

NIET-LINEAIRE ASPEKTEN VAN HET HOREN

EEN KLINISCH ONDERZOEK

J. BOUWMEESTER

NIET-LINEAIRE ASPEKTEN VAN HET HOREN

EEN KLINISCH ONDERZOEK

ACADEMISCH PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN
DE GENEESKUNDE, OP GEZAG VAN DE RECTOR MAG-
NIFICUS, DR. G. DEN BOEF, HOGLERAAR IN DE
FACULTEIT DER WISKUNDE EN NATUURWETEN-
SCHAPPEN, IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN IN
DE AULA DER UNIVERSITEIT (TIJDELIJK IN DE
LUTHERSE KERK, INGANG SINGEL 411, HOEK SPUI)
OP DONDERDAG 26 MEI 1977, DES NAMIDDAGS OM
5 UUR

DOOR

JOHANNES BOUWMEESTER

GEBOREN TE HILVERSUM OP 26 MAART 1944

Promotor: Prof. Dr. E. de Boer

Coreferent: Prof. Dr. R. J. Ritsma

ACADEMISCH ZIEKENHUIS BIJ DE UNIVERSITEIT VAN AMSTERDAM

WILHELMINA GASTHUIS

KEEL-, NEUS- EN OORHEELKUNDIGE KLINIEK (PROF. DR. L.B.W. JONGKEES)

AUDIOLOGISCHE AFDELING (PROF. DR. E. DE BOER)

AAN MIJN OUDERS,

VOOR STEEFKE
EN MAEIKE

Inhoud

	pag
I. INLEIDING	7
1.1 De psychofysica van het auditieve systeem	7
1.2 Asymmetrische maskering en niet-lineaire vervorming door overbelasting	12
1.2.1 Niet-lineaire vervorming door overbelasting van het oor	12
1.2.2 Kritieke Band (KB) en asymmetrische maskering	15
II. INLEIDEND ONDERZOEK NAAR ASYMMETRISCHE MASKERING	20
2.1 Methode	20
2.2 Experiment	21
2.3 Resultaten	23
2.4 Vraagstelling	27
III. SPRAAKVERSTAAN EN EXCESSIEVE MASKERING	31
3.1 Inleiding	31
3.2 Experiment	32
3.3 Resultaten	36
IV. RELATIES TUSSEN ASYMMETRISCHE MASKERING EN NIET-LINEAIRE VERVORMING	40
4.1 De relatie tussen asymmetrische maskering en niet-lineaire vervorming bij normaal-horenden	40
4.1.1 Inleiding	40
4.1.2 Asymmetrische maskering bij normaal-horenden	41
4.1.2.1 Methode	41
4.1.2.2 Resultaten	43
4.1.3 Niet-lineaire vervorming bij normaal-horenden	49
4.1.3.1 Inleiding	49
4.1.3.2 Methode	51
4.1.3.3 Resultaten	53
4.2 Asymmetrische maskering en niet-lineaire vervorming bij gehoorgestoorden	56
4.2.1 Inleiding	56
4.2.2 Experiment	58
4.2.3 Resultaten	60
V. VERVORMING, MASKERING EN FILTERING	64
5.1 Funktionele oorzaak van de niet-lineaire vervorming bij overbelasting	64
5.2 Beschouwing over een inwendig filter	71
5.3 Voorbeelden	
5.4 Diagnostische aspecten	80

Hoofdstuk I

INLEIDING

1.1 DE PSYCHOFYSICA VAN HET AUDITIEVE SYSTEEM

Een groot aantal procedures zijn ontwikkeld om de sociale wetenschapper, de psychometricus en de psychofysicus in staat te stellen schaalwaarden aan objecten, gebeurtenissen of individuen met betrekking tot een of ander kenmerk toe te kennen. Wanneer voor het toekennen van schaalwaarden aan een psychologisch objekt een fysisch continuum gebruikt wordt (Guilford 1954), wordt gesproken van psychofysica.

Marks (1974) maakt onderscheid tussen de oude psychofysica en de nieuwe psychofysica:

De oude psychofysica, door hem 'zintuigfysica' genoemd, zou zich alleen bezighouden met de evaluatie van zintuigelijke responses uitsluitend in termen van het meten van de variaties in de korresponderende fysische stimuli.

De nieuwe psychofysica, ofwel de 'psychofysica', heeft dan alleen betrekking op de bestudering van verband tussen sensatie en stimulus als beide gemeten worden als grootheden (Stevens en Davis 1938).

Om nu alle categorieën te omvatten, voert hij ook nog de term psychozintuigelijke metingen in: het bepalen van relaties tussen zintuigelijke variabelen onafhankelijk van de stimulus.

In de eerste categorie ('oude' psychofysica) vallen dan de drempelmetingen en de metingen van juist waarneembare verschillen.

De tweede categorie ('nieuwe' psychofysica) omvat meer het onderzoek van de afhankelijkheid van psychologische dimensies van fysische dimensies: dus de relaties als toonhoogte-frekwenties, dissonantie-kritieke band, luidheid-geluidsdruk, tonaal volume, en tonale dichtheid, -frekwentie.

De derde categorie houdt zich dan bezig met de relaties tussen psychologische schalen: b.v. tussen luidheid, volume en dichtheid, maar ook de binaurale luidheidsommatie.

Wij zullen hier de term psychofysica gebruiken in de zin

5.4.1 Middenoorafwijking	80
5.4.2 Cochleaire en retro-cochleaire laesies	81
5.5 Samenvattende konklusies	83
APPENDIX	85
SAMENVATTING	91
SUMMARY	93
LITERATUUR	95

waarin Marks de term zintuigfysica gebruikt. Dit ook omdat in de 'klinische psychofysica' de differentiatie oud-nieuw nog nauwelijks heeft plaatsgevonden. Zij is uitsluitend van het door Marks gedefinieerde oude type.

Een van de hoofdproblemen in de psychofysica bij het ontwerpen van experimenten is het te onderzoeken systeem af te bakenen en alle andere meer complexe factoren zoals aandacht, stemming, etc. zoveel mogelijk uit te sluiten. Methodologisch gezien is het psychofysisch experiment een statistisch probleem. Wij zijn afhankelijk van de beslissing van een subjezt die gebaseerd is op het verwerken van de gegeven stimulus. Hier ligt ook een van de belangrijkste verschillen met het psychofysiologische experiment: in het psychofysiologisch experiment krijgen we alleen toegang tot de tussenliggende stappen in het perceptieve proces. Er is geen aandacht voor de uiteindelijke, subjektieve beslissing. Psychofysische experimenten geven daarentegen alleen de subjektieve beslissing als resultaat, en in eerste instantie geen details over de tussenliggende stappen. Wat wij hedentendage weten van het perceptieve systeem is gebaseerd op het combineren van de resultaten van deze twee typen experimenten. (psychofysische experimenten worden meestal uitgevoerd met mensen, terwijl voor psychofysiologische experimenten meestal dieren gebruikt worden.)

De overdracht van geluid door een medium en de perceptie ervan door het gehoororgaan heeft reeds de oude Grieken beziggehouden. Zij ontdekten dat geluid met beweging en energie te maken had en gaven een eerste aanzet tot een soort golftheorie (zie b.v. Aristoteles' De Anima II.8 en De Audibilibus 800a 1-63, 803b18-804a8 (Cohen & Drabkin 1948). Omstreeks die tijd dacht men dat de zintuigen de externe omgeving weerspiegelden. Volgens dit principe ontstond gewaarwording doordat een activiteit in de externe omgeving eenzelfde soort activiteit in het zintuigorgaan veroorzaakte: naar dit beginsel zou dan ook Empedocles zijn theorie van de geïmplanteerde lucht hebben geponeerd. In het middenoor zou zich een hoeveelheid verfijnde lucht bevinden waarop de uitwendige luchtverstoringen inwerkten. Omdat, toen in de 15e eeuw het natuurwetenschappelijk onderzoek op gang kwam, er nog strikt werd vastgehouden aan het aristoteliaanse

wereldbeeld en daarmee ook aan genoemd principe, was het onderzoek van het gehoororgaan nog steeds gericht op het zoeken naar en werden de bevindingen verklaard in termen van de geïmplanteerde lucht. In 1680 nog dacht Perrault de geïmplanteerde lucht in de cochlea te kunnen lokaliseren. Het psychofysisch gehooronderzoek kreeg een eeuw later een eerste aanzet:

Nadat de relatie toonhoogte-frekwentie was vastgesteld, was het de Fransman F. Savart (1771-1841), die omstreeks 1830 met behulp van sirenes de grenzen van het hoorbare frekventiegebied vaststelde op 8-24000 Hertz. De grote stoot tot het psychofysische gehooronderzoek kwam in 1843 met een publikatie van G.S. Ohm, waarin hij een hoortheorie lanceerde die gegrondvest was op een theorie van Fourier uit 1822. Ohm's hoortheorie stimuleerde menig onderzoeker. De grootste van hen was ongetwijfeld Von Helmholtz, wiens 'Die Lehre von den Tonempfindung als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik' in 1856 verscheen. Mede op grond van de door Corti (1851) gevonden microstructuur van de cochlea beschreef hij de zgn. resonantietheorie, waarbij de verschillende elementen van het basilaire membraan resoneren op bepaalde frekquenties van het op het oor vallend geluid. Het is ook omstreeks die tijd dat het psychofysische gehooronderzoek gebruikt wordt om te komen tot een diagnostische differentiatie (Poltzer 1864). En al in 1900 ontwierp Stenger een test, die in de huidige klinische audiometrie nog steeds gebruikt wordt, zij het niet meer zoals oorspronkelijk met stemvorken.

De klinische psychofysica en de niet-klinische psychofysica van het auditieve systeem zijn vrijwel vanaf het begin gescheiden wegen gegaan. Daarvoor zijn twee redenen aan te wijzen:

1) De benaderingswijze:

De klinische psychofysica heeft een subjezt-gerichte benadering: de systematische variatie in de reactie van de proefpersonen op de stimuli wordt toegeschreven aan individuele verschillen. Het direkte doel van het experiment is om de subjekten te klassificeren. Het toevoegen of weglaten van stimuli uit dezelfde verzameling heeft geen invloed op procedure of resultaten. Dit in tegenstelling tot de niet-klinische psychofysica. Deze kent juist een stimulus gerichte benadering, waarbij over de proef-

personen wordt gemiddeld. De systematische variatie in de reactie van de proefpersonen wordt toegeschreven aan verschillen in de stimuli. Vanzelfsprekend moet ook de klinische psychofysica in eerste instantie van de tweede benaderingswijze gebruik maken om een norm te kunnen vaststellen, maar het uiteindelijke doel ligt in de eerste benaderingswijze.

2) De methode:

Waar de niet-klinische psychofysicus zich door zijn keuze van proefpersonen de meest verfijnde en langdurige onderzoeken van deze proefpersonen kan veroorloven, moet de klinische psychofysicus in het onderzoek naar het verschijnsel zich ten aanzien van keuze, tijd en methode aanzienlijke beperkingen opleggen. Beperkingen die nog groter worden als het te onderzoeken verschijnsel - een bepaalde vorm van gehoorgestoordheid - gebonden wordt aan een bepaalde patiënt. Dit betekent vooral dat daar waar de klinische meting de nadruk legt op eenvoudige toepasbaarheid, diagnostische waarde en betrouwbaarheid, er prachtige tests ontwikkeld zijn om b.v. recruitment en 'tone-decay' te meten, hoewel nog geen overeenstemming bereikt is over de fysiologische verklaring voor het recruitmentverschijnsel (Jerger 1962; Hood 1969). Ook is er geen verklaring voor de pathologische adaptatie in het geval van retrocochleaire laesies. Aan de andere kant is een grote hoeveelheid gegevens verzameld over het normale gehoor met behulp van psychofysische methoden. Belangrijke theorieën zijn hierdoor ontstaan: b.v. over het frequentie-oplossend vermogen (kritieke banden), tijdsintegratie, luidheid, adaptatie etc. De gebruikte technieken lopen van recht-toe-recht-aan-metingen van de luidheid, via meer geavanceerde zoals het meten van binaurale maskeerniveauverschillen (cf. Durlach 1963), tot ingewikkelde zoals het meten van adaptatie (Small 1963), partiële maskering (Scharf 1964) en laterale suppressie (Houtgast 1974).

Ondanks al deze verkregen kennis en de redelijk consistente gehoortheorie die er aan ten grondslag ligt, wordt geen van deze concepten klinisch gebruikt. Buiten de toon-audiometrie, welke stoelt op een van de eenvoudigste psychofysische meetmethoden, zijn er nauwelijks voorbeelden van toepassingen van enige gehoortheorie

in de kliniek (zelfs de SISI-test is meer een empirische test, dan een eenvoudige meetmethode, gebaseerd op de gehoortheorie, en is zelfs gedeeltelijk daarmee in strijd). Voor deze onderontwikkeling kunnen vele redenen worden aangegeven. Zoals boven reeds is omschreven, zijn er meestal een aantal verfijnde onderscheidingen, die door de subjecten gemaakt moeten worden en die alleen na een lange trainingsperiode bevredigend uitgevoerd kunnen worden. Aan de andere kant hebben klinische studies ernstige tekortkomingen geopenbaard in de gangbare psychofysische ideeën, waardoor wel effecten optreden in series metingen aan één enkele patiënt, die versluierd worden in een groep normaal horenden. Deze onverwachte diskrepantie is naar voren gekomen in onderwerpen zoals luidheidssummatie (Scharf en Heilman 1966) en kritieke band (Bos en de Boer 1966; de Boer en Bos 1962; de Boer 1961). Door deze omstandigheden zijn de onderzoekers vaak gedwongen geweest terug te grijpen naar meer empirische testmethoden zoals de Békésy-audiometrie en vaak met redelijk succes. Hoewel buiten het bestek van de psychofysica, moet de aandacht worden gevestigd op mogelijke hulp van fysiologische zijde. In de eerste plaats 'Electrical Response Audiometry' (ERA) in zijn meest eenvoudige vorm (Skinner 1972) zowel als in een meer geavanceerde (Keidel 1971). In de tweede plaats electrocochleografie (Aran 1971; Eggermont en Odenthal 1974), een fysiologisch-fysische methode voor het perifeer gehooronderzoek, waarbij de traumatiserende werking die veel fysiologisch onderzoek kenmerkt en daarom meestal een routinematig gebruik van de desbetreffende methode in de weg staat, vrijwel tot nul is gereduceerd. In de derde plaats 'Brainstem Evoked Response' (BER) (Hecox en Galambos 1974), een methode waarbij de respons van de auditore banen in de hersenstam, die als een aantal potentiaal golven aan het oppervlak van de schedel verschijnt, voor een differentiaal onderzoek gebruikt wordt.

In deze gevallen bestaat veelal een nauwer verband tussen wat er van het onderhavige systeem - in fysiologische zin - bekend is en de toepassing van deze kennis in het ontwerpen van klinische onderzoekingsmethoden.

ASYMMETRISCHE MASKERING EN NIET-LINEAIRE VERVORMING DOOR OVERBELASTING

Het hier beschreven onderzoek heeft zich aanvankelijk langs twee verschillende wegen bewogen.

De eerste weg liep via de klinische betekenis van de niet-lineaire vervorming bij overbelasting. De andere weg was langs een onderzoek naar de kritieke-bandbreedte bij patiënten.

In het volgende zullen we trachten deze twee wegen aan te geven om te komen tot een vraagstelling naar het ontstaan en de klinische bruikbaarheid van deze verschijnselen en de eventuele konsekventies ervan.

1 Niet-lineaire vervorming door overbelasting van het oor

Het is algemeen bekend dat, wanneer een oor blootgesteld wordt aan een sinustoon, deze slechts als een zuivere toon gepercipieerd wordt zolang de intensiteit beneden een bepaald niveau blijft. Verhogen we de intensiteit dan wordt de perceptie steeds ingewikkelder. Dit geldt des te meer als meer tonen tegelijk worden aangeboden. De eerste die dit verschijnsel opmerkte was volgens Wever (1941) Tartini in 1714. Tartini vond dat als twee zuivere tonen aangeboden werden, onder bepaalde omstandigheden een derde, lagere toon gehoord wordt, die hij 'de derde toon' noemde. Deze is zelfs ook wel eens 'Tartini-toon' genoemd. Het was de toon die wij nu een kubische verschiltoon noemen ($2f_1 - f_2$).

In de eerste helft van de vorige eeuw werden meer tonen zoals die van Tartini waargenomen. Er werd verondersteld dat ze door interferentie van de stimulustonen geproduceerd werden (beat theory). Deze verklaring werd aanvaard tot Helmholtz in 1856 liet zien dat, behalve deze verschil-tonen ook andere tonen voor konden komen, die hij som-tonen noemde. Hij postuleerde, zich baserend op Ohm's theorie, dat deze verschillende vormen van combinatie-tonen ontstonden door een asymmetrische niet-lineariteit van het oor en dus echt in het oor aanwezig waren. Deze laatste bewering resulteerde in de veelgebruikte benaming 'subjektieve tonen'. Als konsekventie van zijn theorie stelde Helmholtz verder dat er subjektieve harmonischen bestonden, een voorspelling die volledig uitgekomen is. Stevens en Newman (1936) vonden de term

'subjektieve harmonische' foutief en stelden de term 'aural harmonic' voor omdat de tonen objektief aangetoond konden worden. De theorie van Helmholtz ondervond geweldige oppositie; volgens Moe (1942) was Koenig van mening dat de somtonen van Helmholtz eigenlijk verschil-tonen van een hogere orde (t.w. verschil-tonen van verschil-tonen) waren en ondersteunde de beat-theory dan ook sterk. In de laatste halve eeuw echter hebben onderzoekers zoals Békésy, Fletcher, Lewis, Wegel en Lane, Goldstein, Tonndorf e.v.a. door onderzoekingen aan mensen, dieren en modellen zeer veel gegevens opgespoord, die er alle op wijzen dat het oor inderdaad een niet-lineaire karakteristiek heeft. Helmholtz veronderstelde dat de niet-lineariteit van het oor geassocieerd moest worden met het trommelvlies en de middenoorbeentjes. Deze mening werd door tijdgenoten gedeeld (vgl. cit. Stumpf 1910), welke patiënten beschreven bij wie het trommelvlies ontbrak en die geen verschil-tonen hoorden (sic). Dennert (1888) had echter iets eerder al patiënten zonder trommelvlies en middenoor beschreven die wel verschil-tonen hoorden. Vervolgens werd dit zelfde ook beschreven in publikaties van Bingham en Schaefer (zie Wever en Bray 1938) en Lewis en Reger (1939).

Von Békésy (1934) konkludeerde dat de produktie van harmonischen en verschil-tonen waarschijnlijk van mechanische oorsprong was. De harmonischen zouden ontstaan ten gevolge van kolkende bewegingen ('eddies') in de perilymfe; de verschil-tonen zouden dan door oscillaties van de stapes of van elementen in de cochlea ontstaan.

Lawrence en Yantis (1955) konkludeerden uit hun metingen dat, aangezien het mechanische proces in het oor in akoestisch volkomen begrijpelijke termen verklaard kon worden en daarin geen aanwijzingen lagen voor vervorming, de produktie van harmonischen toegewezen moest worden aan het elektrochemisch proces, waarover weinig bekend was.

Tonndorf (1958 a, b) bevestigde dat de niet-lineariteit die voor 'aural harmonics' zorg droeg hydrodynamisch ontstond, t.w. door vloeistofeddies in de cochlea; de harmonischen ontstaan beneden een drempel die aangenomen wordt voor de niet-lineariteit van het middenoor.

De meeste van de psychofysische metingen van boventonen waren tot dan toe uitgevoerd met de methode van de 'best beats' (cf. Wegel

en Lane 1924). De proeftoon wordt op een frekwentieafstand van ongeveer 2 Herz gezet van de vermeende aural harmonic (a.h.). Hij wordt dan langzaam in intensiteit gevarieerd. Wanneer de luisteraar 'beats' hoort, wordt de intensiteit zo veranderd, dat hij de grootste luidheidswisselingen hoort: verondersteld wordt dat de sterkte van de proeftoon dan gelijk is aan die van de a.h.

Egan en Klumpp (1951) wezen er al op dat een vrij grote, wat idiosynkratische bias geïntroduceerd kan worden als de intensiteit van de grondtoon verlaagd wordt om de a.h.-drempel te bepalen.

Clack (1967) voerde een betere methode in. Hij zette de proeftoon precies op de plaats van de verwachte a.h. neer en bepaalde van de proeftoon de drempel afhankelijk van de fase ('tone on tone masking technique' (t.o.t.)). Hieruit kon de grootte en de fase van de a.h. eenvoudig geschat (berekend) worden (zie verder hierover het Appendix). Ook werd later (Clack en Bess 1969) de 'best beat' methode vergeleken met de 'tone on tone masking technique'. Hieruit bleek dat de waarden die de t.o.t. methode gaf dezelfde waren als de met de 'best-beat' methode gevonden waarde. Echter de 'best-beat' methode is veel moeilijker en verlangt veel meer tijd en is daardoor voor de kliniek niet van praktische betekenis. Wel dient hier opgemerkt te worden dat bij beide methoden het beeld essentieel verstoord wordt doordat een extra toon wordt toegevoegd. Deze toevoeging zou de produktie van de a.h. kunnen tegenwerken.

Het onderzoek naar de klinische betekenis is begonnen door Opheim en Flottorp (1955) die de aanwezigheid van een aantal harmonischen in enkele typen van pathologisch gehoor onderzochten. Het onderzoek strekte zich slechts uit tot de drempel (HL) van de a.h. Patiënten met een neurogeen verlies hadden dezelfde a.h. drempel als normaalhoorenden. Bij Ménière-patiënten werd een veel lagere drempel gevonden en bij patiënten met een mechanisch verlies (otosclerose, radikale holte, fenestratie (dit laatste komt door de gewijzigde operatietechniek niet meer voor)) werd een hogere drempel gevonden. Ook werden bij recruitment altijd lage drempels gevonden. De uiteindelijke konklusie van Opheim en Flottorp was dat de a.h. test van diagnostische waarde was bij het aantonen van het recruitmentverschijnsel. Lawrence en Yantis (1956) postuleerden dat de drempel van de a.h. de fysiologische

toestand c.q. de konditie van de haarcellen weergaf. Ze namen echter niet de absolute drempel van de a.h. als maat hiervoor maar keken naar de relatieve drempel, i.e. de drempel van de a.h. ten opzichte van de eigen drempel van de patiënt. Door Yantis en Magielski (1958) is zelfs de drempel van de a.h. gebruikt om de zgn. cochleaire reserve te meten bij klinische otosclerose en op grond daarvan te besluiten tot stapes mobilisatie of fenestratie. In de volgende jaren werd op het gebied van het ontstaan van harmonischen ten gevolge van overbelasting van het oor niets meer vernomen dat enige klinische betekenis had.

1.2.2 Kritieke Band (KB) en asymmetrische maskering

Het concept van de kritieke band is langs twee wegen tot stand gekomen: als empirisch verschijnsel in maskeerexperimenten en als hypothetisch filter voor de toepassing van de signaaldetectietheorie. Als empirisch fenomeen bezien, is de kritieke band die bandbreedte waarbij veranderingen in de tendens van subjektieve responsies optreden: de luidheid van een ruisband met een konstante intensiteit gaat toenemen wanneer de breedte van de ruisband de breedte van de kritieke band overschrijdt; de maskerende waarde van een ruisband met konstante spektrale dichtheid voor een zuivere toon neemt toe, afhankelijk van de breedte, zolang deze niet groter wordt dan de breedte van de kritieke band.

De eerste metingen over kritieke banden werden beschreven door Fletcher (1940). Zijn experiment staat weergegeven in fig. 1-1:

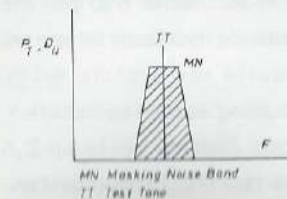


fig. 1-1

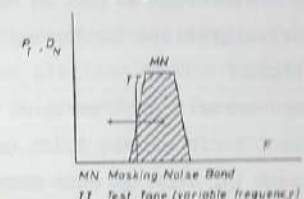


fig. 1-2

Een ruisband werd als maskeersignaal aangeboden, en de maskering van een toon die in het midden van de band was gelegen, werd gemeten afhankelijk van de breedte van de ruisband. Daarbij bleek dat de verhouding van de intensiteit van de juist hoorbare toon tot de intensiteit per Herz van de ruis, uitgezet tegen de breedte van de ruisband, boven een bepaalde bandbreedte konstant was (gelijk aan 30). Niet duidelijk is bij welke ruisintensiteiten deze metingen gedaan zijn. De metingen werden later door Greenwood (1961) (zie fig. 1-2) in een gewijzigde vorm herhaald: hij mat de maskering van de ruisband op verschillende plaatsen door de frekwentie van de proeftoon te laten variëren en bij elke frekwentie de drempel van de proeftoon te bepalen. Hij bevestigde dat de breedte van de KB onafhankelijk was van de intensiteit van de stimulus (vgl. Gässler 1954). Verder bleek uit maskeerexperimenten dat bij hoge intensiteit (70 dB SPL) de maskering zich verder uitstreckte naar hogere dan naar lagere frekwenties (vgl. Wegel en Lane 1924). Als we de KB beschrijven als een filterend proces, waarbij de energie van het signaal over een bepaald gebied geïntegreerd wordt, kunnen we de methode van Greenwood beschouwen als een poging om de frekwentie-karakteristiek van het equivalente filter te meten. De frekwentie-karakteristiek bleek asymmetrisch te zijn. Er trad een sterke maskering op naar de hoge frekwenties, die niet lineair toenam bij toenemende intensiteit van het maskerende signaal. Conceptueel zou dit beschreven kunnen worden als een verbreding van de kritieke band, een niet-lineair proces.

Maskeerfenomenen zijn dus in het algemeen te verklaren in termen van kritieke banden. De maskering van een zuivere toon door een gegeven ruis hangt alleen af van de totale akoestische energie die in twee halve kritieke banden aan weerszijde van de frekwentie van de toon ligt.

Voor een normale proefpersoon ligt de verhouding van deze totale energie tot die van de juist gemaskeerde toon (Scharf 1961) op 2,5. Dat houdt in: voor directe maskering geeft bij alle intensiteiten een toename van 10 dB van de maskeerder een toename van 10 dB in de maskering.

Dit is ook voor hoge intensiteiten geldig in het geval van maskering

ter plaatse (d.i. op de centrale frekwentie) van de maskeerder, als we afzien van de sprong van 2,5 - 3 dB die (Greenwood 1961) optreedt bij een ruisintensiteit van 50 dB SPL, wanneer de ruisband de breedte van de KB ter plaatse heeft. Door de niet-lineaire asymmetrie van het equivalente filter bij hogere intensiteiten treedt op andere plaatsen dan de centrale frekwentie van de maskeerder een verhoudingsgewijs sterke maskering op.

