

DE BEWEGING VAN DE
STAPES

W. A. DANKBAAR

DE BEWEGING VAN DE STAPES

DE BEWEGING VAN DE STAPES

Een experimenteel onderzoek aan rotsbeenpreparaten

PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR
IN DE GENEESKUNDE AAN DE RIJSUNIVERSI-
TEIT TE LEIDEN OP GEZAG VAN DE RECTOR
MAGNIFICUS DR. W. R. O. GOSLINGS, HOOG-
LERAAR IN DE FACULTEIT DER GENEESKUNDE,
VOLGENS BESLUIT VAN HET COLLEGE VAN
DEKANEN TE VERDEDIGEN OP WOENSDAG
17 MEI 1972 TE KLOKKE 15.15 UUR

Door

WILLEM ANDRIES DANKBAAR

Geboren te Zwolle in 1933

Promotor:

PROF. DR. P. H. SCHMIDT

Het in dit proefschrift beschreven onderzoek werd verricht in de afdeling Keel-, Neus- en Oorheelkunde van het Universitair Medisch Centrum te Leiden.

De proefopstelling kwam tot stand met medewerking van A. Spoor, fysicus-audio-loog, F. Timmer en J. J. Eggermont, beiden wetenschappelijk medewerker, allen verbonden aan de afdeling Keel-, Neus- en Oorheelkunde van het Universitair Medisch Centrum te Leiden.

De apparatuur, voor zover in eigen werkplaats vervaardigd, werd gebouwd door P. Schotel, electronicus en V. Gerritsma, hoofdtechnicus, beiden eveneens verbonden aan bovengenoemde afdeling.

De statistische analyses werden uitgevoerd door mejuffrouw Ir. M. L. Hoogerwerf, wetenschappelijk medewerker, verbonden aan de afdeling Medische Statistiek (hoofd: H. de Jonge) van de Rijksuniversiteit te Leiden.

*Aan Rudy
Aan mijn vader en moeder*

INHOUD

	INLEIDING	9
Hoofdstuk I	DE BEWEGING VAN DE STAPES ONDER INVLOED VAN AKOESTISCHE STIMULATIE (Een literatuuroverzicht)	11
I.1	Anatomische overwegingen	11
I.2	Fysiologische experimenten	11
I.2.1	Optische onderzoekmethoden	11
I.2.2	Elektro-capacitieve onderzoekmethoden	12
I.2.3	Elektro-akoestische onderzoekmethoden	13
I.2.4	Mössbauer methode	13
I.3	Het effect van grote geluidsintensiteiten	13
I.4	Vraagstelling voor het eigen onderzoek	15
Hoofdstuk II	PROEFOPSTELLING EN MEETPROCEDURE	17
II.1	De proefopstelling	17
II.1.1	Principe van de proefopstelling	17
II.1.2	Het preparaat	17
II.1.3	De stimulatieapparatuur	17
II.1.4	De meetapparatuur	18
II.2	Meetprocedure	18
II.2.1	De stimulus	18
II.2.1.1	Frequenties	18
II.2.1.2	Intensiteiten	19
II.2.2	Uitvoering van de meting	19
Hoofdstuk III	KRITISCHE BESCHOUWING EN ONDERZOEK VAN PROEFOPSTELLING EN MEETPROCEDURE	21
III.1	Inleiding	21
III.2	De output van het pick-upelement als functie van de druk van de naald op de stapesvoetplaat	21
III.3	De invloed van het naald-voetplaatcontact op de stapesbeweging in het rotsbeenpreparaat.	23
	Controle-experimenten met een capacitieve methode	23
III.3.1	De beweging van de onbelaste voetplaat	23
III.3.2	Verandering van de voetplaatbeweging door het contact met de naald	24
III.4	Invloed van verwijdering der cochlea	25
III.5	Invloed van botvibraties op de stapesbeweging	25
III.6	Invloed van postmortale veranderingen op de stapesbeweging	26

Hoofdstuk IV	MEETRESULTATEN	29
IV.1	Notering	29
IV.2	Fase	29
IV.3	Amplitude	29
IV.4	Reproduceerbaarheid	31
Hoofdstuk V	BESPREKING VAN DE MEETRESULTATEN. CONCLUSIES	39
V.1	Het karakter van de stapesbeweging	39
V.1.1	De theoretisch mogelijke stapesbewegingen	39
V.1.2	De gevonden stapesbeweging	39
V.2	De grootte van de stapesbeweging	41
V.3	De lineariteit van het middenoor	43
V.4	Conclusies	43
	SAMENVATTING, SUMMARY, RÉSUMÉ	50
	AANHANGSEL	
a	De symmetrie van het kristalelement	57
b	Capacitieve detectie van de voetplaatbeweging	58
c	Correctiefactor capacitieve detectie versus mechanische detectie	59
d	Intensiteitsverschil tussen de vibratie van de voetplaat en de ovale vensterrand	60
e	De mechanische amplitude van de pick-upnaald	61
	GERAADPLEEGDE LITERATUUR	64

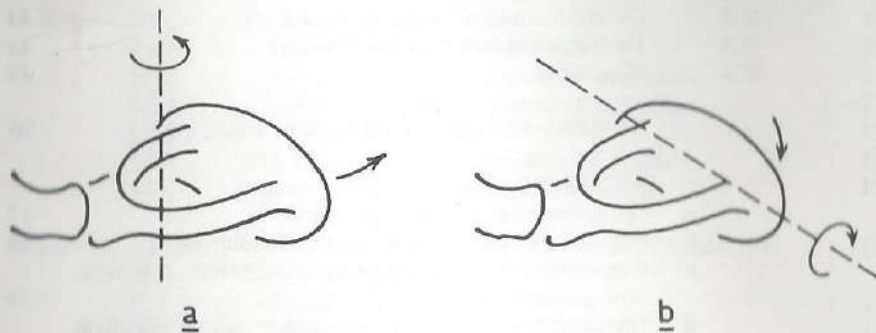


Fig. 1. De beweging van de stapes volgens von Békésy

- a) Bij normale geluidsintensiteiten beweegt de stapes als een gaspedaal om een as door de achtergrens van de voetplaat.
- b) Bij grote geluidsintensiteiten, naderend aan de pijngrens, maakt de stapes een kantelende beweging om een as door de voetplaat, waardoor de geluidsoverdracht naar de cochlea wordt begrensd.

INLEIDING

De cochlea is een uiterst gevoelig orgaan. Op grond daarvan is door vele onderzoekers verondersteld, dat het transmissiesysteem van het middenoor in staat zou zijn de geluidsoverdracht naar de cochlea zodanig te begrenzen, dat de cochlea daardoor tegen overbelasting zou worden beschermd. Om effectief te zijn zonder de gevoeligheid van het gehoororgaan te verminderen, zou een dergelijk begrenzingsmechanisme pas boven een bepaalde geluidsintensiteit in werking moeten treden. Dit kan op twee manieren worden bereikt.

- 1) Actief: Door contractie van de middenoorspiertjes als reflex op een (te) sterke akoestische prikkel, waardoor de bewegingsmogelijkheid van de gehoorbeentjes wordt verminderd. Dit effect is (althans voor de musculus stapedius) door verschillende onderzoekers kwalitatief en kwantitatief aangetoond (Jepsen (1955), Klockhoff (1961), Terkildsen (1964) en Rietjens (1965)).
- 2) Passief: Door een anatomisch bepaalde begrenzing van de uitwijkmogelijkheid van een of meer gehoorbeentjes.
Hierover bestaan twee theorieën:
 - a) Het „slippen” van het hamer-incusgewricht. Deze theorie is van Helmholtz (1863, 1868), terwijl Dahmann (1929, 1930), Stuhlman (1937), Tonndorf en Khanna (1966, 1967) waarnemingen hebben gedaan die de theorie ondersteunen.
 - b) Verandering van de rotatieas van de stapesvoetplaat. Deze theorie is van von Békésy (1936).

Volgens von Békésy beweegt de stijgbeugel onder normale omstandigheden als het gaspedaal van een auto, scharnierend om een as door de achtergrens van de voetplaat. Bij grote geluidsintensiteiten, overeenkomend met die aan de pijngrens, verplaatst de as zich vrij plotseling naar het midden van de voetplaat. Bovendien gaat de as in de lengterichting van de voetplaat lopen. Als gevolg van de verplaatsing van de draaiingsas van de rand naar het midden van de voetplaat zou een vermindering van de geluidsoverdracht van middenoor naar cochlea optreden. Volgens von Békésy zijn voor frequenties onder 20 Hz beide bewegingen scherp van elkaar gescheiden; in het frequentiegebied boven 100 Hz wordt de dwarse kanteling op de reeds aanwezige gaspedaalbeweging gesuperponeerd.

Von Békésy is van mening dat door deze verandering van de stapesbeweging de cochlea tegen grote geluidsintensiteiten wordt beschermd. Zijn theorie heeft veel aanhang gevonden. Vele audiologische handboeken (Stevens and Davis (1938), Wever and Lawrence (1954), Littler (1965)) evenals een aantal fysiologische standaardwerken (Stevens (1951), Best and Taylor (1961)) vermelden deze stapesbeweging als een belangrijk beschermingsmechanisme voor de cochlea over het gehele audiefrequentiegebied. Het algemeen accepteren van deze theorie is merkwaardig, daar de wijze waarop von Békésy zijn waarnemingen heeft verricht uit zijn publikaties niet duidelijk wordt. Hij grondt zijn theorie op onderzoeken aan menselijke rotsbeenpreparaten, maar hij vermeldt niet op welke wijze de stapesbeweging werd geregistreerd. Frequenties en intensiteiten van de gebruikte stimuli zijn niet in absolute waarden vastgelegd.

Bij het in dit proefschrift beschreven onderzoek is opnieuw de beweging van de menselijke stapes geanalyseerd door (evenals von Békésy) onderzoek aan rotsbeenpreparaten te verrichten. Van verschillende punten van de voetplaat werden amplitude en onderlinge faseverhoudingen gemeten. Uit de verkregen gegevens kon de beweging van de stapes binnen het gekozen frequentie- en intensiteitsgebied kwalitatief en kwantitatief worden beschreven *).

*) Waar in dit boek gesproken wordt van „stapesamplitude” of „voetplaatamplitude” wordt bedoeld de amplitude van de beweging die de stapes (resp. de voetplaat) maakt onder invloed van akoestische of mechanische stimulatie. Tenzij anders vermeld wordt deze amplitude uitgedrukt in eenheden RMS.

Hoofdstuk I

DE BEWEGING VAN DE STAPES ONDER INVLOED VAN AKOESTISCHE STIMULATIE (Een literatuuroverzicht)

I.1 ANATOMISCHE OVERWEGINGEN

Op grond van anatomische onderzoeken of overwegingen was reeds voor de publikatie van von Békésy (1936) door een aantal auteurs verondersteld dat de stapes als een gaspedaal beweegt (Politzer (1861), Lucae (1862), Eysell (1869), Wrightson (1918) en Dahmann (1929)). Anderen daarentegen (Zuntz en Loewy (1909), Zwaardemaker (1915)) veronderstelden eveneens op anatomische gronden, dat de stapes in het ovale venster op en neer beweegt als een zuiger in een cylinder.

I.2 FYSIOLOGISCHE EXPERIMENTEN

Een aantal onderzoekers bestudeerde de beweging van de stapes zonder speciaal aandacht te schenken aan een mogelijke verandering daarvan onder invloed van grote geluidsintensiteiten. Hierbij werden verschillende methoden van onderzoek gebruikt, die in een aantal groepen kunnen worden ingedeeld:

Optische onderzoeksmethoden (I.2.1)

Elektro-capacitieve onderzoeksmethoden (I.2.2)

Elektro-akoestische onderzoeksmethoden (I.2.3)

Mössbauer methode (I.2.4)

I.2.1 Optische onderzoeksmethoden

Bij deze methoden van onderzoek wordt voor de overdracht van informatie van het te meten verschijnsel naar de registratieapparatuur gebruik gemaakt van het zichtbare licht. Wanneer alleen optische vergroting wordt toegepast (al of niet met behulp van een stroboscoop), wordt de gevoeligheid begrensd door het oplossend vermogen van het daarvoor noodzakelijke lenzenstelsel (circa $\frac{1}{2}$ x de golflengte van het gebruikte licht (3000—6000 Å)), zodat voorwerpen en bewegingen van geringere afmeting niet kunnen worden waargenomen. Door gebruik te maken van fasecontrast- of interferentietechnieken kan de gevoeligheid worden vergroot. Hierop berust o.a. de laser-interferometer.

Helmholtz (1863, 1868) observeerde de beweging der gehoorbeentjes onder invloed van statische krachten, aangrijpend aan de umbo. Hij verrichtte zijn observaties aan menselijke kadaveroren. Hij constateerde dat de stapes in het voor-bovenste deel iets dieper in het ovale venster wordt gedrukt dan achteronder, hetgeen volgens hem het gevolg is van een grotere stijfheid van het ligamentum annulare aan de achter-onderzijde van de voetplaat. De draaiingsas van deze beweging ligt duidelijk buiten de voetplaat.

Mach en Kessel (1872, 1874) bepaalden stroboscopisch de bewegingsamplitude van verschillende onderdelen van keten en trommelvlies onder invloed van geluids-

trillingen. Zij gebruikten voor hun proeven eveneens menselijke rotsbeenderen. De stijgbeugel beweegt volgens Mach en Kessel niet loodrecht op het vlak van het ovale venster, maar maakt een kantelbeweging naar voor-boven. Hun waarnemingen stemmen overeen met die van Helmholtz, maar zij zoeken de verklaring daarvoor niet in het ligamentum annulare, doch in de asymmetrische structuur van het stapes-incusgewricht. Het gewrichtsvlak van de stapeskop staat volgens hun niet loodrecht op de trillingsrichting van de processus lenticularis, maar enigszins schuin daarop met het meest lateraal gelegen punt voor-boven. Bij inwaarts bewegen van de processus lenticularis zullen beide gewrichtsvlakken van het stapes-incusgewricht daardoor ten opzichte van elkaar een weinig verschuiven, waardoor de stapeskop behalve naar mediaal ook enigszins naar voor-boven wordt verplaatst. Kirikae (1960) heeft stroboscopisch de amplitude van de stapes gemeten, eveneens aan menselijke rotsbeenderen. Ook Guinan en Peake (1967) verrichtten stroboscopische amplitudemetingen van de stapes. Zij deden dit echter bij genarcotiseerde katten. Blijkens hun metingen is de stapesamplitude beneden 1000 Hz nagenoeg onafhankelijk van de frequentie, daarboven neemt hij echter met stijgende frequentie af. Omstreeks 4000 Hz vertoont de curve een diepe en steile „dip”. Tonndorf en Khanna (1968) gebruikten een laser-interferometer om (eveneens bij katten) de amplitude aan de umbo te meten. Zij bepaalden voor een reeks frequenties de geluidsdruk, nodig om deze amplitude op 10 Å (piek-piek) te handhaven. Uitgaande van de door hun berekende hefboomverhouding van het kattenoor kon uit hun gegevens de stapesamplitude worden berekend. Hun waarnemingen bevestigen de bevindingen van Guinan en Peake (1967) omtrent de frequentie-karakteristiek van de stapesbeweging.

1.2.2 Elektro-capacitieve onderzoeksmethoden

Het principe van deze meettechnieken berust op het feit dat een stilstaande geleider, geplaatst tegenover een trillend voorwerp, hiermee een condensator vormt waarvan de capaciteit wisselt in het ritme van de trilling. Door deze variërende capaciteit in een kring op te nemen wordt een wisselspanning opgewekt, die een exacte weergave van de trilling vormt.

Von Békésy (1941, 1960) was de eerste, die dit principe toepaste voor het meten van de stapesvibratie. Hij gebruikte voor zijn proefnemingen verse menselijke rotsbeenderen, waarin door de porus acusticus een gat was geboord naar het vestibulum. Door zijn zelf ontworpen sonde via dit gat zo dicht mogelijk bij de stapesvoetplaat te brengen was hij in staat de amplitude daarvan te meten. Uit zijn metingen concludeerde hij dat de amplitude in een oor waarvan de cochlea verwijderd is met stijgende frequentie afneemt.

