

University of Groningen

Het aanpassen van hoorprothesen

Bleeker, George Frans

IMPORTANT NOTE: You are advised to consult the publisher's version (publisher's PDF) if you wish to cite from it. Please check the document version below.

Document Version

Publisher's PDF, also known as Version of record

Publication date:
1953

[Link to publication in University of Groningen/UMCG research database](#)

Citation for published version (APA):

Bleeker, G. F. (1953). *Het aanpassen van hoorprothesen*. [, Rijksuniversiteit Groningen]. [S.n.].

Copyright

Other than for strictly personal use, it is not permitted to download or to forward/distribute the text or part of it without the consent of the author(s) and/or copyright holder(s), unless the work is under an open content license (like Creative Commons).

The publication may also be distributed here under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license. More information can be found on the University of Groningen website: <https://www.rug.nl/library/open-access/self-archiving-pure/taverne-amendment>.

Take-down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

Downloaded from the University of Groningen/UMCG research database (Pure): <http://www.rug.nl/research/portal>. For technical reasons the number of authors shown on this cover page is limited to 10 maximum.

Psychische-Neurologische

Kliniek

GRONINGEN.

HET AANPASSEN VAN HOORPROTHESEN

G. F. BLEEKER

**HET AANPASSEN VAN
HOORPROTHESEN**

STELLINGEN

I

De otoloog dient bij het adviseren van een hoorapparaat een bindende uitspraak te doen over het te gebruiken type.

II

Het nut van de submuqueuze beenimplantatie bij patiënten met ozaena is niet gelegen in de vernauwing van de luchtweg, doch in de op de ingreep volgende chronische prikkeling van het slijmvlies.

III

Bij de behandeling van kinderen, lijdende aan erythroblastosis fetalis, is het onnodig naast de transfusie-therapie gebruik te maken van ACTH-toediening.

IV

De positieve reactie van Wassermann in navelstrengbloed is geen aanwijzing voor lues van de neonatus.

V

De poliklinische lumbaalpunctie is gecontraïndiceerd.

VI

Diabetes mellitus, optredende na acute pancreasnecrose, is niet het gevolg van het laatstgenoemde proces.

VII

Blokkade van het ganglion stellatum bij acute long-embolie kan levensreddend werken.

VIII

Bij patiënten met een ernstige vorm van compressio thoracis is de prophylactische tracheotomie aangewezen.

IX

De diagnostische bronchoscopie is een ingreep op het gebied van de bronchologie en behoort als zodanig tot de uitsluitende competentie van de keel-, neus-, oorarts.

X

Gezien de gunstige invloed op de post-operatieve morbiditeit verdient het aanbeveling om 6 à 12 uur voor operatie van de vrouwelijke genitalia een vaginaal suppositorium met 100.000 E penicilline-Natrium te appliceren.



HET AANPASSEN VAN HOORPROTHESEN

Proefschrift

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN
DE GENEESKUNDE AAN DE RIJKS-UNIVERSITEIT TE
GRONINGEN, OP GEZAG VAN DE RECTOR-MAGNIFICUS
Mr J. H. BEEKHUIS, HOGLERAAR IN DE FACULTEIT
DER RECHTSGELEERDHEID, TEGEN DE BEDENKINGEN
VAN DE FACULTEIT DER GENEESKUNDE TE VERDEDIGEN
OP WOENSDAG 25 MAART 1953, DESNAMIDDAGS TE 4 UUR

DOOR

GEORGE FRANS BLEEKER
ARTS

GEBOREN TE SHANGHAI *Psychiatrische-Neurologische
Kliniek*
GRONINGEN

KONINKLIJKE DRUKKERIJ C. C. CALLENBACH N.V., NIJKERK
1953

PROMOTOR
PROF. DR. EELCO HUIZINGA

De proeven, beschreven in dit proefschrift, werden voor een deel uitgevoerd met apparatuur, die ter beschikking was gesteld door de Organisatie voor Toegepast Natuurwetenschappelijk Onderzoek.

INHOUDSOPGAVE

Verklaring van afkortingen en technische termen	VII
Inleiding	1
Hoofdstuk I. Overzicht van de litteratuur	3
§ 1. Inleiding	3
§ 2. Hoorprothesen	4
§ 3. Aanpassing van hoorprothesen	6
Hoofdstuk II. Apparatuur en methodiek	11
§ 1. Proefopstelling en apparatuur voor het patiëntenonderzoek .	11
§ 2. Hulp-apparatuur	14
§ 3. Prikkelmateriaal	14
§ 4. Spreken van de P.B.-lijsten	17
§ 5. Practische waarde van de P.B.-lijsten als genormaliseerde spraak	19
§ 6. Verstaanvaardigheid	20
§ 7. Correlatie tussen spraakaudiogram en toonaudiogram . . .	23
§ 8. Notatie van de proefresultaten	23
Hoofdstuk III. Hoorprothesen	26
§ 1. Inleiding	26
§ 2. Algemene beschrijving	27
§ 3. Eigenschappen der prothesen en beschrijving van de appa- ratuur voor het prothese-onderzoek	31
§ 4. Klankbord-effect van de prothese-gebruiker	37
§ 5. Beperkingen, eigen aan monaurale prothese-toepassing . . .	38

Hoofdstuk IV. Eigen onderzoek en gevonden resultaten	39
§ 1. Onderzoek van de testwoorden	39
§ 2. Onderzoek van de hoorprothesen	42
§ 3. Criteria, van belang bij de prothese-aanpassing	45
§ 4. Gebruik van een prothese door een normaalhorende	53
§ 5. Onderzoek van de patiënten en de prothese-aanpassing daarbij	55
a. geleidingsdoofheid	55
b. gemengde vormen van slechthorendheid	60
c. perceptiedoofheid	68
§ 6. Prothese-aanpassing met woordlijsten, die een signaal-ruis verhouding van ca. 10 db vertonen	80
Hoofdstuk V. Samenvatting en conclusies	86
Summary	91
Résumé	94
Zusammenfassung	98
Litteratuur	103

VERKLARING VAN AFKORTINGEN EN TECHNISCHE TERMEN

- L S P *Limen voor Spraak-Perceptie*, d.i. het in db aangegeven spraakintensiteitsniveau, waarbij het gemakkelijkst verstaanbare woord van een P.B.-lijst juist goed wordt weergegeven door de proefpersoon. Dit niveau valt samen met het voetpunt van de articulatiecurve.
- L I *Limen Interaudibile*, d.i. het in db aangegeven spraakintensiteitsniveau, waarbij 50% van de woorden van een P.B.-lijst goed wordt nagesproken.
- D *Discriminatieverlies*, d.i. het percentage woorden van een P.B.-lijst, dat bij optimum intensiteit van de aangeboden spraak niet goed wordt nagesproken.
- S *Steilheid*. Tenzij anders vermeld, wordt onder steilheid verstaan de maximum steilheid van de articulatiecurve, d.i. de maximale waarde van de verandering van het articulatiepercentage in procent/db.
- V I *Validiteits-Index*, d.i. het gemiddelde van de articulatiepercentages voor P.B.-lijsten bij zwakke, normale en luide spraakintensiteiten (resp. 50, 65 en 80 db bij de „vrije veld”-methode).

Dy *Dynamiek* of bruikbare intensiteitsspan, d.i. in het algemeen het verschil tussen de waarde van L I en die spraakintensiteit, waarbij het geluid onaangenaam hard begint te klinken. In het bijzondere geval van de z.g. helmvormige articulatiecurve wordt onder dynamiek verstaan: het aantal db intensiteitsverschil tussen de twee waarden van L I van die curve, nl. in het stijgende en het dalende deel.

Blanke d.i. een geluid, dat alle hoorbare frequenties bevat.
Ruis Hierbij is de geluidsenergie zodanig gelijkmatig verdeeld over de gehele frequentieschaal, dat de totale energie, per octaaf gezien, constant is. Aan dit geluid valt geen toonhoogte toe te kennen.

INLEIDING

De aanpassing van gehoorapparaten geschiedt in Nederland nog niet op een exacte basis. Wij stellen ons vooreen methode aan te geven, die het mogelijk maakt om de verbetering van het spraakgehoor, die met een moderne hoorprothese verkregen kan worden, op een meer exacte basis te brengen en met behulp daarvan de tot nu toe gebruikelijke — meer empirische — methoden bij het aanpassen dezer toestellen te vervangen door, c.q. aan te vullen met een serie metingen der spraakverstaanbaarheid. Voor dit doel hebben wij gebruik gemaakt van de spraakaudiometrie, zoals die in ons land door REYNTJES (1951) uitgewerkt is. De door hem gebruikte methode met behulp van de bandrecorder met luidsprekersysteem en afzwakker, waardoor het mogelijk is een inzicht te verkrijgen in het spraakgehoor van de patiënt bij verschillende intensiteitsniveau's, is echter in die zin gewijzigd, dat wij zijn overgegaan tot de „vrije veld”-methode. Hierbij bevindt de proefpersoon zich in het vrije geluidsveld; dit in tegenstelling tot de hierboven aangeduide methode, waarbij de proefpersoon de luidsprekerbollen van de *Pedersen* audiometer tegen de oren heeft.

Bij het aanpassen van prothesen is het noodzakelijk nauwkeurig op de hoogte te zijn van de electro-acoustische eigenschappen van deze toestellen. Voor dit doel zijn dan ook met een speciale apparatuur, welke nader beschreven wordt, metingen verricht aan verschillende soorten van hoorapparaten.

Hoofdstuk I bespreekt in 't kort, wat spraakaudiometrie eigenlijk is; de problemen, die zich voordoen bij de aanpassing van een prothese, als ook de desbetreffende litteratuur.

Hoofdstuk II bevat een bespreking van de onderzoekruimte, van de voor de spraakaudiometrie gebruikte apparatuur, het testmateriaal en het storingslawaai. Hierbij wordt een overzicht gegeven van de problemen, die zich bij de spraakaudiometrie als methode voordoen.

Hoofdstuk III geeft een beschrijving van de moderne hoorprothese in het algemeen en aan de hand hiervan worden de in dit onderzoek gebruikte hoorapparaten onder de loupe genomen. Een indeling wordt gemaakt op basis van de electronische regelmogelijkheden bij de diverse typen. Voor het onderzoek van de prothesen werd gebruik gemaakt van speciale testapparaten. Deze laatste worden beschreven.

Hoofdstuk IV omvat het eigenlijke onderzoek van:

- A. de testwoorden;
- B. de hoorprothesen;
- C. de patiënten.

Bij deze laatsten wordt nagegaan:

- a. de invloed van een prothese op:
 - 1. de spraakgehoordrempel: L S P;
 - 2. de spraakverstaanbaarheidsdrempel: L I;
 - 3. het discriminatieverlies: D;
 - 4. de maximum steilheid van de articulatiecurve: S;
 - 5. de sociale validiteits-index: V I;
 - 6. de dynamiek van het oor: Dy;
- b. het effect van de verschillende typen van hoorprothesen op de eigenschappen van het gehoor;
- c. de invloed van lawaai op de uitkomsten.

Hoofdstuk V bevat conclusies en de samenvatting.

HOOFDSTUK I

OVERZICHT VAN DE LITTERATUUR

§ 1. *Inleiding*

De tot nu toe in Nederland meest gebruikelijke wijze van gehooronderzoek is — behalve dat met de stemvorken, de fluisterspraak en de conversatiespraak — het bepalen van een drempelaudiogram met behulp van een apparaat voor het opwekken en weergeven van enkelvoudige tonen van verschillend trillingsgetal. Dit toestel is bekend onder de naam van audiometer.

Hieraan kan als belangrijke nieuwe methode worden toegevoegd de spraakaudiometrie, die sedert Wereldoorlog II op grote schaal wordt toegepast. Deze methode, in principe voor het onderzoek van telefoongeleidingen en versterkers aangegeven door FLETCHER (1929) en door KATZ reeds in 1930 toegepast bij het onderzoek van slechthorenden, bestaat hierin, dat groepen van testwoorden met behulp van koptelefoons worden aangeboden aan een proefpersoon. De intensiteit van de woorden wordt geregeld met een verzwakker, geijkt in db, die in combinatie met een radioversterkerschakeling voor de juiste sterkte zorgt. Het percentage goed nagezegde woorden geeft een indruk van het spraakgehoor. Een aantal bepalingen op verschillende intensiteitsniveau's levert de punten voor de z.g. articulatiecurve. Indien wordt gezorgd, dat de woordlijsten

phonetisch gebalanceerd zijn, d.w.z. de gebruikelijke phonemen van de gesproken taal in de juiste verhouding bevatten, dan geeft de articulatiecurve dus een beeld van de verstaanbaarheid van die taal voor de onderzochte persoon.

§ 2. *Hoorprothesen*

In de jaren voor 1938 liet de natuurgetrouwheid van de door hoorprothesen versterkte spraakklanken nog veel te wensen over. Dit kwam door de technische tekortkomingen aan de apparatuur, zoals bijv. geringe gevoeligheid van de microfoon en luidspreker, de ruis van de toen gebruikelijke koolmicrofoon, als ook de sterke vervorming van de gebruikte schakelelementen. Daardoor kon de idee van individuele aanpassing, die ZWAARDEMAKER reeds in de twintiger jaren trachtte te verwezenlijken (de z.g. hoorbril), niet tot haar recht komen.

Door *Philips* is ca. 1930 een drielamps draagbaar apparaat ontwikkeld, met buizen uit de toen gebruikelijke 1 Volt-serie (A 141, voor een droog gloeistroom element), waarbij door verwisseling van een koppelingscondensator de vorm van de versterkingskarakteristiek aan het type van de gehoorafwijking moest worden aangepast. Dit apparaat werd echter nimmer in de handel gebracht.

In de dertiger jaren werden de prothesen gefabriceerd in twee typen:

type A volgens het principe van de huistelefoon, waarbij het gehele circuit werd samengesteld door een koolmicrofoon, een laagspanningsbatterij en een magnetische koptelefoon;

type B — het radiotype —, waarbij gebruik gemaakt werd van de versterking van elektrische trillingen door middel van radioschakelingen. Tot ongeveer 1939 waren de hoorprothesen van het laatste type niet voor miniatuur constructie geschikt.

Zo beschrijft DE BOER (1939) een hoorprothese van hoge kwaliteit, die niet draagbaar is door haar grote gewicht en die gebouwd is op het principe van de selectieve versterking. Dit

apparaat maakt gebruik van een kunsthoofd met twee versterkers, waarmee stereophonische weergave wordt bereikt.

Vermoedelijk was de techniek toen nog niet zover gevorderd, dat de eigenschappen van draagbare hoorprothesen bij seriefabricage voldoende nauwkeurig konden worden voorspeld; de individuele aanpassing met een proefmodel zou dan geen of slechts beperkte waarde hebben door de gedragsafwijkingen, die een ander toestel van dezelfde serie zou kunnen vertonen.

Omstreeks 1940 werd de gedachte ontwikkeld om door middel van een speciaal geconstrueerde spraakversterker (niet draagbaar) met verschillende instelmogelijkheden na te gaan, welke vorm van versterking bij een slechthorende patiënt de beste resultaten gaf. De hiertoe door V. S. OHMSTEDE te Amsterdam ontwikkelde spraakversterker beschikte over twee filterschakelingen, de éne voor het onderdrukken van de lage tonen, met drie standen; de andere voor het onderdrukken van de hoge tonen, met vijf standen.

Daarna werden in de Groninger kliniek een serie experimenten gedaan (waarbij deze idee verder werd uitgewerkt), door gebruik te maken van een binaurale spraakversterker. Elk kanaal was voorzien van een dubbel stel filters, zodat voor ieder oor afzonderlijk de gunstigste aanpassing kon worden uitgezocht, terwijl bovendien een afzonderlijke schakeling aanwezig was, waarmee automatische volumeregeling al dan niet kon worden aangebracht. Hierin was dus reeds dezelfde gedachte aanwezig als ten grondslag ligt aan de door de Amerikanen ontwikkelde z.g. Master Hearing Aid (Harvard, rapport 1947).

Gedurende Wereldoorlog II was het noodzakelijk om miniatuur radiobuizen voor de oorlogsindustrie te ontwikkelen, terwijl tevens de daarbij behorende schakelementen, zoals weerstanden, condensatoren en batterijen, in passende afmetingen in fabricage werden gebracht. De moderne hoorprothese is met de laatstgenoemde onderdelen zodanig te fabriceren, dat een miniatuur elektronische versterker kan worden ingebouwd.

§ 3. *Aanpassing van hoorprothesen*

Door bovengenoemde ontwikkeling, waarbij tegelijkertijd de natuurgetrouwheid van de spraakklanken bij de reproductie steeds hoger werd opgevoerd bij steeds groter wordende versterking, is het van belang geworden om te komen tot nieuwere methoden voor de bepaling van de gehoorverbetering, die een prothese bij slechthorenden kan teweegbrengen. Het is niet juist gebleken om de slechthorende zelf een keuze te laten doen uit de tegenwoordig beschikbare prothese-typen, daar de patiënt dan meestal een versterkercurve prefereert, die „natuurlijk klinkt” boven een instelling, die bij eerste kennisgeving „schel klinkt”. Immers door de, vaak jaren lang bestaan hebbende, slechthorendheid zijn de normale herinneringsbeelden van de spraakklanken verwrongen, en de patiënt wenst juist bij het gebruik van een prothese de hem vertrouwde klanken te horen. Zodoende geeft hij bij een eerste proefneming met een prothese dikwijls de voorkeur aan een type van versterking, dat zijn eigen typische klankbeelden sterk naar voren haalt. De bedoeling is echter om — onafhankelijk van de eerste indrukken van de patiënt — te komen tot een zo goed mogelijke spraakverstaanbaarheid. Het blijkt dan, dat op den duur de patiënt tot het inzicht komt, dat de keuze van de arts juist is geweest.

Lange tijd stond het drempelaudiogram van de slechthorende in het centrum van de belangstelling en dit is de oorzaak, dat toen in het algemeen het nut van de prothese werd beoordeeld naar de mate van verbetering, die het drempelaudiogram bij het met een prothese gewapende oor vertoonde. Na de ontdekking van de regressie, als ook van de daarmee gepaard gaande subjectieve vervorming, is zoals bekend, de spraakaudiometrie een belangrijke methode van onderzoek geworden. Met deze methode wordt immers ook het horen onderzocht bij geluidsintensiteiten groter dan die bij de drempel.

In de literatuur zijn door verscheidene onderzoekers methoden beschreven voor de prothese-aanpassing:

KNUDSEN en WATSON (1940) maakten gebruik van het principe van de selectieve versterking, nadat de eerste reeds in 1936 in een voordracht deze term naar voren heeft gebracht. Zij bedoelen hiermede, dat de frequentiekaracteristiek van de hoorprothese zodanig moet zijn, dat deze het spiegelbeeld is van de „most comfortable equal loudness level” voor luchtgeleiding voor verschillende toonhoogten. Zij hebben geen ervaring over het resultaat van de aanpassing bij patiënten met een D. De schrijvers maakten geen gebruik van de spraak-, doch van de toonaudiometrie.

LANGENBECK (1941) beschrijft een groot versterkerapparaat voor laboratoriumgebruik met speciaal geconstrueerde microfoons en koptelefoons om te bepalen, of een patiënt inderdaad nut zal hebben van een hoorprothese. De installatie is zo gevoelig, dat zelfs normaalhorenden een verbetering van de hoordrempel constateren. Hij geeft geen exacte methode aan, maar bepaalt zich ertoe te vermelden, dat de patiënten zeer tevreden zijn over de aangeraden prothesen.

HUGHSON en THOMPSON (1943) hebben bij de prothese-aanpassing de z.g. „vrije veld”-methode toegepast. Hierbij werd gemeten het spraakintensiteitsniveau, waarop z.g. „monitored live voice” kan worden verstaan, terwijl als testmateriaal zinnen worden gebruikt. In enkele gevallen voegden de schrijvers een gemengd lawaai van een door hen niet nader omschreven karakter bij door een aparte luidspreker. (Dit waren dus metingen in de zin van L I-bepalingen).

SABINE (1944) heeft metingen verricht van de acoustische versterking van een prothese voor alle in aanmerking komende spraakfrequenties. Hij geeft geen getallen voor patiënten, maar publiceert frequentiekaracteristieken, waarbij 30 tot 40 db versterking wordt bereikt.

SIRALA (1945) heeft een onderzoek gedaan naar de gehoorverbetering bij gebruik van een prothese, met behulp van de

conversatiestem. De gehoorverbetering werd aangegeven in het aantal meters winst, dat het gebruik der prothese met zich meebracht. Hij maakte geen gebruik van woordlijsten, maar ging de antwoorden na van de patiënten op gestelde vragen. Bij adequate antwoorden werd dan aangenomen, dat de patiënt de vragen volledig had verstaan.

Nadat DAVIS c.s. in 1946 een rapport over de aanpassing van hoorprothesen het licht had doen zien, heeft hij in 1947 het boek „Hearing Aids” gepubliceerd. Hierin wordt meer uitgebreid hetzelfde onderwerp nogmaals behandeld. Om te komen tot criteria voor de constructie van hoorprothesen heeft hij onderzocht, welke van een aantal eenvoudige frequentiekaracteristieken het meeste succes had bij patiënten met verschillende soorten en graden van gehoorverlies. Tevens werd met behulp van een Master Hearing Aid gezocht naar een snelle en accurate methode, waarmee de uitkomsten van deze proeven kunnen worden vastgelegd. Hierdoor zou het voor de otoloog mogelijk kunnen worden van de bestaande apparaten het meest passende toestel voor een bepaalde patiënt uit te zoeken, zonder dat een groot aantal typen in voorraad moet zijn, waarmede stuk voor stuk uiteraard tijdrovende proeven moeten worden ondernomen. Gebruik werd gemaakt van de z.g. P.B.-lijsten als testmateriaal. Het resultaat was, dat het principe van de selectieve versterking werd bevonden níet de juiste grondslag te vormen voor de beoordeling van het nut van de prothese.

De Master Hearing Aid is een vrij ingewikkeld apparaat met een frequentiekaracteristiek, vlak van 100 tot 7000 Hz, met een afwijking van ten hoogste 5 db. Deze frequentiekaracteristiek kan naar wens worden gewijzigd; hetzij dat de versterking met 6 of 12 db per octaaf naar de hoge frequenties daalt dan wel naar de hoge tonen stijgt met 6 of 12 db per octaaf. Verder was het mogelijk hoogdoorlaat- en laagdoorlaatfilters in de versterker tussen te voegen. De maximum acoustische uitgangenergie wordt bij dit apparaat met behulp van

z.g. peakclipping beperkt op resp. 134, 124, 118 en 114 db ten opzichte van $2 \cdot 10^{-4}$ dyne per cm^2 . In enkele proeven werd van een automatische volumecompressieregeling gebruik gemaakt. Als criteria werden aangenomen:

- a. de maximum verstaanbaarheid van P.B.-lijsten bij verschillende instellingen van de hoorprothese-versterker;
- b. de z.g. „operating range”, door ons genoemd: „bruikbare intensiteitsspan”.

Als proefpersonen dienden ten eerste een groep van normaalhorenden en ten tweede een groep van slechthorende patiënten met verschillende graden van gehoorverlies. Enkele personen met een hoog discriminatieverlies werden getest zonder bijmenging van lawaai, terwijl bij andere gebruik werd gemaakt van z.g. „static noise”, in constante signaal-ruis verhouding gemengd met de aangeboden spraak. Door dit laatste bleken de tests meer gedifferentieerde resultaten op te leveren. Door deze proeven werd aangetoond, dat de frequentie-karakteristiek, die in een hoog percentage van de gevallen tot succes voerde, een — naar de hoge frequenties stijgende — lijn vertoonde, klimmend met 6 db per octaaf. 60% van de slechthorenden had bij deze frequentiekarakteristiek gelijke of betere resultaten dan bij de karakteristiek, waarbij alle frequenties evenveel worden versterkt. De karakteristiek, waarbij de hoge tonen worden benadeeld, gaf altijd minder gunstige resultaten voor wat betreft LSP, LI en Dy; zelfs bij die proefpersonen, die voor de lage tonen een flink gehoorverlies hadden. Wanneer de frequenties beneden de 500 Hz en boven de 4000 Hz sterk werden verzwakt met behulp van filters, dan ontstond hierdoor geen vermindering van de verstaanbaarheid. Het enige resultaat van het bijmengen van geruis was, dat bij de meeste patiënten de articulatie was verminderd. Het begrenzen van de maximum acoustische uitgangsenergie gaf, indien van compressieversterking gebruik werd gemaakt, betere uitkomsten dan met de z.g. peakclipping.

CAUSSE (1948) heeft gebruik gemaakt van het toondrempel-audiogram van patiënten zonder en met prothese. De proefopstelling omvatte een luidsprekersysteem, dat met de z.g. „vrije veld”-methode werkte. Hij vond bij dit onderzoek verbetering van drempels in het voor de spraak belangrijke frequentiegebied van 40 tot 50 db.

FOURNIER (1951) beschrijft in zijn boek „Audiométrie vocale” de spraakaudiometrie in het vrije veld. De spraak kan worden aangeboden:

- A. direct door middel van een microfoon;
- B. door het afdraaien van grammfoonplaten of
- C. van de magnetofoonband.

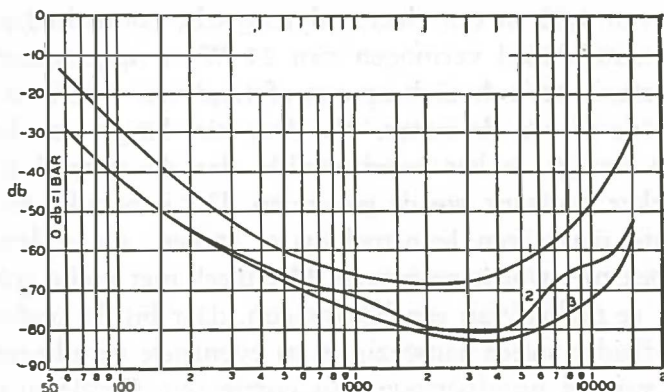
De testlijsten worden gevormd door P.B.-woorden, spondae-woorden, tweelettergrepige zelfstandige naamwoorden (welke speciaal voor de Franse taal zijn verzameld, o.a. door FALCONNET (1950)), zinnen of continue tekst. Na de beschrijving van de normale en pathologische articulatiecurven bespreekt de schrijver de methode om tot een rationele keuze van de hoorprothese te komen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van toondrempelaudiogrammen van het ongewapende oor en van spraakaudiogrammen zonder en met prothese. Dit wordt in gevallen van een aandoening, anders dan geleidingsstoring, aangevuld met spraakaudiogrammen, waarbij de proefpersoon niet alleen luistert, maar ook gebruik kan maken van lip-lezen. FOURNIER acht het verder van belang om niet alleen metingen te verrichten met maximale versterking van de prothese, maar ook bij andere — telkens variërende — versterkingsgraden, waardoor het mogelijk wordt een inzicht te krijgen in de z.g. operating range of bruikbare intensiteitsspan met gebruik van de prothese. Uit zijn statistiek van 556 slechthorenden, die een prothese kregen, blijkt dat de gemiddelde winst voor LI 33,65 db was. Het allergunstigste geval deed zich voor bij een patiënt met een typische geleidings-aandoening, bij wie de winst 60 db was.