Aanvankelijk waren de redenen voor asymmetrische maskering niet helemaal duidelijk. Een gedeelte vond waarschijnlijk zijn oorzaak in de asymmetrie van de cochleaire filtering, die door Békésy bij zijn studies over golfbeweging in de cochlea was gevonden en later door 'tuning curves' van de primaire gehoorzenuw-vezels (Kiang et al 1965) bevestigd werd; een tweede bijdrage werd geleverd op grond van de productie van boventonen door het maskerende signaal (cf. Wegel en Lane 1924; Zwicker 1958; Bos en de Boer 1966) (vgl. 1.2.1). Misschien zijn er zelfs nog andere processen die hun medewerking verlenen. Om meer gegevens te verkrijgen over de plaats van het kritieke-bandmechanisme en over zijn rol in de perceptie van geluid, in het bijzonder bij gehoorverliezen, mat de Boer (1961) als eerste de kritieke band bij pathologische oren. Hij gebruikte daarvoor de methode van Fletcher (1941). In het toen gerapporteerde geval werd bij een patiënt met een verlies van 40 - 60 dB beiderzijds en positief recruitment een abnormaal grote kritieke band gevonden. Als nadeel heeft Fletcher's methode dat nogal smalle ruisbanden gebruikt worden en deze krijgen, naarmate ze smaller worden, hoorbare fluktuaties, die het detektiekriterium negatief kunnen beïnvloeden (de Boer 1962).

Om aan dit nadeel te ontkomen, kunnen we een andere methode kiezen om de KB te meten. Wanneer twee ruisbanden worden aangeboden die op enige afstand van elkaar liggen en we plaatsen midden tussen deze ruisbanden een zuivere toon, dan is de drempel van de toon onafhankelijk van de afstand van de ruisbanden zolang deze verder van elkaar verwijderd liggen dan de KB ter plaatse van de toon. Op deze manier worden ook de fluktuaties vermeden die optreden in smallebandruis. Praktisch vond het experiment plaats door in een brede ruisband een gat te filteren, waarbij midden in het gat de toon geplaatst wordt.

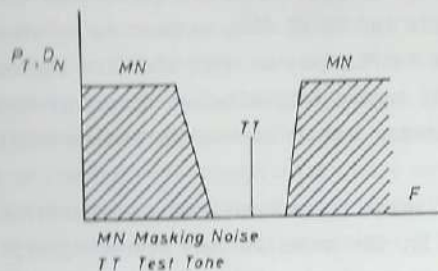


fig. 1-3

Het experiment staat schematisch aangegeven in fig. 1-3. Bos en de Boer (1962), die deze methode introduceerden, vonden waarden voor de KB die overeenkwamen met de waarden van Zwicker e.a. (1957). Bij hogere intensiteiten van de ruisband bleek dat de breedte van de KB, gemeten met deze methode, toenam. Ook dit zou kunnen wijzen op een verandering van maskeerfiguren c.q. een sterke asymmetrische maskering van de eerste, d.w.z. de in frekwentie laagst gelegen, ruisband. Omdat deze asymmetrie in verband met de frekwentieselektiviteit van uitermate groot theoretisch belang is en bij één patiënt een excessief grote kritieke band was gevonden, werd het zaak de maskering door de ruisbanden over het gehele frekwentiegebied te onderzoeken, zowel bij normaal-horenden als bij patiënten. (N.B. Wanneer wij in het vervolg spreken over frekwentieselektiviteit bedoelen we hiermee het frekwentieresolverend vermogen van de proefpersoon). Ook praktisch gezien roept de asymmetrie vragen op. Een sterkere asymmetrische maskering bij grotere intensiteiten, zou een verminderde spraakverstaanbaarheid tot gevolg kunnen hebben, welke de revalidatie van slechthorenden door hoortoestellen zeer kan beperken. Verder zou het in dit verband dan ook van belang kunnen worden om het effect van vervorming (lineair en niet-lineair) van hoortoestellen nader te bezien. Het uitgevoerde onderzoek dat in de volgende hoofdstukken wordt beschreven is opgezet om enkele van deze vragen te beantwoorden c.q. het mogelijk te maken de discussie te verscherpen. Daartoe zijn een aantal experimenten uitgevoerd die antwoord zouden kunnen geven op de vraag wat de oorzaak en praktische betekenis is van de

asymmetrische maskering en de verbreding van de kritieke band en in hoeverre er een samenhang bestaat tussen deze twee verschijnselen. Verder zal bezien worden wat het effect is van het optreden van pathologieën op de fenomenologie van de asymmetrische maskering en de kritieke band. Hieruit hopen we konklusies te kunnen trekken die een bijdrage kunnen leveren aan de vergroting van het inzicht in de signaalverwerking door het gehoororgaan.

Hoofdstuk II

INLEIDEND ONDERZOEK NAAR ASYMMETRISCHE MASKERING

2.1 METHODE

Voor dit onderzoek werd de experimentele procedure die gevolgd werd in het kritieke band onderzoek van de Boer en Bos (1962) iets gemodificeerd. De brede-bandruis werd eerst zodanig gefilterd, dat er alleen een centraal gedeelte van 2 oktaven breed overbleef. Daarna werd het gat gefilterd. Het resultaat was een maskeersignaal dat bestond uit twee, somtijds smalle ruisbanden.

De testtoon kon het hele frekwentiegebied doorlopen inclusief het gebied van de twee ruisbanden zelf. Het experiment is schematisch aangegeven in fig. 2-1. We trachten hiermee een toestand te scheppen waarbij alle componenten die niet van invloed konden zijn op de maskering verwijderd worden. Tevens is het mogelijk een situatie te verkrijgen waarbij de maskerende stimulus met vrij hoge intensiteiten aangeboden kon worden zonder de patiënt al te veel met hard geluid te belasten.

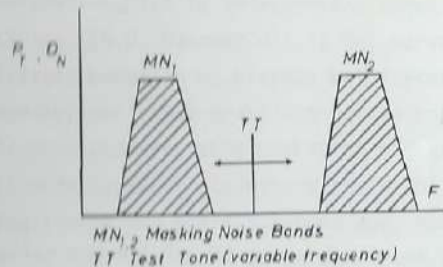


fig. 2-1

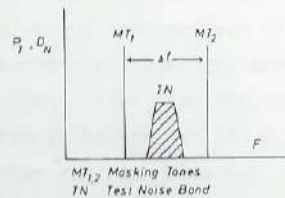


fig. 2-2

De boven beschreven methode kan ook gezien worden als een modifikatie van Zwicker's experiment om de kritieke band te meten (zie fig. 2-2). We zien dat in Zwicker's experiment ruisbanden en toon verwisseld zijn:

de maskeertonen zijn door ruisbanden vervangen; de afstand van de maskeertonen Δf wordt nu ingenomen door de gatbreedte tussen de ruisbanden (vgl. fig. 2-1 en 2-2).

Als in Zwicker's experiment de tonen dicht bij elkaar liggen, sommeert de luidheid en is de drempel van het testsignaal hoog en vrijwel onafhankelijk van het frekwentieverschil Δf . Als de twee tonen ver uit elkaar liggen, wordt de drempel in het geval van asymmetrische maskering vnl. bepaald door het maskeerpatroon van de laagste toon. Dus de maskering als functie van Δf laat dan het gedrag zien aan de hoge frekwentiezijde van het maskeerpatroon van de laagste toon. Als we nu de testtoon, zoals in ons experiment, het hele frekwentiegebied tussen de twee maskerende signalen laten doorlopen, krijgen we ook een indruk van de vorm van het maskeerpatroon ter rechterzijde van de laagfrekwente ruisband en ter linkerzijde van de hoogfrekwente ruisband. Op deze manier geeft dit experiment meer informatie dan alleen de breedte van de kritieke band. Om nu de luidheidsommatie door het kritieke-bandverschijnsel te voorkomen, is in de experimenten de breedte van het gat nogal groot gekozen. Dit betekent wél dat bij grote veranderingen in de drempel van de patiënt over dit frekwentiegebied het moeilijk wordt conclusies te trekken.

2.2 EXPERIMENT

Het experiment, zoals dat schematisch is aangegeven in fig. 2-1, zal wat gedetailleerder beschreven worden: (voor een blok-schema van de opstelling zie fig. 2-3).

De maskerende ruis onderging een aantal filteringen. Eerst werd gefilterd met een gatfilter. Dit gatfilter had een onderdrukingsverhouding van ca. 70 dB en een steilheid van meer dan 300 dB/oktaaf. Daarna werd de gefilterde ruis door een hoog en laagafsnijdend filter met afsnij-frekwenties van resp. 4000 en 800 Hz met een onderdrukingsverhouding van tenminste 60 dB gestuurd. In fig. 2-4 staat de frekwentierespons van de gebruikte filters.

De periodiek onderbroken testtoon werd aangeboden door een Grason-Stadler E-800 Békésy audiometer. De drempels werden op het standaard-

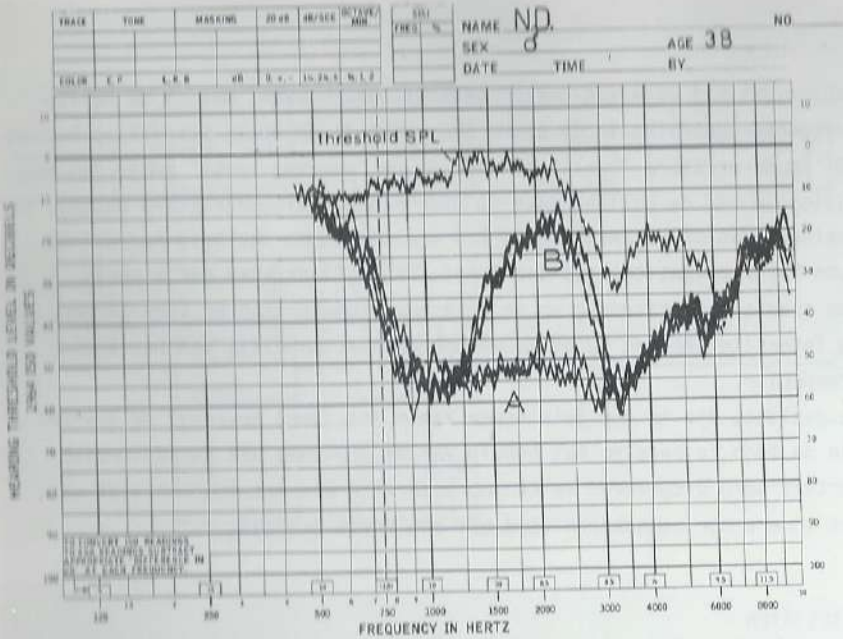


fig. 2-5 a

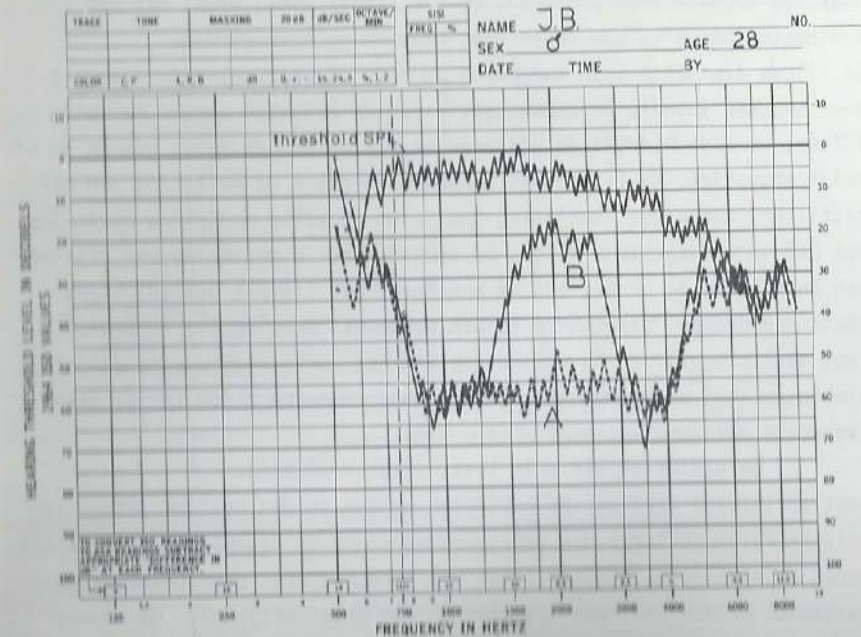


fig. 2-5 b

nemers waren en een Békésy-audiogram opleverden van goede kwaliteit. Deze criteria beperkten het aantal bruikbare proefpersonen aanzienlijk. Het resultaat van de patiënten (fig. 2-6 a en b, 2-7 a en b) geeft een aanwijzing dat ze verdeeld kunnen worden in twee categorieën. Patiënten uit de eerste groep laten maskeerpatronen zien die lijken op die van normale proefpersonen. Ondanks het feit dat soms grote intensiteiten werden aangeboden lijkt de maskering bij deze patiënten bijna normaal, met andere woorden het gat in de ruis kan duidelijk onderscheiden worden. Fig. 2-6 a en b geven hier twee voorbeelden van. Vergelijken we fig. 2-6 a en b met fig. 2-5 a en b dan moeten we wel rekening houden met het verschil in intensiteit van de ruisbanden.

De tweede groep patiënten laat een heel ander patroon zien (fig. 2-7 a en b). Of er nu een gat in het spektrum zit of niet, er is bijna altijd een uniforme maskering.

Een nadere beschouwing van de gegevens van deze typen patiënten onthult een interessant feit. Uit fig. 2-4 zien we dat de ruis aan de laagfrequentie kant is afgesneden. Een verminderde maskering aan die zijde is daar het gevolg van, maar aan de hoogfrequentie kant ontbreekt deze vermindering. Als de maskering wel het spektrum aan de lage frequentiekant volgt, waarom dan niet in het gat of aan de hoge frequentiekant? Als we nogmaals terugkeren naar fig. 2-4, dan zien we dat onze maskeerstimuli bestaan uit twee ruisbanden. Onze metingen waren er op gericht om na te gaan in hoeverre de maskeerinvloeden van deze twee banden samenwerken, speciaal in het gat.

Als deze interactie afwijkt van die bij normale patronen is het eerste wat we moeten doen de maskering door de afzonderlijke banden bestuderen. Deze situatie is eenvoudig te verkrijgen door de hoog- en laagafsnijdende filters op andere afsnijfrequenties te zetten. Als we voor de afsnijfrequentie van het laagafsnijdende filter 2 kHz kiezen betekent dat, dat alleen de hoogste band aanwezig blijft; het hoogafsnijdend filter op 2 kHz betekent hetzelfde voor de lage ruisband. In fig. 2-8 a, b vinden we voor enkele andere patiënten de resultaten van deze vereenvoudigde experimentele kondities. De curve met a gemerkt geeft de

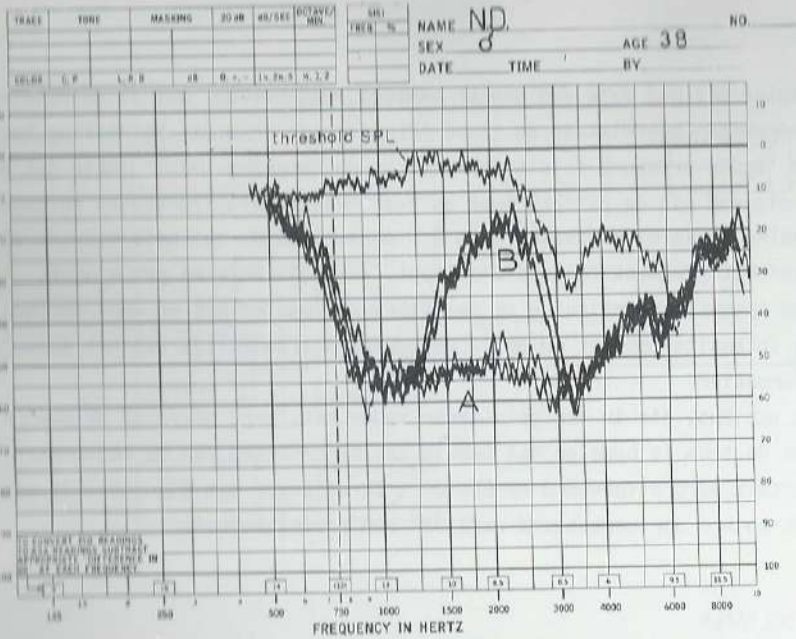


fig. 2-5 a

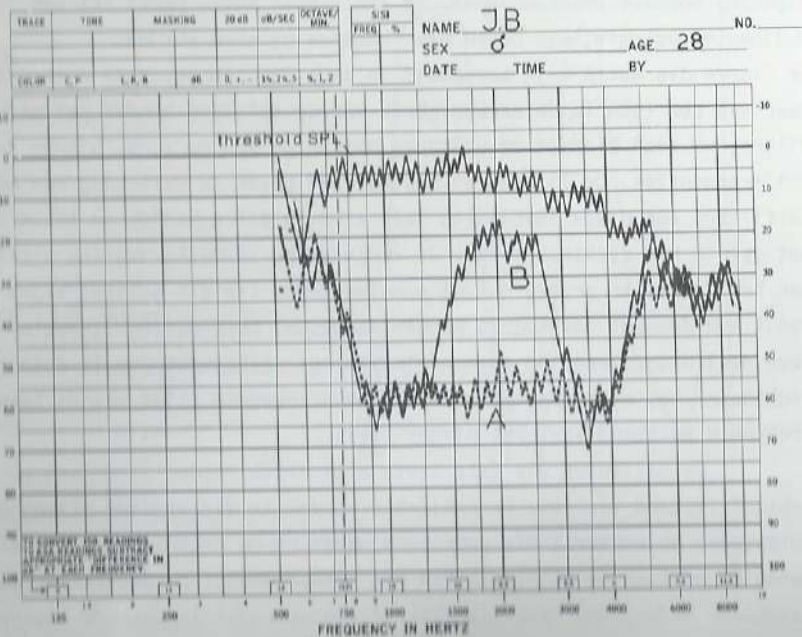


fig. 2-5 b

nemers waren en een Békésy-audiogram opleverden van goede kwaliteit. Deze criteria beperkten het aantal bruikbare proefpersonen aanzienlijk. Het resultaat van de patiënten (fig. 2-6 a en b, 2-7 a en b) geeft een aanwijzing dat ze verdeeld kunnen worden in twee categorieën. Patiënten uit de eerste groep laten maskeerpatronen zien die lijken op die van normale proefpersonen. Ondanks het feit dat soms grote intensiteiten werden aangeboden lijkt de maskering bij deze patiënten bijna normaal, met andere woorden het gat in de ruis kan duidelijk onderscheiden worden. Fig. 2-6 a en b geven hier twee voorbeelden van. Vergelijken we fig. 2-6 a en b met fig. 2-5 a en b dan moeten we wel rekening houden met het verschil in intensiteit van de ruisbanden.

De tweede groep patiënten laat een heel ander patroon zien (fig. 2-7 a en b). Of er nu een gat in het spektrum zit of niet, er is bijna altijd een uniforme maskering.

Een nadere beschouwing van de gegevens van deze typen patiënten onthult een interessant feit. Uit fig. 2-4 zien we dat de ruis aan de laagfrequentie kant is afgesneden. Een verminderde maskering aan die zijde is daar het gevolg van, maar aan de hoogfrequentie kant ontbreekt deze vermindering. Als de maskering wel het spektrum aan de lage frequentiekant volgt, waarom dan niet in het gat of aan de hoge frequentiekant? Als we nogmaals terugkeren naar fig. 2-4, dan zien we dat onze maskeerstimuli bestaan uit twee ruisbanden. Onze metingen waren er op gericht om na te gaan in hoeverre de maskeerinvloeden van deze twee banden samenwerken, speciaal in het gat.

Als deze interactie afwijkt van die bij normale patronen is het eerste wat we moeten doen de maskering door de afzonderlijke banden bestuderen. Deze situatie is eenvoudig te verkrijgen door de hoog- en laagafsnijdende filters op andere afsnijfrequenties te zetten. Als we voor de afsnijfrequentie van het laagafsnijdende filter 2 kHz kiezen betekent dat, dat alleen de hoogste band aanwezig blijft; het hoogafsnijdend filter op 2 kHz betekent hetzelfde voor de lage ruisband. In fig. 2-8 a, b vinden we voor enkele andere patiënten de resultaten van deze vereenvoudigde experimentele kondities. De curve met a gemerkt geeft de

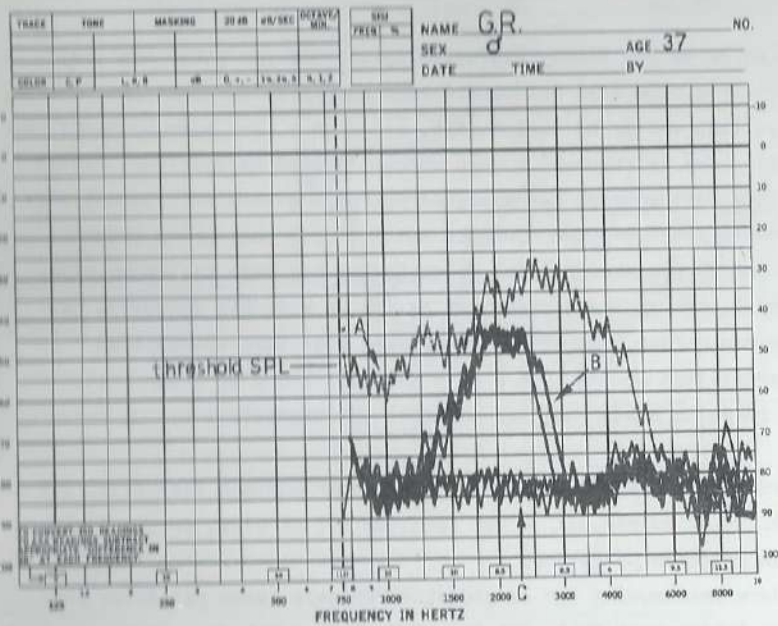


fig. 2-6 a

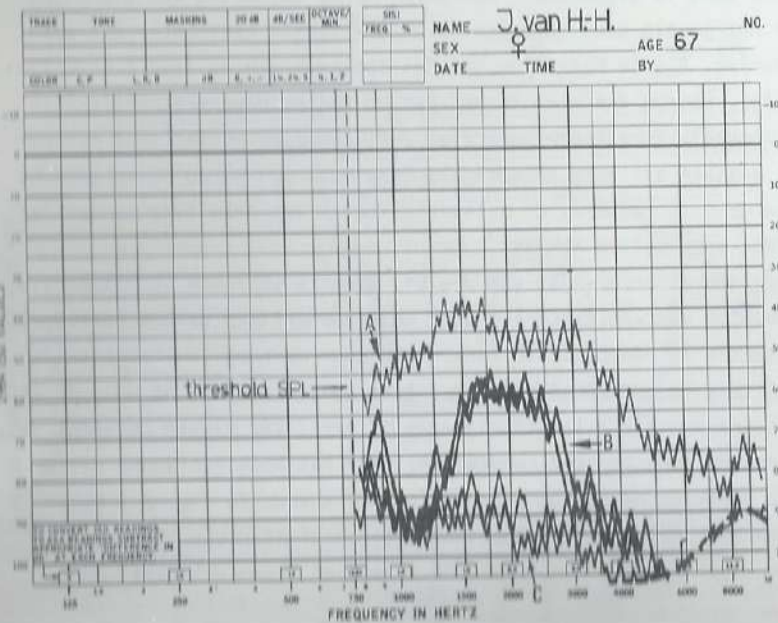


fig. 2-6 b

drempel weer; die met b de drempel in aanwezigheid van de hoogfrequentie ruisband (centrale frequentie 3300 Hz); die met c gemerkt de drempel in aanwezigheid van alleen de laagfrequentie ruisband (centrale frequentie 1000 Hz). De reden voor de pathologische maskering laat zich nu duidelijk zien: het betreffende oor vertoont een excessief asymmetrisch maskeerpatroon.

De linker helling van het maskeerpatroon lijkt normaal maar de rechterzijde verloopt praktisch horizontaal. Het lijkt of alle frequenties boven de maskeerder uniform en maximaal gemaskeerd worden. Deze konklusie konden we bevestigen bij dezelfde experimenten bij andere patiënten (De Boer en Bouwmeester 1974).

2.4 VRAAGSTELLING

In het vorige hebben we kennisgemaakt met twee verschijnselen: (excessieve) asymmetrische maskering (1.2.2 en 2.1) en de productie van boventonen door aurale overbelasting (1.2.1).

In het algemeen is niet na te gaan of de (excessieve) asymmetrische maskering zijn oorzaak vindt in de verbreding van een filter (i.e. de KB) of door de productie van boventonen. Aan de verbreding van bijv. de tuning-curves van primaire zenuwvezels kan als oorzaak zowel een niet-lineariteit (in de zin van productie van boventonen) als een verbreding van een filter ten grondslag liggen. Het is zelfs mogelijk niet-lineariteiten in de vorm van productie van boventonen te beschrijven als een verbreding van het filter. In het kader van dit onderzoek zullen we deze twee verschijnselen op essentiële gronden gescheiden houden.

