

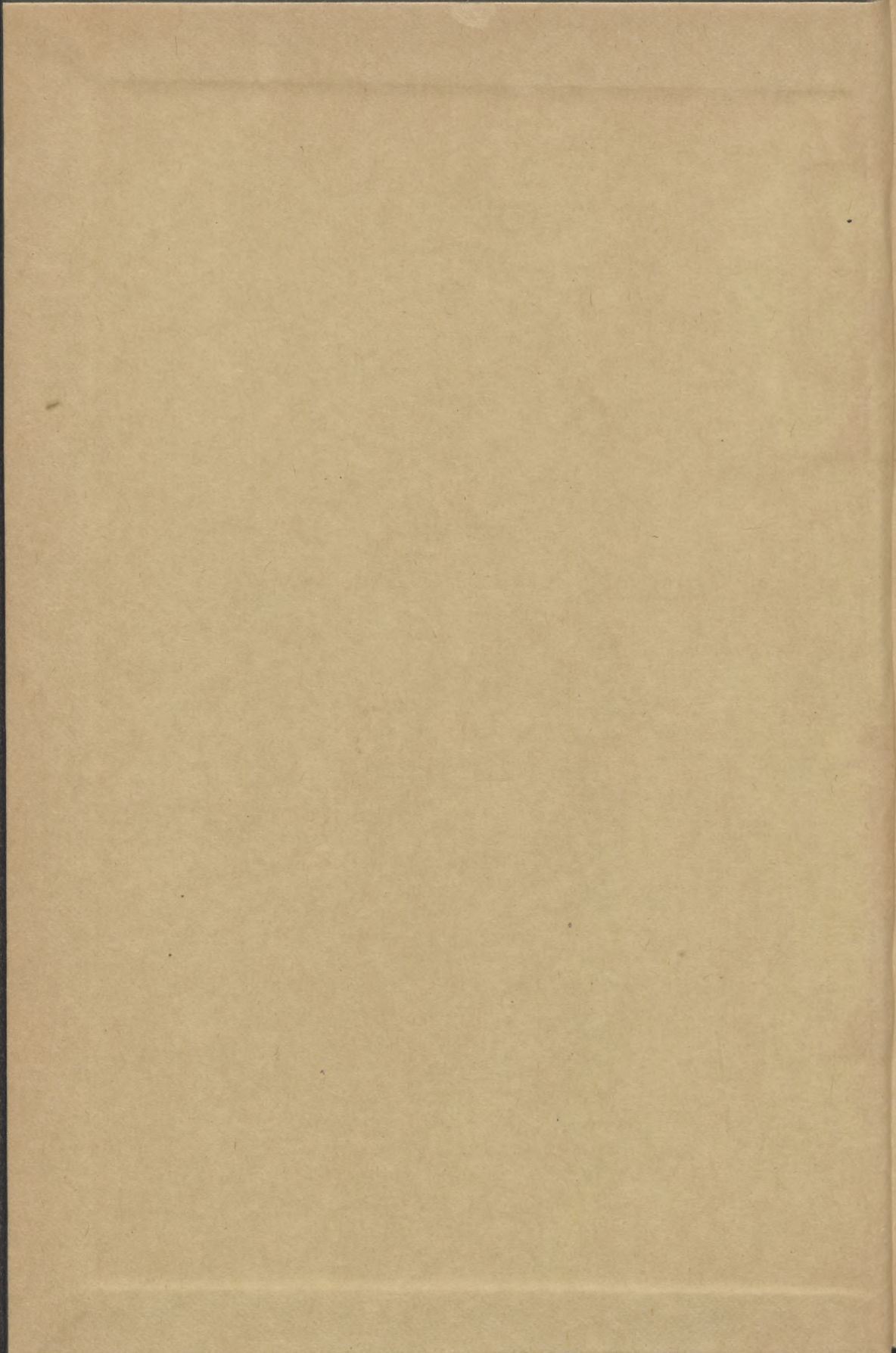
A. qu. 192, 1954

FREQUENTIE-MODULATIE EN HET
MENSELIJKE GEHOORORGaan

FREQUENCY-MODULATION
AND THE HUMAN EAR

R. M. VERSTEEGH

s.
cht



FREQUENTIE-MODULATIE EN HET
MENSELIJKE GEHOORORGAAN

Diss Utrecht 1954

FREQUENTIE-MODULATIE EN HET MENSELIJKE GEHOORORGaan

FREQUENCY-MODULATION
AND THE HUMAN EAR

PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN DE
GENEESKUNDE AAN DE RIJKSUNIVERSITEIT TE UTRECHT
OP GEZAG VAN DE RECTOR MAGNIFICUS Dr. H. W. JULIUS,
HOGLERAAR IN DE FACULTEIT DER GENEESKUNDE,
VOLGENS BESLUIT VAN DE SENAAT DER UNIVERSITEIT

IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN OP

DINSDAG 26 OCTOBER 1954

DES NAMIDDAGS TE 4 UUR

DOOR

RUDOLF MARIE VERSTEEGH

GEBOREN TE 'S-GRAVENHAGE

BIBLIOTHEEK
RIJKSUNIVERSITEIT
UTRECHT

1954

DRUKKERIJ Fa. SCHOTANUS & JENS — UTRECHT

FREQUENTIE-MODULATIE EN HET
MENSELIJKE GEHOORORGAN

FREQUENCY-MODULATION
AND THE HUMAN EAR

PROEFSCHRIFT

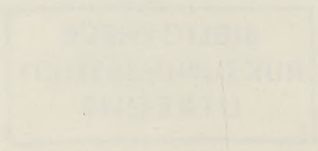
TER VERVOLGENG VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN DE
WETENSCHAPPEN VAN DE NEDERLANDSE UNIVERSITEIT
TE ROTTERDAM, VAN DE FAKULTEIT DER WETENSCHAPPEN
IN ROTTERDAM, IN VERBAND MET HET
PROEFSCHRIFT

PROMOTOR: PROF. DR. A. A. J. VAN EGMOND

ROTTERDAM, 21 OKTOBER 1954

DOOR

WILHELMUS MARIE VERSTEGH



DE WETENSCHAPPELIJKE BOEKWINKEL VAN DE UNIVERSITEIT
TE ROTTERDAM

VORWOORD

De geschiedenis van de mensheid heeft ons een rijk
erfgoed van kunstwerken, taal, wetenschappen en levenswijzen
overgeleverd. Het is de taak van de wetenschapper om de
historische gebeurtenissen en wetenschappen die ons
omringen te onderzoeken.

De geschiedenis van de mensheid is een voortdurende
opbouw van kennis en wijsheid. Het is de taak van de
wetenschapper om de historische gebeurtenissen en
wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken.

De geschiedenis van de mensheid is een voortdurende
opbouw van kennis en wijsheid. Het is de taak van de
wetenschapper om de historische gebeurtenissen en
wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken.

De geschiedenis van de mensheid is een voortdurende
opbouw van kennis en wijsheid. Het is de taak van de
wetenschapper om de historische gebeurtenissen en
wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken. Het is
de taak van de wetenschapper om de historische gebeurtenissen
en wetenschappen die ons omringen te onderzoeken.

Aan mijn Vrouw

VOORWOORD

Het verschijnen van dit proefschrift biedt mij een welkome gelegenheid om U Hoogleraren, Oud-hoogleraren en Docenten van de Medische en Natuurphilosophische Faculteiten van de Rijks Universiteit te Utrecht mijn welgemeende dank te betuigen voor het van U genoten onderricht.

Hooggeleerde D e K l e y n. Het is met grote weemoed dat ik mij realiseer, dat ik op deze dag U zal moeten missen. Onder Uw onvergetelijke leiding heb ik mijn opleiding tot specialist mogen volbrengen. U hebt ons geleerd dat de oor-, neus- en keelheekunde geen eng orgaanspecialisme mag zijn, maar dat altijd de gehele zieke mens in ogenschouw genomen moet worden. En ook hebt U ons door Uw eigen voorbeeld getoond, dat deze zieke mens te allen tijde geholpen moet worden, wie of wat hij dan ook zijn moge. Ik zal er altijd trots op zijn mij een van Uw leerlingen te mogen noemen.

Hooggeleerde V a n E g m o n d, Hooggeachte Promotor. Nog immer ervaar ik het als een groot voorrecht, dat U mij, na mijn vestiging in Utrecht, hebt willen toestaan op Uw kliniek te komen werken: eerst als klinisch hoofdassistent, daarna op Uw laboratorium. Aldus heb ik onder Uw leiding mijn vorming tot oorarts mogen vervolmaken op een manier als slechts aan weinigen gegeven is. De wijze tenslotte, waarop Uw vrouw en U mij in de kring van Uw leerlingen hebt willen opnemen, blijft voor mij steeds een grote vreugde.

Zeergeleerde V e r s t e e g h, Beste Vader. Vanaf mijn jeugd waart U voor mij het voorbeeld hoe een arts behoort te zijn. Steeds schavend aan eigen kennis en kunde, ook bij de meest eenvoudige routinezaken, maar bovendien met een actieve en daadwerkelijke belangstelling voor de ontwikkeling van de medische wetenschap, welke blijkt uit een indrukwekkende reeks uitnemende publicaties op velerlei gebied. U bezit de grote gave te stimuleren zonder Uw

persoonlijke visie of tempo te willen opdringen. Nog elke dag opnieuw vervult het mij met blijde trots en grote dankbaarheid, dat ik met U mag samenwerken.

Zeervaren Groen. Vooral aan U heb ik het te danken, dat ik mij op de toenmaals nog zo duistere paden van de audiologie gewaagd heb, hetgeen uiteindelijk geleid heeft tot het ontstaan van dit proefschrift. De grootste bewondering heb ik voor Uw veelomvattende kennis van de anatomie, physiologie en pathologie van het gehoororgaan. En niet minder voor de klare wijze, waarop Gij deze kennis aan anderen kunt overdragen. Met genoegen denk ik terug aan de vele uren die ik met U mocht doorbrengen, denkende en pratende over de problemen van mijn proeven, waarbij Gij mij door Uw vertrouwen steeds weer wist te stimuleren en voort te stuwen, als deze problemen mij te zwaar leken. Ik hoop, dat het mij gegeven mag zijn in deze vriendschappelijke samenwerking nog vele onderzoekingen met U te verrichten.

Zeervaren Tolk. Evenals ik waart ook Gij in zekere zin nog een nieuweling in de moeilijke vraagstukken van de audiologie, waardoor wij samen hierover dikwijls zoveel makkelijker konden spreken. Door Uw helder en bezonken oordeel zijt Gij voor mij van grote waarde geweest. Het aandeel, dat Gij gehad hebt in het tot stand komen van dit proefschrift mag dan ook geenszins onderschat worden.

Mejuffrouw Van Wees. Gaarne wil ik U mijn hartelijke dank betuigen voor alle moeite, die U genomen hebt om mijn manuscript voor de drukker leesbaar te maken.

Waarde Wolkers. De leesbaarheid van dit proefschrift is voor een niet gering gedeelte te danken aan de voortreffelijke wijze, waarop Gij de tekeningen en grafieken verzorgd hebt. Hiervoor mijn welgemeende dank.

INHOUD

| | Blz. |
|---|------|
| Hoofdstuk I. Inleiding | 11 |
| Hoofdstuk II. Inleiding tot de probleemstelling | 14 |
| Hoofdstuk III. Probleemstelling | 30 |
| Hoofdstuk IV. Instrumentarium | 34 |
| Hoofdstuk V. Proefnemingen | 38 |
| Hoofdstuk VI. Proefnemingen (vervolg) | 51 |
| Samenvatting | 61 |
| Summary | 66 |
| Litteratuurlijst | 72 |

HOOFDSTUK I

INLEIDING

De bepaling van de gehoorscherpthe is van oudsher een van de belangrijkste onderdelen van de oorheelkunde geweest. Hiervoor had men destijds uitsluitend de beschikking over de menselijke spraak en de stemvork. De menselijke stem werd gebruikt in de vorm van fluisterspraak en conversatiespraak, terwijl van de stemvorken de standaardreeks van 64 tot 4096 trillingen per seconde ter beschikking stond. Nog steeds worden deze onderzoeksmethoden toegepast. Zo zijn de stemvorkproeven volgens *W e b e r* (1829), *R i n n e* (1855) en *S c h w a b a c h* (1885) ook nu nog van groot belang voor de kliniek.

Vele pogingen zijn gedaan om het stemvorkonderzoek een meer exacte basis te geven, opdat het voor de verschillende patienten vergelijkbare waarden zou opleveren. In ons land heeft op dit gebied vooral *S t r u y c k e n* een zeer grote verdienste gehad door het ontwikkelen van de stemvork met een vaste aanslag. Verdere pogingen in deze richting zijn echter achterhaald door het ter beschikking komen van de audiometer. Hierdoor werd de mogelijkheid geopend het gehoororgaan te onderzoeken door middel van verschillende tonen met een constant-blijvende, regelbare sterkte. Met dit instrument zijn en worden vele onderzoeken ter bepaling van de gehoorscherpthe verricht. Deze onderzoeken echter beperken zich voornamelijk tot de werking van het gehoororgaan bij de hoordrempel en betreffen vrijwel niet het waarnemen van geluid boven deze drempel. Juist in dit gebied wordt ons gehoororgaan in het dagelijks leven bij voorkeur gebruikt.

Bovendien geeft het toonaudiogram ons slechts inlichtingen over het waarnemen van één enkele harmonische trilling. De belangrijkste functie van ons gehoororgaan is echter het waarnemen van de menselijke spraak, waarbij het oor op een gemiddeld intensiteits-

niveau van 60 db boven de drempel gehele complexen van geluidstrillingen aangeboden krijgt, waarvan de samenstelling ten aanzien van intensiteit en frequentie snel wisselt. Het is dus begrijpelijk, dat men het gehoororgaan is blijven onderzoeken door middel van de spraak. Door de ontwikkeling van de techniek voor de reproductie van geluid is het mogelijk geworden met behulp van de gramfoon of de geluidsband de menselijke spraak op een constante wijze en met een regelbare sterkte te reproduceren. Dit maakte de spraaudiometrie mogelijk, een verfijnde en reproduceerbare vorm van gehooronderzoek met de spraak. Hierbij bepaalt men het percentage woorden, dat goed verstaan wordt, als functie van de geluidsterkte, waarmee deze woorden worden aangeboden aan de proefpersoon. Men gebruikt hiervoor verschillende groepen van proefwoorden, die zodanig zijn samengesteld, dat in een lijst van b.v. 50 woorden zoveel mogelijk alle klanken, die in het Nederlands voorkomen, gebruikt worden en wel zoveel maal, als zij percentsgewijze in de taal gemiddeld aanwezig zijn. In de audiologie noemt men een dergelijke lijst: P.B. lijst, afgeleid van de Angelsaksische term *Phonetically Balanced list*.

Ondanks deze verbeteringen blijft er ook na het opnemen van het spraaudiogram voor ons een aantal vragen onbeantwoord. Wij weten, dat er een geluidsanalyse heeft plaats gevonden, maar weten nog geenszins aan welke begrenzingen dit analytische vermogen van het gehoororgaan gebonden is. Het spraaudiogram geeft slechts in cijfers de sociale waarde van het gehoor aan. Het stimuleringspatroon van de menselijke spraak is echter dermate ingewikkeld en snel wisselend, dat het beoordelen en waarderen van de resultaten van het spraaudiogram ten aanzien van de analytische vermogens van ons gehoororgaan vrijwel onmogelijk is. Het leek daarom wenselijk een nader onderzoek naar de aard en de begrenzingen van deze fundamentele vermogens in te stellen. Voor dit onderzoek werd een prikkelvorm gekozen, welke het midden houdt tussen een enkelvoudige trilling enerzijds en de menselijke spraak anderzijds.

Dit proefschrift geeft de beschrijving van een dergelijk onderzoek, waarbij als geluidssignalen gebruikt zijn geluidstrillingen, waarvan de frequentie sinusvormig gemoduleerd is. Deze trillingen vormen ook een samengesteld geluid van wisselend karakter, echter met constante eigenschappen, welke naar behoefte gevarieerd kunnen

worden. Zoals in het volgende hoofdstuk beschreven zal worden, kan men de samenstelling van dit geluidscomplex nauwkeurig berekenen. Hierbij zal blijken, dat het uiteindelijke stimuleringspatroon van de sinusvormige frequentie-modulatie opgevat kan worden als bestaande uit een aantal enkelvoudige trillingen van constante sterkte. Het verschil in frequentie tussen elk der opeenvolgende trillingen in dit patroon bedraagt een gelijke waarde. De samenstelling van de sinusvormige frequentie-modulatie is dus zeer regelmatig en overzichtelijk. Tevens heeft men alle mogelijkheden tot variatie zelf in de hand, dit in tegenstelling tot de menselijke spraak.

Wanneer men een sinusvormige frequentie-modulatie aan het gehoororgaan aanbiedt, blijkt, dat deze op verschillende manieren kan worden waargenomen. Afhankelijk van de gekozen frequentie-modulatie, wordt deze nu eens als een aantal gelijktijdig klinkende, zuivere tonen gehoord, of wel als een geluid met een zichzelf herhalend, een successief karakter, hetzij als een toonloze roffel, hetzij als een vloeiende wisseling van de toonhoogte. Deze verschillende stadia blijken duidelijk van elkaar te kunnen worden onderscheiden.

De hieruit te putten gegevens aangaande het analytische vermogen van het gehoororgaan kan men exact waarden, aangezien men precies weet welke prikkel aan het gehoororgaan is aangeboden.

Tijdens deze metingen is gebleken, dat deze onderzoeksmethode zeker niet geschikt is voor een algemene klinische toepassing op patienten. Immers in tegenstelling tot de meeste psychometrische onderzoekingen, welke slechts een ja- of neen-antwoord van de proefpersoon vragen, wordt hier het onderscheiden van een verschil in kwaliteit van het geluid geëist. Bovendien is bij geschikte proefpersonen voor het verkrijgen van betrouwbare en constante meetwaarden een langdurige oefening nodig. Deze metingen zijn dan ook uitsluitend verricht met een klein aantal normale proefpersonen, met de bedoeling een dieper inzicht te verkrijgen in de physiologie van het horen.

HOOFDSTUK II

INLEIDING TOT DE PROBLEEMSTELLING

Trilling

Wanneer men een veerkrachtige staaf aan het ene einde vastklemt, is het mogelijk het andere vrije uiteinde een trilling te doen uitvoeren door dit met een hamertje aan te slaan. Indien de doorbuiging van de staaf evenredig is met de aandrijvende kracht (wet van Hooke), voert het vrije uiteinde een enkelvoudige trilling uit. Een dergelijke trilling wordt ook wel een harmonische genoemd of een sinusvormige. Deze laatste benaming wordt duidelijk, wanneer men het trillende uiteinde van de staaf, voorzien van een stijve haar, in contact brengt met een beroete trommel, die met een constante snelheid loodrecht op de trillingsas ronddraait. Men krijgt dan een sinusvormige curve. Indien de hoeksnelheid van de trommel bekend is, is de trilling door deze sinus volkomen bepaald.

Wordt deze sinusvorm nader geanalyseerd, dan blijkt, dat een enkelvoudige trilling gekarakteriseerd wordt door drie variabele factoren of parameters:

1. Het trillingsgetal of de frequentie;

Dit is het aantal trillingen of perioden, dat per seconde wordt uitgevoerd. Het wordt uitgedrukt in Hertz (Hz) of wel in cycles per second (c.p.s.).

2. De amplitudo;

Dit is de afstand tussen het middelpunt van de beweging, de ruststand dus, en de uiterste stand.

3. De phase;

Dit is een relatief begrip, waardoor wordt aangeduid welk gedeelte van de trillingsperiode op een bepaald moment door-

lopen is, gemeten van een willekeurig vastgesteld punt. Zij wordt afgeleid uit het trillingsgetal en het tijdstip, waarop de trilling vanaf dat willekeurige punt een aanvang heeft genomen.

