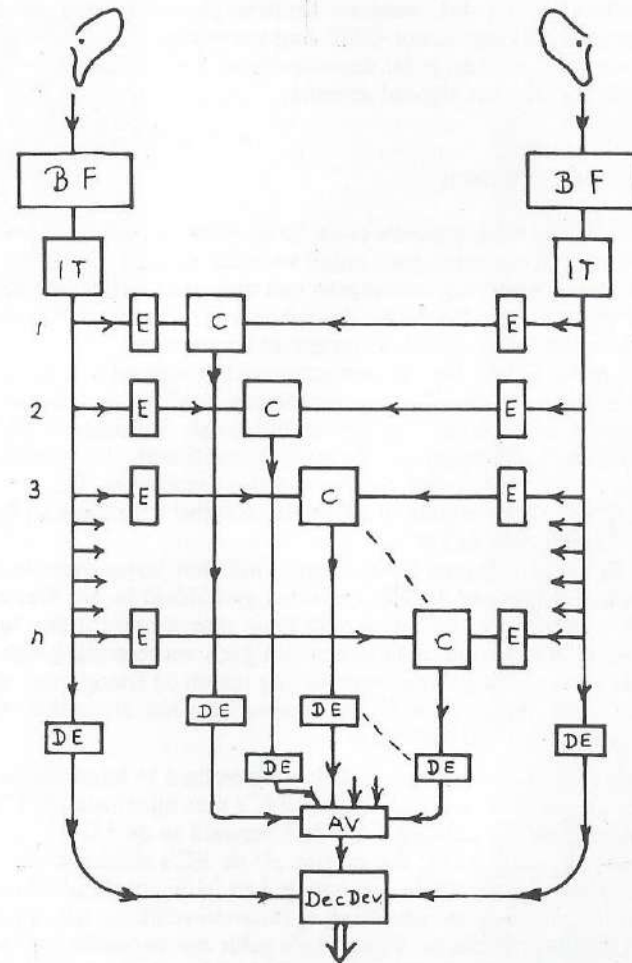


Fig. 471. Blokschema van het model van DURLACH.
BF Bandfilter, IT Ideal Transducer, E Equalization Mechanism, C Cancellation Mechanism, DE Detector of Energy, AV Averaging, Dec Dev Decision Device

faseverschil met de frequentie toe te nemen. Er is dus een tijdsverschil dat essentieel is voor het DDE. WEBSTER vindt een waarde van $125 \mu s$.

In het algemeen zal het signaal niet juist 90° schelen met de gefilterde ruis. Men kan hiervoor trachten te corrigeren door een soort gemiddeld faseverschil in te voeren, maar dit is niet zonder willekeur.

JEFFRESS et al. (1956) wijzen erop dat men bij grotere signaal-ruisverhoudingen ook de verandering van amplitude in zijn beschouwingen moet betrekken.

Een moeilijkheid van deze theorie is dat hij niet het DDE voorspelt, maar de $(\pi/0)$ drempel. De $(0/0)$ drempel wordt niet op grond van faseverschillen bepaald. Hieruit volgt dat, wanneer de $(0/0)$ drempel door een of andere reden hoog ligt, men een groot DDE kan verwachten.

DURLACH (1960) wijst erop dat deze theorie niet een duidelijk omlijnd beeld geeft van wat er met het signaal gebeurt.

4.3 Theorie van DURLACH

DURLACH (1960, 1963, RABINER et al. 1966) merkt op dat zijn theorie alleen beschrijvend is, en derhalve geen enkel verband met de fysiologie heeft. Zij geldt bovendien alleen voor toonstoten van meer dan 100 ms die gemaskeerd worden door witte ruis. Voor het blokschema van zijn model zie figuur 471. De onderdelen noemen wij bij de letters van hun blok.

Het principe is aldus: Na het oor passeert het signaal een bandfilter BF dat voor beide zijden dezelfde eigenschappen heeft en een mechanisme IT dat voor ideale representatie van het geluid zorgt. Vervolgens is er een mechanisme E, dat het signaal zo verzwakt en vertraagt, dat aan de twee ingangen van C zoveel mogelijk gelijke signalen aankomen. De twee signalen worden in C van elkaar afgetrokken en het verschil wordt gekwadrateerd en over de tijd gemiddeld in DE.

Omdat de E's met fouten behept zijn, vindt het bovenstaande meer dan eens plaats. De uitgangen der DE's worden gemiddeld in Av. Het mechanisme Dec Dev zorgt er voor, dat de voorkeur gegeven wordt aan het signaal van een BF als bovenstaande bewerkingen geen verbetering geven. Als criterium voor verbetering geldt de verhouding tussen de energie van het signaal en die van de ruis, kortweg de signaal-ruisverhouding. DURLACH maakt verder de volgende veronderstellingen:

1. BF is breed genoeg om het signaal onvervormd te laten passeren.
2. Er zijn bij één paar BF oneindig veel C's met bijbehorende E's.
3. De energie wordt oneindig lange tijd bepaald in de ED's.
4. De E's stellen zich zo in, dat de ruis uit de EC's minimaal is.
5. De E's maken fouten in de vertraging δ en in de amplitude-equalisatie ϵ . Deze fouten hebben een spreiding σ_δ respectievelijk σ_ϵ . Alle δ 's en ϵ 's zijn onafhankelijk van elkaar. Voor de δ 's geldt een bepaalde waarschijnlijkheidsverdeling. Alle fouten zijn gemiddeld nul maar ze hebben een constante waarde voor een kanaal.

In de theorie van DURLACH komen slechts twee parameters voor die een getalwaarde aannemen: σ_δ en σ_ϵ . Door verschillende waarden te proberen en

de uitkomsten te vergelijken met vrijwel alle experimentele gegevens uit de literatuur komt hij tot de waarden

$$\sigma_\delta = 105 \mu s \text{ en } \sigma_\epsilon = 0,25$$

waarmee het grootste deel der experimenten met een sinus als signaal en witte ruis als maskeergeluid quantitatief beschreven kan worden.

Wel bleek het noodzakelijk te zijn enkele correcties aan te brengen op bovenstaande postulaten: De equalisatie E moet zo geschieden dat de signaal-ruisverhouding aan het eind van de C's maximaal is en de vertraging mag nooit groter worden dan de helft van de periode van de toon.

Er blijven een paar moeilijkheden, o.a.

1. Het DDE zou onafhankelijk moeten zijn van de interaurale intensiteitsverhouding en van de totale intensiteit. Dit is in strijd met de waarnemingen, zie bijvoorbeeld figuur 356 en figuur 362.
2. Het DDE zou boven 2000 Hz 0 dB moeten bedragen. Het is daar echter circa 3 dB.

De eerste moeilijkheid is te ondervangen door aan te nemen, dat de cochlea zelf ook ruis aan het signaal toevoegt. De veronderstellingen over die ruis zijn niet eenvoudig. Het tweede bezwaar is ernstiger. Teneinde het DDE met tonen van frequenties boven 1500 Hz te verklaren, zijn ingrijpende wijzigingen in het model noodzakelijk (zie A 4.3). Een samenvatting van de bezwaren tegen DURLACH's theorie geven wij in 5.1.

4.4 Theorie van SCHENKEL

4.4.1 SCHENKEL (1967a) begint de beschrijving van zijn theorie met het opsommen van een paar „basic findings”. Behalve de hierboven al genoemde algemene kenmerken van het DDE noemt hij nog

a) dat pulsen met een herhalingsfrequentie F hetzelfde DDE vertonen als een sinus met frequentie F. Dit is in strijd met de experimenten van FLANAGAN en WATSON, die er op wijzen dit voor lagere frequenties juist 2F en 3F van belang zijn. Ook onze experimenten zijn hiermee strijdig, zie figuur 320 en figuur 321. De veronderstelling wordt absurd als men hem op de click toepast.

b) dat de afhankelijkheid van de intensiteit verklaard kan worden door een ongecorrleerde ruis in beide oren. De curve van het DDE als functie van de intensiteit zou dan vrij snel vlak moeten gaan lopen wat SCHENKEL voor tonen wel vindt maar wij voor clicks niet. Ook HIRSH (1948a) vindt voor tonen een kromme die niet snel vlak loopt (zie figuur 362).

c) dat signalen die men opgebouwd kan denken uit een dichotisch en een monauraal deel een DDE vertonen dat hoort bij het dichotische deel. Dat zou impliceren dat een signaal dat links 70 dB en rechts 30 dB sterk is, een DDE zou vertonen, als was de sterkte beiderzijds 30 dB. Dit komt overeen met onze resultaten in 3.6.

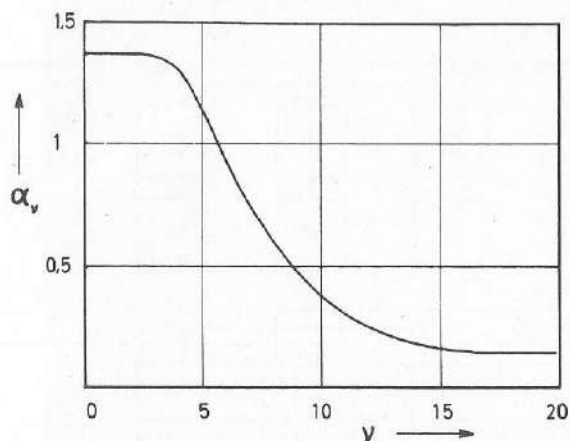


Fig. 482. Waarde van α_v nodig voor het model van SCHENKEL.

andere wijze geschiedt dan in het geval ($\pi/0$), vindt hij toch dezelfde helling van de psychometrische kromme in beide gevallen. (Een psychometrische kromme ontstaat door het verbinden van de punten uit een grafiek waarin het percentage juiste antwoorden uitstaat tegen de signaal-ruisverhouding.)

Bij onze metingen vergelijken wij drempels die alle door één proefpersoon op dezelfde wijze bepaald zijn. Het is echter mogelijk dat de criteria die de verschillende proefpersonen zich stellen onderling verschillen. Dit zou tot verschillende waarden van het DDE voor verschillende proefpersonen leiden, als de psychometrische krommen in de diverse signaalconfiguraties van verschillende vorm waren. Dit laatste is niet waarschijnlijk: de door ons gebruikte signaalconfiguraties lijken meer op elkaar dan de door GREEN onderzochte.

4.6 Samenvatting

Het blijkt dat de meest volledige theorie die van DURLACH is. Wij hebben derhalve onze resultaten met zijn theorie vergeleken. Men kan zich alleen nog afvragen of het niet zinvol is in plaats van signalen af te trekken, ze op te tellen. Fysiologisch gezien correspondeert dat met facilitatie in plaats van inhibitie. Het mechanisme lijkt dan veel op dat van het richting horen, zoals JEFFRESS veronderstelt (zie 1.6.3). Wanneer dit echter zo was moest men voor ($0/\pi$) een groter DDE vinden dan voor ($\pi/0$). In het eerste geval zou er niet „geequalized” worden, in het tweede wel. Het feit dat het effect bij ($\pi/0$) altijd groter is dan bij ($0/\pi$), wijst op inhibitie.

HOOFDSTUK V

MODEL

5.1 Bezwaren tegen de theorie van DURLACH

Hoewel de theorie van DURLACH bijzonder fraai is omdat hij met slechts 2 parameters een bijzonder groot aantal verschijnselen kan voorspellen, is hij niet fysiologisch. Bovendien mag men hem eigenlijk niet toepassen op de door ons gebruikte geluiden, al hebben wij in 4.8 gezien dat er voor $\Delta t < 1/f_c$ een goede overeenstemming is te vinden.

De volgende eigenschappen van DURLACH's theorie zijn uit fysiologisch oogpunt bezwaarlijk:

- De ideale signaal-representatie tot aan C en het aftrekken aldaar.
 - Energie-detectie pas na veel bewerkingen.
 - Er zijn oneindig veel E's, C's en En Det's. Er is als het ware een parameter weggewerkt door hem oneindig te stellen.
 - De instelbare Δt .
 - De fout in een E is constant gedurende de tijd dat het signaal aanwezig is.
- Verder zou men als algemeen bezwaar kunnen opperen:
- In zijn laatste versies is de theorie mathematisch nogal gecompliceerd.
 - Hij mag niet op elk soort signalen toegepast worden.
 - Hij geeft niet voor alle signalen waarop hij toegepast mag worden goede uitkomsten.
 - De fouten in I en Δt zijn onafhankelijk van de mate van „equalizing”.
 - De signalen die geen EC mechanisme passeren komen zonder fouten bij Dec Dev aan.

5.2 Principe van ons elektronisch model en van het model van WEISS

5.2.1 De eigenschappen a, b, c, d en e van de theorie van DURLACH komen voort uit het feit dat we zijn probleemstelling kunnen samenvatten met: een model maken dat zoveel mogelijk verschijnselen door middel van berekening kan voorspellen. Men kan een model maken dat deze bezwaren niet heeft wanneer men afziet van berekening, men moet dan een elektronisch model maken. Het is dan mogelijk aansluiting te vinden met wat er neuroanatomisch en neurofysiologisch bekend is. Wij hebben een dergelijk model gemaakt waarbij wij zoveel mogelijk aansluiting hebben gezocht bij DURLACH's prinsipschema (figuur 471).

5.2.2 Wij moeten even ingaan op het woord „model”. Men kan met model bedoelen een zekere aaneenschakeling van aparte onderdelen (units, organismen), zoals men kan tekenen in een blokschema. In deze zin is fig. 471 die de gedachtengang van de theorie van DURLACH geeft, een tekening van een model. Zo kunnen we zeggen: het model van DURLACH leent zich uitstekend

voor berekening. Men kan ook een blokschema in elkaar zetten dat zich niet leent voor exacte berekening, maar waar men wel door middel van speciale numerieke technieken van een grote General Purpose Computer de resultaten kan benaderen. Dit is gedaan door WEISS (zie 5.2.4). Men kan ook door middel van elektronische onderdelen een apparaat maken dat men (analoog) model noemt, omdat het in analogie aan bijvoorbeeld een neuron gebouwd is. Zo iets is gemaakt door HARMON (1961). Een grote hoeveelheid van deze „neuromime's”, zoals HARMON ze noemt, is gebruikt door VAN BERGEYK (1961) om een schakeling te maken die als geheel een model is voor een bepaalde opbouw in de cochlea die hij meende verantwoordelijk te moeten stellen voor de intensiteits-discriminatie. Een dergelijk „model met modellen” hebben wij gemaakt voor het EC-mechanisme.

Tenslotte kan men het woord model ook gebruiken voor een bepaald schema dat nu niet aanleiding is tot het bouwen van apparaten of tot het maken van berekeningen, maar meer tot het houden van min of meer kwalitatieve beschouwingen. Zo een model is voor het richting horen gemaakt door VAN BERGEYK (1962), zie figuur 133 en 1.5.1.

In het volgende zullen wij eerst beschrijven hoe wij de zenuwcel en de haarcel nabootsen en vervolgens hoe wij die zenuwcellen achter elkaar schakelen om een model te krijgen van het EC-mechanisme. Het woord model zullen wij daarbij gebruiken zowel voor het blokschema dat onze gedachten bepaalt, als voor het uiteindelijk gesoldeerde resultaat.

5.2.3 Een zenuwcel is te beschouwen als een cel die slechts één antwoord op prikkels heeft: het „vuren” ofwel het afgeven van een potentiaalsprong („puls” of „spike”). Het vuren kan spontaan geschieden, maar ook als reactie op prikkels die op de cel inwerken. Deze prikkels heten dan exciterend in tegenstelling met de inhiberende prikkels die de zenuwcel afremmen of het vuren verhinderen. De prikkels komen meestal via een synaps van een andere zenuwcel of ze komen van een receptor zoals een haarcel in het binnenoor. Vaak is er meer dan één exciterende prikkel nodig om een cel te doen vuren. De tijd tussen die samenwerkende prikkels mag niet te groot zijn.

Men zegt dat de prikkels een generatorpotentiaal opbouwen. Meestal „lekt” die potentiaal naar een bepaalde rustwaarde V_r . Overschrijdt hij echter een bepaalde drempelwaarde dan vuurt de zenuwcel en keert de generatorpotentiaal terug tot een beginwaarde V_b , die niet gelijk hoeft te zijn aan de rustwaarde. Ook de drempel is na vuring hoger en is pas na ongeveer 1 à 5 ms. normaal.

In figuur 511 is uitgezet hoe de generatorpotentiaal en de drempel als functie van de tijd verlopen voor een model van een geheel willekeurige zenuwcel. Men ziet dat na 5 excitaties de drempel wordt overschreden. Men ziet ook het wegglekken naar de rustwaarde V_r . Verder is getekend hoe de potentiaal zou teruglopen als er slechts 2 excitaties zouden zijn. De tijd waarin de potentiaal tot op circa $\frac{1}{3}$ zou zijn verzwakt, noemt men de integratietijd. De tijd waarin de drempel zijn normale waarde tot op circa $\frac{1}{3}$ is genaderd, noemen wij de refractaire periode. De nadering geschiedt van uit een hoge waarde, de maximale drempelwaarde V_m .

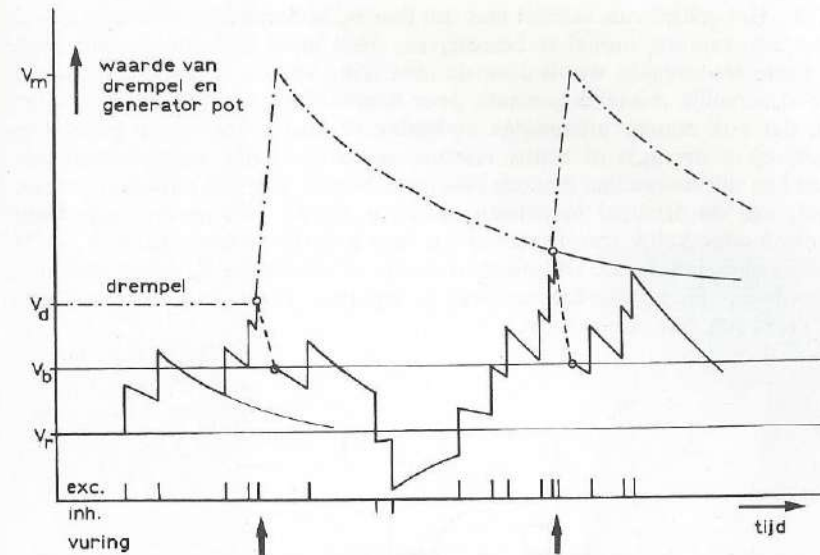


Fig. 511. Model van een zenuwcel.

Waarde van de drempel —.—.— en de generatorpotentiaal (—) als functie van de tijd. Ingetekend is ook: de normale drempelwaarde V_d , de maximale drempelwaarde V_m , de „beginwaarde” van de generatorpotentiaal V_b , de rustwaarde van de generatorpotentiaal V_r en de momenten van excitatie, inhibitie en vuring.

De grootte van de prikkels, van V_d , V_b en V_r en de integratietijd zijn in figuur 511 geheel willekeurig. Zenuwcellen verschillen onder meer in die waarden. Ook kunnen V_d en/of V_b kleiner zijn dan V_r .

Voor de volledigheid moeten we opmerken dat figuur 511 nog verscheidene vereenvoudigingen bevat. De spanningstrapjes van de generatorpotentiaal behoeven geenszins alle even groot te zijn. Verder gaat het in principe om een kortdurende weerstandsverandering; de grootte van de trapjes is dus afhankelijk van de generatorpotentiaal op dat moment. Ook heeft men verschijnselen waargenomen die duiden op een drempelverlaging na langdurige inhibitie (ANDERSEN en ECCLES 1962).

Men kan ten aanzien van modellen van zenuwcellen twee uitersten onderscheiden: Er zijn modellen die veel parameters hebben en die alleen zin hebben als men de eigenschappen van de cel goed kent, bijvoorbeeld het model van KÜPFMÜLLER en JENIK (1961). Ook zijn er heel eenvoudige modellen waarmee gemakkelijk uitgebreide schakelingen gebouwd kunnen worden, zie bijvoorbeeld FARLEY en CLARK (1961). Wij bevinden ons in een tussenpositie met bovendien de eis dat de temporele signaalstructuur behouden moet worden.

5.2.4 Het geheel van haarcel met een daarbij behorende zenuwvezel is ook door een analoog model te beschrijven. Men moet dan aannemen dat de excitatie veroorzaakt wordt door de uitwijking van de basilaire membraan.

Een dergelijk model is gemaakt door WEISS (1966), zie fig. 512. Hij neemt aan dat ook zonder uitwendige invloeden er fluctuaties zijn in generatorspanning of drempel of beide. Hiermee is het spontane vuren te verklaren. Men kan dit voorstellen met een ruisbron. Verder is er een refractair mechanisme dat de drempel beïnvloedt net als in fig. 511. De generatorspanning is alleen afhankelijk van de uitwijking van de basilaire membraan. V_b en V_r hebben geen betekenis. De selectiviteit van de cochlea wordt door een filter voorgesteld. De eigenschappen daarvan zijn door FLANAGAN (1962) afgeleid uit metingen van VON BÉKÉSY.

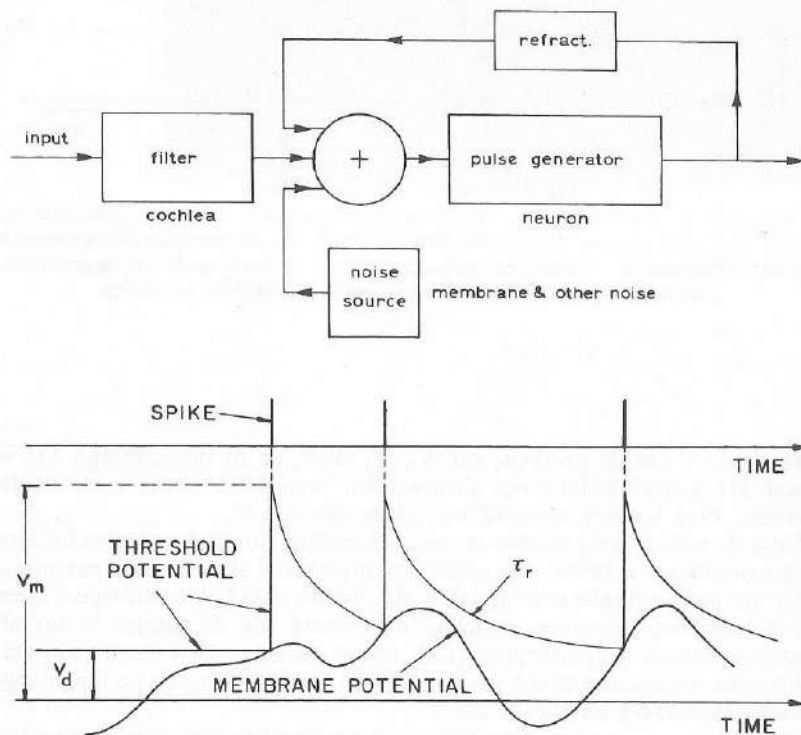


Fig. 512. Model voor haarcel en eerste neuron volgens WEISS (1964 of 1966).