Fischler, Frei, Rubinstein en Spira (1964, 1966, 1967) gebruikten eveneens een capacitieve sonde om de stapesamplitude te meten aan menselijke rotsbeenpreparaten, waarvan de cochlea was verwijderd. Hun bevindingen zijn in tegenspraak met die van von Békésy. Zij vonden steeds een maximale amplitude tussen 1000 en 1500 Hz en een vrij vlak verlopende curve tussen 100 en 500 Hz. In het gebied onder 100 Hz neemt de amplitude vrij snel af met dalende frequentie. Hetzelfde geldt boven 2000 Hz met stijgende frequentie. Verder vonden zij door vergelijking van hun eigen resultaten met die van Andersen e.s. (1963), dat verwijdering van de

cochlea geen belangrijke veranderingen veroorzaakt in de frequentie-karakteristiek van de stapesbeweging doch wel van de amplitude. De laatste zou circa 2,5 x groter worden.

1.2.3 Elektro-akoestische onderzoeksmethoden

Onder bepaalde omstandigheden veroorzaken drukvariaties (i.e. geluidstrillingen) volumeverplaatsingen in een vloeistof- of luchtkolom. Wanneer de relatie tussen drukvariatie en het daardoor verplaatste volume bekend is, kan door meting van de volumeverplaatsing de amplitude van de beweging worden bepaald.

Von Békésy (1942, 1960) bepaalde de volumeverplaatsing van het ronde venster aan menselijke rotsbeenpreparaten met intacte cochlea bij stimulatie via de gehoorgang. Uitgaande van het gegeven dat de cochleaire vloeistof niet samendrukbaar is berekende hij uit zijn meetresultaten de trillingsamplitude van de stapes. Hij vond dat deze amplitude over een groot frequentiebereik weinig varieert, doch dat hij na verwijdering van de cochlea sterk frequentie-afhankelijk is (zie 1.2.2). Von Békésy is dan ook van mening, dat de cochlea voor de stapesbeweging een sterke en frequentie-afhankelijke damping vormt.

Andersen, Hansen en Neergaard (1962, 1963) maten eveneens de volumeverplaatsing van het ronde venster in menselijke rotsbeenpreparaten. Zij stelden vast dat het menselijk middenoor tot intensiteiten van circa 100 dB SPL werkt als een lineair akoestisch systeem. Uit hun metingen berekenden zij de stapesamplitude. Ook Tonndorf en Khanna (1966, 1967) bepaalden aan katten met een overeenkomstige meettechniek de stapesamplitude.

1.2.4 Mössbauer methode

Wanneer een bron van ioniserende stralen afwisselend naar een detector toe en ervan af wordt bewogen kan door kwantitatieve meting van het dopplereffect de beweging worden geanalyseerd. Op dit principe berust de mössbauer techniek.

Gilad, Shtrikman, Hillman, Rubinstein en Eviatar (1967) gebruikten deze meetmethode onder meer om de stapesamplitude te meten. Zij deden dit bij cavia's en bevestigden de daarvoor nodige micro-stralenbron aan het stapes-incusgewricht. Zij vonden dat binnen het door hun gemeten intensiteitsbereik (60—90 dB SPL) het middenoor lineair functioneert.

Johnstone (1969) gebruikte de mössbauer methode om stapesamplitudes bij katten, cavia's en vier soorten kikkers te meten. Zijn resultaten vertonen veel overeenkomst met die van Tonndorf en Khanna (1967) en Guinan en Peake (1967). De amplitude is bij al zijn proefdiersoorten tot circa 1000 Hz slechts in geringe mate afhankelijk van de frequentie en neemt daarboven met stijgende frequentie snel af.

1.3 HET EFFECT VAN GROTE GELUIDSINTENSITEITEN

Een aantal onderzoekers heeft getracht door middel van experimenteel onderzoek von Békésy's theorie betreffende de gedifferentieerde stapesbeweging te bevestigen.

Perlman (1945, 1947) onderzocht aan menselijke rotsbeenpreparaten de beweging

van de stapes bij akoestische stimulatie. Hij bevestigde (na wegboren van de cochlea) een klein spiegeltje aan de vestibulaire zijde van de voetplaat. Met behulp van een daardoor teruggekaatste lichtbundel werd via een spleetvormig diafragma de voetplaatbeweging cinematografisch vastgelegd. Als geluidsbron werd een alarmpistool gebruikt, afgeschoten op circa 2 cm afstand van de gehoorgang (geschatte geluidsdruk 180—200 dB SPL). Ook maakte hij gebruik van continu geluid van grote intensiteit. Perlman kon met zijn proeven een verandering van de stapesbeweging, zoals door von Békésy beschreven, niet aantonen.

Kobrak (1948) observeerde aan verse menselijke kadaveroren (met cochlea) onder de microscoop de beweging der gehoorbeentjes bij langzame sinusvormige luchtdrukvariaties in de gehoorgang. Hij heeft bij toenemende intensiteit geen duidelijke verandering van de stapesbeweging gezien, maar zegt wel enige observaties te hebben gedaan die het waarschijnlijk maken dat een dergelijke verandering althans ten dele optreedt. Elf jaar later (1959) zegt hij evenwel de waarnemingen van von Békésy te hebben bevestigd, hoewel hij geen plotselinge bewegingsverandering heeft gezien, maar meer een geleidelijke overgang. Bij die onderzoeken (ook aan menselijke rotsbeenderen) registreerde hij de beweging van de stapesvoetplaat met behulp van een spiegeltje aan de vestibulaire zijde. Hij vermeldt echter niet op welke wijze het middenoor werd gestimuleerd, noch de gebruikte frequenties en intensiteiten.

Kirikae (1960) onderzocht de beweging der gehoorbeentjes met verschillende technieken, zowel optisch als elektronisch. Hij gebruikte voor zijn proeven eveneens menselijke kadaveroren. Hij verwijderde zoveel van de wand van het cavum tympani als nodig was voor een goede observatie van de gehoorbeentjes zonder de voor vibratie essentiële structuren te beschadigen. Ook verwijderde hij van een aantal preparaten de cochlea om de voetplaat aan de vestibulaire zijde te kunnen observeren. Voor zijn optische waarnemingen maakte hij gebruik van een stroboscopische techniek met fotografische registratie. Zijn elektronische waarnemingen werden verricht met een capacitieve sonde, tegenover de voetplaat (of de stapeskop) geplaatst op een afstand van circa 0,5 mm.

Kirikae vond dat de beweging van de stapes, gemeten bij 400 Hz-134 dB, niet veranderde na verwijdering van de cochlea, een conclusie die hij trekt uit vergelijking van de resultaten van zijn optische metingen (waarbij de cochlea intact bleef) met die van de capacitieve techniek (waarbij de cochlea werd verwijderd). Volgens hem maakt de stapes onder normale omstandigheden een gaspedaalbeweging om een as buiten en achter de voetplaat, waarbij de amplitude van voorste en achterste pool zich verhouden als 3 : 2. Verandering van deze beweging onder invloed van grote geluidsintensiteiten heeft hij niet waargenomen. Hij heeft daarvoor gezocht bij 120, 400 en 1000 Hz voor stimulusintensiteiten van 70—140 dB sensation level.

Guinan en Peake (1967) onderzochten de stapesbeweging bij genarcotiseerde katten. Zij maakten gebruik van een stroboscopische techniek, waarbij de flitslamp naar verkiezing zowel door de positieve als door de negatieve fase van de stimulus kon worden gestuurd. Op deze wijze waren zij in staat de stapes in beide uiterste standen van de vibratie optisch te fixeren en met behulp van een microscoop met meetoculair de afstand tussen beide uitersten te bepalen. Voor een goed meetbare amplitude waren echter sterke stimuli nodig; tenminste 130 dB SPL. Zij stelden vast

dat de stapes van de kat in het frequentiegebied van 30—10000 Hz onder de door hun gemeten omstandigheden (middenoorspiertjes niet functionerend, bulla open) als een volledig stijf lichaam beweegt en dat de trilling onvervormd wordt overgebracht. De stapes beweegt als een zuiger. Wordt de intensiteit van de stimulus te groot (in hun proeven 157 dB SPL) dan blijkt het zuiver op en neer gaande karakter van de beweging te worden verstoord. Guinan en Peake hebben uit hun experimenten echter niet genoeg gegevens kunnen putten om een volledige karakteristiek van deze bewegingsverandering te kunnen berekenen.

De resultaten van bovengenoemde onderzoekers geven géén steun aan de theorie, dat de stapesbeweging bij grote geluidsintensiteiten zodanig van karakter verandert, dat daardoor de cochlea tegen overbelasting wordt beschermd. Dat de stapes onder normale omstandigheden als een gaspedaal beweegt wordt evenmin waarschijnlijk gemaakt.

In de tabellen IIa en IIb op de pagina's 46 - 49 wordt een overzicht gegeven van de kwalitatieve en kwantitatieve resultaten van alle in dit literatuuroverzicht genoemde auteurs die experimenteel onderzoek over de stapesbeweging hebben verricht.

1.4 VRAAGSTELLING VOOR HET EIGEN ONDERZOEK

De uiteenlopende resultaten van de in het literatuuroverzicht genoemde auteurs geven aanleiding tot het stellen van de volgende vragen:

- 1) Op welke wijze beweegt de stapes in het ovale venster onder invloed van akoestische stimulatie? Is er sprake van één algemeen geldende beweging of vertoont deze individuele variaties?
- 2) Is het karakter van de stapesbeweging afhankelijk van de intensiteit van het aangeboden geluid? Treedt er onder invloed van grote geluidsintensiteiten een zodanige verandering van de stapesbeweging op, dat daardoor de trillingsoverdracht naar de cochleaire vloeistof wordt begrensd?
- 3) Hoe groot is de amplitude van de stapesbeweging als functie van frequentie en intensiteit van de stimulus?

Deze vragen kunnen worden beantwoord indien amplitude en onderlinge faseverhoudingen van tenminste **drie niet op één lijn liggende punten** van de voetplaat bekend zijn als functie van frequentie en intensiteit van de stimulus.

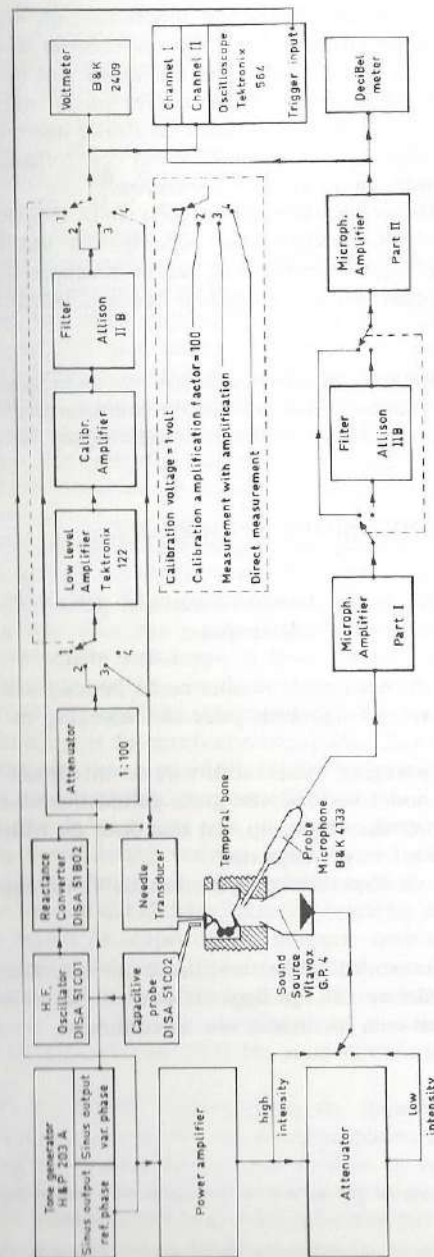


Fig. 2. Blokschema van de gebruikte apparatuur. De drie blokken links in het schema representeren de apparatuur waarmee de stimulus wordt opgewekt. De drie blokken geheel rechts vertegenwoordigen de registratie-apparatuur. Boven het rotsbeenpreparaat zijn zowel de pick-up als de capacitieve sonde met bijbehorende detectie-apparatuur weergegeven (zie voor de laatste III.3 en bijlage b). Van beide systemen kan het uitgangssignaal via de schakeling weergegeven aan de bovenzijde van het schema naar de registratie-apparatuur worden gevoerd. De schakeling ter controle van de stimulus wordt aangegeven aan de onderzijde van het schema.

Hoofdstuk II

PROEFOPSTELLING EN MEETPROCEDURE

II.1 DE PROEFOPSTELLING

II.1.1 Principe van de proefopstelling

De beweging van de stapes onder invloed van akoestische stimulatie werd onderzocht aan verse menselijke rotsbeenpreparaten. Door hiervan de cochlea te verwijderen werd de cochleaire kant van de voetplaat blootgelegd. De geluidsstimulus werd aangeboden via de gehoorgang, de stapesbeweging werd vanaf de cochleaire zijde van de voetplaat geregistreerd met behulp van een pick-upstelsel met naald. Van vijf punten van de voetplaat werden de bewegingsamplitude en het faseverschil met de stimulus ter hoogte van het trommelmvies gemeten.

II.1.2 Het preparaat

De gebruikte rotsbeenderen werden verkregen uit routine-obducties. De overledenen waren tussen 21 en 78 jaar oud. Steeds werd het rechteroor gebruikt. De preparaten werden zo snel mogelijk na het intreden van de dood doorgemeten. Gewoonlijk gebeurde dit binnen 24 uur, vaak echter belangrijk eerder. Het van de obductie verkregen preparaat bestond uit een rotsbeen met mastoïd en een deel van de squama temporalis. De uitwendige gehoorgang was juist mediaal van de oorschelp doorsneden. Slechts die preparaten werden gebruikt waarvan het trommelmvies een normaal aspect had. De squama temporalis werd rechthoekig bijgesneden om het preparaat goed in een klem te kunnen fixeren. Het mastoïd bleef hierbij intact. Om de stapesvoetplaat vanaf de cochleaire zijde te kunnen bereiken werd de rotsbeenpunt circa 3 mm mediaal van de eminentia arcuata in sagittale richting doorgezaagd. Daarna werd onder de operatiemicroscop de cochlea weggeboord onder voortdurend spoelen van het operatieveld met fysiologische zoutoplossing. Zonder het middenoor te beschadigen werd de stapesvoetplaat aan de cochleaire zijde geheel blootgelegd. Om de geluidsdruk vlak vóór het trommelmvies te kunnen meten werd vanuit het gewrichtsvlak van het kaakgewricht in de voorwand van de gehoorgang een gaatje geboord met een diameter van 1,6 mm, uitkomend 2 à 3 mm lateraal van de voorrand van het trommelmvies.

Om overdracht van storende trillingen tussen middenoorpreparaat en toonaufnemer zoveel mogelijk tegen te gaan, waren beide bevestigd aan een zwaar chassis. Dit chassis zelf was ten opzichte van de omgeving trillingvrij opgesteld. Het middenoor werd zodanig bevestigd dat het vlak van de stapesvoetplaat horizontaal lag.

II.1.3 De stimulatie-apparatuur

Een toongenerator (Hewlett & Packard 203 A) werd gebruikt voor het opwekken van een sinusvormig signaal. Deze toongenerator was via een vermogensversterker

en een laagohmige verzwakker verbonden met een luidspreker (Vitavox GP 4) met een maximaal vermogen van 20 watt. Deze geluidsbron werd aan de gehoorgang van het preparaat gekoppeld met behulp van een verkorte balloncatheter (charrière 18, binnendiameter 4 mm).