Meestal zullen de geluidstrillingen ons gehoororgaan via de lucht bereiken. Dit kan echter ook door andere media plaats vinden, b.v. door de beenderen van de schedel: wij horen dan door middel van beengeleiding.

Toon-klank-ruis

Een enkelvoudige trilling wordt door ons als een zuivere toon of kortweg als een toon waargenomen.

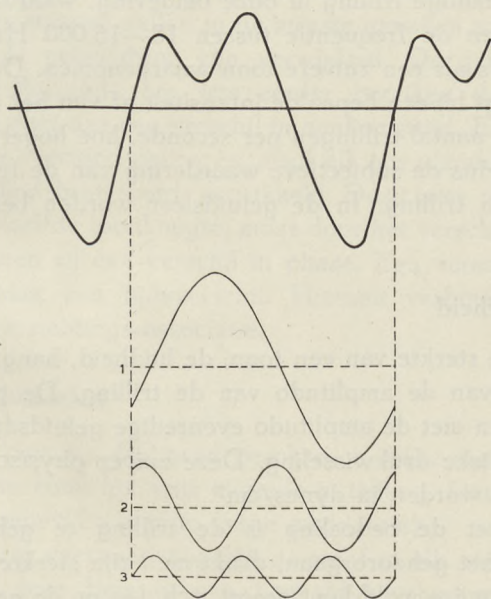


Fig. 1. Vertoont hoe een samengestelde trilling ontleed kan worden in een aantal enkelvoudige trillingen van verschillende frequentie, intensiteit en phase.

Ontleend aan: Stevens en Davis; Hearing, New York 1948.

Wanneer meerdere enkelvoudige trillingen worden samengevoegd verkrijgt men een complexe of samengestelde trilling. Dit is een trillingsvorm, die, hoewel zij niet enkelvoudig is, toch zichzelf periodiek herhaalt. Omgekeerd kan iedere samengestelde trilling ontleed worden in de afzonderlijke enkelvoudige trillingen, waaruit zij

oorspronkelijk is opgebouwd. Dit vindt plaats volgens de mathematische analyse, zoals deze door F o u r i e r in 1829 is uitgewerkt (zie fig. 1). Wanneer een samengestelde trilling aan het gehoororgaan wordt aangeboden, wordt zij waargenomen als een klank.

Tenslotte kennen wij de ruis, een geluid zonder enig toonkarakter. De ideale ruisvorm is de witte ruis. Dit is een begrip ontleend aan de optica: zoals in een witte lichtbundel alle elementaire kleuren aanwezig zijn, evenzo zijn in de witte ruis alle frequenties met een in de tijd gemiddeld gelijke intensiteit vertegenwoordigd.

Frequentie-toonhoogte

Elke enkelvoudige trilling in onze omgeving, waarvan de sterkte voldoende is en de frequentie tussen 18—16.000 Hz is gelegen, wordt door ons als een zuivere toon waargenomen. De hoogte van deze toon hangt bij een bepaalde intensiteit af van het trillingsgetal: hoe groter het aantal trillingen per seconde, hoe hoger de toon. De toonhoogte is dus de subjectieve waardering van de frequentie van de aangeboden trilling. In de geluidsleer worden beide in Hertz uitgedrukt.

Intensiteit-luidheid

De subjectieve sterkte van een toon, de luidheid, hangt bij gegeven frequentie af van de amplitudo van de trilling. De geluidstrilling veroorzaakt een met de amplitudo evenredige geluidsdruk of eigenlijk een periodieke drukwisseling. Deze zuiver fysische druk kan exact gemeten worden in dynes/cm².

Wanneer het de bedoeling is de trilling te gebruiken voor metingen aan het gehoororgaan, drukt men zijn sterkte bij voorkeur op een andere wijze uit. Men baseert zich dan op de geluidsdruk bij de hoordrempel. Dit is de geluidsdruk, waarbij het normale gehoororgaan onder zo gunstig mogelijke omstandigheden een trilling nog juist als toon kan waarnemen. Van iedere luidere toon kan men dan bepalen hoeveel malen zo sterk de geluidsdruk is als de druk bij de hoordrempel. In het gevoeligste gebied van ons gehoororgaan, bij circa 2000 Hz, is deze druk gelijk aan 0,0002 dyne/cm², terwijl bij de pijngrens de geluidsdruk 2000 dyne/cm² is; dit is dus 10⁷ maal zo groot. Aangezien het praktische bezwaren heeft om in een geluidsterkteschaal dergelijke grote getallen te noteren, neemt men

zijn toevlucht tot de logarithme. Men geeft dan bovengenoemde verhouding, tussen gemeten druk en drempeldruk, op in een aantal decibels (db), dit is $20 \times {}^{10}\log$ (drukverhouding).

Phase

De phase van een zuivere toon wordt door het menselijk oor niet als zodanig waargenomen. Dit is slechts in staat een phaseverschil te onderscheiden. Dat kan op twee manieren tot uiting komen:

1. Monauraal: bij het horen van zwevingen.
Hierop zal later dieper worden ingegaan.

2. Binauraal: bij het richtinghoren.

Beide oren immers zullen in de meeste gevallen niet precies even ver van de geluidsbron zijn verwijderd. De geluidstrilling zal het dichtstbijzijnde oor iets eerder bereiken dan het andere oor: er bestaat dus een verschil in aankomsttijd. Eigenlijk hebben wij dan de toestand gekregen, alsof elk oor afzonderlijk door een aparte geluidsbron wordt geprikkeld. Deze twee geluidstrillingen hebben dezelfde toonhoogte, maar door het verschil in aankomsttijd vertonen zij een verschil in phase. Een verschil in phase is dus eigenlijk een tijdsverschil. Hieraan verbindt het gehoor-organ een richtings-associatie.

Sprongverschijnselen

Wanneer men op de boven beschreven wijze een veerkrachtige staaf aanslaat, komt het vrije uiteinde in trilling. Deze trilling vindt plaats in de eigen-frequentie (vrije resonantie).

Het is echter evenzeer mogelijk de staaf in elk ander rythme te doen trillen door hem in een bepaald rythme aan te drijven (gedwongen resonantie). In het begin zal de staaf nog niet geheel het rythme van de aandrijvende kracht volgen, maar bovendien in zijn eigen-frequentie trillen (aan-effect). Deze laatstgenoemde trilling echter sterft uit en eerst dan zal de staaf de opgedrongen trilling volledig volgen: de stationaire toestand (steady state) is bereikt. De uitklinkende trillingsvorm noemt men een overgangstrilling of ook wel een transient. Evenzo, wanneer de inwerking van de aandrijvende kracht ophoudt, zal de staaf uittrillen in zijn eigen-frequentie (uit-effect).

Deze sprongverschijnselen treden uiteraard niet alleen op als aan- en uit-effect, maar evenzeer bij iedere abrupte verandering in de aard van de geluidstrilling. In dat geval moet men er dus altijd op bedacht zijn, dat deze verschijnselen in electro-acoustische apparaten kunnen optreden. Ook het menselijk gehoororgaan functioneert volgens het principe van de gedwongen resonantie. In ons gehoororgaan ontstaan echter geen hoorbare overgangstrillingen, omdat dit orgaan vrijwel critisch is gedempt. De sprongverschijnselen zijn dus reeds vrijwel uitgestorven, wanneer één periode van de aangeboden trilling is doorlopen.

Vervorming (niet-lineaire distorsie)

Er kunnen zich omstandigheden voordoen, waarbij een enkelvoudige trilling niet als een zuivere toon wordt gehoord. Bij niet te grote intensiteiten functioneert het geleidende gedeelte van het menselijke gehoororgaan als een lineair systeem. Dit begrip is ontleend aan de overbrengingskarakteristiek. Dit is een grafische voorstelling, die de betrekking aangeeft tussen de sterkte van het ingangsignaal, in dit geval dus de aangeboden geluidsdruk, en de sterkte van het uitgangsignaal, derhalve dat signaal, dat uiteindelijk als prikkel aan het percipiërende orgaan wordt gepresenteerd. In een lineair systeem is deze karakteristiek een rechte lijn, waarvan de hoek, welke zij met de horizontale as maakt, afhankelijk is van de mate van versterking, die het systeem levert.

Bij het menselijke gehoororgaan gaat deze lineariteit bij hogere intensiteiten verloren en treedt er vervorming (distorsie) op in het systeem. In dit gebied van grote uitslagen verliest de overbrengingskarakteristiek zijn rechtlijnig karakter, zodat het totale beeld van deze karakteristiek neigt naar de S-vorm. Een zuiver sinusvormige trilling wordt dan door het geleidende gedeelte van het gehoororgaan vervormd en aan het orgaan van Corti aangeboden als een vibratie, die bij analyse blijkt te bestaan uit twee of meer sinusvormige trillingen (zie fig. 2). Naast de oorspronkelijke toon, de grondtoon, hoort men dan tevens een of meer boventonen. De frequenties van deze boventonen verhouden zich ten opzichte van de frequentie van de grondtoon als de reeks der natuurlijke getallen. Volgens de metingen van Newman, Stevens en Davis ligt de drempel voor het optreden van dit verschijnsel van overbelasting bij een intensiteit van gemiddeld 50 db boven de drempel.

De oorzaak voor het ontstaan van deze distorsie-verschijnselen wordt veelal toegeschreven aan de keten der gehoorbeentjes. Bij hogere intensiteiten immers gaan deze ten opzichte van elkaar om een andere as bewegen. De onderzoeken van *Wever, Bray en Lawrence* echter maken het zeer aannemelijk, dat de plaats, waar de distorsie ontstaat, niet zozeer in het middenoor gezocht moet worden, maar voornamelijk in de cochlea.

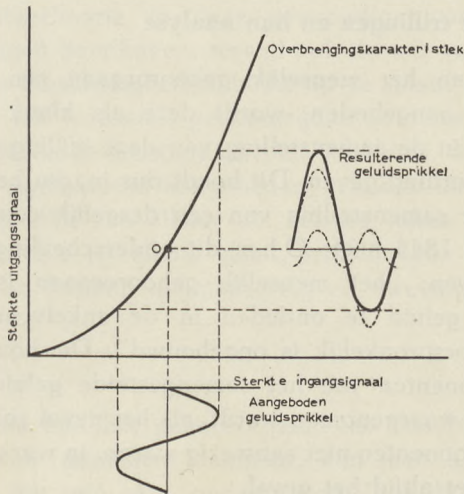


Fig. 2. Vertoont het resultaat van een niet-lineaire verhouding tussen (de sterkte van) het uitgang- en ingangssignaal in een resonerend systeem. Een aangeboden sinusvormige trilling wordt aldus vervormd tot een samengestelde trilling, die bij analyse blijkt te bestaan uit twee sinusvormige trillingen, waarvan de frequenties zich verhouden als 1 : 2.

Ontleend aan: Stevens en Davis; Hearing, New York 1948.

Wij mogen dit verschijnsel misschien opvatten als een zekere zelfbescherming van het gehoororgaan. Wanneer de intensiteit van een aangeboden trilling te groot wordt, zodat wellicht beschadigingen in de cochlea zouden kunnen ontstaan, treedt distorsie op. Hierdoor wordt de oorspronkelijke energie van één toon verdeeld over meerdere tonen, zodat deze totale geluidsenergie niet meer exclusief op één plaats van het orgaan van *Corti* inwerkt. Bovendien wordt door de extra-wrijving in de keten der gehoorbeentjes een gedeelte van deze energie in warmte omgezet.

Hetzelfde verschijnsel van spreiding van energie (*W e v e r*) treedt ook op, wanneer verschillende sterke geluidstrillingen het oor treffen. Hierbij ontstaan combinatietonen, waarvan de frequenties gelijk zijn aan de som en het verschil van de frequenties van de oorspronkelijke tonen en hun boventonen. Ook dit is een distorsieverschijnsel; het treedt dan ook tegelijk op met de boventonen bij de distorsie-drempel (*H o o g l a n d*).

Samengestelde trillingen en hun analyse

Wanneer aan het menselijk gehoororgaan een samengestelde trilling wordt aangeboden, wordt deze als klank waargenomen. Een wijziging in de samenstelling van deze trilling zal een andere klankgewaarwording geven. Dit houdt dus in, dat het menselijk oor in staat is, de samenstelling van een dergelijk complex geluid te waarden. In 1843 heeft *O h m* dit onderscheidingsvermogen als volgt beschreven: „het menselijk gehoororgaan is in staat een samengesteld geluid te ontleden in de enkelvoudige trillingen, waaruit het oorspronkelijk is opgebouwd”. Dit houdt dus in, dat elk der componenten van het samengestelde geluid op volkomen dezelfde wijze waargenomen wordt, als het geval zou zijn, wanneer de andere componenten niet aanwezig waren; in werkelijkheid echter is dit zeker niet altijd het geval.

Behalve door zijn trillingsvorm (zie fig. 1), kan men een complex geluid ook voorstellen door middel van een lijnenspectrum (zie fig. 7). Hierin stelt elke lijn een enkelvoudige trilling voor. De frequentie van elk der componenten wordt aangeduid door de plaats van de betreffende lijn in het spectrum, terwijl de intensiteit wordt aangegeven door de lengte van de lijn. Hierbij valt op, dat de derde parameter van de sinusvormige trilling, de phase, niet wordt aangegeven. Aangezien de wet van *O h m* verder luidt, dat de analyse van een samengesteld geluid door het gehoororgaan plaats vindt onafhankelijk van de phase-relatie tussen de samenstellende componenten, is hiermede de mogelijkheid tot vergelijking tussen het lijnenspectrum en de gehoorsensatie gegeven. Deze wet van *O h m* heeft een grondslag gevormd voor de resonantie-theorie van *H e l m h o l t z* (1863). Hiervoor vergeleek deze het percipiërend gedeelte van het gehoororgaan met een reeks afzonderlijke resonatoren, zoals de snaren van een piano. Hij meende hiervoor vol-

doende aanknopingspunten gevonden te hebben in de resultaten van het microscopisch onderzoek van de cochlea, dat enige jaren voordien door Corti (1851) was gepubliceerd. Toch heeft Helmholtz de invloed van de phase niet geheel ontkend. Hij gaf toe, dat de onderlinge phase-relatie van twee tegelijkertijd aangeboden trillingen misschien wel enige invloed op hun waarneming zou kunnen uitoefenen, indien hun beider frequenties zo weinig verschillen, dat er een dissonantie optrad.

De resonantie-theorie in deze eenvoudige vorm heeft zich echter niet kunnen handhaven, terwijl ook de wet van Ohm zeker niet onder alle omstandigheden blijkt op te gaan. Het oplossend vermogen van het menselijk gehoororgaan is namelijk niet onbeperkt: onder bepaalde omstandigheden kan men waarnemen, dat twee of meer tegelijkertijd aangeboden geluidstrillingen niet meer geheel onafhankelijk van elkaar als zuivere tonen worden waargenomen, maar dat zij elkaar gaan beïnvloeden. Een dergelijke beïnvloeding kan bestaan uit maskering en zwevingen.

Maskering

Wanneer men aan het gehoororgaan een enkelvoudige trilling met een bepaalde intensiteit aanbiedt, kan men het analyserend vermogen van het oor gaan onderzoeken door de omgeving van deze primaire toon te gaan „aftasten” door middel van een tweede toon met een regelbare sterkte en frequentie. Hierbij blijkt, dat in de omgeving van de primaire toon de hoordrempel voor de zoektoon hoger is, dan deze geweest zou zijn, als de zoektoon alleen was aangeboden. Men zegt, dat de tweede toon door de eerste gemaskeerd wordt. Hier is dus een onderlinge beïnvloeding, welke zich uit in een vermindering van de luidheid; de toonhoogte van de gemaskeerde toon echter blijft gelijk. Hoe dichter de primaire toon benaderd wordt, des te meer treedt deze maskerende werking op de voorgrond.

De op deze wijze verkregen waarden voor de maskeringsdrempel kan men in een grafiek vastleggen. Uit een dergelijke maskerings-curve kan men aflezen hoe sterk de maskerende werking is, die een toon kan uitoefenen op een tweede, tegelijkertijd aangeboden toon. Reeds in 1924 is dit verschijnsel bestudeerd door Wegel en Lane voor een primaire toon van 1200 Hz en in 1950 door

E g a n en H a k e voor een toon van 400 Hz. Beide malen werd een maskeringscurve gevonden, waarvan het maximum gelegen was bij de primaire toon, terwijl de uitbreiding van de curve naar het gebied van de hogere tonen veel groter bleek dan naar het lagere toongebied.

Men verkrijgt een veel eenvoudiger, alle toongebieden ineens omvattende methode om nadere gegevens omtrent maskering te verkrijgen door de primaire toon te vervangen door een witte ruis. Dit is een geluid, waarin alle frequenties van het acoustisch spectrum gemiddeld op gelijke sterkte aanwezig zijn. Uit de metingen hiermede verricht door H a w k i n s en S t e v e n s is gebleken, dat voor het maskeren van een zoektoon slechts een smal gedeelte van de totale ruisbandbreedte noodzakelijk is. Reeds voordien was door F l e t c h e r en M u n s o n een dergelijk onderzoek gedaan met een andere vorm van ruis. Deze ruis was zo ingesteld, dat haar maskerende werking voor iedere frequentie nagenoeg dezelfde was. Hieruit is door F l e t c h e r (zie ook L i c k l i d e r) het begrip van een „critische bandbreedte” ontwikkeld. In dit verband wees hij er op, dat men de maskerende werking van alle componenten van de ruis mag verwaarlozen, behalve van diegenen, die in een smalle band rondom de gemaskeerde toon gelegen zijn en tevens, dat, wanneer de zoektoon juist waarneembaar is boven de achtergrond van de ruis uit, de acoustische energie van deze smalle bandruis gelijk is aan die van de toon. De critische bandbreedte is niet gelijk voor alle frequenties. Bij benadering mag men zeggen, dat zij voor de frequenties boven 1000 Hz gelijk is aan 5 % van de frequentie en daar beneden de vrijwel constante waarde van 45 Hz heeft. Deze waarnemingen pleiten er sterk voor, dat het menselijke gehoororgaan niet bestaat uit een reeks afzonderlijke resonatoren, maar dat deze „Helmholtzse resonatoren” onderling sterk gekoppeld zijn. Het blijkt immers, dat voor de perceptie van één zuivere toon reeds een bepaald gedeelte van het percipiërend orgaan nodig is, zodat de waarneming van een tweede, tegelijkertijd aangeboden toon door de aanwezigheid van de eerste toon beïnvloed kan worden.

Wanneer aan het gehoororgaan een enkelvoudige trilling wordt aangeboden, wordt deze via het trommelvlies en de gehoorbeentjesketen naar de cochlea voortgeleid. Daar brengt zij de ductus cochlearis in een zweepvormige beweging, zoals v o n B é k é s y deze

kon observeren in zijn model van het binnenoor en later in oren van verse kadavers. De exacte vorm van deze zweepvormige beweging is het onderwerp van vele berekeningen geweest o.a. van *Ranke* en *Zwislocki*. De grootte van de omhullende van de zweepvormige beweging neemt van het ovale venster af langzaam toe, totdat zij bij de „resonantieplaats” snel tot nul terugvalt. In dit gebied van de grootste steilheid van de omhullende wordt waarschijnlijk de adequate prikkel voor de zintuigcellen gevormd door de hier sterk optredende glijspanningen tussen de tectoriaal membraan en het daaronder gelegen orgaan van *Corti*, welke door de cilia van de haarcellen met elkaar verbonden zijn (*Hilding*). *Gambos* en *Davis* hebben bij de overgang van het eerste naar het tweede neuron van de acoustische zenuwbaan de actiestromen van de enkele zenuwfibrillen gemeten als functie van de aangeboden frequentie. Uit deze meetgegevens kan men door interpolatie de vermoedelijke uitbreiding van het mechanische stimuleringsprofiel op de basilair membraan van een enkelvoudige trilling afleiden. Deze blijkt van dezelfde orde van grootte te zijn als de overeenkomstige kritische bandbreedte. En dit is dus het gedeelte van het percipiërend orgaan, dat nodig is voor het waarnemen van één enkelvoudige trilling.