- blokschema*: Het geluid wordt als in de cochlea gefilterd en opgeteld bij een ruis die fluctuaties in generatorspanning en drempel voorstelt en een spanning die het refractaire mechanisme nabootst.
- grafiek*: waarde van drempel (threshold potential) en generatorspanning (membrane potential) en momenten van vuring als functie van de tijd.

WEISS heeft de gegevens van zijn model aan een rekenmachine toegevoegd en de resultaten vergeleken met die van KIANG et al. (1965). Vooral van belang was hierbij het PST-histogram, dat is een figuur waarin uitgezet is hoe vaak een vezel gereageerd heeft binnen bepaalde tijdsafstanden van het begin van een click op een groot aantal clicks, zie figuur 513. Het blijkt dat WEISS een te klein aantal pieken in het PST-histogram vindt, zie figuur 514. Om dit goed te maken voert hij een niet-lineair element in, vlak achter het filter. DE BOER (1969a) wijst er echter op, dat de grootste fout ligt in het te „slappe” filter.

Wij hebben een model gemaakt dat op verschillende plaatsen afwijkt van dat van WEISS. Allereerst is ons model een analoog (gesoldeerd) model. De pulsgenerator daarin en het refractaire mechanisme berusten op een modificatie van HARMON's „neuromime” (HARMON 1961).

Een tweede verschil is dat wij de cochleaire selectiviteit door een tertsfilter hebben voorgesteld. Dat geeft een betere overeenstemming met de latere ideeën omtrent de kritieke band (zie ook figuur 142 op pagina 32). Wij komen nu op het juiste aantal pieken in het PST-histogram, zie 5.2.5.

Een derde punt is dat onze drempel, behalve onder invloed van de ruisbron en het refractaire mechanisme, ook nog onder die van het AVC-mechanisme staat. Aangezien dat mechanisme langzaam werkt, is het niet te vergelijken met het niet-lineaire mechanisme van WEISS.

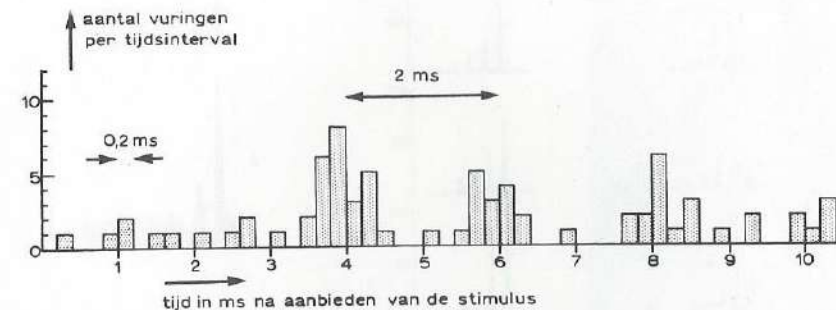


Fig. 513. Ter illustratie van het Post Stimulus Time (PST) histogram.

Er is 100 maal een stimulus - hier een click - gegeven en er zijn 76 vuringen geregistreerd. Daarvan kwam er één tussen 0,2 en 0,4 ms na de click, één tussen 0,8 en 1,0 ms na de click, twee tussen 1,0 en 1,2 ms erna en zo verder. Er zijn veel vuringen na circa 4 ms, na 6 ms en na 8 ms, wat er op wijst dat de unit het meest gevoelig is voor $1/2\text{ms} = 500\text{ Hz}$, ofwel de karakteristieke frequentie $f_k = 500\text{ Hz}$. Zie verder KIANG et al. (1965). *Opm 1*: De tijd die ligt tussen de click en het reageren van de vezel heet latente tijd. In deze figuur bedraagt hij 4 ms, wat korter is dan in werkelijkheid voorkomt bij deze frequentie.

Opm. 2: De tijd tussen de click en het vuren t_v kan in de meeste gevallen geschreven worden als $t_v = t_l + n / f_k + j$

waarin t_l = de latente tijd

f_k = de „karakteristieke frequentie” van de unit

n = 0, 1, 2, 3, of 4, soms meer

j = een getal dat klein of groot, positief of negatief kan zijn, maar meestal veel kleiner dan $1/2f_k$ is („jitter”).

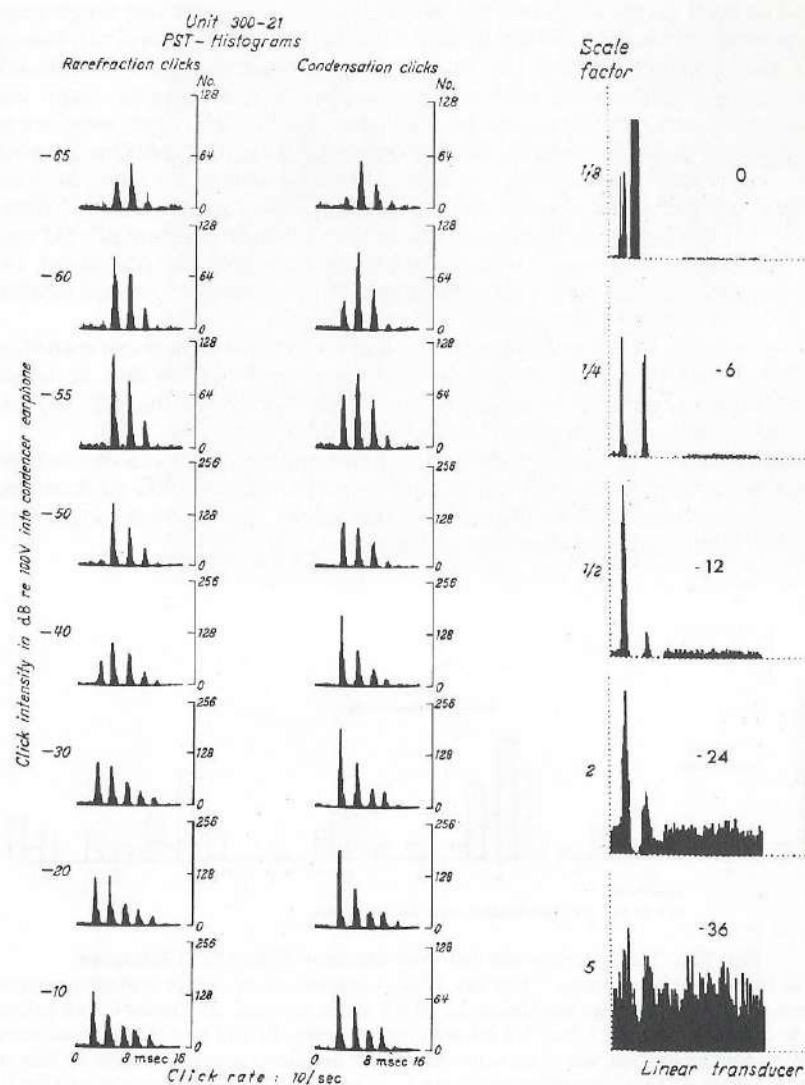


Fig. 514 PST-histogrammen van KIANG et al. (1965) links en midden en WEISS (1964 of 1966) rechts.

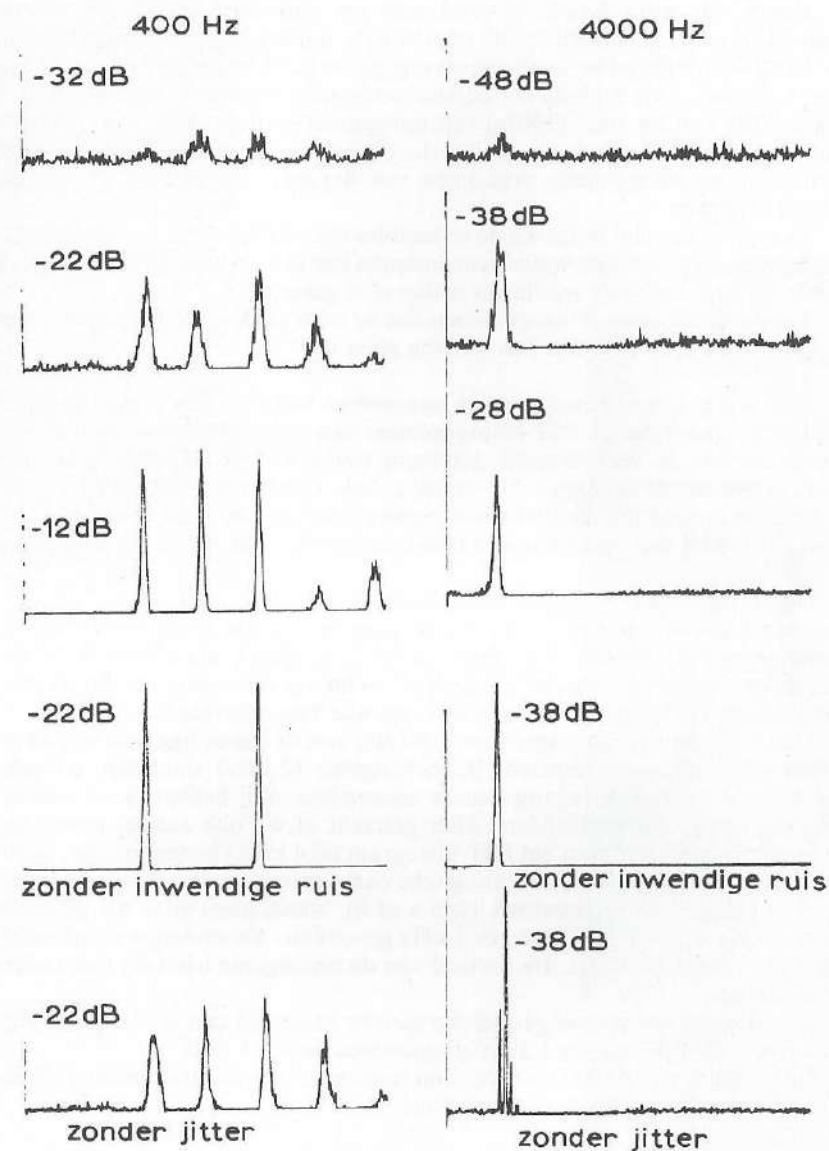


Fig. 515. PST-histogrammen van ons model. De verticale as is willekeurig; de lengte van de horizontale is 15 ms; voor een histogram werd 900 maal een click aangeboden met een herhalingsfrequentie van 20 Hz; links in de figuur staat de verzwakking van het signaal.

Een vierde punt houdt verband met een onvolkomenheid van WEISS' model. Dat geeft namelijk zelfs voor 4 kHz duidelijk gescheiden pieken in het PST-histogram. Dat vindt KIANG niet bij de kat. Om de „versmearing” van het PST-histogram bij hogere frequenties mogelijk te maken, hebben wij naar aanleiding van DE BOER (1969a) een onregelmatige fout in de tijd („jitter”) ingevoerd. Men kan zich voorstellen dat die jitter veroorzaakt wordt door het min of meer onregelmatig vrijkomen van blaasjes vloeistof bij de haarcel of bij synapsen.

Een vijfde verschil is dat wij de refractaire tijd, die bij WEISS 1 ms bedraagt, langer genomen hebben. WEISS' neuronmodel kan een herhalingsfrequentie van 1000 Hz bereiken, wat veel hoger is dan ooit gemeten.

Tenslotte hebben wij aangenomen dat er voor de hogere frequenties een gelijkrichting plaats vindt. Het schema staat in A5.

5.2.5 Wij hebben getracht om de parameters van ruis, jitter en refractaire tijd zo te kiezen dat de PST-histogrammen van ons model voor haarcel met eerste neuron zo veel mogelijk gelijkenis tonen met de PST-histogrammen van KIANG et al. In figuur 515 staan enkele resultaten. Het blijkt dat de overeenstemming met de PST-histogrammen van KIANG beter is dan met die van het model van WEISS (zonder niet-lineariteit), maar dat er toch nog verschillen zijn.

De vorm van het KB filter is kennelijk anders dan van het door ons gebruikte filter. Bovendien is het dynamische bereik dat door KIANG wordt beschreven, veel groter. Wij voeren in ons uiteindelijk model een AVC in. Deze heeft echter een zekere inregeltijd zodat hij de resultaten van de responsies op clicks zonder uitwendige ruis niet kan beïnvloeden.

De ondergrens van het spectrum (100 Hz) van de inwendige ruis was door praktische motieven bepaald, de bovengrens (2 kHz) door het integrerende netwerk aan de ingang van de neuromime. Wij hebben door middel van een scherp hoog-afsnijdend filter getracht of wij ook zonder jitter voldoende „versmearing” van het PST-histogram bij 4 kHz konden krijgen, doch dat bleek niet mogelijk. Uit fysiologische overwegingen is het misschien beter rose ruis te gebruiken (DERKSEN 1965 a of b). WEISS, heeft voor de optimale bovengrens van het ruisspectrum 2 kHz gevonden. Als ondergrens gebruikt hij 5 Hz, 10 Hz of 20 Hz. De invloed van de ondergrens heeft hij niet nader onderzocht.

De jitter gaf een vrijwel gaussische variatie in de tijd met $\sigma = 100 \mu s$. Hij was noodzakelijk voor de PST-histogrammen boven 1 kHz.

De refractaire tijd was belangrijk om te zorgen, dat vooral de eerste pieken hoog waren. De optimale tijd was 4 ms.

5.2.6 Wij stellen ons voor dat het EC-mechanisme van ons oor voltooid is in het niveau van het vierde neuron. Het eerste neuron is dat van de gehoorzenuw. Hiervoor geldt het model van WEISS, aangevuld met AVC en jitter en een smaller filter. Het tweede is te vinden in de nucleus cochlearis, waar misschien ook AVC en middeling plaats vindt. Het derde bevindt zich in het SOC (zie 1.7.1), hier wordt door inhibitie de aftrekking gesimuleerd. Tenslotte worden in de colliculi inferiores de resultaten van het SOC beoordeeld.

Ons model wijkt in zoverre hier van af dat wij slechts drie neuromimes achter elkaar hebben. De nucleus cochlearis heeft in het bovenstaande geen duidelijk aparte functie, AVC is voorstelbaar bij de haarcellen, en middelen in het SOC. Waar de tijdsvertraging plaatsvindt is voor ons model niet belangrijk.

Aangezien er over het AVC-mechanisme weinig bekend is en de temporele structuur van de AVC onbelangrijk is (het gaat alleen om het gemiddelde aantal AVC-spikes) hebben we de AVC door een gelijkspanning gerepresenteerd.

Het schema van ons model staat in figuur 531 getekend. Wij gaan uit van de volgende veronderstellingen:

a) Het model stelt voor de samenwerking tussen een bepaald gedeelte van de basilaire membraan van het ene oor met het overeenkomstige deel van het andere oor. We realiseren zo een beperkt gedeelte (KB) door middel van een tertsfilter B met middenfrequentie f_c .

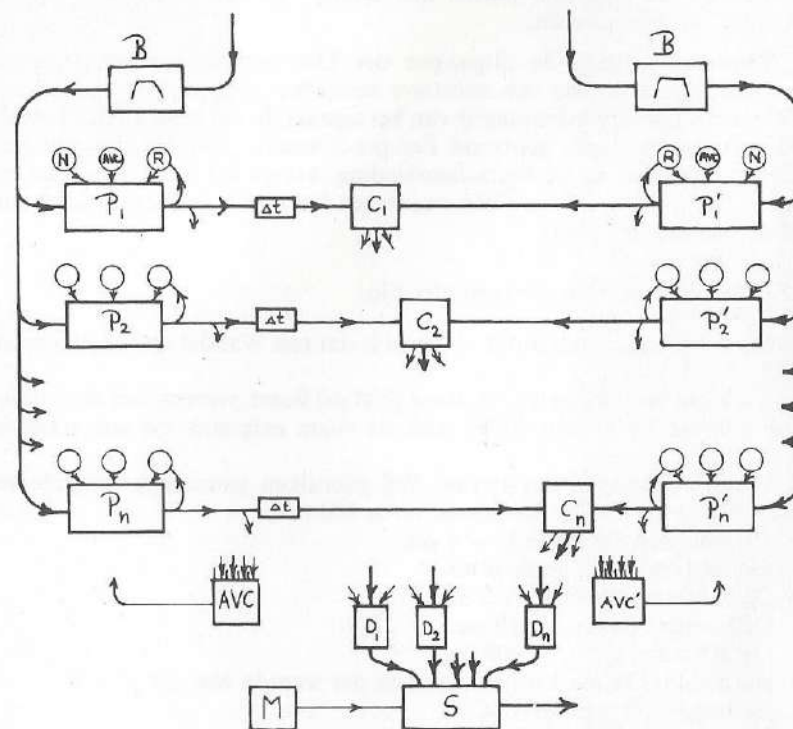


Fig. 531. Blokschema van ons elektronische model.

B Bandfilter, P Pulsgenerator, N Ruisgenerator, AVC Autom. sterkteregeling, R Refractair mechanisme, Δt Vertragend mechanisme, C Cancellation mechanisme, D Detector, M Geheugen, S Selectieve versterker.

b) Na het tertsfilter volgt een aantal detectoren P. Een detector geeft een „puls” af, zodra het signaal aan zijn ingang een bepaalde drempel overschrijdt. De drempel staat onder invloed van: 1e een ruisbron (membraanruis), 2e een mechanisme dat de gevoeligheid regelt (AVC), 3e een mechanisme dat ervoor zorgt dat de pulsen niet te dicht achter elkaar komen, dat dus zorgt voor de refractaire periode.

c) De pulsen passeren nu een vertragsmechanisme Δt , dat in het algemeen voor het linker- en rechteroor niet dezelfde vertraging levert.

d) Thans bereiken de pulsen de cancellationunit C. Deze laat de pulsen alleen door, als er gedurende een tijd τ_c geen enkele puls van de andere zijde gekomen is.

e) De uitgangen van de n C's gaan naar n discriminatoren D die alleen een puls afgeven als er tenminste 3 pulsen binnen een tijd τ_d binnen gekomen zijn. Een D ontvangt zijn pulsen niet alleen van de corresponderende C maar ook van diens burens.

f) Tenslotte worden de uitgangen der D's opgeteld en geïntegreerd. (integratietijd τ_i), en aan een selectieve versterker toegevoegd die gestuurd wordt met de herhalingsfrequentie van het signaal. In het blokschema hebben wij die sturing geheugen genoemd. Een proefpersoon gebruikt zijn geheugen voor het ritme van de signaalaanbieding, het model heeft een ideaal geheugen. De selectieve versterker stuurt een lamp. Als die brandt heeft ons model „de toon gehoord”.

5.2.7 De parameters van ons model zijn:

1. De vorm van het tertsfilter. Bij ons is dat een Wandel und Goltermann TB 25.
2. De vorm van de „puls”. De duur (200 μ s) komt overeen met de fysiologische waarde, de grootte (6 V) niet, de vorm enigszins, zie ook HARMON (1961).
3. De eigenschappen van de ruis. Wij gebruiken gaussische ruis, die wit is van 100 Hz tot 2 kHz. De intensiteit is 500 mV.
4. De refractaire periode $\tau_r = 4$ ms.
5. De uitsteltijd Δt , en de jitter.
6. De cancellationtijd $\tau_c = 2$ ms.
7. De integratietijd $\tau_d = 10$ ms.
8. De integratietijd $\tau_i = 200$ ms.
9. Het aantal C's per kritieke band en per waarde van Δt , $n = 6$
10. De inregeltijd van de AVC.

Men kan hierbij in aanvulling op de punten die in 5.2.5 zijn behandeld het volgende opmerken:

- ad 2 De grootte van de puls heeft geen enkele betekenis, de duur alleen in verband met τ_r en τ_c die groter zijn zodat er geen noodzaak is de duur nauwkeurig in de hand te hebben.

- ad 6 De keuze van τ_c is bepaald door de motieven:

1e zo lang mogelijk en 2e kleiner dan $\frac{1}{2}\tau_r$.

Wanneer namelijk τ_c erg kort is, is de kans dat inhibitie optreedt te klein. Bovendien is uit de literatuur (ROSE et al. 1966) bekend dat de inhiberende invloed vrij lang, dat wil zeggen wel tot 10 ms kan duren. Wanneer echter τ_c groter zou zijn dan $\frac{1}{2}\tau_r$ wordt er vrijwel geen puls meer doorgelaten.

- ad 7 De motieven zijn hier:

1e zo kort mogelijk

2e groter dan $2 \times 1/2f_c$ waarin f_c minimaal 200 Hz is.

Wanneer τ_d lang is komen er altijd wel 3 pulsen binnen en zou D dus altijd signaal leveren. Bij 200 Hz is de afstand tussen 2 pulsen op een kanaal 5 ms.

- ad 8 τ_c hangt samen met hogere processen: het duidelijk waarnemen van verschillende situaties geschiedt als ze elkaar niet sneller dan om de 200 ms opvolgen.

- ad 9 Bij DURLACH is $n = \infty$ om te kunnen rekenen, bij ons is $n = 6$ om te kunnen solderen. Wanneer wij aannemen dat dit geheel zich per kritieke band ook nog eens tienmaal herhaalt (voor $\Delta t = 1 \dots 10 \times 1/20f_c$) en dat, omdat de AVC niet ideaal is, ook voor de verschillende intensiteiten dit nog eens apart geschiedt en wel tien keer, dan komen wij op $6 \times 10 \times 10 = 600$ kanalen per frequentie. Wanneer wij de halve toon als criterium nemen, krijgen wij voor het geluid van 50 Hz tot 1000 Hz 50 van deze combinaties; wanneer we zeggen: het zijn slechts 10 kritieke banden, dan krijgen we tienmaal de 600 kanalen dus respectievelijk 30 000 en 6000 kanalen totaal. Het is derhalve mogelijk dat een kanaal meer dan een zenuwvezel representeert.

- ad 10 De insteltijd van de AVC is groot ten opzichte van alle andere tijden, dus deze waarde is niet kritisch.

5.3 Resultaten

Het bleek niet mogelijk met het model dat hier is beschreven, een DDE te meten met tonen of clicks. De veronderstelling dat er per intensiteit en per frequentie een groep van 6 schakelingen is, is waarschijnlijk een te grove benadering. Men kan zich voorstellen dat de stappen in gevoeligheid niet per zes haarcellen verspringen doch geleidelijk verlopen. Hetzelfde geldt voor de frequentiegevoeligheid en voor de vertraging Δt .

5.3.1 Wij hebben toen de P's op indirecte wijze verschillende gevoeligheid gegeven. De AVC-spanning werd in 6 stappen verzwakt zodat de gevoeligheid toenam. Een bijkomstig verschijnsel was dat de grootste gevoeligheid gepaard ging met de grootste spontane activiteit.