Om de geluidsdruk aan het trommelmvies te kunnen bepalen werd een gecalibreerd buisje via het gaatje in de voorwand van de gehoorgang tot vlak voor het trommelmvies gebracht. Met dit buisje was een condensatormicrofoon (Brüel & Kjær 4133) verbonden, die via een microfoonversterker was aangesloten op een decibelmeter en op het bovenste kanaal van een tweekanaals oscilloscoop (Tektronix 564). In het versterkercircuit was een hoog- en laagdoorlaatfilter opgenomen (Allison 2 B), naar verkiezing aan- en uitschakelbaar. De oscilloscoop werd uitwendig getriggerd door het uitgangssignaal van de toongenerator.

II.1.4 De meetapparatuur

De vibratie van de voetplaat werd via een 0,4 mm dikke en 8 mm lange verticaal gerichte stalen naald overgebracht op een toonafnemer (Ronette stereo-element 105) waarvan beide kristallen zodanig waren gekoppeld dat de gevoeligheid maximaal was in de lengte-as van de naald. Het element zelf was in een inductievrij huis bevestigd aan een micromanipulator, waarmee de naald nauwkeurig en met goed doseerbare druk met ieder willekeurig punt van de voetplaat in contact kon worden gebracht. Dit gebeurde onder visuele controle door een operatiemicroscop bij een vergroting van 16 x. Het pick-upsignaal werd (zodanig versterkt en gefilterd) toegevoerd aan een voltmeter (Brüel & Kjær 2409) en aan het onderste kanaal van de oscilloscoop (Tektronix 564). De meetfout was voor de amplitude-metingen kleiner dan 2%, voor de fasemetingen minder dan 15°. Voor stimulus-intensiteiten kleiner dan 120 dB SPL werd het signaal versterkt en gefilterd door een combinatie van een differentiaalversterker (Tektronix 122), een regelbare voorversterker en een hoog- en laagdoorlaatfilter (Allison 2 B). De versterkingsfactor van deze combinatie werd voor iedere frequentie of filterstand ingesteld op 100 door middel van de regelbare voorversterker. Voor geluidintensiteiten aan het trommelmvies van 120 dB SPL en groter was het uitgangssignaal van de pick-up voor alle frequenties zonder voorversterking meetbaar.

II.2 MEETPROCEDURE

II.2.1 De stimulus

Als stimulus werd een zuivere toon gebruikt. De intensiteit hiervan was binnen 1 dB constant, de fase binnen 1° stabiel.

II.2.1.1 Frequenties

De metingen werden verricht bij acht frequenties tussen 25 en 2000 Hz. Daar von Békésy heeft aangegeven dat verandering van de stapesbeweging het duidelijkst waarneembaar zou zijn bij frequenties lager dan 100 Hz, werd in eerste instantie

in dit frequentiegebied gemeten, nl. bij 25, 35, 50 en 100 Hz.

Om na te gaan of een eventuele verandering van de stapesbeweging ook in het spraakgebied optrad werden eveneens metingen verricht bij 250, 500, 1000 en 2000 Hz.

II.2.1.2 Intensiteiten

In het frequentiegebied van 25 tot 100 Hz werd gemeten bij een intensiteit van 121 en 131 dB SPL. Omdat in dit gebied veel stoorfrequenties voorkomen (omgevingslawaai, gebouwentrillingen en storingen uit het lichtnet), die slechts gedeeltelijk konden worden uitgefilterd, konden voor deze frequenties alleen bij deze grote stimulusintensiteiten bruikbare meetresultaten worden verkregen. Aan de waarde van de proef doet dit niets af, daar verandering van de stapesbeweging juist bij grote intensiteiten zou moeten optreden.

In het frequentiegebied van 250 tot 2000 Hz bleek het mogelijk nog reproduceerbare meetwaarden te verkrijgen bij 50 dB SPL. Derhalve werd voor de frequenties 250, 500, 1000 en 2000 Hz gemeten bij 51, 71, 91, 111, 121 en 131 dB SPL. Daardoor kon de beweging van de stapes ook bij „fysiologische” stimulusintensiteit worden geanalyseerd, hetgeen vergelijking met de beweging bij grotere geluidsdruk onder verder identieke omstandigheden mogelijk maakte.

II.2.2 Uitvoering van de meting

De meetpunten op de voetplaat waren gestandaardiseerd als in figuur 3. De nauwkeurigheid waarmee de naald van de toonafnemer op de juiste plaats kon worden gebracht viel ruim binnen het door de cirkels aangegeven gebied. Het contact tussen naald en voetplaat werd met behulp van micromanipulator en operatiemicroscop steeds zo ingesteld dat bij de gegeven stimulusintensiteit de amplitude van het pick-upsignaal maximaal was, hetgeen op de oscilloscoop en de buisvolt-

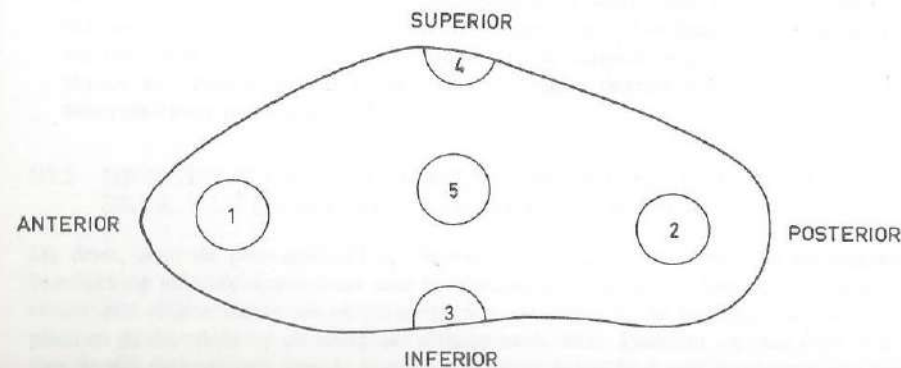


Fig. 3. De plaats van de vijf meetpunten op de cochleaire zijde van de stapesvoetplaat

meter kon worden nagegaan. Op de oscilloscoop kon bovendien de zuiverheid van de response worden beoordeeld, althans voor de grote intensiteiten, waarbij het pick-upsignaal direct aan oscilloscoop en buisvoltmeter werd toegevoerd zonder tussenschakeling van filters. Indien echter bij een stimulusintensiteit van 120 dB SPL geen vervorming werd geconstateerd, mag worden aangenomen dat dit voor geringere intensiteiten zeker niet het geval was. De uitgangsspanning van het pick-upelement werd na 100 x versterking in de differentiaalversterker (Tektronix 122) op de meter afgelezen in volts RMS. Bij intensiteiten van 120 dB SPL en hoger werd (zoals reeds vermeld) de toonafnemer direct aan voltmeter en oscilloscoop verbonden. In die schakeling werd slechts de output van één der beide kristallen gemeten wegens het ontbreken van een differentiaalkoppeling.

Van ieder preparaat werd een volledige reeks metingen verricht. Dit hield in: In het gebied van 250—2000 Hz werd van ieder der vijf meetpunten op de voetplaat de amplitude bepaald voor alle bovengenoemde intensiteiten en frequenties. De volgorde was voor de intensiteit van klein naar groot, voor de frequentie van laag naar hoog. De meetpunten op de voetplaat werden echter per frequentie-intensiteitinstelling in willekeurige volgorde gekozen. Bovendien werd voor iedere frequentie bij de grootste intensiteit (131 dB SPL) de fase van ieder meetpunt vergeleken met die van de stimulus ter hoogte van het trommelvlies. Voor het frequentiegebied van 25—100 Hz werd dezelfde procedure gevolgd. De kleinste gebruikte intensiteit bedroeg hier echter 121 dB SPL (II.2.1.2).

Alle rotsbeenpreparaten werden na afloop van de metingen geïnspecteerd op eventueel aanwezige endotympanale afwijkingen, die vóór de aanvang van de proef niet konden worden vastgesteld. Hierbij werd zonder uitzondering een anatomisch normaal middenoor gevonden.

Hoofdstuk III

KRITISCHE BESCHOUWING EN ONDERZOEK VAN PROEFOPSTELLING EN MEETPROCEDURE

III.1 INLEIDING

Tegen de gebruikte proefopstelling en de gevolgde meetprocedure kunnen een aantal bedenkingen worden ingebracht, die wij hebben geformuleerd in de hieronder volgende vragen. In dit hoofdstuk zal worden getracht deze vragen te beantwoorden en daarmee de mogelijkheden en beperkingen van proefopstelling en meetprocedure zo nauwkeurig mogelijk te omschrijven.

- 1) Is de door de pick-upnaald geregistreeerde beweging van de stapesvoetplaat afhankelijk van de kracht waarmee de naald tegen de voetplaat wordt gedrukt? Uit het in paragraaf III.2 beschreven onderzoek blijkt dat deze afhankelijkheid inderdaad bestaat. Het bleek echter zeer eenvoudig de naalddruk op de voetplaat op een maximale energieoverdracht van voetplaat naar pick-upnaald in te stellen. De gemeten waarden waren reproduceerbaar.
- 2) Treedt er als gevolg van het contact tussen voetplaat en pick-upnaald een verandering van de stapesbeweging op? Uit de experimenten beschreven in paragraaf III.3 mag worden geconcludeerd, dat het karakter van de beweging door het naald-voetplaatcontact niet ingrijpend wordt gewijzigd. Wel treedt een amplitudereductie op ten opzichte van de onbelast trillende voetplaat.
- 3) Zijn er buiten de directe relatie tussen stapesvoetplaat en pick-upnaald nog andere factoren die voor de interpretatie van de meetresultaten van belang zijn? In de paragrafen III.4, III.5 en III.6 wordt achtereenvolgens de invloed op de stapesbeweging besproken van verwijdering der cochlea, van botvibraties en van postmortale veranderingen. Geconcludeerd wordt dat door verwijdering van de cochlea de geluidstransmissie in het middenoor kwalitatief niet verandert, dat botvibraties geen storende invloed op de stapesbeweging hebben en dat binnen een postmortale periode van vier dagen degeneratieverschijnselen de meetresultaten niet beïnvloeden.

III.2 DE OUTPUT VAN HET PICK-UPELEMENT ALS FUNCTIE VAN DE DRUK VAN DE NAALD OP DE STAPESVOETPLAAT

De druk, door de pick-upnaald op de voetplaat uitgeoefend, was met de ons ter beschikking staande apparatuur niet in absolute grootheden te bepalen. Er bestaat echter een relatie tussen de verplaatsing van de naald in de richting van de voetplaat en de daardoor op de voetplaat uitgeoefende druk. Daarom werden voor ieder van de vijf meetpunten van de voetplaat amplitude en fase van de output van het pick-upelement bepaald als functie van de verplaatsing van de naald in de richting van de voetplaat. Deze verplaatsing gebeurde met een micromanipulator in stappen van 7 μ . De bepalingen werden verricht aan twee rotsbeenpreparaten: bij de fre-

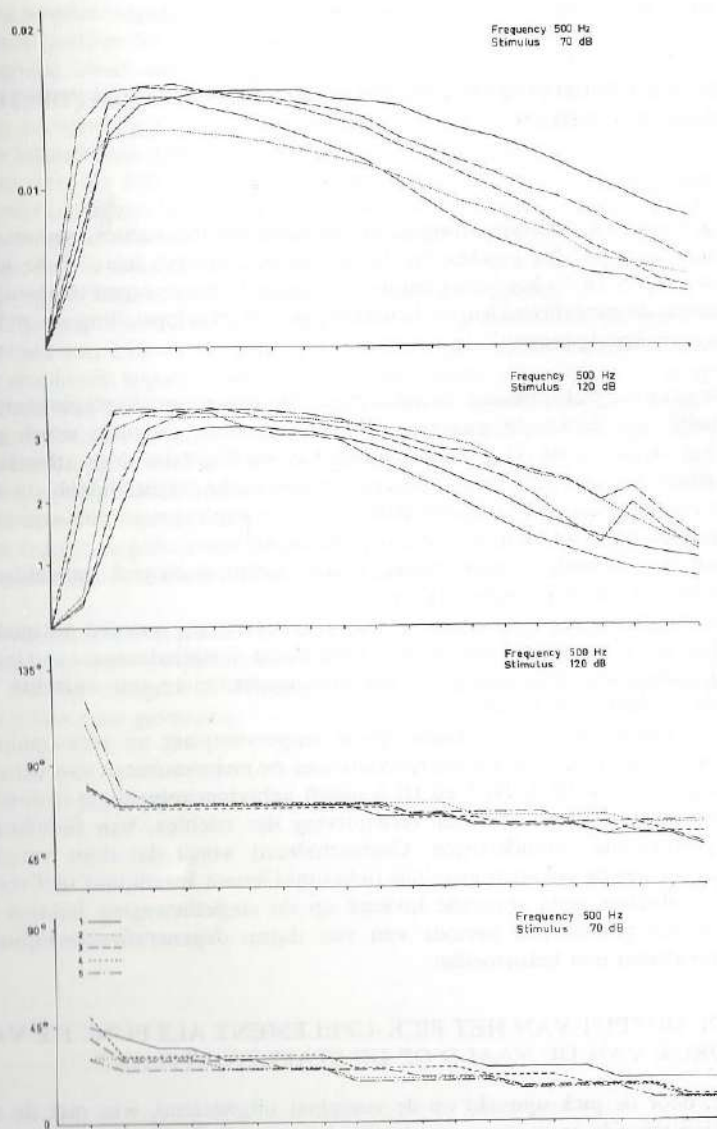


Fig. 4. Amplitude en fase van de vijf meetpunten op de voetplaat bij twee intensiteiten als functie van de verplaatsing van het pick-uptelement in de richting van de voetplaat. De amplitude is uitgedrukt in millivolts uitgangsspanning van het pick-uptelement. De fase is uitgedrukt in graden verschil ten opzichte van de stimulus ter plaatse van het trommelvlies. De langs de abscis aangegeven verplaatsing van het pick-uptelement in de richting van de voetplaat (7 μ per eenheid) resulteert in een toename van de druk van de naald op de voetplaat. De absolute grootte van deze druk is niet bepaald.

quenties 250, 500, 1000 en 2000 Hz voor een stimulusintensiteit van 70 en 120 dB SPL; bij 25, 35, 50 en 100 Hz voor een intensiteit van 120 dB SPL. Figuur 4 geeft de bij 500 Hz gevonden meetwaarden weer. De metingen bij de andere frequenties leverden soortgelijke curven op.

Uit de uitkomsten van deze amplitude- en fasemetingen mogen de volgende conclusies worden getrokken:

- 1) Er blijkt een vrij groot gebied te zijn waarin verplaatsing van de naald in de richting daarvan slechts weinig invloed heeft op de amplitude. De instelling van de naald op de voetplaat is dus niet kritisch en de gevonden meetwaarden zijn goed reproduceerbaar.
- 2) Voor ieder der vijf meetpunten op de voetplaat verandert de amplitude als functie van de verplaatsing van de naald (en dus van de druk) volgens hetzelfde patroon.
- 3) Voor ieder der vijf meetpunten op de voetplaat wordt de fase als functie van de verplaatsing van de naald (en dus van de druk) niet noemenswaard beïnvloed. Bij maximale amplitude is de fase van alle vijf meetpunten gelijk (binnen een afleesfout van 15°).
- 4) De onder 2) en 3) beschreven relaties zijn niet afhankelijk van de intensiteit van de stimulus. Tussen het reactiepatroon bij 70 dB SPL en dat bij 120 dB SPL werd geen essentieel verschil gevonden.
- 5) Binnen de grenzen van de in figuur 4 aangegeven meetwaarden treedt door toenemende naalddruk geen vervorming van de output van het pick-uptelement (en dus ook niet van het voetplaatssignaal) op. Alleen de amplitude neemt af.