Zwevingen (mechanische interactie)

Behalve maskering kent men nog een andere vorm van onderlinge beïnvloeding van twee tonen. In de maskeringscurven, zoals deze door *Wegel* en *Lane* en door *Egan* en *Hake* gevonden zijn, valt op, dat er vlak bij de primaire toon een abrupte onregelmatigheid bestaat in het overigens zo vloeiende verloop van deze curven. Bij deze metingen, welke verricht zijn op een intensiteitsniveau van 80 db, dus boven de distorsiedrempel, ziet men deze abrupte verlaging in de curve ook optreden in de omgeving van de boventonen: bij *Wegel* en *Lane* bij 2400 Hz en 3600 Hz en bij *Egan* en *Hake* bij resp. 800 en 1200 Hz (zie fig. 3). De frequenties van de twee tonen, c.q. van de zoektoon en van de primaire toon, of van haar boventonen, zijn elkaar dan zo dicht genaderd, dat het analytische vermogen van het oor niet meer in staat is hen te scheiden. Men hoort dan niet meer twee afzonderlijke tonen, maar een toon, waarvan de frequentie gelijk is aan de

halve som van de frequenties van de twee aangeboden trillingen, de middentoon dus. In dit gebied is de ruimtelijke representatie van de beide trillingen in de cochlea zodanig, dat de mechanische profielen, die elk hunner apart op de basilaïrembraan veroorzaakt zou hebben, elkaar nu gedeeltelijk overdekken. Hierdoor ontstaat een mechanische interactie van de beide trillingen: door het voortdurend veranderende verschil in phase gaan zij elkaar beurtelings versterken en verzwakken. Men hoort een rhythmische wisseling in de luidheid van de middentoon. Dit verschijnsel noemt men een zweving.

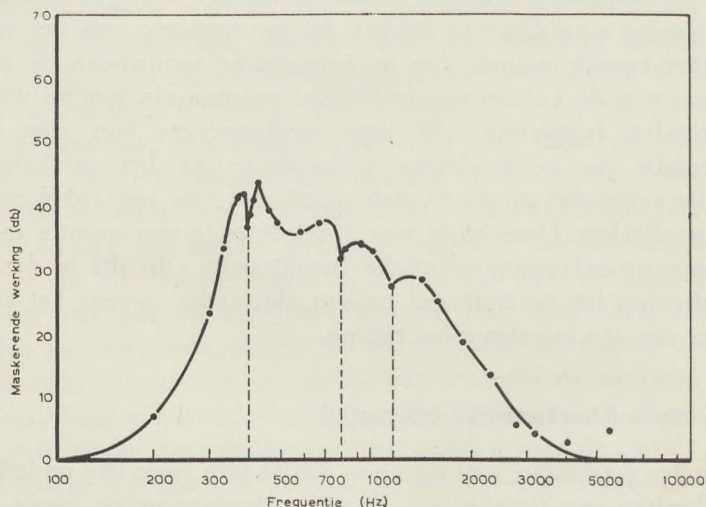


Fig. 3. De maskerende werking van een primaire toon van 400 Hz, als functie van de frequentie van de gemaskeerde toon.
Ontleend aan: Egan en Hake; J.A.S.A. 1950.

De periodieke versterking veroorzaakt daar ter plaatse de daling in de maskeringscurve. Om dezelfde reden kan men de zwevingen van twee tonen waarnemen, die elk op zichzelf onder de hoor drempel zijn gelegen.

In het zwevingsgebied heeft dus het gelijktijdig en voortdurend waarnemen van de twee tonen plaats gemaakt voor een gewaardwording met een zichzelf herhalend, successief karakter. De waarneembaarheid van dit successieve gebeuren wordt beïnvloed door het rythme, waarin deze periodiek weerkerende versterkingen en

verzwakkingen plaats vinden. Dit repetitie-rhythme, d.w.z. het aantal malen per seconde dat een zweving plaats vindt, is gelijk aan het verschil in frequentie tussen de beide trillingen. Naarmate dit verschil kleiner wordt, wordt deze waarneembaarheid groter en bereikt een optimum bij ongeveer drie zwevingen per seconde (Riesz). Hier beneden vermindert zij snel, totdat zij tenslotte onmogelijk is geworden, wanneer de twee trillingen precies samen-vallen.

Modulatie

Wanneer men van een toon de amplitudo of de frequentie periodiek wisselt, zegt men dat deze toon gemoduleerd wordt. In het eerste geval spreekt men van amplitudo-modulatie, in het tweede van frequentie-modulatie. De wijze van moduleren van een van deze twee grootheden kan op vele manieren plaats vinden.

Allereerst zullen wij nu de eigenschappen van de sinusvormige frequentie-modulatie nader beschouwen. Hierbij gaat men uit van een enkelvoudige trilling, de basisfrequentie. Van deze trilling wordt dus de frequentie over een bepaalde breedte gemoduleerd. De momentane frequentie van de trilling zal dan, gelijk de slinger van een klok, tussen de beide uiterste bereiken van de modulatie rhythmisch heen en weer lopen. Hierbij vormt de basisfrequentie het middelpunt. Evenals de slinger van de klok heeft ook dit proces geen constante snelheid: de maximum snelheid wordt bereikt tijdens het passeren van het middelpunt, terwijl in de beide uiterste bereiken de snelheid zelfs even nul wordt, omdat de beweging hier van richting omdraait.

Een dergelijke frequentie-modulatie wordt volkomen bepaald door vier parameters:

1. de basisfrequentie:

dit is de middenfrequentie, waar omheen de modulatie symmetrisch plaats vindt;

2. het intensiteitsniveau;

3. de modulatiebreedte:

dit is de afstand in Hertz tussen het middelpunt, dit is de basisfrequentie, en het uiterste bereik van de modulatie. Deze bedraagt

dus de helft van de totale frequentiebreedte waarover gemoduleerd wordt;

4. de modulatiesnelheid:

dit is het aantal modulatieperioden, dat per seconde plaats vindt.

Een proefpersoon zal bij niet te hoge modulatiesnelheden een sinusvormige frequentie-modulatie waarnemen als een toon, waarvan de toonhoogte rhytmisch hoger en lager wordt, om de gekozen basisfrequentie heen. De luidheid blijft constant. Kiest men de modulatiebreedte groter, dan zal het rhythmisch hoger en lager worden zich over een groter toonhoogte-interval uitstrekken. Het tempo, waarin de modulatie plaats vindt, wordt bepaald door de modulatiesnelheid. Wordt de modulatiesnelheid echter veel hoger genomen, dan wordt de sinusvormige frequentie-modulatie waargenomen als complex van gelijktijdig klinkende, afzonderlijke tonen: dus als een constante klank.

Analyse van de modulatie

Wanneer men een dergelijke frequentie-modulatie aan een frequentie-analysator aanbiedt, kan men de fysische samenstelling van dit samengestelde geluid nagaan. Een frequentie-analysator is een resonator, waarvan de eigenfrequentie instelbaar is en die voorzien is van een intensiteitsmeter. Met behulp van dit instrument kan men het gehele modulatiegebied met een nauw bandfilter aftasten. Op deze wijze is het mogelijk de verdeling van de geluidsenergie binnen het modulatiegebied te bepalen als functie van de frequentie. Wanneer men een bepaalde sinusvormige frequentie-modulatie aan de frequentie-analysator aanbiedt, blijkt bij het aftasten, dat de geluidsenergie niet gelijkmatig verdeeld is over het modulatiegebied, maar dat er pieken en dalen aanwezig zijn. Deze pieken zijn symmetrisch gerangschikt rondom de basisfrequentie, met een vaste afstand tussen elke twee opeenvolgende pieken. Deze ongelijkmatige energie-verdeling blijkt te worden bepaald door de grootte van de modulatiebreedte en van de modulatiesnelheid: zij is gelijkvormig, indien de verhouding tussen deze twee grootheden dezelfde is. Zo blijkt dus, dat de sinusvormige frequentie-modulatie samengesteld is uit een aantal afzonderlijke trillingen van verschillende frequentie en intensiteit. Men kan het stimuleringspatroon van de frequentie-modulatie dus ook uitdrukken

in een lijnenspectrum. Hierbij blijkt, dat de analyse van de sinusvormige frequentie-modulatie, zoals deze door de frequentie-analysator wordt uitgevoerd, volkomen gelijk is aan de mathematische analyse volgens F o u r i e r, voor zover de electiviteit van het gebruikte instrument dit tenminste toelaat.

De samenstelling van het F o u r i e r patroon van de sinusvormige frequentie-modulatie wordt bepaald door de onderlinge verhouding tussen de modulatiebreedte (h) en de modulatiesnelheid (q) en wel op de volgende wijze:

- a. het aantal componenten en hun onderlinge sterkteverhouding wordt bepaald door het quotient h/q . (Voor een aantal van dergelijke patronen zie fig. 7).
- b. de onderlinge afstand tussen twee opeenvolgende componenten is gelijk aan de modulatie-snelheid (q).

Dit houdt in, dat, wanneer het quotient h/q constant is, de F o u r i e r patronen gelijkvormig zijn, dat dus het aantal componenten en hun onderlinge sterkteverhouding hetzelfde zijn. Maar het wil geenszins zeggen, dat deze patronen ook aan elkaar gelijk zijn. Immers de onderlinge afstand tussen de componenten is variabel, omdat deze gelijk is aan de modulatiesnelheid. Bovendien valt op, dat deze samenstelling geheel onafhankelijk is van de basisfrequentie en van het intensiteitsniveau.

Uit deze metingen met de frequentie-analysator blijkt dus, dat het stimuleringspatroon van de sinusvormige frequentie-modulatie bestaat uit een aantal enkelvoudige trillingen, waarvan men de frequentie en de onderlinge sterkteverhouding reeds van te voren kan berekenen. Theoretisch zou men dus een volkomen gelijke gehoorsensatie moeten kunnen opwekken, wanneer men aan het oor een combinatie van dezelfde trillingen in dezelfde sterkteverhouding zou aanbieden. Maar nu blijkt het belang van de derde parameter van de enkelvoudige trilling, de phase. Er bestaat n.l. een vaste onderlinge phase-relatie tussen de opeenvolgende componenten in het spectrum van de modulatie. Indien men een frequentie-modulatie wil opbouwen uit de afzonderlijke componenten, zal dit slechts gelukken indien men met dit onderlinge phase-verband terdege rekening houdt. Wanneer men op deze wijze uit drie trillingen een frequentie-modulatie heeft opgebouwd, is het voldoende om de phase van de centrale component 90° te draaien, om de frequentie-

modulatie veranderd te zien in een fraaie amplitudo-modulatie (fig. 4). Hieruit blijkt, dat de onderlinge phase-betrekking tussen de samenstellende componenten ten zeerste van belang is, zowel bij de frequentie-modulatie als bij de amplitudo-modulatie.

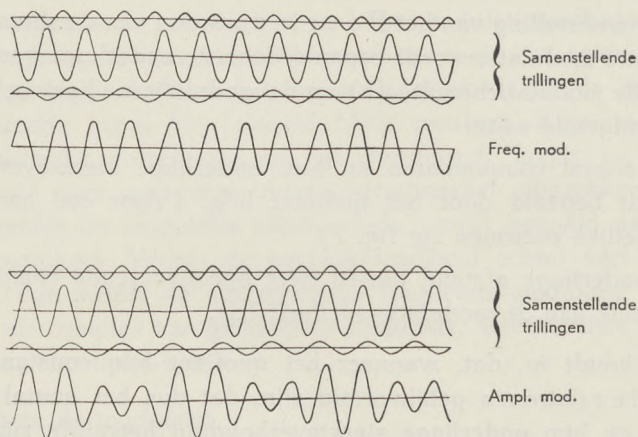


Fig. 4. Vertoont hoe drie enkelvoudige trillingen, resp. van 6, 8 en 10 Hz, kunnen worden samengevoegd, zowel tot een frequentiemodulatie, als tot een amplitudomodulatie, afhankelijk van de phase-betrekking tussen deze drie componenten.

Ontleend aan: Stevens en Davis; Hearing, New York 1948.

Bij het zojuist beschreven onderzoek van de frequentie-modulatie met behulp van de frequentie-analysator is nog een ander interessant verschijnsel naar voren gekomen. Het is gebleken, dat dit instrument de frequentie-modulatie slechts kan analyseren bij de grotere modulatie-snelheden. Wanneer de modulatie-snelheid kleiner wordt dan 10 per seconde, is de uitslag van de naald van de intensiteitsmeter niet meer constant. Bij een constante instelling van de frequentie gaat de naald dan rhythmisch uitslaan naar de verwachte intensiteitswaarde in een rythme gelijk aan tweemaal de modulatie-snelheid. Het oplossend vermogen van de frequentie-analysator is dan niet meer in staat twee opeenvolgende componenten te scheiden: zij vallen dan beiden binnen één bandfilter en werken aldus in op eenzelfde resonerend systeem. De opeenvolgende componenten zullen een mechanische interactie vertonen. Er treedt een summatie volgens de phase op en op deze wijze ontstaan

zwevingen in het instrument. Door de beperking van het oplossend vermogen van de frequentie-analysator is dus in bepaalde gevallen een analyse van de modulatie niet mogelijk. Een vergelijking ten aanzien van de werking van het menselijke gehoororgaan dringt zich hier aan ons op. De toestand van constante uitslagen van het instrument komt overeen met het waarnemen van een klank, dit is dus een aantal constant gehoorde, afzonderlijke tonen. In het geval van de wisselende uitslagen van de intensiteitsmeter bestaat er een analogie met het horen van zwevingen.

Indien een dergelijk fysisch verschijnsel, waaraan trillingen van verschillende frequentie en met een bepaalde phase-relatie medewerken, aan het gehoororgaan wordt aangeboden, wordt deze prikkel door het geleidend gedeelte van het gehoororgaan nagevoel onveranderd aan het orgaan van Corti doorgegeven. Immers de cochleaire microfonische verschijnselen bij de nis van het ronde venster opgenomen door Hallpike, Hartridge en Rawdon Smith geven een getrouwe afbeelding van de toegediende prikkel. Hiermede is dus het bewijs geleverd, dat in elk geval het begin van de basaalwinding een dergelijke geluidsprikkel onveranderd ontvangt. Indien nu blijkt, dat het menselijk gehoororgaan dergelijke prikkels op een andere wijze waarneemt dan verwacht zou worden op grond van de mathematische analyse, moet de oorzaak hiervoor dieper in de cochlea met het aangesloten zenuwapparaat gezocht worden.

HOOFDSTUK III

PROBLEEMSTELLING

Volgens de wet van O h m zou men mogen verwachten, dat het menselijke gehoororgaan altijd in staat zou zijn twee of meer tegelijkertijd aangeboden trillingen als afzonderlijke tonen waar te nemen. Blijkens de ervaring, in het voorgaande hoofdstuk beschreven, is dit niet het geval. Er kunnen zich omstandigheden voordoen, zoals b.v. bij zwevingen, waarbij geen volledige frequentie-analyse tot stand kan komen. Voor de perceptie van één zuivere toon immers is een bepaald gedeelte van het percipiërend orgaan nodig. Indien de ruimtelijke representatie in de cochlea van twee tegelijkertijd aangeboden trillingen zodanig is, dat hun beider mechanische profielen op de basilair membraan elkaar overdekken, is een interferentie onvermijdelijk. Beide trillingen werken dan in op éénzelfde systeem; bij het menselijke gehoororgaan zou men kunnen spreken van één zintuig-zenuwgroep. Indien een mechanische interactie aanwezig is, zal de uiteindelijke prikkelvorm, die ter perceptie wordt aangeboden, hierdoor mede bepaald worden. Het percipiërend gedeelte van het gehoororgaan zal in dat geval dus op zijn minst getrouw moeten weergeven, wat op grond van de interferentie verwacht zou mogen worden.

Blijkens de ervaringen van W e v e r echter is de zaak toch wel iets gecompliceerder. Wanneer van twee even sterke, tegelijkertijd aangeboden trillingen het verschil tussen hun beider frequenties van een bepaalde grootte af langzamerhand tot nul werd teruggebracht, kon W e v e r in dit zwevingsgebied de volgende drie stadia onderscheiden:

1. een ononderbroken ruw en grof geluid,
2. een voortdurende reeks aparte pulsen,
3. een zich rhythmisch herhalende vloeiende wisseling in de luidheid, de eigenlijke zweving.

Binnen het zwevingsgebied is een frequentie-analyse niet mogelijk. Uit het feit echter, dat er drie karakteristieke stadia onderscheiden worden, blijkt, dat het gehoororgaan het geluid telkens toch op een bepaalde wijze kan waarden. Fysisch gesproken onderscheiden de drie stadia zich slechts door het verschil in frequentie tussen de beide trillingen. Hierdoor wordt het repetitie-rhythme van de zweving bepaald. In het zwevingsgebied vindt dus een zekere analyse plaats, welke verloopt volgens maatstaven, gebonden aan het repetitie-rhythme van de zweving.

Echter een zweving tussen twee gelijk sterke trillingen is geen ideale prikkel voor het verkrijgen van nadere gegevens omtrent het analyserend vermogen van het gehoororgaan. De tweetonige presentatie is een al te grote vereenvoudiging ten opzichte van de menselijke spraak. Bovendien wordt hierbij een te grote nadruk gelegd op de variaties in de geluidsterkte, terwijl er te weinig gegevens ter beschikking komen over de zoveel belangrijkere wisselingen in de frequentie.

De sinusvormige frequentie-modulatie heeft weliswaar een iets ingewikkelder stimuleringspatroon, dat uit minstens drie componenten met een verschillende intensiteit bestaat. Door middel van de *F o u r i e r*-analyse kan men de samenstelling van dit patroon echter nauwkeurig berekenen. Wanneer de modulatiesnelheid groot is, liggen de opeenvolgende componenten van de sinusvormige frequentie-modulatie voldoende ver van elkaar verwijderd: het oor is dan volkomen in staat de frequentie-modulatie te analyseren tot een complex afzonderlijke tonen. Is de modulatiesnelheid echter kleiner, dan blijkt het frequentie-analytisch vermogen van het gehoororgaan niet meer in staat de frequentie-modulatie in haar samenstellende componenten te ontleden: zij wordt niet als een complex gelijktijdig klinkende tonen waargenomen, maar als een geluid met een wisselend karakter. De mechanische profielen op de basilair-membraan van de verschillende opeenvolgende componenten zullen elkaar overdekken: er treedt een mechanische interactie op.

Bij zijn onderzoekingen over de „Frequenzgrenz-Modulation” kon *Z w i c k e r* in het frequentie-modulatiegebied drie stadia onderscheiden. Afhankelijk van de modulatiesnelheid hoorde hij:

1. een continu ruw en rommelig geluid,
2. een hard geluid, waarin de wisselingen van de toonhoogte niet geheel gevolgd konden worden,

3. een vloeiende en rhythmische wisseling in de toonhoogte.

Zoals in het vorige hoofdstuk besproken is, staan de componenten van de modulatie in een vaste phase-relatie ten opzichte van elkaar. Door onderlinge samenwerking zullen zij elkaar beurtelings gaan versterken en verzwakken. Op deze wijze gaat er als het ware een vloeiende „phase-golf” heen en weer tussen de beide uitersten van de modulatie. Het rythme, waarin dit heen en weer gaan plaats vindt, is gelijk aan de modulatie-snelheid, dus aan het verschil in frequentie tussen elk der opeenvolgende componenten. Hierdoor worden de drie stadia bepaald, welke in het modulatiegebied gehoord worden. Ook in dit gebied vindt dus een bepaalde analyse plaats, welke gebonden is aan het repetitie-rythme van de modulatie, de modulatie-snelheid.