HOOFDSTUK II

APPARATUUR EN METHODIEK

§ 1. Proefopstelling en apparatuur voor het patiënten- onderzoek

In tegenstelling tot vele in de litteratuur beschreven methoden van onderzoek wordt hier gebruik gemaakt van een op-



Figuur 1

stelling in het z.g. „vrije geluidsveld”. Volgens SIVIAN en WHITE (1933) heeft de drempelwaarde van de geluidsdruk (de z.g. „minimum audible pressure”), indien deze monoraal wordt gemeten, bij de verschillende frequenties een grootte, zoals deze in figuur 1 (curve 1) wordt aangegeven.

Dit is het *minimum audibile*, dat met de audiometers met hoofdtelefoonaansluiting kan worden bepaald. Dezelfde onderzoekers delen mede, dat bij binaurale bepaling van de drempelwaarde in het z.g. vrije veld (minimum audible field) intensiteiten worden gevonden bij een waarde, die voor de spraakfrequenties gemiddeld 6 tot 10 db lager ligt (curve 2).

Teneinde vergelijkbare metingen te verkrijgen, is het noodzakelijk, dat een aantal factoren gestandaardiseerd worden, voor zover zij invloed uitoefenen op het geluidsveld in de proefruimte. Het is nodig, dat daarom alle onderzoeken in dezelfde proefruimte worden gedaan. Wij hebben gebruik gemaakt van de geluidarme kamer in de Groninger otologische kliniek, waar tot dusverre ook de drempelaudiogrammen werden bepaald. Deze kamer heeft, in lege toestand, een zeer korte nagalmtijd, nl. ca. 0,3 sec. Door de opstelling van een audiometer en twee versterkertafels is de nagalmtijd een weinig verlengd. In een van de hoeken van deze kamer is op een hoogte van 1,60 m een electro-dynamische conus-luidspreker voor een maximaal vermogen van 25 Watt opgehangen. De proefpersoon bevindt zich op een afstand van 1 m daarvan in de as van de conus. Nu deze niet langer een hoofdtelefoon draagt, is het noodzakelijk, dat de afstand tot de luidspreker constant wordt gehouden. Dit is bereikt door op een vaste plaats een leunstoel op te stellen, die tijdens het onderzoek niet wordt verplaatst. Het bleek niet nodig ook nog gebruik te maken van een hoofdsteun, daar bij dit onderzoek de proefleider steeds aanwezig is en eventuele standsveranderingen van de proefpersoon kan corrigeren. Bij de proeven, waarbij de patiënt een prothese draagt, zit deze in dezelfde leunstoel. Hij draagt de prothese buiten de kleding voor op de borst, met de microfoon gericht naar de luidspreker. Men kan de tegenwerping maken, dat de door ons gevolgde methode niet een juiste vergelijking geeft tussen het ongewapende oor en hetzelfde met apparaat, daar immers in het eerste geval de patiënt met beide oren hoort en in het tweede geval het oor,

dat niet met een apparaat is uitgerust, geen bijdrage tot de verstaanbaarheid meer levert. Echter is het duidelijk, dat juist door de beschreven onderzoekstechniek het praktische nut van de prothese voor de patiënt tot uiting wordt gebracht.

Ten einde de sterkte van het geluidsveld te controleren, bevindt zich op 10 cm afstand verticaal boven het hoofd van de proefpersoon de microfoon van een geluidsterktemeter, die door een kabel verbonden is met de eigenlijke meter. De geluidsintensiteit van de testlijsten wordt geregeld met behulp van een afzwakker (constructie volgens het z.g. laddertype), fabricaat *Pedersen*, nr. B 227 B, die van de regelruimte buiten de geluidarme kamer uit de signalen op constante sterkte krijgt toegevoerd. Zie voor de apparatuur Plaat 1 a en b.

Voor de registratie van de toegepaste spraak hadden wij de beschikking over een bandopname-apparaat van het fabricaat *Vollmer*, Stuttgart. Zoals bekend is, berust dit apparaat op het volgende principe: het vastleggen van geluidstrillingen langs magnetische weg, zoals dit voor het eerst in 1899 door *WALDEMAR POULSEN* is aangegeven. Bij de door ons gebruikte apparatuur heeft de band een snelheid van 76 cm per sec, die door een zware synchronomotor constant wordt gehouden. Voor de opname, de weergave en het uitwissen van de band zijn drie afzonderlijke, onderling magnetisch afgeschermd, electro-magneten aanwezig. Met deze opstelling wordt bereikt, dat de weergave-magneet een smallere luchtspleet bezit dan anders mogelijk was geweest bij een gecombineerde functie hiervan. Het toestel is in staat een frequentiebereik te omvatten van 20 tot 15 000 Hz; dit is ca. $8^{1/2}$ octaaf. De signaal-ruis verhouding bedraagt, mede door de zorgvuldig geconstrueerde opnamen en afspeelversterkers van de *Siegro*-studio's te Rotterdam, ca. 50 db. (Hierbij is de energieverhouding 1 : 100.000). Op 1000 m band is het mogelijk 5 P.B.-lijsten vast te leggen. Het uitgangsvermogen van de afspeelversterker bedraagt maximaal 9 Watt met een vervorming van 3%. Voor het onderzoek van zwaar slechthorenden kan een *Philips* versterker met een uit-

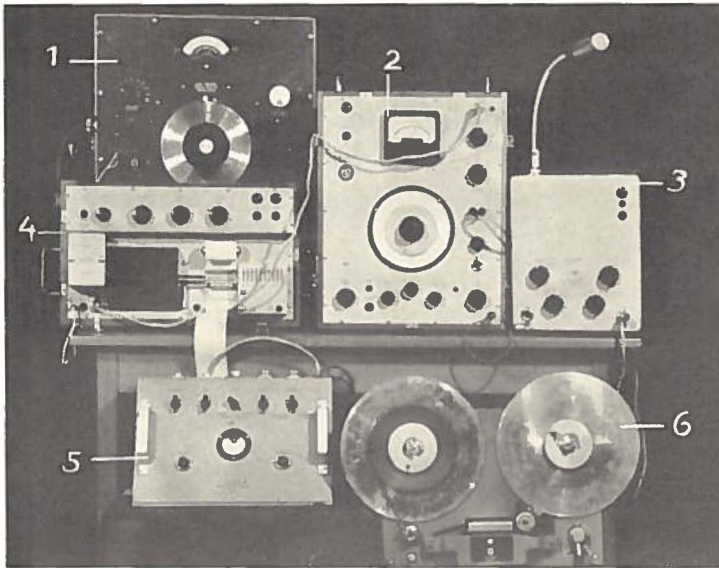
gangsvermogen van 25 Watt bij 5% vervorming tussen de afzwakker en de luidspreker worden geschakeld, waardoor de maximale geluidsintensiteit op de plaats van het hoofd van de proefpersoon kan worden opgevoerd tot 110 db.

§ 2. *Hulp-apparatuur*

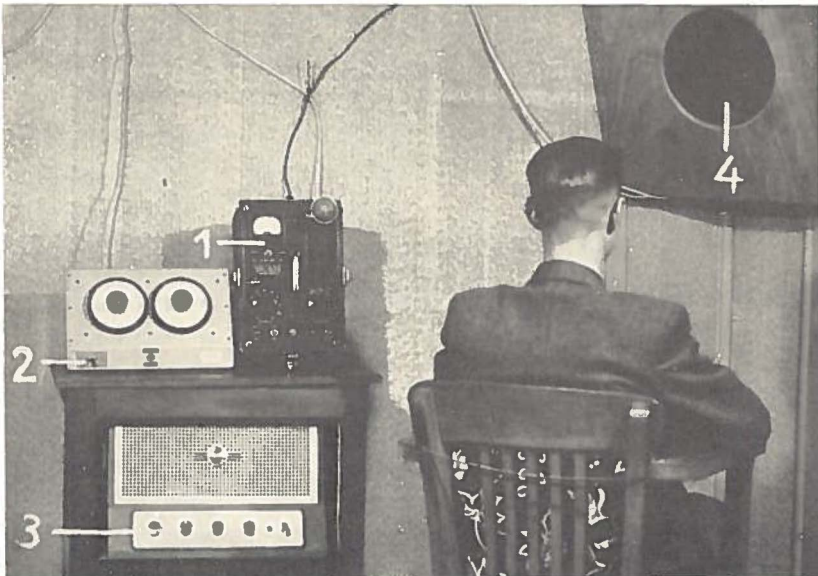
Ter contrôle van de intensiteit van de — op de magnetische band vastgelegde — testwoorden kan worden volstaan met het bepalen van de uitslag van een wijzerinstrument. Een nadeel van deze methode is, dat er geen meetresultaat blijvend aanwezig is. Dit bezwaar werd ondervangen door de metingen vast te leggen met een geluidsniveauschrijver, ontwikkeld door *Bruël & Kjaer*, een toestel, hetwelk in staat is om variaties van een elektrische spanning op een gelijkmatig voortbewogen strook papier op te tekenen. Het apparaat is zo gebouwd, dat in de eerste plaats zeer snelle spanningsvariaties (tot een maximum van 1000 db per sec) kunnen worden aangetekend; in de tweede plaats is het mogelijk te registreren met behulp van verschillende soorten weerstandsbanken, waardoor a. een lineaire of b. een logaritmische schaal kan worden benut. In het laatste geval kunnen spanningsvariaties direct in db worden genoteerd. De volle breedte van het papierlint (ca. 5 cm) kan dienen voor een db-schaal van minimaal 10 db en maximaal 75 db. Hiertoe zijn bijgeleverd een aantal uitwisselbare potentiometers, die resp. 10, 25, 50 en 75 db verschil tussen minimum en maximum ingangssignaal kunnen verwerken. De geluidsniveauschrijver ontvangt zijn signalen van een condensatormicrofoon met bijbehorende voorversterker. De ingangshevoeligheid van de microfoon bedraagt 2,2 mV per mikrobar, d.w.z. — 53 db ten opzichte van 1 V per mikrobar. De voorversterker is ingesteld op een spanningsversterking van 50 db.

§ 3. *Prikkelmateriaal*

Bij de spraakaudiometrie heeft men, voor wat betreft het



PLAAT Ia. 1. Wave-analyser. 2. Variabele-toongenerator. 3. Microfoon en voorversterker.
4. Geluidsniveauschrijver. 5. Opname- en afspeelversterker. 6. Bandrecorder.



PLAAT Ib. 1. Geluidsniveaumeter. 2. Afzwakker. 3. Philips versterker. 4. Luidspreker.

lijsten verbonden zijn, zoals door REYNTJES uitvoerig is beschreven, hebben wij ons voor dit onderzoek bepaald tot het gebruik van

a. fonetisch gebalanceerde (P.B.-)lijsten en

b. spondaellijsten,

al of niet gecombineerd met achtergrondstoring. De door ons gebruikte lijsten zijn verzameld door REYNTJES, die hierbij gesteund heeft op de onderzoekingen van HUIZING en MOOLENAAR-BIJL (1943). In de praktijk is het niet doenlijk om alle fonemen in één lijst op te nemen, zodat de fonemen, die zeer weinig voorkomen, buiten beschouwing zijn gelaten. In de Groninger P.B.-lijsten komen geen klanken voor met een percentage, minder dan 0,33. Er werden gebruikt 47 verschillende fonemen, per lijst in totaal ca. 300 klanken, verdeeld over ongeveer 70 bestaande woorden, waaronder verscheidene tweelettergrepige wegens het veelvuldig voorkomen van de toonloze e (ə)

In navolging van DAVIS c.s. (1947) werd een kunstgreep toegepast, waardoor het verstaan van de testwoorden bemoeilijkt werd. Z.g. blanke ruis werd in constante signaal-ruis verhouding gemengd met de testwoorden en door de bandrecorder opgenomen. Voor dit onderzoek werd gebruik gemaakt van lijsten met een signaal-ruis verhouding van ca. 30 db (afgekort: S/N 30), als ook van lijsten met een verhouding van ca. 12 db. Dit achtergrondgeruis kan dienen als vervanging van de bijgeluiden, die bij gebruik van een prothese in het dagelijks leven optreden.

Verder werd gebruik gemaakt van spondaewoorden, omdat deze speciaal geschikt zijn voor het bepalen van de LSP wegens hun eigenschap „homogeen” te zijn. Dit wil zeggen, dat deze woorden alle bijna even gemakkelijk worden verstaan, als gevolg waarvan de articulatiecurve zeer steil verloopt. In de spraakaudiometrie zijn zij ingevoerd door HUDGINS en

medewerkers (1947). Een nadeel van de spondaellijsten is, dat ze niet representatief zijn voor de gesproken omgangstaal. Juist het feit, dat ze zo homogeen zijn, geeft ons de mogelijkheid om steekproeven te nemen ten einde een globaal inzicht te krijgen in de vorm van de articulatiecurve van een bepaalde patiënt. Volgens FOURNIER (1951) is het voldoende om de spondaewoorden in groepen van tien aan te bieden op bekende intensiteitswaarden. De in de grafiek aangegeven punten zijn dan weliswaar nog niet nauwkeurig bekend, maar geven ons toch al heel spoedig een idee van het algemene verloop van de articulatiecurve, bijv. steil, minder steil, met een plateau of „en chapeau de gendarme”. Het is de gewoonte om bij deze methodiek in de in § 8 besproken grafiek de gevonden punten aan te geven door een cirkel met een diameter, gelijk aan 5 db van de schaal. In de cirkel komt een cijfer te staan, aangevende de volgorde, waarin deze steekproeven zijn genomen. Een vloeiende lijn, getrokken door de cirkels, levert dan een dergelijke steekproefcurve. Voor een verder gedetailleerd spraakaudiogram zijn natuurlijk de P.B.-lijsten nodig.

§ 4. *Spreken van de P.B.-lijsten*

Voor de spraakaudiometrie moet men de beschikking hebben over een aantal woordlijsten, welke onderling kunnen worden verwisseld, zonder dat dit laatste van invloed is op de uitkomsten der proeven. Er dient dus, bij het spreken en opnemen van de P.B.-lijsten op de band, voor gelijke en constante omstandigheden te worden gezorgd. Men kan streven naar:

- a. gelijke intensiteit der woorden, of
- b. gelijke verstaanbaarheid der woorden, of
- c. gelijke inspanning, waarmee de testwoorden worden gesproken.

Ad a. Hoe groot is nu de intensiteit van de verschillende phonemen? Deze werd in dit onderzoek bepaald met behulp van

een geluidsniveauschrijver, beschreven in § 2 van dit hoofdstuk.

Gezien de resultaten, neergelegd in Hoofdstuk IV, § 1, kan men dus niet spreken over *de* intensiteit van de woorden. Zou men elke phoneem dezelfde intensiteit geven, dan zou de resulterende spraak wel zeer afwijken van de normale.

In dit verband kan gewezen worden op de proeven, gedaan o.a. door HARRIS (1949) met zijn z.g. heropnametechniek. Hierbij werd van een gesproken lijst genoteerd, hoeveel elk woord nog van een gemiddeld intensiteitsniveau afweek, waarna diezelfde lijst werd overgenomen op een nieuwe grammofoonplaat, terwijl daarbij met behulp van een voorgeschakelde weerstand elk woord op precies hetzelfde niveau kwam te liggen. Hierbij bleek, dat zo'n opnieuw opgenomen lijst bij het aanbieden aan proefpersonen niet een steilere articulatiecurve opleverde, d.w.z. dat de verstaanbaarheid van elk woord door deze manipulaties niet méér homogeen geworden was.

Ad b. HARRIS heeft daarom een andere methode toegepast om toch tot het door hem gewenste resultaat (gelijke verstaanbaarheid van alle woorden) te komen. Voor ieder woord van een gesproken P.B.-lijst werd de gemiddelde verstaanbaarheid bepaald bij een aantal normaalhorenden. Met de voorgeschakelde weerstand kon nu ten opzichte van de verstaanbaarheid de lijst meer homogeen worden gemaakt, waarbij bleek, dat nu de woorden niet meer op dezelfde intensiteit werden gesproken. (RØJSKJAER (1952) paste bij zijn onderzoek dezelfde methode van „homogenisering” toe). Bij gelijke verstaanbaarheid der woorden zou de articulatiecurve een zeer steil verloop moeten hebben, naderend tot een \square -vormige curve. Dit werd dan ook door de uitkomsten der proeven bevestigd. De bedoeling is echter, dat zoveel mogelijk de *normale* omgangstaal wordt benaderd, waarbij sommige phonemen nu eenmaal moeilijker verstaanbaar zijn dan andere.

Ad c. Volgens DAVIS (persoonlijke mededeling) zou het het beste zijn om de P.B.-lijsten zodanig te spreken, dat ieder woord met „equal effort” wordt gesproken. Dit kan men gemakkelijk bereiken door een z.g. „carrier-phrase” aan ieder woord te laten voorafgaan bij de opname. Gelet op de resultaten van REYNTJES was het laatste voor dit onderzoek niet nodig, mits ervoor werd gezorgd, dat de woordlijsten werden gesproken met zoveel mogelijk gelijke inspanning zonder bovendien de aanwijzingen van de geluidsintensiteitsmeter uit het oog te verliezen. Werd bij contrôle met behulp van de geluidsniveauschrijver gevonden, dat woorden, wat de intensiteit betrof, volledig afweken, dan werden deze nogmaals gesproken, eventueel voorafgegaan door een „carrier-phrase”, en vergeleken met de overige woorden van de lijst.

§ 5. *Practische waarde van de P.B.-lijsten als genormaliseerde spraak*

Het is nuttig zich te realiseren, dat de spraakaudiometrie met deze op zich zelf staande woorden als testmateriaal in wezen een duidelijke verandering met zich meebrengt van het karakter van de menselijke spraak als communicatiemiddel. De P.B.-lijsten voldoen weliswaar aan de volgende criteria:

- a. gelijke gemiddelde moeilijkheid van de lijsten onderling;
- b. gelijke spreiding voor wat betreft de moeilijke en gemakkelijke woorden in elke lijst;
- c. gelijke verhouding van de phonemen in elke lijst;
- d. de gebruikte phonemen in elke lijst zijn verhoudingsgewijs representatief voor de meest voorkomende klanken in de Nederlandse omgangstaal.

Echter, er kleven door de beperkingen, die het vasthouden aan bovenstaande criteria oplegde, de volgende tekortkomingen aan deze methode:

1. de invloed van de intonatie wordt bewust uitgeschakeld; de testwoorden worden monotoon uitgesproken;
2. in tegenstelling tot de normale conversatie, waarbij gebruik gemaakt wordt van stopwoorden, die zonder essentiële betekenis zijn, is bij de spraakaudiometrie elke phoneem van belang; in de pauzes tussen de woorden is gelegenheid voor de proefpersoon om het klankbeeld te herhalen en weer te geven;
3. bij de spraakaudiometrie, zoals in dit onderzoek toegepast, is de situatie zo, dat slechts gevraagd wordt naar het verstaan van één stem, terwijl in het gewone leven de moeilijkheden dikwijls beduidend groter zijn; immers, de slechthorende moet dan vaak een gesprek tussen twee of meer anderen volgen;
4. het is niet de betekenis van de testwoorden, maar wel de fonetische samenstelling, die van de proefpersoon wordt gevraagd. Voor minder intelligente personen is het vaak moeilijk dit verschil te bevatten en zich ernaar te richten.

§ 6. *Verstaanvaardigheid*

Bij ons onderzoek van patiënten uit de drie Noordelijke provinciën hadden wij herhaaldelijk te maken met mensen, die onder normale omstandigheden alleen gebruik maken van dialect, zoals dit in hun omgeving wordt gesproken. Wij konden bij dit onderzoek bevestigen, wat ook HUIZING (1941) heeft gevonden, nl. dat bij dergelijke patiënten het articulatiepercentage niet die hoogte bereikt, die verwacht mocht worden. Dit zou dan komen, doordat in de streektaal de fonetische waarden van de klinkers en ook de accenten karakteristiek zijn en ook afwijkend van het algemeen beschaafd Nederlands. Bij het beoordelen van een spraakaudiogram is dit dus een punt, waardoor mogelijk verkeerde conclusies kunnen worden getrokken. O.i. spelen ook de volgende factoren hierbij een rol:

- a. de intelligentie van de proefpersoon;
- b. de instelling van de proefpersoon, gericht in auditieve dan wel visuele zin;
- c. de z.g. leerfactor en het associatievermogen;
- d. de primair goede of minder goede centrale hoorfunctie van de proefpersoon.

I. In dit verband hebben wij een aantal proeven gedaan met Amerikaanse studenten, die voor een studietijd van een jaar in Groningen aan de Universiteit werkten. Deze studenten hadden vóór dit verblijf in Nederland wel enige Duitse lessen gevolgd in de Verenigde Staten, terwijl zij in de eerste drie maanden van hun verblijf hier te lande twee uur per week lessen in Nederlands gevolgd hadden. Toen deze proeven werden gedaan, hadden zij (na acht maanden hier gewerkt te hebben) een behoorlijke taalbeheersing en uitdrukkingsmogelijkheid in het Nederlands verworven.

Bij het toonaudiogram werden normale drempels gevonden; bij het spraakaudiogram evenwel traden bij sommigen van hen duidelijke verschillen aan het licht. Proefpersoon A vertoonde een articulatiecurve, waarvan de drempel lag op de normale intensiteitswaarde, doch het maximum articulatiepercentage steeg niet hoger dan 81%. Proefpersoon B vertoonde ook een normale drempelwaarde, maar het maximum articulatiepercentage lag op 93%. Deze Amerikaan vertelde, dat van de aangeboden woorden slechts 50% door hem werden begrepen, terwijl hij toch nagenoeg geen moeilijkheden had met het feilloos weergeven van de aangeboden klanken, mits hij zich niet verdiepte in de betekenis hiervan. Bij een dergelijk persoon is dus een beter resultaat te verwachten, indien hem lijsten worden aangeboden met 100% nonsenswoorden. In dit verband kan worden gewezen op leerlingtelegrafisten, die code beter opnemen dan de moedertaal ten gevolge van het feit, dat in het laatste geval er een „interpretatiedrang” optreedt. Het lijkt

ons waarschijnlijk, dat ook voor personen, die alleen bekend zijn met hun eigen dialect, het hoge percentage (93%) is te bereiken, mits voldoende intelligentie aanwezig is om zich te kunnen abstraheren van het al of niet begrijpen van het aangeboden testmateriaal en mits zij zich alleen toeleggen op het zuiver imiteren van het gehoorde.

II. Hiertegenover staan gevallen van proefpersonen, die wel een goede intelligentie bezitten, maar toch alleen dan een hoog articulatiepercentage halen, indien zij bekend zijn met de betekenis van de aangeboden testwoorden. Het is mogelijk, dat hierbij op het reproductievermogen een remming wordt uitgeoefend door het feit, dat voor de desbetreffende woorden geen bestaande klankbeelden aanwezig zijn. Bij buitenlanders, bij wie deze in het bovenstaande beschreven proeven werden gedaan, mag niet gesproken worden over het leren of over de associatie. Die factoren treden juist in werking bij — in geval I — het herhaaldelijk aanbieden van dezelfde woordlijsten, en — in geval II — bij het combineren van de enkele gehoorde phonemen tot een als klankbeeld reeds bekend woord. Het lijkt dus aannemelijk, dat bij deze proefpersonen A en B de verschillende uitkomsten van de spraakaudiometrie hun oorzaak vinden in de onder b en d genoemde factoren.

De invloed van al deze factoren op de spraakaudiometrie is duidelijk. O.i. zijn de punten b t/m d zó sterk met elkaar verweven, dat een afzonderlijke beoordeling niet wel mogelijk lijkt.

Het feit, dat de patiënten niet allen bekend zijn met de door de onderzoeker gebezigde spreektaal, heeft dus tot effect, dat het maximum articulatiepercentage lager ligt dan normaal. Aangezien het echter niet doenlijk was voor iedere patiënt lijsten te maken in de taal, die hij gewend was te horen, hebben wij ons gehouden aan het beschaafd Nederlands.

§ 7. *Correlatie tussen spraakaudiogram en toonaudiogram*

Bij het spraakaudiogram geeft de waarde van L I aan: het aantal db gehoorverlies. Voor het toonaudiogram zijn door verscheidene onderzoekers methoden bedacht om met een berekening of langs grafische weg hieruit een cijfer af te leiden, dat aangeeft het spraakgehoor in percentage of het verlies in db van de betrokken persoon. HARVEY FLETCHER (1950) bijv. doet dit op de volgende wijze: Hij kent aan elke audiometerfrequentie een verschillend gewicht toe, en wel:

voor	256	512	1024	2048	4096	8192 Hz
volgens berekening						
approximatief	0	10	40	40	10	0
volgens waarnemingen						
	2	16	40	40	2	0

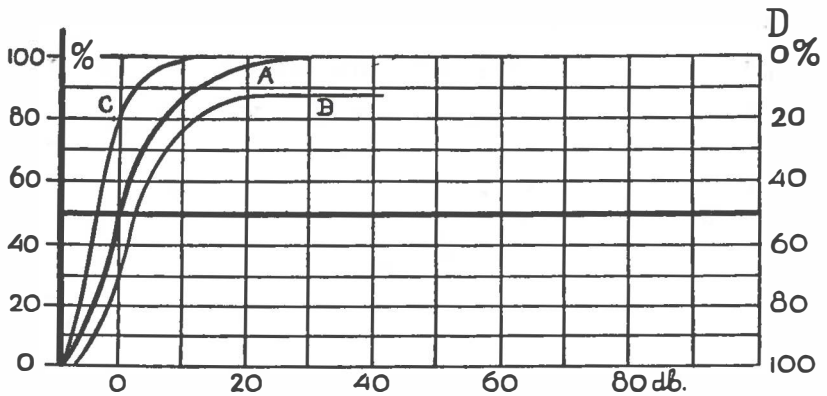
Deze getallen zijn de percentages, voor welke elk van de frequenties deelneemt aan het totale verlies. Voor een horizontaal audiogram is het volgens hem voldoende om het rekenkundig gemiddelde te nemen van de drempels der frequenties 500, 1000 en 2000.