III.3 DE INVLOED VAN HET NAALD-VOETPLAATCONTACT OP DE STAPESBEWEGING IN HET ROTSBEENPREPARAAT. CONTROLE-EXPERIMENTEN MET EEN CAPACITIEVE METHODE

III.3.1 De beweging van de onbelaste voetplaat

Om een indruk te krijgen van de beweging van de onbelast trillende voetplaat (dus zonder contact met de pick-upnaald) werd gebruik gemaakt van een elektro-capacitieve meetmethode, waarmee de stapesbeweging kon worden geregistreerd zonder mechanisch contact tussen voetplaat en registratieapparaat. De gevoeligheid van deze methode is echter gering. Op grond van de aan onze proefopstelling gestelde eisen bleek hij niet bruikbaar voor het gehele onderzoek, doch slechts voor de hieronder beschreven controle-experimenten bij grote stimulusintensiteiten. De gebruikte apparatuur is beschreven in aanhangsel b. Met de door ons toegepaste capacitieve sonde was het (evenals met de naald) mogelijk amplitude- en fasemetingen van een deel van de voetplaat te verrichten.

De metingen werden uitgevoerd bij 250, 500, 1000 en 2000 Hz voor een stimulusintensiteit van 130 dB SPL. Voor dit onderzoek werden zeven rotsbeenderen gebruikt. Tussen ieder van de vijf meetpunten op de voetplaat en de stimulus ter hoogte van het trommelvlies werd het faseverschil bepaald door vergelijking van beide trillingen op de oscilloscoop. De afstand tussen capacitieve sonde en voet-

plaat werd voor ieder meetpunt steeds zo gekozen, dat de output van de sonde 5 mV bedroeg. De filterstanden werden, behalve bij verandering van frequentie, tijdens de metingen niet gewijzigd.

Onder deze experimentele condities was de fase van alle meetpunten voor ieder van de gemeten frequenties (binnen een afleesfout van 15°) gelijk. Hieruit volgt direct dat de onbelaste stapes in het menselijke rotsbeenpreparaat bij 130 dB SPL in het frequentiegebied van 250—2000 Hz *geen* kantelbeweging maakt om een as door de voetplaat, daar in dat geval twee aan weerszijden van die as liggende punten in tegenfase zouden moeten zijn.

III.3.2 Verandering van de voetplaatbeweging door het contact met de naald

De door het naald-voetplaatcontact optredende veranderingen van de voetplaatbeweging werden onderzocht door deze beweging capacitief te meten *met* en *zonder* dit contact. Deze metingen werden verricht aan vijf rotsbeenpreparaten bij de frequenties 250, 500 en 1000 Hz voor een stimulusintensiteit van 110 dB SPL. Als meetpunten op de voetplaat werden gebruikt de punten 1 t/m 4 (zie figuur 3). De pick-upnaald werd boven één dezer punten (bijv. punt 4) geplaatst waarna van ieder der andere drie meetpunten met behulp van de capacitieve sonde amplitude en fase werden gemeten *met* en *zonder* de naald in contact met punt 4. Deze procedure werd herhaald met de pick-upnaald op de punten 1, 2 en 3.

Daar de capacitief gemeten punten steeds zo werden gekozen dat zij niet op één lijn lagen, konden door onderlinge vergelijking van de aan deze punten gemeten amplitudes en fasen conclusies worden getrokken omtrent de beweging van de gehele voetplaat en de daarin optredende veranderingen door het contact met de pick-upnaald.

Als de pick-upnaald op de juiste wijze met de voetplaat in contact is gebracht, is de stapes ten opzichte van de onbelaste stand 20 tot 30 μ verplaatst in de richting van het cavum tympani. Daardoor zal de afstand tussen capacitieve sonde en voetplaat met ongeveer dezelfde waarde toenemen, resulterend in een afname van de sonde-output. Deze outputvermindering bleek voor 30 μ verplaatsing circa 25% te bedragen (zie bijlage c). Op alle capacitief gemeten amplitudewaarden van de met de naald belaste voetplaat moest derhalve een correctiefactor van 1,25 worden toegepast.

Wanneer de stapesvoetplaat op een der meetpunten 1 t/m 4 met de pick-upnaald werd belast, bleek dat:

- 1) De amplitude van de drie andere meetpunten circa 3 x zo klein werd. Uit een totaal van 136 metingen werd een gemiddelde amplitudereductie van 3,19 berekend, met als uiterste waarden 1,8 en 10. 91,2% van de gevonden waarden ligt tussen 2 en 5. De grootte der amplitudevermindering is niet afhankelijk van de frequentie.
- 2) De onderlinge verhouding der amplitudes van de drie andere meetpunten hoogstens 50% en gewoonlijk minder dan 25% veranderde. Evenals de amplitudereductie is ook de verandering der amplitudeverhouding onafhankelijk van de frequentie.
- 3) Er tussen de drie andere meetpunten zowel *met* als *zonder* naald-voetplaatcontact geen onderlinge faseverschillen werden gevonden.

Uit de resultaten van het bovenomschreven onderzoek blijkt, dat de beweging van de stapesvoetplaat kwalitatief niet in belangrijke mate verandert door het contact met de pick-upnaald. Het moet met deze meettechniek dus mogelijk zijn het karakter van de stapesbeweging (dus ook gaspedaalbeweging of kanteling om een as door de voetplaat) te bepalen. De onder 1) genoemde kwantitatieve veranderingen van de voetplaatbeweging zijn, gezien de bevindingen vermeld onder 2) en 3), voor de kwalitatieve beoordeling van de beweging niet essentieel. Ze zijn wel van belang voor de bepaling van de amplitude van de voetplaat en zullen bij de bespreking daarvan worden behandeld.

III.4 INVLOED VAN VERWIJDERING DER COCHLEA

Aangezien onder normale omstandigheden het middenoor belast is met en gedempt wordt door de cochlea, zal verwijdering daarvan (zoals voor dit onderzoek noodzakelijk was) frequentiekaracteristiek en amplitude van de keten kunnen beïnvloeden. Von Békésy (1941, 1942) vond dat de stapesamplitude in het verse rotsbeenpreparaat met intacte cochlea tussen 150 en 4000 Hz nagenoeg frequentie-onafhankelijk is, doch dat na verwijdering van het binnenoor de stapesamplitude met dalende frequentie toeneemt. Kirikae (1960) daarentegen constateerde (eveneens bij rotsbeenpreparaten) geen enkele verandering in de amplitude van de umbo na verwijdering van de cochlea. Ook de stapesbeweging vertoonde geen waarneembare veranderingen. Rubinstein c.s. (1966) vergeleken hun metingen aan menselijke rotsbeenderen zonder cochlea met de resultaten van Andersen, Hansen en Neergaard (1963) aan preparaten met cochlea en concludeerden daaruit dat door verwijdering van het binnenoor de frequentiekaracteristiek niet noemenswaard verandert, doch dat de stapesamplitude wel 2—2,5 x groter wordt. De in ons onderzoek bepaalde frequentiekaracteristiek van het middenoor vertoont in het gemeten frequentiegebied eveneens veel overeenkomst met de resultaten van Andersen c.s. Op grond van de literatuurgegevens, gesteund door onze eigen bevindingen, zijn wij van mening dat verwijdering van de cochlea de geluidstransmissie in het middenoor *kwalitatief* niet in belangrijke mate beïnvloedt.

III.5 INVLOED VAN BOTVIBRATIES OP DE STAPESBEWEGING

Om in deze proefopstelling de invloed na te gaan van trillingen, die niet via trommelvlies en keten, maar via het bot op de voetplaat werden overgebracht, werd de amplitude van de voetplaat vergeleken met die van de vestibulaire rand van het ovale venster. De pick-upnaald werd op punt 1 met de voetplaat in contact gebracht en de stimulusintensiteit werd ingesteld op 80 dB SPL. Vervolgens werd de naald op de naastliggende vestibulaire rand van het ovale venster geplaatst en de stimulusintensiteit opgevoerd tot aan de pick-up dezelfde spanning werd gemeten als voor 80 dB SPL op het corresponderende voetplaatpunt. De hele procedure werd daarna herhaald voor de punten 2, 3 en 4. Deze metingen werden aan twee preparaten verricht voor alle meetfrequenties. De intensiteitsverschillen voor de frequenties 100, 250, 500, 1000 en 2000 Hz zijn vermeld in bijlage d. Voor 25, 35 en 50 Hz bleek de gevoeligheid van de apparatuur onvoldoende om zelfs bij de maximaal bereikbare stimulusintensiteit (circa 135 dB SPL) een meetbare botvibratie te geven.

Het verschil tussen bot- en voetplaatvibratie bedroeg tenminste 25,5 dB en was in het algemeen groter dan 30 dB. Op grond van deze bevindingen kan in deze meetopstelling de invloed van botvibraties op de voetplaatbeweging als verwaarloosbaar klein worden beschouwd. De bevinding van Rubinstein c.s. (1966) dat bij veroudering van het preparaat de invloed van de beengleiding op de stapesbeweging toeneemt, kon over een periode van vijf dagen post mortem niet worden bevestigd.

III.6 INVLOED VAN POSTMORTALE VERANDERINGEN OP DE STAPESBEWEGING

In het rotsbeen treden postmortaal veranderingen op, waardoor de functie van het middenoor in meer of mindere mate wordt beïnvloed. Deze veranderingen kunnen in twee groepen worden verdeeld:

- 1) Het ophouden van alle aan het leven gebonden functies (werking van de middenoorspiertjes, bloedcirculatie, celstofwisseling).
- 2) Degeneratie van weefsels door autolyse en uitdroging.

ad 1) Men dient zich af te vragen in hoeverre de geluidsoverdracht in het middenoor als fysisch verschijnsel door het intreden van de dood wordt beïnvloed. Von Békésy (1939) heeft vastgesteld dat damping en resonantie van het trommelvlies bij stimulatie met clicks in het levende en het dode oor gelijk zijn. Hij leidde daaruit af dat conclusies uit metingen aan rotsbeenpreparaten mogen worden toegepast op het levende oor. Guinan en Peake (1967) maten de stapesbeweging bij katten tot enkele uren na de dood van het proefdier en vonden onder die omstandigheden geen essentiële veranderingen ten opzichte van het levende oor, mits het preparaat vochtig werd gehouden. Zwislocki (1963) daarentegen is, na vergelijking van impedantiemetingen aan normaal horenden en aan rotsbeenpreparaten, van mening dat de resultaten van metingen aan rotsbeenderen slechts met grote reserve op het levende oor mogen worden toegepast. Zwislocki verrichtte zijn impedantiemetingen tussen 2 en 8½ uur post mortem en vond vooral in het frequentiegebied lager dan 500 Hz een verhoogde stijfheid. Het is niet onwaarschijnlijk dat de juist in deze periode gevonden stijfheidstoename een gevolg is van de rigor mortis der middenoorspiertjes en daardoor slechts als een tijdelijk effect moet worden beschouwd.

Rubinstein c.s. (1966) vergeleken de resultaten van hun stapesamplitudemetingen aan menselijke kadaveroren met de door Stevens en Davis (1938) bepaalde gevoeligheidscurves van het levende oor en vonden een zeer duidelijke overeenkomst.

ad 2) De in dit onderzoek gebruikte rotsbeenderen werden direct na obductie luchtdicht in plastic verpakt en tot aan de eerste meting in de koelkast bij $+4^{\circ}\text{C}$ bewaard (nooit langer dan enkele uren). Tijdens de metingen werden stapesvoetplaat en omgeving regelmatig bevochtigd met fysiologische zoutoplossing. Preparaten die voor verder onderzoek werden gebruikt, werden na afloop ondergedompeld in fysiologische zoutoplossing en in de koelkast geplaatst. De response van het op deze wijze bewaarde preparaat bleek over een periode van vier tot acht dagen

post mortem niet essentieel te veranderen. Sommige preparaten gaven zelfs na tien dagen nog meetresultaten die kwalitatief en kwantitatief overeenkwamen met die van de eerste meting. Deze bevindingen komen overeen met die van von Békésy (1942), Onchi (1961) en Rubinstein c.s. (1966). Voor metingen, verricht binnen een postmortale periode van vier dagen behoeft dus geen rekening te worden gehouden met degeneratieverschijnselen, indien de preparaten koel en vochtig worden bewaard.

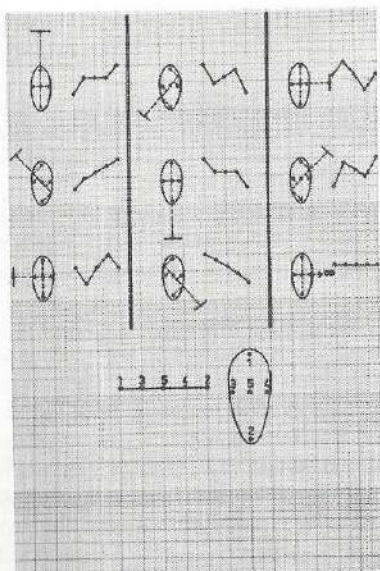


Fig. 5. Verklaring van de wijze waarop de aan de vijf meetpunten op de voetplaat gevonden amplitude in de figuren 6 t/m 11 is uitgezet.

In de onderste tekening is de volgorde (1, 3, 5, 4, 2) aangegeven waarin de meetpunten in de daarboven getekende curves en in de figuren 6 t/m 11 zijn gerepresenteerd. De amplitude is volgens een logarithmische schaal langs de Y-as uitgezet. In de figuren 6 t/m 11 is de amplitude uitgedrukt in millivolts uitgangsspanning van het pick-upelement. Het nulpunt van de Y-as (= de ondergrens van de grafiek) representeert 10^{-3} mV RMS. De stimulusintensiteit is aangegeven in dB SPL. De bij één frequentie en één intensiteit aan de vijf meetpunten gevonden amplitudes zijn onderling door een lijn verbonden. De in deze figuur getekende curves zouden worden verkregen wanneer de stapes zou bewegen om de daarbij aangegeven rotatie-as.

Hoofdstuk IV

MEETRESULTATEN

Volgens de procedure vermeld op pagina 18 werden dertien rotsbeenpreparaten onderzocht. De amplitude van ieder der vijf meetpunten op de voetplaat werd voor de frequenties 250, 500, 1000 en 2000 Hz gemeten bij 51, 71, 91, 111, 121 en 131 dB SPL en voor de frequenties 25, 35, 50 en 100 Hz bij 121 en 131 dB SPL. Voor dezelfde frequenties werd, eveneens van ieder meetpunt, het faseverschil met de stimulus ter hoogte van het trommelvlies gemeten bij een stimulusintensiteit van 131 dB SPL.

IV.1 NOTERING

De notering van de meetresultaten zoals die gebruikt is in de figuren 6 tot 11 wordt verklaard in figuur 5. Iedere combinatie van vijf door een lijn verbonden punten is samengesteld uit de amplitudes van de vijf meetpunten op de voetplaat voor één bepaalde frequentie bij één bepaalde intensiteit. De meetpunten (zie figuur 3) zijn hierbij steeds in dezelfde volgorde uitgezet, van links naar rechts 1, 3, 5, 4, 2. Karakteristieke combinaties, die zouden worden verkregen indien de stapes om een in de bijbehorende tekening aangegeven rotatie-as zou bewegen, zijn aangegeven in figuur 5.

IV.2 FASE

Tussen twee willekeurige meetpunten van de voetplaat werd in *geén* van de preparaten een faseverschil waargenomen, groter dan de meetfout (15°).

IV.3 AMPLITUDE

Uit de amplitudemetingen aan de vijf punten van de stapesvoetplaat blijkt dat de beweging van de stapes niet in alle preparaten nauwkeurig dezelfde is. Iedere stijbeugel blijkt te bewegen volgens een eigen patroon. Dit patroon vertoont kleine variaties onder invloed van frequentie en intensiteit, maar blijft in het gehele gemeten gebied in principe gelijk.

In de meeste preparaten waren de gemeten amplitudeverschillen tussen de vijf meetpunten groter dan de meetfout. Een amplitudeverschil tussen twee willekeurige meetpunten groter dan 20% (van de grootste der vijf gemeten amplitudes) werd evenwel in slechts 8% van de amplitudemetingen (totaal 2080) gevonden. In geen der gemeten preparaten echter was, onafhankelijk van frequentie en intensiteit, een dergelijk verschil tussen de meetpunten onderling een constante bevinding.