Wij vonden toen voor tonen een effect dat de goede afhankelijkheid van de

interaurale fase vertoonde, zie figuur 532. Het DDE van het model hing niet méér af van de frequentie dan uit DURLACH's theorie volgt, zie figuur 533. Wel was het effect, vooral bij hogere frequenties, groter dan door de theorie voorspeld wordt. Wij hebben toen de jitter gebracht van $100 \mu\text{s}$ op $140 \mu\text{s}$ en verkleind tot op $70 \mu\text{s}$. Men zou verwachten dat de kromme daardoor een half octaaf in horizontale richting zou verschuiven, doch dit geschiedde niet.

Dat betekent dat het model niet werkt door de fijnstructuur van links en rechts te vergelijken, zoals in de theorie van DURLACH gebeurt. Het ziet er naar uit dat het gemeten effect het resultaat is van detectie van verschil in de omhullenden links en rechts. Aangezien de perifere omzetter geen snelwerkende amplitudebegrenzing vertonen is deze mogelijkheid aanwezig. Minieme verschillen tussen de omhullenden blijken inderdaad te worden gedetecteerd. De gevonden afhankelijkheid van de frequentie is dan ook te verklaren uit de integratietijd τ_d van 10 msec. Het is binnen dit bestek ook niet mogelijk hier een extra onzekerheid (analoog aan de ε van DURLACH, zie 4.3) te introduceren om het model te dwingen op een andere wijze te werken.

Teneinde meer aan te sluiten bij de theorie van DURLACH moet het model essentieel uitgebreid worden. De invloed van de afzonderlijke parameters wordt dan vrij onoverzichtelijk.

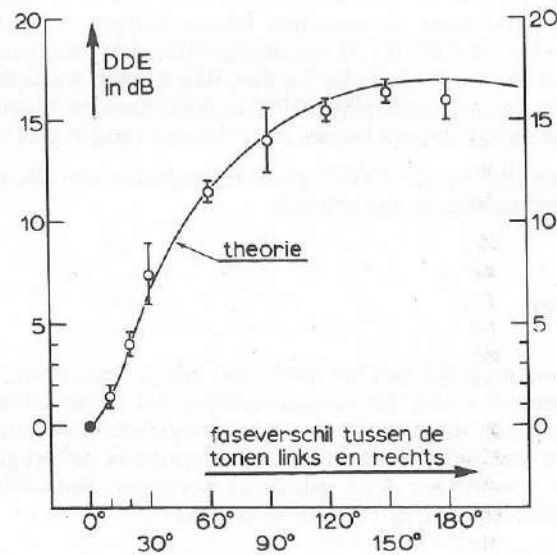


Fig. 532. DDE als functie van de faserelatie van het signaal voor ons model, vergeleken met de theorie van DURLACH met $k = 1,04$.

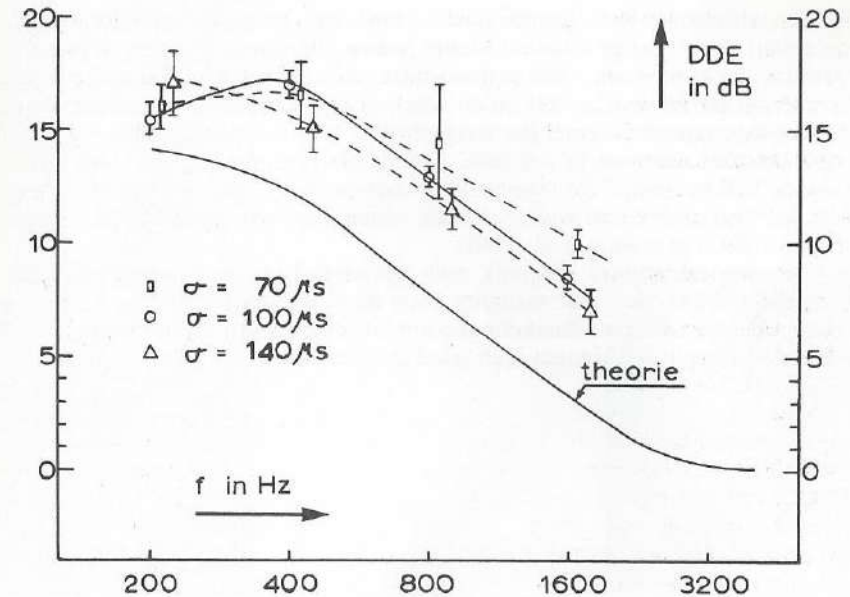


Fig. 533. DDE als functie van de frequentie van het signaal voor ons model, vergeleken met de theorie van DURLACH.

Een model heeft echter alleen zin als het eenvoudig gehouden kan worden en als de elementen eventueel fysiologisch geverifieerd kunnen worden. Het is derhalve niet eenvoudig de theorie van DURLACH neurofysiologisch aanvaardbaar te maken.

In feite werkt het model in onze uitvoering ongeveer zoals we moeten aannemen dat onze oren samenwerken bij tonen boven de 1500 Hz (zie A.4.3).

Voor clicks was het niet mogelijk een drempel te bepalen. Wij zochten eerst de signaal-ruisverhouding waarbij de lamp in 10 sec. observatietijd niet meer dan totaal 2 sec. gedooft was en vervolgens die, waarbij hij in een even lange tijd niet langer dan 2 sec. totaal aan was. Het gemiddelde noemden wij de drempel. Was het verschil tussen die waarden groter dan 10 dB dan werden de waarnemingen herhaald. Bij clicks lagen die waarden meestal meer dan 20 dB uit elkaar; zij overschreden daarmee het bereik waarin het model reageerde.

5.3.2 Wanneer men zes kanalen heeft waarvan de P's ongelijke gevoeligheid hebben, lijkt het de moeite waard na te gaan wat er gebeurt als ze al voor de C's gemengd worden.

De uitgangen der kanalen worden bij elkaar opgeteld en wel zo, dat het kanaal met de ongevoeligste P het meeste gewicht in de schaal legt. Men krijgt dan een stel pulsen die als het ware steekproeven uit het signaal voor-

stellen, althans uit het stijgende deel. Uit de ongevoelige kanalen komen grote en uit de gevoelige kanalen kleine pulsen. Wanneer die nu geïntegreerd worden krijgt men een ruwe representatie van het signaal. Daarmee zou een model verkregen worden dat beter aansloot bij DURLACH's EC-mechanisme.

Het bestaan van dergelijke schakelingen wordt waarschijnlijk gemaakt door het feit dat men in het SOC behalve de typische „spikes” ook spanningen („slow waves” in tegenstelling met de snelle spikes) gevonden heeft die in structuur enige overeenkomst tonen met het aangeboden signaal (HALL 1965, GOLDBERG et al. 1968).

Het was echter niet mogelijk met ons model op eenvoudige wijze een dergelijke schakeling met menging vóór de C's te realiseren. Bovendien is een model met discrete schakelingen minder interessant, als het blijkt dat na die schakelingen het signaal toch goed gerepresenteerd wordt.

HOOFDSTUK VI

ONDERZOEK NAAR KLINISCHE TOEPASBAARHEID

6.1 Inleiding

6.1.1 De klinische betekenis van het DDE is gelegen in de steun die het zou kunnen geven bij het onderzoek naar de revalidatie door middel van één of twee hoorprothesen en bij de differentiële diagnostiek. Het eerste kan men verifiëren door bij verschillende mensen de resultaten te vergelijken die ze boeken bij het DDE en het CPE of bij het DDE en het richting horen. De waarde voor het klinisch onderzoek moet blijken uit het verband met de diagnose zoals die op andere gronden gesteld is.

Ten aanzien van het belang van de audiologie voor neurologische diagnostiek kunnen wij globaal de volgende indeling maken:

6.1.2 Van de monaurale audiometrie is voornamelijk van belang de bepaling van het recruitment, de vaststelling van het komvormige audiogram en van pathologische adaptatie.

Recruitment is het verschijnsel dat de luidheidssensatie van een oor met verhoogde drempel een eind boven die drempel toch weer gelijk is aan die van een gezond oor. Omdat de sensatie pas bij grotere intensiteit begint dan bij een gezond oor moet hij sterk stijgen om het gezonde oor weer „in te halen”. Terwijl bijvoorbeeld de geluidsterkte slechts 30 dB gestegen is, stijgt de sensatie alsof de sterkte 60 dB gestegen was.

De volgende effecten zijn vaak innig met recruitment verbonden en worden daarom ook wel met dat woord aangeduid: een verlaagde pijn-drempel, kleine slagen in het bekésyaudiogram („drempelrecruitment”) en het feit dat met het sterker worden van de spraak de verstaanbaarheid, na het bereiken van een optimum, weer snel vermindert. Recruitment wordt vooral bij cochleaire aandoeningen gevonden; het voorkomen van recruitment maakt een neurologische oorzaak minder waarschijnlijk.

Een verwant verschijnsel is het feit dat een oor met een cochleaire aandoening vlak boven een door ruis veroorzaakte drempel meestal normaal reageert, terwijl bij retrocochleaire aandoeningen de ruis veel storender is. Daardoor is de gemaskeerde drempel („Mithörschwelle”) hoger in het geval van de retrocochleaire stoornis (LANGENBECK 1963).

Een komvormig audiogram kan wijzen op neurolues (WAGEMAN 1954, 1958).

Pathologische adaptatie, dat wil zeggen het feit dat een toon die bijvoorbeeld 20 dB boven de drempel continu wordt aangeboden na verloop van tijd niet meer gehoord wordt, geeft sterke aanwijzing in de richting van een acusticus-neuronoom of een andere brughoektumor. Ook het spraakaudiogram is bij deze patiënten vaak veel slechter dan men zou verwachten op grond van het toonaudiogram (SHEEHY 1968).

De diagnostiek van pathologische adaptatie en het drempelrecruitment is

bijzonder fraai uitgewerkt door JERGER (1960). Hij gebruikt daartoe een békésyaudiometer, dat is een audiometer waarbij de patiënt zelf de sterkte van het geluid regelt: als hij op een knop drukt ten teken dat hij de toon hoort wordt het geluid langzaam zachter, laat hij de knop los dan wordt het weer sterker. De motor die dit regelt kan ook de frequentie van de toon langzaam laten toenemen. Frequentie en sterkte worden automatisch geregistreerd, zodat men een audiogram verkrijgt dat is getekend met een zig-zag lijn. De breedte van de zig-zag lijn, ofwel de grootte der „slagen” is bij gezonden circa 8 dB, maar bij patiënten met recruitment vaak kleiner, tot circa 3 dB. Omdat dit verschijnsel zich bij de drempel afspeelt spreken wij hier van „drempelrecruitment” ter onderscheiding van het echte recruitment dat zich boven de drempel afspeelt en dat te maken heeft met de luidheid.

De toon kan ook geïnterrupteerd worden. Dit geschiedt vrij snel zodat het toonstootje slechts circa 0,2 sec. duurt. Daardoor heeft de pathologische adaptatie als het ware geen tijd om op gang te komen. Ook treedt er vrijwel nooit drempelrecruitment op. Het audiogram van de geïnterrupteerde toon ziet er dan ook anders uit dan dat van de continue. Is het verschil tussen beide audiogrammen groter dan 20 dB, of treedt het onder de 1000 Hz op, dan moet men op een tumor bedacht zijn.

JERGER onderscheidt vier typen audiogrammen: Type I komt voornamelijk voor bij gezonden en geleidingsslechthorenden. De continue en de onderbroken toon geven dezelfde curve.

Type II komt vooral voor bij cochleair lijden. Boven de 1000 Hz, of bij hogere frequenties, moet het continue geluid iets (niet meer dan 20 dB) harder zijn dan het onderbroken geluid, om gehoord te kunnen worden. Bovendien zijn vaak de slagen klein.

Type III en IV geven aanwijzingen voor retrocochleair lijden, in het bijzonder voor tumoren. Type III is eenvoudig te herkennen. De continue toon moet voor het overschrijden van de drempel steeds harder worden. Vaak wordt na een paar minuten het maximum van de audiometer bereikt. Dit verschijnsel treedt meestal bij alle frequenties op.

Type IV lijkt meer op type II maar onderscheidt zich in principe doordat de scheiding tussen continue en onderbroken kromme al aanwezig is bij 500 Hz of eerder. Drempelrecruitment kan hierbij optreden (dus een vorm van recruitment bij een retrocochleaire aandoening!).

6.1.3 De binaurale (meestal dichotische) audiometrie kunnen wij verdelen in twee groepen: die met spraak en die met andere geluiden.

BOCCA et al. (1955) verzwakken de hoge tonen van spraak en vinden dat de verstaanbaarheid dan vooral klein wordt aan een oor, als er zich aan de andere zijde een ziekteproces in de temporale kwab bevindt. Het merkwaardige is dat de verstaanbaarheid van de patiënt stijgt, als de kwab wordt weggenomen.

Later heeft BOCCA (1955) zijn onderzoek tot een echte dichotische test gemaakt. Hij stuurt de spraak door twee kanalen en wel door het eerste kanaal zo zacht dat slechts 25 % verstaan wordt en door het andere een sterker geluid dermate van hoge tonen ontdaan, dat slechts 40 % van de woorden verstaan wordt. Tezamen aan een oor geven zij ook een verstaanbaarheid

van 40 %. Wanneer hij nu elk oor een kanaal aanbiedt stijgt de verstaanbaarheid tot 75 %.

MATZKER (1959) filtert uit spraak een smalle band in het lage gebied en geeft die aan het linkeroor. Net zo een smalle band uit het hoge gebied van de spraak geeft hij aan het rechteroor. In het geval van hersenstamlaesies geeft dat een slechtere verstaanbaarheid dan wanneer beide aan één oor tegelijk worden aangeboden. TASELAAR (1959) heeft aangetoond dat, wanneer de laag gefilterde spraak een zekere sterkte overschrijdt, bij gezonde proefpersonen juist het tegenovergestelde plaats vindt. In de dichotische situatie is de verstaanbaarheid beter dan in de monaurale, want in het monaurale geval maskeren de lage tonen de hoge.

GROEN en HELLEMA (1960) wijzen erop dat het binaurale spraakaudiogram de volgende aanwijzing kan geven: Is het even steil als het monaurale audiogram dan is de stoornis centraal en wel hoger dan het olijkernencomplex gelegen. Als de laesie meer perifeer zit is het binaurale audiogram steiler dan het monaurale.

CALEARO (1962) heeft onderzocht wat er geschiedt als men spraak aanbiedt die beurtelings links en rechts gehoord wordt. Het bleek dat vier wisselingen per seconde bij sommige retrocochleaire stoornissen een slechte verstaanbaarheid leverden. Het lijkt alsof deze snelle wisselingen niet gevolgd kunnen worden waardoor de patiënt in feite slechts met één oor luistert. Ook bij gezonden is de verstaanbaarheid slecht wanneer er van elke halve seconde spraak steeds slechts de eerste kwart seconde wordt doorgelaten.

FELDMANN (1965) biedt aan beide oren gelijktijdig een verschillend woord aan. Goedhorenden en de meeste slechthorenden kunnen beide woorden nazeggen, alleen patiënten met laesies in het verlengde merg, de meeste patiënten met slaapkwabtumoren, degenen die aan syringomyelie of syringobulbie leden en merkwaardigerwijs ook alle patiënten met afasie kregen moeilijkheden zodra ze twee woorden tegelijk hoorden.

Het Cocktail Party Effect behandelen wij in 6.3.

6.1.4 Dichotische audiometrie met andere geluiden dan spraak is te onderscheiden in: onderzoek naar het richtinghoren, naar de lateralisatie en naar het DDE.

Het richtinghoren van slechthorenden is onderzocht door onder anderen VAN DER VEER (1957) en NORDLUND (1964a). VAN DER VEER laat de patiënt wijzen in de richting van de geluidsbron, terwijl het hoofd van de patiënt tegen een fixerende steun rust. De geluidsbron, een luidspreker op 60 cm van de patiënt geplaatst, liet voor elke richting tweemaal een toon van 100 Hz horen. De richtingen worden in willekeurige volgorde aangeboden. Dit laatste is nodig omdat de patiënten de neiging hebben met hun aanwijzing achter te blijven. Hij vond een slecht richting horen bij lijders aan otosklerose en bij patiënten die een fenestratie-operatie hadden ondergaan. Het richtinghoren van patiënten met otitis media chronica was in het algemeen beter dan dat van lijders aan perceptie-hardhorendheid.

NORDLUND heeft vijf situaties gebruikt: tonen van 500 Hz, 2000 Hz en 4000 Hz en laag gefilterde ruis. Deze werden aangeboden terwijl de patiënt

zijn hoofd kon bewegen. Daarna gaf hij de ruis nog eens terwijl het hoofd gefixeerd was.

Hij heeft twee criteria: de gemiddelde afwijking, en de spreiding daarin. Het laatste beschouwt hij als het belangrijkste. Toch neemt hij afwijkend richting horen aan, als slechts één van de criteria bij één der vijf situaties afwijkend was.

Hij komt dan tot de volgende resultaten (tabel 2):

TABEL 2

Afwijkend richting horen volgens NORDLUND (1964a)

1. chronische otitis	69 %
2. geopereerde otosklerose (fenestratie en stapes op.)	92 %
3. niet geopereerde otosklerose	63 %
4. éénzijdig cochleair perc. verlies	67 %
5. laesies bij de pons of de gehoorzenuw	100 %
6. allerlei hersen-laesies	22 %
7. beiderzijds cochleaire stoornis	15 %
8. „combined lesions”	50 %
9. éénzijdig doven	100 %
10. laesies van de evenwichtszenuw	0 %

Wij hebben de indeling die hij in zijn tabel 1 geeft verfijnd met behulp van de toelichtende tekst. Teneinde een vergelijking te kunnen maken met onze resultaten met het DDE moeten wij letten op het richting horen met stilstaand hoofd. Als men zijn hoofd kan bewegen is het mogelijk om bij een geluid van zekere duur de richting te bepalen ook met slechts één oor. Dit is al gevonden door JONGKEES en VAN DER VEER (1958) en het blijkt ook bij NORDLUND uit de resultaten van sommige patiënten uit de groep „éénzijdig doof”. Wanneer men nu de patiënt zijn hoofd laat bewegen loopt men de kans, in plaats van de samenwerking tussen de oren, een vaardigheid te meten die berust op zaken als onderscheiding van intensiteits- en timbreveranderingen bij hoofdbewegingen, leervermogen en grootte van de oorschelp.

De gegevens uit het experiment van NORDLUND waarbij de patiënten het hoofd stil moesten houden staan in tabel 3. Wij geven achter de aantallen „normaal” en „afwijkend” tussen haakjes op het aantal patiënten voor wie het verschil tussen de audiogrammen links en rechts groter dan of gelijk is aan 35 dB. Voor de berekening van dat verschil hebben wij gebruik gemaakt van de gemiddelde verliezen bij 500 Hz, 1000 Hz en 2000 Hz die NORDLUND opgeeft. Wij komen dan tot de volgende tabel (tabel 3):

TABEL 3

Afwijkend richting horen gemeten met ruis en stilstaand hoofd uit gegevens van NORDLUND (1964a)

	aant. pat.	norm.	afwijk.	L - R gemidd.	% afwijk.
1. chr. otitis	16	13 (0)	3 (0)	18 dB	19 %
2. geop. otoskl.	13	7 (1)	6 (0)	17 dB	46 %
3. niet geop. otoskl.	8	6 (0)	2 (1)	14 dB	25 %
4. éézn. cochl.	9	6 (1)	3 (2)	26 dB	33 %
5. pons etc.	8	0	8 (1)	15 dB	100 %
6. hersenletsel	9	8 (0)	1 (0)	6 dB	11 %
7. dubb. cochl.	13	13 (0)	0	5 dB	0 %
8. comb. lesions	10	7 (0)	3 (0)	7 dB	30 %
9. éézn. doven	10	1 (1)	9 (9)	50 dB	90 %
10. laes. evenw.	5	5 (0)	0 (0)	2 dB	0 %

Het blijkt derhalve dat de percentages nu kleiner zijn maar dat nog steeds groep 5 er uit springt. Wanneer we de groepen 5, 8, 9 en 10 eruit weglaten en dan letten op het verschil tussen de oren en het percentage afwijkend richting horen, dan blijkt er een positieve correlatie te bestaan. Ongelijke oren geven dus een grotere kans op slecht richting horen. In overeenstemming met VAN DER VEER vindt NORDLUND bij patiënten met otosklerose een slechter richting horen dan bij patiënten met chronische otitis. Alleen bij cochleaire laesies vindt hij vaak een normaal richting horen. Dit komt waarschijnlijk doordat hij zijn norm ruimer gesteld heeft dan VAN DER VEER, namelijk als de grens van het gebied waarin 99,9 % der normaal horenden zouden vallen.

6.1.5 De lateralisatie is onderzocht door SEDEE (1957). De patiënt had een hoofdtelefoon op die verbonden was met de oren van een kunsthoofd dat kon slingeren om een verticale as. Hij vond de slechtste lateralisatie bij patiënten met syringobulbie en bij aan één zijde radicaal geopereerden. Doordat hij de versterking van de twee geluidskanalen onafhankelijk van elkaar kon regelen, was hij in staat een ongelijkheid tussen de oren te corrigeren. Wanneer hij dit deed bij patiënten met een brughoektumor bleek de lateralisatie normaal te zijn.

Het onderzoek naar de lateralisatie heeft ook het voordeel dat de invloed van intensiteits- en aankomsttijdsverschillen (ΔI en Δt) afzonderlijk onderzocht kan worden. GROEN (1967) wijst erop dat bij retrocochleaire stoornissen vaak voornamelijk de Δt waarneming gestoord is. Hij beschrijft een eenvoudig instrument om de Δt -meting klinisch uit te voeren.

Het meest uitgebreid is de lateralisatie onderzocht door MATZKER (1959). Hij beperkte zich tot Δt , en gebruikte voor het geluid tonen uit een audiometer. Hij bood de toon eerst aan met 650 μ s vertraging en vervolgens met steeds minder en noteerde het gebied van vertragingen waarin geen duidelijke lateralisatie was. Het bleek mogelijk dat de lateralisatie normaal was bij alle frequenties met uitzondering van één (in het geval van een patiënt

met een temporale tumor). Lateralisatie naar rechts duidt op een proces in de temporale kwab links of in de hersenstam rechts.

6.2 Dichotisch Drempel Effect (DDE)

Daar wij gevonden hebben dat het DDE van gefilterde clicks niet afwijkt van dat van een gewone audiometerton, hebben wij de laatste gebruikt bij een klinisch onderzoek. De patiënten maakten eerst een gewoon békésy-audiogram met geïnterrumpeerde toon en vervolgens werd het DDE onderzocht, met dezelfde geïnterrumpeerde toon. De instructie kon derhalve eenvoudig zijn, het enige wat veranderde was dat er nu ruis op de achtergrond aanwezig was. Er werd de patiënten duidelijk op gewezen dat ze op de ruis niet moesten letten. Toch waren in het algemeen de slagen in het DDE audiogram groter dan bij het gewone békésyaudiogram.