FOURNIER geeft in zijn „Audiométrie vocale” een berekening aan met behulp van de frequenties 500, 1000 en 2000 Hz, die inhoudt, dat het spraakgehoorverlies gelijk is aan het gemiddelde van de verliezen bij 500 en 1000 Hz plus het gemiddelde van de verliezen bij 1000 en 2000 Hz.

Voor onze proefresultaten hebben wij ons gehouden aan deze laatste methode van berekening. Het blijkt, dat er in het algemeen grote overeenkomst bestaat tussen de verlieswaarden, gevonden uit het spraakaudiogram, en die, welke afgeleid kunnen worden uit het toonaudiogram.

§ 8. *Notatie van de proefresultaten*

Ten einde te kunnen nagaan, welke verbetering bereikbaar is bij een patiënt met een hoorprothese, is eerst (met de bij dit



Figuur 2

onderzoek gebruikte proefopstelling) bepaald, hoe de normale spraakverstaanbaarheidscurve verloopt. Hiertoe werd bij een aantal jeugdige personen, die geen oorziekte in de anamnese hadden en van wie bij audiometrisch onderzoek bleek, dat de gehoorscherppte normaal was, een aantal spraakverstaanbaarheidscurven opgenomen.

Het gemiddelde van tien proefpersonen levert de curven op in figuur 2, waarbij curve A het resultaat is van P.B.-lijsten met S/N 30 en curve B het resultaat met S/N 12. Curve C geldt voor de spondaellijsten met S/N 30. Hieruit is te zien, dat de L S P van curve B ten opzichte van de L S P van curve A een verminderde gevoeligheid van 3 db toont. Deze afwijking wordt ook gevonden bij L I. Bij curve A nadert D tot nul, terwijl hij bij curve B echter niet kleiner wordt dan 12%. S bedraagt voor beide curven 7,6% per db.

De db-waarden langs de abscis worden bij dit onderzoek — in navolging van FOURNIER — zodanig genoteerd, dat het nul-punt valt bij de waarde van L I van curve A. Bij de notatie van de resultaten treedt dan een vereenvoudiging op bij de vergelijking van de verschillende curven. Het is immers niet essentieel, dat telkens wordt aangegeven, hoe de waarde van een punt van de curve is ten opzichte van het absolute nul-punt van $2 \cdot 10^{-4}$ dyne per cm^2 . Wat ons juist interesseert, is

de grootte van de verschillen, die worden gevonden bij patiënten ten opzichte van de normaalhorende personen.

Ook verrichtten wij spraakaudiometrie bij enkele normaalhorende proefpersonen met P.B.- en spondaellijsten, waaraan achtergrondgeruis van constant geluidsniveau was toegevoegd. Hierbij werd bij de opeenvolgende lijsten gebruik gemaakt van twee soorten achtergrondgeruis, nl.: a. blanke ruis en b. ruis, gefilterd door een laagdoorlaatfilter met een afsnijfrequentie van 1000 Hz. Het geluidsniveau van de aangeboden spraak werd zodanig gevarieerd, dat het articulatiepercentage veranderde van 0 tot 100%. De proefpersonen hadden allen een normaal gehoor. De ruis werd toegevoerd met behulp van een trechtervormige luidspreker. De proefpersoon zat met zijn hoofd vlak onder de trechteropening. De aangeboden spraak werd op de in dit onderzoek gebruikelijke wijze (d.i. met bandrecorder en versterker) toegevoerd. S van de curve is gelijk aan de normaalcurve, terwijl het verschil tussen L S P en L I iets groter is dan bij de normaalcurve, doordat de onderste bocht zich bij deze proeven verder naar links uitstrekt.

HOOFDSTUK III

HOORPROTHESEN

§ 1. *Inleiding*

Tegenwoordig bestrijken vrijwel alle hoorprothesen een frequentiegebied van ca. 200 tot 3000 Hz. Technisch is het helaas nog niet mogelijk om de telefoons zo te fabriceren, dat zij zowel kleine afmetingen hebben als ook een gelijkmatige weergavekarakteristiek, die de gehele menselijke toonscala omvat. Het is nl. noodzakelijk om een compromis te treffen tussen de gevoeligheid van de telefoon en haar frequentiekarakteristiek.

Bij een hoorprothese kan gebruik gemaakt worden van verschillende soorten telefoons.

A. het kristaltype. Dit heeft een hoog nuttig effect wegens het ontbreken van de bij de andere typen benodigde spoeltjes, welke een grote Ohm'se weerstand hebben. Deze telefoon vertoont meestal een voorkeur voor hoge frequenties; dit kan in bepaalde gevallen zijn nut hebben.

B. het magnetische type. Dit kan met behulp van enkele kunstgrepen zodanig worden ontworpen, dat tijdens de fabricage de gevoeligheid en tevens de frequentiekarakteristiek naar willekeur kunnen worden veranderd.

De microfoons, die in de moderne hoorprothesen worden

toegepast, zijn, voor zover bekend, alle van het kristaltype. Het frequentiebereik loopt van ca. 250 tot 5000 Hz. Een grote gevoeligheid is mogelijk door in lichte mate profijt te trekken van de natuurlijke resonanties van het kristalelementje.

De moderne versterkerschakelingen leggen ons tegenwoordig geen noemenswaardige beperkingen meer op voor wat betreft het frequentiebereik, de distorsie of de signaal-ruis verhouding. Het elektronisch gedeelte van de onderzochte hoorprothesen liet vrijwel alleen variaties zien in de technische uitvoering van de onderdelen-samenbouw, waarbij de problemen, gevormd door de volumina van de onderdelen, telkens op andere wijze waren opgelost.

Elke prothese lijdt in zekere mate aan het euvel, dat het schuren van de kleding van de prothese-drager langs de microfoonopeningen een hinderlijk geluid voortbrengt. Deze storing wordt genoemd „case noise”. De sterkte van de case noise is afhankelijk van 1. het materiaal, waarvan het prothesekastje is gemaakt (bijv. plastic of een lichte metaallegering) en 2. de wijze, waarop de versterkeronderdelen — en speciaal de microfoon — zijn opgehangen in het toestel.

§ 2. *Algemene beschrijving*

Bij ons onderzoek werd gebruik gemaakt van een aantal prothesen van de hier in Nederland meest voorkomende merken en soorten. De toestellen, die hier geleverd kunnen worden, zijn onder te verdelen in de volgende modellen:

I. Toestellen, waarbij er van uit is gegaan, dat ze moeten dienen voor patiënten met een matig gehoorverlies (30 tot 60 db). Als enige regelbaarheid bestaat de volumeregelaar, terwijl ingebouwd zijn twee semipermanente instelmogelijkheden, waardoor de frequentiekaracteristiek veranderd kan worden. Enerzijds kan de versterking in het gebied van de hoge tonen — van 1000 Hz af — verminderd worden; ander-

zijds kan met de z.g. antilawaai-schakelaar de versterking van de frequenties beneden 1000 Hz verminderd worden.

II. Een tweede type, dat speciaal wordt aanbevolen bij slechthorenden met regressie, heeft een automatische volumecontrôle (afgekort: A.V.C.). Met behulp van een aparte gelijkrichtcel en enkele andere schakelementen wordt hierbij de geluidsafgifte van een van tevoren ingesteld niveau af (bijv. 110 db) toch op dit niveau vastgehouden, wanneer de ingangsspanning, welke tenminste nodig is om dit afgifteniveau te bereiken, overschreden wordt.

In de versterkertechniek spreekt men hierbij van een compressieschakeling: de versterking van het apparaat wordt door regeling van de steilheid van de buiskarakteristieken zodanig veranderd, dat bovengenoemd effect wordt verkregen. Een nadeel van deze regeling is, dat een eruptief geluid toch een moment de volle versterking ondergaat, voordat de compressie invloed heeft.

Een andere wijze, waarop de geluidsafgifte beperkt kan worden, is met behulp van z.g. piekafsnijding, waarbij de top van de afgegeven wisselspanning wordt afgeknot. Dit brengt een flinke toename van de sterkte van de boventonen met zich mee, wat een ongunstig effect heeft op de kwaliteit van het weergegeven geluid en daardoor op de verstaanbaarheid. In dit verband verdienen de waarnemingen van DAVIS (1947) de aandacht. Hij vond nl., dat de verstaanbaarheid bij piekafsnijding snel afneemt, indien de lage frequenties ten opzichte van de hoge meer worden versterkt in de voorafgaande voorversterker. De boventonen van de sterke lage componenten werken dan storend op de configuratie der formanten van de spraakklanken. Nu is het gelukkig zo, dat in een hoorprothese juist de lage tonen minder goed worden versterkt, zodat bovengenoemd effect geen grote afmetingen aanneemt.

Evenals toestel type I heeft ook type II een antilawaai-schakelaar.

III. Een derde type, dat speciaal wordt aanbevolen voor zwaar slechthorenden en voor gebruik van een beengeleidingstelefoon, heeft een extra grote versterking, die nog verder vergroot kan worden door de toepassing van batterijen met een grote spanning (ca. 45 Volt). Door de grote afmetingen van de batterijen kunnen ze niet in het apparaat worden geborgen. Daarom wordt het „duopac”-principe toegepast.

IV. Het vierde type maakt gebruik van z.g. tegenkoppeling ofwel negatieve terugkoppeling om de geluidsafgifte te beperken. De werking is aldus: ten koste van een gedeelte der beschikbare uitgangsenergie wordt een deel hiervan in de schakeling van de versterker teruggevoerd naar de ingang en wel in tegenfase met het signaal. Dit heeft tot gevolg, dat de z.g. amplitude- en frequentievervorming beide worden verminderd. De versterker benadert dus in zijn eigenschappen de theoretisch ideale versterker, waarbij de uitgangssignalen een getrouwe, doch versterkte copie vormen van de ingangssignalen. Bij toestel IV wordt met een schroefje deze tegenkoppeling ingesteld, waarbij de versterking vermindert met ca. 10 db, terwijl de vervorming daalt met een factor 3. Verdere bijzonderheden van dit type zijn, dat A.V.C. kan worden toegepast, terwijl tevens hoge en lage frequenties onafhankelijk van elkaar kunnen worden verzwakt. Naar keuze kan een kristaltelefoon of een magnetische telefoon worden gebruikt.

V. Dit type biedt de keuze uit drie magnetische telefoons, die hierin verschillen, dat ze ofwel een gelijkmatige frequentie-karakteristiek hebben of hoge dan wel lage frequenties bevoordelen. De aan-uit schakelaar heeft een tussenstand, bedoeld voor gebruik in een lawaaige omgeving.

VI. Het zesde type heeft in de eerste plaats een A.V.C. met twee instelbare niveau's, nl. 113 en 123 db. Desgewenst kan deze volumeregeling buiten werking worden gesteld. De

frequentiekarakteristiek vertoont van ca. 400 Hz af een stijging van 6 db per octaaf tot ongeveer 3000 Hz. Door instelling van de timbre-schakelaar kan deze karakteristiek gewijzigd worden, resp. in het gebied voor de hoge en voor de lage frequenties. Onafhankelijk van elkaar kan de versterking in deze gebieden verminderd worden. Als bijzonderheid heeft deze prothese een ingebouwde luisterspoel. Deze kan niet op luchtrillingen reageren; doch een magnetisch wisselveld, zoals dit bijv. bij de telefoondienst in de hoorn tot stand komt, wekt hierin een wisselspanning op, die verder op normale wijze versterkt wordt weergegeven.

VII. Tijdens het laatste deel van het onderzoek kwam nog ter beschikking een nieuw type hoorprothese, dat hier te lande wordt geproduceerd. De bouw berust op een tot nu toe nog niet gevolgd principe, waarbij gebruik wordt gemaakt van schakelementen, die met behulp van kleine steekcontacten aan elkaar verbonden worden. Deze elementen bergen stuk voor stuk in zich een aantal weerstanden en condensatoren met hun verbindingen, die met behulp van de moderne micro-las-techniek aan elkaar zijn verbonden en daarna gedompeld zijn in een verhardende plasticmassa. Het voordeel hiervan is, dat de weersinvloeden door de plastic worden buitengesloten en dat bij noodzakelijke reparaties door verwisseling van een enkel element snel de fout hersteld kan worden zonder dat een zeer fijn mechanisch precisiewerk nodig is om de elektrische verbindingen te verbreken en daarna weer te herstellen, zoals dit bij de oude toestellen moet gebeuren. De reparaties zullen dus minder tijd kosten, maar meer onderdelen vergen. Het toestel kan in drie verschillende grootten worden geleverd, waarbij telkens de elektrische schakeling vrijwel gelijk blijft, maar de ruimte voor de batterijen van inhoud verandert. Het toestel is uitgerust met A.V.C., in- en uitschakelbaar, terwijl door keuze van het desbetreffende schakelement de instelling van het niveau, waarop de compressie begint te werken, kan wor-

den geregeld. Er bestaan zeven mogelijkheden van instelling, die telkens de bovengenoemde drempel met 5 db kunnen verhogen of verlagen. De aanlooptijd van de A.V.C. is niet regelbaar en bedraagt 0,04 sec. De uitklinktijd is ca. 0,5 sec. De sterkteregelaar is uitgevoerd als een semilogaritmische potentiometer. Hiermee is het, zoals bekend, mogelijk om de bruikbare intensiteitsverhoudingen zeer gelijkmatig te verdelen over de omtrek van de gekartelde sterkteregelaar-knop. Met behulp van een aparte schakelaar is het mogelijk om de frequentiekaracteristiek te veranderen en de hoge tonen, c.q. de lage, te verzwakken ten opzichte van het middenregister. Als bijzonderheid is bij deze prothese ingevoerd het principe van de verwisselbaarheid van de telefoontjes, zoals dit reeds lang in de Verenigde Staten door een van de bekende maatschappijen wordt gepropageerd. Men heeft de keuze uit twee kristaltelefoons en vijf typen magnetische telefoons, die alle een verschillende frequentiekaracteristiek bezitten, terwijl tevens de gevoeligheid van de telefoontjes gevarieerd is. Het toestel bezit een kristalmicrofoon, die speciaal geïmpregneerd kan worden om bestand te zijn tegen hoge temperaturen en vochtige tropische atmosfeer. De microfoon-openingen bevinden zich bij dit toestel niet meer aan de voorkant van het apparaat, maar aan de zijkanten, zodat een beperking is te verwachten van het hinderlijke klerenschuren tegen deze openingen. Echter is de geluidsoverdracht van het kastje naar de microfoon zo sterk, dat de zijdelingse openingen slechts weinig extra nut opleveren voor de geluidsopname.

§ 3. *Eigenschappen der prothesen en beschrijving van de apparatuur voor het prothese-onderzoek*

De hoorprothese wordt veelal beoordeeld naar het formaat, het gewicht, het uiterlijk schoon, de bedrijfszekerheid en de eenvoud van constructie — dit laatste opdat bij eventuele reparaties de arbeidskosten niet een onevenredig groot aandeel

vormen. De beoordeling van de electro-acoustische eigenschappen van het apparaat moet steunen op gegevens betreffende:

- a. de frequentiekaracteristiek;
- b. de vervorming;
- c. de invloed van automatische volumecompressie en/of piekafsnijding;
- d. de gevoeligheid van de microfoon;
- e. de maximum uitgangsenergie;
- f. de z.g. eigenruis van de prothese.

Ad a. De frequentiekaracteristiek wordt bepaald door de geluidsafgifte van de prothese na te gaan, wanneer deze opgesteld wordt in een geluidsveld van constante energie. Het is voldoende om metingen te doen van 100 tot 6000 Hz. In het laboratorium was voor dit onderzoek een variabele-toongenerator ter beschikking, die door draaiing aan één knop het bovengenoemde bereik kon omvatten. Voor de registratie werd gebruikt de geluidsniveauschrijver, beschreven in Hoofdstuk II, § 2. De motor, die zorg draagt voor een gelijkmatige voortbeweging van het papierlint, wordt mechanisch gekoppeld aan de frequentieknop van de toongenerator. Het is duidelijk, dat de verschillende toonhoogten nu steeds corresponderen met een vaste plaats op de curve.

Ware het niet, dat enkele voorzorgsmaatregelen werden getroffen, dan zou de grafiek, met bovengenoemde apparatuur verkregen, nog niet de ware frequentiekaracteristiek zijn. Immers, de luidspreker, die de geluidsenergie levert, heeft een eigen karakteristiek, die hierop invloed uitoefent. Ook de ruimte, waar het onderzoek geschiedt, veroorzaakt door echo-effecten storingen op de uitkomsten. De oplossing van het eerste probleem wordt gevonden door gebruik te maken van een standaardmicrofoon — in dit geval een condensator-microfoon — met een rechtlijnige frequentiekaracteristiek (± 1 db van 100 tot 15000 Hz). Deze microfoon wordt naast

de hoorprothese in de as van de luidspreker-conus geplaatst en is via een versterkerinstallatie op zodanige wijze gekoppeld aan de toongenerator, dat een eventuele intensiteitsvariatie van de luidsprekertoon automatisch verminderd wordt door middel van een compressieschakeling. Hierdoor is het mogelijk om variaties van 25 db terug te brengen tot $1/2$ db.

De tweede moeilijkheid kan worden omzeild met behulp van frequentiemodulatie, en wel zodanig, dat de opgewekte geluids-frequentie een snelle variatie ondergaat, die 10 maal per sec wordt herhaald. Het is duidelijk, dat nu de eigenschappen van de luidspreker en de onderzoekruimte geen invloed meer kunnen uitoefenen op het intensiteitsniveau van het geluid, dat aan de prothese wordt aangeboden. De prothese-telefoon geeft het geproduceerde geluid af aan een „kunstoer”. Dit bestaat uit ten eerste een condensatormicrofoon, die via een radiobuis aan een volgend apparaat kan worden aangesloten, en ten tweede twee koppel-elementen — het ene met een volume van 6 cm^3 en het andere met een volume van 2 cm^3 . Het eerste kan dienen voor koptelefoon-metingen, terwijl het tweede speciaal voor prothese-telefoons dient. De koppel-elementen zijn in overeenstemming gebracht met de Amerikaanse standaard: Z 24.9 van de „American Standards Association”. Het kunstoer levert betrouwbare metingen tot ca. 5000 Hz; bij hogere frequenties zijn de resultaten niet betrouwbaar door het voorkomen van staande golven in het koppel-element.

Ad b. Onder vervorming willen wij hier verstaan: de amplitude- (of niet-lineaire) vervorming, die tot resultaat heeft een niet-rechthoekig verband tussen het ingangssignaal en het uitgangssignaal. Deze vervorming veroorzaakt tevens het ontstaan van frequenties in het uitgangssignaal, welke niet aanwezig waren in het ingangssignaal. Indien deze producten van de vervorming een bepaalde waarde overschrijden, zal de gehoorindruk van een dergelijk signaal, naar de telefoon geleid en

aan het oor aangeboden, een duidelijke kwaliteitsverandering ten opzichte van de oorspronkelijke toon ondergaan. Bij samengestelde trillingen, zoals wij o.a. bij versterking van spraak en muziek vinden, zal het resultaat van deze vervorming dan ook een duidelijke verandering van het timbre doen ontstaan, terwijl tevens de verstaanbaarheid zal verminderen. Het is van belang om door metingen vast te stellen, hoe groot het aandeel is van de prothese-onderdelen in de grootte van deze vervorming.

Een ander gevolg van de niet-lineaire vervorming is het ontstaan van intermodulatie, waarbij — wanneer verschillende toonfrequenties tegelijkertijd worden versterkt — behalve de nieuw optredende frequenties ook nog een tweede effect ontstaat, nl. dat de amplituden van de verschillende frequenties van elkaar afhankelijk zijn. Het is deze intermodulatie, die vooral de laatste jaren meer in de belangstelling komt bij de versterkertechniek. In het algemeen is het zo, dat het intermodulatiepercentage evenredig is met het percentage van de amplitude-vervorming, terwijl dit laatste in de regel 4 à 5 maal zo laag is. In bijzondere gevallen kan dit verhoudingsgetal veel groter zijn, terwijl vooral de intermodulatie invloed heeft op het niveau van de z.g. „most comfortable loudness level”.

Voor metingen van de niet-lineaire vervorming werd gebruik gemaakt van de in de voorgaande bladzijden beschreven apparatuur, aangevuld met de „Wave-analyser” van *General Radio Comp.* Deze is ingericht met een selectieve trillingskring van kwarts kristallen, die afgestemd kan worden op alle frequenties van 10 tot 20000 Hz. Hiermee is het mogelijk van een samengestelde trilling de amplituden te meten van de samenvormende sinusvormige trillingen. Voor de metingen van de vervorming werd door de luidspreker, op 1 m afstand vóór de prothese, een zuivere toon van 500 afgegeven. De geluidsenergie, 10 cm vóór de prothesemicrofoon, bedroeg voor alle metingen 75 db, gemeten met een geluidsniveaumeter van *General Radio Comp.* Met behulp van de sterkteregelaar van de prothese wordt de geluidsafgifte door de telefoon geregeld, waar-

bij telkens metingen worden verricht van de amplitude van de harmonischen van 1000 en 2000. Van het punt van maximale versterking af, waarbij voor de eerste maal de distorsie wordt gemeten, wordt telkens de energie-afgifte van de telefoon in trappen van 6 db verminderd, terwijl dan opnieuw het distorsiepercentage wordt bepaald. De op deze wijze gevonden getallen worden voor elke prothese afzonderlijk verenigd in een grafiek, zoals aangegeven in Hoofdstuk IV, § 2. De curve geeft telkens aan het „over-all” vervormingspercentage van microfoon, versterker en telefoon, waarbij met behulp van de formule:

$$\text{percentage effectieve distorsie} = \frac{\sqrt{E_2^2 + E_3^2 + \dots}}{E_1} \times 100$$

de uitkomsten van de metingen zijn verwerkt.

Ad c. Voor het onderzoek van de automatische volumecompressie en piekafsnijding werd gebruik gemaakt van een grafiek, die aangeeft de verandering in de uitgangsenergie bij variatie van de ingangsspanning. Voor de ideale versterker zonder regulatie van de versterking wordt deze grafiek een rechte lijn. Het laagste deel daarvan ondergaat een kromming door het eigen geruis van de versterker, en het hoogste deel eveneens, omdat de versterkerbuizen niet in staat zijn een onbeperkte toeneming van signaalspanning te verwerken wegens 1. de noodzakelijkerwijs lage spanning van de plaatspanningsbatterij en 2. de eigenschappen van de versterkerbuis.

Bij de volumeregulatie wordt met behulp van een diodeschakeling ingegrepen in het verband tussen de sterkte van in- en uitgangssignaal.

Ad d. De gebruikte microfoons zijn, zoals reeds gezegd, alle van het kristaltype, waarbij toegepast wordt het piëzo-electrische effect van Seignette-zoutkristallen, die — in plaatjes gesneden — mechanisch gekoppeld worden aan de geluidopvangende membraan. De gevoeligheid van de microfoons

bedraagt ca. 3 mV/mikro-bar voor vrijwel alle toegepaste hoorprothesen.

Ad e. De maximale geluidsafgifte van de prothesen wordt bepaald door de telefoon met behulp van het 2 cm³-koppel-element te verbinden aan het kunstoor. Via de voorversterker, ingesteld op een versterking van 10 db, wordt de geluidsniveauschrijver (met de 50 db-potentiometer) aangedreven. De resultaten van de metingen worden in Hoofdstuk IV, § 2, vermeld.

Ad f. In de praktijk blijkt, dat bij de gebruikelijke versterkingsgraad van de moderne prothese het thermische geruis van de ingangskring hoorbaar wordt (de „eigen” ruis van de prothese). Deze ingangskring bestaat tegenwoordig meestal uit de kristalmicrofoon, waaraan parallel een weerstand van ca. 5 M Ohm enerzijds verbonden is aan de massa van het toestel en anderzijds aan het eerste rooster van een penthode voorversterkerbuis. Wij hebben hier te maken met z.g. „blanke ruis”, veroorzaakt door de ongeordende beweging van vrije electronen in een geleider, die kleine potentiaalverschillen aan de uitgangen van de geleider teweegbrengen.

Voor een weerstand van $\frac{1}{2}$ M Ohm bij een temperatuur van 30°C bij een frequentieband van 5000 trillingen is de effectieve waarde van het thermisch geruis-voltage gelijk aan $6\frac{1}{2}$ mikro-V. Echter vertonen koolweerstand met korrelcompositie veel meer ruis, wanneer een gelijkstroom door de weerstand wordt gestuurd. In de bovenbeschreven ingangskring hebben we niet alleen te maken met de microfoon, maar ook nog met de versterkerbuis. Deze laatste veroorzaakt eveneens ruis, o.a. ten gevolge van fluctuaties in de electronen-emissie van de kathode en in de stroomverdeling tussen de anode en het tweede en derde rooster. Men kan het ruis-effect van een versterkerbuis equivalent stellen aan het ruis-effect van een weerstand, die in de plaats van de buis gedacht wordt. De

grootte van deze weerstand is gelijk aan een getal, liggende tussen 10 en 15, gedeeld door de steilheid van de buis, uitgedrukt in mikro-A/V. Het resultaat van dit alles is, dat — wanneer een normaalhorend proefpersoon een hoorprothese gebruikt — hij, ook wanneer de microfoon niet door geluidsgolven getroffen wordt, toch een hoorsensatie ondervindt, die ongeveer het karakter heeft van de sensatie, die optreedt, wanneer het oor getroffen wordt door een blanke ruis. (Blanke ruis is een geluid, dat alle hoorbare frequenties bevat, waarbij de geluidsenergie gelijkmatig is verdeeld over de gehele frequentiescala). Dit is de reden, dat de LSP van een normaalhorend proefpersoon met prothese op een hoger niveau ligt dan de LSP van het ongewapende oor. Ook LI en S wijken af van LI en S van het ongewapende oor. Daarom zal in Hoofdstuk IV het resultaat van een proef, zoals boven aangeduid, worden vermeld.