Wanneer men de stadia, zoals zij door *Wever* in het zwevingsgebied zijn waargenomen en door *Zwicker* in het frequentie-modulatiegebied, naast elkaar plaatst, blijkt, dat de verschillende waarden, gemeten bij de overgang tussen de overeenkomstige stadia nogal wat uiteen lopen, terwijl zij toch beiden door dezelfde parameter, het repetitie-rythme, bepaald worden.

| Stadia | Zwevingen (<i>Wever</i>) | | Sinusvormige F.M. (<i>Zwicker</i>) | |
|--------|--------------------------------------|---|--------------------------------------|--|
| | Verskil in frequentie tussen 2 tonen | Sensatie | Verskil in frequentie tussen comp. | Sensatie |
| 1 | 0—6 Hz | Een zich rhythmisch herhalende vloeiende wisseling in de luidheid | 0—4 Hz | Een vloeiende en rhythmische wisseling in de toonhoogte |
| 2 | 6—160 Hz | Een voortdurende reeks van aparte impulsen | 4—20 Hz | Een hard geluid, waarin de wisseling in toonhoogte niet meer geheel gevolgd kan worden |
| 3 | 160—350 Hz | Een ononderbroken ruw en grof geluid | 20—125 Hz | Een continu ruw en rommelig geluid |

Het leek dus zeer aantrekkelijk met behulp van de sinusvormige frequentie-modulatie het analytisch vermogen van het normale

menselijke gehoororgaan nog eens nauwkeurig na te gaan. Hierbij is getracht een antwoord op de volgende vragen te geven.

- a. Hoe scherp is het analytisch vermogen voor de frequentie voor een complex tegelijkertijd aangeboden enkelvoudige trillingen. Met andere woorden: hoe lang neemt het oor een sinusvormige frequentie-modulatie waar als een complex van afzonderlijke tonen.
- b. Hoe scherp is het analytisch vermogen voor de frequentie voor na elkaar aangeboden trillingen, of wel hoe lang kan het oor het vloeiend hoger en lager worden van de frequentie nog als wisselingen in de toonhoogte waarden.
- c. Tot welke snelheid van wisseling is het oor in staat een volledige frequentie-analyse uit te voeren. In dit geval dus: tot welke modulatie-snelheid kan het oor de vloeiende wisselingen in de toonhoogte volledig blijven volgen.

Tevens is getracht de op deze wijze verkregen resultaten in een logisch verband te brengen met andere reeds bekende gegevens uit de literatuur.

HOOFDSTUK IV

INSTRUMENTARIUM EN FOURIERSPECTRA

Voor het opwekken van een geluidstrilling met sinusvormige frequentie-modulatie, werd uitgegaan van een bestaande audiometer (A.R.I.), die een zwevingsoscillator bevatte. Door de condensator van de vaste hoogfrequentoscillator (80 kc) te vervangen door de schijn capaciteit van een reactantiebuis (Miller effect) en door van deze buis de versterkingsgraad te regelen met behulp van

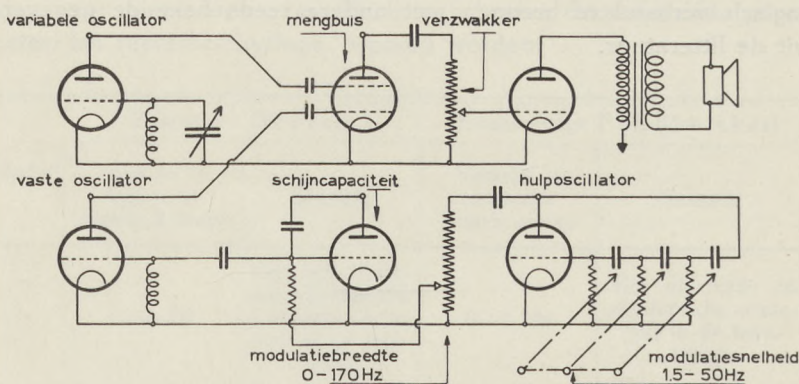


Fig. 5. Schematische tekening van de audiometer met sinusvormige frequentie-modulatie.

variatie van de negatieve roosterspanning, lukte het de frequentie-modulatie in het bestaande toestel in te voeren. *) Een laagfrequent hulposcillator leverde de sinusvormige spanningsvariatie, nodig om

*) Deze schakeling is op het Natuurkundig Laboratorium van de Philips fabrieken te Eindhoven tot stand gebracht onder leiding van Dr. G. A. Becking. Op deze plaats willen wij onze grote erkentelijkheid hiervoor betuigen.

het stuurrooster van de reactantiebuis te bekrachtigen. De frequentie van deze oscillator was in stappen regelbaar tussen 1,5 en 50 Hz. Ter uitbreiding van het meetbereik werd een andere laagfrequent oscillator gebruikt (16—33000 Hz), zodat een zeer groot modulatiesnelheidsgebied ter beschikking stond.

De modulatiebreedte werd ingesteld door middel van een potentiometer, welke het mogelijk maakte de spanningsvariaties op het stuurrooster van de reactantiebuis te regelen (0—175 Hz). Het instellen van de frequentie-modulatie ten aanzien van breedte en snelheid was onafhankelijk van de basisfrequentie (zie fig. 5).

Een grote moeilijkheid vormde de geluidsbron. Wil een frequentie-gemoduleerd signaal goed weergegeven worden, dan moet de karakteristiek van de toonbron vlak zijn in het gebied van de modulatiebreedte.

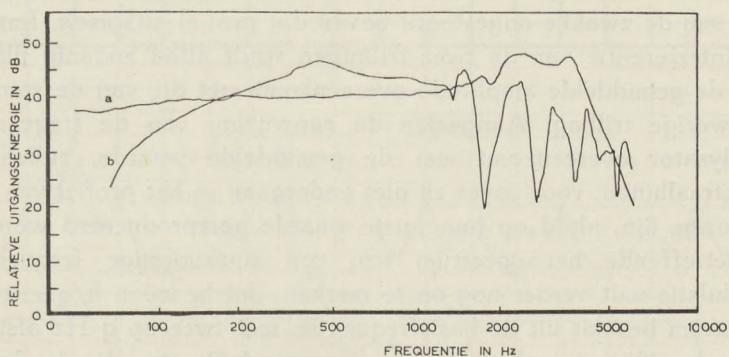


Fig. 6. De frequentiekaracteristieken van de geluidsbronnen:
a. Western Electric telefoon,
b. tweede luidspreker.

Laagfrequent (beneden 1500 Hz) kon er beschikt worden over een goede luidspreker, die tevens slechts een zeer geringe amplitudodistorsie gaf. Boven 1500 Hz werd gebruik gemaakt van een Western Electric audiometer-telefoon (705 A), die tot ruim 4000 Hz. betrouwbaar vlak was. Zodoende kon er in het gehele meetgebied van 250—4000 Hz een goede weergave van de frequentie-modulatie bereikt worden (zie fig. 6).

Ter controle werd het uiteindelijke geluidsignaal via een condensatormicrofoon en een frequentie-analysator (beiden van

Bruël & Kjaer) spectraal geanalyseerd*). Ter vergelijking worden in fig. 7 enige meetresultaten van deze analyse en het op theoretische gronden te verwachten spectrum gegeven. Hieruit blijkt, dat er voldoende nauwkeurigheid in de reproductie van het frequentie-gemoduleerde signaal is verkregen.

Het registrogram van een spectrum vertoont de volgende bijzonderheid. Aangezien het filter een eindige breedte heeft, waarbij de verzwakking 40 db per octaaf bedraagt, zal een spectraallijn zich in het registrogram voordoen als een spits met breder wordende voet. Een naburige spectraallijn van geringer intensiteit zou misschien schuil kunnen gaan in de uitlopende voet van de sterkere lijn. Dit nu is slechts waar, indien de hoogte van de uitlopende voet ter plaatse van de naburige spectraallijn groter zou zijn dan deze laatste lijn zelf. Zolang de zwakkere lijn ook maar iets uitsteekt boven het profiel van een naburige sterke lijn, zal de top van de zwakke ongestoord boven dat profiel uitkomen. Immers de interferentie van de twee trillingen vindt altijd zodanig plaats, dat de gemiddelde amplitudo overeenkomt met die van de sterkste aanwezige trilling. Aangezien de aanwijzing van de frequentie-analysator overeenkomt met de gemiddelde waarde, zullen de spectraallijnen, voor zover zij niet ondergaan in het profiel van een naburige lijn, altijd op hun juiste waarde gereproduceerd worden.

Betreffende het spectrum van een sinusvormige frequentie-modulatie valt verder nog op te merken, dat beneden $h/q = 1$ het spectrum bestaat uit de basisfrequentie, met twee op q Hz afstand staande zijlijnen, welker sterkte ongeveer $h/2q$ van die der basisfrequentie bedraagt. Boven $h/q = 1$ wordt het spectrum al spoedig breder, zodat het op den duur een binnen de modulatiebreedte gevuld karakter gaat krijgen. Het spectrum strekt zich dan ter weerszijde van de basisfrequentie ongeveer over de modulatiebreedte uit, waarbij de grootste energie zich bevindt op ongeveer modulatiebreedte-afstand (h) van de centrale basisfrequentie.

*) Het gebruik van de frequentie-analysator, de condensatormicrofoon en de bijbehorende versterker is ons mogelijk gemaakt, dank zij de financiële steun van de Stichting voor Zuiver Wetenschappelijk Onderzoek.

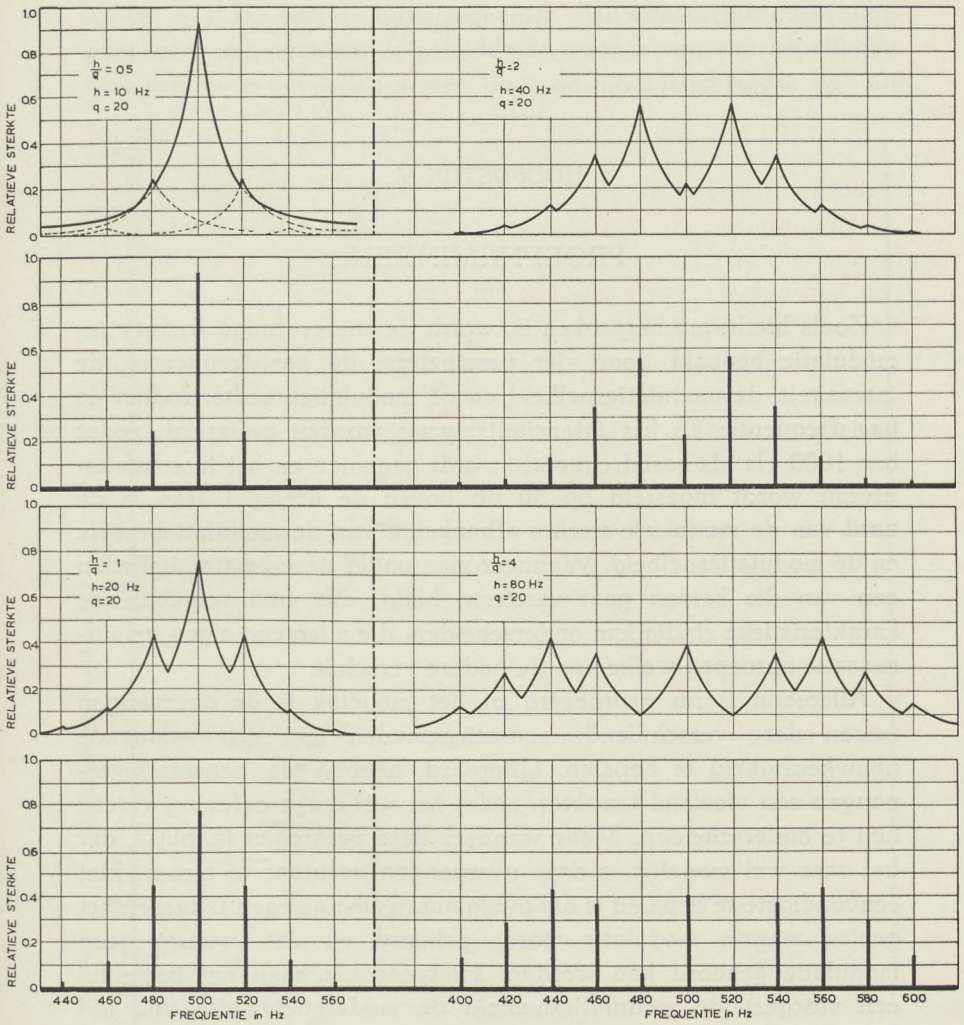


Fig. 7. Fourierspectra en metingen met een frequentie-analysator van een trilling van 500 Hz met sinusvormige frequentie-modulatie: modulatiesnelheid $q = 20$ /sec; modulatiebreedte h ; resp. 10—20—40—80 Hz.

HOOFDSTUK V.

PROEFNEMINGEN

Zoals hierboven besproken is, wordt de sinusvormige frequentie-modulatie bepaald door vier parameters: de basisfrequentie, de intensiteit, de modulatiesnelheid en de modulatiebreedte. Indien de basisfrequentie en het intensiteitsniveau worden gefixeerd, zodat b.v. 1000 Hz als basisfrequentie wordt genomen en het intensiteitsniveau wordt ingesteld op 30 db boven de drempel, dan is de aard van de modulatie slechts afhankelijk van de modulatiebreedte en de modulatiesnelheid. Wanneer men onder deze omstandigheden een van die beiden gaat variëren, blijkt, dat men verschillende karakteristieke stadia kan onderscheiden, die allen een eigen geluid-sensatie oproepen welke van de andere verschilt.

Allereerst is nu geprobeerd of het mogelijk is de overgangen tussen deze verschillende sensatiegebieden met een voldoende nauwkeurigheid te bepalen. Uiteraard hebben de sensatie-overgangen een vloeiend karakter, zodat het wel enige oefening vereist hen te onderscheiden. Maar wanneer deze verkregen is, blijkt, dat het zeer wel mogelijk is deze overgangen accuraat te meten. Het eenvoudigste te bepalen is die overgang, welke gelegen is tussen het gebied waarin modulatie wordt gehoord en dat, waarin geen modulatie gehoord kan worden. Hiervoor kan men het beste bij een vastgestelde modulatiesnelheid de modulatiebreedte van nul af opvoeren. Men kan dan waarnemen, dat bij een bepaalde modulatiebreedte de oorspronkelijke gladde en zuivere toon, de basistoon, verandert in een gemoduleerde toon. Dezelfde overgang kan ook bepaald worden, door de modulatiebreedte van een bepaalde grootte af langzaam tot nul terug te brengen: in dit geval hoort men hoe bij een zekere modulatiebreedte de gemoduleerde toon overgaat in een gladde toon. Wanneer men deze overgang volgens

de beide methoden bepaalt, blijkt de spreiding van de meetpunten zeer gering te zijn: zij blijkt gemiddeld bijna altijd kleiner dan $0,1\% \pm 1$ Hz van de basisfrequentie. Als uiteindelijk overgangspunt werd aangenomen de gemiddelde waarde van vier bepalingen, waarvan twee gevonden waren door de modulatiebreedte van nul

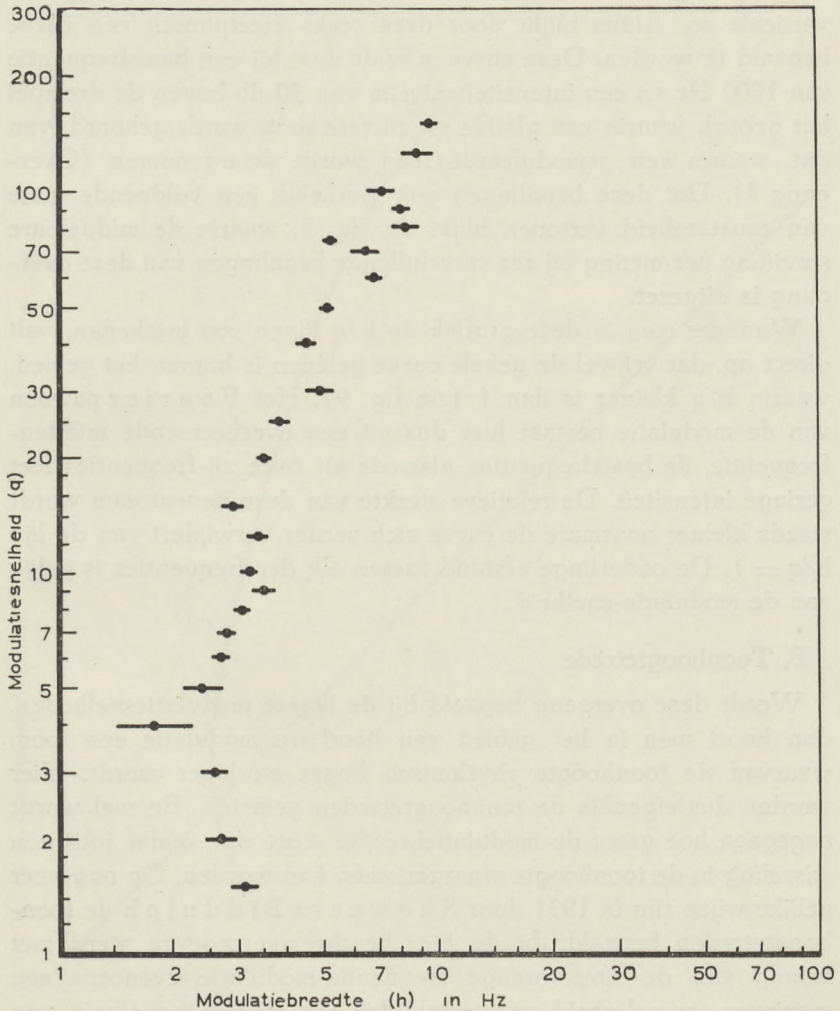


Fig. 8. De middelbare spreiding per meting, welke optreedt bij het bepalen van de overgang tussen het gebied, waarin de modulatie gehoord wordt, en dat, waarin geen modulatie waargenomen kan worden (Overgang I), gemeten bij 1000 Hz, 30 db boven de drempel.

af op te voeren, en de beide anderen door de modulatiebreedte te verminderen. Wanneer dit herhaald wordt bij een aantal verschillende modulatiesnelheden, verkrijgt men op deze wijze een gehele reeks van dergelijke overgangspunten. Deze reeks meetpunten kan men vastleggen in een grafiek, waarin de modulatiebreedte wordt uitgezet langs de horizontale as en de modulatiesnelheid langs de verticale as. Aldus blijkt door deze reeks meetpunten een curve bepaald te worden. Deze curve scheidt dus, bij een basisfrequentie van 1000 Hz en een intensiteitsniveau van 30 db boven de drempel het gebied, waarin een gladde en zuivere toon wordt gehoord, van dat, waarin een gemoduleerde toon wordt waargenomen (Overgang I). Dat deze bepalingen ook werkelijk een voldoende mate van constantheid vertonen blijkt uit fig. 8, waarin de middelbare spreiding per meting bij zes verschillende bepalingen van deze overgang is uitgezet.

Wanneer men in deze grafiek de h/q lijnen zou intekenen, valt direct op, dat vrijwel de gehele curve gelegen is binnen het gebied, waarin h/q kleiner is dan 1 (zie fig. 9). Het *F o u r i e r* patroon van de modulatie bestaat hier dus uit een overheersende middenfrequentie, de basisfrequentie, alsmede uit twee zij-frequenties met geringe intensiteit. De relatieve sterkte van deze neventonen wordt steeds kleiner naarmate de curve zich verder verwijderd van de lijn $h/q = 1$. De onderlinge afstand tussen elk der frequenties is gelijk aan de modulatie-snelheid.