6.2.1 De sterkte van signaal en ruis was in de regel 40 dB boven de drempel van het oor; soms was het noodzakelijk een geringere geluidssterkte te gebruiken omdat de patiënten het te hard vonden. De ongelijkheid van sterkte is niet ernstig zoals wij in 3.6 hebben aangetoond. Wel moeten we rekening houden met overhoren. Wanneer het geluid dat voor het linker oor bestemd is ook aan het rechter arriveert, is het denkbaar dat er dusdanige faseverschuivingen hebben plaatsgevonden, dat de ruisen elkaar verzwakken en de signalen elkaar versterken. De meeste patiënten met zeer ongelijke oren of met een groot geleidingsverlies hebben wij derhalve een tweede keer onderzocht, nu met hoortoesteltelefoontjes, met confectie-oorstukjes („speentjes”). Overigens hebben wij bij slechts één patiënt een groter effect gevonden met hoofdtelefoons dan met hoortoesteltelefoontjes.

Bij onze eerste serie hebben we als frequenties aangenomen 315 Hz en 630 Hz, bij de tweede serie hadden we vier frequenties, n.l. 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz en 630 Hz. De toon werd in fase of 180° uit fase aangeboden ($\pi/0$), zie 1.5.2. De resultaten van de twee of vier frequenties werden gemiddeld. De snelheid van de verzwakker was $2 \frac{1}{2}$ dB per seconde.

6.2.2 Van 64 patiënten hebben wij het DDE bepaald. Wij hebben de patiënten eerst onderscheiden in voornamelijk geleidings- of voornamelijk perceptieslechthorenden. De eerste groep hebben we ingedeeld in

- patiënten met otitis media en restverschijnselen daarvan
- geopereerden (zowel voor gehoorverbetering als ter genezing van otitis)
- lijders aan otosklerose, zowel degenen bij wie dat later bij een inspectie bevestigd werd, als degenen die daarvan zonder inspectie niet te onderscheiden zijn.

De tweede groep hebben wij ingedeeld in

- patiënten met cochleaire aandoeningen zoals M. Menière, lawaaitrauma's, familiale slechthorendheid. Ook patiënten met verlaagde pijn-drempel en met een békésyaudiogram type II volgens JERGER hebben wij in deze groep geplaatst.

- patiënten met retrocochleaire aandoeningen. Hiertoe hebben wij gerekend:
 een patiënt met M. Kahler (een ziekte waarbij de gehoorzenuw in de knel kan komen)
 een patiënt met abducens-parese en trillingen in het gelaat
 een patiënt met duizeligheid van waarschijnlijk centrale oorsprong
 een patiënt met een epileptische haard in de linker temporale kwab
 een patiënt met beiderzijds een acusticusneurinoom.
- patiënten bij wie het niet duidelijk was of de stoornis cochleair of retrocochleair zetelde. Hieronder vallen ook de gevallen van presbycusis.

Het was niet altijd eenvoudig een patiënt in een der groepen in te delen. Soms is er geen duidelijke diagnose te stellen en sommige groepen van onze indeling overlappen elkaar.

6.2.3 Wij hebben allereerst vier geoefende proefpersonen en vier patiënten met keel- of neusklachten en normaal gehoor onderzocht. Zij hadden een gemiddeld DDE van resp. $(9,4 \pm 1,3)$ dB en $(7,8 \pm 1,5)$ dB. Wij hebben als abnormaal klein beschouwd een gemiddeld DDE kleiner dan 7,8 dB - 3,0 dB = 4,8 dB. Bij de tweede serie experimenten was het resultaat bij geoefenden $7,0 \text{ dB} \pm 1,5 \text{ dB}$ en bij goedhorende patiënten $5,9 \text{ dB} \pm 1,5 \text{ dB}$. Wij hebben daar als abnormaal beschouwd een DDE dat gemiddeld kleiner was dan 3 dB.

Wij kunnen onze resultaten nu als volgt samenvatten (tussen haakjes de patiënten die bij een of meer frequenties een groter verschil tussen linker en rechter gehoorverlies hadden dan 3 dB, zie tabel 4):

TABEL 4
Waarde van het DDE bij zes groepen patiënten

groep	aant. pat.	normaal	te klein	% te klein	(L-R) gemid.
a ot. med.	11	7 (1)	4 (1)	37%	27 dB
b geop.	9	5 (1)	4 (2)	44%	35 dB
c otoskl.	3	1 (0)	2 (0)	67%	26 dB
d cochl.	20	6 (1)	14 (7)	70%	29 dB
e retreoc.	5	1 (0)	4 (0)	80%	15 dB
f presb.	16	10 (1)	6 (0)	38%	9 dB

Wij concluderen hieruit dat het DDE in deze vorm niet geschikt is voor de diagnostiek. De enige groep die duidelijk een slecht DDE vertoonde was groep e. Alleen de patiënt met temporale epilepsie had een normaal DDE, de andere patiënten met retrocochleaire stoornissen vertoonden allen een te kleine waarde. De patiënten uit deze groep had men echter ook door middel van het onderzoek naar het richtinghoren kunnen diagnostiseren.

Men zou verwachten dat de resultaten van groep f (onbekend perceptieverlies) tussen die van d (cochleair verlies) en e (retrocochleair verlies) in zouden liggen. De resultaten voor groep f zijn echter veel beter. Dat hangt waarschijnlijk samen met het feit dat in deze groep het verschil tussen de oren kleiner is (9 dB), terwijl dat in groep d 29 dB bedraagt.

6.2.4 Op drie manieren is het wellicht mogelijk het onderzoek te verbeteren. Wij hebben een aantal patiënten met last van slechthorendheid onderzocht die binnen een bepaalde periode de kliniek bezochten. Daardoor is de indeling naar diagnose niet altijd eenvoudig. Wanneer men uitgaat van alleen patiënten bij wie ondubbelzinnig slechts één stoornis aanwezig is, kan men wellicht verband leggen tussen DDE en stoornis.

De door ons gebruikte békésyaudiometer (Grason-Stadler model E 800) biedt het signaal vier maal per seconde aan. Dat is nodig voor de classificering volgens JERGER. Voor een optimale DDE bepaling is het wellicht beter een kleinere snelheid te kiezen.

Tenslotte is het aangeven van de drempel door middel van de békésyaudiometer voor vele patiënten nog erg moeilijk. Dat blijkt uit de vaak grote uitslagen in het békésyaudiogram (soms meer dan 10 dB) en uit het verlopen van de drempels (soms wel 4 dB). De proefpersoon dient zichzelf criteria te stellen omtrent het wel of niet horen van de toon. Sommigen willen heel zeker zijn dat ze de toon horen of niet, dat geeft te grote slagen. Anderen wijzigen hun criteria en daardoor verloopt de drempel.

Er bestaat een psychofysische meetmethode waarbij de proefpersoon geen criteria behoeft aan te leggen: de gedwongen-keuze-methode. Hij krijgt dan tweemaal een ruis te horen. In een van de ruisen zit ook een toon. De proefpersoon moet nu de twee waarnemingen vergelijken en aangeven in welke van de twee hij de toon hoorde. Komt de toon duidelijk boven de ruis uit, dan geeft de proefpersoon in 100% van de gevallen een goed antwoord. Als hij slechts in 50% van de gevallen juist oordeelt, is de toon niet te horen en raadt de proefpersoon. COLBURN en DURLACH (1965) vinden een groter DDE met een gedwongen keuzemethode dan wanneer de proefpersoon zelf de drempel bepaalt. Dit verschil was niet bij alle proefpersonen even groot.

Een nadeel van de gedwongen-keuze-methode is dat hij in het algemeen langer duurt dan een methode met behulp van békésyaudiometrie. Dit geldt echter voor geoefende proefpersonen. Met patiënten hoeft men wellicht minder tijd aan de instructie te besteden. Thans was de duur van het totale onderzoek dus inclusief gewoon audiogram, instructie en koffie ruim een uur. Dit is vrij lang. NORDLUND heeft voor zijn totale onderzoek slechts 45 minuten nodig en wij hebben gezien dat zijn onderzoek eventueel beperkt zou kunnen worden tot alleen dat met ruis en stilstaand hoofd.

De gedwongen-keuze-methode is te combineren met békésyaudiometrie: als de proefpersoon meer dan 90% goed aangeeft wordt de toon zwakker en zakt hij onder de 60% dan maakt de békésyaudiometer de toon weer harder.

6.3 Cocktail Party Effect (CPE)

6.3.1 Zoals we in 1.3.1 gezien hebben, is er een groot aantal mogelijkheden tot het meten van het CPE. Wij hebben allereerst de volgende keuze gedaan:

- 1°. Voor het te detecteren signaal hebben wij getallen genomen die uit vier lettergrepen bestonden, zoals 21, 34, 68.
- 2°. Voor het stoorgeluid hebben wij meestal rose ruis gebruikt.
- 3°. De signalen werden door hoofdtelefoons aangeboden.

4°. Spraak en ruis kwamen altijd aan één oor, de ruis al of niet aan het andere oor.

Wij hebben ons beperkt tot geoefende proefpersonen.

6.3.2 Tot bovenstaande keuze kwamen wij door de resultaten van enkele oriënterende experimenten. Het bleek namelijk dat de ene lijst woorden gemakkelijker te verstaan was dan de andere. Het kwam ons voor dat dit niet lag aan de sterkte waarmee zij op de band opgenomen waren, maar aan het feit dat het ene woord qua inhoud bekender is dan het andere. Men kan deze moeilijkheid oplossen door van te voren te zeggen uit welke woorden een keus gemaakt dient te worden, doch dat vergt een vrij uitgebreide apparatuur (KAPTEYN 1968 en 1969).

Telwoorden hebben het nadeel dat niet alle fonemen erin voorkomen. Een voordeel is dat de volgorde niet gemakkelijk onthouden wordt. Men kan nu in de twee situaties die men wil vergelijken dezelfde tekst gebruiken. Mocht een woord wat hard uitgevallen zijn, dan speelt dat in beide situaties mee.

Als stoorgeluid hebben wij eerst twee teksten gebruikt. De een werd links gelocaliseerd, doordat hij in het rechteroor 0,6 ms later arriveerde. De ander werd aan het linker oor vertraagd aangeboden zodat hij rechts gehoord werd; de telwoorden kwamen tegelijk aan, zodat ze midden in of boven het hoofd leken te ontstaan. De resultaten bleken nu af te hangen van de aard der stoortekst. Een verstaanbare stoortekst leverde sterk wisselende resultaten. Een slecht verstaanbare tekst leverde een CPE van 6%.

Een nadeel van spraak of geroezemoes als stoorgeluid is het feit dat de sterkte nogal wisselend is. Om een goede vergelijking tussen de dichotische situatie (stoorgeluid rechts en links, te verstaan geluid in het midden) en de binaurale situatie (alle geluid in het midden) te hebben, moet men zorgen dat men dezelfde testwoorden tegen dezelfde stoortekst heeft in beide situaties. Men heeft daarvoor een recorder nodig met tenminste drie sporen. Voor klinische toepassing is deze methode derhalve niet zo geschikt. Met ruis als stoorgeluid doet zich dit probleem niet voor.

Wanneer men ruis als stoorgeluid gebruikt zijn er nog verscheidene configuraties mogelijk. Het grootste effect treedt op als men de ruis aan beide oren identiek aanbiedt en spraak in tegenfase ($\pi/0$), zie 1.5.2). Iets natuurlijker is het de spraak een vertraging te geven ($\tau_s/0$). De eenvoudigste methode is eerst spraak en ruis aan een oor en dan de ruis ook aan het andere. Met deze methode heeft men alleen een lintspeler met twee sporen nodig, met op het ene spoor ruis en op het andere ruis en spraak. Er kunnen nu geen fouten ontstaan door onvolkomenheden van de apparaten die voor vertraging of tegenfase moeten zorgen. Bovendien is het niet van invloed als de versterking in het ene kanaal iets groter is dan in het andere, zoals volgt uit de resultaten van FELDMANN (zie 1.5.2).

6.3.3 In een zitting kreeg een proefpersoon zes keer een rij getallen te horen. Hij moest die opschrijven of een streep zetten als hij het niet kon verstaan. Een rij bestond uit 32 getallen. De eerste twee dienden alleen om in het ritme te komen, de volgende 30 moesten worden opgeschreven. Van die dertig werden er slechts 25 gebruikt om de verstaanbaarheid te meten. Wij

lieten namelijk een rij van 25 getallen door een wisselend aantal getallen voorafgaan, teneinde aldus te voorkomen dat de rij herkend zou worden. De structuur was derhalve de eerste keer $2 + 1 + 25 + 4$ en de tweede keer $2 + 3 + 25 + 2$. Een rij van 25 getallen werd twee of vier maal aangeboden. Elk getal werd voorafgegaan door de tekst „Nu hoort U...”.

De getallen kwamen om de 3 seconden. De antwoorden waren goed, half goed (43 voor 23) of fout gerekend (ook 36 voor 63). Deze aantallen zijn geschreven in de tabellen 6, 7 en 8. Om te zien of er een leereffect was, werd van één der teksten ook in dezelfde situatie de aanbieding herhaald. In tabel 6 ziet men de resultaten van één proefpersoon, in tabel 7 de totalen van vier proefpersonen en in tabel 8 hetzelfde voor een iets andere ruis en gedeeltelijk andere proefpersonen. De ruis in het laatste experiment was rose, die van het eerste experiment bovendien boven 4 kHz afgesneden.

Uit de tabellen blijkt:

- 1° er is een leer- en/of herkeneffect (bijvoorbeeld van 54% helemaal goed op 66%).
- 2° ondanks het leereffect loopt de verstaanbaarheid met gemiddeld 35% respectievelijk 40% terug in de monaurale situatie.
- 3° zelfs voor één proefpersoon is het verschil significant, dat wil zeggen dat de kans op toevallig zijn van het effect minder dan 5% is (testmethode volgens WILCOXON, zie DE JONGE p. 193). Dit gold voor alle acht metingen (zie tabel 9).

TABEL 6
pp JB

Aantal woorden (goed, half goed, fout) voor 6 opeenvolgende experimenten waarin 25 woorden verstaan moesten worden

situatie	tekst	1	2	3	4	5	6
m/m	A	—	—	—	5, 3, 17	—	5, 5, 15
m/m	B	—	3, 4, 18	—	—	—	—
m/o	A	17, 7, 1	—	16, 9, 0	—	—	—
m/o	B	—	—	—	—	15, 10, 0	—

TABEL 7

Lowpass ruis, totaal van 4 pp, dus percentages goed, half goed, fout

situatie	tekst	1	2	3	4	5	6
m/m	A	—	—	—	22, 29, 45	—	27, 25, 48
m/m	B	—	19, 30, 51	—	—	—	—
m/o	A	54, 33, 13	—	66, 29, 5	—	—	—
m/o	B	—	—	—	—	55, 35, 10	—

percentage goed van A gemiddeld: m/o 60%, m/m 25%, dus achteruitgang 35%.

TABEL 8
Totaal van 4 pp, rose ruis

situatie	tekst	1	2	3	4	5	6
m/m	A	—	—	—	19, 30, 51	—	25, 33, 42
m/m	B	—	14, 42, 44	—	—	—	—
m/o	A	58, 39, 3	—	66, 31, 3	—	—	—
m/o	B	—	—	—	—	59, 32, 9	—

percentage goed van A gemiddeld: m/o 62%, m/m 22%, dus achteruitgang 40%.

TABEL 9
Aantal woorden goed in drie situaties (m/o) vergeleken met drie situaties (m/m) voor acht experimenten

JB	CK	VH	TE
17 3	13 8	6 1	18 7
16 5	16 9	13 3	21 5
15 5	12 8	9 2	19 12
TE	AG	JB	VH
16 3	13 0	15 6	14 5
14 1	16 6	21 8	15 4
11 6	16 6	19 4	13 9

m/m betekent: spraak en ruis beide aan slechts één oor.

m/o betekent: spraak aan één oor doch ruis aan beide oren.

6.3.4 Zowel voor de diagnostiek als voor de voorspelling der revalidatie is het noodzakelijk dat men een significant CPE kan aantonen per proefpersoon. In de literatuur hebben wij nergens gevonden dat iemand erin geslaagd was een significant CPE aan te tonen bij één proefpersoon. Wij geloven derhalve een gunstige procedure gevonden te hebben. Toch hebben wij het niet gewaagd patiënten hiermee te onderzoeken. De proef was voor de geoefende proefpersonen al inspannend. Hij zou bij een patiënt voorafgegaan moeten worden door een onderzoek naar de signaal-ruisverhouding die bij die patiënt een verstaanbaarheid van circa 60% zou geven. Bovendien moeten we in het oog houden dat het effect, hoewel in % uitgedrukt redelijk lijkt, als het in dB uitgedrukt wordt slechts klein is. 40% correspondeert met circa 4 dB. Wij hebben in 6.2.3 gezien dat een effect dat bij de geoefende proefpersonen 8 dB bedraagt, bij patiënten al moeilijkheden gaf. Bij het CPE is het effect in dB uitgedrukt kleiner en bovendien kan men nu niet volstaan met op een knop te drukken doch dient men een getal op te schrijven of na te spreken.

Wel hebben wij nog een onderzoek gedaan in een iets natuurlijker opstelling: geen hoofdtelefoons maar luidsprekers, zie 6.3.5.

6.3.5 Bij het onderzoek naar het CPE bij slechthorende kinderen was het ons voornamelijk te doen om de revalidatie te meten. Wij vroegen ons af of het mogelijk is met twee „oorhangers” beter te horen temidden van stoorgeluid. Het kind zat te midden van twee luidsprekers. In de ene situatie kwam uit de een spraak en uit de ander ruis, in de andere situatie uit beide spraak en ruis. De spraak bestond uit woorden van de „Prof. H. Burgerschoolijst”. Dat zijn bestaande woorden van één lettergreep (monosyllaben). Per tien woorden komen alle fonemen van een klasse even vaak voor. De woorden kwamen van een lintspeler en werden door een audiometer (Elit) versterkt. De ruis was de maskeerruis van de audiometer. De sterkte varieerde per kind, want de spraak werd zo hard gezet, dat de kinderen het plezierig vonden, met beide prothesen.

Van drie kinderen, die met twee hoortoestellen („achter-het-oor apparaten” of „oorhangers”) waren uitgerust hebben wij spraakaudiogrammen bepaald in beide situaties (ruis en spraak apart, ruis en spraak tezamen). De verstaanbaarheid verschilde nu respectievelijk 30%, 40% en 50%.

Hoewel hieruit blijkt dat zij beter verstaan als spraak en ruis te onderscheiden zijn, is hiermede niet bewezen dat deze verbetering op het CPE berust. Bij een dergelijke opstelling wordt de belangrijkste verbetering in de situatie met gescheiden spraak en ruis veroorzaakt door de „schaduw” die het hoofd de ruis biedt. Wij hebben daarom ook experimenten gedaan met een hoek van 30° in plaats van 180° tussen de luidsprekers. Nu werd echter de verbetering te klein om waar te nemen.

JERGER et al. (1961) hebben ook getracht met het CPE de voordelen van het dragen van twee hoortoestellen boven één aan te tonen. Het dragen was nogal zwaar, want zij gebruikten borsttoestellen die met behulp van een band boven de oren bevestigd waren. Hoewel zij een uitgebreid onderzoek (48 proefpersonen, 2½ uur per proefpersoon) hebben verricht, hebben ook zij geen significante verbetering op basis van het CPE kunnen aantonen.

6.3.6 Wij hebben ook de procedure van een vorig experiment (6.3.1) overwogen: de ruis en de spraak door één luidspreker en door de andere alleen ruis of niets. Dit leek ons voor de kinderen niet geschikt. Als men precies in het midden zit tussen twee luidsprekers die een zeker geluid (hier de ruis) gemeen hebben, en men maakt kleine hoofdbewegingen dan wandelt een schijnbare bron op merkwaardige wijze door of om het hoofd. Dit kan men als volgt verklaren: Als men 1 cm uit het midden zit, is er een tijdsverschil tussen de oren Δt dat correspondeert met een hyperboloïde die de oren snijdt op 1 cm van het midden van het hoofd (zie ook figuur 103). Als men het hoofd verder beweegt krijgt men een andere, scherpere hyperboloïde. Men moet nu aannemen dat de bron òf ver weg is en in korte tijd een grote zwaai gemaakt heeft òf dat hij vlak bij of in het hoofd is en weinig bewogen heeft. Ook hoofddraaiingen suggeren een plaats vlak bij of tussen de oren.

Men kan zich afvragen of het niet beter is om uit één luidspreker de spraak te laten komen en uit een reeks andere de ruis. Op een echte cocktailparty is er ook een hele achtergrond van stoorgeluiden. Een dergelijk experiment is echter niet uitvoerbaar om de volgende redenen:

Wanneer eerst uit één luidspreker een toon komt en later met dezelfde

sterkte dezelfde toon ook uit een tweede, zou men verwachten dat het totale geluid nu tweemaal zo sterk zou zijn, oftewel 3 dB sterker dan eerst. Dat is echter alleen waar, als men middelt over een heel groot vertrek. Er treden namelijk interferentieverschijnselen op; de geluidssterkte wordt niet alleen afhankelijk van de afstand tot de luidspreker, maar ook van het verschil in afstand tot de twee luidsprekers. Op een bepaalde plaats kan de intensiteit ten opzichte van eerst liggen tussen $-\infty$ en 6 dB.

De enige mogelijkheid om dit probleem te ontkomen is spraak en ruis dezelfde behandeling te geven, dus als de één uit twee luidsprekers komt, de ander dat ook te laten doen.

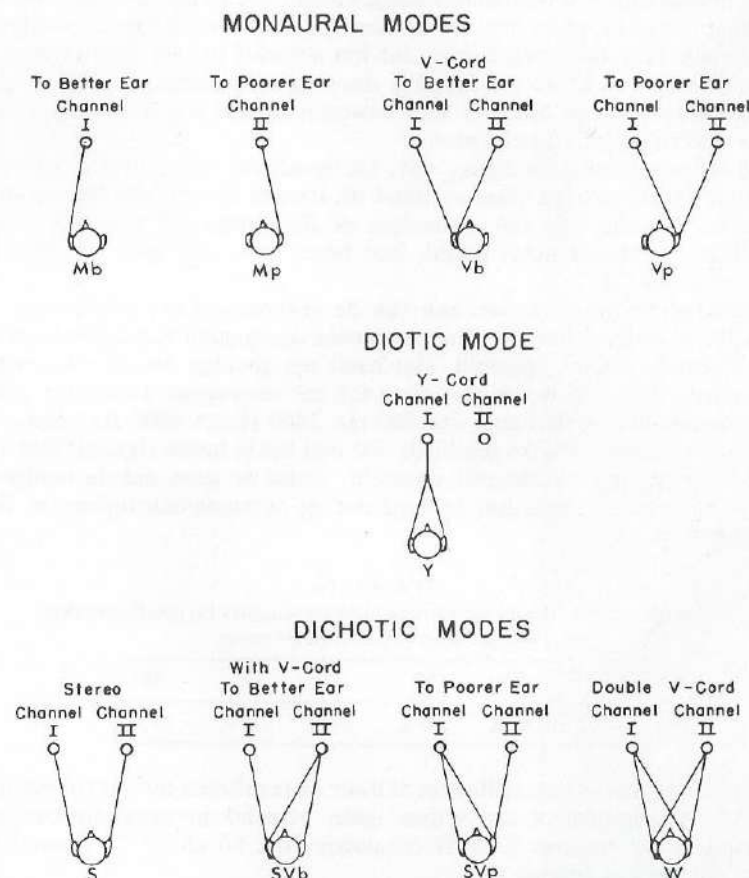


Fig. 631. Overzicht van de verschillende methoden waarop HARRIS (1965) zijn proefpersonen het geluid uit de oren van zijn kunsthoofd aanbood.