§ 4. *Klankbord-effect van de prothese-gebruiker*

Bij de bepaling van de frequentiekaracteristiek van een hoorprothese wordt deze opgehangen aan een statief op een bekende afstand van de geluidsbron. De frequentiekaracteristiek vertoont in een grafiek over het algemeen een vrij horizontaal verlopende lijn. Bij het normale gebruik van een prothese wordt deze evenwel op het lichaam gedragen en het is gebleken, dat het lichaam als een soort klankbord werkt. Hierdoor wordt het geluidsveld zodanig veranderd, dat de frequentiekaracteristiek van de prothese een ander beeld gaat vertonen. Over dit z.g. „body-baffle” effect zijn metingen verricht door LEBEL (1944) en HANSON (1944). Deze onderzoekers vonden, dat er een correctie moest worden toegepast op de karakteristiek in die zin, dat de frequenties beneden 1000 Hz géén verandering ondergaan en boven 1000 Hz een vermindering van de geluidsafgifte van 5 à 10 db optreedt. Bij ca. 1500 Hz werd een scherp minimum van 10 à 15 db ge-

vonden. In deze getallen is ook verwerkt het z.g. „Coupler-effect”. Dit effect is een gevolg van het feit, dat deze metingen verricht moeten worden met een kunstoor, dat — zoals bekend — op drukvariatiës reageert. Het normale horen in het geluidsveld is daarentegen niet een functie van drukvariatiës, maar van snelheidsvariatiës der luchtdeeltjes.

§ 5. *Beperkingen, eigen aan monaurale prothese-toepassing*

Het gebruik van de normale prothese voorziet tot nu toe niet in het stereophonisch horen, zoals het normale oor. Daaruit spruiten bepaalde moeilijkheden voor de patiënt voort, voor wat betreft de plaatsbepaling der geluidsbronnen. Verder is een groot bezwaar, dat de mogelijkheden van selectief luisteren naar geluid uit willekeurige richting wegvallen. Het zou daarom een grote verbetering zijn, indien in geschikte gevallen de patiënt zou kunnen werken met een volledig dubbele prothese. Met de tegenwoordige toestellen valt dit nog niet gemakkelijk te verwezenlijken, omdat dan het gewicht van het apparaat een belangrijke rol gaat spelen en omdat de instelling van de apparaten niet op eenvoudige wijze valt te koppelen. Om toch een indruk te krijgen van mogelijkheden van verbetering hebben wij bij een proefpersoon met een daarvoor geschikt hoordefect proeven gedaan met twee afzonderlijk in te stellen toestellen. Met onze proefopstelling was niet een volledig onderzoek te doen, daar immers de woordlijsten met hun storingsgeruis door één luidspreker worden weergegeven, terwijl in het werkelijke leven veelal de gunstige omstandigheid bestaat, dat de te volgen spreker zeer zeker niet te vereenzelvigen valt met het storende achtergrondlawaai. Voor de uitkomsten van deze proeven wordt verwezen naar Hoofdstuk IV, Patiënt VII.

HOOFDSTUK IV

EIGEN ONDERZOEK EN GEVONDEN RESULTATEN

§ 1. *Onderzoek van de testwoorden*

Na opname op de bandrecorder werd de geluidsterkte van de woorden van de P.B.-lijsten en de spondaellijsten gemeten met behulp van de geluidsniveauschrijver, beschreven in Hoofdstuk II, § 2. De resultaten hiervan worden samengevat in onderstaande tabel, waarbij voor de eerste serie het niveau van P.B.-lijst nr. 6 (nummering volgens REYNTJES) als vergelijkings-niveau wordt beschouwd.

Tabel I

<i>P.B.-lijst</i>	afwijking van de gemiddelde geluidsterkte	blanke ruis	maximum afwijking voor elk woord
6	0 db	— 31,6 db	} ± 3 db
7	— 0,51 db	— 31,6 db	
8	+ 1,07 db	— 29,7 db	
9	+ 0,65 db	— 29,6 db	
10	0 db	— 29,6 db	

Tabel II

<i>Spondaelijst</i>	afwijking van de gemiddelde geluidsterkte	blanke ruis	maximum afwijking voor elk woord
1	0 db	— 30,0 db	} ± 3 db
2	+ 0,3 db	— 29,5 db	
3	— 0,1 db	— 29,6 db	
4	+ 1 db	— 30,4 db	

P.B.-lijsten met sterke achtergrondstoring van blanke ruis.

Tabel III

<i>P.B.-lijst</i>	afwijking van de gemiddelde geluidsterkte	blanke ruis	maximum afwijking voor elk woord
6	0 db	— 12,1 db	} ± 3 db
7	+ 1,1 db	— 12,8 db	
8	+ 0,2 db	— 12,4 db	
9	+ 1,0 db	— 12,7 db	
10	+ 0,6 db	— 11,0 db	

Bij de berekening van de tabellen werd verstaan onder *de* geluidsterkte van een woord: het maximum niveau in db, dat bereikt werd door de luidste klinker van elk woord.

De variatie tussen de luidheid in de afzonderlijke woorden baarde ons geen zorgen, daar immers volgens Hoofdstuk II, § 4 het belangrijkste criterium bij het spreken van de P.B.-lijsten is: de steeds gelijke inspanning, waarmee de woorden worden uitgesproken. Het is dan ook niet te verwonderen, dat de hierboven genoteerde waarden van de maximum afwijking van de intensiteit der woorden groter zijn dan die, welke gevonden worden bij een spreker, die voortdurend de uitslag van de geluidsterktemeter een gelijke waarde poogt te laten bereiken.

(Volgens DAVIS (1948) moet een geoefend spreker in staat zijn, met behulp van een visuele metercontrôle, te spreken met een afwijking van de gemiddelde geluidsterkte van ± 2 db.) Er werd bij het spreken echter wél op gelet, dat de gemiddelde geluidsterkte aan het begin van een lijst even groot was als aan het einde ervan.

Eveneens is een onderzoek gedaan naar de intensiteit van de verschillende phonemen. Gevonden werd, bij de mannenstem, zoals toegepast voor onze P.B.-lijsten:

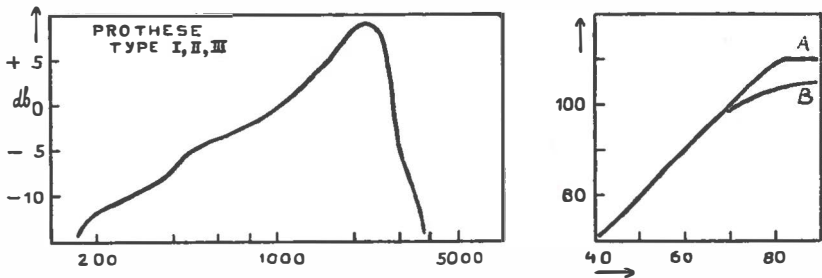
1. de klinkers α (van pa) en o (van loop) vertonen het hoogste intensiteitsniveau;
2. de phonemen kd (van zakdoek) en f (van fiets) vertonen het laagste intensiteitsniveau;
3. het energieverval tussen deze niveau's bedraagt 27 db; (FLETCHER (1929) vond voor de Engelse taal voor de gemiddelde spreker een waarde van 28 db);
4. de klinkers zijn gemiddeld 12,7 db luider dan de stemloze medeklinkers;
5. rekening houdende met de verhoudingen, zoals die in de Nederlandse omgangstaal bestaan tussen hun frequenties van voorkomen, is het energieverval tussen de klinkers en de stemloze medeklinkers, d.w.z.:

$$\frac{\sum (\text{percentage van elke klinker} \times \text{db energieniveau})}{\sum (\text{percentage van elke klinker})}$$

$$\frac{\sum (\text{percentage van elke stemloze medeklinker} \times \text{db energieniveau})}{\sum (\text{percentage van elke stemloze medeklinker})} = 12 \text{ db}$$

§ 2. Onderzoek van de hoorprothesen

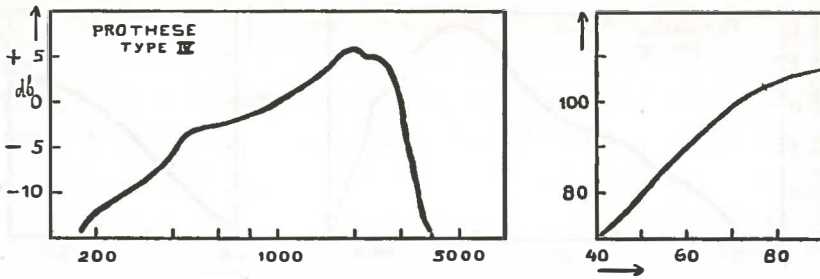
Prothesen I, II en III (zie Hoofdstuk III, § 3) zijn verschillende typen van eenzelfde fabricaat; de microfoons en telefoons zijn identiek. De frequentiekaracteristiek van de versterkers is, afgezien van kleine variaties, vrijwel dezelfde. Door de instelmogelijkheden (zie Hoofdstuk III, § 2) kunnen de daar besproken variaties worden aangebracht. Bij inschakeling van de A.V.C. bij toestel II krijgt de frequentiekaracteristiek een meer vlak verloop bij voldoende grootte van het ingangsgeluidsniveau.



Figuur 3

In figuur 3 wordt links de frequentiekaracteristiek vertoond, waarbij langs de X-as de frequenties en langs de Y-as de db-waarden (t.o.v. het niveau bij 1000 Hz) worden genoteerd. In het rechterdeel van de figuur levert de grafiek ons het verband tussen de ingangsenergie (X-as) en de uitgangsenergie (Y-as). De frequentiekaracteristiek vertoont een naar de hoge frequenties oplopende lijn, klimmend met ca. 6 db per octaaf. Duidelijk is in het rechterdeel van de figuur het verschil tussen uitgeschakelde A.V.C. (curve A), en ingeschakelde A.V.C. (curve B) te zien.

Voor prothese IV vinden we de frequentiekaracteristiek in



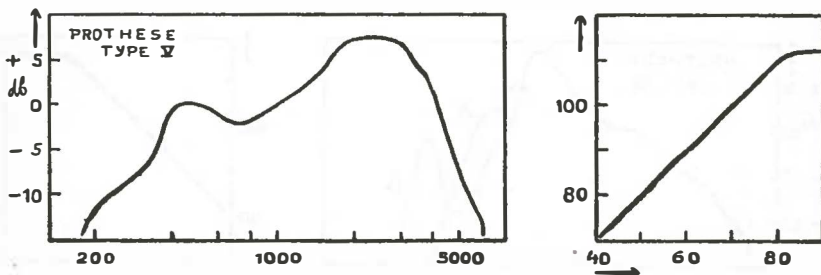
Figuur 4

figuur 4. De grafiek vertoont van 200 tot 2400 Hz een stijging van ca. 6 db per octaaf. De maximum uitgangsendergie is ca. 108 db.

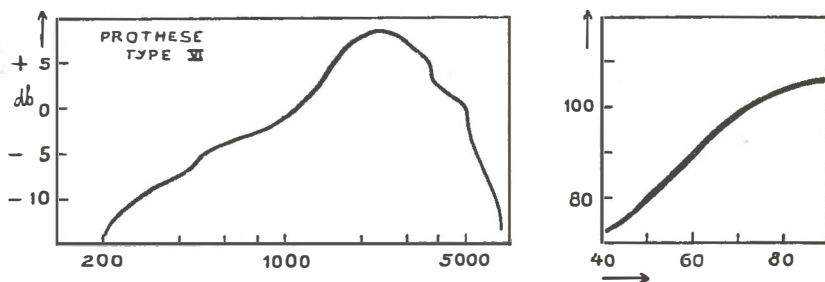
Prothese type V vertoont in figuur 5 een frequentie-karakteristiek, stijgend met 6 db per octaaf van 200 tot 2700 Hz. De geluidsafgifte stijgt tot 112 db.

Prothese type VI vertoont in figuur 6 een frequentie-karakteristiek, stijgend met 6 db per octaaf, van 200 Hz af tot 2600 Hz. De geluidsafgifte bedraagt 106 db, met ingeschakelde A.V.C.

Prothese type VII is van hetzelfde fabricaat als type VI. De grafieken in figuur 7 geven de meetresultaten weer. In het



Figuur 5

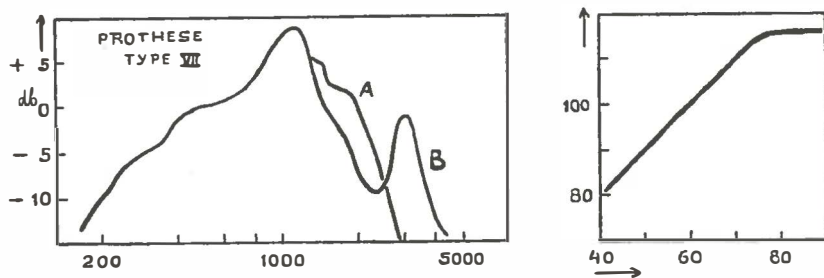


Figuur 6

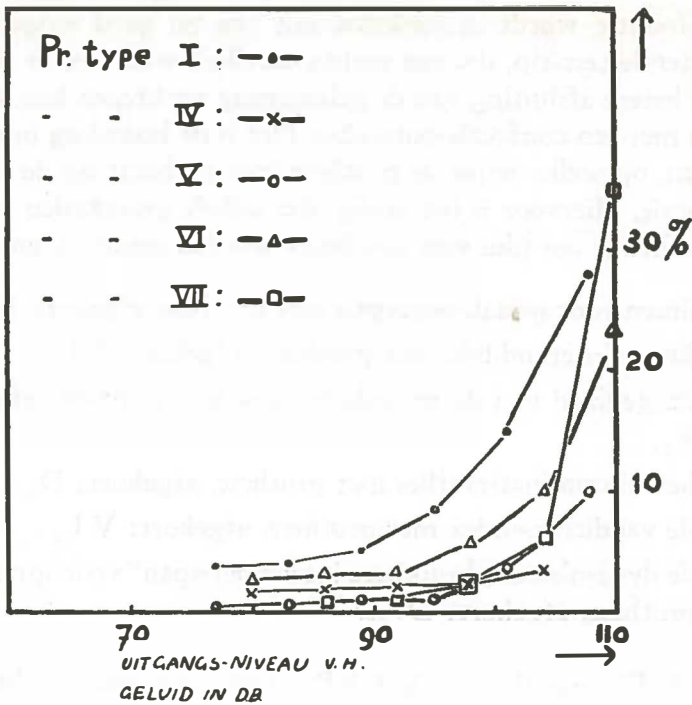
linkerdeel is curve A de frequentiearakteristiek met de normale magnetische telefoon; curve B ontstaat door verwisselen van de eerste telefoon met de kristaltelefoon.

De invloed van A.V.C. en/of piekafsnijding komt tot uiting in de hierboven beschreven curven van het verband van ingangs- en uitgangs-intensiteitsniveau, waarbij te zien is, dat in het eerste geval de toename van de versterking bij hogere ingangsspanning geleidelijk minder wordt. In het tweede geval bestaat een meer abrupte overgang op het niveau, waar de invloed van de afsnijding begint.

Voor de bepaling van de amplitude-ervorming van de onderzochte prothesen werd de methode, beschreven in Hoofdstuk III, § 3, toegepast. De uitkomsten worden getoond in figuur 8, waar langs de X-as het uitgangs-energieniveau in db,



Figuur 7



Figuur 8

en langs de Y-as het distorsiepercentage is uitgezet. Uit de loop der grafieken blijkt duidelijk, dat de onderzochte prothesen in dit opzicht onderling nogal grote afwijkingen vertonen.

§ 3. Criteria, van belang bij de prothese-aanpassing

Wanneer bij een patiënt het toondrempelaudiogram bepaald is, als ook het „vrije veld”-spraakaudiogram, dan kan begonnen worden met een eerste proef van een hoorprothese. De patiënt dient dezelfde houding in te nemen in het geluidsveld, nu echter met een prothese. Deze wordt op de voorzijde van de kleding, ongeveer op borsthoogte, gemonteerd, zodanig, dat de microfoon in de richting van de luidspreker gekeerd is. Het

telefoontje wordt aangesloten aan een zo goed mogelijk afsluitende test-tip, d.i. een rechte ooreikel, waarmee in de regel een betere afsluiting van de gehoorgang verkregen kan worden dan met een confectie-oorstukje. Het is de bedoeling om te bepalen, op welke wijze de prothese invloed heeft op de gehoorfunctie. Hiervoor is het nodig, dat enkele grootheden van het gewapende oor (dus met prothese) worden gemeten, en wel:

1. limen voor spraak-perceptie met prothese, afgekort: $L S P_{pr}$;
2. limen interaudibile met prothese, afgekort: $L I_{pr}$;
3. de steilheid van de articulatiecurve met prothese, afgekort: S_{pr} ;
4. het discriminatieverlies met prothese, afgekort: D_{pr} ;
5. de validiteits-index met prothese, afgekort: $V I_{pr}$;
6. de dynamiek of „bruikbare intensiteitsspan” voor spraak met prothese, afgekort: Dy_{pr} .

Ad 1. De waarde van de $L S P_{pr}$ geeft ons een inzicht in de acoustische versterking, die het toestel biedt. Het verschil (Δ) van de $L S P_{pr}$ en de normale $L S P$ is het resterende drempelverlies voor spraak. Deze meting is — daar zij niet wordt uitgevoerd met zuivere tonen — minder onderhevig aan foutenbronnen, zoals bijv. ten gevolge van reflecties in de onderzoeksruimte. Er wordt nu slechts één drempel bepaald in tegenstelling tot de meting met zuivere tonen, waarbij minstens 6 of 7 metingen moeten worden gedaan om voor de belangrijkste frequenties de drempel te bepalen. Alvorens te kunnen overgaan tot deze genoemde drempelmeting, is het noodzakelijk, dat de versterking van de prothese wordt ingesteld op een voor de patiënt passende waarde. Hiervoor bestaan verschillende methoden, zoals beschreven door DAVIS (1946).

De eerste methode bestaat uit het instellen van de maximum versterking van de prothese door de volumeregelaar volledig open te draaien. Deze stand van de regelaar is gemakkelijk

terug te vinden bij volgende proefnemingen. Een bezwaar is echter, dat bij verschillende patiënten van deze instelling van de versterker geen gebruik kan worden gemaakt, daar reeds vóórdat de volumeregelaar zover is doorgedraaid, de patiënt last krijgt van acoustische terugkoppeling van de telefoon naar de microfoon van de prothese, waardoor genereren optreedt.

Een tweede mogelijkheid is die, waarbij de versterking van het toestel zo hoog wordt opgevoerd, dat bij aanbieding van spraak van een intensiteit van bijv. 65 db (i.e. de intensiteit van normale conversatiespraak) de luidheid voor de patiënt de „most comfortable level” bereikt. Deze methode zou volgens DAVIS, gezien de experimenten, waarbij gepoogd werd de reproduceerbaarheid van deze versterkingsinstelling te bepalen, niet nauwkeurig genoeg zijn. Verschillen in de onderzochte prothesen zouden dan niet goed tot hun recht komen. Bij een onderzoek van CARHART (1946) bleek, dat bij 1219 patiënten, aan wie werd verzocht om tweemaal na elkaar de versterking van de prothese op de „most comfortable level” in te stellen, een gemiddelde afwijking tussen de twee instellingen werd gevonden van 0,71 db met een standaarddeviatie van 3,9 db. Deze afwijking mag wel verwaarloosbaar klein worden genoemd.

Als laatste mogelijkheid blijft over een compromis-instelling, waarbij de versterking wordt vastgelegd op die waarde, waarbij van — op twee verschillende intensiteitsniveau's (40 db uit elkaar) — aangeboden spraak zowel het luidste als het zwakste niveau als aangenaam wordt ondervonden door de patiënt. Deze methode is niet geschikt bij het grote aantal patiënten, afwijking mag wel verwaarloosbaar klein worden genoemd.

CARHART en DAVIS zijn het erover eens, dat er inderdaad patiënten bestaan, die door onwennigheid of te lage intelligentie geen bevredigende resultaten geven bij het instellen van deze versterking, zodat voor deze patiënten de nauwkeurigheid en de bruikbaarheid van de bepaling van het resterende gehoorverlies voor spraak ernstige moeilijkheden opleveren. Bij onze eigen proeven was het mogelijk om bij verreweg de meeste

patiënten tot een bevredigend resultaat te komen, hetzij met de instelling van maximum versterking, hetzij met een instelling op „most comfortable level” bij aangeboden spraak van 65 db intensiteit.

Ad 2. In het algemeen zal de vorm van de verschillende articulatiecurven niet gelijk zijn, zoals reeds lang bekend is. Het is dus niet voldoende om genoegen te nemen met de opgave van de L S P alleen. Daarom zal bij de te bespreken curven telkens worden aangegeven de L I. Bij de curve voor normaalhorenden is de verandering van het articulatiepercentage in %/db het grootst bij 50%, zodat de L I op dit niveau het meest nauwkeurig kan worden gemeten.

Ad 3. In de oudere literatuur (DAVIS, 1948), maar ook in de laatste jaren, bijv. LIDÉN (1951) en PALVA (1952), vindt men aangegeven, dat de verandering van de articulatie in %/db bij verschillende patiënten steeds dezelfde waarde heeft. FOURNIER (1951) heeft erop gewezen, dat deze veronderstelling onjuist is. Ook in ons onderzoek hebben wij curven verkregen met onderling verschillen in S. Het leek ons daarom nuttig om bij elke articulatiecurve deze waarde aan te geven, zowel voor het ongewapende oor als bij gebruik van een prothese.

Ad 4. Bij de normaalhorende is D gelijk aan 0%, mits de proefpersoon niet gehinderd wordt door storingslawaaï. Ook in een lawaaiige omgeving is het mogelijk om een hoog articulatiepercentage te verkrijgen, hoewel bij sterker wordend lawaai D steeds verder toeneemt — tot 100%, wanneer het storingslawaaï meer dan 20 db sterker is dan de aangeboden spraak. Bij gebruik van een prothese wordt een zekere mate van ruis geïntroduceerd (voor de verklaring hiervan zie Hoofdstuk III, § 3); het resultaat is, dat D groter wordt. Bij het aanpassen van een prothese zal dus telkens de verandering in de grootte van D gemeten worden (ΔD).

Ad 5. Uit iedere articulatiecurve kan telkenmale worden berekend de V I, een begrip, dat door DAVIS (1948) naar voren werd gebracht om met een enkel getal aan te geven, hoe goed iemand spraak hoort onder gemiddelde dagelijkse omstandigheden. Door vergelijking van de V I bij verschillende prothesen is het mogelijk om in twijfelgevallen uit dit gegeven op te maken, welk toestel het meest geschikt is. Zoals bekend, wordt de V I bepaald door het gemiddelde te nemen van de articulatiepercentages met P.B.-lijsten bij luide, normale en zachte spraak (resp. 50, 65 en 80 db bij de „vrije veld”-methode; in onze curven dus op 33, 48 en 63 db van het 0-punt).

Ad 6. Een belangrijk punt van onderzoek is de bepaling van de dynamiekverbetering, die met de prothese valt te bereiken. Onder dynamiek verstaan we in dit opzicht het verschil in db tussen de waarde van de L I en die spraakintensiteit, waarbij op hoog niveau door vervorming of andere oorzaken de articulatie weer daalt tot 50%. Deze dynamiek of „bruikbare intensiteitsspan” moet liefst gelijk zijn aan 40 db, voor men van een goed resultaat spreken kan. Voor deze bepaling is het niet nodig om een kritieke instelling van de versterking te gebruiken. Men kan hiervoor een speciale grafiek maken volgens FOURNIER (1951). Deze grafiek wordt als volgt opgezet. De patiënt wordt verzocht te luisteren naar een lijst op een intensiteit van normale conversatiestem. Hierbij regelt de patiënt de sterkteregelaar, totdat bereikt wordt het z.g. „comfortable level”. Bij deze stand van de sterkteregelaar wordt nu gezocht naar de L S P en de grens van verdraagbaarheid (tolerantie-maximum) door intensiteitsverandering van de aangeboden spraak. Het aldus verkregen intensiteitsverschil tussen die twee bepalingen levert ons ongeveer de waarde van Dy. Dit is de „operating range” van de Amerikaanse schrijvers. Ditzelfde procédé kan men nu voor de zachte stem en voor de luide stem herhalen. De verkregen punten worden in de grafiek aangekend en de oppervlakte, die gelegen is tussen deze punten,

vormt nu een maat voor de gebruiksmogelijkheden van het onderzochte apparaat bij de gegeven patiënt. Beter is het om dit onderzoek te beperken tot de metingen bij die instelling van de prothese, waarbij de normale conversatiestem aangenaam duidelijk voor de proefpersoon klinkt. Bij deze instelling van de prothese wordt nagegaan de L I en het punt van de curve, waar — bij steeds grotere aangeboden intensiteit — de 50% weer wordt gepasseerd.

Verder is het belangrijk te weten, of er een maximum niveau is, dat door het oor van de patiënt nog wordt verdragen. Het is nodig om met de betrokken prothese na te gaan, of er kans bestaat, dat deze grens van verdraagbaarheid overschreden wordt. Met behulp van het A.V.C.-niveau is het mogelijk bij de nieuwste prothesen de patiënt voor al te sterke geluiden te beschermen.