Δ F, Toonhoogtetrede

Wordt deze overgang bepaald bij de lagere modulatiesnelheden, dan hoort men in het gebied van hoorbare modulatie een toon, waarvan de toonhoogte rhythmisch hoger en lager wordt. Hier worden dus eigenlijk de toonhoogtetreden gemeten. En wel wordt nagegaan hoe groot de modulatiebreedte moet zijn, opdat juist een wisseling in de toonhoogte waargenomen kan worden. Op ongeveer gelijke wijze zijn in 1931 door *S h o w e r* en *B i d d u l p h* de toonhoogtetreden bepaald. In de hier beschreven proeven werd met behulp van de sinusvormige frequentie-modulatie eveneens een maximum gevoeligheid vastgesteld bij een modulatiesnelheid van 2—4/sec en werden vrijwel dezelfde waarden gevonden als door *S h o w e r* en *B i d d u l p h* werden gemeten, zowel bij het monauraal, als bij het binauraal onderzoek (zie tabel I).

Bij de hogere modulatiesnelheden echter is gebleken, dat bij de metingen van Shower en Bidulph de gevoeligheid sneller terugloopt, dan bij metingen door middel van de sinusvormige frequentie-modulatie het geval is (zie fig. 10). Dit verschijnsel moet wel haast worden toegeschreven aan het verschil tussen de gebruikte

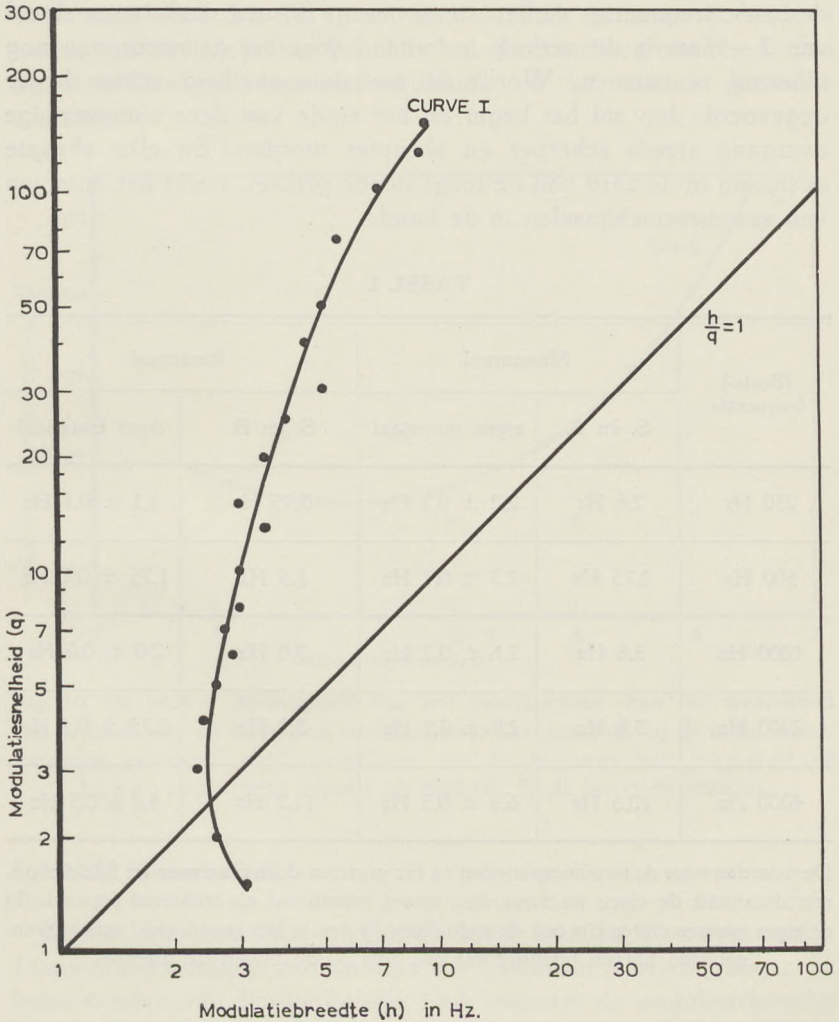


Fig. 9. Curve I, met daarnaast ter vergelijking de lijn $\frac{h}{q} = 1$, gemeten bij 1000 Hz, 30 db boven de drempel.

onderzoekmethoden. Bij de sinusvormige frequentie-modulatie blijft de „phase-golf” tussen beide uiterste bereiken van de modulatie ook bij de hogere snelheden, volkomen vloeiend verlopen. Shower en Biddulph echter zijn bij hun metingen uitgegaan van twee aparte frequenties, welke om de beurt gedurende een korte tijdsduur een constante intensiteit behielden. Alleen de overgang tussen de beide frequenties verliep sinusvormig. Bij een modulatiesnelheid van 2—4/sec is dit verloop inderdaad voor het gehoororgaan nog vloeiend te noemen. Wordt de modulatie-snelheid echter hoger opgevoerd, dan zal het begin en het einde van deze sinusvormige overgang steeds scherper en abrupter worden. En elke abrupte overgang in de aard van de toegediende prikkel, werkt het ontstaan van sprongverschijnselen in de hand.

TABEL I.

| (Basis-) frequentie | Monauraal | | Binauraal | |
|------------------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|
| | S. en B. | eigen materiaal | S. en B. | eigen materiaal |
| 250 Hz | 2,6 Hz | 2,2 ± 0,2 Hz | 0,95 Hz | 1,1 ± 0,1 Hz |
| 500 Hz | 2,75 Hz | 2,3 ± 0,1 Hz | 1,5 Hz | 1,75 ± 0,1 Hz |
| 1000 Hz | 3,6 Hz | 2,6 ± 0,2 Hz | 2,0 Hz | 2,0 ± 0,0 Hz |
| 2000 Hz | 3,8 Hz | 2,9 ± 0,1 Hz | 3,2 Hz | 2,75 ± 0,1 Hz |
| 4000 Hz | 10,8 Hz | 6,4 ± 0,5 Hz | 11,2 Hz | 4,0 ± 0,5 Hz |

De waarden voor de toonhoogtetreden in Hz gemeten door Shower en Biddulph, met daarnaast de eigen meetwaarden, zowel monauraal, als binauraal bepaald. Bij de eigen meetresultaten zijn ook de middelbare fouten in het gemiddelde aangegeven, gemeten bij een intensiteitsniveau van 30 db boven de drempel.

W. E. K o c k heeft met behulp van Besselse functies het aantal en de sterkte van de zijfrequenties, die op deze wijze ontstaan, nauwkeurig berekend. Hierbij vond hij, vooral bij de wat hogere

modulatie-snelheden, voor de stimuleringsvorm van Shower en Biddulph een sneller toenemende spreiding van de geluidsenergie over het acoustische spectrum, dan bij de sinusvormige frequentie-modulatie. Aan deze grotere spreiding van de geluidsenergie ten koste van de twee oorspronkelijke frequenties moet wel de snel afnemende gevoeligheid bij de hogere modulatiesnelheden, zoals deze door Shower en Biddulph gemeten is, worden toegeschreven. Voor het bepalen van de toonhoogtetreden is dus de sinusvormige frequentie-modulatie de bij uitstek geschikte methode.

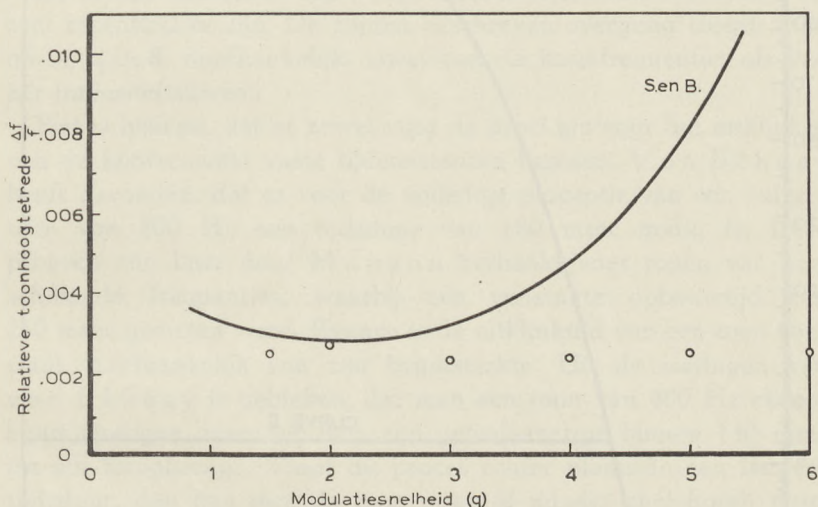


Fig. 10. De grotere gevoeligheid van het gehoororgaan voor het waarnemen van de modulatie bij de hogere modulatiesnelheden, zoals dit bij de eigen onderzoeken gevonden werd, vergeleken met de gegevens van Shower en Biddulph, beiden bepaald bij 1000 Hz, 30 db boven de drempel.

Centrale tijdconstante

Bij de lage modulatie-snelheden hoort men bij de sinusvormige frequentie-modulatie een continu en volkomen vloeiend hoger en lager worden van de toonhoogte. Ook wanneer de modulatiebreedte groter en groter gemaakt wordt, waardoor het aantal zijfrequenties meer en meer toeneemt, kan men steeds dit vloeiende gebeuren blijven waarnemen, zonder dat enige onderbreking gehoord wordt.

Wordt de modulatiesnelheid echter opgevoerd, dan zal er een moment komen, waarop dit vloeiende gebeuren onderbroken gehoord wordt. Men hoort op dat moment, dat een periodiek weerkerende lacune voorkomt temidden van het glijdende toonkarakter. Naar mate de modulatiesnelheid groter gemaakt wordt, treedt dit

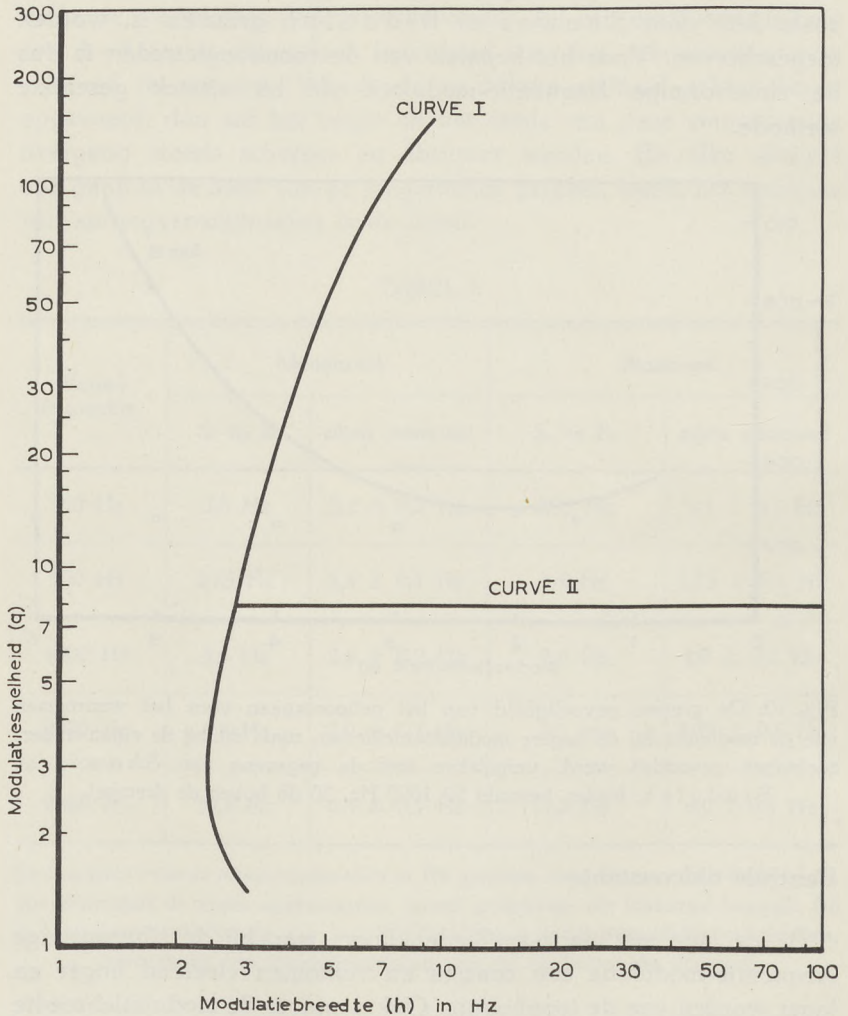


Fig. 11. Curve I, alsmede curve II, welke laatste scheidt het gebied, waarin de modulatie onderbroken gehoord wordt, van het gebied, waarin dit niet het geval is (1000 Hz, 30 db).

verschijnsel meer op de voorgrond. Langs de curve I is deze overgang II moeilijk waar te nemen. Bij grotere modulatiebreedte wordt zij echter duidelijk gehoord. Bovendien blijkt dan, dat, hoe groot de modulatiebreedte ook gemaakt wordt, deze onderbreking steeds weer optreedt bij een modulatiesnelheid van ongeveer 8/sec. Men kan in de grafiek een tweede, in dit geval een horizontale, curve uitzetten bij $q = 8$ (zie fig. 11). Deze curve II verdeelt het gebied waarin modulatie gehoord wordt in twee delen: onder curve II kan men de modulatie steeds blijven volgen, daarboven wordt zij onderbroken gehoord.

Bij verder onderzoek blijkt deze modulatiesnelheid van 8/sec wel zeer essentieel te zijn. De zojuist beschreven overgang treedt altijd op bij $q = 8$, onafhankelijk zowel van de basisfrequentie, als van het intensiteitsniveau.

Het is bekend, dat er zowel voor de groei als voor het uitklinken van de hoorsensatie vaste tijdconstanten bestaan. Von Békésy heeft gevonden, dat er voor de volledige perceptie van een zuivere toon van 800 Hz een tijdsduur van 180 msec nodig is. Deze proeven zijn later door Munson herhaald voor tonen van verschillende frequenties, waarbij een constante opbouwtijd van 250 msec gemeten werd. Evenzo is de uitklinktijd van een toon constant, onafhankelijk van zijn beginsterkte. Uit de metingen van von Békésy is gebleken, dat men een toon van 800 Hz abrupt hoort eindigen, wanneer men zijn geluidsenergie binnen 140 msec tot nul terugbrengt. Vindt dit proces echter plaats in een langere tijdsduur, dan kan men de toon meer of minder snel horen wegsterven. Wanneer dit gebeuren zeer snel plaats vindt, binnen 25—30 msec, dan gaat dit abrupte eindigen bovendien gepaard met een klikgeluid. Hierbij blijft het echter de vraag, of deze klik werkelijk in het oor ontstaat, of dat hij wellicht in de electro-acoustische apparatuur wordt opgewekt. Bij al deze abrupte veranderingen in de aard van de prikkel treden immers altijd sprongverschijnselen op. Daarom heeft Miller de bepalingen van deze tijdconstanten van het oor herhaald met een witte ruis, inplaats van met zuivere tonen. De onvermijdelijk optredende overgangstrillingen zullen hierbij volkomen ondergaan in het acoustische spectrum van de ruis, dat immers alle frequenties reeds bevat. Op deze wijze vond hij als tijdconstante voor de volledige opbouw en

het uitklinken van een supraliminale witte ruis een veel lagere tijdswaarde, en wel gemiddeld 60 msec.

Deze betrekkelijk grote tijdconstanten mogen niet aan het perifere gehoororgaan worden toegeschreven, waarvan de uitklinktijd immers veel lager is, n.l. circa 1 msec. Evenmin kan een contractie van de middenoorspiertjes als een verklaring voor deze lange tijdsduur dienen, omdat deze waarde dezelfde bleek te zijn, zowel bij een totale afwezigheid van deze spiertjes, als wanneer zij reeds voordien tot contractie gebracht waren door middel van een zeer luide hoge toon. Deze grote waarde van 60 msec moet dus veeleer worden toegeschreven aan de lange tijdsduur, nodig voor de integratie van de verschillende neuro-physiologische processen van het geleidende en percipiërende zenuwapparaat. Het gevonden verschil tussen de tijdconstanten voor zuivere tonen en die voor de witte ruis moet wellicht worden toegeschreven aan de wat langere tijdsduur nodig voor de frequentie-analyse in de cochlea en het geleidende en percipiërende zenuwapparaat.

Er treden ook bij de sinus-vormige frequentie-modulatie geen overgangstrillingen op, zodat haar *Fourier* patroon, zeker bij deze lagere modulatiesnelheden, veeleer als een smalle ruisband beschouwd moet worden, dan als een zuivere toon. Het lijkt dan ook alleszins aannemelijk het optreden van deze eerste onderbreking in de voordien volkomen vloeiende modulatie, toe te schrijven aan deze centrale uitklinktijd, zoals zij door *Miller* bepaald is. Immers bij elke volledige modulatie gaat de phase-golf eenmaal heen en weer. Bij een modulatiesnelheid van 8/sec wordt de modulatiebreedte eenmaal doorlopen in een tijdsduur van $\frac{1}{2} \times \frac{1}{8}$ sec \approx 60 msec. Aangezien de basisfrequentie met de grootste snelheid doorlopen wordt, zal men horen, dat deze toon als eerste abrupt eindigt. De beide zijfrequenties echter kan men dan nog steeds horen wegsterven. Uiteraard is het karakteristieke geluid van dit stadium duidelijker in het gebied, gelegen op enige afstand van de overgangscurve II.

Bij een iets hogere modulatiesnelheid hoort men de aparte pulsaties steeds duidelijker worden, omdat dan ook de andere componenten abrupt gaan eindigen. Tevens verdwijnt dan het glijdende toonkarakter uit het geluid, omdat ook de tijdconstante voor de opbouw van de toonsensatie niet meer bereikt wordt. Hierdoor kunnen de componenten niet meer als zuivere tonen gepercipieerd worden:

men hoort dus een steeds sneller wordende reeks afzonderlijke impulsen, een roffel, zonder een duidelijk toonkarakter.

Bij deze onderzoeken is het echter niet mogelijk gebleken een overgang nauwkeurig te bepalen, waarbij het onderbroken geluid overgaat in een continu ruw geluid, zoals dit door *Wever* bij de zweepingen is gevonden bij een modulatiesnelheid van ongeveer 160/sec en door *Zwicker* voor de frequentie-modulatie bij een modulatiesnelheid van ongeveer 20/sec.

Critische bandbreedte

Wanneer bij het bepalen van de overgang tussen het gebied, waarin modulatie gehoord wordt en dat, waarin geen modulatie waargenomen kan worden, de modulatiesnelheid wederom hoger opgevoerd wordt, kan men nog een laatste overgang onderscheiden. Deze valt vooral op als men de meetwaarden voor curve I bepaalt door de modulatiebreedte vanaf een bepaalde grootte te verminderen. Men kan dan waarnemen, dat de bovenbeschreven aparte pulsen elkaar in een steeds sneller rhytmie gaan opvolgen, totdat dit rommelige toonloze geluid overgaat in een complex zuivere toon, een klank dus. Het is niet gelukt om deze laatste overgang even scherp als de vorige overgangen te bepalen. Bij een basisfrequentie van 1000 Hz en een intensiteitsniveau van 30 db boven de drempel blijkt deze overgang III op te treden bij een modulatiesnelheid van 60—80/sec. Bij grotere modulatiebreedten echter was het op deze wijze niet mogelijk deze overgang te bepalen. Wij kunnen overgang III dus slechts langs curve I in de grafiek aanbrengen (zie fig. 12).

Bij deze modulatiesnelheid van 60—80/sec ligt dus elk der componenten van het *Fourier* patroon van de frequentie-modulatie op een afstand van 60—80 Hz van de naastliggende componenten. Deze waarde is vrijwel gelijk aan de kritische bandbreedte. Dit is een frequentieband, welke symmetrisch rondom de betreffende primaire trilling is gelegen. Iedere tegelijkertijd aangeboden tweede trilling zal op de waarneming van de toonhoogte van de primaire toon geen invloed uitoefenen, indien zij valt buiten deze frequentieband. Dit is echter wel het geval, wanneer de secundaire toon gelegen is binnen de kritische bandbreedte van de primaire toon. Hieruit mag men dus concluderen, dat het menselijk gehoororgaan een gelijktijdig aangeboden tooncomplex, zoals b.v.