In het volgende trachten we na te gaan

- wat de betekenis is van excessieve asymmetrische maskering voor spraakverstaanbaarheid, immers in termen van frequentieselektief vermogen betekent excessieve asymmetrische maskering een verbreding van het ekwivalente filter en dus een slechter worden van de frequentieselektiviteit;
- in hoeverre het verschijnsel van de asymmetrische maskering en de productie van boventonen onder één noemer te brengen zijn;

TRACE	TIME	MASKING	20 dB	dB/SEC	OCTAVE/MIN	NO.
1						
NAME	Ch van P.					NO.
SEX	♂					AGE
DATE	TIME					BY

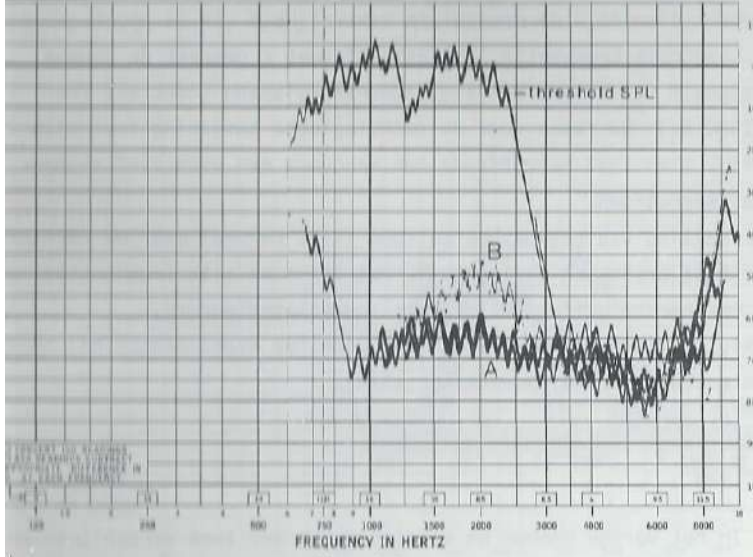


fig. 2-7 a

TRACE	TIME	MASKING	20 dB	dB/SEC	OCTAVE/MIN	NO.
1						
NAME	I.R.					NO.
SEX	♀					AGE
DATE	TIME					BY

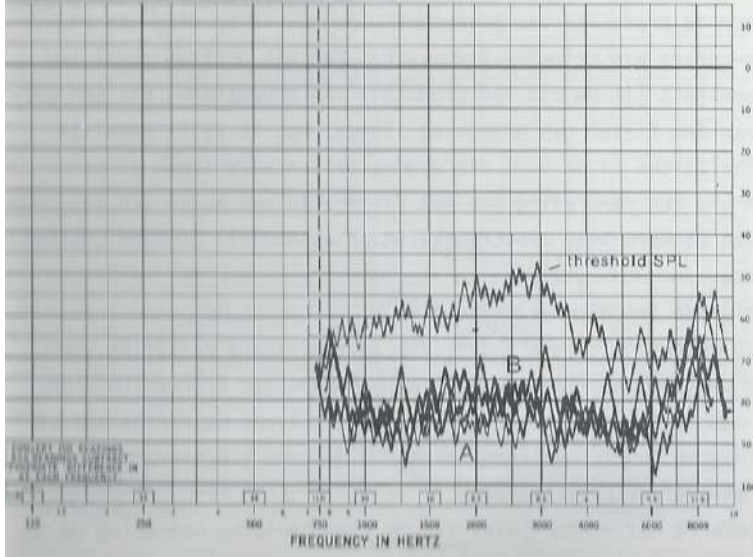


fig. 2-7 b

- c. waaraan deze verschijnselen mogelijk hun ontstaan te danken hebben,
 - d. of er mogelijkheden zijn het optreden van vervorming en/of asymmetrische maskering tot een klinisch psychofysische test te verwerken, op grond waarvan de topologische c.g. differentieële diagnose van het zieke oor verbeterd kan worden.
- Dit vormt dan het meer precieze program van onderzoek.

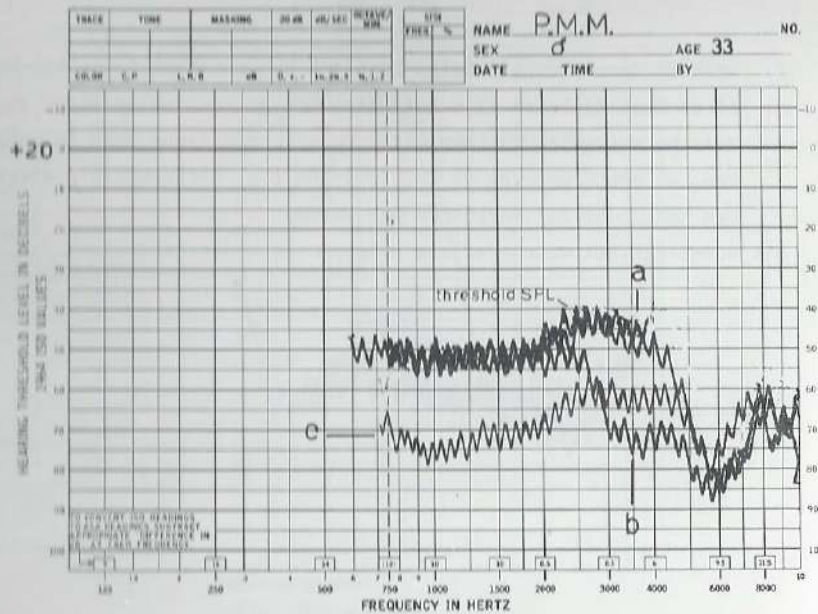


fig. 2-8 a

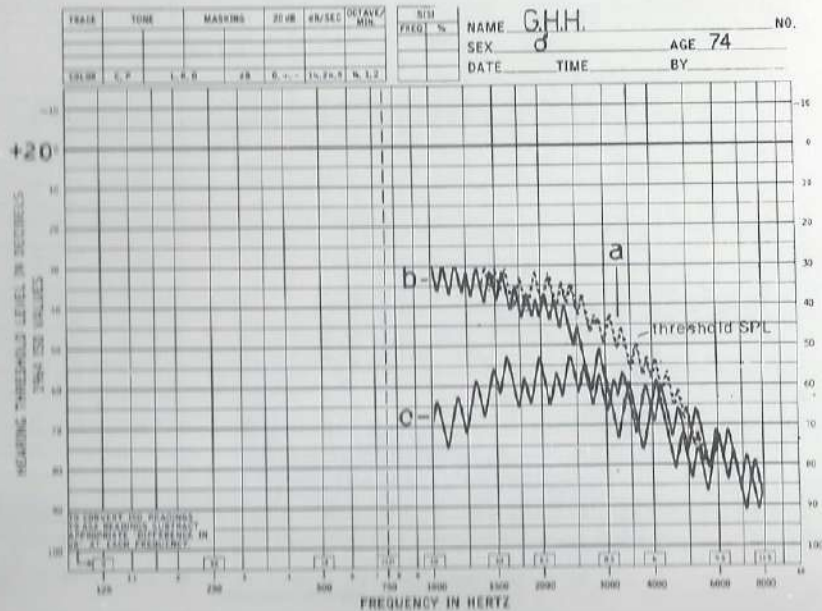


fig. 2-8 b

Hoofdstuk III

SPRAAKVERSTAAN EN EXCESSIEVE MASKERING

3.1 INLEIDING

Over het verband tussen de spraakverstaanbaarheid en de pathologie van het gehoor van individuele patiënten is in de loop der jaren slechts verspreid onderzoek gedaan, dat zich meer op de fysiologische relatie van spraakverstaanbaarheid en gehoororgaan richtte dan op het fysische verband.

Nu is deze relatie ook moeilijk te vinden. Diskriminatie-scores voor fonetisch gebalanceerde woorden die verkregen werden van proefpersonen met een sensori-neuraal gehoorverlies hadden nauwelijks enige relatie met de vorm van het audiogram (Flower en Viehweg 1961; Young en Gibbons 1962).

Wat wel vaak bij dergelijke proefpersonen opgemerkt werd, was dat bij hogere intensiteiten het bereikte maximum van de verstaanbaarheid veelal geen 100 % was. Soms liep dit percentage na het bereiken van het maximum zelfs terug in plaats van hetzelfde te blijven, zoals we bij het normale oor of bij patiënten met geleidingsverliezen meestal zien (Huizing en Reyntjes 1952). Een logische verklaring voor dit teruglopen gerelateerd aan functionele en/of fysiologische aspecten is eigenlijk nooit gevonden. Eén mogelijke verklaring wordt in het geval van populatievermindering van de zenuwvezels in het akoestische gedeelte van de nervus octavus gegeven (Flower en Viehweg 1961; Goodman 1957; Walsh en Goodman 1955). Als gevolg van de toeneming van het aantal zenuwvezels boven de eerste synaps in de latere hersenstam, laat een laesie van de nervus acusticus een groot aantal hogere-orde neuronen in-actief. Aangezien deze neuronen noodzakelijk zijn voor de uiteindelijke interpretatie van de complexe stimuli op de cortex, zal zo'n laesie de informatie-inhoud van het signaal aan de bovenzijde begrenzen. Maar ook patiënten met een in de cochlea gelocaliseerde pathologie vertonen vaak het boven beschreven verschijnsel (Schuknecht en Woellner

1955). Voor het optreden van het verschijnsel in dit geval is echter geen verifieerbare verklaring gevonden, behalve in termen van een vaag begrip als 'overbelasting van het binnenoor'.

Een ander verschijnsel dat specifiek is voor sommige patiënten met een senso-neuraal gehoorverlies is de sterke asymmetrische maskering die bij hen gevonden wordt voor hogere intensiteiten (vgl. Hoofdstuk II). In termen van KB betekent dit een sterk verbrede KB en als we de werking van het KB mechanisme beschouwen als een filterproces, betekent dit een verbreding van het filter en daarmee een reductie van de informatie-inhoud van het signaal. De vraag doet zich dan voor in hoeverre de verbreding van het filter bij hogere intensiteiten reducerend werkt op de verstaanbaarheid bij hogere intensiteiten wat tot uiting komt door een plateauvorming in het spraakaudiogram bij een percentage lager dan 100%. Deze problematiek is van belang bij het optimaal aanpassen van een hoorapparaat; een eenvoudige meting van de verbreding van het filter zou informatie kunnen geven over het aan te passen hoorapparaat. Om te bezien in hoeverre verband bestaat tussen filterverbreding en spraakverstaanbaarheid, werd het volgende experiment uitgevoerd.

EXPERIMENT

Een groep van 23 slechthorende kinderen, leerlingen van de Prof. H. Burgerschool in Amsterdam, werd getest met een variant op de methode beschreven in 2.1. De leeftijden varieerden van 7 - 14 jaar. Soms was enige training nodig om de juiste gegevens te verkrijgen. Ondanks dit bleken alle meet-gegevens bevredigend. De gehoorverliezen van deze kinderen waren zuiver of vrijwel helemaal van het sensori-neurale type. De oorzaak was in de meeste gevallen niet bekend en de laesie was waarschijnlijk al aanwezig bij de geboorte. Om tijd te sparen, werden de metingen tot de meest essentiële onderdelen beperkt. Het maskerende signaal bestond uit twee ruisbanden, één ruisband tussen 800 en 1200 Hz, de tweede van 2800 tot 3800 Hz (zie fig. 2-4).

Deze ruisbanden zullen in het vervolg aangeduid worden als de 1 kHz en 3 kHz ruisbanden. Het gat in het ruisspektrum tussen de banden was ca. 70 dB diep en de hellingen hadden een steilheid van meer dan 300 dB/oktaaf. De teststimulus was een onderbroken toon, die door een Peters AP 6 audiometer werd aangeboden via de Peters Békésy Accessory Unit.

In tegenstelling tot de in 2.1 beschreven methode werd hier niet de maskering bij alle frekwenties gemeten, doch werden vaste frekwenties gekozen en de intensiteit van de maskeerder gevarieerd. Drie drempels werden gemeten: de drempel van een toon in het gat; d.i. de drempel die we verder zullen aanduiden als TIG (Toon In Gat). De referentiedrempel werd gemeten door een toon in het midden van de eerste ruisband te zetten, dus bij 1 kHz. Deze drempel wordt met TOT (Toon Op Top) aangeduid. Als tweede referentie, om de oorzaak van de maskering te bepalen, te weten de lage of de hoge ruisband, werd de toon nogmaals in het gat geplaatst, waarbij slechts de tweede ruisband werd aangeboden. Deze situatie wordt beschreven als TBT (Toon Beneden Top). Deze conditie die normaal bekend staat als 'remote masking' (Bilger en Hirsh 1956), is slechts voor de grootste intensiteiten van de maskerende ruis gebruikt, te weten 60, 80 en 100 dB/terts. Als nu het verschil tussen de TOT en TIG drempels klein is en dat tussen TOT en TBT groot (m.a.w. weinig 'remote masking') dan kan de hoge TIG drempel beschouwd worden te zijn ontstaan door de excessieve maskering ten gevolge van de 1 kHz ruisband. Normaliter ligt de TIG drempel beneden de TOT drempel: voor TOT waarden van 80, 90 en 100 dB resp. 25, 15 en 5 dB.

Alle drempels zijn gemeten in dB SPL, m.a.w. relatief ten opzichte van $2 \cdot 10^{-10}$ bar geluidsdruk. De resultaten staan in tabel 1. Om de meetuitkomsten te kunnen vergelijken met enkele gebruikelijke audiologische gegevens zijn ook deze laatste in de tabel opgenomen. Het eerste is het gemiddelde gehoorverlies uitgedrukt in de Fletcher index. Dit is het gemiddelde gehoorverlies (ISO 1964) bij de frekwenties 500, 1000 en 2000 Hz gemeten in het test-oor. Het tweede gegeven is de helling van het toonaudiogram tussen 1 en 2 kHz. Om het revaliderende effect van een hoorapparaat te kunnen beoordelen, zijn een aantal spraakdiskriminatiescores verzameld. Woorden uit een lijst fonemisch

gebalanceerde woorden (de zgn PHB lijst) werden door middel van een luidspreker aangeboden in een geluidarme kamer. De balans heeft betrekking op de klassen van fonemen en niet op het voorkomen in de dagelijkse spraak. Daarom zijn deze PHB-woordenlijsten iets moeilijker dan de PB-lijsten. De verschillen in scoring op de spraakverstaanbaarheid van deze lijsten kunnen zeer goed gebruikt worden om de revalidatie die met verschillende gehoorapparaten wordt bereikt, te beoordelen.

Er werd onder drie kondities gemeten; gescored zijn fonemen:

1. Zonder hoorapparaat met een spraakniveau van 60 dB SPL. Dit om de ernst van het gehoorprobleem zichtbaar te maken wanneer de patiënt geen hoorapparaat droeg.
2. Met 2 hoorapparaten en een spraakniveau van 60 dB SPL. Dit om de maximale revalidatie te kunnen meten (alle kinderen, op drie na, droegen normaliter twee hoortoestellen).
3. Om specifiek met het onderzochte oor te kunnen vergelijken werd ook gemeten met één hoorapparaat (op het onderzochte oor) onder iets eenvoudiger omstandigheden n.l. bij een spraakniveau van 70 dB SPL. Dit om te bereiken dat in ieder geval het maximum van de spraakverstaanbaarheid bereikt zou worden.

Een paar specifieke uitkomsten van metingen in de drie maskercondities (TIG, TOT en TBT) staan vermeld in fig. 3-1 a. Dit zijn de drempels zoals ze verkregen zijn in de aktuele meetsituatie: de zig-zag lijn is ontstaan door het gebruik van een modifikatie van de Békésy-methode. Omdat het bedienen van de knop bij veel kinderen op motorische moeilijkheden stuitte, werd de knop door de audioloog (schrijver dezès) bediend, terwijl de kinderen het wel of niet horen van de toon aangaven door het wel of niet opsteken van een vinger. Het toonaudiogram staat in fig. 3-1 b. Het spraakaudiogram gemeten zonder hoorapparaat staat in fig. 3-1 c. In vrije-veldkondities werd een score van 88% bereikt zonder hoorapparaat (dit is een uitzonderlijke hoge waarde; in een herhaalde test was de score 60% en een onderzoek van de audiogrammen bracht een merkbare variatie in het gehoorverlies aan het licht). Met twee hoortoestellen was de score 100% en met één toestel 92%.

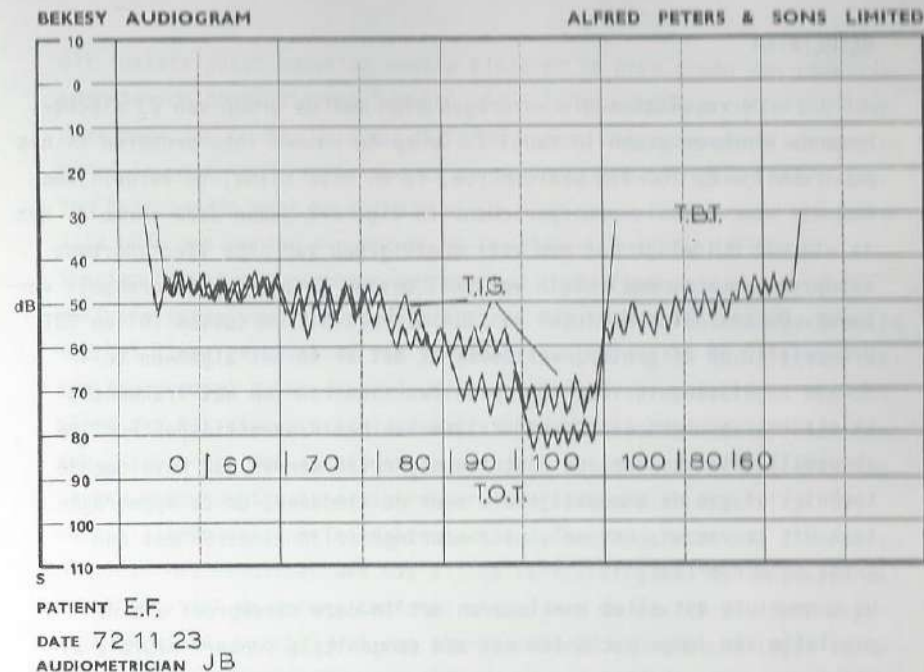


fig. 3-1 a

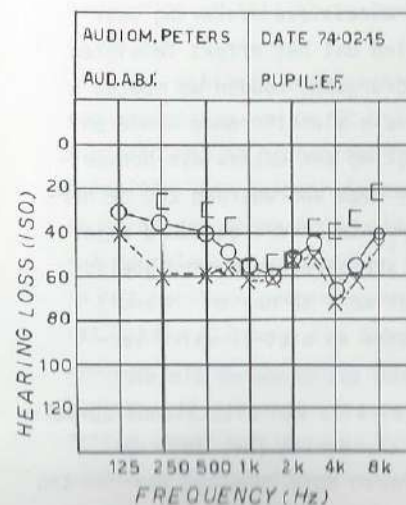


fig. 3-1 b

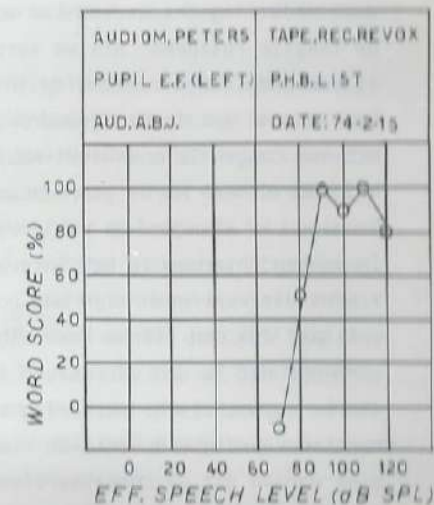


fig. 3-1 c

RESULTATEN

De resultaten die verkregen zijn met de groep van 23 slechthorende kinderen staan in tabel I. Om ze te kunnen interpreteren is het noodzakelijk de TOT-TIG waarden (6e, 7e en 8ste kolom) te vergelijken met die voor normale proefpersonen. In fig. 4-2 staan deze vermeld. Het is hieruit duidelijk dat een vrij grote groep van onze slechthorende kinderen een abnormaal klein verschil tussen de TOT en TIG drempels vertoont. Op zes uitzonderingen na zijn de verschillen tussen TOT en TBT drempels 10 dB of groter, wat betekent dat er in het algemeen voldoende aanwijzing is voor een juist functioneren van het frequentie-selektieve vermogen aan de onderzijde van het frequentiespektrum. De abnormaliteiten kunnen dus niet toegeschreven worden aan onvoldoende techniek of aan de onmogelijkheid voor de kinderen, om de opgedragen taak uit te voeren. Let wel, uitzonderingen zijn kinderen met een groot gehoorverlies.

We kunnen uit dit alles konkluderen dat in deze steekproef uit de populatie van jonge patiënten met een congenitale sensori-neurale afwijking er een relatief groot aantal is die een uitgesproken asymmetrische maskering vertoont. We hebben in het voorgaande gezien dat deze maskering beschreven kan worden als excessieve maskering door de laagste ruisband. Als we veronderstellen dat het effect te wijten is aan excessieve vervorming in het gehoororgaan, zouden we moeten konkluderen dat in het gehoororgaan van vele slechthorende kinderen met een congenitale sensori-neurale afwijking een excessieve hoeveelheid boventonen wordt geproduceerd. Onder deze voorwaarden zou de herkenning van klinkers op basis van hun formanten sterk gestoord zijn. In verband hiermee is het interessant de spraakverstaanbaarheidsscores die verkregen zijn met hoorapparaat eens te bezien. Hierbij ontstaat dus een flinke hoeveelheid lineaire en niet-lineaire vervorming. Het is dan verrassend te ontdekken dat kinderen die een sterke asymmetrische maskering vertonen (*) alle een uitstekende spraakverstaanbaarheid vertonen - met één uitzondering (nr. 20). We moet worden dat de spraakverstaanbaarheden deze gunstige waarden ten opzichte van de gebruikelijke woordscores bij dezelfde Fletcher Index verkregen hebben door het tellen van fonemen en het binauraal meten.

Dit laatste juist omdat de meeste kinderen in onze groep een redelijk symmetrisch toonaudiogram bezaten. De F.I. van beide oren verschilden niet meer dan 10 dB. We zien dat onze vrees, dat excessieve vervorming en/of asymmetrische maskering de spraakverstaanbaarheid sterk zouden beïnvloeden niet bewaarheid wordt. Het is in dit verband noodzakelijk naar een eerder experiment te verwijzen. Yantis, Millin en Shapiro (1966) onderzochten het verband tussen het niveau waarop de maximale spraakverstaanbaarheid (max SV) werd bereikt en de grootte van het lineaire gedeelte van de gehoorkarakteristiek (de afstand tussen hoordrempel en de drempel voor niet-lineaire vervorming). Daaruit bleek dat het niveau waarbij de max SV bereikt wordt meestal niet meer dan 10 dB boven het lineaire gedeelte van de gehoorkarakteristiek lag. Tevens onderzochten ze de spraakverstaanbaarheid afhankelijk van verschillende versterkingsfactoren van de hoorapparaten bij 17 ervaren dragers. Het resultaat was dat zij de versterking van hun hoorapparaat zo zetten, dat de intensiteit het niveau van de max SV zo dicht mogelijk bereikte, waarbij wel een sterke individuele variabiliteit in de vorm van het spraakaudiogram optrad.

Hieruit en uit ons onderzoek mogen we konkluderen dat niet-lineaire vervorming of iets ekwivalents, voorzover aanwezig, geen invloed heeft op de max SV.

Behalve van excessieve vervorming kunnen we ook uitgaan van een verbreding van de KB bij deze patiënten. Nu is de rol die de werking van het KB mechanisme speelt bij het spraakverstaan volkomen onduidelijk. Een belangrijk punt is dat, wil men de rol van de KB bij de spraakverstaanbaarheid onderzoeken, het belangrijk is te weten wat de relevante parameters zijn die in eerste instantie de analyse in het perifere gehoororgaan bepalen. Castle (1964 a, b) vond bijv. dat enkele klinkers die door een tertsfiler werden gestuurd nog herkenbaar bleven als zelfs maar één enkele formant bij de luisteraar aankwam. In een ander onderzoek werd bij woorden die door een tertsfiler waren gefilterd (c.f. 1500 Hz, Δf 240 Hz) altijd nog een spraakverstaanbaarheidsscore gevonden van 25 percent. Op grond van theoretische overwegingen zou men wel mogen veronderstellen dat excessieve vervorming de spraakverstaanbaarheid meer zou beïnvloeden dan een verbreding van de KB, c.q. een verbreding van het ekwivalente filter.

Dit alles leidt ons tot de konklusie dat de herkenning van reeksen fonemen, wat de basis is van de spraakverstaanbaarheid, niet alleen geschiedt op grond van spektrale beoordeling. Het is mogelijk dat het grootste deel van de herkenning plaats vindt op grond van dynamische aspecten van de tijdsfunctie, met andere woorden door overgangsverschijnselen. Om dit punt nadere aandacht te geven, zou onderzocht moeten worden, wat het effect is van niet-lineaire vervormingen op de herkenning van overgangsverschijnselen. Een ander, nog belangrijker aspect van de herkenning, dat veel van het perifeer onderzoek vertroebelt, is de verstaanbaarheid als cognitieve eigenschap en de in verband daarmee, onbekende redundantie van het gebruikte testmateriaal.

TABEL I

RESULTATEN VAN DE METINGEN BIJ 23 SLECHTHORENDE KINDEREN

(de uitkomsten staan in volgorde van toenemende spraakverstaanbaarheid bij normale omstandigheden - zie laatste kolom)

nr.	Naam	Lftd (jr)	Fletcher index (dB)	Helling 1-2 kHz dB/okt.	TOT-TIG bij een ruisniveau 80 dB/terts	TIG-TBT bij een ruisniveau van 100 dB/terts	Spraakverstaanbaarheid zonder hoorapparaat bij 70 dB	Spraakverstaanbaarheid met één hoorapparaat bij 70 dB	Spraakverstaanbaarheid met twee hoorapparaten bij 60 dB		
(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)
* 20	DvdB	14	68	0	0	0	0	0	12	60	36
* 22	PP	11	47	0	-7	-7	-2	18	60	-	-
5	JP	13	37	0	0	7	9	14	36	80	64
11	CB	12	40	10	1	6	6	17	60	72	80
* 13	MO	10	30	-10	0	-1	0	10	56	68	80
* 14	LO	10	47	5	2	-7	-7	24	48	72	80
* 16	NS	8	40	5	15	13	8	10	80	-	-
* 15	RM	10	37	10	0	-5	-7	22	44	80	80
* 19	MP	8	58	-5	-6	-3	0	2	8	84	84
* 18	ME	8	58	0	0	0	0	2	12	80	88
* 21	PvdE	12	48	0	7	10	10	15	24	80	88
3	RR	10	35	5	6	8	8	22	70	92	-
* 1	WH	11	47	5	2	2	2	15	76	64	92
* 4	RF	14	57	0	4	7	10	7	20	92	92
* 8	HK	8	45	+5	0	2	5	7	52	72	92
* 12	J6	10	60	0	-2	0	0	12	0	80	92
* 17	BK	7	46	10	7	10	2	17	32	80	92
23	IS	8	33	0	3	10	7	17	40	58	92
2	EK	11	58	0	0	4	5	7	60	84	96
* 9	RB	12	48	-5	8	8	8	7	16	74	96
* 6	JK	13	54	15	-2	0	0	0	4	76	96
10	EF	12	40	0	3	5	7	17	60	84	100
				0	5	10	8	17	88	92	100

Hoofdstuk IV

RELATIES TUSSEN ASYMMETRISCHE MASKERING EN NIET-LINEAIRE VERVORMING

4.1 DE RELATIE TUSSEN ASYMMETRISCHE MASKERING EN NIET-LINEAIRE VERVORMING BIJ NORMAAL-HORENDEN

4.1.1 Inleiding

Als resultaat van verschillende onderzoeken werd gevonden dat het auditieve systeem niet-lineair is:

De asymmetrie van zowel maskering door zuivere tonen (Wegel en Lane 1924; Fletcher 1929 pp 167-187; Egan en Hake 1950; Small 1959) als door smalle bandruis (Egan en Hake 1950; Bilger en Hirsh 1956; de Boer en Bos 1962) werd als aanwijzing beschouwd dat niet-lineaire vervorming in het oor plaats vond, waarbij distorsiecomponenten in staat waren tonen ter plaatse van hun frekwentie te maskeren. Ook de resultaten van de 'tone on tone' maskeer techniek (zie 1.2.1) wezen in die richting.