De volgende factoren zijn van invloed op de verdraagbaarheid van de spraak:

1. subjectieve factoren:

- a. de pijngrens; door middel van hoortraining kan gelukkig bij de meeste slechthorenden de verdraagbaarheidsgrens van het oor op een hoger niveau worden gebracht. Daartoe moet men met voorzichtigheid te werk gaan en niet de patiënt plotseling aan te sterke geluiden blootstellen. Dan kunnen psychologische remmingen een rol gaan spelen;
- b. de regressie; bij patiënten met regressie, waarbij door REYNTJES werd gevonden het R-type van de articulatiecurve, zien wij vaak, dat zowel de dynamiek als de verdraagbaarheidsgrens zeer ongunstig liggen, waardoor het succes van een hoorprothese dikwijls twijfelachtig wordt;
- c. de amplitude-ervorming in het oor zelf; bij grote geluidsintensiteit zal de stapes-beweging niet een getrouwe

nabootsing zijn van de geluidsgolven; er treden vervormingsproducten aan de dag, die het gehoorde onaangenaam doen klinken. Deze vervorming wordt gesuperponeerd op de:

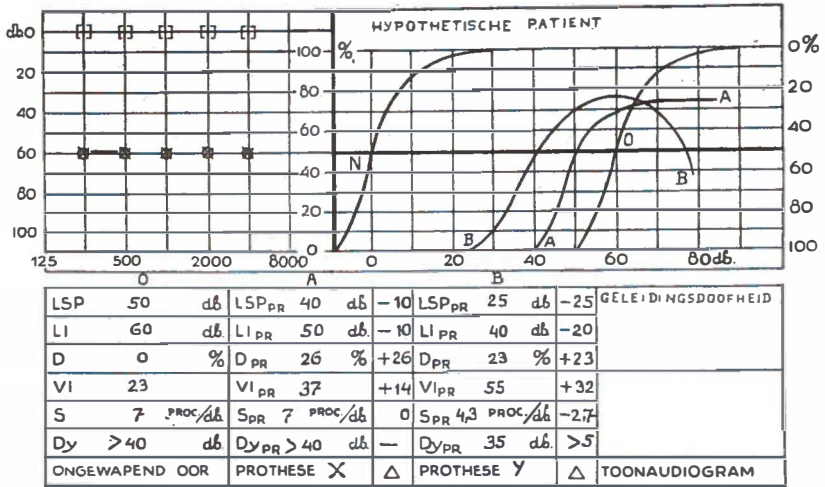
2. objectieve factoren:

- a. de vervorming, die optreedt in de elektronische versterkerschakeling van de prothese;
- b. de z.g. „case-noise”, waaronder wordt verstaan het geruis, dat men hoort in de telefoon, wanneer de kleren van de patiënt langs de microfoon en/of langs het prothesekastje schuren;
- c. de resonantie-pieken van de telefoon; dit zijn punten van de frequentiekaracteristiek, waarbij door meotrillen van delen van de telefoon de afgegeven geluidsenergie sterk stijgt.

De objectieve factoren vertonen hun ongunstige invloed — behalve op de verdraagbaarheidsgrens — ook op de D_{pr} , de $V I_{pr}$, de S_{pr} en de Dy_{pr} .

Ten einde de lezer een duidelijk beeld te verschaffen van het gebruik van de beschreven grootheden bij het aanpassen van hoorprothesen met behulp van de spraakaudiometrie, zal nu een hypothetische patiënt met een geleidingsdoofheid van 60 db als voorbeeld worden genomen. Tevens zal het effect van twee hypothetische prothese-typen, X en Y, op het spraakaudiogram worden vertoond, waarbij eigenaardige verschillen tot uiting komen.

In figuur 9 staat het toonaudiogram links boven. Verticaal wordt aangegeven het gehoorverlies in db, en horizontaal bevindt zich de frequentieschaal. Rechts boven bevindt zich het spraakaudiogram, dat aan de linkerzijde de articulatiecurve toont, zoals deze voor normale proefpersonen geldt (curve N). Verticaal links wordt aangegeven het articulatiepercentage en



Figuur 9

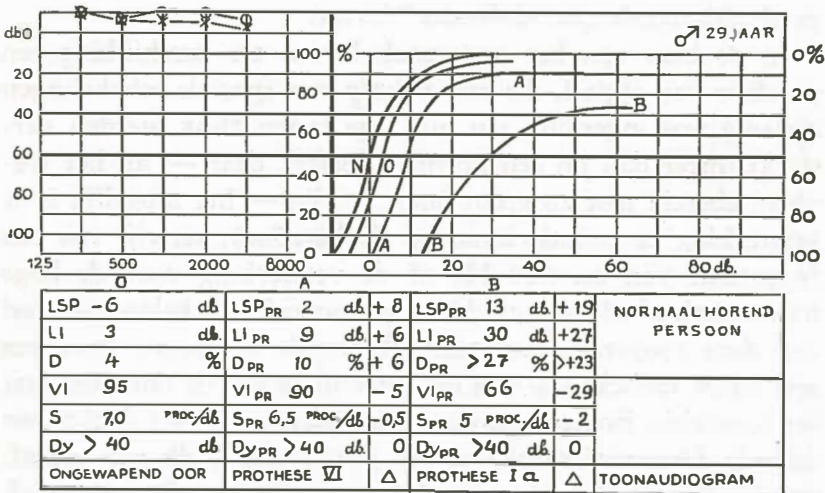
verticaal rechts: D. Horizontaal is de geluidsterkte in db uitgezet. Het nulpunt van deze schaal wordt gekozen zodanig, dat dit overeenkomt met de intensiteit bij 50% verstaanbaarheid: hiermee wordt bereikt, dat alle verschillen in intensiteit worden bepaald ten opzichte van dit zeer exact te bepalen punt van de articulatiecurve. Curve O is de articulatiecurve van de bovengenoemde hypothetische patiënt. We zien, dat deze curve ± 60 db in haar geheel naar rechts is verschoven, terwijl de vorm van de curve gelijk is aan die van de normaalcurve. Bij gebruik van prothese X wordt curve A gevonden. LSP_{pr} en LI_{pr} zijn 10 db naar links verschoven, terwijl D_{pr} 26% bedraagt. S is vrijwel gelijk gebleven, terwijl de VI_{pr} in waarde is toegenomen. Dy_{pr} is groter dan 40 db.

Prothese Y (curve B) levert een geheel ander beeld. Ook hier zijn LSP_{pr} en LI_{pr} naar links verschoven, terwijl echter S_{pr} in waarde is verminderd ten opzichte van S. D_{pr} bedraagt ca. 23% en Dy_{pr} is verminderd tot 35 db. VI_{pr} is nog weer groter dan bij curve A. Uit de gegevens blijkt, dat de patiënt van prothese Y meer nut zal ondervinden, gezien de verbetering in

L I en V I. Het zal bij extreme verschillen in de intensiteit van de aangeboden spraak wel nodig zijn, dat de patiënt met behulp van de sterkteregelaar de versterking regelt tot de gunstigste waarde. Immers, er is enige beperking in de grootte van Dy_{pr} .

§ 4. Gebruik van een prothese door een normaalhorende

Bij een proefpersoon, bij wie een ideale prothese wordt toegepast, zou men kunnen denken, dat het mogelijk moet zijn om een gehoorscherppte te verkrijgen, beter dan van een normaalhorende. Het is echter zo, dat de gevoeligheid van het oor reeds zo groot is, dat bij de gehoordrempel de amplitude van de trommelvliesbeweging kleiner is dan de diameter van een waterstofmolecule bij een frequentie van 2000 tot 4000 Hz; dit is het meest gevoelige frequentiegebied van het menselijk oor. De gevoeligheid is nog net niet zo groot, dat de BROWN'se beweging van de luchtdeeltjes zich als geluid doet gelden. Dus bij te grote versterking zou het oor meer lawaai te horen krijgen, met als gevolg maskering.



Figuur 10

Ten einde na te gaan, wat het resultaat is van het gebruiken van een hoorprothese door mensen met een gehoor, dat als zeer goed kan gelden, zijn op figuur 10 een aantal metingen genoteerd bij een proefpersoon met links en rechts een zeer scherp gehoor voor de frequenties 500, 1000 en 2000 Hz. Het binauraal „vrije veld”-spraakaudiogram vertoont een L S P bij — 6 db, een L I bij 3 db en een D van 4% (curve O).

Het gebruik van prothese VI bij maximum versterking en een instelling van de toonregeling op gelijkmatig oplopende versterking (cf. figuur 6) van alle frequenties op het rechteroor (terwijl het linkeroor door maskering wordt uitgeschakeld), levert een articulatiecurve (A) met een L S P_{pr} van 2 db, een L I_{pr} van 9 db en een D_{pr} van 10%, zodat dus de toepassing van de prothese een gevoeligheidsverlies betekent van 8 db. Bij hogere intensiteiten van bijv. 60 db zal natuurlijk met de prothese ook de maximum articulatie van het ongewapende oor worden bereikt, daar immers de afsluiting van het prothese-oor door het oorstukje maximaal een verlies voor luchtgeleiding geeft van 20 à 30 db; dit is nl. de geluidsverzwakking, die een goed afsluitende „ear-defender” levert.

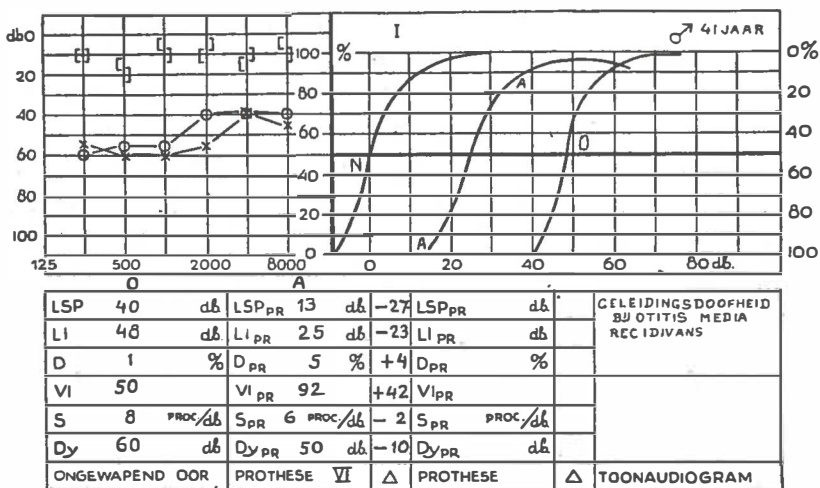
In de loop van het onderzoek kwam ter beschikking een prothese van type I, die met behulp van speciale schakelingen zodanig was ingericht, dat alle lage tonen flink werden versterkt (meer dan bij een normaal toestel, daar — nu het frequentiebereik niet zo groot hoeft te zijn — het mogelijk is de versterking te concentreren op de baszône), terwijl van een frequentie van ca. 900 Hz af de versterking voor de hoge tonen sterk afvalt met ca. 18 db per octaaf. Een belangrijk deel van deze frequentiekaracteristiek wordt verkregen door een zeer nauw luchtkanaal van het inwendige van de telefoon naar het oorstukje. Echter zou deze bijzonderheid alleen slechts een dalende frequentiekaracteristiek geven van 6 db per octaaf, terwijl dit toestel, zoals gezegd, komt op ca. 18 db per octaaf. De resterende 12 db moeten op rekening worden gesteld van de

koppelingselementen in de versterker zelf. Met dit alles is toch de prothese niet zwaarder geworden dan toestellen van dezelfde orde van versterking. De bedoeling van dit apparaat is om van nut te zijn bij slechthorenden, die in de discantzône geen gehoorresten hebben, terwijl in de baszône — mits bij voldoende versterking — bruikbare gehoorresten aanwezig zijn. Bij de bovenbeschreven normaalhorende werd ook met dit toestel (verder aangeduid als I a) een proef genomen. Het bleek nu, dat de $L S P_{pr}$ lag op 13 db, de $L I_{pr}$ op 30 db. We zien dus, dat de curve — zoals te verwachten was — veel minder steil verloopt dan bij het ongewapende oor. Echter is D_{pr} 27%; dit is veel minder dan verwacht mag worden op grond van de frequentiekaracteristiek van deze hoorprothese. Wij weten immers uit onderzoekingen van FLETCHER (1929), dat bij een afsnijfrequentie van 1000 Hz de maximum articulatie niet hoger komt dan 40%. Het is echter duidelijk, dat in het onderhavige geval bij een intensiteit van het aangeboden prikkelmateriaal van 59 db boven de normale waarde voor L I ook geluidsenergie buiten het oorstukje om het onderzochte oor bereikt. Hierdoor is te verklaren, dat de articulatie nog zo hoog stijgt.

§ 5. *Onderzoek van de patiënten en de prothese-aanpassing daarbij*

Er zal getracht worden om in de volgende bladzijden aan de hand van voorbeelden van typische gevallen van slechthorendheid een overzicht te bieden van de verschillende mogelijkheden, die de toepassing van de moderne hoorprothese ons biedt.

a. Als eerste type van slechthorendheid, waarbij doorgaans de prothese-aanpassing vrijwel onmiddellijk succes heeft, wordt besproken de geleidingsdoofheid met spraakaudiogrammen van het C-type. Enigszins uitvoerig worden de resultaten, die in tabelvorm in de figuren zijn verwerkt, besproken.



Figuur 11

Patiënt I. ♂ 41 jaar, magazijnmeester.

Anamnese. Patiënt heeft sedert 20 jaar links en rechts otitis media recidivans. Hij was van het begin van de ziekte af slechthorend aan zijn rechteroor; de laatste jaren hoort hij ook slecht met het linkeroor. Met het verstaan van een zware stem heeft hij minder moeite dan met een hoge stem. Hij heeft dikwijls last van oorsuizen, is nooit duizelig, en komt nu op de kliniek voor het aanpassen van een prothese. Patiënt heeft nooit in een lawaaiige omgeving verkeerd.

Status praesens. Bij onderzoek blijkt, dat zowel links als rechts grote centrale perforaties in het trommelvlies bestaan, terwijl in het middenoor littekenstrengen te zien zijn; er is geen pus, alleen wat ingedroogde korstmassa.

De fluisterspraak wordt niet verstaan, de conversatiespraak wordt met het beste oor voor de baszône op ca. 40 cm verstaan, en voor de discantzône op 2 m. De stemvorkproeven werden gedaan bij 500 Hz. De *Schwabach* is normaal, de *Rinne* is beiderzijds negatief en de *Weber* is niet gelateraliseerd. Het toonaudiogram toont een licht oplopende luchtgeleidingsdrempel van 60 db bij 250 Hz tot 40 db bij 8000 Hz. De beengeleiding heeft ca. 10 db verlies.

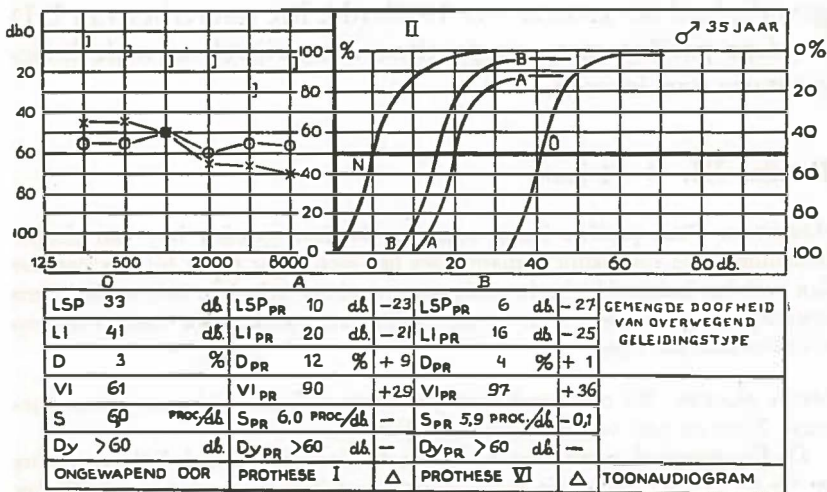
Het gewone spraakaudiogram bij binauraal luisteren vertoont een curve (O) van het C-type met een L S P van 40 db en een D van 1%.

Prothese-proef. Patiënt draagt reeds enige tijd een prothese op het rechteroor, waarbij hij een LSP_{pr} bereikt van 13 db en een D_{pr} van 5%, terwijl bij een sterkte van 63 db de aangeboden spraak onaangenaam hard begint te klinken (curve A). Ook met een prothese type VI wordt een D van 5% bereikt, hoewel LSP dan blijkt te liggen op 23 db. Dit is niet de maximale versterking, doch de prothese heeft hier een instelling op kleinere versterking. Bij maximale versterking van type VI wordt hetzelfde resultaat verkregen als met het eigen apparaat. Ook met andere prothesen konden wij bij deze patiënt geen betere resultaten boeken.

Conclusie. Uit de in figuur 11 te lezen gegevens blijkt, dat de limen voor spraak-perceptie 27 db verbeterd is, en de limen interaudibile 23 db. Verder zien we, dat het discriminatieverlies van 1% stijgt tot 5%, terwijl de sociale validiteits-index toeneemt van 50 bij het ongewapende oor tot 92 met een prothese.

Patiënt II. ♂ 35 jaar, kellner.

Anamnese. Patiënt is sinds een jaar aan beide oren geleidelijk slechthorend



Figuur 12

geworden. Hij heeft nooit oorontsteking gehad en hij heeft nooit in een lawaaïge omgeving gewerkt.

Status praesens. De trommelvliezen zijn sterk ingetrokken. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt links en rechts verstaan op een afstand van enkele dm. De *Schwabach* is normaal, de *Rinne* is beiderzijds negatief en de *Weber* is niet gelateraliseerd. Het toonaudiogram levert links en rechts een luchtgeleidingsverlies van 50 tot 60 db, langzaam toenemend naar de discantzône. De beengeleiding is iets verminderd, en wel ca. 10 db. Het doorblazen volgens POLITZER brengt hierin geen verandering.

Het gewone spraakaudiogram bij binauraal luisteren vertoont een curve (O) van het C-type met een L S P van 33 db en een D van 3%.

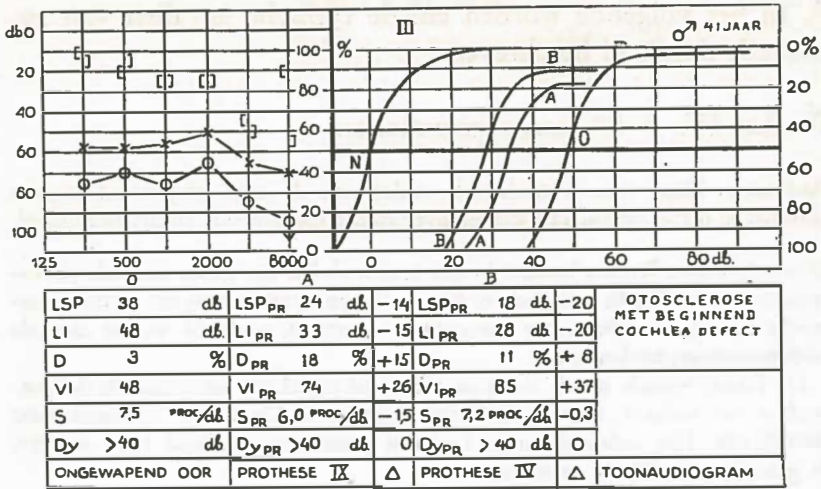
Prothese-proef. Met een prothese type I op het linkeroor bedraagt L S P_{pr} 10 db en D_{pr} 12% (curve A). Daarentegen wordt met een prothese type VI een curve (B) verkregen met een L S P_{pr} van 6 db en een D_{pr} van 4%. Uit figuur 12 is te lezen, dat de limina in curve A resp. 21 en 23 db en in curve B resp. 25 en 27 db verbeterd zijn. Met deze laatste prothese bedraagt de V I_{pr} 97, zodat — behoudens een klein verlies in de gevoeligheid ter grootte van 16 db (d.i. het restverlies van L I) — deze patiënt met een prothese een vrijwel normale hoorprestatie kan leveren.

Patiënt III. ♂ 41 jaar.

Anamnese. Deze patiënt kreeg ongeveer 20 jaar geleden last van slechthorendheid, die geleidelijk toenam. Met het rechteroor hoort hij iets slechter dan met het linker. Hij heeft nooit oorontsteking gehad en ook nooit in een lawaaïge omgeving gewerkt. In de familie van moederszijde komt eveneens slechthorendheid voor.

Status praesens. Bij onderzoek zijn de trommelvliezen links en rechts normaal. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt niet verstaan; de conversatiespraak links en rechts op 1/2 m. De *Schwabach* is niet verkort, de *Rinne* is negatief en de *Weber* toont geen lateralisatie.



Figuur 13

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het C-type.

Prothese-proef. Patiënt draagt reeds 2 jaar een hoorprothese op het linkeroor. Bij gebruik hiervan stelt curve A de articulatiecurve voor. Bij beproeving van een prothese type IV levert het spraakaudiogram curve B. Hierbij is D_{pr} 11%, terwijl LI_{pr} en LSP_{pr} ten opzichte van curve A 6 db naar links zijn verschoven. Bij een prothese type VI wordt eenzelfde D_{pr} bereikt als bij curve A, maar LSP_{pr} is van dezelfde grootte als de waarde, gevonden bij curve B.

Conclusie. De geringe vervorming van prothese IV moet verantwoordelijk worden geacht voor deze gunstige waarde van D. Immers, de maximum articulatie is niet zozeer een functie van de gevoeligheid van de prothese — want deze uit zich in de verschuiving van de curve naar links —, maar wel van de totale vervorming (subjectief en objectief). De laatste prothese-typen zijn slechts wat betreft hun vervormingspercentages van elkaar te onderscheiden.

b. In het volgende worden enkele typische gevallen van gemengde doofheid beschreven.

Patiënt IV. ♂ 27 jaar, schoenmaker.

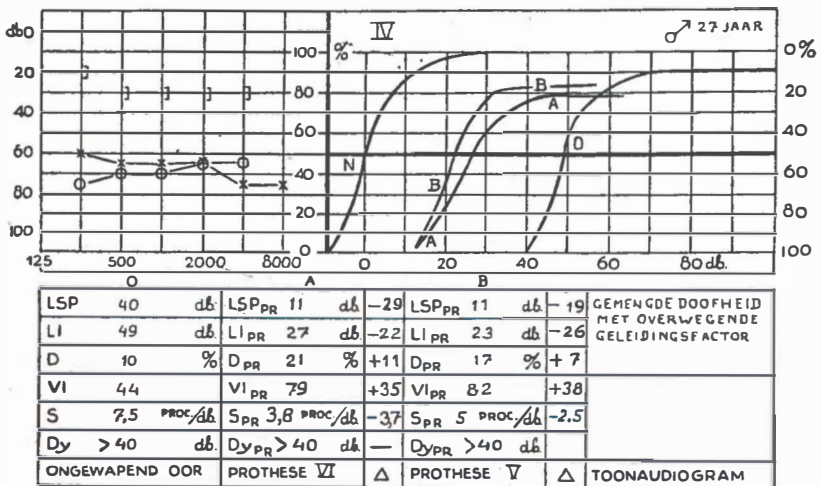
Anamnese. Deze man is reeds vele malen aan de oren geopereerd wegens chronische otitis media. Hij klaagt over steeds toenemende slechthorendheid.

Status praesens. Rechts bestaat in het trommelvlies een grote centrale perforatie met in de diepte pus. Achter het oor is een litteken van een antrotomie-insisie te zien. Het linkeroor vertoont de toestand, zoals die na een radicale middenooroperatie bestaat.

De fluisterspraak wordt links en rechts ad concham verstaan. De *Schwabach* is iets verkort, terwijl de *Rinne* negatief is. De *Weber* vertoont geen lateralisatie. Het toonaudiogram laat een gemengde doofheid zien, waarbij de geleidingsafwijking overweegt.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.

Prothese-proef. Hierbij levert op het rechteroor zowel type VI als type V een gunstig resultaat. Echter verloopt de curve bij de



Figuur 14

tweede prothese (curve B) veel steiler en D_{pr} is iets kleiner dan bij de eerste prothese (curve A).

Conclusie. Bij het beschouwen van de spraakaudiogrammen van het gewapende oor dringt zich onmiddellijk de vergelijking op met de publicaties van KNUDSEN en WATSON (l.c.). Deze auteurs verklaarden het steile verloop van de articulatiecurven bij slechthorenden, die een speciaal type hoorprothese gebruikten, uit het feit, dat in zo'n geval hun principe van selectieve versterking werd toegepast. O.i. moet de verklaring meer gezocht worden in de omstandigheid, dat de twee in dit geval beproefde prothesen, hoewel vrijwel gelijk van frequentie-karakteristiek, sterke verschillen vertonen in de grootte van hun amplitude-ervorming (cf. patiënt III). Deze vervorming heeft bij curve A tot gevolg, dat het articulatiepercentage niet zo snel aangroeit, terwijl ook D_{pr} een grotere waarde heeft (voor de vervormingspercentages zie figuur 8).

Patiënt V. ♀ 69 jaar, zonder beroep.

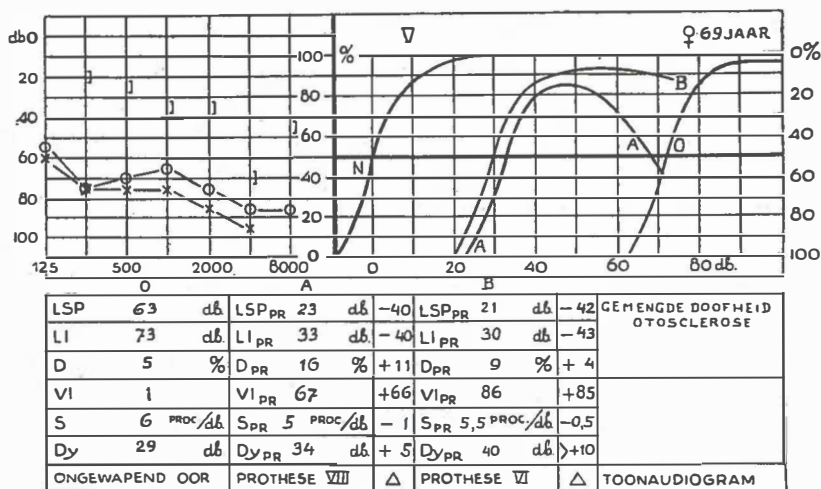
Anamnese. Deze patiënte is sedert 40 jaar slechthorend. Zij heeft nooit oorstekening gehad. Er komt in de familie slechthorendheid voor.

Status praesens. De trommelvliezen vertonen een normaal beeld. In neus en keel zijn geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt niet gehoord. De *Schwabach* is iets verkort, de *Rinne* is negatief en de *Weber* niet gelateraliseerd. Het toonaudiogram vertoont een gemengde doofheid.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het C-type.

Prothese-proef. Patiënte draagt sinds 3 jaar een hoorprothese op het rechteroor. Bij matige versterking van dit toestel is LSP_{pr} 46 db, terwijl dan D_{pr} 4% bedraagt. Bij maximum versterking van dit apparaat is LSP_{pr} 23 db; de hiervoor geldende curve A loopt steil naar boven, tot bij 48 db D_{pr}



Figuur 15

16% is, waarna een daling van de verstaanbaarheid optreedt bij hogere intensiteiten tot 40% bij 71 db. Hier neemt het andere (ongewapende) oor de gehoorfunctie over. Dy_{PR} bedraagt in dit geval dus 34 db.

Bij beproeving van een prothese type VI (curve B) werd een iets (3 db) lagere waarde voor LSP_{PR} gevonden met bovendien een wat kleinere D_{PR} , terwijl bij hogere intensiteiten niet direct een vermindering van het articulatiepercentage optreedt. Bij type VI bestaat dus een veel grotere dynamiek.