Uit de kwantitatieve amplitudemetingen werd voor de frequenties 100, 250, 500, 1000 en 2000 Hz bij stimulusintensiteiten van 51 tot 131 dB SPL de effectieve trillingsamplitude van de stapes berekend onder de in deze proefopstelling geldende

condities. Als effectieve amplitude werd beschouwd het gemiddelde van de (voor eenzelfde frequentie en intensiteit bepaalde) amplitudes der vijf meetpunten op de voetplaat. Waar verder met betrekking tot dit onderzoek het woord stapesamplitude wordt gebruikt, wordt bedoeld de effectieve trillingsamplitude van de stapes zoals hierboven gedefinieerd.

De gemiddelde stapesamplitude werd voor 250, 500, 1000 en 2000 Hz berekend uit de meetresultaten van alle dertien rotsbeenpreparaten, waaraan een volledige serie metingen was gedaan. Tabel I vermeldt de voor iedere frequentie en intensiteit berekende gemiddelde stapesamplitude (in millivolts RMS uitgangsspanning van het pick-upelement) en de daarbij behorende waarde in Ångström-eenheden. Voor de omzetting van millivolts in Ångström-eenheden werd een empirisch bepaalde tabel gebruikt (bijlage e).

Per frequentie uitgezet, blijken de voor verschillende intensiteiten bepaalde gemiddelde stapesamplitudes met een verwaarloosbaar kleine afwijking op een rechte lijn te liggen. In figuur 12 zijn voor 250, 500, 1000 en 2000 Hz de gemiddelde stapesamplitude en het bijbehorende 95% betrouwbaarheidsinterval uitgezet. Volgens onze meetresultaten heeft de stapesamplitude bij een stimulusintensiteit van 100 dB SPL in het frequentiegebied van 250 tot 2000 Hz een gemiddelde waarde van 120—170 Å RMS met een 95% betrouwbaarheidsfactor van circa $\pm 2,5$. Voor 1000 Hz-100 dB SPL bedraagt de stapesamplitude 160 Å RMS ($\pm 2,04$).

Tabel I

Intensiteit in dB SPL		51	71	91	111	121	131
Frequentie 250 Hz	mV	0,0076	0,066	0,66	5,9	16,0	43,7
	Å	0,46	4,0	40	350	940	2600
500 Hz	mV	0,0126	0,129	1,29	11,5	32,4	89,1
	Å	0,44	4,5	45	410	1200	3200
1000 Hz	mV	0,0224	0,229	2,29	20,4	60,3	151,4
	Å	0,57	5,7	57	520	1550	3800
2000 Hz	mV	0,0224	0,235	2,40	22,4	57,6	13,9
	Å	0,37	3,9	40	370	950	2400

Deze tabel geeft voor iedere frequentie-intensiteitscombinatie de gemiddelde stapesamplitude in millivolts uitgangsspanning van het pick-upelement en de daaruit berekende mechanische amplitude in Ångström-eenheden.

IV.4 REPRODUCEERBAARHEID

De metingen bleken goed reproduceerbaar. Na verwijderen en opnieuw plaatsen van de pick-upnaald (waarbij noch de horizontale localisatie van het pick-up-element, noch de instelling van de apparatuur werd gewijzigd) werd steeds dezelfde meetwaarde gevonden (afleesfout 1—2%). Ditzelfde gold, zij het met een iets mindere nauwkeurigheid (1—4%) wanneer bovendien de stand van het pick-up-element of de instelling van de apparatuur werd veranderd, zonder echter het paraat te verplaatsen.

Acht van de dertien gebruikte preparaten werden na de eerste meting in fysiologische zoutoplossing bij $+4^{\circ}\text{C}$ bewaard en enkele dagen later opnieuw gemeten. De kortste tijd tussen de eerste en de tweede meting bedroeg drie dagen, de langste tien dagen. De figuren 7, 8 en 9 tonen zowel de eerste als de volgende meetserie van de preparaten VIII, IX en XII. Opvallend is de overeenkomst in vorm. Het individuele karakter van de stapesbeweging is tijdens de bewaarperiode niet veranderd en blijkt bovendien goed reproduceerbaar. Ook de amplitude houdt genoeg dezelfde waarde.

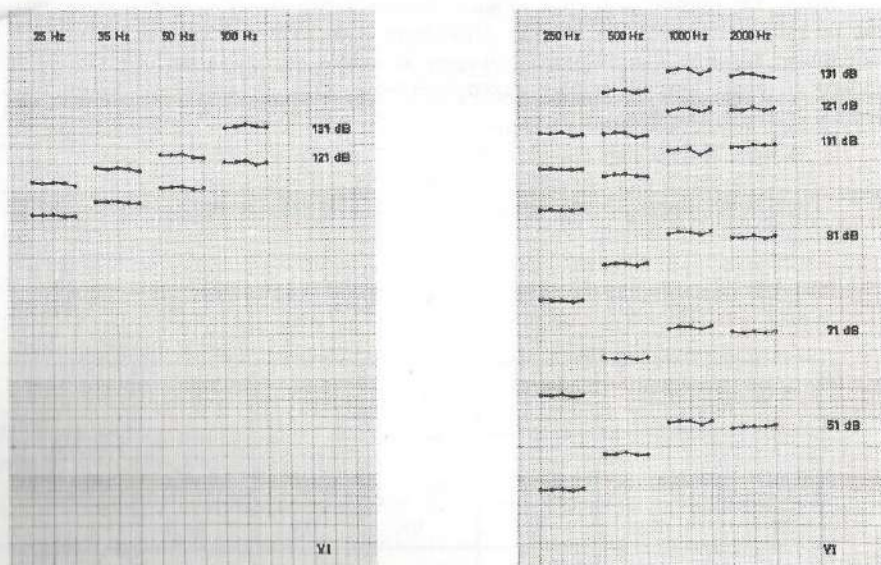


Fig. 6. Voor alle voetplaatpunten nagenoeg identieke amplitude.

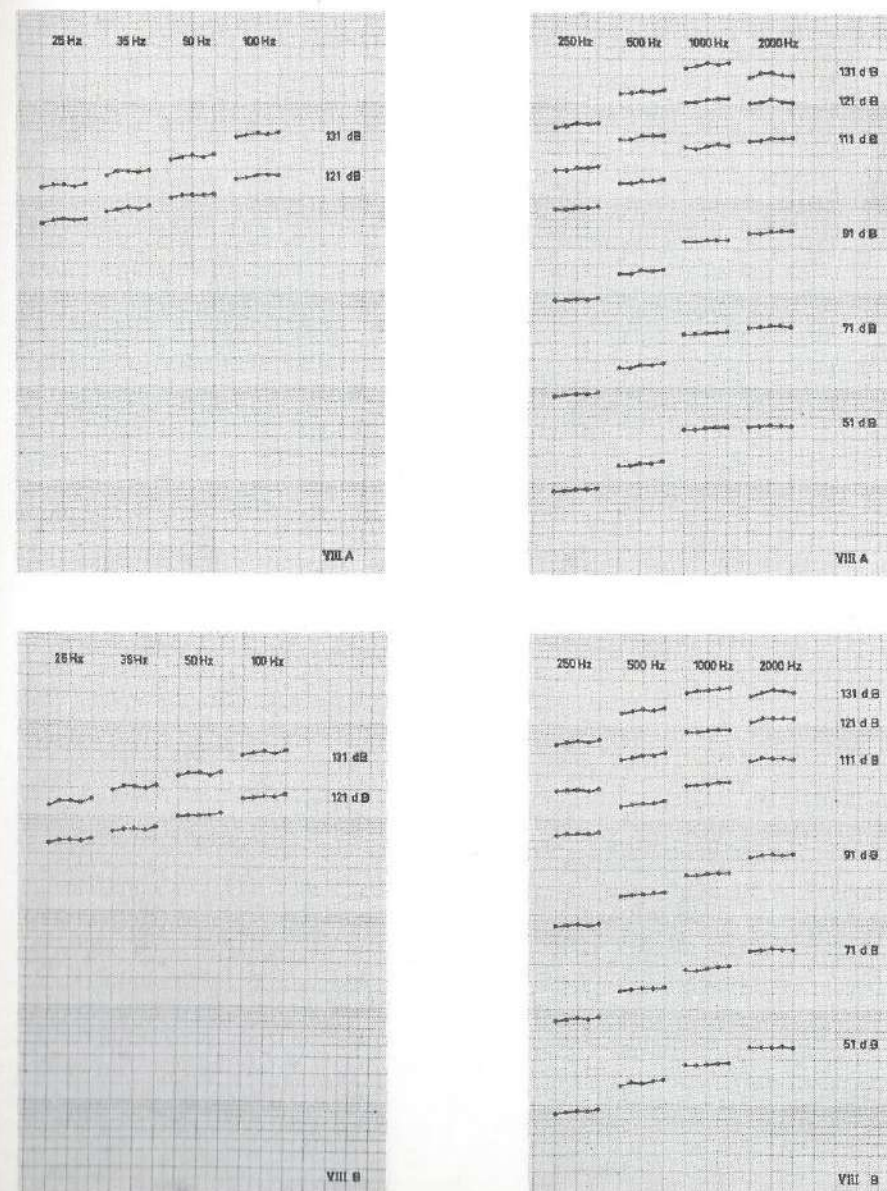


Fig. 7. Twee meetreeksen aan eenzelfde preparaat.

Serie VIII B geeft de meetwaarden die acht dagen na die van serie VIII A werden verkregen. Het preparaat blijkt in deze periode niet noemenswaard veranderd te zijn. Het bewegingspatroon is zeer constant, onafhankelijk van frequentie en intensiteit.

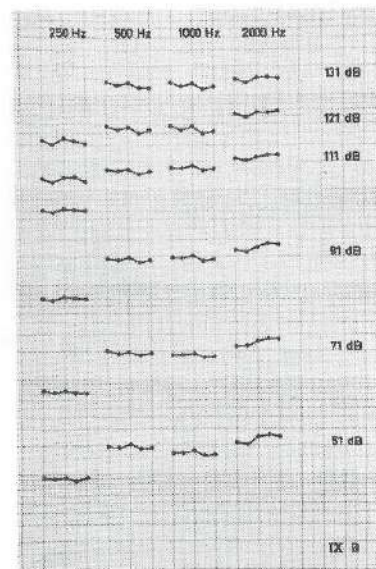
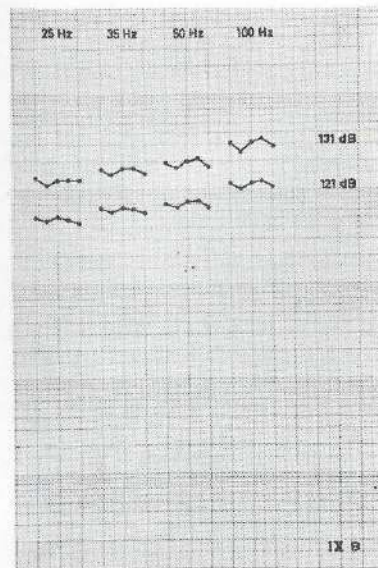
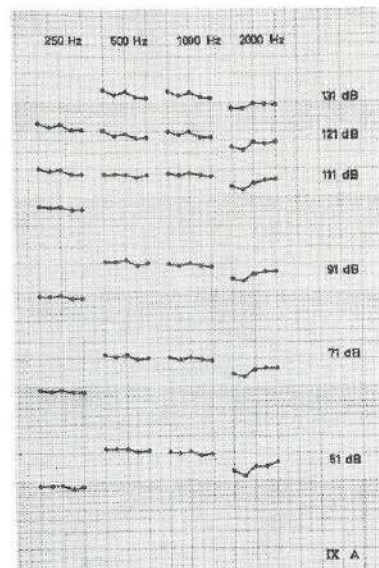
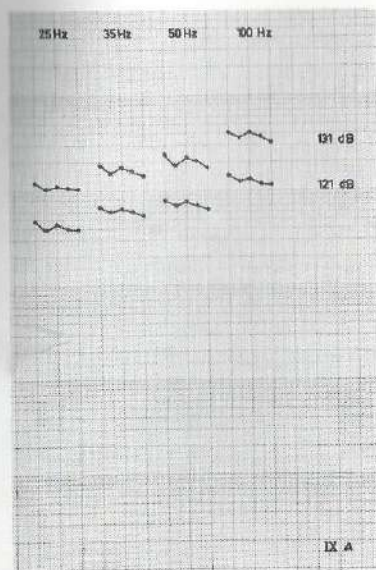


Fig. 8. Tussen meetserie IX A en IX B ligt een tijdsverschil van vier dagen. Het bewegingspatroon is iets minder constant dan dat van figuur 7, maar vertoont toch duidelijk individuele kenmerken.

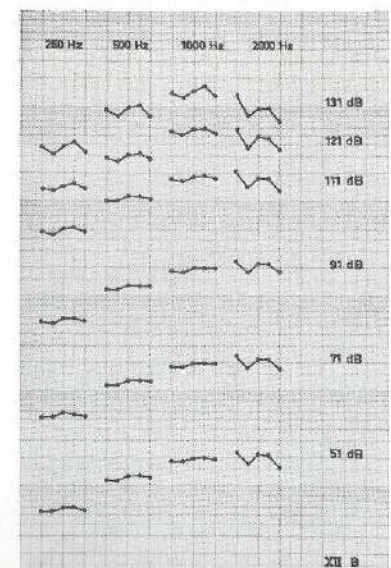
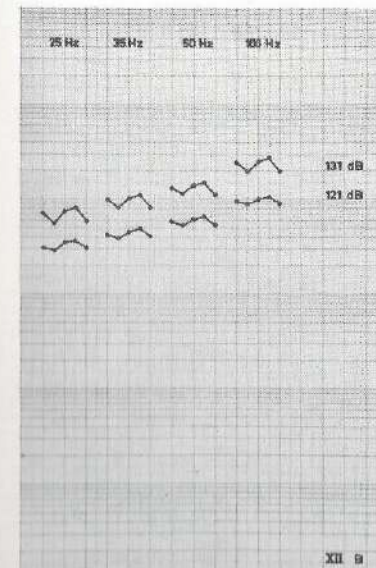
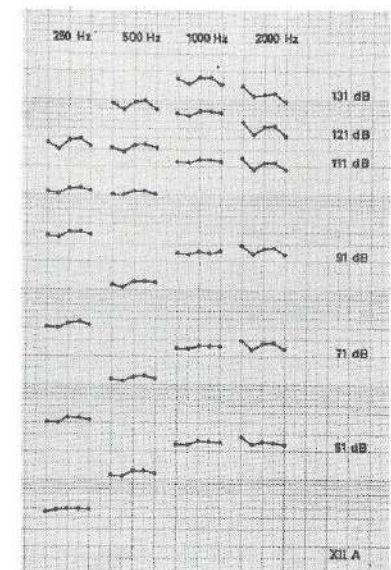
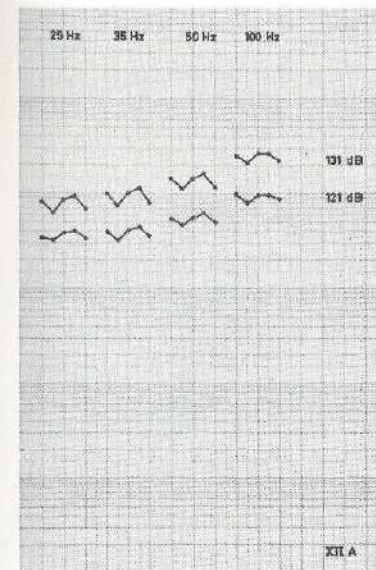


Fig. 9. In dit preparaat treedt bij toenemende intensiteit een wijziging op in de onderlinge verhouding van de amplitudes der vijf meetpunten. Een wezenlijke verandering van de stapesbeweging is dit niet, daar uit de figuur is af te lezen dat het grondpatroon van de beweging behouden blijft. Tussen de meetresultaten van serie A en B (tijdsverschil 6 dagen) bestaan kwalitatief noch kwantitatief belangrijke verschillen.