6.3.7 Wij moeten hier nog even ingaan op de resultaten van HARRIS (1965). Zoals wij in 1.5.2 vermeld hebben, heeft hij het geluid van tekst en achtergrond opgenomen met twee losse microfoons. Dat was zijn hele „kunsthoofd”. De microfoons waren niet richtinggevoelig maar stonden wel 30 cm uit elkaar. Hij beperkte zich daardoor bij het experiment tot de invloed van verschillen in aankomsttijd. De na te spreken tekst bestond uit zinnen en kwam uit een luidspreker voor het kunsthoofd. Daarnaast stonden twee luidsprekers waaruit aparte verhalen klonken. De luidsprekers stonden onder een hoek van 45° uit elkaar.

Er werden banden gemaakt die steeds 2 dB verschilden in de verhouding tussen hoor- en stoorgeluid. Zo kon hij voor elke proefpersoon een band uitkiezen die niet te veel of te weinig verstaanbaarheid leverde en zo geschikt was om in verschillende situaties gebruikt te worden. De signalen werden door middel van hoofdtelefoons aangeboden, eventueel met een extra versterking voor een slecht oor. De invloed van hoofdbewegingen was hierdoor uitgeschakeld. HARRIS wijst erop dat het verschil tussen de resultaten van verschillende auteurs te verklaren is door aan te nemen dat bij sommigen de proefpersoon zijn hoofd mocht bewegen en dus zijn hoofdschaduw ten nutte maken en bij anderen niet.

De situaties staan in figuur 631. De resultaten behaald met een groep gezonde proefpersonen staan in tabel 10. HARRIS concludeert hieruit ondermeer het bestaan van een „Principle of Redundancy”: hoe meer vrijwel identieke informatie binnenkomt, hoe beter er wordt verstaan; daardoor is V beter dan M.

Deze redenering illustreert een van de gevaren die de onderzoeker naar het CPE bedreigen. In de V-situatie worden de signalen van linker en rechter microfoon bij elkaar opgeteld. Dat heeft ten gevolge dat een stoorsignaal bij zichzelf opgeteld wordt met circa 0,6 ms vertraging. Daardoor worden de componenten in de buurt van 800 Hz, 2400 Hz en 4000 Hz verzwakt of uitgedoofd. Iets dergelijks geschiedt niet met het te horen signaal. Dat wordt zonder vertraging bij zichzelf opgeteld, zodat er geen enkele component verzwakt wordt. Het is dus triviaal dat de verstaanbaarheid in de V-situatie beter is.

TABEL 10
Verstaanbaarheid in zes verschillende situaties bij goedgehoorden
volgens HARRIS (1965), eerste groep

S	SV	W	V	Y	M
51 %	48 %	40 %	33 %	30 %	26 %

Dit laatste wordt nog geïllustreerd door de resultaten bij een tweede groep gezonde proefpersonen die vrijwel geen verschil in verstaanbaarheid toonden in de situaties S en W (respectievelijk 66 en 67%), hoewel S de meest natuurlijke situatie is.

Bij zijn onderzoek bij patiënten met een ongelijk gehoorverlies aan beide zijden vindt hij zelfs een veel betere verstaanbaarheid in de W-situatie dan in de S-situatie (zie tabel 11).

TABEL 11

Verstaanbaarheid in zeven verschillende situaties bij patiënten met een asymmetrisch gehoorverlies volgens HARRIS (1965)

W	V _b	S	V _b	Y	M _b	M _b
63 %	59 %	50 %	45 %	32 %	29 %	15 %

Dit resultaat is beslist geen steun voor de conclusie van HARRIS dat de dichotische situaties betere verstaanbaarheid geven. De situatie W is namelijk niet dichotisch in die zin dat er essentiële verschillen bestaan tussen het signaal aan linker en rechter oor. Als de conclusie dat W beter is dan S algemeen zou gelden, zou men de patiënten kunnen revalideren met slechts één hoortoestel. Dit dient dan uitgerust te zijn met twee microfoons en twee (eventueel verschillende) telefoons. HARRIS heeft zich niet gerealiseerd dat de „double V” situatie ook te beschouwen is als een „double Y” situatie.

Het feit dat HARRIS de ene keer met gezonde proefpersonen wel een verschil vindt tussen S en W en de andere keer niet, is typisch voor de resultaten die men met het CPE verkrijgt als men niet zorgt dat de ene en de andere situatie alleen verschillen in de parameter die men wil variëren. Men moet dus wel telwoorden gebruiken of een recorder met drie sporen (zie 6.3.2).

Het blijkt dus dat het niet eenvoudig is door middel van het CPE de dubbele prothetisering te verdedigen.

6.4 Richting horen bij slechthorende kinderen

Aangezien het CPE daartoe niet geschikt bleek te zijn, hebben wij de revalidatie door het tweede hoortoestel gemeten door middel van het richting horen. Het richting horen is voor slechthorende kinderen bijzonder belangrijk. Vaak is de vooruitgang in verstaanbaarheid door het liplezen even groot of groter zelfs dan door het gebruik van een hoortoestel. Wanneer de kinderen zich in een groep bevinden en door rond te kijken of door het herkennen van timbre er achter moeten komen wie er spreekt, zijn ze meestal te laat: er spreekt alweer een ander.

Het richting horen gaat echter snel en grotendeels reflectoer. Men richt zich al naar het geluid en kijkt die richting uit voordat men zich bewust is dat er geluid is. Als slechthorende kinderen goed kunnen richting horen kunnen ze derhalve veel vaker profijt hebben van het lipbeeld van de spreker. Het horen stuurt het zien, daardoor is bij iemand die slecht hoort ook het gezichtsvermogen niet optimaal snel (JONGKEES 1963).

6.4.1 De proefpersoon, voorzien van zijn beide toestellen („oorhangers”), zat in een halve cirkel van zes luidsprekers. De instelling van de oorhangers werd niet veranderd, wel werd gecontroleerd of ze werkten. Een oorhanger moest de proefpersoon terzijde leggen. Hij kreeg nu een kastje op schoot, waarop zes knoppen zaten, die op dezelfde wijze als de luidsprekers gerangschikt waren. Eens in de 3 sec. hoorde hij een geluid uit een willekeurige

luidspreker en dan drukte hij op de volgens hem corresponderende knop. Als zijn keus juist was, werd de knop verlicht. Dat gaf hem een referentiekader. Ook bleek de proefpersoon steun te hebben aan het zien van de luidsprekers; de resultaten werden slechter als hij zijn ogen sloot. Voordat het experiment begon mocht hij even oefenen.

Na dertig geluiden (een „serie”) mocht hij weer beide oorhangers dragen en moest hij weer dertig maal richting bepalen. Na een korte rust kreeg hij weer twee series: hij moest nu de andere oorhanger wegleggen en tenslotte weer beide dragen. Op een andere dag werd dit programma herhaald.

De opstelling was zo dat zelfs goedhorenden die beide oren konden gebruiken niet altijd alle dertig goed hadden. Drie goedhorende volwassenen en drie licht slechthorende kinderen zonder hoortoestellen fungeerden als controle groep. Zij moesten in de ene situatie hun oor dichthouden door de tragus tegen de gehoorgang te drukken.

Een waarneming telde voor een punt fout wanneer de proefpersoon op knop 3 drukte als luidspreker 2 geklonken had en twee punten fout als hij in dat geval op knop 4 gedrukt had. Ook DECROIX en DEHAUSSY (1965) hebben op deze wijze de revalidatie gemeten. Zij spreken in het laatst aangeduide geval van IGLS = 2, waarin IGLS betekent Indice de Gène de Localisation Sonore.

Wij kregen zo vier paar series. Wij hebben die allereerst als volgt onderzocht: Bij elke serie bepaalden wij het verschil in het aantal fouten tussen de situatie met één en die met twee oorhangers. Was het gemiddelde van dat verschil groter dan twee maal de spreiding, dan gold dat als significant, in tabel 12 aangegeven met ++. Was het gemiddelde tussen één en twee maal de spreiding (in de tabel +) dan was dat aanleiding om het experiment te herhalen met een ander soort geluid.

Later hebben wij de gegevens eleganter verwerkt. Wij hebben de vier paar series onderzocht met behulp van de toets van WILCOXON (DE JONGE 1964). Het enige nadeel hiervan was dat nu verschillen in conditie tussen de verschillende meetdagen een rol kon spelen. Ondanks dit nadeel komen de resultaten goed overeen met die van de vorige methode.

6.4.2 Als geluid gebruikten wij een klikvrije stoot rose ruis van ca 500 ms. Het enige voordeel van dit geluid was dat de kinderen dit het prettigst vonden. Er zijn veel nadelen aan dit geluid verbonden. De luidsprekers kunnen op hun timbre herkend worden en hoofdbewegingen kunnen invloed hebben. Wanneer de resultaten met ruis niet significant waren maar wel een effect deden vermoeden, of wanneer de resultaten met een oorhanger al erg goed waren, hebben wij derhalve het experiment herhaald met een beter geluid: een gefilterde click, gemaakt door een puls van 50 μ s te sturen door een tertsfilter (Wandel und Goltermann TB 25b) met een middenfrequentie f_c van 635 Hz, in enkele gevallen van 315 Hz. Dit geluid is zo kort dat hoofdbewegingen geen invloed kunnen hebben. Ook zou er geen timbre verschillen tussen de luidsprekers waar te nemen mogen zijn. Sommigen meenden toch zo iets te horen. Dat kan ook veroorzaakt zijn door reflecties. De metingen zijn gedaan in een stille doch niet geheel echovrije kamer. De nalgamtijd hebben wij niet gemeten.

6.4.3 Tabel 12 geeft de resultaten. Wij moeten hierbij opmerken dat de kans dat een resultaat toevallig positief is, voor ++ 2,5% is, en voor + 16% of 9% voor de uitwerking door middel van de spreiding, respectievelijk volgens WILCOXON. Uiteindelijk hebben wij als criterium genomen ++ volgens WILCOXON.

Van de 55 kinderen blijken er 41 beter richting te horen met twee dan met één oorhanger. De overigen vallen in drie groepen uiteen: zij die misschien wel iets beter richting horen met twee apparaten maar die met onze methode niet significant waren, zij die het zelfs met één toestel goed kunnen en zij die zelfs met twee toestellen niet goed richting kunnen horen. Bovendien was er een proefpersoon die met één oorhanger beter richting leek te horen dan met twee (zie ook KUYPER 1967).

Wij moeten hierbij opmerken dat ook kinderen bij wie de verbetering van het richting horen niet zo groot of zelfs afwezig is, op andere wijze baat kunnen hebben van hun tweede hoortoestel.

Er was geen duidelijk verband tussen de resultaten en het soort audiogram of de leeftijd van het kind of de periode dat het kind twee apparaten droeg. De audiogrammen waren beperkt door de aanmeetnormen (zie hieronder). Alle kinderen (behalve 13, 14, 15 en 2 en 3) hadden een perceptief verlies, sommigen bovendien een geleidingsverlies.

Wij concluderen uit bovenstaande resultaten dat de normen voor de dubbele prothetisering, die gehanteerd zijn bij de aanmeting (door het audiologische team van de Prof. H. Burgerschool, onder leiding van Dr. E. DE BOER en Mej. G. H. ESSER) zeer geschikt zijn. Deze normen luiden aldus:

- 1°. Een vrijwel gelijk toonaudiogram aan beide oren (in het algemeen in het spraakgebied niet meer dan 15 dB verschil).
- 2°. Een vrijwel gelijk spraaudiogram (niet meer dan 20% verschil in maximale discriminatie van fonemen).
- 3°. Positieve waardering door het kind, eventueel na enkele maanden proeftijd.

6.4.4 DECROIX en DEHAUSSY (1965) gebruiken een analoge opstelling met 7 luidsprekers. Zij laten elke luidspreker gedurende enkele seconden een geluid geven, dat zowel een toon, witte ruis of spraak kan zijn. De proefpersoon mag zijn hoofd bewegen. Elke luidspreker komt in de drie situaties (twee apparaten, alleen één links en alleen één rechts) telkens eenmaal aan de beurt. De proefpersoon noemt de kleur waarmee de luidspreker gemerkt is. Hij doet in totaal 21 bepalingen, soms echter het dubbele aantal wanneer er ook een ander geluid of een andere geluidsterkte gebruikt wordt.

Bij ons onderzoek bepaalde een kind 240 maal een richting. Ons onderzoek onderscheidt zich van de meetmethode van DECROIX en DEHAUSSY op nog meer punten. Hoofdbewegingen wilden wij zoveel mogelijk uitsluiten en wij wilden onze resultaten niet laten beïnvloeden door fluctuaties in de aandacht. De invloed van die fluctuaties is te zien in tabel 13. Daarin staan de resultaten van de vier paar series voor een typisch geval. Het blijkt dus dat in dezelfde situatie het kind nu eens 12 dan weer 20 van de 30 richtingen goed heeft.

TABEL 12

Resultaten van het onderzoek naar het richting horen en het DDE

bij slechthorende kinderen met twee prothesen

Kolom I en II nummer en leeftijd van de proefpersoon
 Kolom III, V, en VII uitwerking door middel van spreiding
 Kolom IV, VI en VIII uitwerking volgens WILCOXON
 Kolom IX gehoorverlies van slechtste oor, gemiddelde van 500 Hz, 1000 Hz en 2000 Hz
 Kolom X aantal keren richting juist bepaald (gemiddelde van vier series, met ruis, met twee oren).
 Kolom XI resultaat met DDE (zie 6.5)
 Geluid: ruis (kolom III en IV) en eventueel gefilterde click ($f_c = 317$ Hz, kolom V en VI of $f_c = 365$ Hz, kolom VII en VIII).
 Proefpersonen: Controle: Volwassenen goedhorenden (10, 11 en 12). Licht-slechthorende kinderen (13, 14 en 15).

De rest zijn dubbelgeprothetiseerde kinderen.

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI
10	23	+	++	++	++	++	++	5	29	
11	27	++	++	++	++	++	++	-5	29	
12	27	0	++	++	++	++	++	-5	30	
13	9	+	+	+	++	+	++	5	28	
14	8	++	++	+	+	+	++	15	26	
15	8	++	++	++	+	0	0	15	21	
5	17	++	++					85	16	
6	9	0	0	0	0	0	0	50	17	
7	12	++	++	+	0	++	++	50	14	—
8	14	0	0	0	0	0	0	50	26	+
9	12	+	++	++	++	++	++	45	27	+
16	12	+	+	0	0	0	+	50	18	—
17	7	+	+	0	0	0	0	75	19	+
18	8	+	++	0	0	+	+	75	16	—
19	13	++	+	++	++	++	++	65	18	
20	7	+	++	++	++	++	++	60	20	
21	8	0	0	+	0	0	+	65	15	—
22	8	++	++					65	10	—
23	11	++	++					70	11	
24	10	++	++					65	15	
25	11	0	0					70	6	
26	10	++	0					70	18	
27	7	+	+			++	++	65	12	
28	6	++	++					55	11	—
29	8	++	++					55	13	
30	8	+	0			+	+	60	15	
31	7	++	++					55	22	
32	7	++	++					55	12	
33	7	++	++					65	18	
34	13	++	++					55	19	+
35	7	++	++					60	15	—

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI
36	7	0	0					65	5	+
37	12	+	+			0	0	60	13	+
38	11	++	++					60	12	—
39	14	++	++					50	16	+
40	9	+	++	+	+	+	+	50	15	+
41	8	+	++			0	0	60	16	+
42	8	0	0					70	7	
43	7	++	++					60	7	
44	14	++	++					65	17	—
45	14	++	++					50	15	
46	12	++	++					65	19	+
47	12	++	++					55	22	—
48	10	+	+			++	++	65	9	+
49	16	++	++					60	19	—
50	13	+	++			0	0	65	17	
51	13	++	++					80	17	
52	13	0	0					50	18	+
53	16	++	++					65	20	+
54	18	++	++					70	16	
55	13	++	++					70	14	
56	16	++	++					70	12	
57	16	+	++			++	++	60	16	+
58	9	++	++					65	12	—
60	10	++	++					70	10	—
61	12	++	++					65	21	—
62	9	+	+			++	+	80	9	+
63	12	+	++			0	0	45	29	+
64	10	++	++					55	15	—
65	10	+	+			++	++	60	9	
66	10	+	++	++	+	+	++	60	10	—

TABEL 13

Aantal keren dat de richting goed bepaald is door proefpersoon 39:

met alleen één toestel rechts	8	—	14	—
met twee toestellen	12	18	20	15
met alleen één toestel links	—	5	—	6

6.5 DDE bij slechthorende kinderen

Bij de kinderen die wij getest hebben op het profijt van het tweede hoor-toestel, hebben wij ook met behulp van hoofdtelefoons een onderzoek naar het DDE gedaan. Als signaal hebben wij gebruikt een toon van 300 Hz, een toon van 600 Hz en een click gefilterd om 449 Hz. Het signaal werd afwisselend in fase en 180° uit fase aangeboden; de drempel werd bepaald

door middel van de békésaudiometer. Er was geen verschil in DDE bij de drie signalen, in die zin dat een van de drie grotere effecten of kleinere spreiding te zien gaf. Wij hebben dus het gemiddelde van de drie uitkomsten bepaald.

Ondanks het feit dat de kinderen uitvoerig geïnstrueerd werden, waren er verschillende die het niet begrepen, voornamelijk bij de jongeren. Sommigen gaven niet reproduceerbare antwoorden en enkele kinderen konden niet meedoen door omstandigheden op school. Wij hielden tenslotte 32 kinderen over, zie tabel 12.

Als te klein DDE hebben wij beschouwd een gemiddelde uitkomst van 3 dB of minder. Het richtinghoren hebben wij als slecht beschouwd wanneer slechts de helft of minder van het aantal geluiden juist op hun richting beoordeeld werden. Daarbij mochten de kinderen hun beide hoortoestellen ophouden. De kinderen vallen nu aldus in vier groepen uiteen:

	DDE te klein	DDE normaal
richtinghoren goed	6	11
richtinghoren slecht	11	4

Men zou hieruit kunnen concluderen dat er een verband bestaat tussen DDE en richtinghoren. De kans dat een dergelijke uitkomst op toeval berust is kleiner dan 5% (χ^2 toets, zie DE JONGE (1964), pag. 259).

Wij hebben echter ook de leeftijd van de kinderen in onze beschouwing opgenomen. Dat levert:

	leeftijd	
	11 jaar en jonger	ouder
DDE normaal	5	10
DDE te klein	11	6
richtinghoren goed	3	14
richtinghoren slecht	13	2

Hieruit blijkt dat het verband tussen richtinghoren en DDE waarschijnlijk bestaat uit het feit dat oudere kinderen betere resultaten geven bij beide proeven. Dit bracht ons op het idee dat ook het onderzoek van 6.4 wel eens een ingewikkelde wijze zou kunnen zijn om de leeftijd te bepalen. Uitwerking levert echter:

	leeftijd	
	11 jaar en jonger	ouder
twec toest. sign. beter	12	12
niet sign. beter	4	4

Het onderzoek naar de revalidatie is dus onafhankelijk van de leeftijd. Dat komt doordat wij daarbij niet gelet hebben op de prestatie maar alleen op de verbetering van de prestatie door het tweede hoortoestel. Ook hebben wij de resultaten van 6.4 vergeleken met die met het DDE:

	DDE te klein	DDE normaal
twec toest. sign. beter	14	10
niet sign. beter	3	5

Hieruit kunnen we geen uitspraak doen over een verband.

We kunnen dit onderzoek als volgt samenvatten:

Er is geen duidelijk verband tussen het vermogen tot richting horen en het DDE.

De meting van het DDE, althans in deze vorm, is voor kinderen onder de twaalf jaar klinisch niet bruikbaar.

HOOFDSTUK VII

SAMENVATTING

In hoofdstuk I hebben wij de begrippen richting horen, CPE en DDE en enkele daarmee samenhangende begrippen ingeleid. Verder is daar besproken een aantal punten uit de anatomie en de fysiologie en hebben wij een overzicht van de literatuur gegeven. Het leek interessant om het DDE van een regelmatig signaal met smalle bandbreedte te bestuderen.

In hoofdstuk II beschrijven wij opstelling en meetmethode daartoe, in hoofdstuk III de resultaten. Het blijkt dat het DDE van onze signalen een patroon vertoont dat geheel analoog is aan het DDE van tonen. In plaats van onze aan spraak verwante signalen (clicks), kan men derhalve voor klinisch onderzoek ook tonen gebruiken, zodat de instructie van de patiënt en de opstelling van de proef vrij eenvoudig kan zijn. Uit de overeenstemming tussen onze resultaten en die met tonen leiden wij af dat de nauwkeurigheid die het oor bij het DDE bereikt, te danken is aan het gebruik van parallelle kanalen. Het enige verschil met de resultaten voor tonen is dat voor hoge frequenties het DDE voor clicks kleiner is dan voor tonen en dat de afname geschiedt in een vrij smal frequentiegebied.

In hoofdstuk IV behandelen wij enkele theorieën over het DDE. Die van DURLACH heeft onze voorkeur. Toch kan men ook daartegen bezwaren opperen en daarom beschrijven wij in hoofdstuk V een elektronisch model. Dit model sluit beter aan bij de gegevens uit anatomie en fysiologie. De resultaten van het model waren echter minder goed dan die welke volgen uit de theorie van DURLACH. De oorzaak daarvan is waarschijnlijk dat wij onvoldoende rekening hebben gehouden met de goede signaalrepresentatie in onze hersenen. Door het signaal door zeer veel kanalen te sturen en uiteindelijk een gemiddelde te bepalen, omzeilen onze hersenen het probleem van de fouten veroorzaakt door de alles-of-niets wet en de spontane activiteit van de zenuwen.

In hoofdstuk VI hebben wij enkele onderzoeken beschreven naar de klinische toepasbaarheid van richting horen, CPE en DDE. Daaruit en uit de daar beschreven literatuur kunnen wij het volgende concluderen:

Het richting horen is, mits men over een redelijk echovrije ruimte beschikt, klinisch toepasbaar. Het is meestal gestoord bij een deel der otosklerose patiënten, bij lijders aan acusticus-neurinomen en brughoektumoren en bij laesies in het verlengde merg en soms bij lijders aan centrale aandoeeningen. De situatie bij perceptief slechthorenden is vrij onduidelijk. Ook wanneer de audiogrammen links en rechts veel verschillen, heeft men meestal een slecht richting horen. Ten slotte is het richting horen geschikt om de revalidatie door middel van twee hoortoestellen na te gaan. De proefpersoon is gemakkelijk te instrueren.