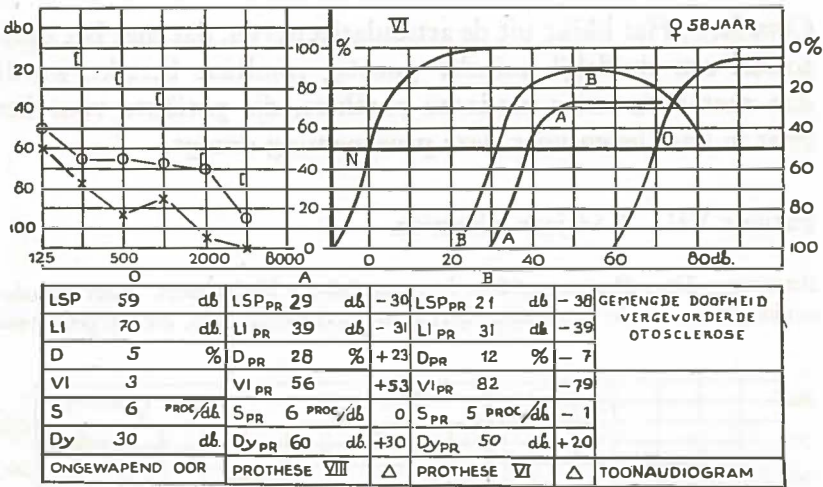
Wij zien dus hier zonder gebruik van een prothese een zuiver C-type van het spraakaudiogram (O), terwijl bij het met de eigen prothese gewapende oor een curve (A) wordt verkregen, die in alle opzichten overeenstemt met de curve van het R-type, zoals deze gevonden is door REYNTJES. Het bijzondere is, dat de patiënte zonder prothese geen verschijnselen van regressie vertoont. Er moet dus worden aangenomen, dat de snelle daling van het articulatiepercentage bij hogere intensiteiten van de aangeboden spraak haar oorzaak vindt in de gebruikte prothese.

Patiënt VI. ♀ 58 jaar, huisvrouw.

Anamnese. Zij is reeds langer dan 40 jaar slechthorend. Zij heeft nooit een oorontsteking gehad.

Status praesens. De trommelvliezen vertonen een normaal beeld. In neus en keel geen afwijkingen.

Patiënte hoort de fluisterspraak op het rechteroor ad concham; op het linkeroor wordt slechts conversatiespraak van zeer nabij verstaan. De *Schwabach* is verkort voor de hoge tonen, de *Rinne* is negatief en de *Weber* lateraliseert enigszins naar links. Het toonaudiogram levert een gemengde doofheid, waarbij vooral een sterke perceptiedoofheid van de hoge tonen bestaat.



Figuur 16

Het spraakaudiogram voor het beste oor vertoont een curve (O) van het C-type.

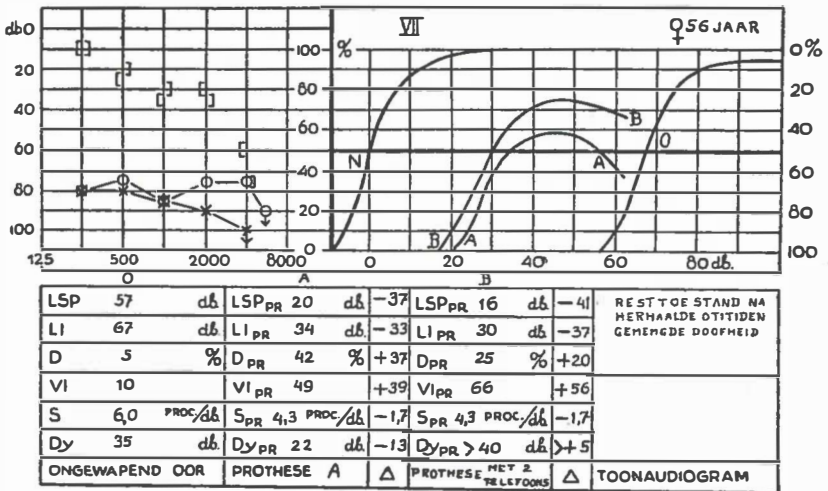
Prothese-proef. Patiënte gebruikt sinds drie jaar een vierlamps-prothese op het rechteroor met in de laatste versterktrap een balansschakeling. Met deze prothese bereikt patiënte een L S P_{PR} van ca. 30 db, terwijl D_{PR} 28% bedraagt (curve A). De versterkingsgraad was hierbij op het voor deze patiënte gebruikelijke niveau ingesteld. Werd de prothese op de maximale versterking ingesteld, dan werd weliswaar L S P_{PR} ca. 5 db

beter, maar deze instelling stoort door de bijgeluiden en de vervorming de patiënte zeer, zodat een belangrijke toename van D optreedt. Hierna werd een proef genomen met een prothese type VI. Patiënte gaf aan, dat dit toestel een aangenamere klank heeft dan het eigen toestel. Het fraaiste resultaat werd bereikt, wanneer de timbre-regelaar in de middenstand werd geplaatst, waarbij de frequentiekaracteristiek stijgt met 6 db per octaaf. De articulatiecurve vertoont dan een $L I_{PR}$ van 31 db en een D_{PR} van 12% (curve B).

Conclusie. Het blijkt uit de articulatiecurven, dat met het oude toestel een duidelijk minder gunstig resultaat bereikt wordt dan met deze meer moderne prothese, die patiënte voor het eerst in haar leven voor deze proefneming draagt.

Patiënt VII. ♀ 56 jaar, chemica.

Anamnese. Deze Deense patiënte kent en spreekt Nederlands, zodat spraak-audiometrie met de Groninger lijsten resultaten opleverde, die vergelijkbaar



Figuur 17

waren met de resultaten bij de andere proefpersonen. Patiënte kreeg op 10-jarige leeftijd links en rechts otitis media, die genas zonder blijvende perforatie. 15 jaar geleden kreeg patiënte een herhaling van de ziekte. Ook deze otitis is genezen, doch patiënte is langzamerhand meer slechthorend geworden. Vroeger had zij veel last van oorsuizen, vooral rechts, terwijl — nu zij sinds 3 jaar een hoorprothese draagt — deze tinnitus geen lasten meer veroorzaakt.

Status praesens. Links en rechts vertoont het trommelvlies geen perforaties; er zijn duidelijke littekenstrengen. Neus en keel vertonen geen afwijkingen. Het toonaudiogram laat een gemengde doofheid zien met een verlies van 80 tot 100 db.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het C-type.

Prothese-proef. Patiënte gebruikt reeds lang twee telefoons, beide aangesloten op dezelfde prothese; dit is dus een pseudo-binaurale prothese-toepassing. Het onderzoek werd hier monauraal, pseudo-binauraal en binauraal uitgevoerd. In het eerste geval, waarbij de telefoon in het rechteroor werd gedragen, vertoonde het spraakaudiogram de curve A. Het bijzondere is, dat — wanneer wordt overgegaan tot pseudo-binauraal horen met twee gelijke telefoons — de drempel slechts 3 db naar links verschuift (dus ΔLSP_{pr} 3 db). Dit is dus de normale drempelverbetering, welke optreedt, als men van monaurale tot binaurale prikkeling overgaat (HUGHES, 1938). Bovendien wordt een groot verschil in verstaanbaarheid gevonden, waarbij D_{pr} afneemt van 42% tot 25% (curve B). Deze zelfde D werd gemeten, toen werd overgegaan tot werkelijk binauraal horen (d.w.z. met twee prothesen, beide met hun eigen telefoon en microfoon).

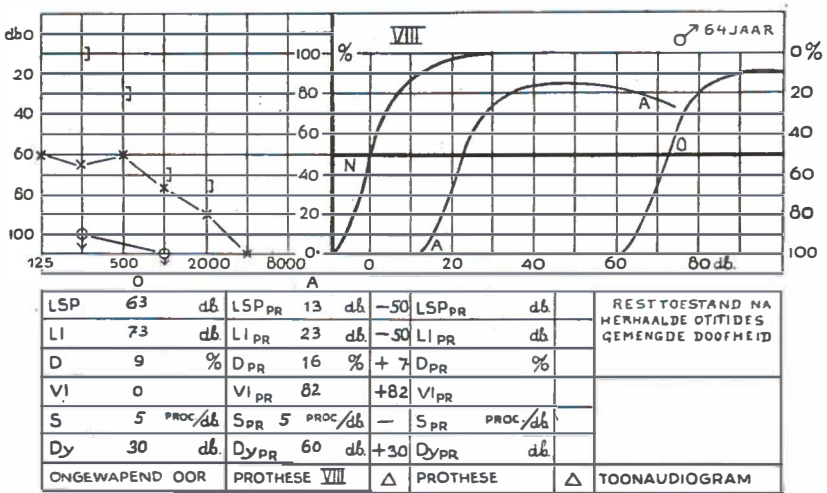
Conclusie. Uit deze spraakaudiogrammen blijkt, dat het pseudo-binaurale prothese-gebruik bij deze patiënte inderdaad een grote verbetering geeft.

Patiënt VIII. ♂ 64 jaar, meubelmaker.

Anamnese. Patiënt kreeg in zijn jeugd links en rechts otitis media, die chronisch is blijven bestaan.

Status praesens. Beiderzijds vertonen de trommelvliezen grote centrale perforaties met littekenstrengen in de middenoorstreek. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt links en rechts in het geheel niet gehoord; de conversatiespraak wordt links op enkele dm verstaan. De *Schwabach* is duidelijk verkort, de *Rinne* is negatief en de *Weber* is gelateraliseerd naar links. Het toondrempelaudiogram levert links een luchtgeleidingscurve met een verlies van 77 db bij 1000 Hz. De beengeleiding is, vooral voor de hoge frequenties, sterk gestoord. Rechts heeft de patiënt geen hoorsensatie.



Figuur 18

Het gewone spraakaudiogram levert een curve (O) van het C-type.

Prothese-proef. Patiënt draagt reeds enkele jaren op het linker-oor een toestel met vier buizen, waarvan de laatste twee in balansschakeling. Per dag wordt dit apparaat ca. 16 uur ge-

bruikt. Bij maximum versterking-instelling brengt patiënt het zover, dat $\Delta L I = 51$ db.

Voor het dagelijks gebruik stelt de patiënt het toestel echter niet in op de allergrootste versterking wegens het dan gemakkelijk optreden van gillen en de onaangename „case noise”, ten gevolge van lichaamsbeweging in zijn werk. Bij normaal gebruik is $L I = 34$ db. Bij deze instelling bedraagt $D_{y_{pr}}$ 57 db.

's Morgens bij het opstaan wordt het toestel aangezet, waarbij de sterkteregelaar zodanig wordt gesteld, dat het tikken van de huisklok op enkele meters afstand nog juist wordt gehoord. Deze instelling behoudt het apparaat dan verder de gehele dag, tenzij abnormale geluidsindrukken moeten worden verwerkt.

Conclusie. Deze patiënt heeft vrijwel de uiterste verbetering bereikt, die wij met de huidige prothese-typen hebben kunnen meten ($\Delta L S P = 50$ db en $\Delta L I = 51$ db).

Patiënt IX. ♂ 67 jaar, meubelmaker.

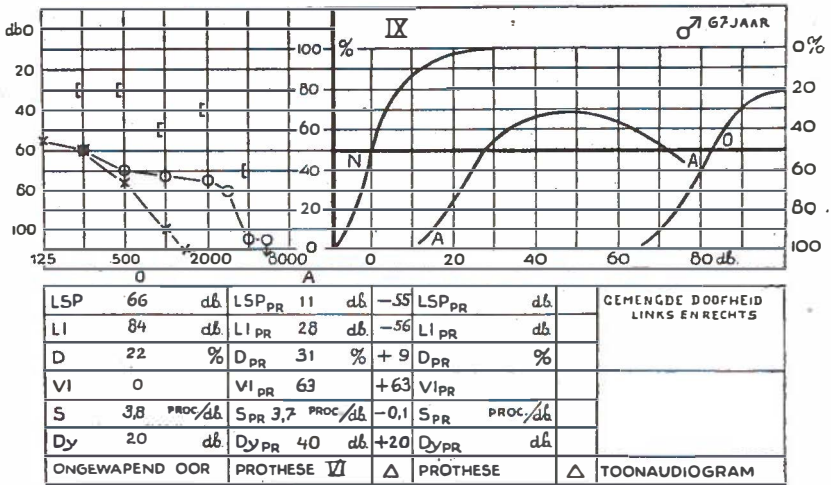
Anamnese. Patiënt is van zijn jeugd af zwaar slechthorend aan zijn linkeroor. Sinds een half jaar zou rechts het gehoor slechter geworden zijn. Hij heeft als kind wel eens oorontsteking gehad.

Status praesens. De beide trommelvliezen vertonen grote centrale perforaties; links bevindt zich enig slijmsecret in de diepte van de gehoorgang. In neus en keel geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt niet gehoord. De conversatiespraak wordt beiderzijds op ca. 25 cm verstaan. De *Schwabach* is iets verkort, de *Rinne* is negatief en de *Weber* lateraliseert naar links.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.

Prothese-proef. Met een prothese type VI op het linkeroor wordt curve A verkregen, waarbij $\Delta L I = 56$ db. D_{pr} is slechts weinig groter dan D, maar bij hogere spraakintensiteiten daalt de articulatie weer en wel tot 43% bij 77 db.



Figuur 19

Conclusie. Met een moderne hoorprothese bereikt de gehoorverbetering een waarde, zoals slechts in de meest gunstige gevallen wordt verkregen. Evenals bij patiënt VII vinden we hier weer een articulatiecurve (bij prothese-toepassing), die dezelfde vorm heeft als het spraakaudiogram met het ongewapende oor van patiënten met regressie (R-type).

c. Bij de volgende patiënten zijn de uitkomsten van de spraakaudiometrie duidelijk afwijkend van de in het voorgaande besproken gevallen. Bij het bestaan van een perceptiedoofheid, al of niet gecombineerd met regressie, vertoont het spraakaudiogram een aantal kenmerkende veranderingen t.o.v. hetgeen we bij gevallen met een geleidingsstoornis hebben gezien.

De prothese-aanpassing stuit op, soms grote, moeilijkheden. In sommige gevallen is het zelfs onmogelijk om met de methode van de spraakaudiometrie tot een in getalswaarden uit te drukken resultaat te komen. In één dergelijk geval liet het toondrempelaudiogram een perceptiedoofheid zien met een, voor de belangrijkste spraakfrequenties, constant verlies van ca.

80 db. De spraakaudiometrie leverde hier een D groter dan 90%.

Patiënt X. ♀ 67 jaar, huisvrouw.

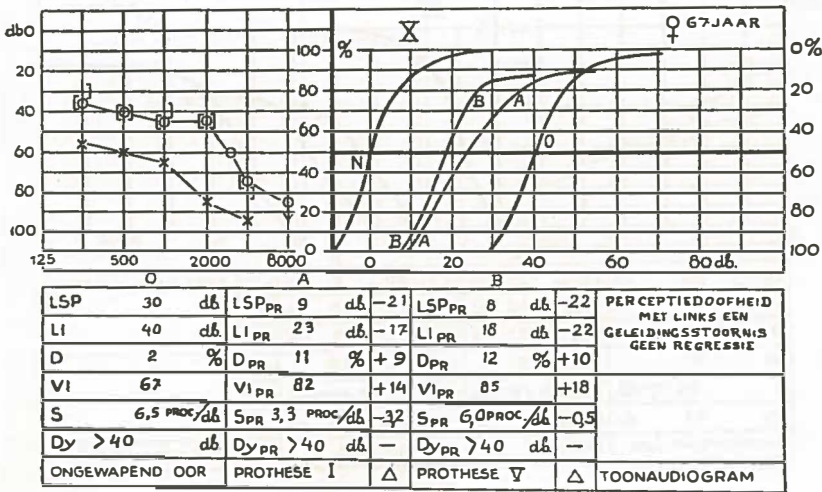
Anamnese. Patiënte heeft reeds jaren last van slechthorendheid, vooral links. Zij zou nooit oorontsteking gehad hebben.

Status praesens. De trommelvliezen zijn beiderzijds iets ingetrokken; het rechter vertoont een kalkvlekje. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De gehoorscherppte is voor fluisterspraak rechts ad concham en links nihil. De *Schwabach* is beiderzijds sterk verkort, de *Rinne* is rechts positief en links negatief en de *Weber* is naar links gelateraliseerd. Het toonaudiogram toont links een gemengde, en rechts een perceptiedoofheid. Doorblazen volgens *POLITZER* doet het gehoor niet verbeteren. Bij trommelvliespunctie links wordt een weinig vocht gaspireerd.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het C-type, met een D van ca. 3%.

Prothese-proef. Bij prothese type I op het rechteroor werd een Δ LI van 17 db gevonden. De curve (A) verloopt duidelijk



Figuur 20

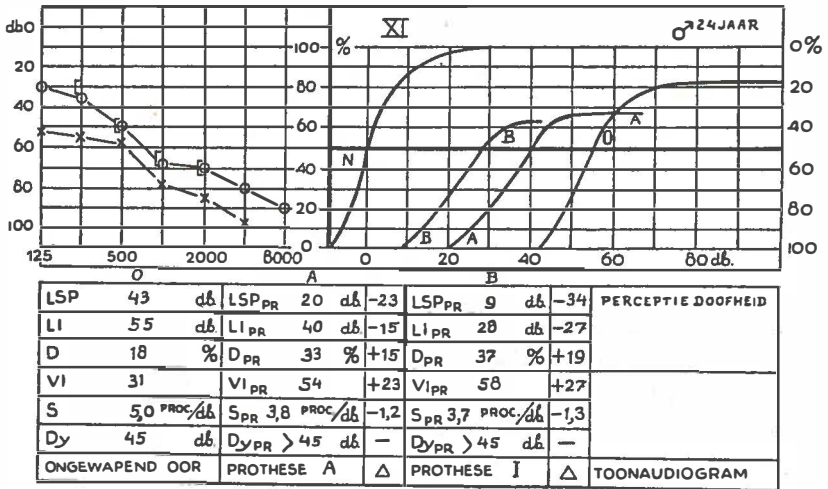
minder steil dan bij het ongewapende oor. Met een prothese type V wordt curve B gevonden, waarbij weliswaar L S P geen verandering ondergaat, maar waarbij S slechts zeer weinig kleiner is dan S bij het ongewapende oor (curve O).

Conclusie. Bij deze patiënte met een duidelijke perceptie-afwijking, zonder regressie-symptoom, is met een prothese een zeer bevredigende gehoorverbetering te verkrijgen. Het resterende drempelverlies van ca. 19 db is van dezelfde orde van grootte als bij de patiënten met een geleidingsstoornis.

Patiënt XI. ♂ 24 jaar, landarbeider.

Anamnese. Deze man is van zijn kinderjaren af slechthorend aan zijn linkeroor, aan welke kant af en toe suizen bestaat. Over het rechteroor heeft hij niet te klagen. Patiënt heeft nooit een oorontsteking gehad. Drie jaar geleden heeft hij een hersenschudding gehad, met daarbij een verlamming aan het linkeroor. Hij heeft toen geen bijzonderheden aan zijn oren gemerkt. Twee broers zijn slechthorend en één van hen draagt een hoorprothese.

Status praesens. De trommelvliezen vertonen een normaal beeld. Aan neus en keel zijn geen afwijkingen.



Figuur 21

De fluisterspraak wordt niet verstaan; de conversatiespraak rechts op 30 cm en links ad concham. De *Schwabach* is sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is niet gelateraliseerd. Het toonaudiogram toont een perceptie-doofheid.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.

Prothese-proef. Patiënt draagt op het rechteroor een prothese, bij gebruik waarvan het spraakaudiogram de curve A vertoont. Met een prothese type I wordt curve B gevonden.

Conclusie. De moderne hoorprothese levert voor deze patiënt een grote waarde van Δ L S P, nl. 34 db. Het algehele resultaat is echter — gezien de toename van D, nl. + 19% en de afname van S met 1,3 — niet een groot succes. Dit wordt tot uitdrukking gebracht in de waarde van V I, die slechts een stijging vertoont van 27% (curve B). Dus ook met een prothese is deze man nog slechthorend.

Met de overige prothese-typen werd niet een beter resultaat verkregen.

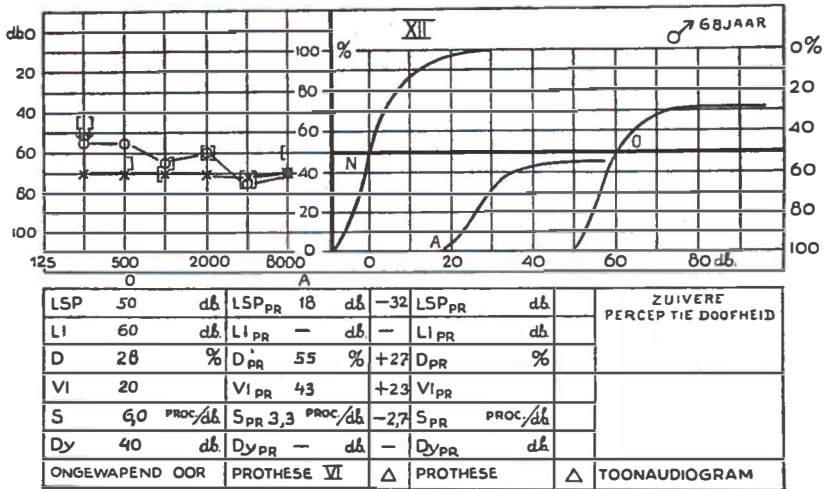
Patiënt XII. ♂ 68 jaar, landbouwer.

Anamnese. Patiënt is al 20 jaar slechthorend; hij heeft soms last van oorsuizen; dit wordt erger bij verkoudheid. Hij is nooit duizelig en heeft geen oorontsteking gehad. De moeder was wat slechthorend, maar verder komt er geen hoorafwijking in de familie voor, voor zover bekend.

Status praesens. De trommelvliezen vertonen een normaal beeld; aan neus en keel zijn geen afwijkingen te zien.

De fluisterspraak wordt niet verstaan; de conversatiespraak wordt links en rechts op 30 cm verstaan. De *Schwabach* is sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is niet gelateraliseerd. Het toonaudiogram vertoont een typische perceptie-aandoening, met ca. 65 db verlies.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.



Figuur 22

Prothese-proef. Bij beproeving van een prothese type VI op het rechteroor wordt een verbetering van L S P geconstateerd van 32 db (curve A); echter stijgt de articulatie niet hoger dan tot 45% bij 50 db, zodat D toeneemt met 27%. Met andere prothesen, type II en IV, werden geen duidelijk afwijkende curven verkregen. Wel was het mogelijk kleinere waarden van D te verkrijgen, nl. door instelling van een kleinere versterkingsgraad van de prothese. Hierbij werd echter de waarde van L S P_{pr} groter en dus de gehoorscherptheid kleiner.

Conclusie. Hoewel deze patiënt dus een grote winst heeft in L S P, zal zijn oordeel over de prothese niet onverdeeld gunstig luiden, daar bij hogere intensiteit van de aangeboden spraak een ernstige vervorming bestaat.

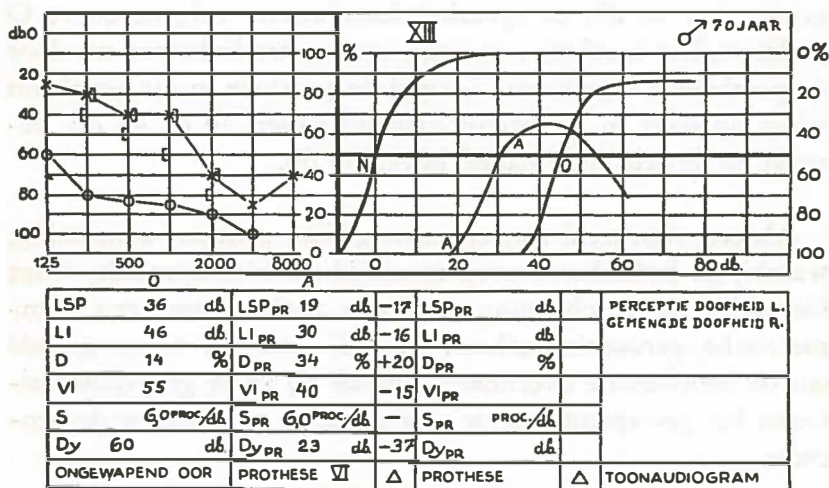
Onder deze omstandigheden krijgt het liplezen voor deze patiënt steeds meer betekenis. In combinatie met een hoorprothese is het mogelijk om hiermee een duidelijke vermindering te verkrijgen van D_{pr}.

Patiënt XIII. ♂ 70 jaar, schoenmaker.

Anamnese. Deze man heeft al 50 jaar een zware slechthorendheid rechts, ten gevolge van een in zijn jeugd doorgemaakte otitis media. De laatste tijd is het gehoor links achteruitgegaan. Patiënt heeft geen last van oorsuizen.

Status praesens. Het rechtertrommelvlies vertoont een droge perforatie, het linker is normaal.

De fluisterspraak wordt links niet verstaan, rechts op ca. 20 cm. De *Schwabach* is duidelijk verkort, de *Rinne* is links positief en de *Weber* is gelateraliseerd naar rechts. Het toonaudiogram toont een perceptiedoofheid links en een gemengde doofheid rechts.



Figuur 23

Het gewone spraakaudiogram toont een curve (O) van het P-type.

Prothese-proef. Wanneer op het linkeroor een prothese type VI wordt gedragen, dan levert het spraakaudiogram curve A. Deze curve vertoont duidelijk het z.g. beeld van de „chapeau de gendarme”.

Conclusie. Deze patiënt zal dus veel gebruik moeten maken

van de sterkteregeling om het toestel zó in te stellen, dat de top van de articulatiecurve voor hem steeds valt op het intensiteitsniveau van de spraak, die hij op dat ogenblik wenst te verstaan. DAVIS (l.c. 1946) is van mening, dat in het algemeen een Dy_{pr} van ca. 20 db (hier 23 db) zeker niet voldoende is om tot een goed resultaat te komen met een prothese. Daar echter in dit geval de winst van L I 16 db bedraagt, hebben wij toch gemeend deze patiënt een prothese te moeten aanraden.