De vraag is echter nog steeds gebleven in hoeverre de resultaten van asymmetrische maskering aanleiding gaven tot de veronderstelling van een eenvoudige, niet-lineaire vervorming. Uit de inleidende proeven met patiënten was niet gebleken dat de bij hen optredende, excessieve, asymmetrische maskering te wijten zou zijn aan een overmatige productie van boventonen. Doordat er nog geen extensieve gegevens bestonden over asymmetrische maskering en boventonenproductie, afhankelijk van frekwentie en intensiteit, is getracht eerst een volledig beeld te krijgen van het optreden van deze twee verschijnselen bij normaal-horenden en hun relatie tot elkaar. Dit is nodig om een vergelijking mogelijk te maken met latere onderzoeken bij patiënten.

4.1.2 Asymmetrische maskering bij normaal-horenden

4.1.2.1 Methode

In 2.1 hebben we reeds laten zien dat bij normale proefpersonen een ruisband met een sterkte van 90 dB SPL/terts een sterke asymmetrische maskering veroorzaakt. Onze eerste zorg was nu een meetmethode te vinden waarbij zowel het karakter van de asymmetrische maskering tot uiting kwam als een mogelijkheid om dit verschijnsel te vergelijken met het produceren van boventonen door niet-lineariteiten (zie 4.1.3.1).

Een maat voor de symmetrie kan gevonden worden in de drempel van een proeftoon met een frekwentie die het dubbele is van de frekwentie van de maskeerder. In het geval van een ruisband als maskeerder wordt met de frekwentie van de maskeerder de centrale frekwentie van de ruisband bedoeld.

Door nu de maskering ter plaatse van de maskeerder te vergelijken met de maskering ter plaatse van de dubbele frekwentie van de maskeerder kunnen we een schatting geven van de mate van asymmetrie van de maskering. Uit de hierna beschreven contrölekonditie (CT) werd afgeleid dat bij de halve frekwentie de maskering praktisch nihil was. Variëren we daarbij de intensiteit van de maskeerder dan kunnen we zelfs de toe- of afnemng van de asymmetrie van de maskering bij toeneming van de intensiteit schatten. We gebruikten als maskeerder een ruis met een bandbreedte van een terts. Aangezien de luidheidsintegratie plaats vindt over frekwentiebanden met de breedte van een KB en de KB vanaf 500 Hz ongeveer een terts breed is, mogen we van een ruisband ter breedte van een terts de grootste bijdrage tot de maskering verwachten. Om de invloeden van distorsieproducten van de ruisband van hogere dan de tweede orde tegen te gaan, werden deze uit voorzorg gemaskeerd door een tweede ruisband. Deze ruisband strekte zich uit vanaf drie maal tot en met vier maal de centrale frekwentie van de eerste ruisband.

De maskerende waarde van de eerste ruisband werd gemeten door de drempel van een intermitterende toon te bepalen in aanwezigheid van de ruisband. Tevens werd de invloed van de 'remote masking' van de

tweede ruisband nagegaan. Aldus ontstonden drie meetkondities:

- I. De intermitterende toon heeft een frekwentie die gelijk is aan de centrale frekwentie van de eerste ruisband. De drempel van de toon wordt bepaald afhankelijk van de intensiteit van de ruisband. Deze konditie zal de 'Toon Op Top' konditie genoemd worden (TOT) (zie fig. 4-1 a).
- II. De intermitterende toon heeft een frekwentie die gelijk is aan twee maal de centrale frekwentie van de ruisband. De drempel van de toon wordt bepaald afhankelijk van de intensiteit van de eerste ruisband. Dit is de 'Toon Op Oktaaf' konditie (TOO) (fig. 4-1 b).
- III. Aangezien we de intensiteit van de tweede ruisband gelijk hielden aan de intensiteit van de eerste, is het mogelijk dat een gedeelte van de maskering in de TOO-konditie veroorzaakt wordt door 'remote masking' van de tweede ruisband. Om te controleren of de asymmetrische maskering uitsluitend het gevolg is van de eerste ruisband werd de 'remote masking' van de tweede ruisband gemeten buiten aanwezigheid van de eerste ruisband bij een paar van de hoogste intensiteiten. Dit is de 'Controle Toon' konditie (CT) (fig. 4-1 c).

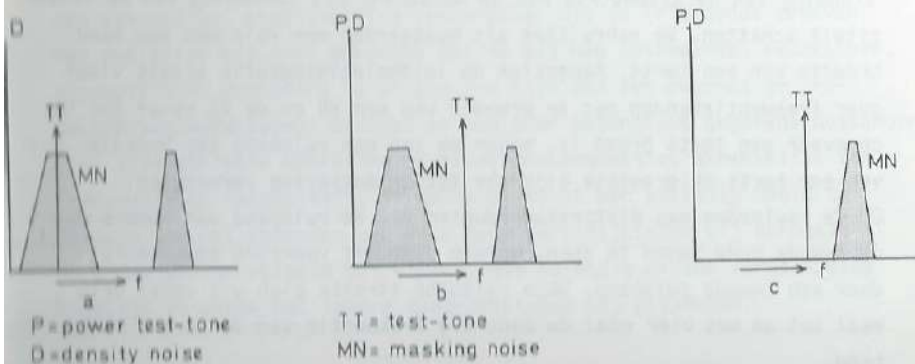


fig. 4-1

Deze drie testsituaties staan schematisch aangegeven in fig. 4-1. De opstelling zoals in dit experiment gebruikt is dezelfde als in fig. 2-3. De helling van de ruisbanden was ten minste 100 dB/oktaaf en het gat tussen de twee ruisbanden was ten minste 70 dB diep. Er werd zorg voor gedragen dat het kontralaterale oor voldoende gemaskeerd werd. De drempel van de testtoon werd bepaald m.b.v. een Grason-Stadler E 800 Békésy-audiometer, die de testtoon in een ritme van 2,5 toonstoot/sekonde aanbood. De in- en uitklinktijd van de toonstootjes was 25 msec. De instructie van de proefpersoon was de gebruikelijke bij een drempelbepaling met behulp van een Békésy-audiometer. Hem werd verzocht een knop in te drukken zolang de testtoon gehoord werd, en los te laten zodra de toon niet meer gehoord werd. Bij het indrukken/loslaten van de knop wordt de intensiteit van de testtoon in stapjes van 0,5 dB verlaagd/verhoogd met een snelheid van 2 dB/sec. Met een schrijver worden de aangegeven drempels geschreven: dit levert een zig-zag lijn op. De grootte van de uitslagen en het verloop in de tijd geven een indruk van de nauwkeurigheid van de proefpersoon. Uit het gemiddelde van vier uitslagen werd een drempel bepaald.

4.1.2.2 Resultaten

De metingen werden uitgevoerd bij zes geoefende luisteraars met leeftijden tussen 24 en 37 jaar en met een normaal gehoor: een vlak audiogram en een verlies van niet meer dan 10 dB HL tot aan 4 kHz. Allereerst werd bij de zes proefpersonen gemeten met een ruisband met centrale frekwentie van 1000 Hz en dus een gat bij 2000 Hz. Dit om te zien hoe groot de individuele verschillen zijn, die we bij dit soort metingen mogen verwachten. De resultaten van de metingen bij 1000 Hz staan in de fig. 4-4 tot 9. Langs de abscis staat de sterkte van de maskerende ruis aangegeven. Langs de ordinaat de maskerende waarde van de ruisband voor een intermitterende zuivere toon. We zien dat bij alle proefpersonen de toeneming van de maskering ter plaatse van de maskeerder zelf gelijk is aan de toeneming van de intensiteit van de maskeerder (TOT). Ter plaatse van de dubbele frekwentie

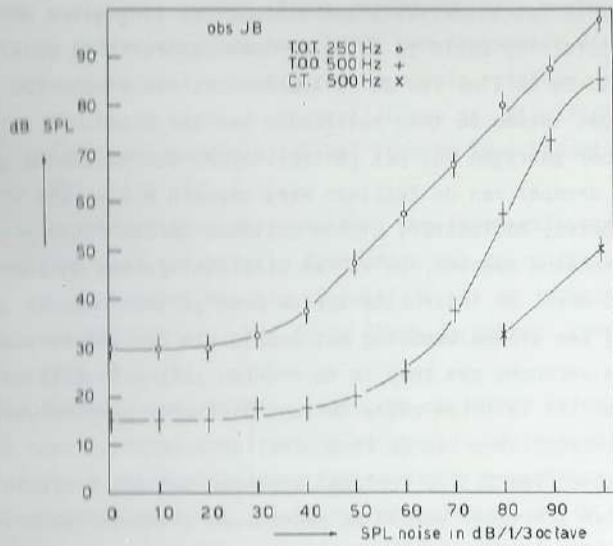


fig. 4-2

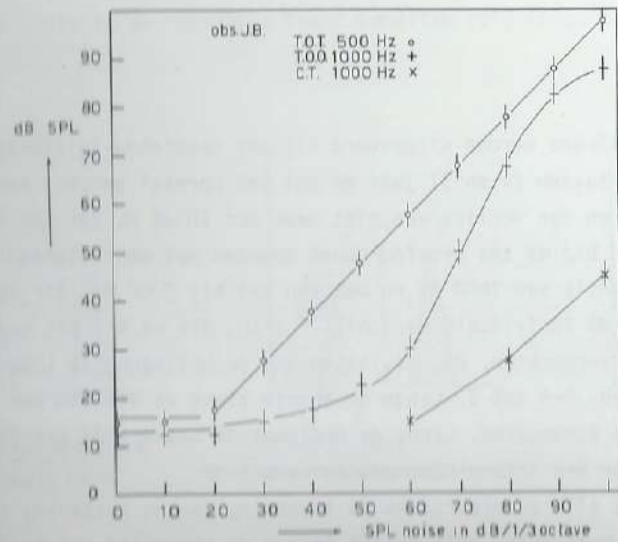


fig. 4-3

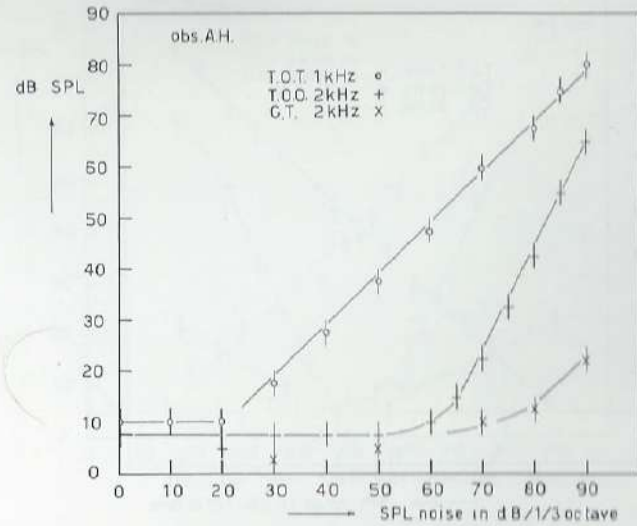


fig. 4-4

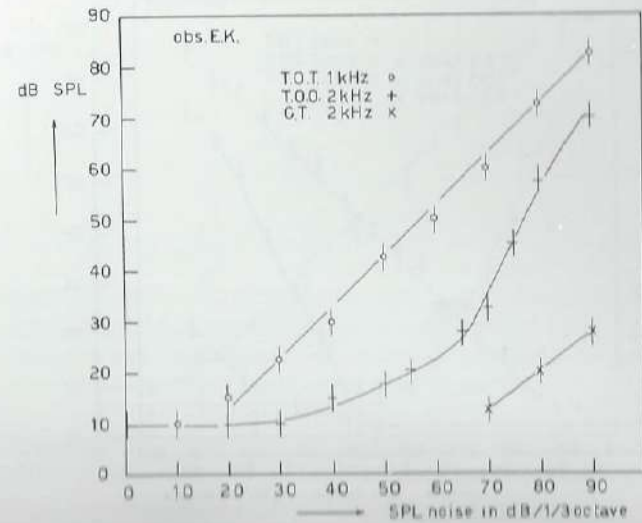


fig. 4-5

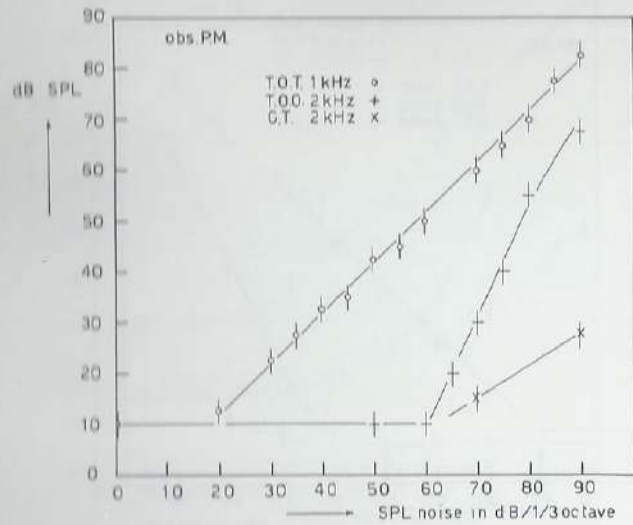


fig. 4-6

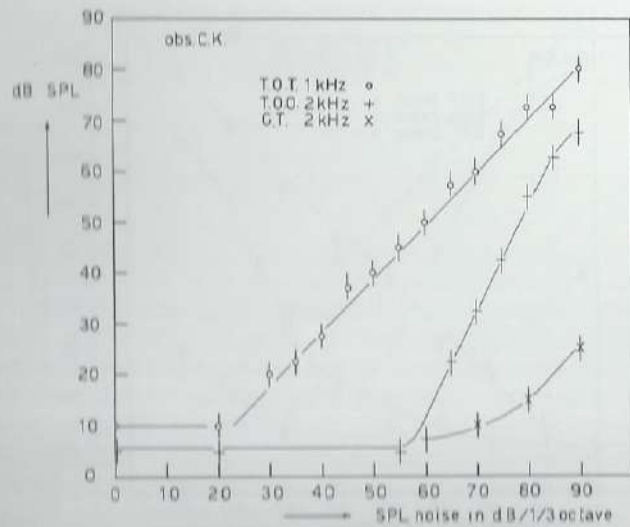


fig. 4-7

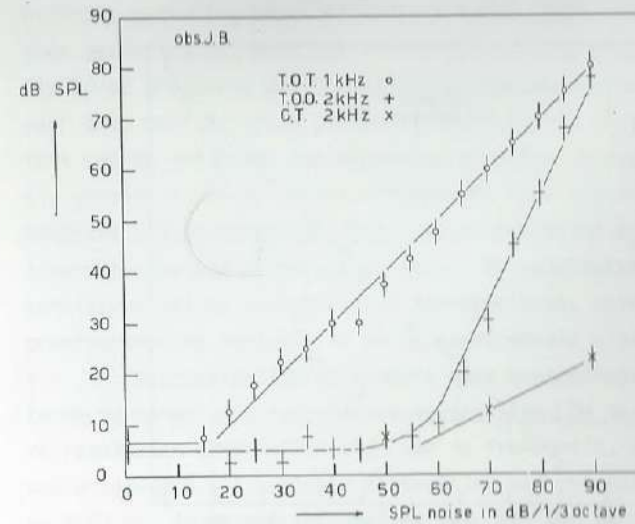


fig. 4-8

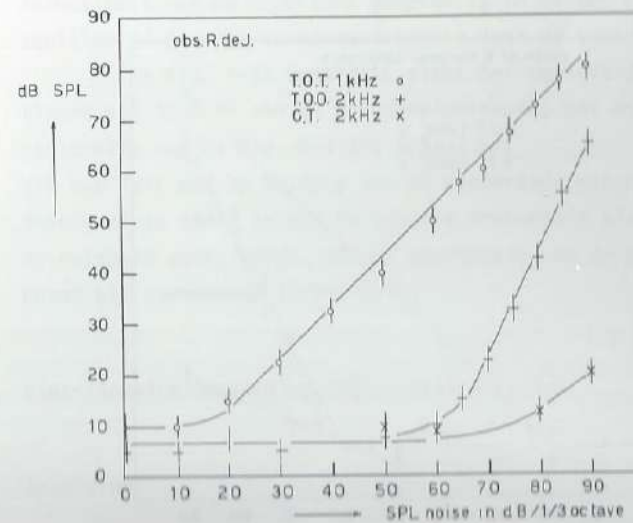


fig. 4-9

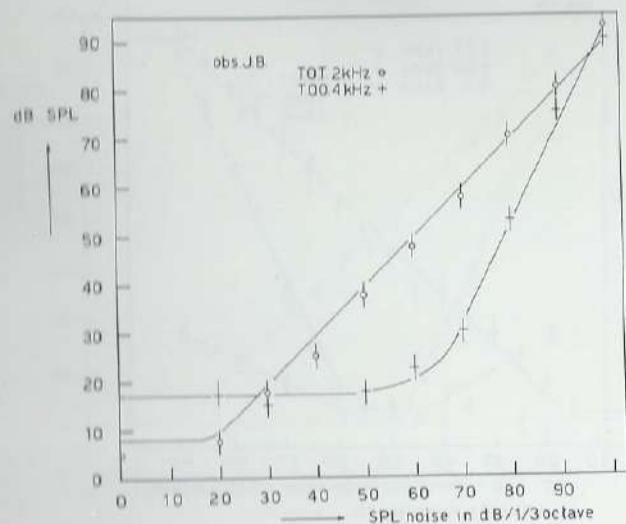


fig. 4-10

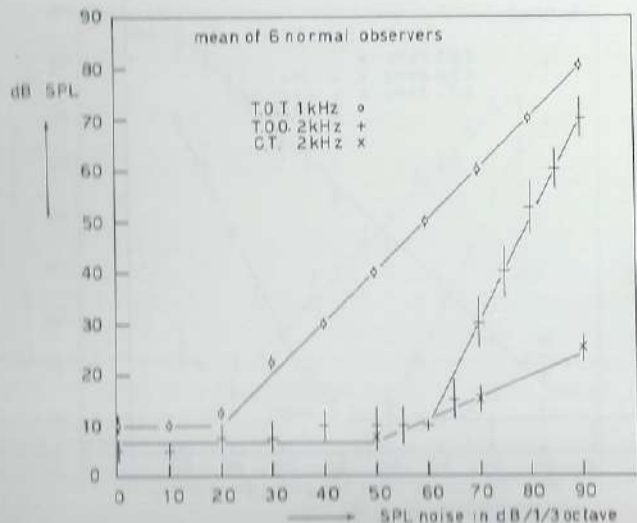


fig. 4-11

wijkt de maskering sterk af van dit beeld (T00). Aanvankelijk treedt geen maskering op. Wordt de intensiteit van de maskeerder echter groter dan 50 dB SPL/terts dan treedt maskering op waarvan de waarde een ongeveer twee maal zo grote toeneming toont als de stijging van de intensiteit van de ruisband. Ook kunnen we zien dat de maskering het volledig gevolg is van de eerste ruisband en niet van de tweede: in de CT-konditie blijft nauwelijks iets van de maskering over bij dezelfde intensiteiten van de tweede ruisband. De resultaten zijn uitermate consistent bij de verschillende proefpersonen; bovendien is bij elke proefpersoon de variatie in de maskeerdrempels niet groter dan 2,5 dB.

Waarschijnlijk elimineert onze meetmethode bijna alle externe oorzaken voor individuele verschillen. Om te zien in hoeverre de resultaten afhankelijk zijn van de frequentie, zijn de metingen ook uitgevoerd bij centrale frequenties van ruisbanden van 250, 500 en 2000 Hz. In deze drie gevallen maar bij één proefpersoon (JB, fig. 4-2, 4-3 en 4-10). Ook hier zien we dezelfde verschijnselen: een toeneming ter plaatse en een twee maal zo grote toeneming van de maskering ter plaatse van de dubbele frequentie van de ruisband. Omdat de intensiteit van de proeftoon gemeten is in dB SPL zijn er wel verschillen in de ongemaskeerde drempels voor de toon waar te nemen.

In fig. 4-11 tenslotte staat het gemiddelde van de zes metingen bij 1000 Hz van de zes proefpersonen; met andere woorden het gemiddelde van de fig. 4-4 tot 4-9.

Uit het feit dat de helling van de maskerende waarde van de ruisband twee maal zo steil is bij de dubbele frequentie als ter plaatse van de ruisband zelf, volgt, dat de asymmetrie van de maskering toeneemt bij toenemende intensiteit.

4.1.3 Niet-lineaire vervorming bij normaal-horenden

4.1.3.1 Inleiding

In de klassieke ontwikkeling van de wis- en natuurkunde heeft men zich weinig gelegen laten liggen aan niet-lineariteiten. Systemen

werden pas beschouwd als ze of lineair waren of lineariseerbaar. Lang tijd is het onderzoek naar niet-lineariteiten opgehouden door de moeilijkheid ze te beschrijven; pas de laatste kwart eeuw is er systematisch onderzoek naar gepleegd, wat toch wel verwonderlijk is, immers wel beschouwd zijn er in het dagelijks leven veel meer voorbeelden van niet-lineaire systemen dan van lineaire.

Vaak zijn typisch lineaire verschijnselen verward met niet-lineaire zoals vroeger het verschijnsel van de 'beats' met de verschiltönen (hierbij zien we af van het feit dat voor het waarnemen van het verschijnsel van de 'beats' weer een niet-lineair systeem nodig is, een probleem dat een eeuw geleden niet onderkend werd).

Een lineair systeem kan in het algemeen als volgt gekarakteriseerd worden:

Veronderstel dat G de operatie is die door het systeem uitgevoerd wordt op de inputsignalen $f_1(t)$, $f_2(t)$, $f_n(t)$ en a_1 , a_2 , a_n zijn konstanten dan is het systeem lineair als voor G geldt:

$$G(a_1 f_1(t) + a_2 f_2(t) + \dots + a_n f_n(t)) = a_1 G f_1(t) + a_2 G f_2(t) + \dots + a_n G f_n(t) \quad (1)$$

voor alle signalen $f(t)$ en alle waarden van a .

Een sinus ingevoerd in een dergelijk systeem geeft aan de uitgang weer een sinus van dezelfde frekwentie. Dit geldt niet voor een niet-lineair systeem: hier kan een sinus vervormd aan de uitgang verschijnen.

De meest eenvoudige klasse van niet-lineariteiten wordt gevormd door een klasse van frekwentieonafhankelijke niet-lineariteiten, die analytisch met behulp van een transformatie van x naar y in de vorm van een polynoom beschreven kunnen worden:

$$y = a_0 + a_1 x + a_2 x^2 + a_3 x^3 + \dots + a_n x^n \quad (2)$$

waarbij x de momentane inputwaarde is en y de outputwaarde op hetzelfde tijdstip. In dit soort systemen worden bij één input-sinus

vele output componenten gegenereerd. De kwadratische term b.v. introduceert een komponent met de dubbele frekwentie, die 2e harmonische genoemd wordt.

Een andere eigenschap van een zuiver kwadratisch systeem is dat, wanneer we de inputamplitude a maal zo groot maken, de bijdrage van de kwadratische term in de output a^2 maal groter wordt. Van deze eigenschap kunnen we gebruik maken om een niet-lineair systeem van de vorm (2) te onderzoeken.

4.1.3.2 Methode

Een zuivere toon wordt aangeboden als maskeerder:

$$\text{de primaire toon} = A_p \sin \omega t.$$

De testtoon heeft een frekwentie die twee maal zo groot was als de maskeerder en een vast, instelbaar faseverschil met deze:

$$\text{testtoon} = A_e \sin(2\omega t + \psi).$$

Als we veronderstellen dat de maskering bij de dubbele frekwentie veroorzaakt wordt door de tweede harmonische van de maskeerder: interne harmonische $A_i \sin(2\omega t + \theta)$, en we noemen de interne fasedraaiing van de testtoon ζ , dan verwachten we dat de mate van maskering afhangt van het faseverschil tussen tweede harmonische en testtoon:

$\psi + \zeta - \theta \equiv \psi - \phi$. Daarom bepalen we de drempel van de testtoon als functie van de fase ψ . Dit paradigma en het er aan ten grondslag liggend model staan uitgebreid beschreven in het Appendix. De drempelvariëaties als functie van ψ kunnen ons een schatting geven van de grootte A_i van de interne harmonische en van de waarde van ϕ .

Praktisch werd de methode als volgt gerealiseerd: (tevens verwijzen we hierbij naar de schematische opstelling zoals aangegeven in fig. 4-12) de maskeerder $A_p \sin \omega t$ werd gegenereerd door een Hewlett Packard 200 CD oscillator (1). Tegelijkertijd werd dit signaal gekwadrateerd (2) en de resulterende tweede harmonische diende als fasereferentie voor een tweede toon, de testtoon, gegenereerd door een HP 3300 A funktiegenerator met een HP 3302 A 'trigger-phaselock' plug-in unit (3). De testtoon werd intermitterend aangeboden in een tempo 2 à 3 maal per seconde. Met behulp van een blokgenerator (4) en een trape-

ziumgenerator (5) werd de testtoon langzaam in- en uitgeschakeld met een stijg-/afvaltijd van 100 msec. (6). Hiermee werden te snelle fase-draaiingen en klikeffekten voorkomen. De distorsie produkten van de funktiegenerator en van de oscillator lagen ten minste 55 dB beneden de signaalintensiteit. Uit een inleidende meting bleek dat het niet noodzakelijk was deze te maskeren. Met een Bruël en Kjaer 4153 kunstoor, specif. volgens IEC- R 318, is de fase en amplitudekarakteristiek van de totale opstelling gecontroleerd. De fasekarakteristiek had de waarde van $0^\circ \pm 20^\circ$ over een frekwentiegebied van 0,1 tot 6 kHz. De amplitudekarakteristiek was vlak binnen $\pm 2,5$ dB over hetzelfde gebied. De drempelmetingen werden verricht met de Békésy methode; de snelheid van de verzwakker was 2 dB/sec.

In één meetserie werd de testtoon 9 of 13 maal aangeboden:

begonnen werd met een fasehoek $\psi = 0^\circ$, en vervolgens in stappen van 45° of 30° , 9 of 13 fasehoeken. De 9e en 13e fasehoek werden gebruikt om de betrouwbaarheid van de meting te testen: de drempel moest binnen ± 2 dB gelijk zijn aan die bij de eerste fasehoek.