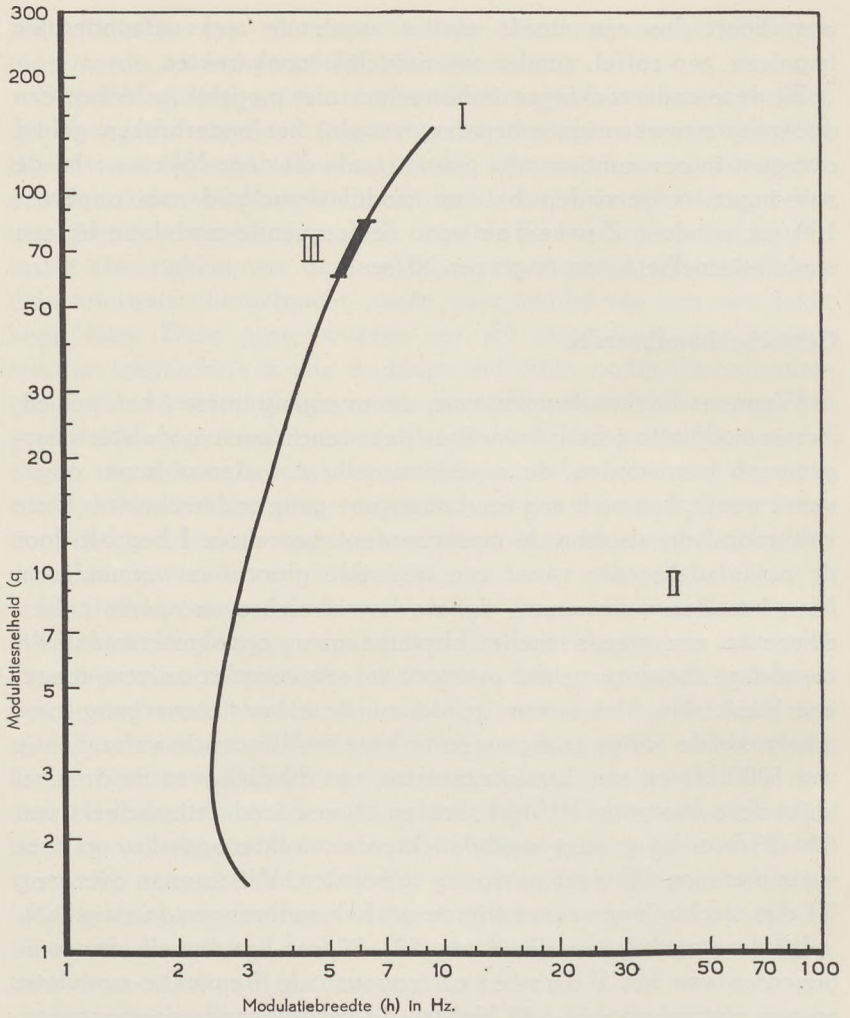


Fig. 12. De curven I en II, alsmede overgang III. Deze laatste overgang scheidt het gebied, waarin de modulatie als een aantal continu-klinkende afzonderlijke tonen gehoord wordt, van dat, waarin de modulatie een onderbroken en toonloos karakter heeft (1000 Hz, 30 db).

de sinusvormige frequentie-modulatie, slechts dan in haar componenten kan ontleden, indien het verschil in frequentie tussen elk der opeenvolgende componenten niet kleiner is dan hun kritische bandbreedte.

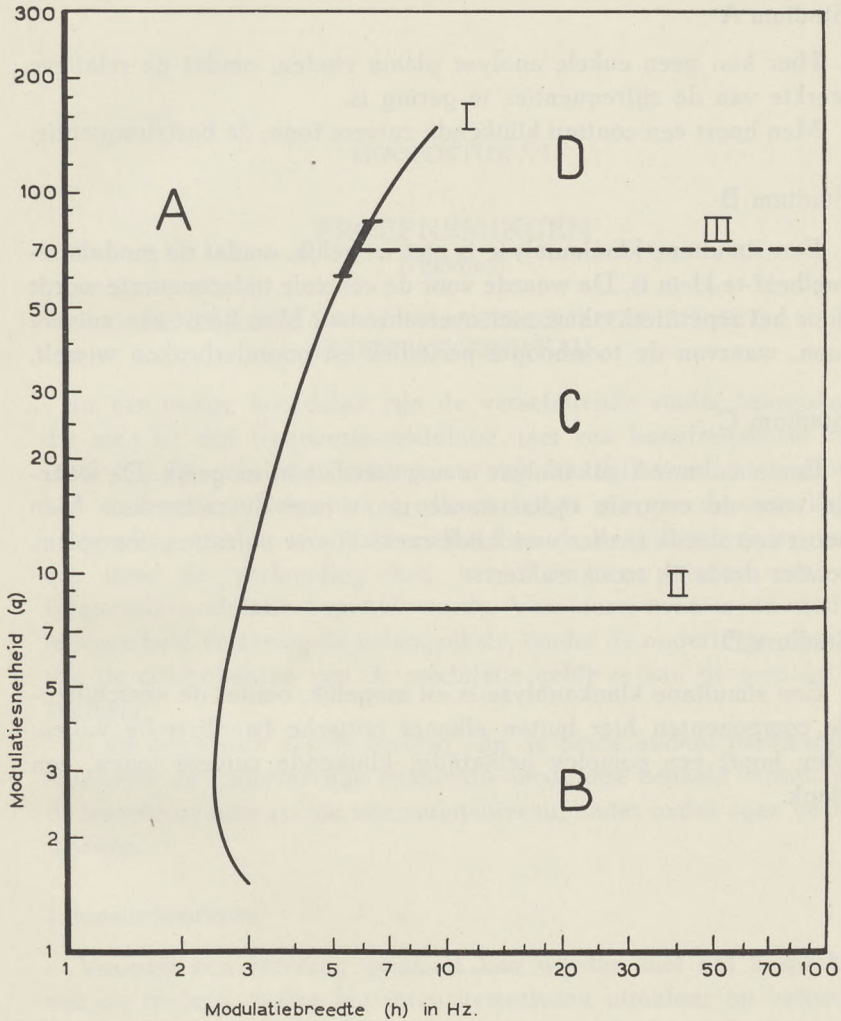


Fig. 13. De drie overgangen, met de verschillende stadia, welke men bij de sinusvormige frequentie-modulatie kan waarnemen (1000 Hz, 30 db).

Aldus zijn nu de verschillende stadia besproken, welke men kan waarnemen bij een sinusvormige frequentie-modulatie met een basisfrequentie van 1000 Hz en een intensiteitsniveau van 30 db boven de drempel. Tevens zijn zij in een grafiek verenigd, zodat men de stadia met hun begrenzingen gemakkelijk kan overzien (zie fig. 13).

Stadium A

Hier kan geen enkele analyse plaats vinden, omdat de relatieve sterkte van de zijfrequenties te gering is.

Men hoort een continu klinkende zuivere toon, de basisfrequentie.

Stadium B

Een simultane klankanalyse is niet mogelijk, omdat de modulatiesnelheid te klein is. De waarde voor de centrale tijdsconstante wordt door het repetitierhythme niet overschreden. Men hoort een zuivere toon, waarvan de toonhoogte periodiek en ononderbroken wisselt.

Stadium C

Een simultane klankanalyse is nog steeds niet mogelijk. De waarde voor de centrale tijdsconstante is nu wel overschreden. Men hoort een steeds sneller wordende reeks aparte pulsaties, een roffel, zonder duidelijk toonkarakter.

Stadium D

Een simultane klankanalyse is nu mogelijk, omdat de verschillende componenten hier buiten elkaars kritische bandbreedte vallen. Men hoort een complex gelijktijdig klinkende zuivere tonen, een klank.

HOOFDSTUK VI

PROEFNEMINGEN

(VERVOLG)

DE INVLOED VAN DE BASISFREQUENTIE EN HET INTENSITEITSNIVEAU

In het vorige hoofdstuk zijn de verschillende stadia besproken, die men bij een frequentie-modulatie, met een basisfrequentie van 1000 Hz en een intensiteitsniveau van 30 db boven de drempel, kan waarnemen. Deze bleken afhankelijk te zijn van de onderlinge verhouding van de modulatiesnelheid en de modulatiebreedte, omdat door de verhouding h/q het Fourierpatroon van de frequentie-modulatie bepaald wordt. Van deze twee is de modulatiesnelheid verreweg de belangrijkste, omdat de onderlinge afstand van de componenten van de modulatie gelijk is aan de modulatiesnelheid.

In dit hoofdstuk zal de invloed van de beide andere parameters, waardoor de sinusvormige frequentie-modulatie bepaald wordt, n.l. de basisfrequentie en het intensiteitsniveau, nader onder ogen gezien worden.

Intensiteitsniveau

Voordat een aanvang gemaakt kan worden met het bespreken van de invloed, welke het intensiteitsniveau uitoefent op hetgene, dat bij de frequentie-modulatie gehoord wordt, moeten eerst nog enkele eigenschappen van het gehoororgaan besproken worden. Met deze eigenschappen moet rekening gehouden worden, voordat men kan spreken over het intensiteitsniveau waarop gemeten wordt.

A. Het verschijnsel van de gelijke luidheid

Uit de onderzoeken van Fletcher en Munson is gebleken, dat de subjectieve luidheid van een toon niet alleen afhankelijk is van de intensiteit van de geluidstrilling. Ook de

frequentie van de trilling is hierbij van belang. Wanneer men de lijnen van gelijke luidheid uitzet in het frequentie-intensiteitsdiagram, dan blijkt, dat deze niet recht zijn, maar dat zij gebogen verlopen. De grootste kromming bevindt zich bij de frequenties onder 1000 Hz en boven 4000 Hz. Dit houdt dus in, dat in dit gebied de subjectieve luidheid niet parallel verloopt met de fysieke intensiteit. Wanneer men deze frequenties als basisfrequentie kiest, moet men bij het samenstellen van een frequentie-modulatie, waarvan men eist, dat deze overal even luid klinkt, terdege rekening houden met het verloop van deze lijnen van gelijke luidheid. De frequentie-modulatie moet dus zo gekozen worden, dat het F o u r i e r patroon van de modulatie niet te breed wordt. Voor een juiste beoordeling van de meetresultaten is het gewenst, dat de totale breedte van het F o u r i e r patroon niet groter is dan 20 % van de basisfrequentie.

B. Niet lineaire distorsie

Zoals reeds in hoofdstuk II besproken is treedt er bij een intensiteitsniveau hoger dan 50 db boven de drempel distorsie op. Hierdoor ontstaan allerlei boventonen en combinatietonen. Daar de hier beschreven onderzoeken zijn verricht om het oplossend vermogen van het gehoororgaan na te gaan met behulp van een nauwkeurig bekende prikkelvorm, leek het niet juist de metingen uit te strekken tot het gebied boven de distorsiedrempel. Want hier is het vrijwel onmogelijk te berekenen welke geluidsprikkel uiteindelijk aan het gehoororgaan wordt aangeboden.

C. Summatie van geluidsenergie

Uit de proeven van G a r n e r is komen vast te staan, dat de hoordrempel voor korte toonstoten, die in een snel rythme worden aangeboden, lager is dan voor een normale toon. Hieruit concludeerde hij, dat in dergelijke gevallen een summatie van geluidsenergie plaats vindt. Ook bij de sinusvormige frequentie-modulatie wordt een reeks snelle toonstoten aangeboden binnen de critische bandbreedte. Om alle mogelijkheden tot summatie van geluidsenergie te voorkomen, is besloten tenminste 10 db onder de distorsiedrempel te blijven. Daarom is het intensiteitsniveau voor deze onderzoeken niet hoger gekozen dan 40 db boven de drempel.

TABEL II.

| Mod. snelh. | Modulatiebreedte in Hz bij | | | |
|-------------|----------------------------|-------|-------|-------|
| | 10 db | 20 db | 30 db | 40 db |
| 150 | 8,5 | 8,4 | 9,8 | 8,8 |
| 125 | 8,2 | 8,8 | 8,8 | 7,0 |
| 100 | 8,2 | 7,7 | 8,8 | 8,1 |
| 90 | 5,5 | 6,8 | 8,0 | 7,8 |
| 80 | 8,1 | 6,8 | 8,3 | 7,2 |
| 70 | 6,3 | 6,2 | 6,5 | 7,5 |
| 60 | 5,3 | 5,3 | 6,7 | 4,8 |
| 50 | 4,7 | 4,7 | 5,2 | 4,8 |
| 40 | 5,3 | 3,7 | 4,5 | 4,3 |
| 30 | 3,7 | 2,5 | 4,7 | 3,0 |
| 25 | 2,8 | 2,0 | 3,8 | 2,4 |
| 20 | 2,8 | 2,8 | 3,5 | 2,6 |
| 15 | 2,5 | 2,0 | 2,8 | 3,1 |
| 12,5 | 2,8 | 2,8 | 3,4 | 2,3 |
| 10 | 3,7 | 2,5 | 3,3 | 2,5 |
| 9 | 2,7 | 2,5 | 3,5 | 3,7 |
| 8 | 3,3 | 2,6 | 3,0 | 2,9 |
| 7 | 2,8 | 2,8 | 2,9 | 3,1 |
| 6 | 3,0 | 2,7 | 2,9 | 2,5 |
| 5 | 2,9 | 2,7 | 2,6 | 2,5 |
| 4 | 2,4 | 2,6 | 2,2 | 2,4 |
| 3 | 2,5 | 2,6 | 2,3 | 2,4 |
| 2 | 2,3 | 2,9 | 2,6 | 2,6 |
| 1,5 | 3,0 | 2,8 | 3,1 | 2,6 |

De meetwaarden van overgang I bepaald bij de verschillende intensiteitsniveau's, bij een basisfrequentie van 1000 Hz.

Overgang I

Nadat aan de bovengenoemde voorwaarden voldaan was, is overgang I bepaald bij de verschillende intensiteitsniveau's van resp. 10, 20, 30 en 40 db boven de drempel. Hierbij bleek, dat bij een basisfrequentie van 1000 Hz geen duidelijke invloed van het intensiteitsniveau op de verkregen meetwaarden vastgesteld kon worden (zie tabel II).

Ook bij de andere basisfrequenties kon een dergelijke invloed niet vastgesteld worden. Ter illustratie hiervan worden in tabel III de meetwaarden voor de toonhoogtetreden, als het meest karakteristieke punt van de gehele curve I, medegedeeld. Deze zijn op de verschillende intensiteitsniveau's bepaald bij een basisfrequentie van resp. 250, 500, 1000, 2000 en 4000 Hz.

TABEL III.

| Basis frequentie | + 10 db | + 20 db | + 30 db | + 40 db | + 50 db |
|------------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| 250 Hz | 2,1 | 2,3 | 2,2 | 2,3 | 2,5 |
| 500 Hz | 2,5 | 2,3 | 2,3 | 1,7 | 2,3 |
| 1000 Hz | 2,3 | 2,8 | 2,6 | 2,7 | 2,7 |
| 2000 Hz | 2,4 | 2,6 | 2,9 | 3,1 | 2,3 |
| 4000 Hz | 7,1 | 6,5 | 6,4 | 6,3 | 7,0 |

De meetwaarden voor de toonhoogtetreden in Hz, als representanten voor de gehele curve I, gemeten bij de verschillende intensiteits-niveau's.

Ook Z w i c k e r deelt mee, dat hij geen duidelijke invloed van de intensiteit kon vaststellen, hoewel hij in zijn grafieken met het stijgen van het intensiteitsniveau een verhoogde gevoeligheid aangeeft, zoals ook door S h o w e r e n B i d d u l p h gevonden is. Het lijkt echter zeer wel mogelijk, dat bij een onderzoek bij een groot aantal proefpersonen de normale meetfouten tegen elkaar zullen wegvallen en dat er dan wel een verhoogde gevoeligheid bij de hogere intensiteiten gevonden wordt.

Overgang II

Bij de bespreking in het vorige hoofdstuk is gebleken, dat deze

overgang bepaald wordt door centrale zenuw-physiologische tijdconstanten. Een invloed van het intensiteitsniveau kon bij deze overgang dan ook niet worden vastgesteld.

Overgang III

Deze niet scherp te bepalen overgang is geduid als de kritische bandbreedte. Zoals te verwachten was uit de gegevens, welke omtrent de kritische bandbreedte bekend zijn, kon er, bij de hier gekozen intensiteitsniveau's onder de distorsiedrempel, ook voor deze overgang geen duidelijke invloed van de intensiteit vastgesteld worden.

Basisfrequentie

Overgang I

Zoals blijkt uit de tabellen I en III is de toonhoogtetrede bij de frequenties 250, 500, 1000 en 2000 Hz vrijwel dezelfde. Slechts bij een basisfrequentie van 4000 Hz is er een duidelijk verminderde gevoeligheid. Dit verschijnsel blijkt aanwezig in de gehele curve I (zie fig. 14).

Overgang II

Bij deze overgang, welke bepaald wordt door centrale zenuw-physiologische tijdconstanten kon uiteraard ook geen invloed van de basisfrequentie worden vastgesteld.

Overgang III

Evenals bij overgang I kon ook bij deze overgang III een frequentie-afhankelijkheid worden gemeten. Bij de basisfrequenties 250, 500, 1000 en 2000 Hz werden nagenoeg dezelfde meetwaarden gevonden, maar bij 4000 Hz werd een duidelijk verminderde gevoeligheid gevonden (zie fig. 15).

Concluderend mag men dus zeggen, dat het menselijke gehoororgaan twee mogelijkheden tot frequentie-analyse bezit.

- a. Zolang het verschil in frequentie tussen de opeenvolgende componenten van het Fourierpatroon van de sinusvormige frequentie-modulatie groter is dan de waarde van hun kritische bandbreedte, is het gehoororgaan in staat dit complexe geluid in zijn componenten te ontleden. Men hoort dan een aantal af-

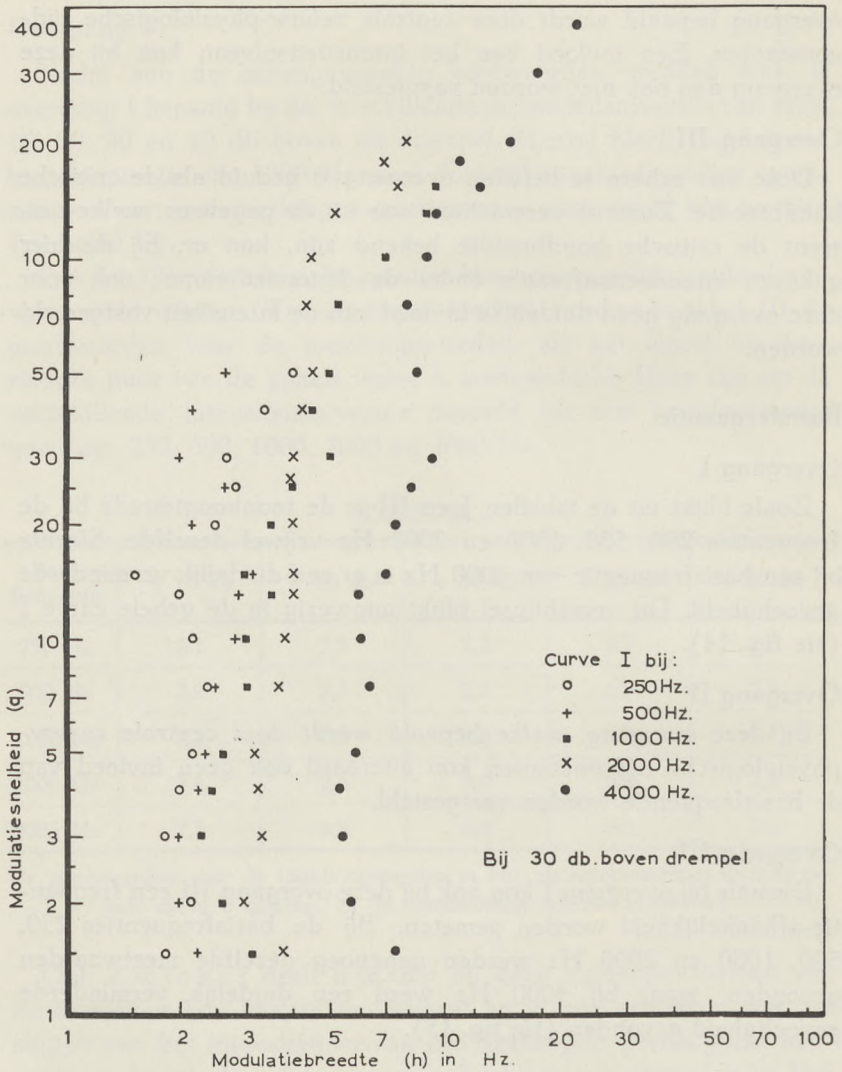


Fig. 14. De meetwaarden van overgang I, bepaald bij de verschillende basisfrequenties.

zonderlijke tonen, een klank. Dit vermogen tot gelijktijdige analyse van een klank wordt dus begrensd door de kritische bandbreedte. Toch is het gehoororgaan nog wel in staat een frequentie-analyse binnen de kritische bandbreedte uit te voeren.