Rekening houdende met het snijpunt van de curven A en O zou men op het eerste gezicht verwachten, dat bij intensiteiten, groter dan 48 db, de spraak-gehoorfunctie volgens curve O verloopt. Dit is echter niet juist, omdat het linkeroor nu door de prothese is afgesloten. Terwijl de prothese in dit geval dus winst oplevert in de intensiteitsband tussen 20 en 48 db, bezorgt zij de gebruiker nadeel boven 48 db.

Als een voorbeeld van een soortgelijke prothese-aanpassing, waarbij de bovenbeschreven moeilijkheid niet optreedt, volgt hieronder de beschrijving van een patiënt met een symmetrische perceptiedoofheid. Hierbij kan het ongewapende oor de hoorfunctie overnemen, indien bij grote geluidsintensiteiten het gewapende oor te veel gestoord wordt door de prothese.

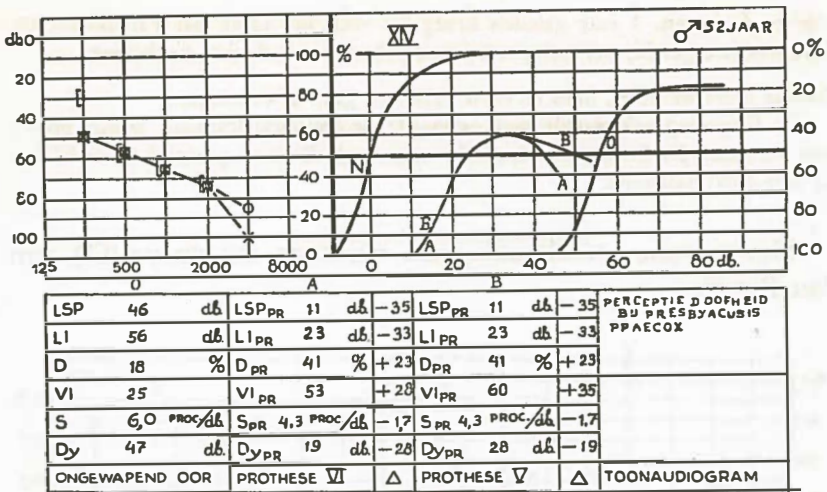
Patiënt XIV. ♂ 52 jaar, los arbeider.

Anamnese. Deze man klaagt sinds een jaar over slechthorendheid links en rechts, die geleidelijk erger is geworden. Hij heeft veel last van oorsuizen.

Status praesens. De trommelvliezen vertonen beiderzijds geen afwijkingen. In de keel is niets bijzonders te zien. Patiënt heeft een sinusitis maxillaris, die poliklinisch met succes wordt behandeld.

De fluisterspraak wordt niet gehoord; de conversatiespraak wordt links en rechts op $\frac{1}{2}$ m verstaan. De *Schwabach* is links en rechts sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is niet gelateraliseerd.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.



Figuur 24

Prothese-proef. Met een prothese type VI op het rechteroor wordt curve A gevonden, waarbij een fraaie verbetering van de waarden van L S P en L I. D_{pr} is echter groot (40%), terwijl de articulatiecurve de vorm van een „chapeau de gendarme” heeft. Met prothese type V (curve B) is een duidelijke verbetering te constateren in Dy_{pr} .

Conclusie. Bij intensiteiten van de aangeboden spraak boven 55 db ten opzichte van het nulpunt van de schaal kan in dit geval het andere (ongewapende) oor de hoorfunctie weer overnemen.

In tegenstelling tot bij de vorige patiënt bereikt daardoor hier $V I_{pr}$ een vrij gunstige waarde, nl. 60. Wij hebben patiënt dan ook aangeraden een prothese aan te schaffen.

Patiënt XV. ♂ 61 jaar, gepensionneerd kantoorbediende.

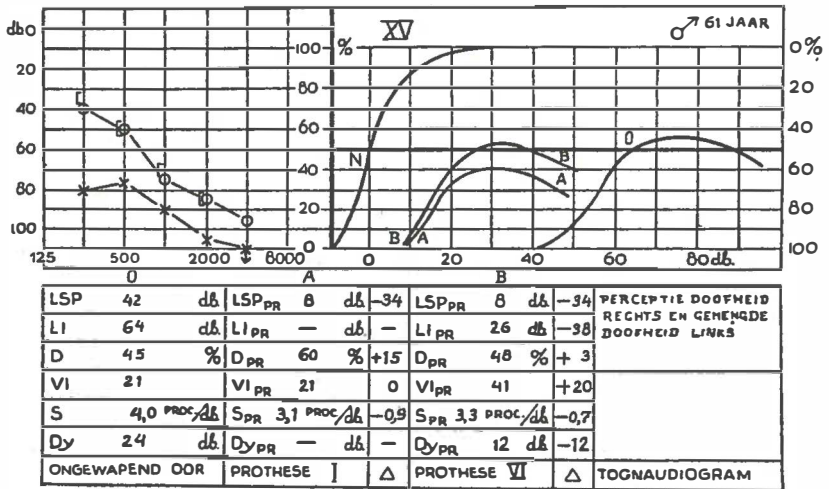
Anamnese. Deze patiënt heeft op 33-jarige leeftijd typhus abdominalis gehad en hij meent sindsdien slechthorend te zijn geworden. Vooral het linker-

oor geeft lasten. 3 jaar geleden kreeg hij voor het eerst last van oorsuizen. Dit wordt erger bij nervositeit, bij veel roken en bij slechte nachtrust.

Status praesens. Keel, neus en oren vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt niet gehoord; de conversatiespraak wordt op 50 cm verstaan. De *Schwabach* is sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is niet gelateraliseerd.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het R-type.



Figuur 25

Prothese-proef. Met een prothese type I op het rechteroor wordt curve A verkregen met een flinke verbetering van L S P. D_{pr} bereikt echter de grote waarde van 60%. Met een prothese type VI vertoont de articulatiecurve (B) eenzelfde L S P_{pr}; nu is echter D_{pr} 48% en dus slechts 3% groter dan de waarde met het ongewapende oor.

Conclusie. Blijkens de articulatiecurve O heeft deze patiënt ernstige last van subjectieve distorsie. Bij het toepassen van een

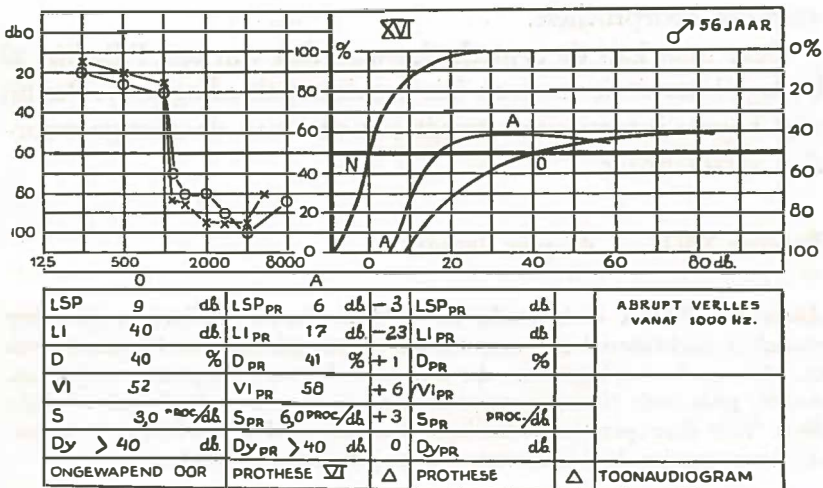
hoorprothese komt hier nog bij de objectieve prothese-distorsie, waarbij te verwachten is, dat de combinatie van deze twee typenvervorming voor de patiënt zeer onaangenaam zal zijn. In dit geval was de maximaal te bereiken $V I_{pr}$ 41%. Wij verwachten, dat liplees-les, gecombineerd met hoorprothese-toepassing, de aangewezen behandeling is.

Patiënt XVI. ♂ 56 jaar, grondwerker.

Anamnese. Deze patiënt is slechthorend van zijn 13de jaar af. Hij heeft vroeger op een scheepshelling gewerkt en hij vertelt zelf, dat hij „helling-dooftheid” heeft.

Status praesens. De trommelvliezen zijn iets ingetrokken. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt links en rechts op 40 cm gehoord. De *Schwabach* is sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is naar links gelateraliseerd. Een audiogram, gemaakt op 45-jarige leeftijd, is vrijwel symmetrisch en geeft links en rechts een verlies aan van 20 tot 25 db tot ca. 1000 Hz, daarna een zeer snelle toename van het verlies tot 80 db bij 4000 Hz. Het tegenwoordige audiogram vertoont vrijwel hetzelfde beeld.



Figuur 26

De articulatiecurve van het ongewapende oor (O) is van het P-type. Het is zeer bijzonder, dat L S P 8 db is, terwijl de L I pas bij 43 db ligt. Er is dus hier een zeer kleine waarde van S.

Prothese-proef. Bij maximale versterking van een prothese type VI op het rechteroor wordt bij het spraakaudiogram curve A gevonden met een grote Δ L I, terwijl Δ L S P slechts zeer klein is.

Conclusie. Het toondrempelaudiogram vertoont eenzelfde beeld als een frequentiekaracteristiek van een laagdoorlaatfilter. Indien dit audiogram ontstond door een bepaalde configuratie van geleidingsweerstand, dan zou het mogelijk moeten zijn om met een geschikte prothese een zodanige versterking te produceren, dat het effect van dit laagdoorlaatfilter wordt te niet gedaan. Het blijkt evenwel, dat met een moderne prothese alleen Δ L I een grote waarde bereikt, terwijl D constant blijft. Zelfs vertoont curve A enigszins het beeld van een audiogram van het R-type. De patiënt kwam op de kliniek in observatie voor een onderzoek van de larynx. Hij voelde niets voor een hoorprothese.

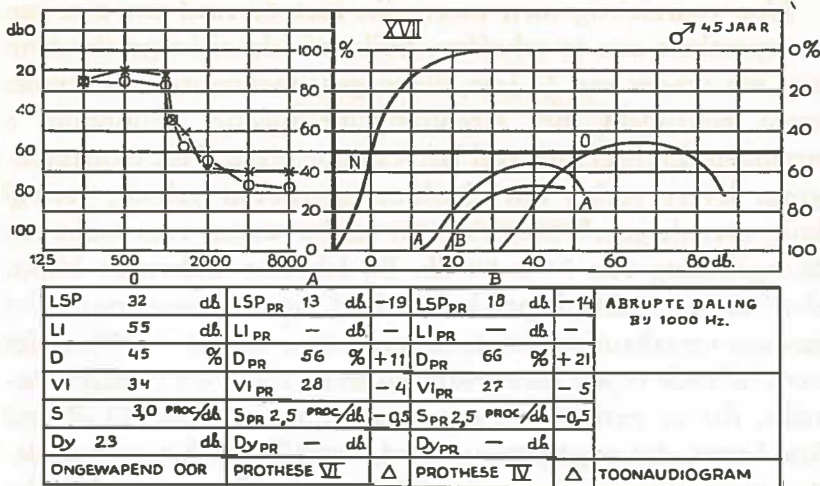
Deze man kan de typische baswoorden van een P.B.-lijst al bij lage intensiteit verstaan (zie het drempelaudiogram). Pas bij veel hogere intensiteiten wordt een deel van de overige woorden verstaanbaar.

Patiënt XVII. ♂ 45 jaar, leraar.

Anamnese. Patiënt deelt mede, in 1944 in Japanse krijgsgevangenschap plotseling slechthorend te zijn geworden na het gebruik van 1 kininepil van ca. 600 mg. In het begin van dit jaar heeft hij een nieroperatie ondergaan, waarbij gedurende 10 dagen streptomycine werd gegeven in de gebruikelijke doses. Vóór deze operatie werden hoge stemmen goed gehoord en nu, 5 maanden later, worden de lage stemmen beter gehoord dan de hoge.

Status praesens. Aan oren, neus en keel worden geen afwijkingen gevonden.

De fluisterspraak wordt links en rechts op 50 cm gehoord. De *Schwabach*



Figuur 27

is links en rechts verkort, de Rinne is positief en de Weber is niet gelaterali-seerd.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het R-type.

Prothese-proef. Met een prothese type IV op het rechteroor wordt curve B gevonden, met een kleine winst in L S P, maar een zeer grote waarde van D, nl. 66%. Met een prothese type VI wordt curve A gevonden, die een duidelijke verbetering toont ten opzichte van curve B. Ook hier is echter D_{pr} zo groot, nl. 56%, dat de patiënt met deze prothese slechts zeer weinig winst boekt.

Conclusie. Hier is weer te zien een duidelijk effect van de summatie van objectieve en subjectieve distorsie. De patiënt doet beter zich toe te leggen op liplezen, daar van een prothese weinig heil te verwachten is.

Hoe voorzichtig men moet zijn met de raad om niet een hoorprothese aan te schaffen, blijkt uit de ziektegeschiedenis van een vrouw van 24 jaar, die wegens meningitis tuberculosa werd behandeld met streptomycine-injecties gedurende 6 maanden. Zij heeft nu veel last van oorsuizen. Het toonaudiogram levert rechts een absoluut opgeheven gehoor, terwijl links over de gehele toonskala een verlies bestaat voor lucht- en beengeleiding van 75 à 80 db. Bij labyrint-onderzoek blijkt, dat links en rechts de prikkelbaarheid totaal is opgeheven. Het gewone spraakaudiogram toont een curve met $D > 90\%$. Met verschillende typen hoorprothesen werd alleen dit resultaat bereikt, dat de patiënte bij een spraakintensiteit van 40 db wel kon horen, dat er gesproken werd, terwijl toch het articulatiepercentage steeds minder dan 10 bedroeg. Het is duidelijk dat het nut van een prothese in dit geval alleen bestaat in het wekkarakter en de rythme-waarneming. Patiënte draagt bij haar werkzaamheden een prothese type I, en zij zegt hiervan veel plezier te hebben.

§ 6. *Prothese-aanpassing met woordlijsten, die een signaal-ruis verhouding van ca. 10 db vertonen.*

In de tot nu toe besproken gevallen werd gebruik gemaakt van woordlijsten met een constante signaal-ruis verhouding van ca. 30 db (verder aangeduid met: S/N 30).

Uit de onderzoeken van de laatste jaren, o.a. LICKLIDER (1948) en HUIZING (1952), is bekend, dat een dergelijk zwakke achtergrondstoring nog geen veranderingen in het spraakaudiogram teweegbrengt. In het dagelijkse leven liggen de verhoudingen vaak enigszins ongunstiger. Een van de meest gehoorde klachten van prothese-dragers is wel, dat het grote moeite kost een gesprek te volgen in gezelschap of een vergadering bij te wonen. Ten einde een inzicht te krijgen in deze kwestie, werd door ons achtergrondstoring van blanke ruis (S/N 10) bij de P.B.-lijsten toegepast. Hierdoor ondervonden

ook de normale contrôle-personen moeilijkheden. Deze kwamen tot uiting in:

1. vergroting van de waarde van L S P en L I;
2. toename van D;
3. vermindering van V I.

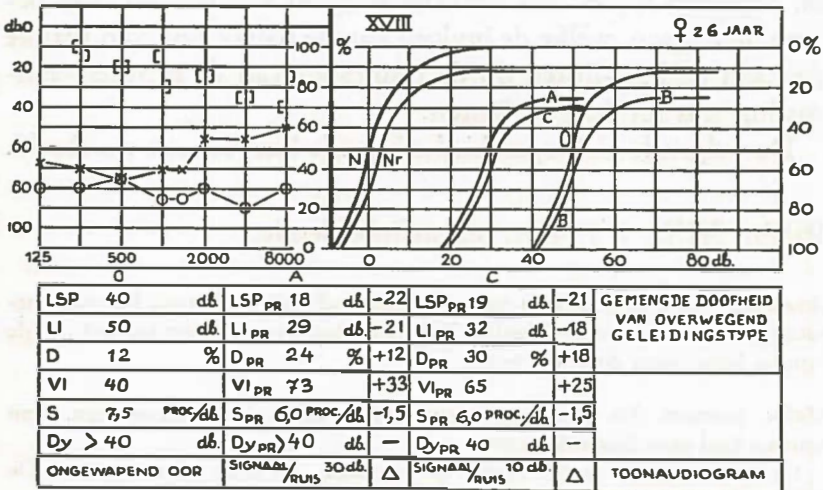
Men vergelijkte hiervoor figuur 2.

De spraakaudiogrammen bij de prothese-aanpassing, bij gebruikmaken van de P.B.-lijsten (S/N 30), gelden dus waarschijnlijk niet voor de resultaten van het prothese-horen in een enigszins lawaaige omgeving. Daarin zal het nut van een apparaat minder groot zijn.

Als voorbeeld laten wij hier een ziektegeschiedenis volgen.

Patiënt XVIII. ♀ 26 jaar, huisvrouw.

Anamnese. Zij is reeds 17 jaar slechthorend. Wegens chronische otitis media werd in 1947 rechts een radicaaloperatie gedaan en in 1950 links.



Figuur 28

Status praesens. Beiderzijds bestaat een droge radicaalholte. Neus en keel vertonen geen afwijkingen.

De fluisterspraak wordt links en rechts niet gehoord. De *Schwabach* is beiderzijds iets verkort, de *Rinne* is negatief en de *Weber* is niet gelateraliseerd.

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type. (Bij S/N 10 geldt curve B).

Prothese-proef. Patiënte draagt reeds een jaar een prothese type I op het rechteroor en bereikt hiermee met P.B.-lijsten (S/N 30) een LSP_{pr} van 18 db en een D_{pr} van 24% (zie curve A). Met een achtergrond van blanke ruis (S/N 10) leveren deze zelfde P.B.-lijsten curve C.

Conclusie. Bij dit geval van een gemengde vorm van slechthorendheid zijn de veranderingen in het spraakaudiogram bij toepassing van achtergrondlawaai vrijwel gelijk aan die, welke worden gevonden bij normale proefpersonen.

Gezien het bestaan van pathologische luidheidsverhoudingen bij bepaalde typen van slechthorendheid was het ook van belang na te gaan, welke de invloed van de toevoeging van blanke ruis aan de P.B.-lijsten op de resultaten van de prothese-aanpassing was bij deze patiënten.

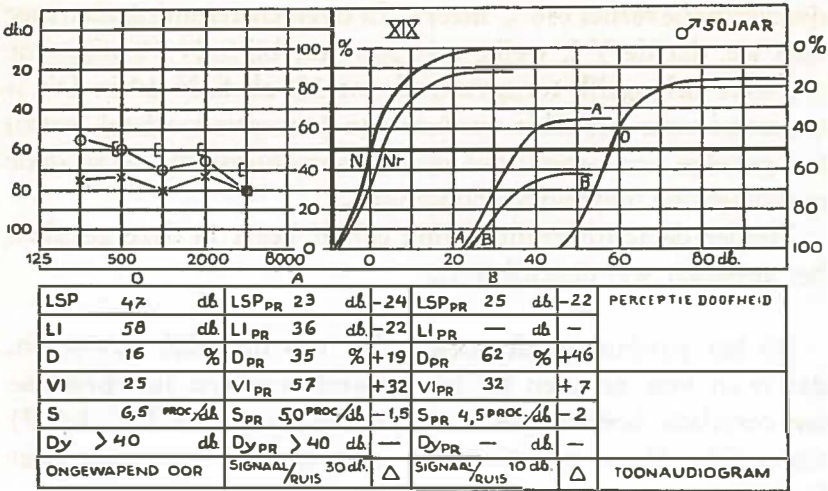
De volgende ziektegeschiedenis geeft hiervan een voorbeeld.

Patiënt XIX. ♂ 50 jaar, magazijnbediende.

Anamnese. Deze man is reeds jaren slechthorend. Hij heeft vaak last van oorzuizen en is daarbij ook duizelig. Van oorontsteking is niets bekend. In de familie komt geen doofheid voor.

Status praesens. De trommelveuzen zijn mogelijk iets ingetrokken. Aan neus en keel geen bijzonderheden.

De fluisterspraak wordt rechts ad concham, en links niet verstaan. De *Schwabach* is links en rechts sterk verkort, de *Rinne* is positief en de *Weber* is niet te bepalen.



Figuur 29

Het gewone spraakaudiogram vertoont een curve (O) van het P-type.

Prothese-proef. Met een prothese type VII op het rechteroor wordt (met P.B.-lijsten S/N 30) de curve A gevonden. Bij gebruikmaken van de P.B.-lijsten met S/N 10 levert het spraakaudiogram een opvallend slechter resultaat (curve B).

Ook een prothese van het type V vertoont hetzelfde beeld.

Conclusie. Bij deze patiënt met een zuiver beeld van een perceptiedoofheid doet zich in ernstige mate de storende invloed van de aan de testlijsten toegevoegde blanke ruis gelden. De oorzaak hiervan moet worden gezocht in de gestoorde luidheidsfunctie, die bij supraliminaal horen bestaat.

Bij deze laatste patiënt is het spraakgehoor in lawaai dus zo slecht, dat onder deze omstandigheden de prothese nauwelijks een verbetering geeft. Het voordeel van de verhoogde gevoeligheid (22 db) van het gewapende oor ten opzichte van het ongewapende wordt weer te niet gedaan door het zoveel grotere

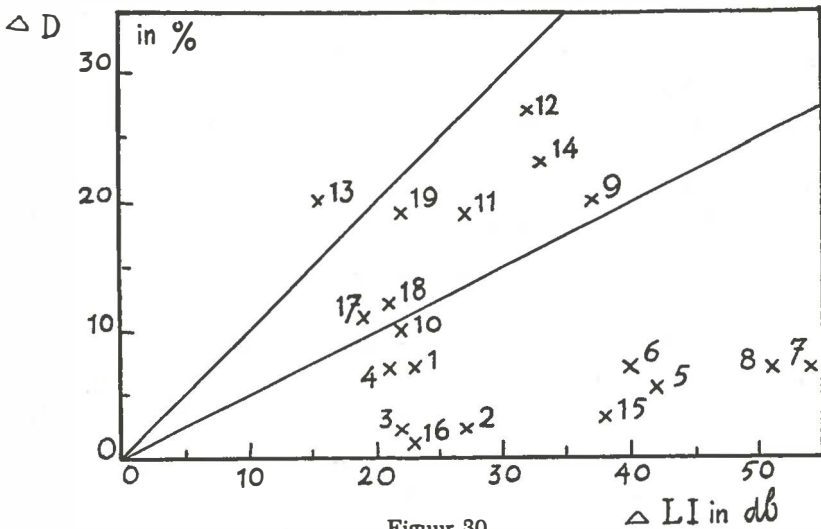
discriminatieverlies (46% meer). In overeenstemming daarmee zien we, dat de V I, welke met prothese bij S/N 30 stijgt tot 57, weer belangrijk terugvalt, nl. tot 32, als S/N 10 is. Dit is typerend voor bepaalde vormen van perceptiedoofheid, hetzij ten gevolge van subjectieve distorsieverschijnselen, hetzij door pathologische luidheidsverhoudingen.

Zonder de achtergrondstoring echter heeft in deze gevallen het apparaat wel degelijk nut.

Bij het patiëntenonderzoek is het ons duidelijk geworden, dat er in vele gevallen bij het gebruik van een hoorprothese een correlatie bestaat tussen ΔD enerzijds en ΔLI (ΔLSP) anderzijds. Voor quantitative gegevens zij verwezen naar figuur 30.

ΔD in percenten is langs de Y-as uitgezet en ΔLI in db langs de X-as. Voor elke patiënt kan bij een bepaalde instelling van de prothese in deze grafiek een punt worden gevonden.

Het blijkt nu, dat het quotiënt $\frac{\Delta D}{\Delta LI}$ in vrijwel alle gevallen



Figuur 30

kleiner was dan 1. Bij de patiënten met geleidingsdoofheid of gemengde doofheid lag dit quotiënt tussen 0 en 0,5, terwijl bij de perceptiedoven dit getal 0,5 of groter was.

Overzicht van het nuttig effect van prothesen bij verschillende vormen van slechthorendheid.

Gunstigste voorbeeld (nr. 7): $\Delta LI = 56$ db.

7% toename in discriminatieverlies.

Ongunstigste voorbeeld (nr. 13): $\Delta LI = 16$ db;

$\Delta D = 20\%$.

HOOFDSTUK V

SAMENVATTING EN CONCLUSIES

Het onderzoek in dit proefschrift beschreven, had tot doel te komen tot een rationele en gestandaardiseerde methode voor het aanpassen van hoorprothesen. Hierbij was het van groot belang om prikkelmateriaal te gebruiken, dat zoveel mogelijk de omstandigheden van het dagelijks leven nabootst.

Twee methoden van bepaling van de gehoorverbetering kunnen worden toegepast:

1. toondrempelaudiometrie;
2. spraakaudiometrie.

Slechts de laatste methode komt in aanmerking voor dit onderzoek, daar hiermee een inzicht wordt verkregen in het verstaan van het gesproken woord, zowel bij kleine als bij grote intensiteit.

Ten einde tot een verantwoorde keuze van een prothese te komen, werd gezocht naar mogelijkheden om een zo groot mogelijke differentiatie in de meetresultaten te krijgen. Eén van de hulpmiddelen hiervoor is het gebruik van moeilijk testmateriaal, dat toch voldoende genormaliseerd kan worden. De Groninger P.B.-lijsten voldoen aan dit criterium.

Om niet genoodzaakt te zijn bij elk onderzoek opnieuw door een geoefend spreker de testwoorden voor de microfoon te laten uitspreken — hierbij bestaat niet de zekerheid, dat de woorden op dezelfde wijze worden gesproken —, werden deze met behulp van de bandrecorder opgenomen. Het was van het hoogste belang ervoor te zorgen, dat de resultaten van het onderzoek met de verschillende lijsten onderling vergelijkbaar waren. Het bleek niet mogelijk om als maatstaf hiervoor te nemen de intensiteit, waarmee de testwoorden waren uitgesproken. Bij een onderzoek hiervan met de in Hoofdstuk II beschreven apparatuur bleek nl., dat de klinkers en medeklinkers met zeer uiteenlopende intensiteit worden gesproken. Het grootste verschil was 27 db. Het gemiddelde energieverval tussen de klinkers en de stemloze medeklinkers voor het Nederlands bedroeg 12 db. Op grond van dit feit werd gepoogd bij de opname van de testlijsten te zorgen, dat de inspanning, waarmee alle woorden werden gesproken, zoveel mogelijk constant bleef. Het bleek ons dan, dat de grootste in elk woord voorkomende intensiteit toch binnen enge grenzen constant bleef. In Tabel I week de gemiddelde geluidsterkte van de woorden van P.B.-lijst nr. 8 (S/N 30) slechts 0,83 db af van het gemiddelde van de lijsten 6, 7, 8, 9 en 10 (S/N 30). Bij de andere lijsten was dit getal nog kleiner.