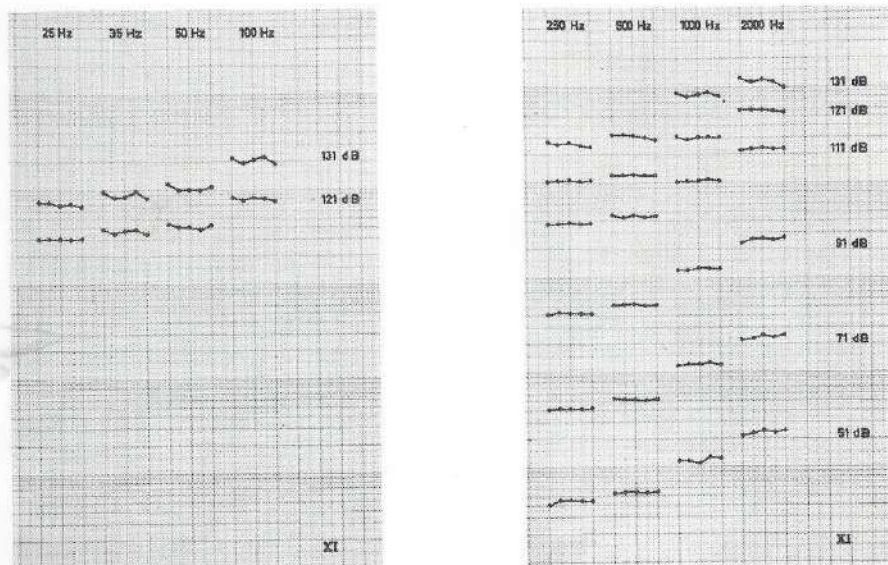


Fig. 10. De stapesbeweging in dit preparaat vertoont kleine variaties. Deze zijn echter niet afhankelijk van frequentie en intensiteit. De amplitudeverschillen zijn voor iedere gemeten frequentie-intensiteitscombinatie kleiner dan 20% van de grootste waarde.

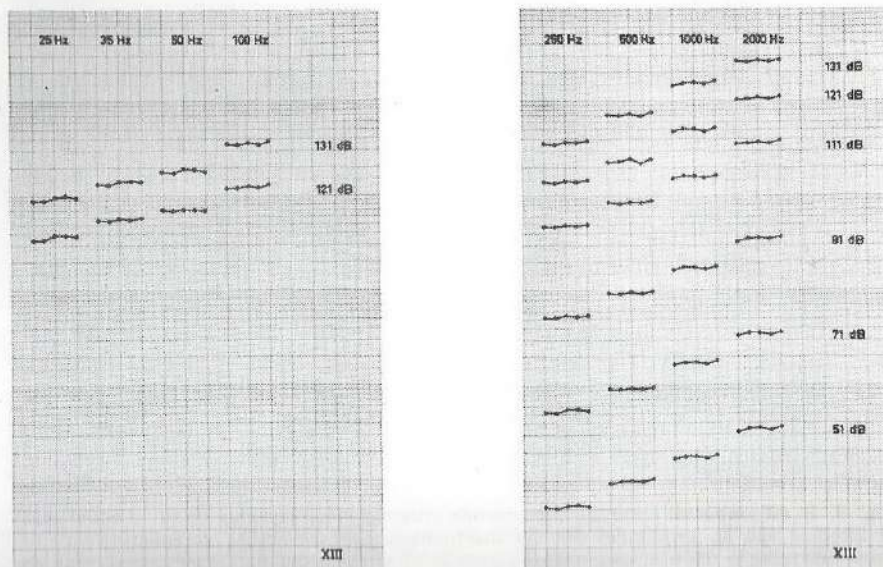


Fig. 11. Een zeer constant bewegingspatroon, onafhankelijk van frequentie en intensiteit.

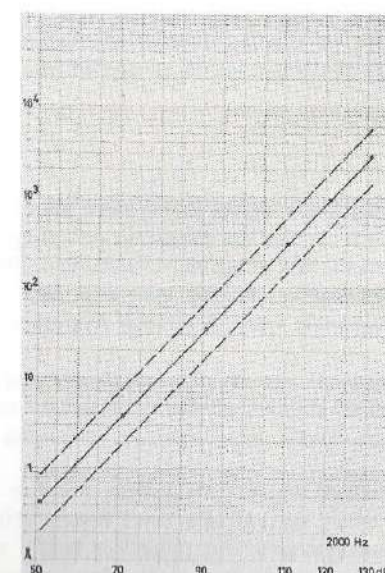
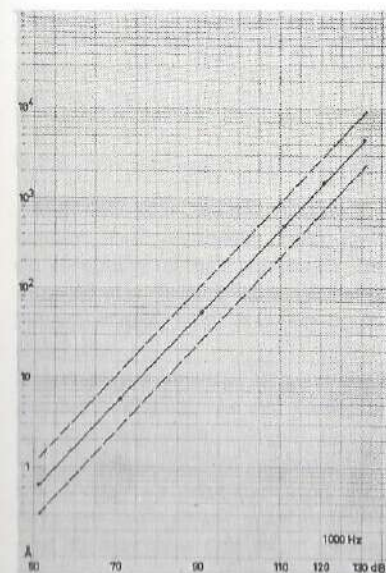
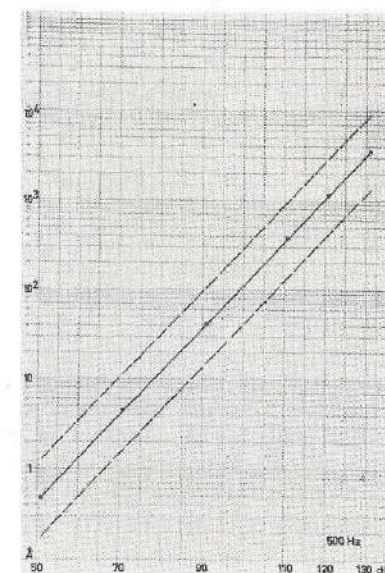
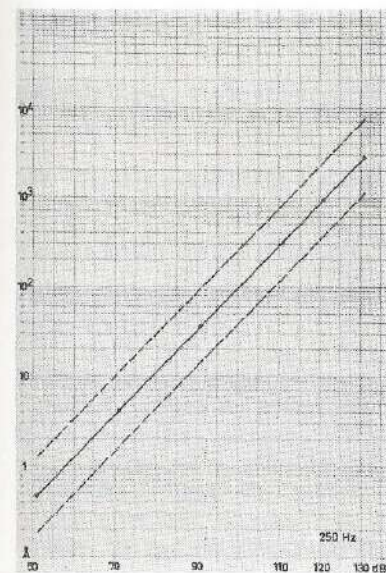


Fig. 12. De gemiddelde stapesamplitude (in Angström-eenheden) en het 95% betrouwbaarheidsinterval voor vier meetfrequenties, berekend uit de meetresultaten van dertien rotsbeenpreparaten. Stimulusintensiteiten 51, 71, 91, 111, 121 en 131 dB SPL.

BESPREKING VAN DE MEETRESULTATEN. CONCLUSIES

V.1 HET KARAKTER VAN DE STAPESBEWEGING

V.1.1 *De theoretisch mogelijke stapesbewegingen*

Indien de stapes beweegt om een as gelegen in het vlak van de voetplaat, zijn er twee mogelijkheden:

- 1) De draaiingsas snijdt de begrenzing van de voetplaat. In dat geval zullen twee punten, gelegen ter weerszijden van die as, een faseverschil van 180° vertonen.
- 2) De draaiingsas ligt buiten de begrenzing van de voetplaat. In dat geval zullen alle punten van de voetplaat in fase zijn. Ligt de as in het oneindige, dan beweegt de stapes in het ovale venster als een zuiger in een cylinder. Naarmate de as zich meer naar de grens van de voetplaat verplaatst, gaat de beweging steeds meer die van een gaspedaal benaderen.

Indien de draaiingsas *niet* in het vlak van de voetplaat ligt of indien de as wordt vervangen door een punt, kan de stapesbeweging zeer gecompliceerd zijn. Voor de trillingsoverdracht van gehoorbeentjes naar cochleaire vloeistof is, ook bij een gecompliceerde beweging van de stapes, slechts van belang de vector loodrecht op het vlak van de voetplaat.

V.1.2 *De gevonden stapesbeweging*

Aangezien geen enkele maal een faseverschil tussen twee willekeurige voetplaatpunten werd gevonden, is een kantelende beweging van de stapes om een as *door* de voetplaat tot een intensiteit van 131 dB SPL uitgesloten. Dit geldt niet alleen voor de met de pick-upnaald belaste voetplaat, maar ook voor de niet mechanisch belaste stapes, zoals wij met onze capacitieve metingen hebben kunnen aantonen (III.3.1).

Iedere stapes beweegt volgens een individueel patroon, dat meestal de op- en neergaande beweging van een zuiger in een cylinder benadert. In enkele gevallen komt de beweging meer overeen met die van het gaspedaal van een auto. Steeds ligt de draaiingsas echter ver buiten de voetplaat.

Op grond van onze metingen menen wij dan ook het volgende te mogen stellen: Met een toelaatbaar amplitudeverschil van 20% tussen twee willekeurige punten van de voetplaat (zie IV.3) beweegt de stapes in het menselijk rotsbeenpreparaat (onder de in de beschreven proefopstelling geldende omstandigheden) als een zuiger in het ovale venster op en neer. Deze beweging is in het algemeen onafhankelijk van frequentie en intensiteit. Onder invloed van grote stimulusintensiteit (tot 131 dB SPL) treedt *geen* wijziging in deze beweging op die een begrenzing van de geluids-overdracht naar de cochlea zou kunnen veroorzaken.

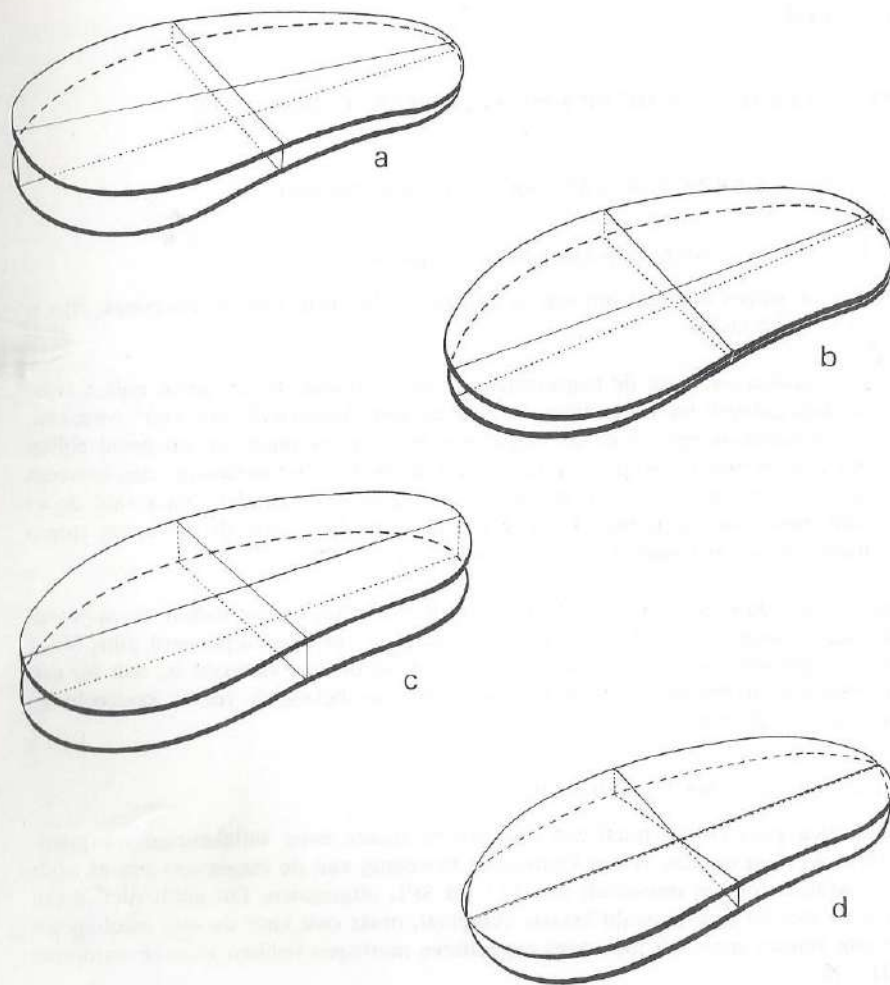


Fig. 13. Schematische weergave van de verschillende stapesbewegingen zoals die door diverse onderzoekers zijn aangegeven.

- „Gaspedaalbeweging” om een as door de achtergrens van de voetplaat (Eysell (1869), Dahmann (1929), von Békésy (1936)).
- Beweging om een as nabij de achter-ondergrens van de voetplaat (Helmholtz (1868), Mach en Kessel (1874)).
- Beweging om een as gelegen in het oneindige. Dit betekent dat de stapes beweegt als een zuiger. Alle punten van de voetplaat hebben dezelfde fase en amplitude (Guinan en Peake (1967)).
- Kantelende beweging om een as door de voetplaat. Volgens von Békésy (1936) treedt deze beweging op bij grote geluidsintensiteiten. Daardoor zou de cochlea tegen overbelasting worden beschermd.

Preparaat XII (figuur 9) was het enige rotsbeen waarin op het eerste gezicht enige invloed van frequentie- en intensiteitsverandering leek op te treden. Bij nauwkeuriger beschouwing blijft het grondpatroon van de stapesbeweging zowel bij toename van intensiteit als bij verandering van frequentie echter duidelijk herkenbaar. Ter vergelijking zijn in figuur 13 nog eens schematisch de verschillende stapesbewegingen voorgesteld zoals die in de loop der tijden door diverse onderzoekers zijn aangegeven. De „gaspedaalbeweging” volgens figuur 13a heeft tussen Eysell (1869) en Kobrak (1959) zeer vele aanhangers gehad. Figuur 13b geeft de beweging aan die door Helmholtz (1868) en Mach en Kessel (1874) werd verdedigd, terwijl in figuur 13c de stapes beweegt als een zuiger. De door ons gevonden stapesbeweging komt daar het meest mee overeen. Tenslotte geeft figuur 13d de kantelende beweging om een as door de voetplaat weer, die door von Békésy (1936) voor grote stimulusintensiteiten wordt gepostuleerd. Het bestaan van een dergelijke beweging is in strijd met onze bevindingen.

V.2 DE GROOTTE VAN DE STAPESBEWEGING

Onder de in onze proefopstelling geldende omstandigheden werd voor een stimulusintensiteit van 100 dB SPL bij 1000 Hz een gemiddelde stapesamplitude gevonden van 160 Ångström-eenheden. De 95% betrouwbaarheidsfactor bedraagt 2,04. 95% van de onder deze omstandigheden bepaalde en nog te bepalen amplitudes zal dus een waarde hebben tussen 75 en 325 Ångström. Om onze resultaten te kunnen vergelijken met de bevindingen van andere onderzoekers, hebben wij de literatuurgegevens, voor zover deze geen resultaten vermelden bij 1000 Hz-100 dB SPL, voor deze frequentie-intensiteitscombinatie omgerekend door inter- of extrapolatie op basis van lineariteit.

Onze uitkomsten stemmen kwantitatief overeen met de bevindingen van von Békésy (1941). Deze vond met zijn capacitieve techniek voor 1000 Hz-100 dB SPL een stapesamplitude van 300 Å voor de niet mechanisch belaste voetplaat. Rubinstein c.s. (1966) berekenden uit hun bevindingen voor de onbelaste voetplaat 150 Å, Andersen c.s. (1963) voor de met de cochlea belaste stapes 60 Å, eveneens bij 1000 Hz-100 dB SPL. Een aantal onderzoekers (Tondorff en Khanna (1966, 1968), Guinan en Peake (1967), Johnstone (1969)) vonden bij diverse diersoorten aan het levende oor voor dezelfde frequentie en intensiteit stapesamplitudes van 300—800 Å (alle waarden RMS).