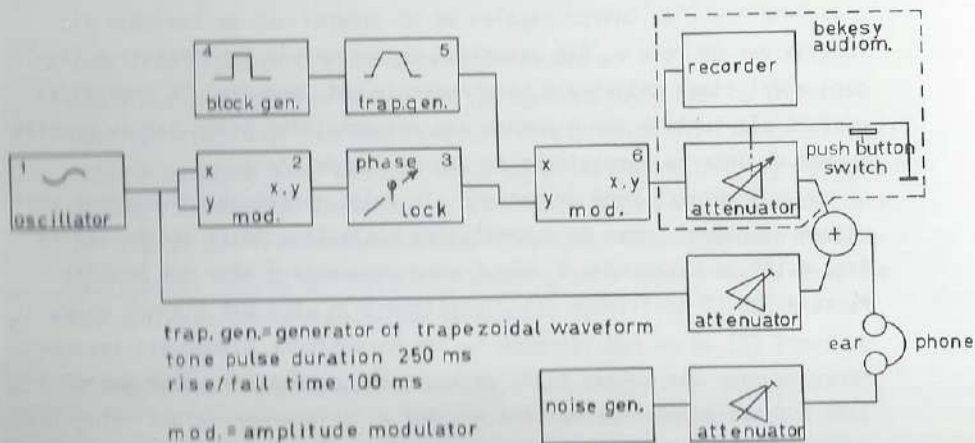


fig. 4-12

Tijdens de meting werd nóg een test op de betrouwbaarheid van de proefpersoon uitgevoerd: de intensiteit van de testtoon werd door de proefleider met 10 dB verhoogd of verlaagd. Geëist werd dat de proefpersoon na de ingreep weer naar een afstand van ± 1 dB van zijn drempel terugkeerde.

4.1.3.3 Resultaten

Op de in 4.1.3.2 beschreven wijze worden van de fase afhankelijke drempels gevonden voor de testtoon.

Een voorbeeld van de op deze manier gevonden drempels staat in fig. 4-13. Langs de abscis staat de fasehoek ψ uitgezet van de testtoon. Langs de ordinaat de drempel van de testtoon in dB SPL. De maskeerder was in dit geval een zuivere toon met een frekwentie van 400 Hz en een sterkte van 100 dB SPL.

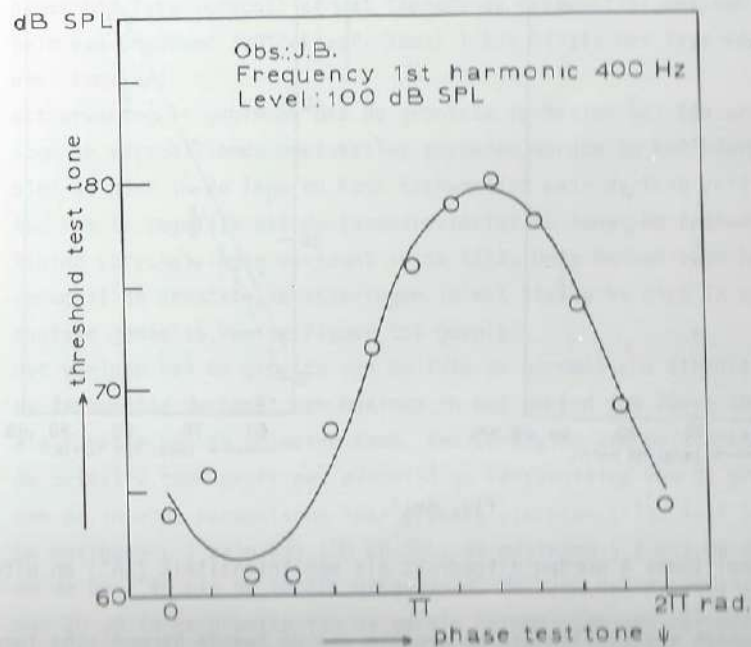


fig. 4-13

Met een eenvoudige berekening (zie Appendix) kunnen de gevonden drempels omgezet worden in de ekwivalente grootte A_1 van de interne tweede harmonische en het faseverschil ϕ met de testtoon. Bij een frequentie van 1000 Hz voor de maskeerder is voor verschillende sterktes de sterkte A_1 van de tweede harmonische en de fase ϕ bekeken. Bij zes (normaal horende) proefpersonen werd bij 1000 Hz en 60, 70, 80 en 90 dB SPL de parameters van de interne harmonische bepaald. De resultaten staan uitgezet in fig. 4-14 a, b. Langs de abscis staat de sterkte van de maskeerder, langs de ordinaat resp. de fase ϕ en de sterkte A_1 van de interne harmonische.

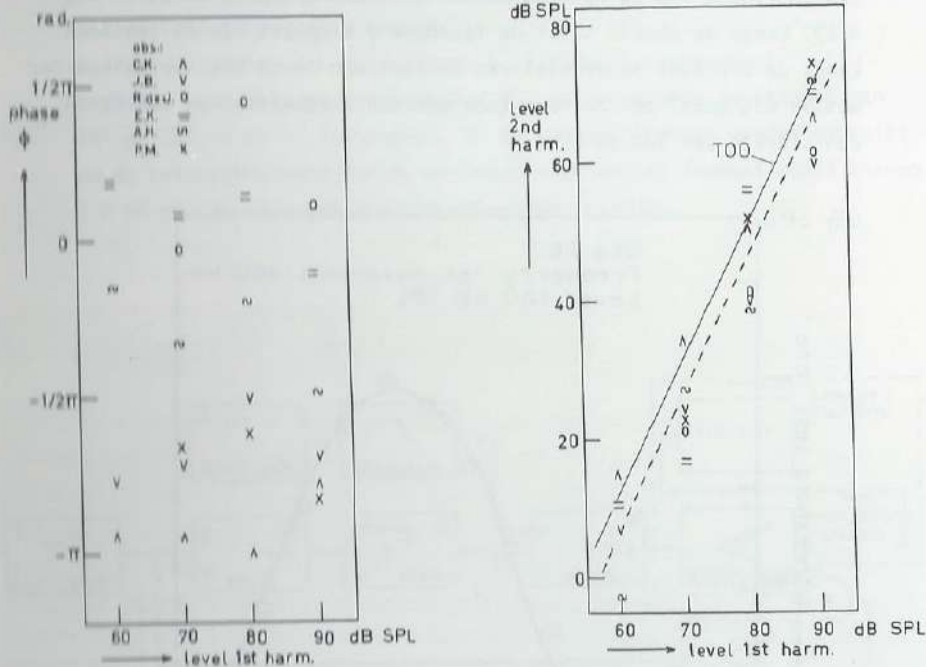


fig. 4-14

De amplitudes A worden uitgedrukt als een intensiteit ($\frac{1}{2}A^2$) en uitgezet in dB SPL.

We kunnen vaststellen dat de grootte van de tweede harmonische twee maal zo snel stijgt als de intensiteit van de maskeerende toon. In dit

opzicht stemmen de resultaten overeen met die van de maskeerproeven beschreven in sectie 4.1.2. Ter illustratie is het resultaat uit fig. 4-11 voor wat betreft de maskering in de T00-konditie, in fig. 4-14 ingetekend. We zien dat de maskeerwaarden van toon en ruis zeer goed overeenstemmen.

De variatie van het fase verschil ϕ is voor elke proefpersoon minder dan 60° bij toename van de intensiteit van de maskeerende toon. Wel zien we dat er tussen de individuele proefpersonen grotere verschillen zijn. De per proefpersoon redelijk consistente fasehoek ϕ en grootte A_1 maakt het mogelijk het verloop van het fase verschil ϕ en grootte A_1 na te gaan als functie van de frequentie van de maskeerder.

Fig. 4-15 a en b laat het resultaat zien; de metingen zijn uitgevoerd bij vier proefpersonen. Ze laten ons een ruwe interpretatie toe: beneden de frequentie van 0,5 kHz van de primaire toon is het fase verschil tussen tweede harmonische en testtoon bij $\psi = 0$ bijna onafhankelijk van de frequentie. Vanaf 0,5 kHz zien we een scherpe knik en neemt het fase verschil af met toenemende frequentie; met een snelheid van ongeveer $300^\circ/\text{oktaaf}$. Vanaf 1 kHz blijft het fase verschil weer konstant.

Uit ervaring is gebleken dat de grootste variaties bij één proefpersoon in verschillende meetsessies gevonden worden in het overgangsbied en niet in de lage en hoge frequenties waar de fase vrij konstant is. Het is mogelijk dat de fasekarakteristiek langs de frequentie-as kleine verschuivingen vertoont in de tijd. Deze hebben voor het fase verschil de grootste veranderingen in het steile en niet in het horizontale gedeelte van de figuur tot gevolg.

Het verloop van de grootte van de interne harmonische afhankelijk van de frequentie vertoont een maximum in het gebied van 750 - 1000 Hz als functie van de primaire toon. Een verhoging van de sterkte van de primaire toon geeft een evenwijdige verschuiving van de grootte A_1 van de interne harmonische naar grotere sterktes (fig. 4-15 b).

De metingen () zijn bij 100 dB SPL, de metingen () (bij 80 dB SPL en de rest is bij 90 dB SPL uitgevoerd. We zien dat de verandering van 20 dB in de grootte van de eerste harmonische een verandering van 30 - 45 dB in de grootte van de tweede harmonische tot gevolg

heeft. Deze waarde stemt overeen met wat we in fig. 4-14 zagen: een stijging met een faktor 2 en individuele verschillen tot 15 dB in de grootte van de tweede harmonische.

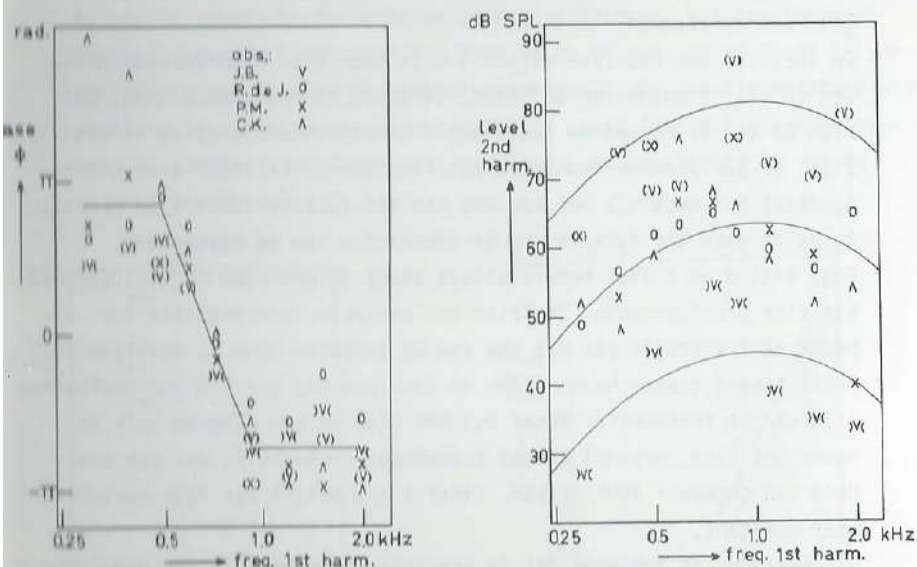


fig. 4-15

ASYMMETRISCHE MASKERING EN NIET-LINEAIRE VERVORMING BIJ GEHOORGE- STOORDEN

Inleiding

Maskeerexperimenten hebben laten zien dat er bij bepaalde vormen van gestoord gehoor een excessieve maskering naar de hogere frequenties optreedt (Jerger e.a. 1960; vgl. hfdst. 2). Er zijn ook pogingen gedaan om de drempel van de 2e harmonische, die door niet-

lineaire vervorming ontstaan, te meten en wel met de 'best-beat' methode (Opheim en Flottorp 1955; Lawrence en Yantis 1956). Nadere beschouwing van deze experimenten leert ons dat de resultaten nauwelijks betrouwbaar genoemd kunnen worden. Zowel de gebruikte methode als de testparameter geeft aanleiding tot deze veronderstelling.

Clack en Bess (1969) rapporteerden dat bij patiënten met een perceptief gehoorverlies sneller maskering optrad ter plaatse van de tweede harmonische. Met andere woorden volgens hen zijn er in de groep van perceptief-gehoorgestoorde personen die een veel sterkere niet-lineaire vervorming vertonen dan andere in deze groep. Een belangrijk punt, waar in hun studie niet zo de aandacht op werd gevestigd, is het verloop van de drempel als functie van de signaalsterkte van de testtoon bij het dubbele van de frequentie van het maskeerpatroon. Het verloop van deze zgn.oktaafdrempel kan gegeven worden door de stijging van de drempel als functie van de sterkte van de maskeerder. Bij normale proefpersonen lag deze helling gemiddeld bij 1.9 en bij niet-normale proefpersonen (perceptief gestoorde oren) lag deze bij 1.6.

Zoals we reeds zagen kunnen we op grond van kwadratische niet-lineaire vervorming een helling van 2 verwachten bij het verloop van de oktaafdrempel. Bij normale proefpersonen kwam (Clack en Bess 1969) dit ook uit. Bij niet-normalen vinden ze duidelijk afwijkingen. Volgens hen rechtvaardigden deze afwijkingen het vermoeden dat de maskering bij de dubbele frequentie van de maskeerder hoofdzakelijkerwijs het gevolg is van niet-lineaire vervorming door overbelasting van het oor. Ons is echter gebleken dat bij sommige pathologieën een onbekende faktor optreedt die een excessieve oktaafmaskering veroorzaakt. Hier van mag voorshands zeker niet gesteld worden dat deze ontstaat door niet-lineaire vervorming in analytische zin. In het volgende experiment zullen we trachten over deze laatste maskering nadere gegevens te verkrijgen.

Experiment

In dit stadium van het onderzoek werd besloten de metingen die tot dan toe alleen met normaal horende proefpersonen waren gedaan ook bij patiënten toe te passen en wel zodanig dat van iedere patiënt zowel gegevens verkregen werden over de excessieve asymmetrische maskering als over de eventuele vervorming die op zou kunnen treden.

We selecteerden daarvoor 50 patiënten, bij wie volgens het toonaudiogram een geheel of gedeeltelijk perceptieverlies voorkwam. Van een gedeeltelijk perceptieverlies (= gemengd verlies) zullen we spreken als het verschil tussen de been- en luchtgeleidingsdrempel meer dan 10 dB is bij frequenties > 1 kHz. Pas na het beëindigen van het experiment werd naar de (mogelijke) oorzaak van deze verliezen gekeken zodat er zo min mogelijk kans was dat de experimentator op deze gegevens zou vooruitlopen. Een probleem waarvoor een oplossing gevonden moest worden, was de beperking van het aantal metingen. Een volledige T00-meting met daarnaast een 'tone on tone' maskeermeting (we zullen in plaats van over 'tone on tone' maskering in het vervolg spreken over de 'Test Op de Harmonische': TOH) over een redelijk aantal fasehoeken zou ongeveer anderhalf uur duren en dit zou voor de meeste patiënten een te grote belasting betekenen. We hebben er bovendien voortdurend naar gestreefd de methode zo te ontwikkelen dat de meting ook zonder veel wijzigingen meteen toegepast zou kunnen worden wanneer er klinisch bruikbare gegevens uit voort zouden komen. Een meting die anderhalf uur duurt is als routine binnen het huidige klinisch-audiologische onderzoek moeilijk aanvaardbaar.

We hebben dan ook getracht de metingen tot het alleressentieelste te beperken:

a. De TOH metingen:

De patiënt werd in een geluiddichte kamer gezet en met de methode beschreven in 4.1.3.2 werd getracht de van de fase afhankelijke drempel van de testtoon te bepalen. De maskeerder was weer een zuivere toon (primaire toon) en de testtoon was een intermitterende toon met een frequentie die twee maal zo hoog was en met een vast instelbaar faseverschil met de maskeerder. Uit het toonaudiogram van de patiënt werd afgeleid of, en zo ja hoeveel, er gemaskeerd

moest worden op het kontra-laterale oor. Gemeten werd bij één sterkte: 90 dB SPL van de primaire toon (1000 Hz) en bij 8 fasehoeken. Als er een flinke afhankelijkheid van de drempel als functie van ψ gevonden wordt suggereert dit, dat de maskering op de dubbele frequentie, voornamelijk het gevolg is van kwadratische vervorming. Wanneer de verschillen tussen de gevonden drempels bij de 8 fasehoeken kleiner waren dan 5 dB werd nog een extra controle toegepast om te zien of de vaardigheid van de patiënt oorzaak kon zijn van de geringe drempelverschillen: er werd een toon toegevoegd met de frequentie van de 2e harmonische en een sterkte van 80 dB SPL. Deze toon werd verkregen door een oscillator te laten synchroniseren op de primaire toon, zodat een willekeurig maar vast faseverschil met de toegevoegde toon werd verkregen. Uit de metingen met normale proefpersonen bleek dat met deze toegevoegde toon in alle gevallen een duidelijk drempelverschil (> 5 dB) optrad bij de verschillende fasehoeken van de testtoon, afhankelijk van de fase van de toegevoegde toon. Als patiënten hierbij ook drempelverschillen vertoonden die groter waren dan 5 dB, kon worden aangenomen dat de dispositie voor deze proef voldoende was.

b. De T00 metingen:

Eerst werd op 5 dB nauwkeurig de drempel van een zuivere toon van 1000 Hz en 2000 Hz bepaald (methode zie 4.1.2.1), zonder de maskerende ruis. Vervolgens werd begonnen met een ruisintensiteit die 10 dB of 15 dB SPL/terts boven deze drempel lag afhankelijk van de zuivere toondrempel: de ruisintensiteit werd alleen in gehele veelvouden van 10 dB SPL/terts ingesteld. Het detektiecriterium was het juist horen van een pulserende toon in de ruis.

Daarna werd de ruisintensiteit in stappen van 10 dB SPL/terts verhoogd tot 90 dB SPL/terts en werden de bijbehorende TOT en T00 drempels bepaald. Als de drempel bij 2000 Hz hoger lag dan 30 dB HL werd om voldoende meetpunten te krijgen, gemeten tot 100 dB SPL/terts. Wanneer de zuivere toondrempel hoger lag dan 55 dB HL werd om dezelfde reden gemeten in stappen van 5 dB SPL/terts.

Een extra-kontrole mogelijkheid van de vaardigheid van de patiënt werd gevonden in de eis dat de maximale uitwijking bij de Békésy-

was 90 dB SPL. We kunnen door vergelijken van kolom 6 met kolom 3 bepalen of sprake is van excessieve maskering of sprake van boventonen door een niet-lineariteit.

7: Hier staat de fasehoek ϕ voorzover deze aangegeven kan worden. Wat we reeds vermoedden bij de normale proefpersonen zien we hier weer geïllustreerd; door de grote individuele verschillen is de fasehoek niet als parameter te gebruiken. Waar een streep staat is het verloop in de fase kleiner dan 5 dB en is het niet zinvol om een schatting van de fasehoek ϕ te geven, noch van de sterkte van de tweede harmonische.

B-12: De psychofysische kenmerken: allereerst het gemiddeld gehoorverlies bij 500, 1000 en 2000 Hz in dB HL (Fletcher index); dan het Békésy-audiogram voorzover dit gemaakt was; de aanwezigheid van recruitment voorzover gemeten: N.B. patiënt nr. 4 heeft luidheidsrecruitment (Fowler-test), de rest heeft drempelrecruitment. Vervolgens de vorm van het audiogram met daarbij of er een zuiver perceptieverlies of een gemengd verlies was (van gemengd verlies spreken we als er ten minste een verschil is van 10 dB tussen lucht en beengeleiding) voor frequenties > 1 kHz. Enkele kenmerken van het spraakaudiogram. Hier zijn de sterktes vermeld waarbij 50% en 100% van de woorden verstaan worden. Wordt het 100% punt niet bereikt dan is de sterkte waarbij het maximum wordt bereikt en dit maximum aangegeven.

13: Deze geeft enige differentiaal diagnostische gegevens die door de KNO-arts verstrekt zijn.

In 5.3 volgt een uitgebreide bespreking van patiënten. Hier volstaan we met een korte inleiding. Opvallend in kolom 4 is de dichotomie (fig. 5-4). Wanneer we bijv. een streep trekken tussen patiënt nr. 21 en 22 dan zien we dat de patiënten in 2 groepen zijn verdeeld: één groep met een T00 helling van ongeveer 2 en de andere groep met een T00 helling van ongeveer 1. Verder zijn er duidelijke verschillen in de grootte van de maskeerniveau's van de ruis en de grootte van de 2e harmonische bij patiënten en normaal-horenden (70 dB SPL, zie fig. 4-14). Hier zijn enkele redenen voor aan te wijzen: Bij de maskeerexperimenten met ruis

werd door de patiënten een ander detektiekriterium gebruikt: De normaal-horenden detekteerden op een pulserende verandering in de ruis, de patiënten op een pulserende toon in de ruis, zodat de maskeerwaarde verhoogd werd met het atonale interval (Pollack 1948). Verder bleek uit alle experimenten dat er vrij grote verschillen zijn in juist detekteerbare signaal/ruisverhouding bij geoefende normaal-horenden en ongecoefde patiënten. Met dit laatste hangt ook de veel grotere DL samen die verantwoordelijk was voor de onnauwkeuriger bepaling van de tweede harmonische.

ofdstuk V

VERVORMING, MASKERING EN FILTERING

FUNKTIONELE OORZAAK VAN DE NIET-LINEAIRE VERVORMING BIJ OVERBELASTING

De resultaten bij normale proefpersonen vertonen een aantal aspecten die zich vrij consistent bij elke proefpersoon herhalen:

- a) Bij de T00 metingen stijgt de drempel bij de dubbele frekwentie (oktaafdrempel) zowel bij maskering door een ruisband als door een zuivere toon als functie van hun sterkte twee maal zo snel als de drempel ter plaatse van de maskerende ruisband of toon.
 - b) De intensiteiten van ruisband en toon waarbij de niet-lineaire vervorming net boven de drempel van de proefpersoon komt zijn van dezelfde grootte.
 - c) De intensiteit van de tweede harmonische als functie van de frekwentie van de primaire toon vertoont bij konstante sterkte van de primaire toon een maximum tussen 1 en 2 kHz (fig. 4-15).
 - d) Bij stimulatie met een zuivere toon vertoont de fasekarakteristiek van de tweede harmonische een sterke verandering tussen 1 en 2 kHz (fig. 4-15).
- ad a. De stijging die de drempel vertoont, zowel bij metingen met ruis als met een zuivere toon, doen vermoeden dat in beide gevallen er inderdaad een niet-lineaire vervorming bestaat, die haar oorzaak vindt in een kwadratische term in de momentane overdrachtsfunctie. Dit vermoeden wordt bevestigd door het vinden van een fase-afhankelijkheid.
- ad b. Uitgaande van het feit dat integratie van de energie geschiedt over gebieden ter grootte van de KB en deze grootte boven 500 Hz ongeveer de breedte heeft van een terts, is te verwachten dat, wanneer de energie in de ruisband uitgedrukt wordt in dB SPL/terts, deze ongeveer te vergelijken is met de energie van een zuivere toon in dB SPL. Als dan de energie

die ter plaatse van de tweede harmonische gegenereerd wordt door een smalle ruisband vergelijkbaar is met de energie door een zuivere toon gegenereerd, wijst dit er op dat het KB mechanisme opereert nadat de niet-lineariteit geïntroduceerd is. Om hierover meer zekerheid te verkrijgen werd een aanvullend experiment uitgevoerd. We boden een normale proefpersoon een ruisband aan en maten de maskering voor een zuivere toon als functie van de breedte van de ruisband bij een intensiteit die konstant 95 dB SPL/terts was. De maskerende waarde bij de centrale frekwentie van de ruisband zal toenemen zolang de ruisband breder wordt, maar slechts töt de KB wordt overschreden (Fletcher 1940). De ruisband had aan beide zijden een helling van meer dan 100 dB/oktaaf. Is nu de hoeveelheid niet-lineaire vervorming (te beoordelen aan de maskering buiten de band) afhankelijk van de output van het KB filter ter plaatse van de primaire toon/ruisband, dan bevindt de niet-lineariteit zich waarschijnlijk nā het KB filter. Is de hoeveelheid niet-lineaire vervorming afhankelijk van de totale door het KB filter ter plaatse van de tweede harmonische geïntegreerde energie, dan is het aannemelijk dat de niet-lineariteit zich voor het KB filter bevindt.

Om dit te onderzoeken maten we in drie testsituaties de maskering van een zuivere toon door een smalle ruisband:

- I. De zuivere toon heeft een frekwentie gelijk aan de centrale frekwentie van de smalle ruisband: 1 kHz. De intensiteit van de ruisband per terts wordt konstant gehouden: 95 dB SPL/terts. De bandbreedte van de ruisband wordt gevarieerd en we onderzoeken het verband tussen maskering van de zuivere toon en bandbreedte van de ruisband. Deze testsituatie is aanschouwelijk weergegeven in fig. 5-1 I.
- II. De zuivere toon heeft een frekwentie die twee maal zo groot is als de centrale frekwentie van de ruisband (2 kHz resp. 1 kHz). Verder als in I. De testsituatie vinden we in fig. 5-1 II.