De spraakaudiogrammen werden opgenomen in het vrije veld. Hierdoor was het mogelijk directe vergelijkingen te treffen tussen de resultaten met het ongewapende oor en het gewapende oor.

Bij een normaalhorend proefpersoon gaat het gebruik van een prothese gepaard met een vergroting van L I, terwijl een discriminatieverlies ontstaat in de grootte-orde van 10%. Dit op het eerste gezicht onwaarschijnlijke resultaat vindt zijn verklaring in het feit, dat de prothese een eigen geruis doet horen. Dit is zo duidelijk hoorbaar, dat het spraak van zwakke intensiteit maskeert. De objectieve vervorming van het appa-

raat heeft tot gevolg, dat D_{pr} voor het normale oor een grootte van ca. 10% bereikt, afhankelijk van het type toestel. Het moet mogelijk zijn hierin verandering te brengen door verbeterde prothesen (balans eindtrap, tegenkoppeling, etc.).

De patiënten met een zuivere geleidingsdoofheid (I t/m III) bereikten allen een grote verbetering van de gehoorscherpthe. De verschillende typen prothesen gaven over het algemeen gelijkwaardige resultaten. Het resterende gehoorverlies ($L I_{pr}$) bedroeg bij deze patiënten ca. 23 db.

Bij de patiënten met een gemengde doofheid (IV t/m VIII) stuitte de prothese-aanpassing ook niet op grote moeilijkheden.

In geval IV en bij soortgelijke patiënten werden curven gevonden, die veel overeenkomst vertonen met de articulatiecurven in de publicaties van KNUDSEN en WATSON over de selectieve versterking bij de hoorprothese-aanpassing. Uit het feit, dat de in geval IV toegepaste apparaten een vrijwel gelijke frequentiekaracteristiek hadden, doch een duidelijk verschil in de grootte van de amplitude-ervorming vertoonden, is te concluderen, dat de steilheid van de articulatiecurve afhangt van de toestelervorming. Ook D wordt bij deze patiënt groter bij gebruik van een prothese met meer vervorming.

Bij patiënt V bestaat het interessante verschijnsel, dat bij gebruik van een moderne prothese Dy_{pr} veel meer toeneemt dan bij toepassing van een prothese van verouderde constructie. De eerste is dus in staat om de natuurgetrouwheid van de spraak over een veel groter db-bereik te bewaren, getuige de brede band, waarin de articulatie in curve B van figuur 13 boven 50% blijft (de halfwaardebreedte is hier 40 db).

Resumerende moet dus worden aangenomen, dat de amplitude-ervorming van een prothese van grote invloed is op D , S en Dy .

Bij de volgende patiënten levert de perceptie-component een

steeds groter deel van het gehoorscherptheverlies. Bij die gevallen, waarin D van het spraakaudiogram met het ongewapende oor een relatief kleine waarde heeft, is het nut van een prothese het grootst.

Een interessante bijzonderheid levert patiënt VII, die met pseudo-binaurale prothese-toepassing een grote verbetering van D en VI laat zien.

Bij de patiënten met geleidingsdoofheid en gemengde doofheid is het opvallend, dat bij gebruik van de huidige hoorprothesen altijd een zeker restverlies overblijft ($L I_{pr}$). Het is interessant, dat dit verlies van dezelfde orde is als het verlies aan gevoeligheid van het normale oor bij maskering door dagrumoer in een rustige omgeving. Op deze plaats kan worden gewezen op een dergelijk verschijnsel, dat gevonden wordt bij gefenestreerde otosclerose patiënten. Ook deze houden na een geslaagde operatie een restverlies van gehoorscherpthe van ongeveer 20 db.

In onze serie staat patiënt IX, met een toondrempelverlies voor de spraakfrequenties van ca. 77 db, aan de spits wat betreft de verbetering, die een hoorprothese kan brengen. Bij hem bedraagt de maximum waarde $\Delta L I$ 56 db. Het restverlies is 21 db ($L I_{pr}$).

De ziektegeschiedenissen X t/m XVII zijn alle voorbeelden van de moeilijkheden van de prothese-aanpassing bij patiënten met een perceptiedoofheid.

Bij de patiënten, waarbij het gewapende oor een helmvormige articulatiecurve vertoont (XIII en XIV), kan het ongewapende oor de gehoorfunctie overnemen bij grotere spraakintensiteiten. Hierdoor kan $VI I_{pr}$ belangrijk in waarde stijgen.

Ter beoordeling van de gehoorfunctie hebben wij gemeend, dat de oppervlakte van het articulatieveld, voor zover dit boven de 50% komt, een indicatie kan geven. Bij patiënt VIII bedraagt deze — uitgedrukt in db.percent — ca. 250, terwijl deze bij patiënt XIV slechts ca. 140 bedraagt.

De laatste twee patiënten, met een abrupt toondrempelaudiogram laten zien, dat L S P van het ongewapende oor relatief een véél kleinere waarde heeft dan L I. Deze mensen kunnen, dank zij hun goede gehoor in de baszône, reeds bij kleine geluidsintensiteit enkele typische baswoorden van de P.B.-lijsten verstaan. Hierbij valt op te merken, dat patiënt XVI (zonder regressiesymptoom) reeds bij zwakke geluidsindrukken een beter spraakgehoor heeft dan patiënt XVII (mèt regressiesymptoom; ook zonder prothese een helmvormige articulatiecurve). De prothese geeft, zoals te verwachten was, bij de laatste een slechter resultaat.

Het is bekend, dat bij de prothese-aanpassing een betere differentiëring tussen de resultaten met verschillende typen mogelijk is, indien het testmateriaal met een achtergrond van lawaai wordt aangeboden. In dit proefschrift werd daarvoor gebruikt blanke ruis. Deze is weliswaar niet gelijkwaardig aan het lawaai in het dagelijks leven (b.v. straatrumoer, geroezemoes van stemmen), maar het voordeel bestaat, dat dit lawaai op eenvoudige wijze is te verwezenlijken en te standaardiseren. Een vergelijkend onderzoek met andere soorten achtergrondstoring zal misschien zijn nut hebben. Als voorbeeld van het gebruik van lawaai-storing dienen de ziektegeschiedenissen, beschreven in § 6 van Hoofdstuk IV.

Het zou aanbeveling verdienen om de toepassing van het begrip sociale validiteits-index (V I) voor deze audiogrammen mèt lawaai zodanig uit te breiden, dat duidelijk het verschil tot uiting komt met de V I, bepaald zònder lawaai.

SUMMARY

In this thesis the selection of hearing aids by means of speech audiometry is described.

Chapter I contains, after a concise survey of the development of modern hearing aids, a discussion of the literature on the selection of hearing aids.

In Chapter II the way of testing the hard-of-hearing is mentioned, after which the experimental apparatus, the auxiliary apparatus and the speech-material is described. Next follows a discussion of the practical value of the phonetically balanced wordlists as normalized speech. The experiments were conducted in "free field" in the sound-proof room of the University Ear, Nose and Throat Clinic, Groningen. The wordlists, recorded on tape, were played back to the loudspeaker via an amplifier of known and variable amplification. For the listing of the experimental results the following points of the speech audiogram were considered to be essential:

1. Limen for Speech-Perception, L S P, i.e. the threshold of speech-perception;
2. Limen Interaudibile, L I, i.e. the threshold of speech-intelligibility;
3. Loss of Discrimination, D;
4. Slope, S; unless stated otherwise, slope means the maximum slope of the articulation curve, i.e. the maximum value of the change of the percentage of articulation in percent/db;
5. Social Adequacy Index, V I;
6. Dynamic Range, Dy, or operating range, i.e. in general the difference between the value of L I and that intensity level of speech at which the sounds begin to get a disagreeable loudness. In the special case of the so-called helm-shaped articulation curve dynamic range means: the difference of

intensity in db between the two values of L I of that curve, viz. in the rising and in the falling part.

Chapter III is devoted to a description of some seven types of hearing aids, much applied in the Netherlands. The electro-acoustic properties are fully discussed as well as the methods of registering and measurement. The apparatus required is described. In a few paragraphs a survey is given of the consequences of the wearing of a hearing aid on its properties, e.g. the "body baffle" effect.

In Chapter IV the result of our examination of the testlists has been put down in tables. The difference between the maximum and the minimum value of the sound-intensity of vowels and consonants in the Dutch language proved to be 27 db, and the average difference of energy was 12 db.

After this the results of our examination of the hearing aids are discussed.

Next the results are given of our own experiments on patients with impairment of the sound-conducting and/or the sound-percipient apparatus.

The success of the hearing aid application is greatest with patients suffering from a conduction deafness. On patients with a mixed deafness or a perception deafness the results were less favourable, according to the shape of the threshold audiograms and the speech audiograms, and the extent of the loss of auditory acuity.

Finally the result is given of the selection of the hearing aid by means of speech audiometry in noise (white noise). A signal to noise ratio of about 10 db has been used. Case-histories of patients with and without pathological loudness-perception (recruitment) have been compared. In the latter case the benefit of a hearing aid in noisy surroundings proved to be problematic.

By means of a new kind of diagram the difference in improvement obtained with persons with a conduction deafness

and those with a perception deafness is pointed out, when fitted with a hearing aid. Here a comparison is made of ΔD on the one hand, and $\Delta L I$ on the other, obtained by means of a hearing aid.

In Chapter V the following conclusions are drawn:

1. Selection of hearing aids should be performed with the use of speech audiometry. This method makes it possible to obtain an insight into the improvement of hearing in daily life situations. It is necessary that besides the impetus-material the type and amount of background-noise are normalized as well.
2. The hearing aids nowadays in use are not able to compensate fully the loss of hearing. There always remains a residual loss of at least 20 db. The loss of discrimination may reach a substantial value.
3. The greatest gain in $\Delta L I$ (i.e. $L I - L I_{pr}$) measured in our experiments was about 56 db.
4. On persons suffering from conduction deafness all types of hearing aids applied gave about the same improvement.
5. The amplitude distortion of a hearing aid has a great effect on the value of D , S and D_y .
6. In suitable cases the pseudo-binaural use of a hearing aid may mean a great improvement, as compared to the monaural application (case VII).
7. It is to be recommended to extend the idea of Social Adequacy Index ($V I$) in such a way that the influence of background-noise on the intelligibility of speech in life situations is taken into account.

In this thesis the influence of auditory training on the results of speech audiometry has not been investigated.

RÉSUMÉ

La thèse présentée offre une description de la sélection rationnelle des appareils de prothèse auditive à l'aide de l'audiométrie vocale.

Après avoir donné un court aperçu du développement de la prothèse auditive moderne, le chapitre premier passe en revue la littérature portant sur la sélection des appareils de prothèse auditive.

Au chapitre deuxième la technique d'examen adoptée est décrite, ainsi que l'installation, l'équipement auxiliaire et le matériel phonétique qui ont été appliqués. Les sujets ont été examinés en champ libre dans une cabine insonore à la Clinique d'Oto-Rhino-Laryngologie de Groningue. Le matériel phonétique capté sur un ruban magnétique, était dirigé sur le haut parleur après avoir été amplifié à volonté par l'opérateur. Ensuite la valeur pratique des listes de mots phonétiquement équilibrés (listes P.B.) est discutée en tant que matériel phonétique normalisé.

Les points suivants de l'audiogramme vocal ont été considérés essentiels à la notation des épreuves:

1. Limen pour la perception des sons vocaux, en abrégé L S P, i.e. le seuil de perceptibilité correspondant à un niveau d'amplification tel que le sujet perçoit pour la première fois dans une liste P.B. un mot qu'il peut identifier.
2. Limen interaudible, en abrégé L I, i.e. le seuil d'intelligibilité correspondant à un niveau d'amplification tel que le sujet peut identifier la moitié des mots dans une liste P.B.
3. Perte de discrimination, en abrégé D.
4. Pente, en abrégé S. Il est entendu par „pente” l'angle maximum formé par la courbe d'intelligibilité, c.à.d. la valeur maximum de la variation du pourcentage d'intelli-

gibilité exprimée en pourcent/db; à moins toutefois que mention ne soit faite d'une autre signification.

5. Indice d'adaptation sociale de l'audition, en abrégé V I, i.e. la moyenne des pourcentages d'intelligibilité relevés au moyen de listes P.B. aux niveaux d'intensité correspondant à la voix faible, à la voix moyenne et à la voix forte.
6. "Dynamique" (cf. américain: "dynamic" ou "operating range"), en abrégé Dy, ou encore marge d'utilisation, i.e. en général la différence entre le niveau de L I et le niveau d'intensité vocale auquel les sons deviennent désagréables pour le sujet. Dans le cas particulier d'une courbe en chapeau de gendarme il est entendu par "dynamique" la différence en db entre les deux niveaux de L I de cette courbe, c.à.d. dans la partie montante et la partie descendante.

Le chapitre troisième s'occupe des différents types de prothèse auditive — au nombre de sept — fréquemment utilisés aux Pays-Bas. Les propriétés électro-acoustiques ainsi que les méthodes de notation et de mesure de celles-ci sont discutées en détail. L'équipement appliqué à ces épreuves est décrit. A la fin de ce chapitre quelques paragraphes sont voués aux conséquences que comporte pour le porteur l'utilisation d'un appareil de prothèse auditive, p. ex. le „body baffle effect”.

Au chapitre quatrième les résultats obtenus de l'analyse des listes d'épreuves sont notés en tableaux. Une recherche portant sur l'intensité des voyelles et des consonnes a permis de constater que la différence entre le maximum et le minimum d'intensité est de 27 db et que la différence d'énergie moyenne entre les voyelles et les consonnes est de 12 db pour la langue néerlandaise.

Ensuite sont discutés les résultats de nos propres recherches sur les appareils de prothèse auditive.

A la fin de ce même chapitre sont notés les résultats de nos propres expériences illustrés par une vingtaine d'observations

allant des surdités de transmission aux surdités de perception.

L'utilisation d'un appareil de prothèse auditive rend le plus de succès dans les cas de surdité de transmission. Dans les cas de surdité mixte ou de surdité de perception les résultats obtenus étaient moins satisfaisants et variaient suivant la forme des audiogrammes tonals et vocaux ainsi que l'importance de la perte dans l'acuité auditive.

Enfin est mentionné le résultat d'une sélection de prothèse auditive à l'aide de l'audiométrie vocale avec bruit de fond. A cette fin du bruit blanc a été mélangé dans une proportion signal/bruit de 10 db aux listes d'épreuves captées sur le ruban magnétique. Un cas de surdité sans recrutement est comparé à un cas de surdité avec recrutement. Dans le second cas l'utilité d'une prothèse auditive dans une ambiance tapageuse était douteuse.

Un graphique nouvellement introduit — en comparant d'une part ΔD et d'autre part $\Delta L I$ — montre clairement la différence entre les cas de surdité de transmission et de surdité de perception en ce qui concerne le gain qu'une prothèse auditive peut procurer au sujet.

Au chapitre cinquième les conclusions suivantes sont tirées des expériences faites:

1. La sélection des appareils de prothèse auditive doit se faire à l'aide de l'audiométrie vocale. Cette méthode permet de se faire une notion nette du gain d'audition qui peut être obtenu dans la vie quotidienne. Il est nécessaire que non seulement le matériel phonétique mais également le bruit de fond soient normalisés.
2. Les appareils actuels de prothèse auditive ne sont pas à même de procurer une compensation complète de la perte auditive. Le reliquat de surdité s'élève toujours à une vingtaine de db au minimum. La perte de discrimination peut être considérable et s'élève au moins à 10 %.

3. La plus grande amélioration que nous ayons pu constater, était un gain d'acuité auditive, $\Delta L I$ (donc: $L I - L I_{pr}$) d'environ 56 db.
4. Dans les cas de surdité de transmission tous les types de prothèse auditive utilisés donnaient des résultats de même valeur environ.
5. La distorsion d'amplitude a une influence importante sur la valeur de D, S et Dy.
6. Il existe des cas qui se prêtent à l'utilisation d'une prothèse auditive pseudo binaurculaire; en comparaison avec l'utilisation monauriculaire une amélioration appréciable peut être obtenue (cf. observation septième).
7. Il est à recommander d'élargir la notion de V I afin que l'influence exercée par le bruit de fond sur l'intelligibilité dans les différentes sortes de surdité, puisse ressortir clairement.

La thèse ne s'occupe pas de l'influence que l'entraînement de l'audition appareillée peut avoir sur les résultats de l'audiométrie vocale.

ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Dissertationsarbeit wird eine Beschreibung von dem Anpassen von Gehörprothesen mit Hilfe der Sprachaudiometrie gegeben.

Kapitel I enthält — nach einer kurzen Uebersicht über die Entwicklung der modernen Gehörprothese — eine Besprechung des Schrifttums über die Prothesenanpassung.

In Kapitel II wird der Verlauf der Krankenuntersuchung besprochen, worauf die angewandten Versuchsapparate, die Hilfsapparate und das Sprachmaterial beschrieben werden. Es folgt dann eine Betrachtung über den praktischen Wert der phonetisch balancierten Wörterverzeichnisse als normalisierte Sprache. Die Versuche fanden statt im schalltoten Raum der Universitätsklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenkrankheiten, Groningen. Sämtliches Reizmaterial wurde auf dem Magnetophonband aufgenommen und nach beliebiger Verstärkung mittels eines Lautsprechers wiedergegeben. Zwecks Notation der Versuchsergebnisse wurden folgende Punkte des Sprachaudiogramms für wesentlich gehalten:

1. Limen für Sprachperzeption, L S P, d.i. die Sprachgehörschwelle;
2. Limen Interaudibile, L I, d.i. die Sprachverständlichkeitsschwelle;
3. Diskriminationsverlust, D;
4. Steilheit, S; unter Steilheit wird die Höchststeilheit der Artikulationskurve, d.i. der Maximalwert der Veränderung des Artikulationsprozentsatzes in % pro db verstanden;
5. Validitäts-Index, V I;
6. Dynamik, Dy, oder brauchbare Intensitätsspanne, d.i. im allgemeinen der Unterschied zwischen dem Wert von L I und desjenigen Sprachintensitätspegels, bei welchem die

Sprache anfängt, unangenehm laut zu werden. Im besonderen Falle der sog. helmförmigen Artikulationskurve wird unter Dynamik Folgendes verstanden: die Anzahl db Intensitätsunterschied zwischen den beiden Werten von L I dieser Kurve, nämlich im steigenden und sinkenden Teil.

Kapitel III ist einer Beschreibung von sieben in Niederland viel angewandten Typen von Gehörprothesen gewidmet. Es wird ausführlich auf die elektro-akustischen Eigenschaften und die Messungsmethoden derselben eingegangen; die hierfür benötigte Apparatur wird beschrieben. In einigen Paragraphen folgt dann eine Uebersicht über die Folgen, die das Tragen einer Prothese auf die Eigenschaften derselben hat, z.B. der "body baffle"-Effekt.

In Kapitel IV werden die Resultate der eigenen Untersuchung der normalisierten Wörterverzeichnisse in Tabellen festgelegt. Bei einer Untersuchung über die Schallintensität der Vokale und Konsonante zeigte sich, dass der Intensitätsunterschied zwischen Höchst- und Mindestwert 27 db und der mittlere Energieunterschied 12 db betrug (holländische Sprache).

Hierauf werden die Ergebnisse unserer Untersuchung der Gehörprothesen besprochen.

Schliesslich folgen die Resultate der eigenen Untersuchung an Hand von zwanzig Krankengeschichten von Patienten mit Störungen des schallleitenden und schallperzipierenden Apparates.

Der Erfolg der Prothesenanwendung ist bei den Patienten mit Leitungstaubheit am grössten. Bei den Patienten mit gemischter Taubheit oder Perzeptionstaubheit war das Resultat weniger günstig, je nach der Form der Tonschwellen- und Sprachaudiogramme und der Grösze des Verlustes an Gehörschärfe.

Schliesslich wurde das Ergebnis der Prothesenanwendung mit Hilfe von Sprachaudiometrie in Lärm mitgeteilt. Hierfür

wurde reines Geräusch verwendet, das mit einem Signal/Störung-Verhältnis von etwa 10 db den normalisierten Wörterverzeichnissen hinzugefügt wurde. Es wurden Krankengeschichten eines Patienten ohne pathologische Lautheitsperzeption (Ausgleichsphänomen) mit Krankengeschichten eines Patienten mit letztgenannter Erscheinung verglichen. Im letzteren Falle war der Nutzen einer Prothese in lärmender Umgebung problematisch.

Mit Hilfe einer neu eingeführten graphischen Darstellung wird der deutliche Unterschied zwischen Leitungsschwerhörigen und Perzeptionsschwerhörigen, was den Nutzen einer Gehörprothese betrifft, illustriert. Hierbei wird eine Vergleichung zwischen ΔD einerseits und $\Delta L I$ andererseits, die mittels einer Prothese erzielt werden, gemacht.

In Kapitel V werden folgende Schlussfolgerungen gezogen:

1. Das Anpassen von Gehörprothesen hat mit Hilfe der Sprachaudiometrie zu erfolgen. Mittels dieser Methode ist es möglich, einen Einblick in die Gehörverbesserung, die im täglichen Leben erworben werden kann, zu erlangen. Es ist erforderlich, dass auch, ausser dem Reizmaterial, die Störung durch Lärm in den Hintergrund normalisiert wird.
2. Die heutzutage angewandten Prothesen sind nicht imstande, den Hörverlust vollständig zu kompensieren. Es bleibt immer ein gewisser Restverlust von mindestens 20 db bestehen. Der Diskriminationsverlust kann einen beträchtlichen Wert erreichen und gehört der Gröszenordnung von 10 % an.
3. Bei unserer Untersuchung war der grösste gemessene $\Delta L I$ (dies ist $L I - L I_{pr}$) ungefähr 56 db.
4. Bei den Personen mit einer Leitungstaubheit waren alle verwandten Typen Gehörprothesen ungefähr gleichwertig.

5. Die Amplitüdenverformung einer Prothese ist von groszem Einflusse auf die Grösze von D, S und Dy.
6. In dazu geeigneten Fällen kann pseudo-binaurale Prothesenanwendung eine grosze Verbesserung in Bezug auf monaurale Anwendung bedeuten (Fall VII).
7. Es empfiehlt sich, den Begriff Sozialer Validitäts-Index (V I) zu erweitern, sodasz der Einflusz, der Hintergrund-Lärm bei verschiedenen Typen von Schwerhörigkeit auf die Sprachverständlichkeit hat, deutlich zum Ausdruck kommt.

Der Einflusz von methodischen Hörübungen auf die Ergebnisse der Sprachaudiometrie wurde nicht in dieser Dissertationsarbeit besprochen.

LITTERATUUR

- BOER, K. DE, (1939) Philips Techn. Rev., 4: 316.
CARHART, R., (1946) Laryngoscope, 56: 510 en 780.
CARLISLE, R. W. en MUNDEL, A. B., (1944) J.A.S.A., 16: 45.
CAUSSE, R. en GONDET, I., (1948) Ann. d'oto-laryng., 65: 117.
DAVIS, H. c.s., (1946) Laryngoscope, 56: 85.
DAVIS, H. c.s., (1947) Hearing Aids, Harvard Univ. Press.
EGAN, J. P., (1944) OSRD Report, nr. 3802.
EGAN, J. P., (1948) Laryngoscope, 58: 955.
FALCONER, G. A. en DAVIS, H., (1947) Laryngoscope, 57: 89.
FALCONNET, P., (1950) Ann. d'oto-laryng., 67: nr. 4.
FLETCHER, H., (1929) Speech and Hearing, New-York, van Nostrand.
FLETCHER, H., (1950) J.A.S.A., 22: 12.
FOURNIER, J.-E., (1951) Audiométrie vocale, Parijs, Maloine.
HANSON, W. W., (1944) J.A.S.A., 16: 60.
HARRIS, J. D., (1949) Arch. of Otolaryng. 50: 388.
HUGHES, J. W., (1938) Proc. Royal Soc. of Med., B 837.
HUGHSON, W. en THOMPSON, E., (1943) Arch. of Otolaryng., 38: 252.
HUDGINS, C. V. en DAVIS, H., (1946) Laryngoscope, 56: 3, 85 en 56: 4, 35.
HUDGINS, C. V. c.s., (1947) Laryngoscope, 57: 57.
HUIZING, H. C., (1941) Ned. Tijdschr. v. Gen., 85: 1755.
HUIZING, H. C. en MOOLENAAR-BIJL, A., (1943) Ned. Tijdschr. v. Gen., 88: 435.
HUIZING, H. C., (1950) De audiologische hulpverlening aan de bevolking van Nederland. Monografie. R. U. Groningen.
HUIZING, H. C., (1952) Practica oto-rhino-laryng. XIV: Fasc. 6, 361.
KATZ, F. G. en SALIS, G. VON, (1930) Zeitschr. f. Hals-Nasen-Ohren., B 26: 106.
KNUDSEN, V. O. en JONES, I. H., (1935) Laryngoscope, 45: 48.
KNUDSEN, V. O., (1936) J.A.S.A., 7: 235.
LANGENBECK, B., (1941) Archiv f. Ohren-Nasen-Kehlkopf, 149: 199.
LEBEL, C. J., (1944) J.A.S.A., 16: 63.
LICKLIDER, J. C. R. en POLLACK, I., (1948) J.A.S.A., 20: 42.
LICKLIDER, J. C. R., (1950) Trans. 7th Conf. on Cybernetics.
LIDEN, G., (1951) Nordisk Medicin, nr. 35.
PALVA, T., (1952) Diss. Turku, Finland.
REYNTJES, J. A., (1951) Diss. Groningen.
RØJSKJAER, CHR., (1952) Diss. Odense, Denemarken.
ROMANOW, F. F., (1942) J.A.S.A., 13: 294.
SABINE, P. E., (1944) J.A.S.A., 16: 38.
SIIRALA, U., (1945) Acta oto-laryng., 33: 127.
SIVIAN, L. J. en WHITE, S. D., (1933) J.A.S.A., 4: 288.
WALSH, T. E. en SILVERMANN, S. R., (1946) Laryngoscope, 56: 536.
WATSON, N. A. en KNUDSEN, V. O., (1940) J.A.S.A., 11: 406.
WATSON, N. A., (1944) Laryngoscope, 54: 531.