Het bleek met de door ons gebruikte meetmethode mogelijk nog reproduceerbare meetwaarden te verkrijgen bij een stimulusintensiteit van 51 dB SPL. Voor zover ons bekend is dit de laagste geluidsdruk waarbij ooit stapesamplitudemetingen zijn verricht. Guinan en Peake (1967) hadden voor hun optische metingen veel grotere intensiteiten nodig (minimaal 110 dB SPL). Kirikae (1960) en Rubinstein c.s. (1966) bereikten met hun capacitieve meettechniek een laagste waarde van circa 100, resp. 84 dB SPL. Later zijn Fischler c.s. (1967) erin geslaagd met behulp van een average-computer capacitieve metingen te doen tot circa 60 dB SPL. Cancura en Schwetz (1962, 1969) maten de voetplaatamplitude mechanisch met behulp van een pick-up met een oplegdruk van 2 gram. Zij gebruikten stimuli van 80—90 dB.

De stapesamplitude, gevonden bij een stimulusintensiteit van 51 dB SPL, bedraagt

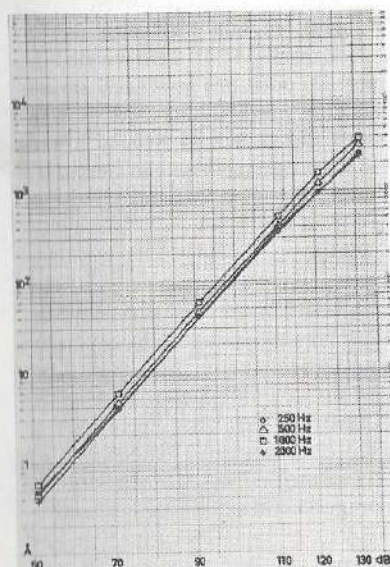


Fig. 14.

Fig. 14. De input/output-relatie van het menselijk rotsbeenpreparaat, zoals in onze proefopstelling werd gevonden. Gemiddelden van de meetresultaten uit dertien rotsbeenpreparaten.

Fig. 15. Frequentiecarakteristiek van het rotsbeenpreparaat voor zes stimulusintensiteiten. Gemiddelde waarden van metingen aan dertien preparaten. Hoewel slechts van vijf frequenties de amplitudes zijn aangegeven, vertoont de verbindingslijn van deze punten veel overeenkomst met de curves van Andersen, Hansen en Neergaard (1963) en Rubinstein c.s. (1966) naar metingen met een continue frequentie-verandering.

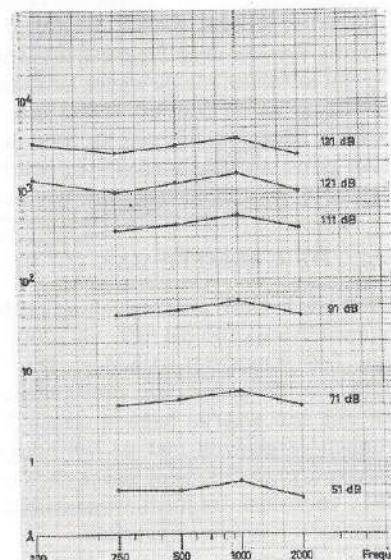


Fig. 15.

circa 0,5 Å. Door extrapolatie kon hieruit de amplitude voor 0 dB SPL worden berekend op circa 0,0015 Å. Von Békésy en Rosenblith (1951) berekenden de amplitude van de basilaarmembraan bij 200 Hz aan de gehoordrempel (eveneens door extrapolatie) op 10^{-11} cm (= 0,001 Å). Voordien had von Békésy (1947) reeds aangetoond dat de amplitude van de basilaarmembraan nagenoeg overeenkomt met die van de stapes. Door extrapolatie van de meetresultaten van Tondorff en Khanna (1966, 1968), Guinan en Peake (1967) en Johnstone (1969) aan levende katten worden voor 0 dB SPL stapesamplitudes verkregen van 0,003 tot 0,008 Å. Al deze uitkomsten wijzen erop dat het middenoor in staat is trillingen over te dragen waarvan de amplitude niet groter is dan enkele duizendsten van de diameter van een waterstofatoom. Voor een mechanisch werkend systeem is dit een verbazingwekkend grote gevoeligheid.

V.3 DE LINEARITEIT VAN HET MIDDENOOR

Bij bestudering van de meetresultaten blijkt dat in bijna alle preparaten voor alle frequenties de stapesamplitude bij een stimulusintensiteit van 91 dB SPL exact het tienvoudige bedraagt van de amplitude bij 71 dB SPL. In dit intensiteitsgebied neemt de amplitude dus met precies dezelfde factor toe als de toegediende energie, zodat er tussen beide grootheden een lineair verband bestaat. De bij 51 dB SPL gemeten amplitudes blijken bij 500 en 1000 Hz en iets minder exact ook bij 2000 Hz dit lineaire verband te volgen. Bij 250 Hz zijn de waarden iets groter dan zou mogen worden verwacht, o.i. een gevolg van storende invloeden door inwendige ruis van de apparatuur en omgevingslawaaï. Tussen 91 en 111 dB SPL is de input/output-relatie echter niet meer lineair, terwijl bij stijgende intensiteit het nonlineaire gedrag van het middenoor verder toeneemt. Een en ander is duidelijk zichtbaar in de figuren 14 en 15.

Uit additionele metingen, verricht aan drie preparaten bij 71, 81, 91 en 101 dB SPL blijkt dat het menselijke middenoor post mortem en onder de in onze proefopstelling geldende condities functioneert als een lineair werkend akoestisch systeem tot een intensiteit van circa 100 dB SPL. In dit opzicht komen onze resultaten overeen met die van Andersen, Hansen en Neergaard (1963) en Rubinstein c.s. (1966).

V.4 CONCLUSIES

Uit de resultaten van dit onderzoek is gebleken dat de stapes in het menselijk rotsbeenpreparaat onder de in onze proefopstelling geldende condities (cochlea verwijderd, voetplaat mechanisch belast) met een tussen twee voetplaatpunten toegestaan amplitudeverschil van 20% als een zuiger in een cylinder op en neer beweegt, wanneer het preparaat via de gehoorgang akoestisch wordt gestimuleerd. Binnen deze variatiebreedte heeft ieder preparaat een individueel bepaalde afwijking van de exacte zuigerbeweging, die onder invloed van frequentie en intensiteit niet essentieel verandert. Deze per preparaat verschillende wijze van bewegen moet waarschijnlijk op rekening worden geschreven van de individuele anatomische variaties van de stapes en zijn directe verbindingen. Een duidelijk van dit grondpatroon afwijkende beweging van de stapes komt af en toe voor, maar is geen constant verschijnsel en een beweging om een as door of nabij de achtergrens van

de voetplaat (zoals o.a. verdedigd door Eysell (1869), Dahmann (1929), von Békésy (1936, 1941), Fumagalli (1949) en Kobrak (1959)) werd geen enkele maal aangetoond. Ook de door von Békésy (1936, 1960) verdedigde bewegingsverandering bij grote stimulusintensiteiten, waarbij een kantelende beweging om een as *door* de voetplaat zou optreden, werd (althans tot een stimulusintensiteit van 131 dB SPL) geen enkele maal waargenomen, ook niet bij frequenties lager dan 50 Hz.

Het middenoor werkt in het frequentiegebied van 250—2000 Hz als een lineair akoestisch systeem tot een stimulusintensiteit van circa 100 dB SPL. In dit onderzoek kon een lineaire input/outputrelatie worden bewezen van 101—51 dB SPL. Aangenomen mag worden dat deze relatie geldt tot aan de gehoordrempel.

Boven 100 dB SPL functioneert het middenoor niet meer lineair, en wel des te minder naarmate de intensiteit toeneemt. In hoeverre dit een gevolg is van een specifiek begrenzingssysteem, zoals door sommige onderzoekers voor het hamerincusgewricht wordt aangenomen (Mach en Kessel (1874), Dahmann (1930), Kirikae (1960)), dan wel dat massa en ophanging van trommelvlies en keten de lineariteit begrenzen, is uit dit onderzoek niet af te leiden. Het is echter wel zeker dat het verschijnsel niet wordt veroorzaakt door een verandering in het trillingspatroon van de stapes. Dit blijft bij toenemende intensiteit tot 131 dB SPL onveranderd.

De stapesamplitude is tussen 100 en 2000 Hz slechts in geringe mate frequentieafhankelijk. Dit geldt voor het gehele gemeten intensiteitsbereik (51—131 dB SPL). De grootste amplitude werd doorgaans gevonden bij 1000 Hz, soms bij 2000 Hz. Andersen c.s. (1963) en Rubinstein c.s. (1966) komen (eveneens aan rotsbeenpreparaten) tot overeenkomstige resultaten, evenals Tondorff en Khanna (1966, 1968) en Guinan en Peake (1967) bij hun metingen aan het kattenoor. De uit de resultaten van ons onderzoek berekende gemiddelde stapesamplitudes bedragen tussen 250 en 2000 Hz voor 100 dB SPL 120—160 Å, met een 95% betrouwbaarheidsinterval van circa $\pm 2,5$.

De resultaten van de diverse onderzoekers die de beweging van de stapes hebben onderzocht zijn verwerkt in de tabellen op de volgende pagina's. Hierin zijn ook de resultaten van dit onderzoek opgenomen. Tabel IIa betreft het karakter van de stapesbeweging, tabel IIb de amplitude.

Tabel IIa. Vergelijking van de meetresultaten van diverse onderzoekers

Auteurs	Jaar	Techniek	Preparaat	Gemeten effect	Stimulus
von Békésy	1936	observatie	rotsbeen	beweging gehoorbeentjes	frequenties kleiner dan 20 Hz - groter dan 100 Hz
Perlman	1945	spiegeltje op stapesvoetplaat en hamerkop, registratie op film	rotsbeen zonder cochlea	beweging stapesvoetplaat, beweging hamerkop	1) pistoolschoten 2) continu hard geluid
Kobrak	1948	spiegeltje op hamerkop, obser- vatie ad oculos door microscoop	rotsbeen met cochlea	beweging gehoorbeentjes	1) statische luchtdruk- verandering 2) langzame sinus- vormige lucht- drukvariaties
Kobrak	1959	spiegeltje op stapesvoetplaat, registratie onbekend	rotsbeen zonder cochlea	beweging stapesvoetplaat	niet bekend
Kirikae	1960	1) strobosco- pisch fotografisch 2) capacitief	rotsbeen met en zonder cochlea	beweging gehoorbeentjes	120-2400 Hz
Guinan- Peake	1967	stroboscopisch	levende kat	stapesbeweging	30-10000 Hz
Dankbaar	1972	1) mechanisch- elektronisch 2) capacitief	rotsbeen zonder cochlea	stapesbeweging	25-2000 Hz

betreffende de beweging van de stapes

Intensiteit	Resultaten of conclusies	Restricties van de methode
„matige” tot „grote” geluidsdrukken	de stapes beweegt onder normale omstandig- heden om een as door het achterste deel van het ligamentum annulare, gaat echter bij grote in- tensiteiten kantelen om een as door het midden en in de lengterichting van de voetplaat	1) subjectief 2) kwaliteiten stimulus niet exact bekend 3) geringe gevoeligheid 4) dood materiaal
1) geschat 180- 200 dB SPL	geen verandering in de rotatie-as van de stapes- voetplaat geconstateerd	1) kwaliteiten stimulus niet exact bekend 2) geringe gevoeligheid 3) stapes niet gedempt door cochlea 4) dood materiaal
1) ± 1 cm H ₂ O tot ± 6 cm H ₂ O 2) niet bekend	stapes scharniert om as door achtergrens van de voetplaat. Geen duidelijke verandering van rotatie-as gezien bij grote intensiteit, wel aan- duiding hiervan	1) subjectief 2) alleen statische doch geen dynamische ver- schijnselen geobser- veerd 3) geringe gevoeligheid 4) dood materiaal
niet bekend	als von Békésy (1936); evenwel geen plotselinge omslag van de rotatie-as, maar meer een ge- leidelijke overgang	1) stimulus onbekend 2) gevoeligheid onbekend 3) dood materiaal 4) stapes niet gedempt door cochlea
100-140 dB	a) amplitude pars anterior : amplitude pars posterior = 3 : 2 b) geen verandering van de rotatie-as onder invloed van grote intensiteit, geen vibratie om een lengte-as door de voetplaat	1) matige gevoeligheid 2) dood materiaal
110-157 dB SPL	a) stapes beweegt als een zuiger tot 140 dB SPL, daarboven niet beoordeelbaar b) geen andere trillingswijze of verandering van de rotatie-as waargenomen	1) geringe gevoeligheid 2) kattenoor is geen mensenoor
51-131 dB SPL	a) stapes beweegt als een zuiger b) geen andere trillingswijze of verandering van de rotatie-as waargenomen	1) stapes niet gedempt door cochlea 2) voetplaat mechanisch belast 3) dood materiaal

Tabel IIb. Vergelijking van de meetresultaten van diverse onderzoekers

Auteurs	Jaar	Techniek	Preparaat	Gemeten effect	Stimulus
Mach-Kessel	1874	stroboscopisch	rotsbeen	amplitudes trommelvlies, hamerkop, stapeskop	256 Hz
von Békésy	1941	capacitief	rotsbeen		125-2500 Hz
von Békésy	1942	akoestisch	rotsbeen	volumeverplaatsing ronde venster	150-4000 Hz
Kirikae	1960	stroboscopisch	rotsbeen zonder cochlea	stapesamplitude	400 Hz
Andersen c.s.	1963	akoestisch	rotsbeen met cochlea	volumeverplaatsing ronde venster	125-6000 Hz
Rubinstein c.s.	1966	capacitief	rotsbeen zonder cochlea	stapesamplitude	50-10000 Hz
Tondorff-Khanna	1966	1) mechanische stimulatie 2) cochlea-potentialen	kat	umboamplitude	25-10000 Hz
Guinan-Peake	1967	stroboscopisch	kat	stapesamplitude	30-10000 Hz
Gilad c.s.	1967	mössbauer	cavia	umboamplitude en stapesamplitude	250-10000 Hz
Tondorff-Khanna	1968	laser interferometer	kat	umboamplitude	50-10000 Hz
Johnstone	1969	mössbauer	kat	stapesamplitude	60-10000 Hz
Johnstone	1969	mössbauer	cavia	stapesamplitude	60-10000 Hz
Johnstone	1969	mössbauer	diverse kikkersoorten	stapesamplitude	60-10000 Hz
Dankbaar	1972	mechanisch-elektronisch	rotsbeen zonder cochlea	stapesamplitude	100-2000 Hz

betreffende de middenoorfunctie en de daaruit afgeleide stapesamplitude

Intensiteit	Effect voor 1000 Hz	Afgeleide of gemeten stapesamplitude	Bijzonderheden
0,053 at = ca 145 dB SPL	niet bekend	0,06 mm bij 150 dB SPL = ca 2000 Å bij 256 Hz-100 dB SPL	middenoor met cochlea
nivellerende stapesvibratie door bekende tegengeluidsdruk	$15 \times 10^{-8} \text{ cm}^2/\text{dyne}$	300 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	stapes <i>niet</i> gedempt door cochlea
compensatie ronde venstervibratie door bekende tegengeluidsdruk (134 dB SPL)	$0,4 \times 10^{-9} \text{ cm}^2/\text{dyne}$	25 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	stapes <i>wel</i> gedempt door cochlea
134 dB Sensation Level	niet gemeten	$1,1 \times 10^{-2} \text{ cm}$ bij 134 dB SL = 21000 Å bij 400 Hz-1000 dB SL	stapesamplitude bij 100 dB bepaald door terugrekenen vanaf de gemeten waarde op basis van lineariteit
tot 127 dB SPL	$10^{-9} \text{ cm}^2/\text{dyne}$	60 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	stapes gedempt door cochlea
84, 94, 104 en 114 dB SPL	240 Å bij 104 dB SPL	150 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	stapes niet gedempt door cochlea
44-100 dB SPL	3000 Å bij 100 dB SPL (piek-piek)	1400 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL (piek-piek)	hefboomverhouding keten = 2,2 : 1
110-157 dB SPL	20.000 Å bij 120 dB SPL (piek-piek)	800 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL (RMS)	stapes gedempt door cochlea, beweegt als een zuiger
60-90 dB SPL (± 6 dB fout)	umbo 1000 Å bij 80 dB SPL, stapes 500 Å bij 80 dB SPL	5000 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	hefboomverhouding keten 2 : 1. Stapes gedempt door cochlea
50-90 dB SPL	umbo 10 Å bij 50 dB SPL (piek-piek)	1500 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL (piek-piek)	hefboomverhouding keten 2,2 : 1
100 dB SPL	600 Å bij 100 dB SPL	600 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	) curve kat en cavia verlopen over het gehele frequentiegebied niet identiek. Het samenvallen bij 1000 Hz is toeval
100 dB SPL	600 Å bij 100 dB SPL	600 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	
100 dB SPL	300-800 Å bij 100 dB SPL	300-800 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	
51-131 dB SPL	0,57 Å bij 51 dB SPL tot 3800 Å bij 131 dB SPL	160 Å bij 1000 Hz-100 dB SPL	voetplaat niet belast met cochlea, doch wel met pick-upnaald

SAMENVATTING

Dit proefschrift behandelt een experimenteel onderzoek naar de beweging van de stijgbeugel onder invloed van geluidsprikkels. In het bijzonder werd onderzocht of de door von Békésy beschreven kantelbeweging bij grote geluidsintensiteit (waarvoor een begrenzing van de trillingsoverdracht naar de cochlea zou optreden) kon worden bevestigd. Het onderzoek werd verricht aan menselijke rotsbeenpreparaten, waarvan de cochlea was verwijderd. Hiertoe werd van verschillende punten van de voetplaat de amplitude gemeten bij stimulatie met diverse frequenties en intensiteiten.