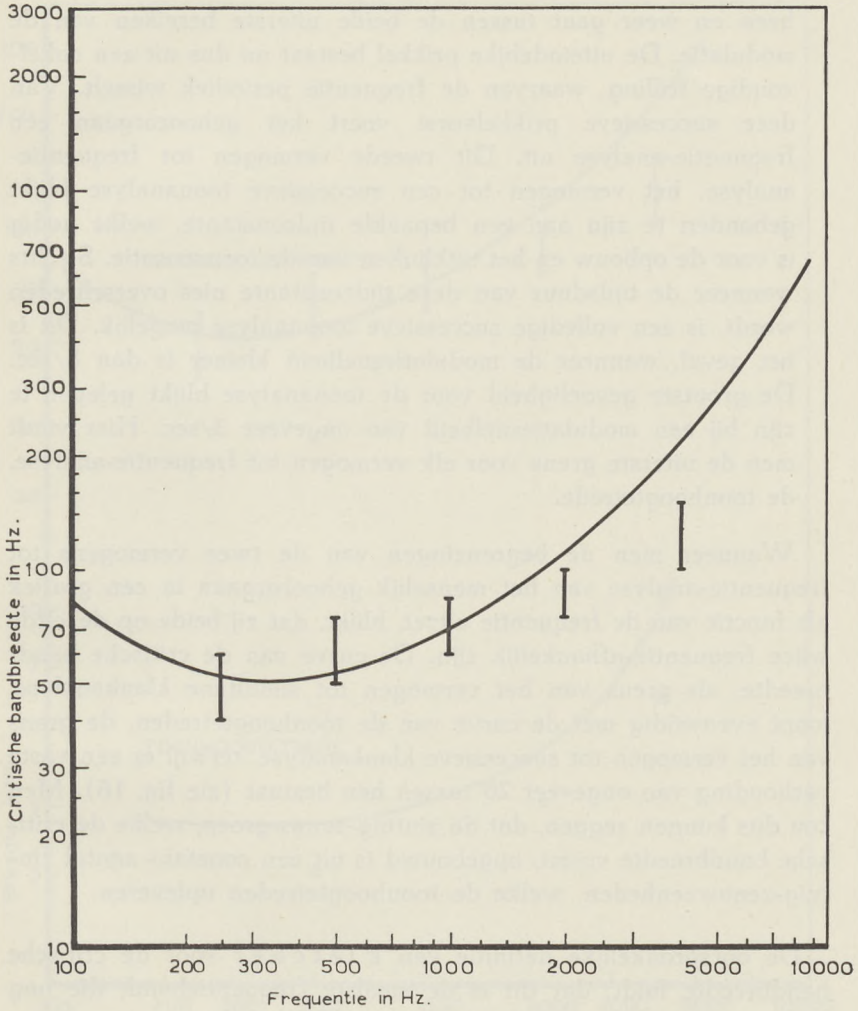


Fig. 15. De getrokken lijn geeft de waarde van de kritische bandbreedte als functie van de frequentie (ontleend aan *Hawkins* en *Stevens*); de tekens I geven de meetwaarden van de eigen onderzoekingen.

- b. Wanneer twee of meer trillingen tegelijkertijd binnen een kritische bandbreedte worden aangeboden, treden zwevingen op. Door de vaste onderlinge phase-relatie tussen de opeenvolgende componenten van de frequentie-modulatie vindt deze zweving plaats in de vorm van een vloeiende phasegolf, die rhythmisch

heen en weer gaat tussen de beide uiterste bereiken van de modulatie. De uiteindelijke prikkel bestaat nu dus uit een enkelvoudige trilling, waarvan de frequentie periodiek wisselt. Van deze successieve prikkelvorm voert het gehoororgaan een frequentie-analyse uit. Dit tweede vermogen tot frequentie-analyse, het vermogen tot een successieve toonanalyse blijkt gebonden te zijn aan een bepaalde tijdconstante, welke nodig is voor de opbouw en het uitklinken van de toonsensatie. Slechts wanneer de tijdsduur van deze tijdconstante niet overschreden wordt, is een volledige successieve toonanalyse mogelijk. Dit is het geval, wanneer de modulatiesnelheid kleiner is dan 8/sec. De grootste gevoeligheid voor de toonanalyse blijkt gelegen te zijn bij een modulatiesnelheid van ongeveer 3/sec. Hier vindt men de uiterste grens voor elk vermogen tot frequentie-analyse, de toonhoogtetrede.

Wanneer men de begrenzingen van de twee vermogens tot frequentie-analyse van het menselijk gehoororgaan in een grafiek als functie van de frequentie uitzet, blijkt, dat zij beide op dezelfde wijze frequentie-afhankelijk zijn. De curve van de kritische bandbreedte, als grens van het vermogen tot simultane klankanalyse, loopt evenwijdig met de curve van de toonhoogtetreden, de grens van het vermogen tot successieve klankanalyse, terwijl er een vaste verhouding van ongeveer 20 tussen hen bestaat (zie fig. 16). Men zou dus kunnen zeggen, dat de zintuig-zenuwgroep, welke de kritische bandbreedte vormt, opgebouwd is uit een constant aantal zintuig-zenuweenheden, welke de toonhoogtetreden opleveren.

De oorspronkelijke definitie van Fletcher voor de kritische bandbreedte luidt, dat dit is de smalste frequentieband, die nog juist maskering veroorzaakt van een centraal gelegen zuivere toon. Wanneer men deze definitie confronteert met hetgene hierboven geschreven is, valt de volgende samenvatting te geven:

Een zuivere toon neemt een bepaald gedeelte van de cochlea in beslag.

Mechanisch is dit waarschijnlijk dat gedeelte van de ductus cochlearis, dat juist onder het steil afvallende gedeelte van de omhullende van de zweepvormige beweging gelegen is (von Békésy, Hilding).

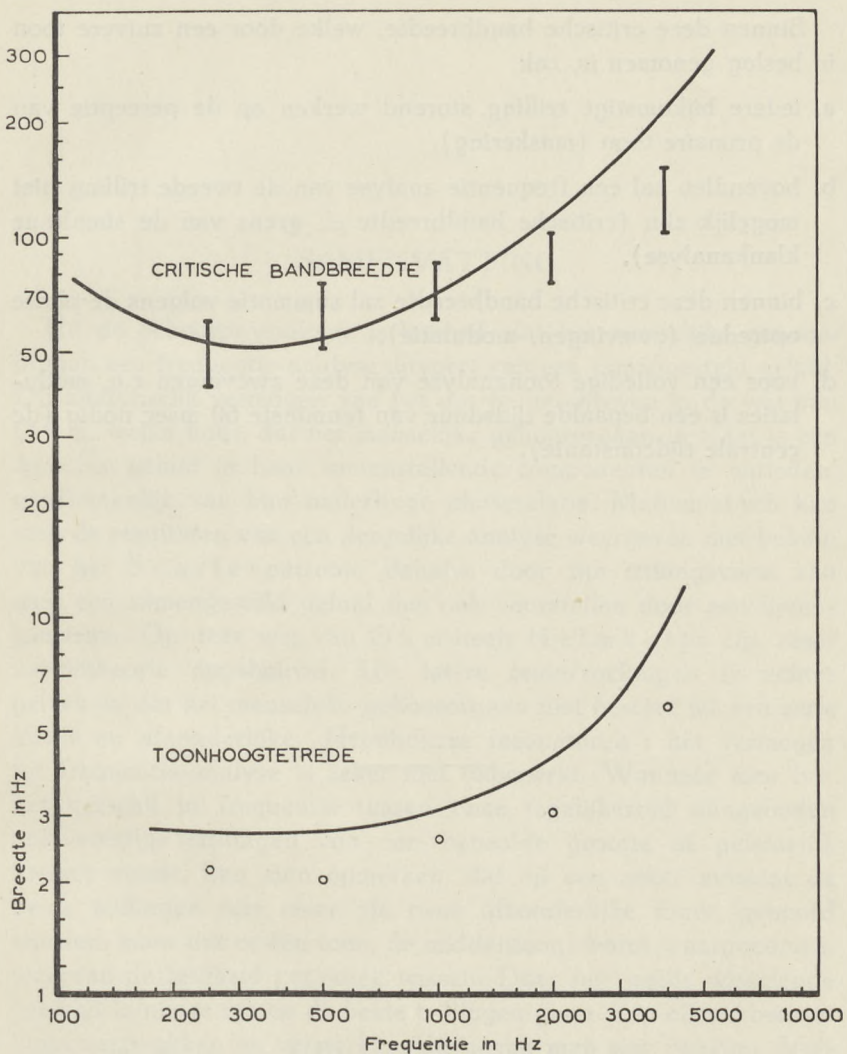
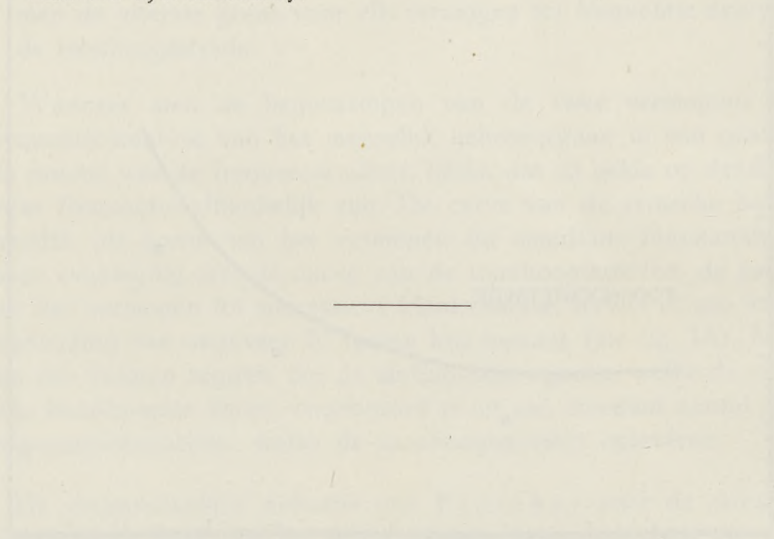


Fig. 16. De onderlinge verhouding tussen de kritische bandbreedte (vgl. fig. 15) en de toonhoogtetreden (ontleend aan Shower en Biddulph), beiden als functie van de frequentie. De tekens I en O geven de resultaten van de eigen bepalingen van de kritische bandbreedte, resp. van de toonhoogtetreden.

Zenuwphysiologisch correspondeert dit met de verzameling (gestimuleerde) zintuigcellen, welke in dit gedeelte van de ductus cochlearis gelegen is. Deze beperkte verzameling zintuigcellen met hun hogere verbindingen vormt de kritische bandbreedte.

Binnen deze kritische bandbreedte, welke door een zuivere toon in beslag genomen is, zal:

- a. iedere bijkomstige trilling storend werken op de perceptie van de primaire toon (maskering),
- b. bovendien zal een frequentie-analyse van de tweede trilling niet mogelijk zijn (kritische bandbreedte = grens van de simultane klankanalyse),
- c. binnen deze kritische bandbreedte zal summatie volgens de fase optreden (zwevingen, modulatie),
- d. voor een volledige toonanalyse van deze zwevingen c.q. modulaties is een bepaalde tijdsduur van tenminste 60 msec nodig (de centrale tijdconstante).



SAMENVATTING

Uit de gehoorphysiologie is bekend, dat het menselijke gehoororgaan een frequentie-analyse uitvoert van een samengesteld geluid. Dit analytische vermogen van het oor is omschreven in de wet van Ohm, welke luidt, dat het menselijke gehoororgaan in staat is een complex geluid in haar samenstellende componenten te ontleden, onafhankelijk van hun onderlinge phaserelatie. Mathematisch kan men de resultaten van een dergelijke analyse weergeven met behulp van het Fourierpatroon. Behalve door zijn trillingsvorm kan men een samengesteld geluid dus ook voorstellen door een lijnenspectrum. Op deze wet van Ohm heeft Helmholtz zijn resonantietheorie opgebouwd. Uit latere onderzoekingen is echter gebleken, dat het menselijke gehoororgaan niet bestaat uit een serie ideale en afzonderlijke „Helmholtzse resonatoren”: het vermogen tot frequentie-analyse is zeker niet onbeperkt. Wanneer men b.v. het verschil in frequentie tussen twee tegelijkertijd aangeboden enkelvoudige trillingen van een bepaalde grootte af geleidelijk kleiner maakt, kan men opmerken, dat op een zeker moment de beide trillingen niet meer als twee afzonderlijke tonen gehoord worden, maar dat er één toon, de middentoon, wordt waargenomen, waarvan de luidheid periodiek wisselt. Door het steeds wisselende verschil in fase tussen de beide trillingen gaan deze elkaar beurteelings verzwakken en versterken; dit noemt men een zweving. Volgens Wever kan men de eerste symptomen van deze mechanische interactie reeds onderscheiden, wanneer, in het middengebied omstreeks 1000 Hz, de beide trillingen ongeveer 350 Hz van elkaar verwijderd zijn. Toch is het gehoororgaan in staat een veel verdergaande frequentie-analyse uit te voeren. In het gebied van de grootste gevoeligheid van het gehoororgaan, bij circa 2000 Hz kan men een verschil in toonhoogte waarnemen tussen twee trillingen, die slechts ongeveer 3 Hz uit elkaar liggen. Voor een nader onderzoek

naar vermogen tot frequentie-analyse van het menselijke gehoor-
orgaan is echter een zweving tussen twee gelijk sterke trillingen
geen ideale methode. Hiermede immers worden vooral de variaties
in de intensiteit belicht, terwijl er weinig gegevens aangaande de
variaties in de frequentie ter beschikking komen.

Het belang van de frequentie-analyse ligt voor de mens vooral in
het verstaan van de spraak. Een dergelijk onderzoek met behulp
van de menselijke spraak heeft echter ook vele bezwaren, ondanks
alle technische verbeteringen in de reproductie van de spraak. Het
stimuleringspatroon van de spraak is dermate onoverzichtelijk en
snel wisselend, dat een exacte waardering van de meetgegevens
vrijwel onmogelijk is.

Voor de in dit proefschrift beschreven onderzoekingen is de
sinusvormige frequentie-modulatie als prikkelvorm gekozen. Deze
houdt het midden tussen de enkelvoudige trilling enerzijds en de
menselijke spraak anderzijds. Ook de sinusvormige frequentie-
modulatie is een samengesteld geluid, echter met constante eigen-
schappen, welke men overigens naar behoefte kan variëren. Boven-
dien is de samenstelling van dit geluid zeer overzichtelijk.

De sinusvormige frequentie-modulatie wordt bepaald door vier
parameters:

1. basisfrequentie,
2. intensiteitsniveau,
3. modulatiebreedte,
4. modulatiesnelheid.

Physisch gesproken kan men de sinusvormige frequentie-modu-
latie beschouwen als een aantal afzonderlijke enkelvoudige trillingen
met een bepaalde frequentie en intensiteit en een vaste onderlinge
phaserelatie. De samenstelling van dit stimuleringspatroon kan men
mathematisch berekenen met behulp van de F o u r i e r-analyse en
vastleggen in het F o u r i e r patroon. Afhankelijk van de gekozen
frequentie-modulatie wordt deze of wel als een klank gehoord,
d.w.z. als een aantal gelijktijdig en continu klinkende zuivere tonen,
of wel als een echte modulatie: dus als een toon, waarvan de toon-
hoogte periodiek wisselt.

Uit de hier beschreven onderzoekingen is gebleken, dat de over-
gang tussen deze twee stadia slechts afhankelijk is van de modu-

latiesnelheid en niet van de modulatiebreedte. Het verschil in frequentie tussen de opeenvolgende componenten van het F o u r i e r patroon van de modulatie is gelijk aan deze modulatiesnelheid. Het blijkt, dat het gehoororgaan slechts dan in staat is de frequentie-modulatie in haar componenten te ontleden, wanneer dit verschil in frequentie groter is dan de kritische bandbreedte van de betreffende componenten. In dit gebied bezit de wet van O h m dus haar volledige geldigheid, zodat het oor hoort volgens een F o u r i e r-analyse. Dit vermogen voor frequentie-analyse van het gehoororgaan, het vermogen tot gelijktijdige analyse van een klank, wordt dus begrensd door de kritische bandbreedte. Men zou de kritische bandbreedte dus ook kunnen omschrijven als die frequentie-band, waarbinnen een simultane analyse van twee of meer tegelijkertijd aangeboden trillingen niet mogelijk is. In dat geval kan het gehoororgaan de afzonderlijke trillingen niet meer van elkaar scheiden, zodat zij dan op één gedeelte van het percipiërend orgaan inwerken; in het menselijke gehoororgaan zou men kunnen spreken van één zintuig-zenuwgroep.

In het eigenlijke modulatiegebied zullen de verschillende componenten een mechanische interactie vertonen: er ontstaan zwevingen tussen de componenten. Het stimuleringspatroon van de sinusvormige frequentie-modulatie is zodanig, dat de opeenvolgende componenten in een vaste phase-relatie ten opzichte van elkaar staan. Wanneer er een mechanische interactie tussen de componenten plaats vindt, geschiedt dit bij de frequentie-modulatie in de vorm van periodieke versterkingen en verzwakkingen van achtereenvolgens alle componenten. Op deze wijze gaat er een vloeiende phasegolf heen en weer tussen de beide uiterste bereiken van de modulatie. De uiteindelijke stimuleringsvorm bestaat nu dus uit een enkelvoudige trilling, waarvan de toonhoogte periodiek wisselt. In dit gebied is de wet van O h m niet meer van kracht. De F o u r i e r-analyse kan men gebruiken om zich dit periodiek wisselende gebeuren helderder voor te stellen, maar het oor hoort nu niet volgens deze F o u r i e r-analyse.