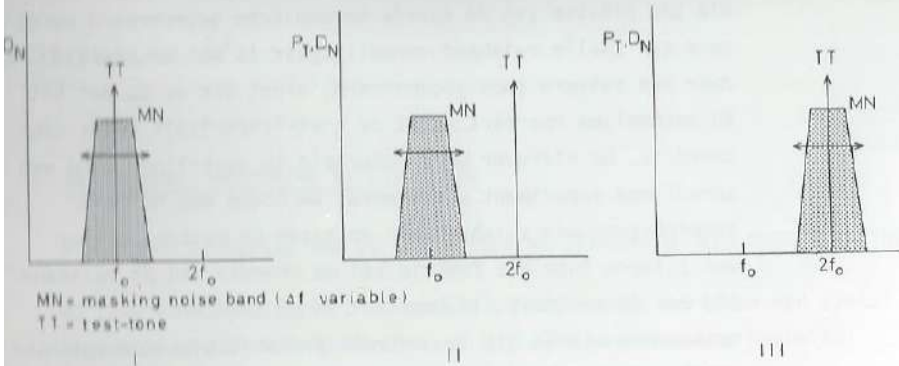


fig. 5-1

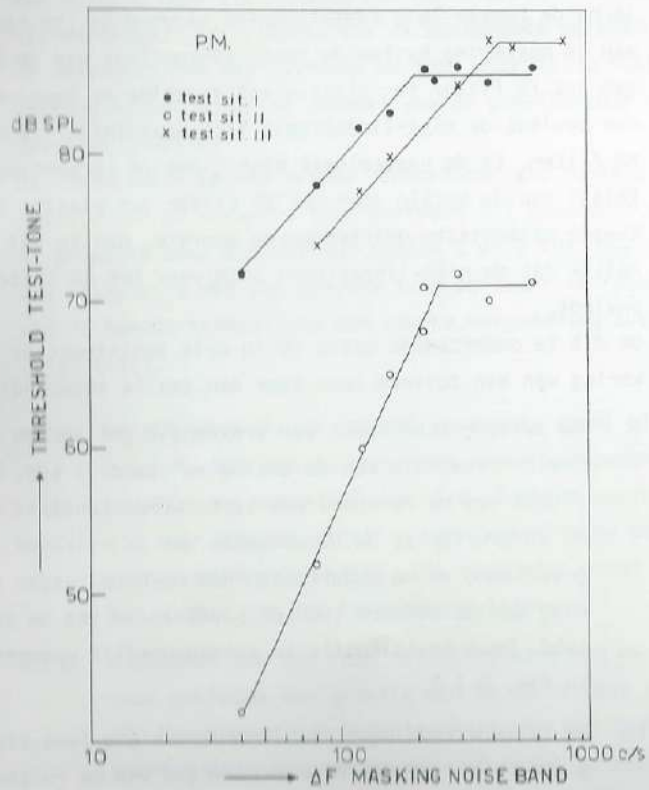


fig. 5-2 a

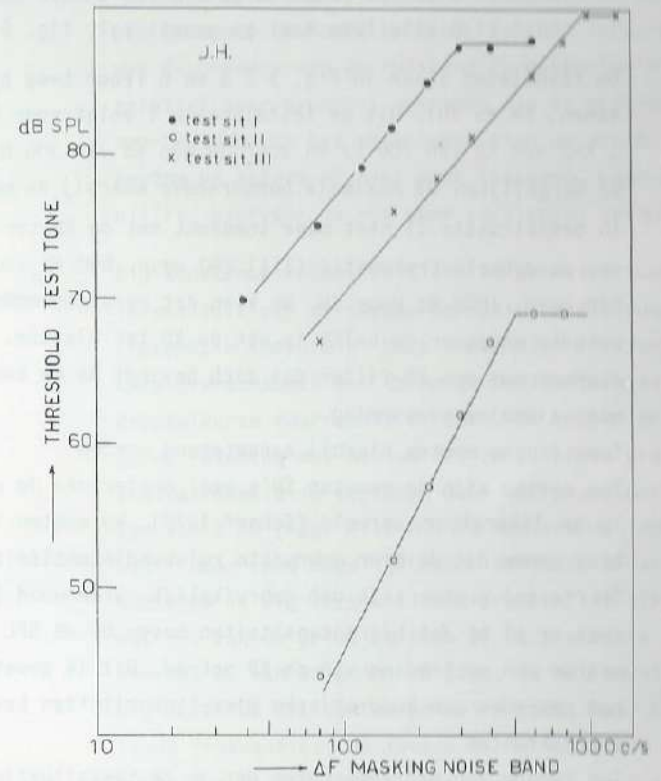


fig. 5-2 b

III. De ruisband die voor de maskering van de zuivere toon gebruikt wordt, heeft een centrale frekwentie van 2 kHz; ook de zuivere toon heeft een frekwentie van 2 kHz. Weer wordt de breedte van de ruisband gevarieerd om te zien hoe de maskeerdrempel voor een zuivere toon verandert. Dit experiment is gelijk aan I maar de frequenties zijn alle twee maal zo groot: vgl. fig. 5-1-III.

De resultaten staan in fig. 5-2 a en b (voor twee proefpersonen, PM en JH). Uit de testsituatie I volgt voor PM bij 1 kHz een KB van 200 Hz en voor JH een KB van 300 Hz. We vergelijken de maximale bandbreedte waarbij de maskering in testsituatie II niet meer toeneemt met de KB ter plaatse van de dubbele frekwentie (III): 280 resp. 500 Hz voor PM; 540 resp. 1000 Hz voor JH. We zien dat eerstgenoemde bandbreedte ongeveer de helft is van de KB ter plaatse. Dit stemt overeen met een KB-filter dat zich bevindt na de kwadratische niet-lineaire vervorming.

Twee dingen moeten hierbij aangetekend worden:

Ten eerste zijn de gemeten KB's veel groter dan de waarden in de literatuur vermeld (Scharf 1970). We moeten in aanmerking nemen dat de hier gebruikte ruisbandintensiteiten (90 dB SPL/ters) groter zijn dan gebruikelijk. Greenwood (1961) wees er al op dat bij intensiteiten boven 60 dB SPL maskeerwaarde een verbreding van de KB optrad. Dit is geweten aan het optreden van kwadratische niet-lineariteiten boven die intensiteiten.

Ten tweede zou men verwachten dat in de testsituatie 5-1-II bij de door ons geponeerde vervorming die geïntroduceerd wordt vóór het KB-filter de maskering ter plaatse van die vervorming lineair blijft toenemen (zij het met de helft van de oorspronkelijke faktor), ook als de bandbreedte van de vervorming de KB ter plaatse van die vervorming overschrijdt. Immers bij verbreding van de ruisband vermeerdert zowel de breedte als de intensiteit van de kwadratische vervorming: bij een verbreding Δf neemt de bandbreedte van de vervorming met $2\Delta f$ toe en de intensiteit/Hz eveneens met een faktor twee.

Dus bij een verdubbeling van de breedte van de ruisband verviervoudigt de energie-inhoud van de vervorming. Zolang de vervorming de breedte van de KB op haar plaats niet overschrijdt, neemt dus de maskering in die KB 2x zo snel toe als de toeneming van de breedte van de ruisband. Als de ruisband zo breed is dat de breedte van de vervorming die van genoemde KB heeft bereikt, zal bij verdere toeneming van de breedte van de ruisband de maskering binnen die KB relatief maar evenveel toenemen. In de onderhavige twee voorbeelden van het experiment zien we echter dat de maskering na zekere Δf niet meer toeneemt, maar konstant blijft. Hiervoor is nog geen verklaring gevonden.

ad c. Bij konstante intensiteit van de primaire toon verloopt de intensiteit van de tweede harmonische als functie van de frekwentie komvormig. Deze komvormige figuren vertonen zekere overeenkomst met de om de horizontale as gespiegelde drempelkurve voor zuivere tonen. We moeten er bij onze figuren rekening mee houden dat de gevonden drempels een standaarddeviatie vertonen door intra-persoonlijke verschillen van 8 dB (fig. 4-14 b). De komvorm van deze figuren wijst naar twee mogelijkheden: de sterkte van de tweede harmonische is bij verschillende frequenties afhankelijk van het SPL van de primaire toon of deze sterkte is afhankelijk van het HL van de primaire toon. In het eerste geval zal bij dezelfde SPL van de primaire toon, maar bij verschillende frequenties, de tweede harmonische een verloop vertonen dat past bij de HL van twee maal de frekwentie van de primaire toon. Laat ons nu de komvormige figuren bezien die ontstaan als we de intensiteiten van de tweede harmonische uitzetten als functie van de primaire toon (fig. 4-15 b). Vergelijken we deze figuren met de drempelkurve voor zuivere tonen (Feldtkeller en Zwicker 1967) dan zien we dat het intensiteitsverloop van de tweede harmonische als functie van zijn eigen frekwentie beter overeenstemt met de vorm van de drempelkurve. Ook uit

de ligging van het maximum dat ligt tussen 1 en 2 kHz (als functie van de frekwentie van de tweede harmonische), vinden we dat de boven aangegeven eerste mogelijkheid het meest aannemelijk is.

Waarschijnlijk bevindt het mechanisme dat deze niet-lineariteit veroorzaakt, zich op een plaats waar de factoren die verantwoordelijk zijn voor de uiteindelijke vorm van de hoordrempel nog niet zijn opgetreden, i.c. vóór prikkeling van het primaire akoestische neuron.

- ad d. Niet alleen metingen aan proefdieren zoals katten (Guinan en Peake 1967) en cavia's (Mundie 1963; Zwislocki 1963) maar ook metingen aan het menselijk middenoor (Zwislocki 1957; Møller 1963; Glaesser et al. 1963) laten in de overdrachtsfunctie van het middenoor een sterke verandering in de fase-draaiing zien (ong. $1\frac{1}{2}\pi$) die begint bij ongeveer 0,5 tot 1 kHz en eindigt bij 1 tot 2 kHz. Wordt deze verandering veroorzaakt na de introductie van de niet-lineariteit dan zou voor alle frekwenties geen faseverschil gemeten worden of alleen een konstant faseverschil tussen testtoon en tweede harmonische. Aangezien dit niet het geval is, vindt de fase-draaiing plaats voordat de niet-lineariteit is geïntroduceerd en het faseverschil kan dan voor verschillende frekwenties verschillend zijn.

Uit deze overwegingen willen we postuleren dat de niet-lineariteit die optreedt bij overbelasting van het oor zijn functionele verwekker vindt in een mechanische oorzaak ergens tussen de oorschelp en het primair akoestische neuron.

Het is niet uit te sluiten dat de cochleaire mechanika een oorzaak kan zijn van de niet-lineariteit. Te denken valt aan een resistieve bijdrage in de viskeuze kracht in de perilymfe. In 5.4.1 zullen we echter zien dat er positieve aanwijzingen zijn om deze niet-lineaire vervorming niet uitsluitend in het cochleair mechanisch gedeelte te lokaliseren.

5.2 BESCHOUWING OVER EEN INWENDIG FILTER

De introductie van een niet-lineariteit kan in bepaalde gevallen opgevat worden als de verbreding van een filter. In ons geval bijv. treedt een schijnbare verbreding van het filter op afhankelijk van de intensiteit van het toegevoerde signaal.

Er kan natuurlijk ook door andere oorzaken, bijv. door een vergroting van de demping van het filter, een verslechtering van het filterend mechanisme optreden.

In het algemeen zijn bij het tot nu toe verrichte onderzoek deze twee mogelijkheden niet duidelijk onderscheiden (cf. Nelson en Bilger 1974). Steeds is er zonder meer vanuit gegaan dat deze verbredingen alleen het gevolg konden zijn van de introductie van niet-lineariteiten van de soort zoals beschreven in 4.1.3.1 en werd het onderzoek ook volledig gericht op het vinden van deze niet-lineariteit.

We willen proberen aan de hand van een neuro-fysiologisch voorbeeld de theoretische implicaties van het voorgaande toe te lichten. Het is mogelijk (of het juist is, blijft nog steeds de vraag) uit de tuning-curves van primaire zenuwvezels de maskeercurve van een zuivere toon of ruisband te reconstrueren en omgekeerd.

Stel nu dat door een of andere oorzaak (verandering in het metabolisme etc. Evans 1974) deze tuning-curves minder scherp worden, dan uit zich dat tevens in een verbreding van de maskering. Met andere woorden we hebben hier een oorzaak: de verbreding van de tuning-curves, die verbreding van de maskering ten gevolge heeft.

Aan de andere kant geeft introductie van niet-lineariteit een grotere maskering naar hogere frekwenties. Bij het meten van tuning-curves zou deze niet-lineariteit dan een schijnbare verbreding van de tuning-curves tot gevolg hebben.

We willen dit laten zien aan de hand van fig. 5-3 a-d. We nemen de maskeercurve van een nauwe ruisband die rond 1000 Hz ligt. De maskeercurve vertoont aan de laagfrequentie zijde een helling van 120 dB/oktaaf en aan de hoogfrequentie zijde 70 dB/oktaaf, voor lage sterkten van de ruisband (bijv. 50 dB/terts) (Zwicker en Feldtkeller 1967). We kunnen hieruit een theoretische tuning-curve konstrueren en deze krijgt dan de vorm van fig. 5-3 a. Let wel, deze vorm is sterk gesty-

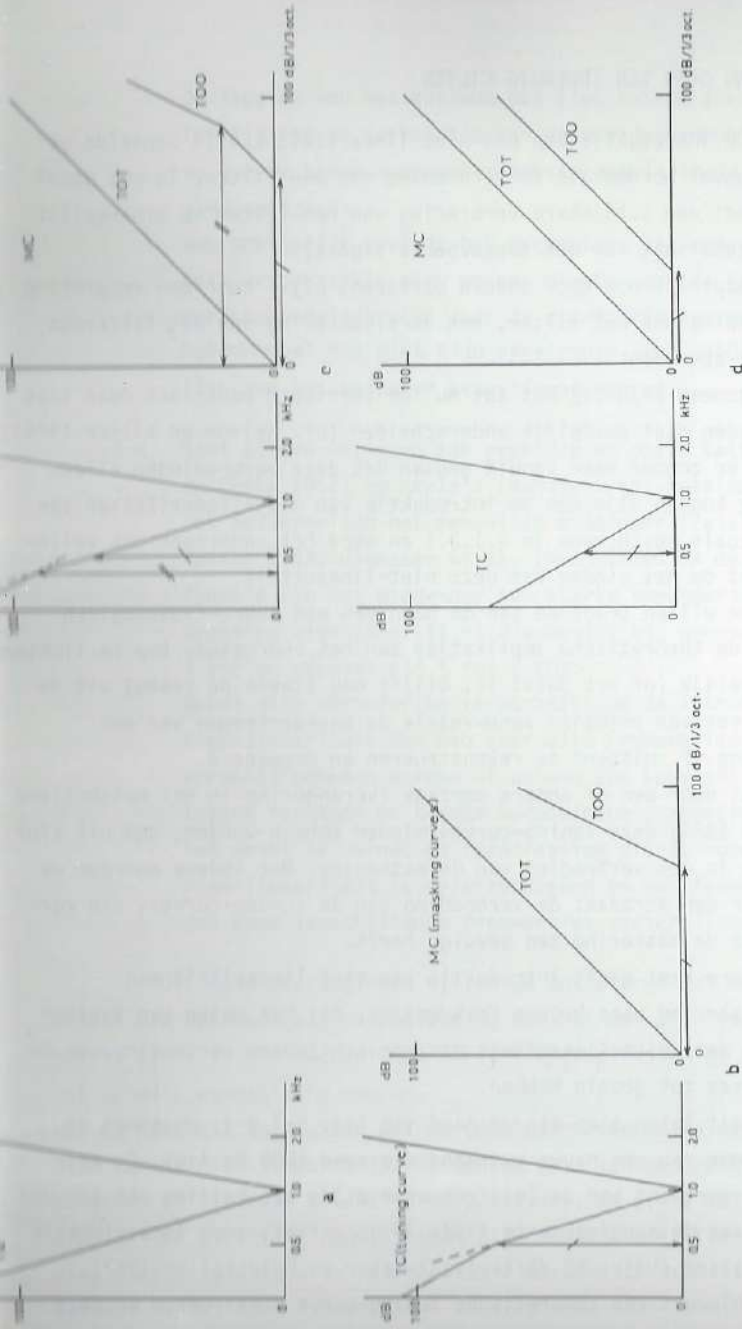


fig. 5-3

leerd. De hellingen zijn hier precies andersom: 120 dB aan de hoog- en 70 dB aan de laagfrequentie zijde. Wordt nu een niet-lineariteit geïntroduceerd, dan zal de tuning-curve zich op een bepaalde plaats gaan verbreden. De helling van deze verbreding is twee maal zo klein als de oorspronkelijke helling. Zo'n tuning-curve staat getekend in fig. 5-3 b. Beneden 0,5 kHz (bij een karakteristieke frequentie voor de tuning-curve van 1,0 kHz) lijkt het net alsof de tonen eerder de tuning-curve bereiken terwijl het in feite hun tweede harmonische is, die boven de drempel komt. We zijn hierbij uitgegaan van de uitkomsten van de metingen met de T00-methode aan normale proefpersonen zoals beschreven in hoofdstuk IV, waarbij de drempel voor kwadratische vervorming ligt bij ca. 60 dB SPL.

We kunnen nu ook, uitgaande van onze tuning-curve, berekenen wat onze T00-experimenten zouden moeten opleveren. Daarom is in fig. 5-3 b de bijbehorende T00-meting ingetekend. In dit geval natuurlijk niet zo een verwonderlijke uitkomst, omdat het deze T00-meting was waar vanuitgegaan is bij de constructie van de bijbehorende tuning-curve. De intensiteit waarbij de drempel in het gat verhoogd gaat worden, wordt gegeven door de afstand van de top van de tuning-curve tot de waarde van de tuning-curve bij de halve frequentie van de top. In de figuur is dit met overeenkomstige pijlen aangegeven. De helling H van de T00-meting wordt bepaald door de verhouding van de helling van de tuning-curve aan de laagfrequentie zijde van de top tot de helling van de tuning-curve aan de laagfrequentie zijde van de halve frequentie van de top.

We zullen nu achtereenvolgens een paar modificaties aanbrengen in de vorm van de tuning-curve en bezien wat theoretisch de invloed hiervan is op de T00-figuren. De modificaties zijn natuurlijk niet willekeurig, maar spruiten voort uit vermoedens ten aanzien van de wijze waarop de vorm van de tuning-curves wordt gewijzigd.

We gaan er hier steeds van uit dat bij supraliminare prikkeling de tuning-curve als het ware omhoog getild wordt. Voor de primaire toon/ruis evenredig en voor de tweede harmonische kwadratisch met de intensiteit.

a) Stel nu dat de sterkte van de tweede harmonische iets kleiner wordt.

Het gevolg hiervan hebben we samen met het effect op de T00-meting aangegeven in fig. 5-3 c. We moeten hierbij wel bedenken dat de vorm van deze figuur afhankelijk is van de breedte van de gebruikte ruisband. In ons geval mag de afstand tussen knik en de halve frekwentie van de top niet groter zijn dan ongeveer een halve terts (onze ruisband is een terts breed) anders 'wint' het kwadratisch gedeelte van de T00-meting het niet van het lineaire gedeelte en treedt de knik in de T00-figuur niet op.

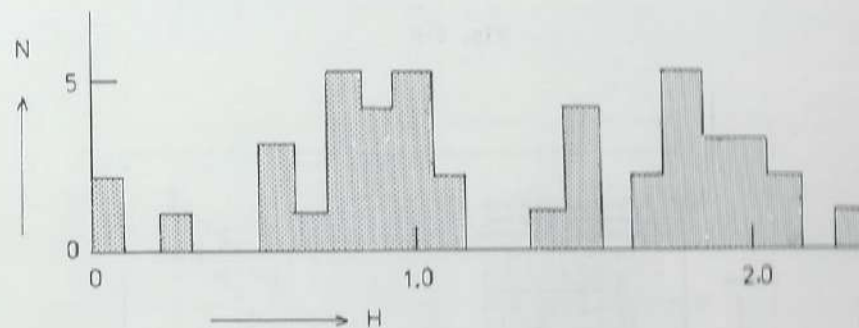
- b) Een tweede modifikatie is de verbreding van het filter door verandering in de helling ervan aan de laagfrequentie zijde. Dit is aangegeven in fig. 5-3 d. We hebben daarin de helling twee maal zo klein gemaakt: 35 dB/oktaaf. Het gevolg is dat de invloed van de tweede harmonische op de verandering van de tuning-curve sterk vermindert. De helling aan de laagfrequentie zijde van de top van de tuning-curve en de helling aan de laagfrequentie zijde van de halve frekwentie van de top zijn hetzelfde. Dit betekent dat de T00-figuur evenwijdig aan de TOT-figuur gaat lopen, dus een helling van 1 krijgt. De afstand tussen T00 -en TOT-lijn wordt hier bepaald door de helling aan de laagfrequentie zijde van de tuning-curve.

Deze twee modifikaties hebben veel minder invloed op de TOH-metingen. Zolang de maskering ter plaatse van de tweede harmonische door verbreding van het filter niet groter is dan ongeveer 20 dB valt met een testtoon nog steeds een schatting te maken van de grootte van de tweede harmonische. Het is binnen het kader van dit onderzoek waarin gebruik wordt gemaakt van zowel maskering met ruis als met een zuivere toon van belang met beide genoemde aspecten, te weten de verbreding van het filter en de schijnbare verbreding door produktie van boventonen, voortdurend rekening te houden. Het is bijvoorbeeld bij proeven met patiënten noodzakelijk het in het Appendix beschreven model konsekvent toe te passen, wil men onderscheid maken tussen maskering door filterverbreding en produktie van boventonen. Bij normale proefpersonen is gebleken dat de maskering ter plaatse van het dubbele van de frekwentie van de maskeerder vrijwel volledig het gevolg is van de tweede harmonische (zie hfdst. IV), zodat in deze gevallen de grootte van de tweede harmonische ook sneller geschat kan worden uit het gemiddelde

van de minimale en maximale maskering bij verandering van de fase van de testtoon. Uit het in het Appendix beschreven model valt eenvoudig te zien dat, wanneer de tweede harmonische de enige oorzaak is van de maskering, de minimaal hoorbare testtoon gemiddeld ongeveer gelijk wordt aan de tweede harmonische bij veranderende fase (Schubert 1969).

5.3 VOORBEELDEN

Uit tabel II hebben we twee gevallen gelicht die typerend zijn voor de in deze tabel vermelde patiënten en twee voorbeelden die om andere reden opvallen. We zullen dit in het volgende nader toelichten. Als we tabel II globaal bekijken zien we daarin een groep patiënten met een T00-helling van ongeveer 2 en een groep waarbij deze helling bij ongeveer 1 ligt (zie fig. 5-4).



H = T00-slope
N = number of patients

fig. 5-4

Een voorbeeld van een patiënt met een T00-helling van 1,8 is patiënt nr 7 (H.D.) waarvan de meetresultaten staan afgebeeld in fig. 5-5.

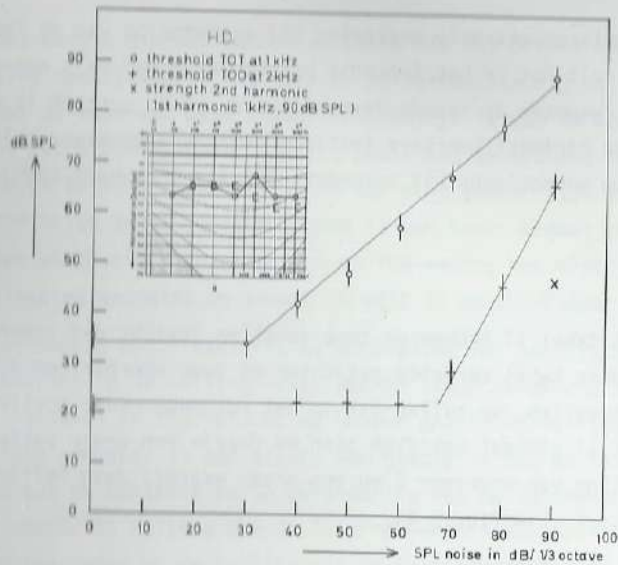


fig. 5-5

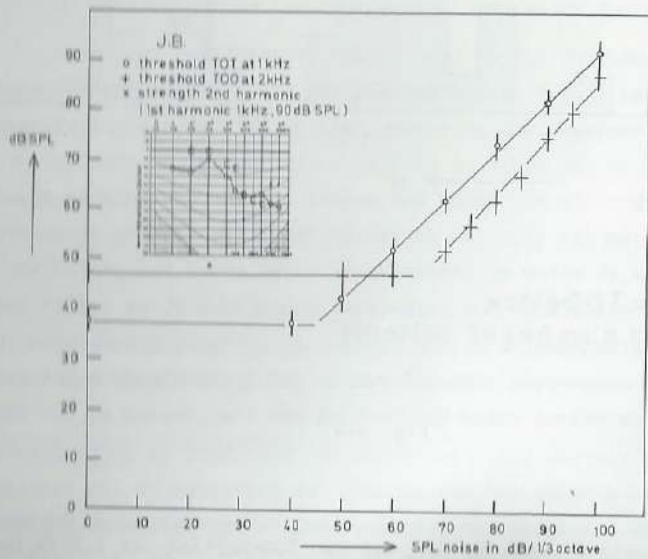


fig. 5-6

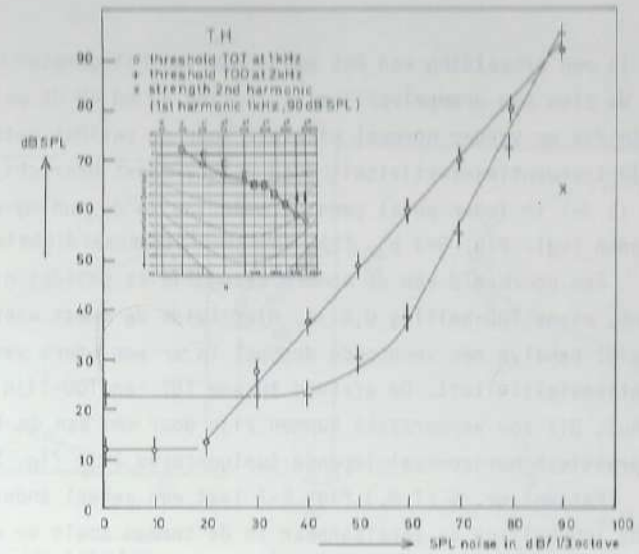


fig. 5-7

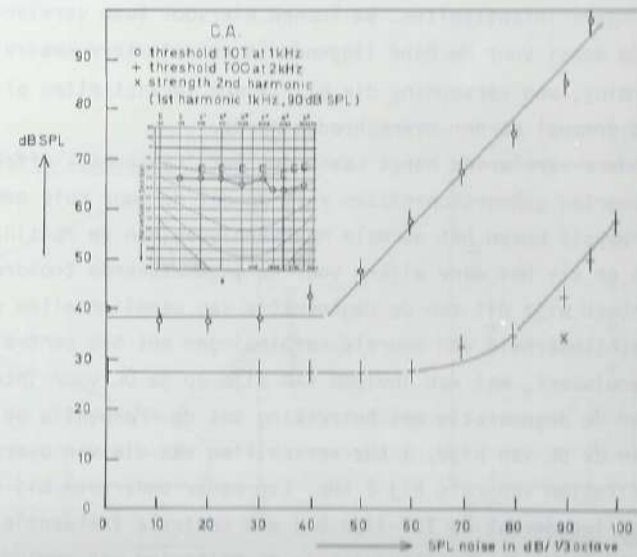


fig. 5-8

Tevens is een afbeelding van het audiogram van het gemeten oor opgenomen. We zien een drempelverlies van tussen 30 en 40 dB en een T00-lijn die er verder normaal uitziet. Voor de patiënt betekent dit dat zijn frekwentieselektiviteit goed is. De meest waarschijnlijke konklusie is dat in ieder geval geen verandering in de tuning-curves is opgetreden (vgl. fig. 5-3 b). Zijn spraakverstaanvaardigheid haalt 100%.

Een voorbeeld van de andere categorie is patiënt nr. 22 (J.B.), fig. 5-6, wiens T00-helling 0,8 is. Hier luidt de meest waarschijnlijke konklusie: behalve een verhoogde drempel is er een sterk verminderde frekwentieselektiviteit. De afstand tussen TOT -en T00-lijn is praktisch nul. Dit zou veroorzaakt kunnen zijn door een aan de laagfrequentie zijde praktisch horizontaal lopende tuning-curve (zie fig. 5-3 d).