De lateralisatie (het „richting horen” als men hoofdtelefoons op heeft) heeft als voordeel dat de opstelling eenvoudiger is. Bovendien kan men nu compenseren voor de ongelijkheid tussen de oren en kan men de drempel voor Δt en ΔI afzonderlijk bepalen. Voor de meting van de uiteindelijke

revalidatie door middel van twee hoortoestellen is deze wijze van meten niet geschikt. Overigens kan voor de diagnostiek de lateralisatie het richting horen waarschijnlijk geheel vervangen.

Het zuivere Cocktail Party Effect, dat wil zeggen het beter verstaan met twee oren dan met één, temidden van stoorgeluid, voor zover dat berust op samenwerking tussen de oren, is in dB uitgedrukt klein. Hoewel het in het dagelijks leven van groot belang is, lijkt het niet waarschijnlijk dat er klinisch onderzoek mee kan worden verricht.

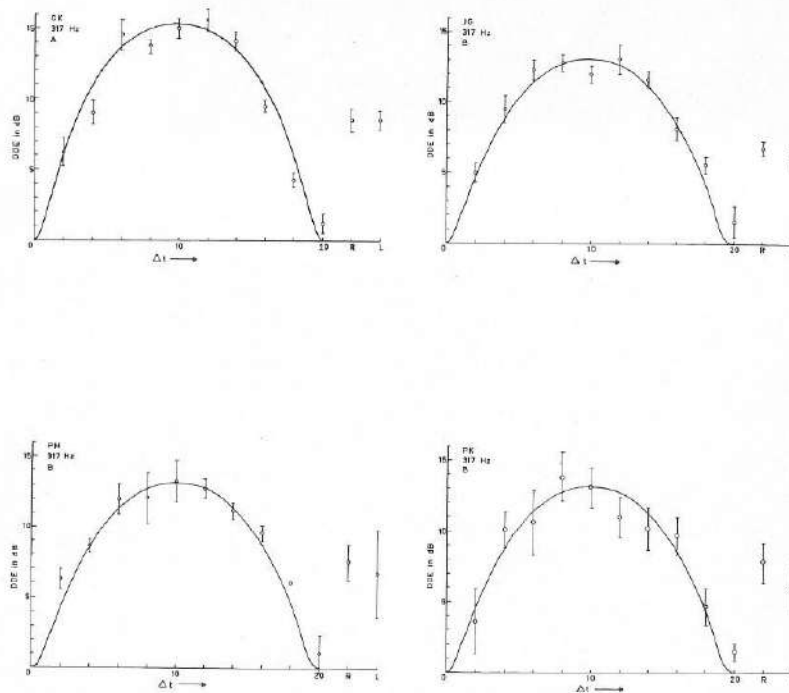
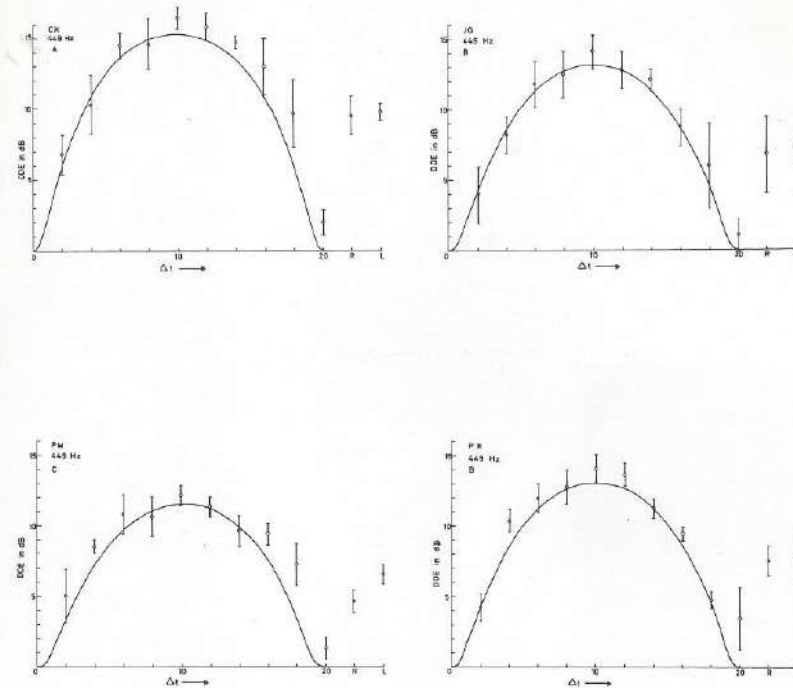
Het DDE is een groter effect. Met de door ons toegepaste methode is de betrouwbaarheid echter nog gering. Wij opperen in 6.2.4 enkele mogelijkheden om de methodiek te verbeteren.

Uit een onderzoek met kinderen bij wie zowel het richting horen als het DDE gemeten is, blijkt dat de resultaten van deze twee effecten niet parallel lopen. Het DDE zou derhalve andere informatie kunnen verstrekken en aldus niet als vervanging van, maar als aanvulling op het richting horen kunnen fungeren.

In hoofdstuk VIII staan enkele aanvullende beschouwingen, berekeningen en schema's die in de tekst storend zouden werken, in hoofdstuk IX worden enkele termen verklaard.

A1 Geluidssnelheid

Wanneer van een golfverschijnsel de vlakken met gelijke fase zich sneller verplaatsen dan normaal, doordat er randvoorwaarden zijn of er (normale) dispersie optreedt, heeft het zin om een groepsnelheid $\Delta\omega/\Delta k$ te definiëren die in dit geval correspondeert met de snelheid van voortplanting der energie. Die snelheid blijkt kleiner te zijn dan de normale snelheid. Een toepassing

Fig. 341. Fijnstructuur bij $f_c = 317$ Hz. Zie 3.5 op pag. 55.Fig. 342. Fijnstructuur bij $f_c = 449$ Hz. Zie 3.5 op pag. 55.

van dit formalisme op het geval dat de fasesnelheid kleiner is dan normaal levert moeilijkheden op: De groepsnelheid kan groter zijn dan normaal, maar ook negatief of oneindig. Het is nu niet meer geoorloofd de groepsnelheid gelijk te stellen aan de snelheid waarmee de energie zich voortplant (vergelijk SOMMERFELD 1914, BRILLOUIN 1914, 1932). Men kan aantonen dat de verstoring zich voortplant met de gewone snelheid en dat de energie nooit sneller gaat dan normaal.

MERTENS heeft het faseverschil gemeten tussen de oren van een kunsthoofd bij langdurende tonen, en dit vertaald in een tijdsverschil. Bij het inschakelen van een geluid ontstaat er echter een verstoring die zich voortplant met de gewone geluidssnelheid en die derhalve correspondeert met een normaal Δt . Deze verstoring is niet beperkt tot de frequenties van de toon.

Dat juist de inschakeleffecten erg belangrijk zijn is bewezen door FRANSSEN (1960). Hij heeft signalen gesplitst in een inschakel- (en/of uitschakel-) effect

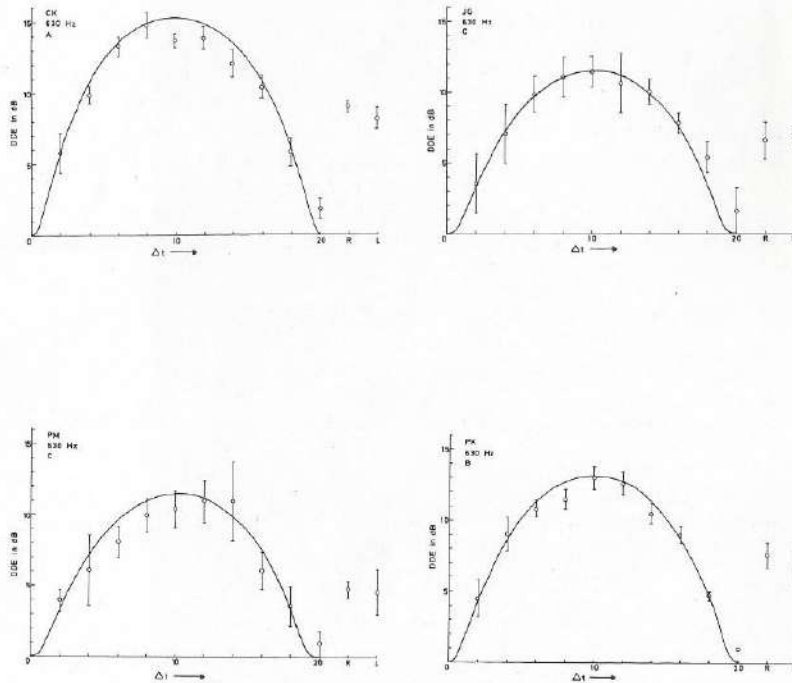


Fig. 343. Fijnstructuur bij $f_c = 630$ Hz. Zie 3.5 op pag. 55.

en een langzaam inge,,faded” gedeelte. Het bleek dat het laatste veel minder invloed had op de richtingsgewaarwording.

Het is waarschijnlijk dat bij sommige experimenten met het richting horen (b.v. BOCCA 1955) de inzetten een belangrijke rol hebben gespeeld. Men moet zich realiseren dat de waarneming dan niet alleen geschied is door het gebied van ons gehoor dat „hoort” bij de frequentie van die toon.

Het begrip „geluidssnelheid behorend bij een toon” is derhalve moeilijk te definiëren en kan tot verschillende waarden leiden. Het verschil in snelheden heeft echter geen ernstige consequenties. Het treedt alleen op bij frequenties onder de 200 Hz waar de gevoeligheid van het oor sterk afneemt. Bovendien correspondeert een constante nauwkeurigheid in fase bij lagere frequenties met een steeds grotere onnauwkeurigheid in waarneming van tijdsverschillen.

A4 Theorie van DURLACH

A4.1 Stel er is een verschil in aankomsttijd van het signaal aan linker- en rechteroor τ . De ruis is aan beide oren identiek. Voor de eenvoud van de berekening zien we af van de preciese waarden van de amplitudes. Wel zijn er de fouten ε_l en ε_r in de amplitude regeling van de E's (zie fig. 471).

Van de tijd fouten δ_l en δ_r interesseert ons uiteindelijk alleen $\delta = \delta_l - \delta_r$. ε_l , ε_r en δ_l en δ_r zijn onafhankelijk. Het totale signaal uit een BF zien wij als som van de ruis $n(t)$ en de prikkel $s(t)$ resp. $s(t-\tau)$. Na een EC levert dat $S(t) + N(t)$ met:

$$S(t) = (1-\varepsilon_r) \cdot s(t-\delta_r) - (1-\varepsilon_l) \cdot s(t-\delta_l-\tau)$$

$$N(t) = (1-\varepsilon_r) \cdot n(t-\delta_r) - (1-\varepsilon_l) \cdot n(t-\delta_l)$$

In Fouriertaal (we stellen n en s gelijk aan nul buiten de observatietijd):

$$S(\omega) = (1-\varepsilon_r) \cdot s(\omega) \cdot e^{-j\omega\delta_r} - (1-\varepsilon_l) \cdot s(\omega) \cdot e^{-j\omega(\delta_l+\tau)}$$

en een analoge vorm van $N(\omega)$. Uit een ED komt:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |S(t) + N(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |S|^2 dt + \int_{-\infty}^{\infty} |N|^2 dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) S^*(\omega) d\omega + \int_{-\infty}^{\infty} N(\omega) N^*(\omega) d\omega$$

omdat S en N onafhankelijk van elkaar zijn. Het eerste gelijkteken geldt echter alleen voor lange signalen.

Wanneer er geen misverstand kan optreden laten wij voortaan de argumenten weg.

$$SS^* = (1-\varepsilon_r)^2 |S|^2 + (1-\varepsilon_l)^2 |S|^2 -$$

$$(1-\varepsilon_r)(1-\varepsilon_l) |S|^2 \{e^{j\omega\delta} \cdot e^{j\omega\tau} + e^{-j\omega\delta} \cdot e^{-j\omega\tau}\}$$

ε_l en δ_l worden voor een kanaal constant verondersteld, gemiddeld over alle kanalen zijn zij nul. Stel verder δ_l normaal verdeeld, met $\delta_l^2 = \sigma_\delta^2$ dus $\overline{\delta^2} = 2\sigma_\delta^2$ dan geldt (met Av bedoelen wij middelen over de DE uitgangen):

$$Av(e^{\pm j\omega\delta}) = e^{-\omega^2 \sigma_\delta^2}$$

$$\text{en} \quad Av\{e^{j\omega\delta} \cdot e^{j\omega\tau} + e^{-j\omega\delta} \cdot e^{-j\omega\tau}\} = e^{-\omega^2 \sigma_\delta^2} \cdot 2 \cos \omega\tau$$

$$\text{Verder is} \quad Av(1-\varepsilon_l)^2 = Av(1-\varepsilon_r)^2 = 1 + \sigma_\varepsilon^2$$

$$\text{dus: } Av(SS^*) = 2(1 + \sigma_\varepsilon^2) |s|^2 - |s|^2 e^{-\omega^2 \sigma_\delta^2} \cdot 2 \cos \omega\tau$$

$$\text{Geheel analoog is: } Av(NN^*) = 2(1 + \sigma_\varepsilon^2) |n|^2 - |n|^2 2e^{-\omega^2 \sigma_\delta^2}$$

alleen moet hier tweemaal gemiddeld worden: behalve over de uitgangen der ED's ook nog over het ensemble van de ruis.

Integratie over ω , Av ensemble-middeling zijn commutatief. Verder gebruiken wij dat in $s(\omega) \cdot \exp(-\omega^2 \sigma_s^2) \cdot 2 \cos \omega \tau d\omega$, de laatste twee factoren van de integrand weinig variëren over het gebied waar $s(\omega) \neq 0$ zodat ze buiten het integraalteken gehaald mogen worden. Dit houdt in dat $s(\omega)$ smalbandig moet zijn, ofwel dat begin en eind van het signaal niet meedoen, een voorwaarde waaraan voor clicks niet voldaan is. Analooft moet voor de ruis $\exp(-\omega^2 \sigma_s^2)$ niet te snel variëren binnen een KB, ofwel $1/\sigma_s$ moet groot zijn ten opzichte van de kritieke bandbreedte. Voor $\sigma_s = 100 \mu\text{s}$ is aan deze voorwaarde altijd voldaan. We kunnen nu over ω integreren. Het gevolg is dat ω nu in plaats van een lopende variable de signaalfrequentie voorstelt.

De verbetering of EC-factor f wordt gedefinieerd als

$$f = \frac{\int \text{Av}(SS^*) d\omega}{\int \text{Av}(NN^*) d\omega} : \frac{\int |S|^2 d\omega}{\int |n|^2 d\omega} \quad f \text{ is hier}$$

$$f = \frac{1 - \frac{1}{1 + \sigma_s^2} e^{-\omega^2 \sigma_s^2} \cdot \cos \omega \tau}{1 - \frac{1}{1 + \sigma_s^2} e^{-\omega^2 \sigma_s^2}}$$

Voeren we in $k = (1 + \sigma_s^2) e^{\omega^2 \sigma_s^2} \dots\dots\dots(1)$

dan krijgen we $f = \frac{k - \cos \omega \tau}{k - 1} = 1 + \frac{1 - \cos \omega \tau}{k - 1} \dots\dots\dots(2)$

Voor signaal in tegenfase geldt derhalve $f = \frac{k + 1}{k - 1} \dots\dots\dots(3)$

Uit (1) volgt: $\log k = (2 \pi \sigma_s)^2 f^2 + \log(1 + \sigma_s^2) \dots\dots\dots(1a)$

Wanneer wij aannemen dat de amplitudes van de prikkels niet gelijk waren maar een factor a verschillen krijgen wij

$$f = \frac{(1 + a^2)k - 2a \cos \omega \tau}{2(k - 1)} \dots\dots\dots(4)$$

$$\text{of } f = \frac{\left(1 + \frac{1}{a^2}\right)k - \frac{2}{a} \cos \omega \tau}{2(k - 1)}$$

al naar gelang het oor waarmee men vergelijkt.

DURLACH definieert nu de uiteindelijke verbetering B als de kleinste der f 's, tenzij beide ≤ 1 want dan is $B = 1$. De motivering is, dat het niet correct is om de verbetering te beschouwen ten opzichte van een oor dat een slechtere S/N verhouding heeft dan het andere. Dat $B \geq 1$ komt omdat het mechanisme uitgeschakeld wordt als het geen verbetering geeft.

$B(a/b)$ betekent: B in het geval dat voor het signaal de conditie a geldt en voor de ruis de conditie b . De condities zijn bijvoorbeeld:

- m monauraal
- π in tegenfase
- 0 in fase
- τ over een tijd τ vertraagd
- a met een interaurale amplitudeverhouding
- u de ruisen zijn incohaerent (uncorrelated)

Uit formule (4) volgt dat

$$B(a_s/\tau_n) = B(a_s/-\tau_n) \dots\dots\dots(5)$$

Dit wil zeggen dat als het signaal links gehoord wordt door verzwakking rechts, het effect even groot is wanneer nu ook de ruis door vertraging links gehoord wordt, als wanneer de ruis rechts gehoord wordt. Voor het DDE is het dus niet noodzakelijk dat de perceptieve localisatie in het hoofd van ruis en signaal ver uit elkaar ligt. Dit komt geheel overeen met het resultaat van FELDMANN (zie 1.3.3). Er is hier dus geen „trading” van ΔI tegen Δt . DURLACH vond dit zo merkwaardig dat hij dit uitvoerig geverifieerd heeft (COLBURN en DURLACH 1965).

A4.2 De theorie geeft een goede overeenstemming met de experimenten voor $B(m/0)$ als functie van de signaalcirkelfrequentie ω , voor $B(\pi/0)$ als functie van ω tot $\omega/2\pi = 1500 \text{ Hz}$, en voor $B(\tau_s/0)$ als functie van τ_s mits $\tau_s \leq 1 \text{ ms}$.

Men dient zich echter te realiseren dat voor deze situaties het E-mechanisme (kort: E) niet noodzakelijk is. Het manifesteert zich alleen in de fouten ε_l en ε_r . Wel is een E nodig als de ruis bewerkt is. Men kan nu verschillende soorten E's onderscheiden.

De eerste veronderstelling van DURLACH was dat E de twee ruisen aan de ingang van het C-mechanisme identiek maakt, zodat na C de ruiscomponent uit zou vallen als σ_s en $\sigma_e = 0$. Dit levert bijvoorbeeld $B(\pi/0) = B(0/\pi)$, wat in strijd is met het experiment. De veronderstelling is ook vrij absurd: de beide ruiscomponenten zouden exact bekend moeten zijn hoewel aan elk oor signaal en ruis aankomt en de E's zouden de amplitude en tijdsverschillen instantaan moeten bijregelen. Op deze wijze zouden ook incohaerente ruisen weggewerkt kunnen worden, dus $B(\pi/0) = B(\pi/u)$.

Een tweede mogelijkheid is dat de E's de ruisen zo bewerken dat ze in gemiddelde amplitude en gemiddelde fase gelijk zijn. Gemiddelde fase is een begrip dat alleen zinvol is bij gecorreleerde ruisen met smalle bandbreedte. Hiertoe moeten de E's die gemiddelde waarden kennen. Dat is mogelijk als de ruis constant wordt aangeboden en het signaal geïntermitteerd. Met de

vorige methode heeft deze gemeen dat zij in sommige gevallen bijv. $(0/\alpha_n)$ niet doelmatig is.

De derde methode is dat de E's het totale signaal zo bewerken dat uiteindelijk S/N zo groot mogelijk is. De berekening is vaak wat ingewikkelder. Voor sommige situaties bijv. $(0/\pi)$ valt hij met de vorige samen en soms bij bijv. $(\pi/0)$ vallen alle drie methodes samen.

Een onderscheiding tussen de laatste twee methodes is wellicht mogelijk door het effect te onderzoeken met twee verschillende meetmethodes: constante ruis met intermitterend signaal en békésaudiometrie tegenover aanbieding waarin de ruis even lang duurt als het signaal volgens een gedwongen-twee-keuze-proef. MCFADDEN (1967) liet proefpersonen wel of niet in het onzekere of er $(0/0)$ of $(0/\pi)$ aangeboden werd. Dat gaf geen verschil in DDE.

De derde methode is nog onder te verdelen in: E zo kiezen dat S/N bij de gegeven σ_s en σ_e maximaal is of zo dat S/N maximaal zou zijn als $\sigma_s = \sigma_e = 0$.

A4.3 Een probleem is de maximale tijdsvertraging τ_x die E kan geven. Beperking tot 0,6 ms geeft voor sommige resultaten ($B(0/\tau_n)$ bij 167 Hz) een betere, voor andere ($B(0/\tau_n)$ bij 500 Hz) een slechtere overeenkomst met psychofysische metingen. In natuurlijke omstandigheden hoeft τ_x nooit groter te zijn dan 0,6 ms (of iets meer, zie 1.2.1). Ook wanneer er door reflectie interaurale tijdsverschillen $\tau > 0,6$ ms optreden, dan zijn die te rangschikken in paren met $\tau < 0,6$ ms. Beperking van τ_x tot de waarde π/ω geeft goede resultaten zolang $\pi/\omega < 0,6$ ms. Ook zou men σ_s groter kunnen laten worden als $\tau_x > 0,6$ ms, maar het is niet fraai parameters steeds aan te passen.

Men zou ook kunnen proberen het effect boven 1500 Hz te verklaren door een afnemen van σ_x bij hogere frequenties. Dat zou zeer onelegant zijn, daar nu juist het groot worden van de fout (in fase uitgedrukt) overeenkomt met het feit dat er voor frequenties ook electrofysiologisch geen fasebehoud is waar te nemen.

$B(\pi/0) = 3$ dB boven 1500 Hz is beter te verklaren door aan te nemen dat niet de signalen, doch de omhullenden vergeleken worden. Men moet dan een ander model maken, bijvoorbeeld een model waarin energiedetectie plaats vindt vóór het EC-mechanisme. Ook voor de monaurale detectie van signaal in ruis wordt wel aangenomen dat energiedetectie vrij perifeer plaats vindt.

DURLACH (1964) heeft voor de hoge frequenties een theorie opgezet, waarbij de energie van links en rechts van elkaar worden afgetrokken. De r.m.s.-waarde (of een andere statistische parameter) van dit verschil moet een bepaalde drempel overschrijden wil er detectie plaats vinden. Hij werkt hier dus niet meer met tijd- en amplitudedefouten. De drempel correspondeert met een jnd tussen de oren van 3 dB. Dat is meer dan de experimentele gegevens over het jnd, evenals $\sigma_s = 105 \mu s$ veel was ten opzichte van een jnd van $10 \mu s$. Met jnd (just noticeable difference) bedoelt men het net hoorbare verschil in intensiteit of tijd.

Andere moeilijkheden die blijven zijn de afhankelijkheid van B van de intensiteit en van intensiteitsverhoudingen van de ruis a_n tussen de oren, en van de verhouding van de intensiteit tussen de totale signalen.