In het eigenlijke modulatiegebied, waar dus een gelijktijdige klankanalyse niet meer mogelijk is, kan toch nog een frequentie-analyse uitgevoerd worden. Hiertoe neemt het oor als het ware een hulpmiddel te baat. De verschillende trillingen, die tegelijkertijd binnen een kritische bandbreedte aangeboden worden en waarvoor

het gelijktijdige frequentie-analytische vermogen van het oor niet scherp genoeg is, worden gescheiden in de tijd. Er treden zwevingen op en van deze successieve prikkelvorm kan het gehoororgaan wel een analyse uitvoeren, een toonanalyse. Deze successieve toonanalyse blijkt aan een bepaalde tijdconstante gebonden te zijn, welke nodig is voor de opbouw en het uitklinken van de toonsensatie. De lange tijdsduur, welke hiervoor nodig is, n.l. 60 msec, alsmede de onafhankelijkheid zowel van de basisfrequentie, als van het intensiteitsniveau wijzen er op, dat deze tijdconstante bepaald wordt door centrale zenuwphysiologische factoren. Of deze tijdconstante bereikt wordt blijkt afhankelijk te zijn van het repetitierhythme, waarmede de phasegolf heen en weer gaat. Dit repetitierhythme is gelijk aan de modulatiesnelheid. Indien de modulatiesnelheid kleiner is dan 8/sec. is aan de voorwaarden ten aanzien van de tijdconstante voldaan: de modulatie wordt dan gehoord als een continu-klinkende toon, waarvan de toonhoogte periodiek wisselt. Is echter de modulatiesnelheid groter dan 8/sec, zodat de waarde voor de tijdconstante overschreden wordt, dan wordt de modulatie als een onderbroken geluid waargenomen, zonder een duidelijk toonkarakter.

De grootste gevoeligheid voor de successieve toonanalyse blijkt gelegen te zijn bij een modulatiesnelheid van ongeveer 3/sec. Hier ligt de uiterste grens voor elk frequentie-analytisch vermogen van het gehoororgaan: de toonhoogtetrede. Deze zou men dus kunnen betitelen als de zintuig-zenuweenheid van het gehoororgaan.

Bij de hier beschreven onderzoeken kon een duidelijke invloed van de intensiteit op deze twee vermogens tot frequentie-analyse niet vastgesteld worden. Wel bleken zij beiden frequentie-afhankelijk te zijn en wel op dezelfde wijze: er bestaat een vaste verhouding van ongeveer 1 : 20 tussen de twee begrenzingsen van het vermogen tot frequentie-analyse van het gehoororgaan. Men zou kunnen zeggen, dat de zintuig-zenuwgroep, welke de kritische bandbreedte vormt, opgebouwd is uit een vast aantal zintuig-zenuweenheden, welke de toonhoogtetreden opleveren, en wel ongeveer 20 in aantal.

De kritische bandbreedte is dus dat gedeelte van de cochlea, dat nodig is voor de perceptie van een zuivere toon. Elke bijkomstige trilling binnen deze kritische bandbreedte zal storend werken op de perceptie van de primaire toon: dit noemt men maskering. Bovendien zal een frequentie-analyse van deze bijkomstige trilling

niet mogelijk zijn, omdat de kritische bandbreedte de grens is van het vermogen tot simultane klankanalyse. Binnen de kritische bandbreedte treedt een summatie volgens de phase op, hetgeen men hoort als zwevingen of modulatie. Voor een volledige toonanalyse van deze zwevingen is een tijdsduur van tenminste 60 msec nodig, welke veroorzaakt wordt door centrale zenuwphysiologie tijdsconstanten.

SUMMARY

It is known from the physiology of hearing that the human ear performs a frequency-analysis of a complex sound. This analytic power of the ear is laid down in O h m's acoustical law, which states that the human ear is able of resolving a complex sound in its components, independent of their mutual phaserelationship (see Fig. 1). The results of such an analysis can be represented mathematically by a F o u r i e r pattern. Apart from its wave form, a complex sound can therefore also be represented by a line spectrum. The resonance theory of H e l m h o l t z was evolved on the basis of this law of O h m. Later investigations, however, have shown that the human organ of hearing does not consist of a series of ideal and separate "resonators of H e l m h o l t z": the capacity of analysing the frequency is by no means unlimited. If, for example, the difference in frequency between two simultaneously presented harmonic vibrations is decreased gradually, starting from a certain value, at a given moment the two vibrations are no longer heard as two separates tones, but as one tone, the middle tone, the loudness of which alternates periodically. In this area the spatial representation of both vibrations in the cochlea is such, that the mechanical profiles, that each of them would have caused separately on the basilar membrane, now overlap one another partially. The ever-changing difference in phase between the two vibrations causes periodic changes in loudness: these are called beats.

According to W e v e r, the first signs of this mechanical interaction can already be distinguished if, in the middle range of about 1000 c.p.s., the two vibrations are about 350 c.p.s. apart. The ear is, however, capable of analysing far subtler differences in frequency. In the range of the greatest sensitivity of the ear, at about 2000 c.p.s., a difference in pitch can be observed between vibrations that are only about 3 c.p.s. apart.

Beats between two vibrations of equal strength, however, do not provide an ideal method of investigating more closely the power of frequency-analysis of the human ear, as it pays special attention to the variations in intensity while it gives only little information regarding variations in frequency.

Frequency-analysis is of special importance for the understanding of human speech. On the other hand, such an investigation with the help of human speech has many drawbacks, in spite of all the technical improvements which have been made in its reproduction. The stimulation pattern produced by speech is very complicated and is changing rapidly to such an extent that exact interpretation of the measurement is well-nigh impossible.

In the investigations described in this thesis, the sinusoidal frequency-modulation has been chosen as type of stimulation. This form is half-way between the harmonic vibration on the one hand, and human speech on the other. The sinusoidal frequency-modulation is also a complex sound, with constant properties; however, these can be varied as required. The composition of this sound is moreover very easy to survey. The sinusoidal frequency-modulation is determined by four parameters:

1. central frequency,
2. intensity-level,
3. range of the modulation (h),
4. rate of the modulation (q).

If a sinusoidal frequency-modulation is presented to a frequency analyser, the distribution of the sound-energy in the modulated area can be determined as a function of the frequency, by scanning the modulation with a narrow band filter. The energy of the frequency proves to be distributed unevenly over the area of modulation: there are peaks and troughs. These peaks are arranged symmetrically round the central frequency, with a fixed distance between each pair of successive peaks. The energy distribution is determined by the ratio of modulation range to modulation rate. The distance between each pair of successive peaks is equal to the modulation rate. From a physical point of view, the sinusoidal frequency-modulation can be regarded as a number of separate harmonic vibrations with a certain frequency and intensity and a fixed mutual

phase relationship. The analysis of the modulation, as carried out by the frequency analyser proves to be completely identical to the mathematical analysis of this complex sound by the F o u r i e r method (Fig. 7), that is to say, as far as the resolving power of the instrument used, allows of it. It has appeared that this instrument is only able of analysing the frequency-modulations at the higher modulation rates. If the latter fall below 10/sec, so that the successive components are less than 10 c.p.s. apart, the deflection of the intensity-meter needle is no longer constant. When set to a certain frequency, the needle shows periodical deflections towards the expected value of intensity, in a rhythm equal to the rate of the modulation. The resolving power of the frequency analyser is then no longer able to separate the various components: they fall within one filterband and thus act on one resonating system. There is a summation according to phase, and in this way beats occur in the instrument. Thus, because of the limited resolving power of the frequency analyser, in particular cases analysis of the frequency-modulation appears to be impossible. A comparison with the human organ of hearing presents itself, because we also do perceive the frequency-modulation in these various ways.

Depending on the frequency-modulation chosen, this can be heard either as a sound, i.e., as a number of simultaneous and continuous pure tones, or as a genuine modulation: as a tone with periodically alternating pitch.

The investigations here described have shown that the transition between these two stages (transition III) is only dependent on the rate of the modulation, and not on the range of the modulation. The difference in frequency between the two successive components of the F o u r i e r pattern of the modulation is equal to this rate of the modulation. The ear proves to be only capable of separating the frequency-modulation into its components, if this difference in frequency is greater than the critical band width of the components concerned (Fig. 10). O h m's law is therefore fully valid in this stage D, so that the ear hears according to a F o u r i e r analysis. This ability of the ear for frequency-analysis, the capacity of *simultaneous analysis of a sound*, is therefore limited by the critical band width, and this transition III appears to be in the same way dependent on the frequency as the critical band width itself (Fig. 12). The critical band width might also defined as that

frequency band within which simultaneous analysis of two or more harmonic vibrations, presented at the same time, is impossible. In that case the ear can no longer separate the various vibrations, so that they act one part of the organ of perception; for the human organ of hearing, this might be called one sense-nerve-group. The various components will thus show a mechanical interaction and in this way beats occur between the components. The stimulation pattern of the sinusoidal frequency-modulation however is such that the successive components are in a fixed phase relationship to one another. If there is a mechanical interaction between the components, this occurs in the sinusoidal frequency-modulation in the form of periodical reinforcements and cancellations of all components successively. In this way a smooth phase-wave is oscillating between the two extremes of the modulation. The actual stimulus consists of a harmonic vibration with a periodically alternating frequency. Ohm's law is no longer in force in this stage. The Fourier analysis can be used to form a clearer picture of this periodically changing stimulus, but now the ear does not hear according to this analysis.

A frequency-analysis can still be carried out in this stage of genuine modulation, when a simultaneous sound analysis is no longer possible. The ear avails itself of a makeshift, as it were. The various vibrations, presented at the same time within a critical band width and for which the simultaneous frequency-analytic power of the ear is not sharp enough, are separated in time. Beats occur, and the ear is able to analyse this form of periodic stimulation by means of a *successive tone analysis*. This successive tone analysis proves to be bound to a certain time constant, which is required for the building up and the decay of the tone sensation: this time constant is about 60 msec. This large time value, together with the independence both from the central frequency and the intensity-level, indicate that this time constant is determined by diverse physiological latency- and decay-times inherent to the conducting and perceiving neural elements. Whether this time constant is reached is dependent on the repetition rate with which the phase wave oscillates. This repetition rate is equal to the modulation rate. In this way, another transition can still be distinguished in this stage of genuine modulation at $q = 8/\text{sec}$ (transition II, Fig. 10). If the modulation rate is less than 8/sec, the

condition as regards the central time constant is fulfilled: the modulation is heard as a continuously sounding tone, the pitch of which alternates periodically (stage B). If, however, the modulation rate is higher than 8/sec, so that the central time constant is exceeded, the modulation is perceived as an interrupted sound, without the clear characteristics of a tone (stage C).

The highest sensitivity for the successive tone analysis is at a modulation rate of about 3/sec. Here is the utmost limit for each frequency-analytic power of the ear: the difference limen for frequency. This might be called the sense-nerve-unit of the organ of hearing.

Our investigations have shown in addition that the values for the difference limen for frequency, as measured by means of the sinusoidal frequency-modulation, especially for the somewhat higher rates, are considerably lower than the corresponding values of Shower & Bidduph (Fig. 7). This must be due to the fact that there is far less spreading of sound energy over the acoustic spectrum in the sinusoidal frequency-modulation at the higher modulation rates, than must have been the case with the form of stimulation used by Shower & Bidduph.

The investigations below the distortion level from 10—50 db., as described in this thesis, failed to demonstrate any clear influence of the intensity on these two capacities of frequency-analysis. They both proved to be frequency-dependent in the same manner: there is a constant ratio of about 1:20 between the two limitations of the power of the frequency-analysis of the ear, being the critical band width as the limitation of the capacity of simultaneous sound analysis and the difference limen for frequency as the limitation of the capacity of successive tone analysis (Fig. 13). This might be expressed as follows: the sense-nerve-group forming the critical band width is composed of a fixed number of sense-nerve-units, which correspond with the difference limen for frequency. The critical band width therefore corresponds with that part of the cochlea, that is necessary for the perception of a pure tone.

Every additional vibration within this critical band width will exert a disturbing effect on the perception of the primary tone: this is called masking.

A frequency-analysis of this additional vibration will moreover

be impossible, as the critical band width constitutes the limit of the power of simultaneous sound analysis.

Within the critical band width a summation occurs according to phase, which is heard as beats or a modulation.

A period of at least 60 msec is required for a complete tone analysis of these beats (modulations); this large time value is to be attributed to physiological central nervous time constants.

LITTERATUURLIJST

- von Békésy, G., Zur Theorie des Hörens; die Schwingungsform der Basilar-
membran. Phys. Zeitschr. 1928, 29, 793—810.
- Zur Theorie des Hörens; Über die Bestimmung des einem reinen Tonemp-
finden entsprechenden Erregungsgebietes der Basilarmembran mittelst
Ermüdungserscheinungen. Phys. Zeitschr. 1929, 30, 115—125.
- Zur Theorie des Hörens; Über die eben merkbare Amplituden- und
Frequenzänderung eines Tones; Die Theorie der Schwebungen. Phys. Zeit-
schrift 1929, 30, 721—745.
- Über das Richtungshören bei einer Zeitdifferenz oder Lautstärkenungleichheit
der beiderseitigen Schalleinwirkung. Phys. Zeitschr. 1930—31, 824—835;
857—868.
- Über die Hörsamkeit der Ein- und Ausschwingvorgänge mit Berücksichti-
gung der Raumakustik. Ann. d. Phys. 1933, 16, 844—860.
- Über die Schwingungen der Schneckentrennwand beim Präparat und Ohren-
modell. Akust. Zeitschr. 1942, 7, 173—186.
- Über der Frequenz-Auflösung in der Menschlichen Schnecke. Acta Otolaryng.
1944, 32, 60—84.
- von Békésy, G. en Rosenblith, W. A., The mechanical properties of
the ear. Ch. 27 in Stevens, S.S. Handbook of Experimental Psychology.
N. York 1951, Wiley and Sons.
- Corti, A., Recherches sur l'organe de l'ouïe des mammifères. Zeitschr. f. Wiss.
Zool. 1851, 3, 109—169.
- Davis, H., The electrical phenomena of the cochlea and the auditory nerve.
J.A.S.A. 1935, 16, 205—215.
- The physiology of hearing. Ch. 1 in Fowler, E. P. Medicine of the ear.
Th. Nelson and Sons, N. York 2e druk 1948.
- Egan, J. P. en Hake, H. W., On the masking pattern of a simple auditory
stimulus. J.A.S.A. 1950, 22, 622—630.
- Fletcher, H., Speech and Hearing, van Nostrand, N. York, 1929.
- Auditory patterns. Rev. Mod. Phys. 1940, 12, 47—65.
- Fletcher, H. en Munson, W. A., Loudness, its definition, measurement
and calculation. J.A.S.A. 1933, 5, 82—108.
- Relation between loudness and masking. J.A.S.A. 1937, 9, 1—10.
- Fourier, J. B. J., La théorie analytique du chaleur, etc. Ac. des Sciences,
Mém. Acad. Roy. Sci. 1829, 8, 561—622.

- Galambos, R., Neurophysiology of the auditory system. J.A.S.A. 1950, 22, 785—791.
- Galambos, R. en Davis, H., The response of single auditory nerve-fibers to acoustic stimulation. J. Neuro-Physiol. 1943, 6, 39—57.
- Inhibition of activity in single auditory nerve-fibers by acoustic stimulation. J. Neuro-Physiol. 1944, 7, 287—303.
- Garner, W. A., Auditory thresholds of short tones as a function of repetition rates. J.A.S.A. 1947, 19, 600—608.
- Groen, J. J., Gehoorzin. In Burger, H.C. en Burger, G. C. E. Medische Physica, N. Holl. Uitgevers Mij., Amsterdam, 1949.
- Hallpike, C. S., Hartridge, H. en Rawdon Smith, A. F., On the electrical responses of the cochlea and the auditory tract of the cat to a phase-reversal produced in a continuous musical tone. Proc. Roy. Soc. 1937, 122B, 175—185.
- Helmholtz, H. L. F., Die Lehre von den Tonempfindungen. Brunswijk 5e druk 1896.
- Hilding, H. C., Studies on the otic labyrinth: On the origin and insertion of the tectorial membrane. Annals of O.R. and L. 1952, 61, 354—371.
- The tectorial membrane in the theory of hearing. Annals of O.R. and L. 1953, 62, 757—769.
- Hirsh, I. J., The measurement of hearing. Mc. Graw-Hill, N. York 1952.
- Hoogland, G. A., The missing fundamental. Diss. Utrecht 1953.
- Jongkees, L. B. W. en Groen, J. J., On directional hearing. J. Lar. and Otol. 1946, 61, 494—504.
- Kock, W. E., A new interpretation of the results of experiments on the differential pitch sensitivity of the ear. J.A.S.A. 1937, 9, 129—134.
- Licklider, J. C. R., Basic correlates of the auditory stimulus. Ch. 25 in Stevens, S.S. Handbook of experimental psychology, J. Wiley and Sons, N. York 1951.
- Miller, G. A., The perception of short bursts of noise. J.A.S.A. 1948, 20, 160—170.
- Miller, G. A. en Taylor, W. G., The perception of repeated bursts of noise. J.A.S.A. 1948, 20, 171—182.
- Munson, W. A., The growth of the auditory sensation. J.A.S.A. 1947, 19, 584—591.
- Newman, E. B., Stevens, S. S. en Davis, H., Factors in the production of aural harmonics and combination tones. J.A.S.A. 1937, 9, 107—118.
- Ohm, G. S. Über die Definition des Tones, etc. Ann. der Physik 1843, 59, 497—565.
- Pol, B. van der, Frequency Modulation. Proc. Inst. Radio Eng. 1930, 18, 221—230.
- Ranke, O. F., Das Massenverhältnis zwischen Membran und Flüssigkeit im Innenohr. Akust. Zeitschr. 1942, 7, 1—11.
- Riesz, R. R., Differential intensity sensitivity of the ear for pure tones. Phys. Rev. 1928, 31, 867—875.

- Shower, E. G. en Biddulph, R., Differential pitch sensitivity of the ear. J.A.S.A. 1931, 3, 275—287.
- Stevens, S. S. en Davis, H., Hearing, its psychology and physiology. J. Wiley and Sons, N. York, 3e druk 1948.
- Stevens, S. S. en Newman, E. B., The localization of actual sources of sound. Amer. J. Psychol. 1936, 48, 297—306.
- Wegel, R. L. en Lane, C. E., The auditory masking of one pure tone by another etc. Phys. Rev. 1924, 23, 266—285.
- Wever, E. G., Beats and related phenomena resulting from the simultaneous sounding of two tones. Psychol. Rev. 1929, 36, 402—418; 512—523.
- Theory of hearing. J. Wiley and Sons, N. York, 1949.
- Wever, E. G. en Lawrence, M., Physiological acoustics. Princetown University Press, 1954.
- Wever, E. G., Bray, C. W. en Lawrence, M., The locus of distortion in the ear. J.A.S.A. 1940, 11, 427—433.
- Zwicker, E., Die Grenzen der Hörbarkeit der Amplituden-Modulation und der Frequenzmodulation eines Tones. Akust., Beihefte 1952, 125—133.
- Zwislocki-Moscicki, J., Theorie der Schneckenmechanik. Acta Otolaryng. 1948. suppl. 72.
-

STELLINGEN

I

Voor het bepalen van de toonhoogtetreden is de sinusvormige frequentie-modulatie de meest geschikte methode.

II

De frequentie-analyse van het menselijke gehoororgaan mag niet gelijk gesteld worden aan de Fourier-analyse.

III

Het verrichten van een wigresectie bij longtuberculose verdient geen aanbeveling.

IV

Het hamartochondroom dient niet als een neoplasma beschouwd te worden, maar als een ontwikkelingsstoornis.

V

De cinédensigrafie is een waardevol hulpmiddel bij de differentiaal-diagnose van het bronchuscarcinoom.

VI

In die gevallen, waarbij een broncho-spirometrie onmogelijk is, kan een angiopneumografie dit onderzoek vervangen.

VII

Voordat men overgaat tot het uitvoeren van een vaatanastomose bij een portale hypertensie, verrichte men eerst een splenografie of een portografie om vóór de operatie vast te stellen of een vaatanastomose technisch mogelijk is.

VIII

De pneumomediastinografie is een belangrijk hulpmiddel bij de diagnostiek van mediastinale afwijkingen. Voor een juiste beoordeling hiervan is een planigrafisch onderzoek noodzakelijk.

IX

Voor het verrichten van een diagnostische bronchoscopie is een diepgaand inzicht in de anatomie en de pathologie van de long evenzeer een vereiste als het beheersen van de techniek van het inbrengen van de buis.

U
19