Patiënt nr. 5 (T.H.) fig. 5-7 laat een geheel ander aspekt zien. De T00-helling is verklaarbaar in de termen zoals we dat in 5.2 gedaan hebben. We zien echter dat de T00-lijn veel dichterbij de TOT-lijn ligt (bij 90 dB SPL/terts voor de ruis is de T00-drempel zelfs hoger dan de TOT-drempel. Bovendien is zijn spraakaudiogram van het helmvormige type. Er is dus reductie van de frekwentieselektiviteit voor hogere intensiteiten. We kunnen hiervoor twee verklaringen geven. De meest voor de hand liggende is een sterkere kwadratische vervorming, een vervorming die bij lagere intensiteiten al zo groot is, dat de drempel eerder overschreden wordt.

Een andere verklaring hangt samen met het 'Langenbeck-effekt': bij sommige soorten gehoorstoornissen valt op dat de door ruis gemaskeerde toondrempels boven het normale maskeerniveau van de ruisintensiteit liggen en als het ware wijken voor de ongemaskeerde toondrempels. Langenbeck wijt dit aan de degeneratie van ganglioncellen waardoor de beschikbaarheid van neurale verbindingen met het centrale zenuwstelsel vermindert, wat van invloed kan zijn op de DL voor intensiteiten. Wanneer de degeneratie met betrekking tot de frekwentie gelokaliseerd is, kan de DL van bijv. 1 kHz verschillen van die van overeenkomstige intensiteiten van ruis bij 2 kHz. Een nader onderzoek bij deze patiënten leerde dat de TOT-lijn bij een centrale frekwentie van de ruisband van 2 kHz een verschuiving in de maskering van gemiddeld 11 dB vertoonde ten opzichte van de TOT-lijn bij 1 kHz. Vergelijken we dus de TOT-lijn en T00-lijn bij 2 kHz dan zien we dat het beeld weer nor-

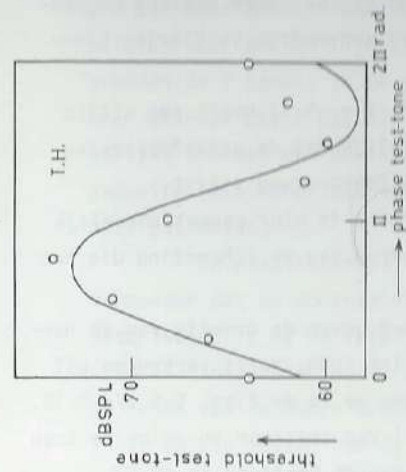


fig. 5-10

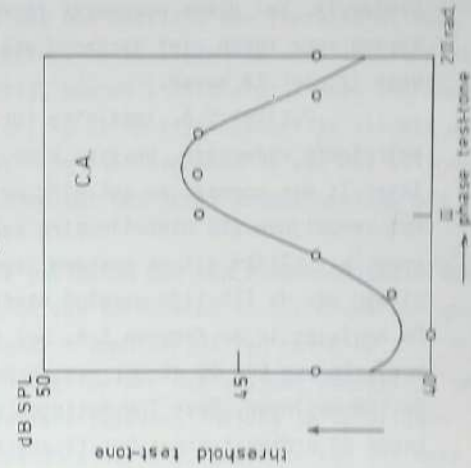


fig. 5-12

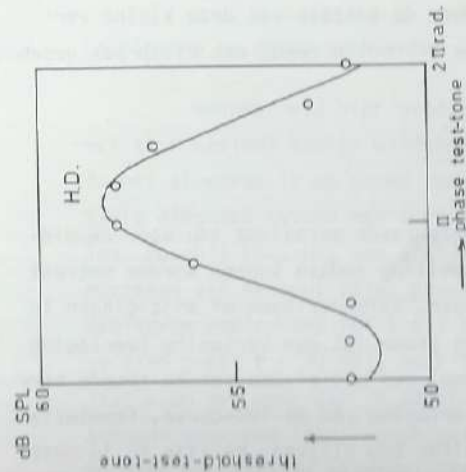


fig. 5-9

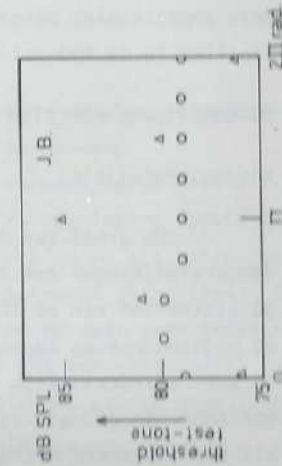


fig. 5-11

maal is, zij het dat de maskering bij 2 kHz voor alle intensiteiten groter is. Wel dient opgemerkt te worden dat bij deze patiënt de maskering voor tonen niet verhoogd was. Een eenvoudige verklaring hiervoor is niet te geven.

Patiënt C.A. tenslotte (nr. 17, fig. 5-8) heeft een attico-antrotomie ondergaan. We zien hier duidelijk dat de oktaafmaskering lager is dan normaal en ook niet met de faktor twee stijgt. Het verdwijnen van niet-lineaire vervorming is hier verantwoordelijk voor, wat blijkt uit de extreem lage waarde van de TOH-meting die het niveau van de TIG-lijn gevolgd heeft. De kruisjes in de figuren 5-5, 5-7 en 5-8 geven de grootte van de harmonische aan bij 90 dB SPL van de primaire toon, zoals verkregen uit de TOH-metingen. Deze TOH-metingen vinden we in de fig. 5-9 t/m 5-12. Langs de ordinaat staat het faseverschil van testtoon en primaire toon uitgezet en langs de abscis de drempel van de testtoon in dB SPL (vgl. fig. 4-12). We zien in fig. 5-10 dat de drempel van patiënt J.B. niet van de fase afhankelijk is. Bij controle met de in 4.2.2 genoemde methode bleek dat het diskriminatievermogen van J.B. niet slecht was. De uitkomsten van de kontrôlemeting staan met Δ in dezelfde figuur aangegeven. We kunnen dus hier geen nauwkeurige schatting geven van de grootte van de harmonische. Dit is ook de reden waarom in fig. 5-6 deze grootte niet aangegeven is. Over de oorzaak van deze kleine verschillen in de TOH-meting hebben we hierboven reeds een uitspraak gedaan.

DIAGNOSTISCHE ASPEKTEN

Middenoorafwijking

Op grond van het in 5.2 beschreven paradigma zou voor de middenoorafwijkingen een zekere voorspelling gedaan kunnen worden omtrent de uitkomsten van de T00/TOH-metingen. Veranderingen of wijzigingen in de middenoorketen kunnen aanleiding geven tot een verlaging (verlaging is meer waarschijnlijk dan verhoging) van het niveau van de tweede harmonische. En dit uit zich in een verlaging van de T00-curve, tenminste als het filterend mechanisme hetzelfde zou blijven. Nu zijn er in onze groep 4 patiënten met een blijvend middenoordefekt, te weten de nr. 17, 23, 43 en 44. Met uitzondering van 23 zien we een verlaging van de

tweede harmonische en een afronding van de TIG-lijn (vgl. fig. 5-8 en 5-3 c). Door deze afronding is het ook moeilijk een representatieve helling voor de T00-lijn te bepalen. Theoretisch kan deze immers niet beneden de 1 komen. In de praktijk kunnen lichte afwijkingen voorkomen, maar waarden zoals 0,1 bij de nr. 43 en 44 zijn natuurlijk slechts mogelijk, doordat de T00-lijn hier nog niet begonnen is aan het stijgende gedeelte (dit hangt ook weer samen met het grote drempelverlies bij deze patiënten).

De resultaten bij deze patiënten met een middenoorlaesie doen vermoeden dat de voornaamste bron van vervorming in het middenoor gelokaliseerd is, na de fase draaiende elementen, dus aan het eind.

In de hier beschreven gevallen was het vrijwel onmogelijk om op grond van de beschikbare medische gegevens inzicht te verkrijgen in de exakte omvang van de middenoorafwijking. Daardoor kan uit deze groep patiënten niet afgeleid worden waar in het middenoor de introductie van de vervorming plaats vindt. Een verklaring voor het, ten opzichte van de andere drie patiënten afwijkende meetresultaat van patiënt nr. 23 kan gevonden worden in het relatief geringe geleidingsverlies (air-bone-gap < 10 dB) (met andere woorden geringe middenoorstoornis) bij deze patiënt in tegenstelling tot de anderen.

5.4.2 Cochleaire en retro-cochleaire laesies

Wanneer wij hier over cochlea spreken bedoelen we daarmee alles wat zich bevindt tussen middenoor en ganglion spirale. In het algemeen is op grond van alléén een toonaudiogram geen differentiale diagnose tussen een cochleaire en retro-cochleaire laesie te stellen. Daarbij komt dat een afwijking zowel cochleaire als retro-cochleaire oorzaken kan hebben: bijv. presbycusis (Schuknecht 1955, 1964). Een audiogram echter dat tot 1 à 2 kHz vlak loopt en daar geen groot verlies te zien geeft (< 30 dB), maar tussen 1 à 2 kHz een vrij snelle daling laat zien van meer dan 30 dB/oktaaf wordt als een sterke aanwijzing beschouwd voor een lokaal-cochleaire pathologie. Wanneer het verlies geleidelijker verloopt naar hoge frekwenties (10 dB/oktaaf), vaak bij lagere frekwentie aanvangt en bij de anamnese

een langdurig verblijf in lawaaige omgeving blijkt, wordt ook een cochleair verlies in aanmerking genomen (lawaaitrauma) (Lehnhardt 1965). Het verblijf in een lawaaige omgeving berust vaak op het beroep van de patiënt: al in de 19e eeuw werd deze vorm van doofheid verbonden aan de beroepen van smid en vatenmaker (Paparella en Melnick 1965). We kunnen een cochleair verlies ook op andere wijze zien ontstaan: bij proefdieren heeft een vergiftiging van de cochlea door hypoxia, KCN of ferosemide (Kiang e.a. 1970; Evans 1974) een sterke verbreding van de tuning-curve (frequency threshold curve) van de primaire auditore vezels tot gevolg. We mogen verwachten dat bij mensen met lokaal-cochleaire pathologie de tuning-curve eveneens breed is. Een verbrede tuning-curve kan voor een op die plaats gemeten T00-helling een resultaat van omtrent 1 geven.

Als we nu naar tabel II terugkeren zien we dat alle audiogrammen met een toenemend verlies, dat begint bij frekventies lager dan 2 kHz bij een patiënt behoren van wie de H van de T00-meting dicht bij 1 ligt: patiënten nr. 26, 35, 38 en 39. Ook de patiënten 27, 31 en 38 hebben T00-hellingen die ongeveer 1 zijn. Al deze patiënten behoren tot de groep met H = 1 (nr. 17 - 44). Dit betekent niet dat onder de patiënten van de groep met H = 2 (nr. 1 - 16) geen verliezen zouden voorkomen die wijzen op een lokaal-cochleaire pathologie. Alle audiogrammen echter die zo'n verlies aanwijzen lopen vlak tot 2 kHz en vertonen pas boven deze frekventie een drempelverhoging. We verwachten dan ook door bij 2 kHz te meten (en dat was de frekventie voor onze T00-metingen) in deze gevallen geen aanwijzing voor een plaatselijk cochleair verlies. Zoals verwacht mag worden behoren ook de patiënten bij wie gekonstateerd is dat na behandeling hun gehoor weer normaal was, te weten nr. 3, 4 en 12 tot de groep met een helling voor de T00-lijn van 2.

In de meeste literatuur wordt aangenomen dat het gehoorverlies bij de ziekte van Ménière van cochleaire oorsprong is (Williams 1965). De H van patiënt 2 zou hiermee in tegenspraak zijn. Patiënt 28 beantwoordt wel aan het cochleaire beeld van de ziekte van Ménière. Zijn T00-helling is 1.

Als we de etiologie van het Ménière syndroom van patiënt 2 nader

bezien blijkt dat het syndroom is ontstaan na een ernstig auto-ongeval, waarbij o.a. een schedelbasisfractuur was opgelopen; in dit geval kan dus ook aangenomen worden dat er een andere oorzaak is voor het wisselende progressieve gehoorverlies. Maar dat zou geen verbreding van de tuning-curve inhouden.

Bij patiënt nr. 28 is sprake van een 'oude' tot rust gekomen ziekte van Ménière waarvan de eerste verschijnselen al 14 jaar geleden optraden. Het gehoorverlies is hier stationair; diagnostisch gezien bestond hier ook geen twijfel aan de ziekte van Ménière.

We moeten hierbij nog wel aantekenen dat recentelijk bij ECOG-metingen een groot latentieverloop in de AP is gekonstateerd (Schmidt 1975), wat zou kunnen wijzen op een intacte frekwentieselektiviteit.

Er zijn dus sterke aanwijzingen dat een T00-helling van 1 een aanwijzing vormt voor een lokaal-cochleaire pathologie. In ieder geval is er geen tegenspraak te ontdekken tussen deze bewering en het hier getoonde materiaal gevonden bij 44 willekeurige patiënten.

5.5

SAMENVATTENDE KONKLUSIES

Samenvattend kunnen we het volgende zeggen. Indien onze veronderstelling ten aanzien van het ontstaan van de vervorming juist is, is in eerste instantie de TOH-meting bij uitstek de methode om zowel de functie van het middenoor te onderzoeken, als een schatting te geven van de verbreding van het interne filter. Praktisch gezien kleven er echter twee onoverkomelijke bezwaren aan om deze methode klinisch toe te passen. Het eerste is wel de duur van de meting. Om zowel de vervorming als de filterverbreding redelijk te meten, zou ongeveer anderhalf uur per patiënt gerekend moeten worden, nog afgezien van de nodige rustpauzes.

Een tweede argument vindt zich in de luistervaardigheid die de methode vereist in combinatie met een optimale concentratie; eigenschappen die de meeste patiënten en vooral de oudere zeker niet bezitten.

Bovendien zijn er eenvoudiger en betere methoden om de functie van het middenoor te onderzoeken, methoden die ons bovendien meer informatie geven: impedantiemetrie, toonaudiogram. Ook hebben we gezien dat de

filterverbreiding net zo goed met de door ons ontwikkelde eenvoudiger en ook voor patiënten aanvaardbare T00-methode onderzocht kunnen worden. Praktisch gezien blijven er geen argumenten over voor de T0H-methode en des te meer ten gunste van onze ruisband (T00-)methode. Het onderzoek zal dan ook langs deze weg voortgezet moeten worden. Aan de ene kant zullen gegevens verzameld moeten worden over het fysiologisch functioneren in relatie tot pathologieën, aan de andere kant zal dit functioneren in verband moeten worden gebracht met de filterende eigenschappen van de cochlea.

Ten behoeve van het psychofysisch onderzoek zullen patiënten met nauwkeurig gedefinieerde middenoorlaesies geselecteerd moeten worden, om te trachten de oorzaak van de vervorming te lokaliseren en de verbreding van het filter aan de mechanische en fysiologische werking van de cochlea te relateren. De filterverbreiding zou eveneens onderzocht moeten worden met de door Zwicker (1974) geïntroduceerde psychofysische tuning-curve; deze methode heeft al interessante gegevens bij patiënten opgeleverd (Lindstrom en Leshowitz 1974).

Vooralsnog kan volgens ons de hier ontwikkelde methode een hulpmiddel zijn bij differentiaal diagnostisch audiolologisch onderzoek.

Appendix

ANALYSE FASE EFFEKTEN

Bij de beschrijving van het door ons gevolgde model zullen we uitgaan van de testsituatie:

Er wordt een zuivere toon met frekwentie f_0 aan het oor aangeboden. Tegelijkertijd wordt een testtoon van $2f_0$, die een vast faseverschil heeft met de maskeertoon, toegevoegd.

Als we er van uitgaan dat de maskering bij $2f_0$ voornamelijk veroorzaakt wordt door de 2e (voortaan aan te duiden als 'interne') harmonische, dan verwachten we dat de drempel van de testtoon afhangt van het faseverschil tussen testtoon en 2e harmonische. We veronderstellen dat het toevoegen van een externe harmonische, het vervormingsproces bij de dubbele frekwentie van de maskeerder niet beïnvloedt.

Als in een Békésy-testsituatie de externe harmonische onderbroken wordt aangeboden, ontstaat een afwisseling van 2 situaties:

- a) aanwezigheid van alléén de interne harmonische
- b) aanwezigheid van zowel interne als externe harmonische

We zullen nu de volgende aanduidingen invoeren:

$$\text{maskeerder} = \text{primaire toon } \vec{a}_p \equiv A_p \sin \omega_0 t$$

$$\text{interne harmonische } \vec{a}_i \equiv A_i \sin(2\omega_0 t + \theta)$$

θ = de fasedraaiing die de interne harmonische ondergaat in het gehoororgaan, gemeten op de plaats waar de samenstelling met de externe harmonische tot stand komt ten opzichte van de primaire toon.

$$\text{externe harmonische } \vec{a}_e \equiv A_e \sin(2\omega_0 t + \psi + \zeta)$$

ψ = de extern regelbare fasedraaiing

ζ = de interne fasedraaiing

We zullen in het vervolg de vektor representatie kiezen voor onze beschrijving. Bij het volgende moet dus voortdurend bedacht worden dat, waar vektoren staan, eigenlijk bedoeld wordt hun projectie op een vaste

as. Mogen we de externe en interne harmonische vektorieel sommeren dan kunnen we de boven beschreven twee situaties voorstellen zoals in fig. A-1

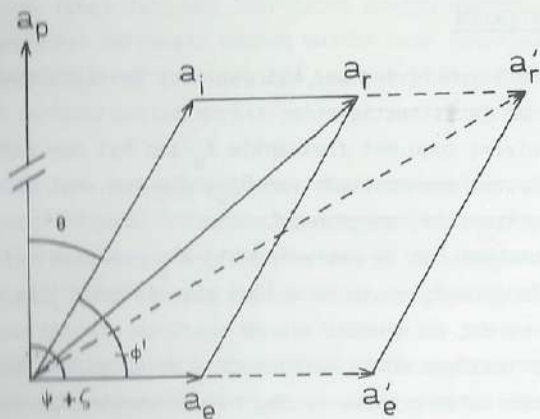


fig. A-1

De primaire toon wordt gerepresenteerd door de vektor \vec{a}_p en de interne harmonische door \vec{a}_i . Op een bepaald moment is het faseverschil tussen deze twee 0. Dit bepaalde moment zal bij de analyse zo gekozen worden dat θ het faseverschil is op het tijdstip $t = 0$, zie de boven beschreven ingevoerde aanduiding.

Als er een externe harmonische, voorgesteld door de vektor \vec{a}'_e , wordt toegevoegd, kunnen we voor de totale harmonische de vektorsom schrijven:

$$\vec{a}'_r = \vec{a}'_e + \vec{a}_i \quad (1)$$

De drempel van de externe harmonische komt nu overeen met de mogelijkheid om een juist hoorbaar verschil te onderscheiden tussen \vec{a}_i en \vec{a}'_r . Als we tevens zorgdragen voor een lange inklinktijd en uitklinktijd van de intermitterend aangeboden externe harmonische dan geschiedt de detektie van het verschil tussen \vec{a}_i en \vec{a}'_r uitsluitend op grond van hun grootte en niet op grond van hun faseverschil. De drempel van de

externe harmonische correspondeert dan met een bepaalde verhouding van de amplitudes A_i en A'_r van resp. \vec{a}_i en \vec{a}'_r .

In fig. A-1 wordt deze uiteindelijke situatie aangegeven door de somvektor \vec{a}'_r en zijn componenten \vec{a}_i en \vec{a}'_e . De externe harmonische heeft dan een fase $(\psi + \zeta)$ ten opzichte van a_p . Hoewel $(\psi + \zeta)$ en θ dus beide met de tijd veranderen blijft hun verschil konstant.

In de experimenten wordt ψ gebruikt als onafhankelijke variabele: er worden een aantal waarden ψ_j aan gegeven. Zoals boven vermeld moet de amplitude van de somvektor in de drempelsituatie konstant zijn. Daarom moet de volgende vergelijking voor alle j -waarden opgaan:

$$A_r^2 = A_i^2 + A_{e_j}^2 + 2A_i A_{e_j} \cos(\psi_j + \zeta - \theta) \quad (\phi \equiv \theta - \zeta)$$

Hierin stellen de hoofdletters A de respectieve amplitudes voor. In de termen van fig. A-1 liggen de eindpunten van alle vectoren \vec{a}_{e_j} op een cirkel.

Met het uitgangspunt van het juist hoorbare amplitudeverschil kunnen dan twee cirkels gevormd worden, n.l. één die voldoet aan:

$$A_r/A_i = C \quad (\text{cirkel } O_1) \quad C > 0$$

en één aan:

$$A_i/A_r = C \quad (\text{cirkel } O_2) \quad C > 0$$

(zie fig. A-2)

Alle vectoren \vec{a}_{e_j} die met hun eindpunt op O_1 of O_2 liggen geven een 'juist hoorbaar' verschil tussen \vec{a}_r en \vec{a}_i . Wanneer het eindpunt van de vektor \vec{a}'_r ligt binnen de cirkel O_1 of buiten O_2 is er geen verschil te horen tussen \vec{a}_r en \vec{a}_i , immers daar is de verhouding $A_r/A_i < C$ resp $> 1/C$. Buiten O_1 en binnen O_2 is er wel verschil te horen.

Ook zien we dat voor hoeken $\zeta < (\vec{a}_p, OB)$ (of $\zeta > -(\vec{a}_p, OA)$) geen punten van de binnenste cirkel in de testsituatie gevonden kunnen worden omdat \vec{a}'_r daar de binnenste cirkel niet kan bereiken.

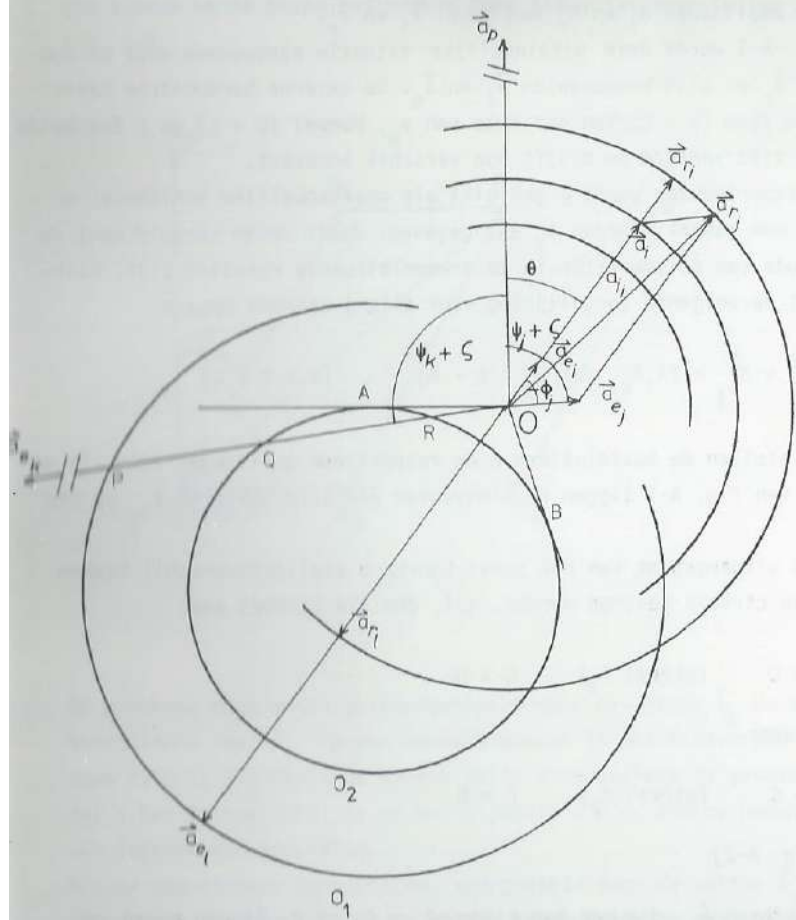


fig. A-2

In de praktijk worden de punten van de buitenste cirkel gevonden door de proefpersoon op een knop te laten drukken zolang hij nog verschil hoort en los te laten als dit niet meer zo is. Bij het drukken op de knop vermindert automatisch de grootte van a_{e1} . Zou de proefpersoon punten van de binnenste cirkel willen aangeven dan moet de proefpersoon zijn criterium omdraaien binnen de korte tijd dat de grootte van

de vektor zodanig is dat hij valt tussen binnenste en buitenste cirkel. Dit gebeurt praktisch niet. Wel kan de situatie ontstaan waarin de proefpersoon door traag reageren de vektor de binnenste cirkel laat passeren (situatie: wel verschil te horen) en in deze situatie blijft doordrukken tot de binnenste cirkel nogmaals gepasseerd wordt en hier een drempel gaat aangeven. Bij inleidende metingen bleek dat dit alleen bij zeer geoefende luisteraars lukte: binnen de binnenste cirkel blijken de verschillen eigenlijk nauwelijks hoorbaar. Een typisch voorbeeld van een meting waarbij zowel naar de ene als naar de andere situatie gezocht is staat in fig. A-3.

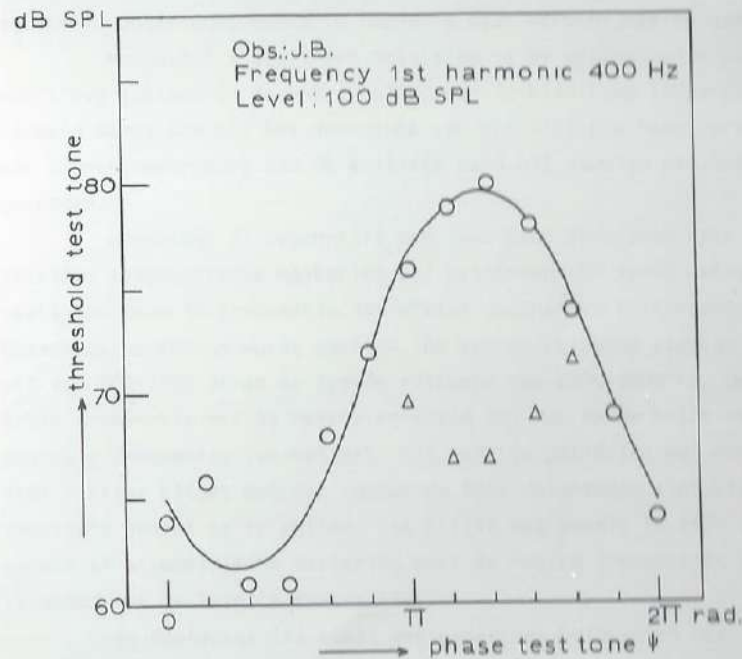
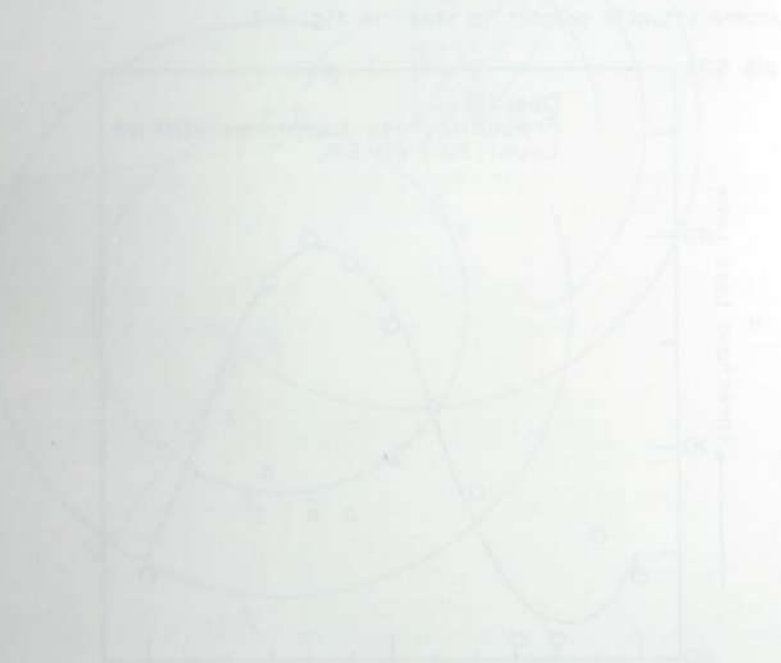


fig. A-3

De O^n stelt de normale situatie voor en de Δ^n de alternatieve situatie (zie ook fig. 4-13). (N.B. De hier vermelde normale proefpersoon JB moet niet verward worden met de patiënt JB in fig. 6-5 en -11). We kunnen uit de ligging van de buitenste cirkel de fasehoek ϕ en

grootte A_i van de interne harmonische bepalen: als we de formules (2) in polaire coördinaten herschrijven kunnen we met behulp van de kleinste kwadraten methode hieruit een set lineaire vergelijkingen konstrueren waaruit de beste waarden van A_i en ϕ opgelost kunnen worden (Erdreich en Clack 1972).