Men kan trachten hiervoor een verklaring te zoeken door aan te nemen

dat de cochlea zelf een „interne ruis” toevoegt. Dat zou hoogstens invloed kunnen hebben tot 20 dB boven de drempel. Het is waarschijnlijk dat de afwijking van de fysiologie hier problemen geeft: fysiologisch gezien is overall ruis, niet slechts aan de ingang. Men kan nu stellen dat de inwendige ruis een monotoon stijgende functie is van het totale signaal dat aan het oor arriveert. Dat geeft ook in andere theorieën (DE BOER 1966) goede resultaten. Voor $B(\pi/0)$ en $B(m/0)$ moet men echter een andere functie aannemen dan voor $B(0/\pi)$ en $B(m/\pi)$.

A5 Details van het model

In figuur 801 staat het schema van onze neuromime. Het wijkt op enkele punten af van dat van HARMON, bijvoorbeeld ten aanzien van weerstandswaarden en transistoren. Bovendien zitten aan de basis van de tweede transistor twee dioden die maken dat wij door het instellen van de daarmee in serie geschakelde weerstanden de pulsbreedte en de refractaire tijd onafhankelijk kunnen regelen. Verder ontbreekt de inhibitieschakeling. Daar was geen ruimte voor en wij hadden de inhibitie toch slechts op één plaats in ons model nodig. Aan de ingang zit een diode teneinde detectie van hoge tonen of een lange integratietijd mogelijk te maken.

De tijdsvertraging bereikten wij door een variant van deze neuromime, die bestond uit dezelfde wipschakeling met echter een grotere waarde van de terugkoppelcondensator. Hij gaf een puls van 2 ms, waarvan de breedte werd gevarieerd doordat aan de basis van de tweede transistor ruis toegevoegd werd. Op de wipschakeling volgde in dit geval een differentiator en een versterker. Deze schakeling voor de pulsvertraging („jitteraar”) kon gebruik maken van hetzelfde plaatje en dezelfde gedrukte bedrading als de neuromime. Bij grote ingangsignalen werden de pulsen uit de neuromime breder dan $200 \mu sec$. Door een differentiator na de neuromime was de jitteraar daarvan onafhankelijk.

Het complete schema van de samenwerking van een linker en een rechter neuromime staat in fig. 802. Een dergelijke unit was op één plaat gemonteerd. Er waren zes van deze platen en twee platen met ieder zes onafhankelijke ruisgeneratoren. De ruis kwam van een zenerdiode en werd vervolgens versterkt en gefilterd.

Verder waren er twee platen waarop de sterkte van de ruis voor het P-mechanisme en de jitteraar werd geregeld. De ruis werd verdeeld volgens de formules:

$$n_i = j'_{i+3} \text{ en } n'_i = j_{i+3} \text{ waarin}$$

n_i de membraanruis van de i^e haarcel links,

n'_i de membraanruis van de i^e haarcel rechts en

j_i en j'_i de ruis van de i^e jitteraar links en rechts voorstellen.

Daarop volgden twee platen met ieder drie discriminatoren D, een plaat voor de AVC aan de linkerzijde en één voor de AVC aan de rechterzijde en een plaat voor de selectieve versterker.

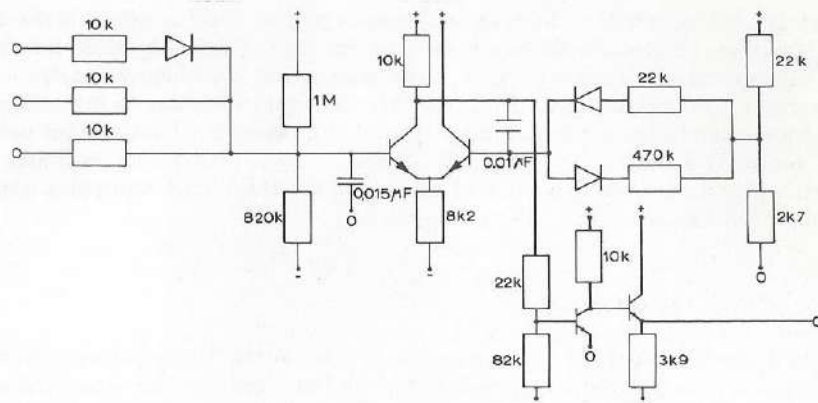


Fig. 801. Neuromime.

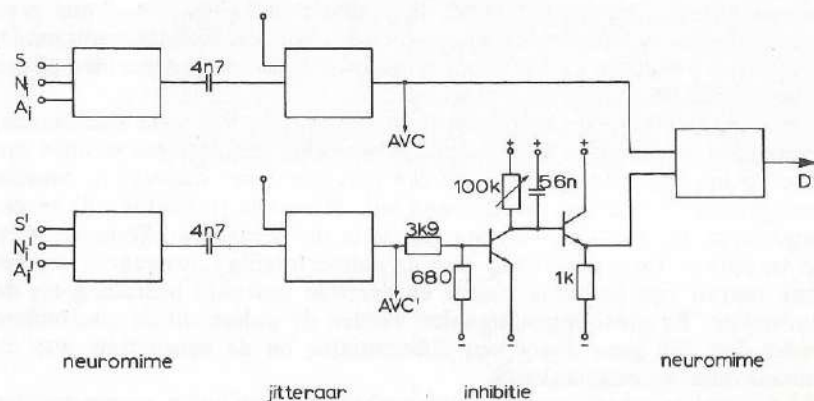


Fig. 802. Twee neuromimes met inhibitieschakeling.

In de figuren 801 en 802 zijn de diodes alle HG 1005, de transistoren 2N2925 of BC109C en de weerstandswaarden uitgedrukt in kΩ.

Figuur 803 is een foto waarop te zien is:

- op de bovenste kanalen de signalen na linker en rechter tertsfilter B met $f_c = 400$ Hz; het signaal is 20 ms van een 400 Hz toon in rose ruis; $S/N = -5$ dB na filtering.
- op het middelste kanaal de uitgangen van de linker en de rechter jitteraar die op dezelfde C inwerken. Ter onderscheiding is de linkerpuls groter afgebeeld dan de rechter. Als de pulsen tegelijk komen, zijn zij op elkaar afgebeeld.
- op het onderste kanaal het signaal aan de ingang van de selectieve versterker na optelling van de uitgangen der zes C 's.

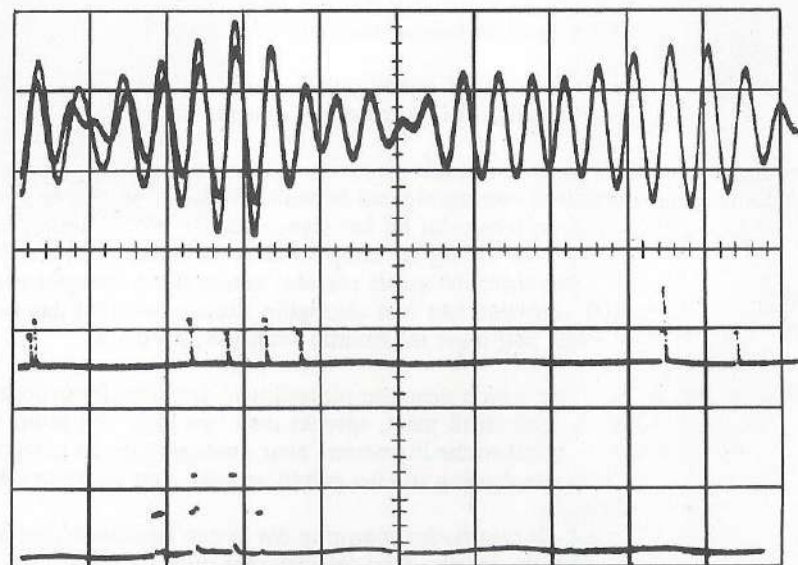


Fig. 803. Oscilloscoopbeeld. Bovenste kanalen 5V/schaaldeel. Alle kanalen 5 ms/schaaldeel. Verklaring in de tekst.

VERKLARING VAN ENKELE AFKORTINGEN
EN UITDRUKKINGEN

ΔI	delta i.e, verschil in intensiteit (meestal tussen het geluid aan linker- en rechteroor).
Δt	delta tee, verschil in tijd (meestal van de aankomst van het geluid aan linker- en rechteroor).
AVC	Automatic Volume Control. Automatische sterkteregeling. In de radio een schakeling die zorgt dat Hilversum niet honderd maal zo hard doorkomt als de andere zenders. Hier een neuronale of elektrische schakeling die de intensiteitsverschillen tussen links en rechts opheft.
baan	gedeelte van het zenuwstelsel waardoor de gegevens vervoerd worden; in tegenstelling met kern.
békésy-audiometrie	een wijze van audiometreren waarbij de proefpersoon zelf de sterkte van het signaal bepaalt. Wanneer hij op een knop drukt ten teken dat hij het signaal hoort, wordt het signaal zwakker en als hij de knop loslaat wordt het weer harder. De signaalsterkte wordt meestal automatisch geregistreerd. Men verkrijgt dan een zigzaglijn die de drempel aangeeft en soms nog meer informatie verschaft, zie 6.1.2.
click, tik, puls	Wanneer men ergens een plotselinge kortdurende verhoging van de luchtdruk meet, spreekt men van puls. Dit komt uit de Angelsaksische literatuur, naar analogie met de polsgolf. Naar aanleiding van het geluid spreekt men ook van click of tik. Ook de elektrische spanning die in een hoofdtelefoon een geluidspuls opwekt, heet (elektrische) puls.
componenten	de zuivere tonen waarin men een acoustisch signaal ontleed kan denken.
complex	een signaal met meer dan één component.
CPE	Cocktail Party Effect, het feit dat men in lawaai met twee oren beter verstaat dan met één.
DDE	Dichotisch Drempel Effect, het feit dat de gemaskeerde drempel lager komt te liggen als het geluid aan linker- en rechteroor niet precies hetzelfde is.

dendriet	deel van een zenuwcel dat prikkels opneemt.
dichotisch	in tweeën. Speciaal gebruikt wanneer het verschil in de signalen aan linker- en rechteroor belangrijk is.
diotisch, binauraal	met twee oren. Wordt meestal gebruikt voor de situatie dat het geluid aan beide oren identiek is.
drempel	die geluidsterkte waarbij een signaal nog juist gehoord wordt of die sterkte waarbij er 50% kans op horen is. NB 1: Deze twee definities geven uiteenlopen dewaarden (wel 7 dB) voor de drempel. Bovendien is de drempel nog afhankelijk van de wijze van aanbieden. Wanneer men echter zoals in dit onderzoek altijd twee op dezelfde wijze gemeten drempels vergelijkt, is dit niet van belang, zie ook 4.5. NB 2: Wij verstaan onder een hogere drempel het feit dat een geluid harder gemaakt moet worden om gehoord te kunnen worden. Dit spreekt niet vanzelf; men komt in de Angelsaksische literatuur wel eens het omgekeerde tegen, onder de invloed van de wat ongelukkige internationale afspraak tot noteren van het audiogram.
filter	een apparaat waardoor slechts een bepaald gedeelte van het geluidsspectrum kan passeren.
jitter	een onregelmatigheid in de tijd, die bij het oscilloscoopbeeld van een pulstrein de pulsen doet bibberen. In Oost N.-Brabant spreekt men ook wel van „jutter”, want daar is toch geen strand.
jnd	just noticeable difference, de waarde die het verschil tussen twee signalen moet overschrijden om net hoorbaar te zijn.
KB	kritieke band, zie spectrum.
kern	gedeelte van het zenuwstelsel waar veel cellichamen bijeenliggen en waar de gegevens verwerkt worden.
lateralisatie	de (onnatuurlijke) richtinggevoelenswijziging die men krijgt wanneer men hoofdtelefoons op heeft en één der signalen eerder komt en/of harder is.
laterale inhibitie	het verschijnsel dat een receptor die geprikkeld wordt, zijn burens remt of verhindert dat het signaal van zijn burens de hersenen bereikt. Laterale inhibitie is een normaal ver-

	schijnsel bij het oog. Het werd ook wel verondersteld bij te dragen tot de selectiviteit der cochlea.
lintspeler	tape recorder
middelen (ww)	het bepalen van een gemiddelde, soms van enkele gelijktijdige waarden, soms van een aantal waarden binnen een bepaalde tijd, zie ook 1.7.1. De wiskundige middelt gaarne over oneindig lange tijd of over oneindig veel waarden.
Mösbauer effect	een verschijnsel dat het mogelijk maakt door middel van radioactieve straling snelheden te meten.
oor	wij gebruiken het woord oor ook voor het gehoororgaan en voor de neuronale schakelingen in de zenuwbanen van nucleus cochlearis tot hersenschors.
PST-histogram	een kromme die aangeeft hoe vaak een unit gevuurd heeft in bepaalde tijdsintervallen na het aanbieden van een bepaald geluid, meestal een click, zie ook figuur 513.
psychometrische kromme	een psychometrische kromme ontstaat wanneer men een lijn trekt tussen de punten van een grafiek waarin horizontaal de prikkelsterkte en verticaal het percentage juiste antwoorden staat. Een voorbeeld van een psychometrische kromme is het spraakaudiogram.
pulstrein	een serie pulsen na elkaar, zie click.
ruis, witte ruis	een onregelmatige luchtdrukvariatie met een geluid tussen dat van de zee en iemand die sss zegt in. Meestal bevat hij even sterke componenten in alle delen van het geluidsspectrum en heet dan „wit”.
rose ruis	een ruis die uit witte ruis te maken is door de hoge componenten iets te verzwakken (3 dB per octaaf). Wanneer men van wit licht de blauwe component verzwakt krijgt men rose licht.
signaal	a) de fysische of neurologische representatie van geluid, in het algemeen. b) dat deel van het geluid waar de proefpersoon op moet letten. c) de fysische of neurologische representatie van b.
signaal-ruis-verhouding	de verhouding tussen de sterkte van het signaal en die van de ruis, uitgedrukt in dB.

SPL	Sound Pressure Level: de sterkte van een geluid uitgedrukt in dB boven de internationale fysische drempel ($0,2 \cdot 10^{-4}$ μ bar).
SL	Sensation Level: de sterkte van een geluid uitgedrukt in dB boven de hoordrempel. Voor een toon van 1000 Hz komt 30 dB SL overeen met circa 30 dB SPL. Maar voor een toon van 100 Hz komt 30 dB SL overeen met circa 70 dB SPL, omdat het oor voor die toon niet zo gevoelig is.
SOC, SOM, SOL	zie 1.7.
spectrum, kritieke band	Zoals licht door een prisma ontleed kan worden in een spectrum, zo kan men geluid ontleden in „zuivere tonen”. Men neemt aan dat dit in zekere mate plaats vindt op de basilaire membraan. Een geluid dat bestaat uit dicht bij elkaar liggende tonen, dat dus een smal deel van het spectrum beslaat, noemt men „smalbandig” of met een smalle bandbreedte. Wanneer van een geluid de bandbreedte varieert blijkt dat het oor verschillend reageert al naar gelang het geluid breder of smaller is dan een bepaalde bandbreedte, die daarom kritieke bandbreedte (KB) heet. Men zegt ook wel dat de basilaire membraan een twintigtal kritieke banden omvat.
synaps	plaats waar het signaal van de ene zenuwcel naar de andere gaat.
tertsfilter	een apparaat dat een passerend signaal zo beknot dat het voornamelijk bestaat uit componenten waarvan de trillingstijden hoogstens een factor 1,25 uiteenliggen. Een tertsfiltter maakt een signaal „smalbandig” en wel zo dat het ongeveer zo breed is als een KB.
toon, zuivere toon	In tegenstelling met het gewone taalgebruik reserveren wij het woord toon voor een geluid waarvan de druk sinusvormig met de tijd varieert. Het geluid van een audiometer is dus een toon. „Toon” staat dus tegenover complex geluid of tegenover ruis. Men zegt ook wel „zuivere toon” (pure tone).
unit	eenheid, een enkele zenuwvezel of -cel. Speciaal gebruikt wanneer men met micro-electroden zenuwactiviteit afleidt.
vrije veld	Voor de acousticus is het vrije veld een ruimte waar geen enkel geluid teruggekaatst kan worden.

HOOFDSTUK X

LITERATUUR

J.A.S.A. = J. Acoust. Soc. Amer.
Archiv ONK = Arch. [klin. exp.] Ohr.-Nas.-u. Kehlk. Heilk.

- ADAMS, W. B. and EDMONDS, B.E. (1967) Binaural-Discrimination Enhancement in Brainstem Neurons. J.A.S.A. 41, 1585.
- ANDERSEN, P. and ECCLES, J. (1962) Inhibitory Phasing of Rhythmical Discharge. Nature 196, 645-647.
- BAUMGARDT, E. et CHOCHOLLE, R. (1952) Sur la réduction du seuil en audition binaurale. Comptes Rendus des Séances de la Société de Biologie, 194-197.
- BÉKÉSY, G. VON (1960) *Experiments in Hearing*. New York, Mc Graw Hill.
- BERGEYK, W. A. VAN (1961) Studies with Artificial Neurons II. Kybernetik 1, 102-117.
- BERGEYK, W. A. VAN (1962) Variation on a Theme of Békésy: A Model of Binaural Interaction. J.A.S.A. 34, 1431-1437.
- BILSEN, F. A. (1966) Repetition Pitch. Acustica 17, 295-300.
- BLODGETT, H. C., JEFFRESS, L. A. and WHITWORTH, R. H. (1962) Effect of Noise at One Ear on the Masked Threshold for Tone at the Other. J.A.S.A. 34, 979-981.
- BOCCA, E. (1955) Binaural Hearing. Laryngoscope (St. Louis) 65, 1164-1171.
- BOCCA, E., CALEARO, C., CASSINARI, V. and MIGLIAVACCA, F. (1955) Testing „Cortical” Hearing in Temporal Lobe Tumors. Acta oto-laryng. (Stockholm) 45, 289-304.
- BOER, E. DE (1956) *On the „Residue” in Hearing*. Dissertation Amsterdam.
- BOER, E. DE (1962) Note on the Critical Bandwidth. J.A.S.A. 34, 985-986.
- BOER, E. DE (1966) Intensity Discrimination of Fluctuating Signals. J.A.S.A. 40, 552-560.
- BOER, E. DE (1967) Frequency Resolution of the Cochlea. J. Audit. Res. 7, 209-217.
- BOER, E. DE (1968) Reverse Correlation I. A Heuristic Introduction to the Technique of Triggered Correlation, with applications to the Analysis of Compound Systems. Proc. Kon. Acad. Wetensch. (Amsterdam) C 71: 5, 472-486.
- BOER, E. DE (1969a) Reverse Correlation II. Initiation of Nerve Impulses in the Inner Ear. Proc. Kon. Acad. Wetensch. (Amsterdam) C 72: 2, 129-151.
- BOER, E. DE (1969b) Encoding of Frequency Information in the Discharge Pattern of Auditory Nerve Fibres. Proc. IX International Congress of Audiology, London 1968. to be published in: International Audiology.
- BOER, E. DE (1969c) On specific coding. to be published.
- BOER, E. DE, en BOS, J. (1962) On the Concept of the Critical Band. Proc. 4th Intern. Congress on Acoustics Copenhagen.
- BOER, E. DE and JONGKEES, L. B. W. (1968) Cross-correlation Methods. Acta oto-laryng. (Stockholm) 65, 97-104.
- BOER, E. DE and KUYPER, P. (1968) Triggered Correlations. IEEE Trans. BME-15, 169-179.
- BOER, K. DE en URK, A. T. VAN (1941) Ecnige bijzonderheden bij het richtinghooren. Philips Technisch Tijdschrift 6, 363-368.
- BOS, C. E. en BOER, E. DE (1966) Masking and Discrimination. J.A.S.A. 39, 708-715.
- BOUDREAU, J. C. and TSUCHITANI, C. (1967) Binaural Interaction in the Cat Superior Olive S Segment. J.A.S.A. 42, 1207.
- BRILLOUIN, L. (1914) Über die Fortpflanzung des Lichtes in dispergierenden Medien. Ann. Physik 44, 203-240.
- BRIOULLIN, L. (1932) Propagation des ondes électromagnétiques. Congrès International d'Électricité, Vol. II, 1^{re} Sec. Paris 739-788.
- CALEARO, C. (1962) Les épreuves binaurales: la voix commutée. Int. Audiol. 1, 212-217.
- CARHART, R. (1965) Monaural and Binaural Discriminations against Competing Sentences. Int. Audiol. 4, 5-10.
- CARHART, R., TILLMAN, T. W. and KENNETH, R. J. (1967) Release of Masking for Speech through Interaural Time Delay. J.A.S.A. 42, 124-138.
- CHERRY, E. C. and SAYERS, B. MC. A. (1956) „Human ‘Cross-Correlator’ ” – A Technique for Measuring Certain Parameters of Speech Perception. J.A.S.A. 28, 889-901.
- COLBURN, H. S. and DURLACH, N. I. (1965) Time-intensity Relations in Binaural Unmasking. J.A.S.A. 38, 93-103.
- COMIS, S. P. and WHITFIELD, I. C. (1968) Influence of Centrifugal Pathways on Unit Activity in the Cochlear Nucleus. J. Neurophysiol. 31, 62-68.

- DECROIX, G. et DEHAUSSY, J. (1965) *Séréoaudiometrie et Appareillages stéréophoniques*, Paris.
- DERKSEN, H. E. (1965a) *Axon Membrane Voltage Fluctuations*. Dissertatie Leiden.
- DERKSEN, H. E. (1965b) *Axon Membrane Voltage Fluctuations*. Acta Physiol. Pharmacol. Neerl. 13.
- DIERCKS, K. J. and JEFFRESS, L. A. (1962) Interaural Phase and the Absolute Threshold for Tone. J.A.S.A. 34, 981-984.
- DURLACH, N. I. (1960) Note on the Equalization and Cancellation Theory of Binaural Masking-Level Differences. J.A.S.A. 32, 1075-1076.
- DURLACH, N. I. (1963) Equalization and Cancellation Theory of Binaural Masking-Level Differences. J.A.S.A. 35, 1206-1218.
- DURLACH, N. I. (1964) Note on Binaural Masking-Level Differences at High Frequencies. J.A.S.A. 36, 576-581.
- EGAN, J. P. (1965) Masking-Level Differences as a Function of Interaural Disparities in Intensity of Signal and of Noise. J.A.S.A. 38, 1043-1050.
- MCFADDEN, D. (1967) Detection of an In-Phase Signal with and without Uncertainty Regarding the Interaural Phase of the Masking Noise. J.A.S.A. 41, 778-781.
- MCFADDEN, D. (1968) Masking-Level Differences Determined with and without Interaural Disparities in Masker Intensity. J.A.S.A. 44, 212-223.
- FARLEY, B. G. and CLARK, W. A. (1961) Activity in Networks of Neuron-like Elements. *Information Theory 4e London Symposion*. C. Cherry ed. London.
- FELDTKELLER, R. und ZWICKER, E. (1956) *Das Ohr als Nachrichtenempfänger*. Hirzel, 1956, Stuttgart.
- FELDMANN, H. (1963) Untersuchungen über das binaurale Hören unter Einwirkung von Störgeräusch. Archiv ONK 181, 337-374.
- FELDMANN, H. (1965) Dichotischer Diskriminationstest, eine neue Methode zur Diagnostik zentraler Hörstörungen. Archiv ONK 184, 294-329.
- FEX, J. (1962) Auditory Activity in Centrifugal and Centripetal Cochlear Fibres in Cat. Acta Physiol. Scand. 55, Suppl. 189, 1-68.
- FLANAGAN, J. L. (1962) Computational Model for Basilar-Membrane Displacement. J.A.S.A. 34, 1370-1376.