Samenvatting

Het probleem, wat de oorzaak is van niet-lineaire vervorming bij overbelasting van het oor, houdt al meer dan 100 jaar psychofysici en andere onderzoekers bezig. Een ander verschijnsel dat bij hogere intensiteiten anomalieën geeft is de maskering van een toon door een ruisband of een andere toon. Bij hogere intensiteiten verschijnt een sterke asymmetrische maskering van de hogere frekwenties. Bij patiënten is een excessieve vorm van deze asymmetrische maskering gevonden. Onderzocht wordt in hoeverre deze verschijnselen samenhangen.

Hoofdstuk I geeft een inleiding in de psychofysica van het auditieve systeem en de ontwikkeling van de klinische toepassingen. Vermeld wordt hoe bij het onderzoek van het kritieke band-verschijnsel een sterke verbreding van de kritieke band bij sommige patiënten werd gevonden.

Hoofdstuk II beschrijft een inleidend onderzoek naar de excessieve asymmetrische maskering bij patiënten. Er wordt gebruik gemaakt van twee in frekwentie van elkaar gescheiden ruisbanden waar-tussen de maskering wordt gemeten. De eerste ruisband strekte zich uit van 800-1200 Hz en de tweede ruisband van 2800-3800 Hz. De centrale frekwentie van de eerste ruisband lag dus op de helft van de centrale frekwentie van het gat. Bij sommige patiënten met een perceptief verlies blijkt het gat tussen de twee ruisbanden zich bij hoge intensiteit geheel op te vullen. Dit blijkt het gevolg te zijn van een excessief asymmetrische maskering naar de hogere frekwenties door de ruisband met de laagste frekwenties.

In Hoofdstuk III staat een onderzoek beschreven naar de spraakverstaanbaarheid en de excessief asymmetrische maskering. Bij 23 slechthorende kinderen met een perceptief verlies, leerlingen van de Prof. H. Burgerschool, werd de spraakverstaanbaarheid gemeten zonder gehoorapparaat, met één en met twee hoorapparaten. Ook werd gemeten de maskering ter plaatse van het gat tussen de ruisbanden. We zijn er van uit gegaan dat deze maskering een maat is voor de frekwentieselektivi-

teit. Er blijkt geen verband te bestaan tussen de spraakverstaanbaarheid met hoorapparaten en verslechterde frekwentieselektiviteit ten gevolge van de excessief asymmetrische maskering.

In Hoofdstuk IV wordt een onderzoek geschetst naar het verband tussen asymmetrische maskering en niet-lineaire vervorming bij overbelasting van het oor. De aanwezigheid van niet-lineaire vervorming werd gemeten met de 'tone on tone' techniek. Ter plaatse van de verwachte vervorming wordt met een testtoon de fase-afhankelijke drempel gemeten en hieruit wordt de hoeveelheid vervorming geschat. De grootte van de asymmetrische maskering en de hoeveelheid niet-lineaire vervorming bij normaal-horenden worden vergeleken. Deze blijken zeer wel overeen te stemmen. Hetzelfde onderzoek wordt bij een groep van 44 patiënten gedaan. De groep patiënten lijkt een dichotomie te vertonen: ongeveer de helft van de patiënten vertoont een normale asymmetrische maskering overeenkomend met een normale hoeveelheid niet-lineaire vervorming, de andere helft een excessief asymmetrische maskering.

Hoofdstuk V tenslotte onderzoekt het meest waarschijnlijke verband tussen de maskering en de vervorming. Bij drie van de vier patiënten met een middenoor-laesie treedt een zeer geringe maskering en een overeenkomstig kleine vervorming op. Verder blijken patiënten met een lokale cochleaire pathologie een excessief asymmetrische maskering te vertonen wanneer de pathologie gelokaliseerd is op de plaats waar de meting verricht werd. De oorzaak van de vervorming is waarschijnlijk in het middenoor gelegen en niet-lineaire vervorming is eveneens debet aan de asymmetrische maskering met een relatief kleine hoeveelheid niet-lineaire vervorming. De excessief asymmetrische maskering bij patiënten is waarschijnlijk het gevolg van verbreding van het "cochleaire filter". Deze verbreding komt tot stand ten gevolge van een lokale cochleaire pathologie.

Summary

The problem of the origin of nonlinear distortion resulting from aural overload has occupied psychophysicists and other researchers for more than 100 years. Another phenomenon which gives anomalies at higher intensities is the masking of a tone by a noise band or another tone. At high intensities strong and asymmetrical masking of the higher frequencies appears. In some patients an excessive amount of asymmetrical masking has been found. Our aim was to investigate how these two phenomena are related.

Chapter I gives an introduction into the psychophysics of the auditory system and the development of the clinical application of the results. It describes, in particular, how the investigation of the critical band concept led to the discovery of strong broadening of the critical band in some patients.

Chapter II describes an introductory investigation into excessive asymmetrical masking in patients. In these experiments we used two noise bands between which the masking was measured. The first noise band extended from 0.8 kHz to 1.2 kHz and the second noise band from 2.8 kHz to 3.8 kHz. The central frequency of the first noise band was situated at half the frequency of the gap. In some patients with a perceptive hearing loss the gap between the two noise bands becomes more shallow at higher intensities. This seems to be the consequence of excessive masking of the higher frequencies by the lower noise band.

In Chapter III speech intelligibility and excessive asymmetrical masking are investigated. In 23 hard-of-hearing children with a perceptive type of hearing loss the speech intelligibilities without hearing aid, with one hearing aid and with two hearing aids, were measured. These were compared to the masking level in the gap between the noise bands. Our starting point was that this masking level is a measure of frequency selectivity. Indeed, in more than half of the children we found excessive masking. No relation was found, however, between speech intelligibility with hearing aids on the one hand and deteriorated frequency selectivity as a consequence of excessive asymmetrical masking on the other.

In Chapter IV we investigate the relation between asymmetrical masking and nonlinear distortion due to overloading of the ear. The presence of nonlinear distortion was measured with the 'tone on tone' masking technique. On the site of the expected distortion we measured with a test-tone the phase-dependent threshold and from this the amount of nonlinear distortion could be estimated. The size of asymmetrical masking and the amount of nonlinear distortion measured in normally hearing persons were compared. The findings indicate a large degree of consistency. The same series of experiments has been done in a group of 44 patients. This group showed a dichotomy: about half of the patients showed normal asymmetrical masking corresponding to a normal amount of nonlinear distortion, the other half excessive asymmetrical masking with relatively lower amount of nonlinear distortion.

Chapter V discusses the most probable relation between masking and distortion. All our patients with a middle-ear lesion except one showed very low masking and very little distortion. The source of distortion probably lies in the middle ear and nonlinear distortion is the main cause of (normal) asymmetrical masking. It seems that patients with a local cochlear pathology show excessive asymmetrical masking if the pathology is localised in the cochlea at the frequency site we were stimulating. Excessive asymmetrical masking in patients may well be due to broadening of the cochlear filter, as can be brought about by a local cochlear pathology.

Literatuur

- Aran, J.-M.: L'électro-cochléogramme. I, II, III. Cahiers de la Compagnie Française d'Audiologie 12-14, 1-128 (1971).
- Békésy, G. von: Ueber die nichtlinearen Verzerrung des Ohres. Annalen der Physik 20, 809-827 (1934).
- Bilger, R.C. en Hirsh, I.J.: Masking of tones by bands of noise. J. Acoust. Soc. Am. 28, 623-630 (1956).
- Boer, E. de: Measurement of the critical bandwidth in cases of perception deafness; Proc. 3rd Int. Congr. Acoustics 1, 100-102 (Elsevier, Amsterdam 1961).
- Boer, E. de: Note on the critical bandwidth. J. Acoust. Soc. Am. 34, 985-986 (1962).
- Boer, E. de en Bos, C.E.: On the concept of the critical band; Proc. 4th Int. Congr. Acoustics, paper H 13 (1962).
- Boer, E. de en Bouwmeester, J.: Critical bands and sensorineural hearing loss. Audiology 13: 236-259 (1974).
- Bos, C.E. en Boer, E. de: Masking and discrimination. J. Acoust. Soc. Am. 39, 708-715 (1966).
- Castle, W.E.: The effect of selective narrow-band filtering on the perception of certain English vowels. Mouton, The Hague (1964 a).
- Castle, W.E.: Effects of selective narrow-band filtering on the perception by normal listeners of Harvard PB-50 word lists. J. Acoust. Soc. Am. 36, 1047 (A) (1964 b).
- Clack, T.D.: Aural harmonics: The masking of a 2000-Hz tone by a sufficient 1000-Hz fundamental. J. Acoust. Soc. Am. 42, 751-758 (1967).
- Clack, T.D.: Aural harmonics: Preliminary time-intensity relationships using the tone-on-tone masking technique. J. Acoust. Soc. Am. 43, 283-288 (1968).
- Clack T.D. en Bess, F.H.: Aural harmonics: The tone-on-tone masking vs. the best-beat method in normal and abnormal listeners. Acta oto-laryng. 67, 399-412 (1969).
- Cohen, M.R. en Drabkin, I.E. (Ed.): A source book of Greek Science. Harvard University Press (1948).
- Corti, A.: Recherches sur l'organe de l'ouïe des mammifères. Zeit. f. Wiss. Zool. 3, 109-169 (1851).

- Dennert, H.: Akustisch-physiologische Untersuchungen. Arch. f. Ohrenheilkunde 24, 171-184 (1887).
- Durlach, N.I.: Equalization and cancellation theory of binaural masking-level differences. J. Acoust. Soc. Am. 35, 1206-1218 (1963).
- Egan, J.P. en Hake, H.W.: On the masking pattern of a simple auditory stimulus. J. Acoust. Soc. Am. 22, 622-630 (1950).
- Egan, J.P. en Klumpp, R.G.: The error due to masking in measurement of aural harmonics by the method of the best-beats. J. Acoust. Soc. Am. 23, 275-286 (1951).
- Eggermont, J.J. en Odenthal, D.W.: Electrophysiological investigation of the human cochlea. Audiology 13: 1-22 (1974).
- Erdreich, J. en Clack, T.D.: An algorithm for analysis of phase effects: application to monaural distortion product estimation. J. Acoust. Soc. Am. 52, 1124-1126 (1972).
- Evans, E.F.: The frequency response and other properties of single fibers in the guinea pig cochlear nerve. J. Physiol. 26, 263-287 (1972).
- Evans, E.F.: Auditory frequency selectivity and the cochlear nerve. In: Facts and models in hearing pp. 118-129, Ed. E. Zwicker en E. Terhardt (Springer, Berlin 1974).
- Feldtkeller, R. en Zwicker, E.: Das Ohr als Nachrichtenempfänger (Hirzel, Stuttgart 1967).
- Flanagan, J.L.: Models for approximating basilar membrane displacement. Bell Syst. Tech. J. 41, 959-1009 (1962).
- Fletcher, H.: Speech and hearing. Van Nostrand, New York (1929).
- Fletcher, H.: Auditory patterns. Rev. modern Phys. 12, 47-65 (1940).
- Flower, E.M. en Viehweg, R.: A review of audiological findings among patients with cerebello-pontine angle tumors. Laryngoscope 71, 1105-1126 (1961).
- Fourier, J.B.J.: La théorie analytique de la chaleur. F. Didot, Paris (1822).
- Gässler, G.: Ueber die Hörschwelle für Schallereignisse mit verschieden breitem Frequenz-spektrern. Acustica 4, suppl. 1, 408-414 (1954).
- Glaesser, E.; Caldwell, W.F. en Stewart, J.L.: An electrical analogue of the ear. AMRL-TDR-63-60, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Wright-Patterson Air Force Base Ohio (1963).
- Goodman, A.C.: Some relations between auditory function and intracranial lesions with particular reference to the lesions of the cerebello-pontine angle. Laryngoscope 67, 987-1010 (1957).

- Greenwood, D.D.: Auditory masking and the critical band. J. Acoust. Soc. Am. 33 484-502 (1961).
- Guilford, J.P.: Psychometric methods. (McGraw-Hill Book Company, Inc., New York 1954).
- Guinan, J. en Peake, W.T.: Middle ear characteristics of anesthetized cats. J. Acoust. Soc. Am. 41, 1237-1261 (1967).
- Hecox, K. en Galambos, R.: Brain stem auditory evoked responses in human infants and adults. Arch. Otolaryngol. 99, 30-33 (1974).
- Helmholtz, H. von: Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik. Braunschweig: F. Vieweg und Sohn 5e druk 1896.
- Hood, J.D.: Basic audiological requirements in neuro-otology. J. Laryng. 81, 695-711 (1969).
- Houtgast, T.: Lateral surpression in hearing. Thesis, Amsterdam (1974).
- Huizing, H.C. en Reyntjes, J.A.: Recruitment and speech discrimination loss. Laryngoscope 62, 521-527 (1952).
- Jerger, J.F.: Hearing tests in otological diagnosis. Am. Speech and Hearing Ass. 4, 139-145 (1962).
- Jerger, J.F.; Tillman, T.W. en Peterson, J.L.: Masking by octave bands of noise in normal and impaired ears. J. Acoust. Soc. Am. 32, 385-390 (1960).
- Keidel, W.D.: What do we know about the human cortical evoked potential after all? Arch. Ohr.Nas.-KehlkHeilk. 198: 9-37 (1971).
- Kiang, N.Y.-S.; Moxon, E.D. en Levine, R.A.: Auditory nerve activity in cats with normal and abnormal cochleas; in: Wolstenholme G.E.W. en Knight, J. (ed.) Sensorineural hearing loss pp. 241-268 (Churchill, London 1970).
- Kiang, N.Y.-S.; Watanabe, T.; Thomas, E.C. en Clark, L.F.: Discharge patterns of single fibers in the cat's auditory nerve. (MIT Press, Cambridge Mass., U.S.A. 1965).
- Langenbeck, B.: Zur Messing der Unterschiedsschwellen und zur Ursache der Geräuschverdeckung. Z. Laryng. Rhinol. Otol. 35, 287 (1956).
- Lawrence, M. en Yantis, P.A.: Threshold of overload in normal and pathological ears. Arch. Otolaryng. (Chic.) 66, 67-77 (1956).
- Lehnhardt, E.: Die Berufsschäden des Ohres. Arch. Ohr.Nas.-KehlkHeilk. 1, 185 (1965).

- Lewis, D. en Reger, S.N.: An experimental study of the role of the tympanic membrane and the ossicles in the hearing of certain subjective tones. *J. Acoust. Soc. Am.* 5, 153 (1933).
- Lindstrom, R.S. en Leshowitz, B.: Non-linear distortion in ears with sensori-neural hearing loss. Internal report Dept. of Psychology, Arizona State University, Tempe, A.Z. 85281 (1974).
- Marks, L.E.: Sensory processes. The new psychophysics. Academic Press, New York (1974).
- Moe, C.R.: An experimental study of subjective tones produced within the human ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 14, 159-166 (1942).
- Møller, A.R.: Transfer function of the middle ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 35, 1526-1534 (1963).
- Mundie, J.R.: The impedance of the ear - a variable quantity. In: Medical ear function seminar (ed. J.L. Fletcher), pp. 63-85, U.S. Army Medical Research Lab., Dept. 576, Wright-Patterson Air Force Base Ohio (1963).
- Nelson, D.A. en Bilger, R.D.: Pure-tone octave masking in listeners with sensori-neural hearing loss. *J. Speech Hearing Res.* 17, 252-278 (1974).
- Northern, J.L. en Hattler, K.W.: Earmold influence on aided speech identification tasks. *J. Speech. Hear. Res.* 13, 162-172 (1970).
- Ohm, G.S.: Ueber die Definition des Tones, nebst daran geknüpfter Theorie der Sirene und ähnlicher tonbildender Vorrichtungen. *Ann. d. Phys. Chem.* 59 ser. 2, 513-565 (1843).
- Opheim, O. en Flottorp, G.: The aural harmonics in normal and pathological hearing. *Acta Otolaryng.* 45, 513-531 (1955).
- Paparella, M.M. en Melnick, W.: Stimulation deafness. In: Sensorineural hearing processes and disorders (ed. A.B. Graham), Little, Brown and Company Boston (1967).
- Perrault, C.: Du bruit (1680). Heruitgave in C. Perrault en P. Perrault, Oeuvres diverse de physique et de mécanique, Aleide (1721).
- Politzer, A.: Untersuchungen über Schallfortpflanzung und Schalleitung durch die Kopfknochen in gesunden und kranken Zuständen. *Arch. Ohrenheilk.* 1, 318-352 (1864).
- Pollack, I.: The atonal interval. *J. Acoust. Soc. Am.* 20, 146-149 (1948).
- Savart, F.: Poggendorf's *Ann. Physik* 20, 290 ff (1830).
- Scharf, B.: Loudness summation under masking. *J. Acoust. Soc. Am.* 33, 503-511 (1961).

- Scharf, B.: Partial masking. *Acustica* 14, 16-23 (1964).
- Scharf, B.: Critical bands. In: Foundations of modern auditory theory I ed. J.V. Tobias. Academic Press, New York (1970).
- Scharf, B. en Hellman, R.P.: A model of loudness summation applied to impaired ears. *J. Acoust. Soc. Am.* 40, 71-78 (1966).
- Schmidt, P.H.: (samenvatting). Electrocochleografisch onderzoek van de cochlea bij de ziekte van Ménière in: De betekenis van de cochleografie voor otoloog en audioloog, Leiden (1975).
- Schubert, E.D.: On estimating aural harmonics. *J. Acoust. Soc. Am.* 45, 790-791 (1961).
- Schuknecht, H.F.: Presbycusis. *Laryngoscope* 65, 402-419 (1955).
- Schuknecht, H.F.: Further observations of presbycusis. *Arch. Otolaryng.* 80, 369-383 (1964).
- Schuknecht, H.F. en Woellner, R.C.: An experimental and clinical study of deafness from lesions of the cochlear nerve. *J. Laryngol. Otol.* 69, 75-97 (1955).
- Skinner, P.H.: Electroencephalic response audiometry. In: Clinical audiology ed. J. Katz, pp. 407-433. Williams & Wilkins, Baltimore (1972).
- Small, A.M. jr.: Pure-tone masking. *J. Acoust. Soc. Am.* 31, 1619-1625 (1959).
- Small, A.M. jr.: Auditory adaptation. In: Modern developments in audiology. Ed. J. Jerger, pp. 287-336 (Academic Press, New York 1963).
- Stenger, S.: Ein Versuch zur objektiven Feststellung einseitiger Taubheit bzw. Schwerhörigkeit mittelst Stimmgabeln. *Arch. Ohrenheilk.* 50, 197 (1900).
- Stevens, S.S. en Newman, E.B.: On the nature of aural harmonics. *Proc. of the National Academy of Sciences* 22, 658-672 (1936).
- Stevens, S.S. en Davis, H.: Hearing. Wiley, New York (1938).
- Stumpf, C.: Beobachtungen über Kombinationstöne. *Beiträge Akust. Musikwissenschaft* 5, 1-142, (1910).
- Tonndorf, J.: Harmonic distortion in cochlear models. *J. Acoust. Soc. Am.* 30, 929-937 (1958-a).
- Tonndorf, J.: Localization of aural harmonics along the basilar membrane of guinea pigs. *J. Acoust. Soc. Am.* 30, 938-943 (1958-b).

- Walsh, T.E. en Goodman, A.: Speech discrimination in central auditory lesions. *Laryngoscope* 65, 1-8 (1955).
- Wegel, R.L. en Lane, C.E.: The auditory masking of one pure tone by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear. *Phys. Rev.* 23, 266-285 (1924).
- Wever, E.G. en Bray, C.W.: Distortion in the ear as shown by the electrical response of the cochlea. *J. Acoust. Soc. Am.* 9, 227 (1938).
- Wever, E.G.; Bray, C. en Lawrence, M.: The locus of distortion in the ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 11, 423-433 (1940).
- Wever, E.G.; Bray, C. en Lawrence, M.: The effects of middle ear pressure upon distortion. *J. Acoust. Soc. Am.* 13, 182-187 (1941).
- Williams, F.: A review of the literature as to the physiologic dysfunction of Ménière's disease: a new hypothesis as to its fundamental cause. *Laryngoscope* 75, 1661 (1965).
- Yantis, P.A. en Magielski, J.E.: Aural harmonic and bone-conduction thresholds in the evaluation of cochlear reserve in clinical otosclerosis. *Laryngoscope* 68, 159 (1958).
- Yantis, P.A.; Millin, J.P. en Shapiro, I.: Speech discrimination in sensorineural hearing loss: two experiments on the role of intensity. *J. Speech Hear. Res.* 9, 178-193 (1966).
- Young, M.A. en Gibbons, E.W.: Speech discrimination scores and threshold measurements in a non-normal hearing population. *J. Aud. Res.* 2, 21-33 (1962).
- Zwicker, E.; Flottorp, G. en Stevens, S.S.: Critical bandwidth in loudness summation. *J. Acoust. Soc. Am.* 29, 548-557 (1957).
- Zwicker, E.: Ueber psychologische und methodische Grundlagen der Lautheit. *Acustica* 8: suppl. 1, 237-258 (1958).
- Zwicker, E.: On a psycho-acoustical equivalent of tuning curves. In: *Facts and Models in hearing* pp. 132-141. Ed.: Zwicker, E. en Terhardt, E. (Springer Verlag, Berlin 1974).
- Zwislocki, J.: Some impedance measurements on normal and pathological ears. *J. Acoust. Soc. Am.* 29, 1312-1317 (1957).
- Zwislocki, J.: Analysis of middle ear function II Guinea pig ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 35, 1034-1040 (1963).

Stellingen

I

Het gebruik van Cochlearia armoracia verdient bij het prepareren van de humerus porcarius de voorkeur.

II

De schrijfwijze van CROS (cross) geeft meestal een goede indicatie van de audiologische kennis van de schrijver.

III

Het woord 'recruitment' dient gereserveerd te worden voor het door Fowler beschreven verschijnsel, gemeten met de ABLB test, en niet gebruikt te worden voor een verlaagde pijndrempel, kleine slagen in het Békésy-audiogram of een helmvormig spraakaudiogram.

IV

De door Knight (1972) afgeleide overdrachtsfunctie van een 'single neuron integrate and fire model' stemt niet overeen met de eveneens door hem gegeven benadering van deze functie voor 'driving frequencies' die lager zijn dan de 'unit rate'. Er dient aan deze laatste overdrachtsfunctie tenminste een frekwentieafhankelijke fasefactor toegevoegd te worden. Tevens wordt bij de afleiding van genoemde overdrachtsfunctie ten onrechte niet gewezen op de fysische implicaties van de invoering van een 'perfectly general time'.

Knight, B.W.: Dynamics of encoding in a population of neurons. *Journal of General Physiology* 59, 734-766 (1972).

V

Bij de discussies over de regeling tot verkorting van de procedure van bestemmingsplannen zijn ten onrechte de in het Ontwerp van Wet Reorganisatie Binnenlands Bestuur vermelde wijzigingen in de wet op de Ruimtelijke Ordening niet in de beschouwingen betrokken: Het veel geadviseerde afschaffen van het Kroonberoep zou samen met de voorgestelde wijzigingen tot gevolg hebben dat slechts één beroepsinstantie overblijft, bij wie tevens de bestemmingsplanbevoegdheid ligt.

Advies over de bestemmingsplanprocedure, Raad van advies voor de ruimtelijke ordening, Staatsuitgeverij 1975.
Ontwerp van wet Reorganisatie Binnenlands bestuur: art. VI wijzigingen in de Wet op de Ruimtelijke Ordening.

VI

Het gebruik van de term 'osmose' door Van Poelje (1959) sluit noch bij de fysische noch bij de etymologische betekenis van het woord aan.

Van Poelje, G.A.: Osmose, een aantekening over het elkaar doordringen van de beginselen van openbaar bestuur en particulier beheer, 2e druk 1959.

VII

In het détournement de procédure dient mede begrepen te worden het vluchten van de overheid naar andere rechtsfiguren waar haar ter uitvoering van haar beleid specifieke ter beschikking zijn gesteld.

VIII

Of de Nederlandse samenleving zich werkelijk of slechts schijnbaar ontwikkelt naar een hogere vorm van democratie in de zin van persoonlijke economische en sociale gelijkheid, kan worden getoetst aan de ontwikkelingen op het gebied van democratisering van het ambtelijke apparaat (met als pièce de résistance het machtsapparaat) zowel intern als in haar relatie tot politieke organen, aangezien elke samenleving de ambtenaren heeft die zij verdient.

IX

De wijze waarop en de omstandigheden waaronder het kabinet Den Uyl ten val is gekomen laten zien dat een verschuiving in Nederland aan het optreden is van parlementaire naar gouvernementele democratie.

X

De term 'critische verlichting' is daarom ongelukkig, omdat de aan deze verlichting ten grondslag liggende voorwaarden weinig kritisch zijn ten aanzien van een aan een microscopische verlichting te stellen fysische eisen.

J. James: Microscopische waarnemingsmethoden, Utrecht 1969, blz. 78.