- FLANAGAN, J. L. and WATSON, B. J. (1966) Binaural Unmasking of Complex Signals. J.A.S.A. 40, 456-468.
- FLETCHER, H. (1940) Auditory patterns. Rev. mod. Phys. 12, 47-65.
- FRANSSSEN, N. V. (1960) *Some considerations on the mechanism of directional hearing*. Dissertatie Delft.
- GARDNER, M. B. (1968) Historical Background of the Haas and/or Precedence Effect. J.A.S.A. 43, 1243-1248.
- GÄSSLER, G. (1954) Ueber die Hörschwelle für Schallereignisse mit verschieden breitem Frequenzspektrum. Acustica 4, 408-414.
- GILLISSEN, J. P. A. (1966) *Kritische beschouwingen over de kritieke band*. Dissertatie Amsterdam.
- GOLDBERG, J. M. (1967) Electrophysiological Studies of Binaural Hearing. J.A.S.A. 42, 1174.
- GOLDBERG, J. M. and BROWN, P. B. (1968) Functional Organization of the Dog Superior Olivary Complex: An Anatomical and Electrophysiological Study. J. Neurophysiol. 31, 639-656.
- GREEN, D. M. (1966a) Interaural phase effects in the Masking of Signals of different durations. J.A.S.A. 39, 720-724.
- GREEN, D. M. (1966b) Signal-Detection Analysis of Equalization and Cancellation Model. J.A.S.A. 40, 833-838.
- GROEN, J. J. (1963) Super and Subliminal Binaural Beats. Acta Oto-laryng. (Stockholm) 57, 224-230.
- GROEN, J. J. (1967) Binaurale Δt meting. Ned. T. Geneesk. 111, 2379-2380.
- GROEN, J. J. and HELLEMA, A. C. M. (1960) Binaural Speech Audiometry. Acta oto-laryng. (Stockholm) 52, 397-414.
- HAAS, H. (1951) Ueber den Einfluss eines Einfachecho's auf die Hörsamkeit von Sprache. Acustica 1, 49-58.
- HAHLBROCK, K. H. (1953) Ueber Sprachaudiometrie und neue Wörtertete. Archiv ONK 162, 394-431.
- HALL, J. L. (1964) *Binaural interaction in the accessory superior olivary nucleus of cat*. Techn. Rept. 416, R.L.E., M.I.T. Cambridge, Mass.
- HALL, J. L. (1965) Binaural Interaction in the Accessory Superior Olivary Nucleus of Cat. J.A.S.A. 37, 814-823.

- HARMON, L. D. (1961) Studies with Artificial Neurons. *Kybernetik* 1, 7.
- HARRIS, D. J. (1965) Monaural and Binaural Speech Intelligibility and the Stereophonic Effect based upon Temporal Cues. *Laryngoscope* (St. Louis), 75, 428-445.
- HARRISON, J. M. (1967) The Morphology of Auditory Localization. *J.A.S.A.* 42, 1174.
- HELMHOLTZ, H. VON (1896) *Uit: Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik.* Braunschweig 1896³.
- HIRSH, I. J. (1948a) The influence of Interaural Phase on Interaural Summation and Inhibition. *J.A.S.A.* 20, 536-544.
- HIRSH, I. J. (1948b) Binaural Summation and Interaural Inhibition as a Function of the Level of the Masking Noise. *Am. J. Psychol.* 56, 205-313.
- HIRSH, I. J. and POLLACK, I. (1948) The Role of Interaural Phase in Loudness. *J.A.S.A.* 20, 761-766.
- HIRSH, I. J. and WEBSTER, F. A. (1949) Some Determinants of Interaural Phase Effects. *J.A.S.A.* 21, 496-501.
- HIRSH, I. J. (1950) The Relation between Localization and Intelligibility. *J.A.S.A.* 22, 196-200.
- HOOGLAND, G. A. (1953) *The missing fundamental.* Dissertatie Utrecht.
- HORNBOSTEL, E. M. and WERTHEIMER, M. (1920) Ueber die Wahrnehmung der Schallrichtung. *Sitzungsber. Preuss. Acad. Wiss. Phys. Math. Klasse* 15, 338-396.
- JEFFRESS, L. A. (1948) A Place Theory of Sound Localization. *J. Comp. Physiol. Psych.* 41, 35-39.
- JEFFRESS, L. A., BLODGETT, H. G. and DEATHERAGE, B. H. (1952) The Masking of Tones by White Noise as a Function of the Interaural Phases of Both Components. *J.A.S.A.* 24, 523-527.
- JEFFRESS, L. A., BLODGETT, H. C. and DEATHERAGE, B. H. (1956) Masking of Tonal Signals. *J.A.S.A.* 28, 416-426.
- JEFFRESS, L. A., BLODGETT, H. C. and DEATHERAGE, B. H. (1962a) Effect of Interaural Correlation on the Precision of Centering a Noise. *J.A.S.A.* 34, 1122-1123.
- JEFFRESS, L. A., BLODGETT, H. C. and DEATHERAGE, B. H. (1962b) Masking and Interaural Phase. *J.A.S.A.* 34, 1124-1126.
- JERGER, J. (1960) Békésy Audiometry in Analysis of Auditory Disorders. *J. Speech Hearing Res.* 3, 275-287.
- JERGER, J., CARHART, R. and DIRKS, D. (1961) Binaural Hearing Aids and Speech Intelligibility. *J. Speech Hearing Res.* 4, 137-148.

- JOHNSTONE, B. M. and BOYLE, A. J. F. (1967) Basilar Membrane Vibration Examined with Mössbauer Technique. *Science* 158, 3799: 389-390.
- JONGE, H. DE (1964) *Medische Statistiek.* Leiden, 1964².
- JONGKEES, L. B. W. (1963) Quelques remarques de caractère psychologique (à propos de la surdité). *Ann. Oto-Laryng.* (Paris) 80, 267-274.
- JONGKEES, L. B. W. and GROEN, J. J. (1946) On directional hearing. *J. Laryng.* 61, 494-504.
- JONGKEES, L. B. W. en VEER, R. A. VAN DER (1958) On Directional Sound Localization in Unilateral Deafness and its Explanation. *Acta oto-laryng.* (Stockholm) 49, 119-131.
- KAPTEYN, T. S. (1968) Automatic Speech Audiometry. *Int. Audiol.* 7, 501-502.
- KAPTEYN, T. S. (1969) Automatic Speech Audiometry. *Int. Audiol.* to be published.
- KIANG, N. Y.-S., WATANABE, T., THOMAS, E. C. and CLARK, L. F. (1965) *Discharge patterns of single fibres in the cat's auditory nerve.* Cambridge, Mass. M.I.T.
- KLUMP, R. G. and EADY, H. R. (1956) Some Measurements of Interaural Time Difference Thresholds. *J.A.S.A.* 28, 859-860.
- KOENIG, W. (1950) Subjective effects in binaural hearing. *J.A.S.A.* 22, 61-62.
- KÜPFMÜLLER, K. and JENIK, F. (1961) Nachrichtenverarbeitung in Nervenzelle. *Kybernetik* 1, 1-6.
- KUYPER, P. (1967) *Voordelen van stereofonische hoorprothesen bij kinderen.* Verslag van de KNO-kliniek, Amsterdam.
- LANGENBECK, B. (1963) *Lehrbuch der praktischen Audiometrie.* Stuttgart.
- LEVITT, H. and RABINER, L. R. (1967a) Binaural Release from Masking for Speech and Gain in Intelligibility. *J.A.S.A.* 42, 601-608.
- LEVITT, H. and RABINER, L. R. (1967b) Predicting Binaural Gain in Intelligibility and Release from Masking for Speech. *J.A.S.A.* 42, 820-829.
- LEWY, F. H. and KOBRACK, H. (1936) The Neural Projection of the Cochlea on Primary Acoustic Centers. *AMA Arch. Neurol. Psychiat.* 35, 839-852.
- LICKLIDER, J. C. R. (1948) The Influence on Interaural Phase Relations upon the Masking of Speech by White Noise. *J.A.S.A.* 20, 150-159.

- LICKLIDER, J. C. R. (1959) Three auditory theories. *Psychology: A Study of a Science* s. KOCH ed. New York.
- MATZKER, J. (1958) *Ein binauraler Hörsynthese-Test zum Nachweis zerebraler Hörstörungen*. Stuttgart.
- MATZKER, J. (1959) Two New Methods for the Assessment of Central Auditory Functions in Cases of Brain Disease. *Ann. Oto-Rhino-Laryng.* (St. Louis) 68, 1185-1197.
- MERTENS, H. (1965) Directional Hearing in stereophony – theory experimental verification. E.B.U. Review part A technical 92.
- METZ, P. J., BISMARCK, G. VON and DURLACH, N. I. (1968) Further Results on Binaural Unmasking and the EC model II. Noise Bandwidth and Interaural Phase. *J.A.S.A.* 43, 1085-1091.
- MOL, H. and UHLENBECK, E. M. (1954) The Analysis of the Phoneme in Distinctive Features and the Process of Hearing. *Lingua* 4, 167-193.
- MOUSHEGIAN, G., RUPERT, A. and WHITCOMB, M. A. (1964) Brain-Stem Neuronal Response Patterns to Monaural and Binaural Tones. *J. Neurophysiol.* 27, 1174-1191.
- MULLIGAN, B. E., MULLIGAN, M. J. and STONECYPHER, J. F. (1967) Critical Band in Binaural Detection. *J.A.S.A.* 41, 7-12.
- NEFF, W. D. (1964) Physiological Aspects of Binaural Hearing. *Int. Audiol.* 3, 170-173.
- NIESE, H. (1960) Subjektive Messung der Lautstärke von Bandpassrauschen, bei gleichmäßig und unterschiedlich angebotenen Bandbreiten für jedes Ohr, zur Gewinnung von Hörgesetzmäßigkeiten und ihrer Nachbildung bei objektiver Lautstärkemessung. *Hochfrequenz techn. Elektroakustik* 68, 202-217.
- NOORT, J. VAN (1969) *The Structure and Connections of the Inferior Colliculus in the Cat. An Investigation of the lower Auditory System*. Dissertation Leiden.
- NORDLUND, B. (1964a) Directional Audiometry. *Acta oto-laryng.* (Stockholm) 57, 1-18.
- NORDLUND, B. (1964b) Directional Audiometry. *Int. Audiol.* 3, 186-196.
- PIRSIG, W., PFALZ, R. and SADANAGA, M. (1968) Postsynaptische, auditorische, gekreuzte efferente Hemmung im Nucleus Cochlearis ventralis und ihre Blockade durch Strychninnitrat (Meerschweinchen). *Arch. ONK*, 190, 60-68.
- PLOMP, R. (1966) *Experiments on tone perception*. Dissertation Utrecht.
- POLLACK, I. and PICKETT, J. M. (1957) Cocktail party effect. *J.A.S.A.* 29, 1262.
- POLLACK, I. and PICKETT, J. M. (1958) Stereophonic Listening and Speech Intelligibility against Voice Babble. *J.A.S.A.* 30, 131-133.
- RABINER, L. R., LAURENCE, C. L. and DURLACH, N. I. (1966) Further Results on Binaural Unmasking and the EC Model. *J.A.S.A.* 40, 62-70.
- RASMUSSEN, G. L. (1960) Efferent fibres of the Cochlear Nerve and Cochlear Nucleus. *Neural Mechanisms of the Auditory and Vestibular Systems*. G. L. Rasmussen and W. F. Windle ed. Springfield.
- RAYLEIGH, J. W. S., Lord (1907) On our perception of Sound Direction. *Phil. Mag.* 13, 214-232.
- RITSMA, R. J. (1962) Existence Region of Tonal Residue I. *J.A.S.A.* 34, 1224-1229.
- RITSMA, R. J. (1963) Existence Region of Tonal Residue II. *J.A.S.A.* 35, 1241-1245.
- RITSMA, R. J. (1967) Frequencies Dominant in the Perception of the Pitch of Complex Sounds. *J.A.S.A.* 42, 191-198.
- ROSE, J. E., GREENWOOD, D. D., GOLDBERG, J. M. and HIND, J. E. (1963) Some Discharge Characteristics of Single Neurons in the Inferior Colliculus of the Cat. *J. Neurophysiol.* 26, 294-320.
- ROSE, J. E., GROSS, N. B., GEISSLER, C. D. and HIND, J. E. (1966) Some neural Mechanisms in the Inferior Colliculus of the Cat which may be relevant to the Localization of a Sound Source. *J. Neurophysiol.* 29, 288-314.
- SCHENKEL, K. D. (1964) Die Abhängigkeit der Mithörschwellen von der interauralen Phasenlage des Testschalls. *Acustica* 14, 337-346.
- SCHENKEL, K. D. (1966) Die Abhängigkeit der beidohrigen Mithörschwellen von der Frequenz des Testschalls und vom Pegel des verdeckenden Schalls. *Acustica* 17, 345-356.
- SCHENKEL, K. D. (1967a) Accumulation Theory of Binaural-Masked Thresholds. *J.A.S.A.* 41, 20-31.
- SCHENKEL, K. D. (1967b) Die beidohrigen Mithörschwellen von Impulsen. *Acustica* 18, 38-46.
- SCHMIDT, P. H. (1955) *Phantom source experiments in auditory localization*. Dissertation Leiden.
- SCHOUTEN, J. F. (1940) The Residue, a New Component in Subjective Sound Analysis. *Proc. Acad. Sci. Amst.* 43, 356-365.

SCHUBERT, E. D. (1956) Some preliminary Experiments on Binaural Time Delay and Intelligibility. J.A.S.A. 28, 895-901.

SEDEE, G. A. (1957) *Over Stereo-akoesie*. Dissertatie Utrecht.

SHEEHY, J. L. (1968) The Neuro-otologic Evaluation. Arch. Otolaryng. 88, 592-597.

SOEST, J. L. VAN (1929) Richtingshooren bij sinusvormige geluidstrillingen. Physica 9, 271-282.

SOEST, J. L. VAN en GROOT, P. D. (1929) Stereo-acoustische geluidsbeelden en kleinst waarneembare tijdsverschillen. Physica 9, 111-114.

SOMMERFELD, A. (1914) Über die Fortpflanzung des Lichtes in dispergierenden Medien. Ann. Physik, 44, 177-202.

SONDHI, M. M. and GUTTMAN, N. (1965) Width of the Spectrum Effective in the Binaural Release of Masking. Intern. Congr. of Acoust. 5th Congr. Liège.

SPOENDLIN, H. (1966) *The organisation of the Cochlear Receptor*. Basel.

STARR, A. and WERNICK, J. S. (1968) Olivo-cochlear Bundle Stimulation: Effects on Spontaneous and Tone-Evoked Activities of Single Units in Cat Cochlear Nucleus. J. Neurophysiol. 31, 549-567.

STOTLER, W. A. (1953) An Experimental Study of the Cells and Connections of the Superior Olivary of the Cat. J. comp. Neurol. 98, 401-431.

TASELAAR, M. (1959) *Over binaurale selectieve versterking en de verstaanbaarheid van spraak*. Dissertatie Groningen.

THURLOW, W. R. and SMALL, A. M. W. (1955) Pitch Perception for Certain Periodic Auditory Stimuli. J.A.S.A. 27, 132-137.

VEER, VAN DER R. A. (1957) *Enige onderzoeken over het richtinghooren*. Dissertatie Amsterdam.

VERSTEEGH, R. M. (1954) *Frequentiemodulatie en het menselijke gehoororgaan*. Dissertatie Utrecht.

VOOGD, J. (1968) Collegedictaat neuroanatomie. Lab. voor Neuro-Anatomie, Leiden.

WAGEMANN, W. (1954) Audiologische Befunde bei luetischen Innenohrschäden. Beih. Zeitschr. HNO. 4, 129-133.

WAGEMANN, W. (1958) Audiologische Beobachtungen bei luischen Ohrschäden. Beih. Zeitschr. HNO 7, 29-30.

WALLACH, H. (1939) On sound localization. J.A.S.A. 10, 270-274.

WEBSTER, F. A. (1951) The Influence of Interaural Phase on Masked Thresholds I. The Role of Interaural Time-Deviation. J.A.S.A. 23, 452-462.

WEISS, TH. F. (1964) *A Model of the Peripheral Auditory Nerve Fibres*. M.I.T. Res. Lab. of Electron., Techn. Rep. 418.

WEISS, TH. F. (1966) A model of the Peripheral Auditory System. Kybernetik, 3, 153-175.

WESTON, P. B. and MILLER, J. D. (1965) Use of Noise to Eliminate One Ear from Masking Experiments. J.A.S.A. 37, 638-646.

WHITFIELD, I. C. (1967) *The auditory pathway*. London.

ZERLIN, S. (1966) Intra-aural Time and Intensity Difference and the M.L.D. J.A.S.A. 39, 134-137.

ZWICKER, E. (1951) Die Grenzen der Hörbarkeit der Amplitudemodulation und der Frequenzmodulation eines Tones. Acustica 3, AB, 125-133.

ZWICKER, E. (1956) Die elementären Grundlagen zur Bestimmung der Informationskapazität der Gehörs. Acustica 6, 365-381.

SUMMARY

Chapter I is an introduction. It deals with Directional Hearing, Cocktail Party Effect (CPE), and Binaural Masking Level Difference (BMLD) (also called Binaural Release of Masking or in Dutch: Dichotisch Drempel Effect (DDE)). A review of the pertinent literature is included. Some related topics of anatomy and neurophysiology and also the critical band are briefly discussed. The importance of measuring the BMLD of speech-like sounds, e.g. clicks, is emphasized.

Apparatus and procedures for that purpose are described in Chapter II and the results of our studies in Chapter III. We find no great differences between the BMLD of clicks and that of pure tones as described in the literature. These results gave us the impression that the mind in these kind of processes averages by many channels instead of in time. The only differences between tones and clicks appear to be a rapid fall with increasing frequency and a very little BMLD at high frequency of the latter.

As a consequence it should not be necessary to introduce clicks as a clinical tool in measuring the BMLD; using clicks would necessitate a more complicated apparatus and a more extensive instruction.

Some theories of BMLD are discussed in Chapter IV. In Chapter V we describe an electronical model which is in a way a more physiological development of the theory of DURLACH. The results of the model prove to be rather poor.

The clinical value of Directional Hearing, CPE and BMLD is the topic of Chapter VI: We describe some measurements of our own and some other authors. We conclude the following:

Directional Hearing is a good clinical tool if one can use a fairly anechoic room. A great advantage is that the instruction of the patient is very easy. Directional Hearing is impaired in some cases of otosclerosis, in most cases of neurinomas of the 8th nerve, in cases of tumors of the cerebello-pontine and in cases of lesions in the brain stem. When there are affections of the central nervous system or there is a perception loss, Directional Hearing may be affected. Measuring the improvement of Directional Hearing is the best way to test the advantages of a second hearing aid.

With the exception of the last point the measurement of Directional Hearing can always be replaced by measuring the Lateralization. The latter is somewhat less easy to explain to the patient but needs less complicated apparatus. It also gives the opportunity to measure the influence of differences in time of arrival (Δt) and in intensity (ΔI) separately.

The Cocktail Party Effect (CPE), which is the improvement of understanding when using two ears instead of one, is very small if one excludes the effect of the acoustical shadow of the head. Although very important to the patient, it is not very useful as a basis for a clinical test.

The Binaural Masking Level Difference (BMLD) is much greater than the CPE. Our method of measuring, however, appears to be very difficult

for a large number of patients. A method using forced choice experiments will perhaps give better results because it saves the patient the trouble of defining his criterium.

Experiments with children who were hard of hearing gave no correlation between the results with BMLD and those with Directional Hearing, so these effects perhaps provide complementary data.

Chapter VIII contains some additional information and Chapter IX is a glossary.

1. Het plaatsen van luidsprekers in kerkgebouwen is op audiologische gronden af te raden.
2. Om de bijdrage van magnonen tot de warmtegeleiding experimenteel te kunnen observeren moet men bij voorkeur experimenten aan een-dimensionale ferro- of antiferromagnetische systemen of tweedimensionale ferromagneten uitvoeren.
3. Het is te verwachten dat de formatiewarmte van de intermetallische verbindingen van Ti, Zr en Hf met een der elementen Fe, Te, Ru, Re, Os zeer sterk negatief zullen zijn.
4. Alle zuigelingen dienen een screening volgens Ewing te ondergaan.

Ewing, I. R., and Ewing, A. W. G., New opportunities for Deaf children, London 1958.
5. Het optreden van diplacusis binauralis bij afkoeling van het oor is geen argument voor de plaatsttheorie.
6. De argumenten van Fokker tegen de „Jamsatie” van Bernet Kempers zijn niet ter zake doende.

Bernet Kempers, K. P., Jamsatie, Rotterdam 1947².
Fokker, A. D., Mensch en Melodie, 1946, 1, 397 - 398.
7. De tijd die thans op het VHMO besteed wordt aan de electrostatica kan beter gebruikt worden voor aansluiting van de natuurkunde aan de biologie.

8. Het verdient aanbeveling bij hoortoestellen de aan-uit-schakelaar geen enkele andere functie te laten verrichten.
9. Bij de signaalverwerking in het oor vindt eerst kruiscorrelatie plaats en dan pas autocorrelatie, in tegenstelling met de ideeën van Sayers en Cherry.

Sayers, B. Mc. A., and Cherry, C. (1957) J.A.S.A. 29, 973 - 987.
10. Op scholen voor slechthorenden heeft een ringleidingsysteem de voorkeur boven conventionele klasse-apparatuur.
11. Bij de bouw van bejaardentehuizen dienen strenge eisen ten aanzien van de akoestiek gesteld te worden.
12. Het is te betreuren dat door sommigen de nederlandse medeklinkers v en g als stemhebbend beschouwd worden.
13. Het $\pm$ teken op pagina 75 van Rümke en Van Eeden is een voorbeeld van slordig en onverstandig taalgebruik.

Rümke, C. L. en Eeden, C. van, Statistiek voor Medici, Leiden 1961.
14. Er dient in Nederland een centrale administratie te komen voor het medische Röntgenonderzoek.
15. De karige plaatsing van telefooncellen zelfs voor een „communicatie-gebouw” doet vermoeden dat de P.T.T. minder in wachttijdproblemen dan in poststukken uit Scandinavië geïnteresseerd is.