In hoofdstuk I wordt een overzicht gegeven van de literatuur over dit onderwerp. Deze is te verdelen in twee groepen. De eerste groep omvat de onderzoekers die amplitudemetingen hebben verricht, de tweede groep onderzoekers heeft het karakter van de stapesbeweging onderzocht. Beide soorten onderzoek zijn zowel aan menselijke rotsbeenderen als bij proefdieren verricht.

Hoofdstuk II beschrijft de proefopstelling en de gebruikte meetmethode. Van de voor de proeven gebruikte verse rotsbeenderen werd de cochlea verwijderd. Het preparaat werd via de gehoorgang gestimuleerd met een zuivere toon. De voetplaat-trilling werd aan de cochleaire zijde gemeten met behulp van een pick-upstelsel met naald, bevestigd aan een micromanipulator, waardoor de naald onder microscopische controle met ieder gewenst punt van de voetplaat in contact kon worden gebracht. Door de trillingsamplitude op vijf verschillende punten te meten kon het karakter van de stapesbeweging worden bepaald, evenals de effectieve amplitude. De gebruikte methode heeft een grote gevoeligheid en de resultaten zijn goed reproduceerbaar.

In hoofdstuk III worden proefopstelling en meetprocedure aan een kritische beschouwing onderworpen. Nagegaan werd of de geregistreerde amplitude afhankelijk was van de kracht waarmee de pick-upnaald tegen de voetplaat werd gedrukt. Hoewel dit inderdaad het geval was bleek het eenvoudig de naalddruk op een maximale output in te stellen en deze instelling was niet kritisch. In een tweede serie onderzoeken werd nagegaan in hoeverre de stapesbeweging veranderde door het contact met de naald. Door dit contact werd de amplitude met gemiddeld een factor drie gereduceerd; het karakter van de stapesbeweging veranderde echter niet essentieel. De controlemetingen met en zonder de naald in contact met de voetplaat werden verricht met een elektro-capacitieve meetmethode. Tenslotte wordt de invloed op de stapesbeweging besproken van enkele bijkomende factoren zoals verwijdering van de cochlea, botvibraties en postmortale veranderingen.

Hoofdstuk IV behandelt de meetresultaten. Het onderzoek werd verricht aan dertien rotsbeenpreparaten. Voor acht frequenties tussen 25 en 2000 Hz bij zes intensiteiten tussen 51 en 131 dB SPL werd de amplitude van vijf punten op de voetplaat gemeten. Uit de hiermee verkregen gegevens kon voor ieder rotsbeenpreparaat het karakter van de stapesbeweging worden bepaald alsmede de effectieve stapesamplitude. Iedere stapes vertoonde een individueel bewegingspatroon,

onafhankelijk van frequentie en intensiteit. Uit de meetresultaten werd voor iedere gemeten frequentie-intensiteitscombinatie de gemiddelde stapesamplitude en het bijbehorende 95% betrouwbaarheidsinterval bepaald. De resultaten bleken goed reproduceerbaar.

In hoofdstuk V worden de conclusies besproken, die uit de meetresultaten mogen worden getrokken. Onder de in deze proefopstelling geldende omstandigheden beweegt de stapes bij benadering als een zuiger in een cylinder. De stapesbeweging is onafhankelijk van frequentie en intensiteit, een kantelende beweging om een as door de voetplaat (zoals door von Békésy beschreven) treedt bij grote intensiteiten (tot 131 dB SPL) niet op. De gemiddelde stapesamplitude bedraagt voor 1000 Hz en 100 dB SPL 160 Ångström-eenheden. Deze bevindingen komen goed overeen met de resultaten van andere onderzoekers. Tenslotte valt uit de meetresultaten af te leiden dat het middenoor functioneert als een lineair werkend akoestisch systeem tot een stimulusintensiteit van circa 100 dB SPL en dat dit systeem een grote gevoeligheid bezit.

SUMMARY

This thesis deals with experimental investigations into the movement of the stapes in response to acoustical stimulation. In particular attention was paid to von Békésy's assumption that at high sound intensities the stapes makes a rocking movement about a longitudinal axis through the footplate (through which the transmission of vibrations to the cochlea is limited). The experiments were performed on human temporal bones with the cochlea removed. On different points of the footplate the amplitude was measured in response to sound stimuli of various frequencies and intensities.

Chapter I gives a review of the literature on this subject. It can be divided into two groups. The first group involves investigations concerned with the amplitude, the second with the mode of stapesmotion. In both groups the experiments were performed on human temporal bones as well as on living animals.

Chapter II describes the experimental set-up and the measuring method used. From fresh temporal bones the cochlea was removed. The middle ear was stimulated through the external auditory canal with a pure tone. The vibration of the stapes was measured on the cochlear side of the footplate by means of a piezo-electric crystal pick-up, attached to a micro-manipulator. In that way the needle could be placed on every point of the footplate. By measuring the vibration amplitude of five different points, the mode of stapesmotion could be determined, as well as the effective amplitude. This method gave reproducible results down to an amplitude of 0,5 Ångström units.

In chapter III experimental set-up and measuring method are analysed critically. It was checked whether the measured amplitude depended on the force, exerted on the footplate by the pick-up. As expected, some influence could not be denied, but it appeared to be very easy to adjust the needle pressure to a maximum output and this adjustment appeared not to be critical. In a second series of experiments it was investigated how much stapesmotion was changed by contact with the pick-up needle. Due to this contact an average reduction factor of 3 was found for the amplitude; mode of stapesmotion however didn't change essentially. For the comparative measurements with and without the needle in contact with the footplate, an electro-capacitive measuring method was used. Finally the influence on stapesmotion is discussed of some additional factors, like removal of the cochlea, bone vibrations and changes post mortem.

Chapter IV deals with the results of the measurements. The experiments were performed on thirteen temporal bones. For eight frequencies between 25 and 2000 Hz at six intensities between 51 and 131 dB SPL the amplitudes of five different points on the footplate were measured. From the results thus obtained it was possible to determine the shape of the stapes movement as well as the effective amplitude of the stapes for every specimen. We could demonstrate that every stapes moves according to an individual pattern, independent of frequency and intensity. For every combination of frequency and intensity measured the mean stapedial ampli-

tude and the corresponding 95% confidence level was determined. The results could be reproduced easily.

In chapter V the results are discussed. In this experimental set-up the stapes moves approximately as a piston in a cylinder. The nature of stapesmotion is independent of frequency and intensity, a rocking movement about an axis through the footplate at high intensities (up to 131 dB SPL) could not be demonstrated. The mean stapedial amplitude amounts to 160 Ångström units for 1000 Hz and 100 dB SPL. These findings are in good agreement with other investigations. Finally it may be concluded from the results, that the middle ear works as a linear acoustical system up to a sound intensity of about 100 dB SPL and that this system is very sensitive.

RÉSUMÉ

Cette thèse traite d'une recherche expérimentale du mouvement de l'étrier sous l'influence de sons aigus. On a particulièrement recherché, ou on put confirmer le mouvement oscillatoire observé par von Békésy en présence d'une grande intensité sonore (d'où apparaît une limite de transmission de vibrations vers la cochlée). La recherche fut exécutée sur des prélèvements de rochers humains desquels la cochlée avait été enlevée. On a mesuré l'amplitude en différents points de la platine sous la stimulation de fréquences et d'intensités diverses.

Nous donnons dans le chapitre I un résumé de la littérature sur ce sujet. Celui-ci est divisé en deux groupes. Le premier groupe englobe les chercheurs qui se sont limités à la mesure de l'amplitude, le deuxième groupe de chercheurs a observé le caractère du mouvement stapédien. Les deux espèces de recherches sont aussi bien exécutées sur des rochers humains que sur des animaux d'expériences.

Le chapitre II décrit les expériences et la méthode de mesure employée. La cochlée fut enlevée des récents rochers humains employés pour l'expérience. La préparation fut stimulée avec un son pur via le conduit auditif. Les vibrations de la platine furent mesurées du côté cochléaire à l'aide d'un système de pick-up à aiguille, relié à un micromanipulateur, d'où l'aiguille, sous contrôle microscopique, put être mise, à volonté, en contact avec la platine. Le caractère du mouvement de l'étrier aussi bien que l'amplitude effective, put être défini par la mesure des vibrations d'amplitude, en cinq points différents. La méthode employée a une très grande sensibilité et les résultats sont facilement reproductibles.

Dans le chapitre III, les expériences et les procédés de mesure sont le sujet d'une considération critique. Une vérification fut effectuée dans le but d'établir si l'amplitude enregistrée était liée à la puissance avec laquelle l'aiguille du pick-up était appuyée sur la platine. Bien que ceci apparaisse comme étant le cas, il sembla simple de régler la pression de l'aiguille sur un output maximum et ce réglage n'était pas critique. Dans une deuxième série de recherches il fut vérifié dans quelle mesure le mouvement de l'étrier change au contact de l'aiguille. Sous ce contact, l'amplitude fut réduite d'un facteur moyen 3; le caractère du mouvement stapédien ne changea cependant pas essentiellement. La mesure de contrôle avec et sans aiguille en contact avec la platine fut exécutée à l'aide d'une méthode de mesure électro-capacitive. Finalement, l'influence de quelques facteurs secondaires comme le prélèvement de la cochlée, les vibrations osseuses et les changements postmortales sur le mouvement de l'étrier fut discutée.

Le chapitre IV traite des résultats de mesure. La recherche a été effectuée sur 13 prélèvements de rochers humains. L'amplitude fut mesurée en cinq points de la platine pour huit fréquences entre 25 et 2000 Hz à 6 intensités entre 51 et 131 dB SPL. Des données ainsi obtenues on pouvait, pour chaque prélèvement de rocher, déterminer le caractère du mouvement stapédien, de même que l'amplitude effective de l'étrier. Chaque étrier montre un patron de mouvement individuel, indépendant de la fréquence et de l'intensité. L'amplitude moyenne de l'étrier et l'interv

de sécurité de 95% ont été défini à la suite des résultats de mesure de chaque combinaison fréquence-intensité mesurée. Les résultats semblaient facilement reproductibles.

Dans le chapitre V, il est question des conclusions qui peuvent être tirées des résultats de mesure. Dans les conditions dans lesquelles ces expériences ont lieu, l'étrier se comporte approximativement comme un piston dans un cylindre. Le caractère de ce mouvement est indépendant de la fréquence et de l'intensité. Un mouvement oscillatoire, sur un axe à travers de la platine (comme von Békésy le décrit) n'apparaît pas en présence de grandes intensités (jusqu'à 131 dB SPL). L'amplitude moyenne de l'étrier supporte 160 unités Ångström pour 1000 Hz et 100 dB SPL. Ces constatations s'accordent avec les résultats des autres chercheurs. Enfin on peut tirer des résultats de mesures la conclusion que l'oreille moyenne fonctionne jusqu'à une intensité sonore d'environ 100 dB SPL comme un système acoustique linéaire et que ce système possède une grande sensibilité.

Bijlage a

DE SYMMETRIE VAN HET KRISTALELEMENT

Vergelijking van beide kristallen van het stereo-element Ronette 105 betreffende de elektrische output bij aandrijving van het element via de stapesvoetplaat. Stimulus aan preparaat 130 dB SPL.

Belasting van het element per kanaal 10 MegOhm (Tektronix probe no 010-128).

	+ input	— input	som	corr.- factor
25 Hz	2,3 mV.	1,7 mV.	3,9 mV.	1,7
35 Hz	2,5 mV.	2,0 mV.	4,5 mV.	1,8
50 Hz	2,7 mV.	2,3 mV.	5,0 mV.	1,9
100 Hz	3,6 mV.	3,2 mV.	6,9 mV.	1,9
250 Hz	7,0 mV.	6,8 mV.	14,0 mV.	2,0
500 Hz	9,2 mV.	9,2 mV.	18,0 mV.	2,0
1000 Hz	9,2 mV.	9,2 mV.	18,0 mV.	2,0
2000 Hz	16,0 mV.	16,0 mV.	31,5 mV.	2,0

Piek-piek waarden, gemeten via de probe. De absolute output van ieder kristal is 10 x zo groot (probe verzwakt 10 x).

Geen faseverschuivingen gevonden.

Daar via de differentiaalversterker Tektronix 122 de som van beide kristallen werd gemeten, terwijl bij directe koppeling van pick-upelement aan voltmeter en oscilloscoop slechts de output van één kristal werd gemeten (+ input) moesten deze laatste meetwaarden met de correctiefactor worden vermenigvuldigd om ze te kunnen vergelijken met de na versterking gevonden meetwaarden.

ELEKTRO-CAPACITIEVE DETECTIE VAN DE VOETPLAATBEWEGING

1) Meetapparatuur (figuur 2)

Een capacitieve sonde (Disa 51 C 02) was zodanig aan onze proefopstelling aangepast dat het registrerend oppervlak circa $0,75 \text{ mm}^2$ groot was. De sonde was evenals de pick-up aan een micromanipulator bevestigd en kon naast de pick-up naald en onafhankelijk daarvan boven de voetplaat worden gebracht. De sonde was via een hoogfrequent oscillator (Disa 51 C 01) gekoppeld aan een detector (Disa 51 B 02). In deze schakeling veroorzaakte de capaciteitsvariatie tussen voetplaat en sonde een frequentie-modulatie van het door de oscillator opgewekte hoogfrequentie signaal. Het hiervan gedetecteerde audiofrequente signaal werd via een keuzeschakelaar toegevoerd aan de differentiaalversterker (Tektronix 122), die ook in het registratiecircuit van de pick-up was opgenomen. Het werd verder op dezelfde wijze versterkt en gemeten als het pick-upsignaal (II.1.4).

2) Gebruiksmogelijkheden

Bij een gegeven functioneel oppervlak van de sonde wordt de capaciteitsvariatie bepaald door de amplitude van de stapesbeweging en de afstand tussen voetplaat en sonde. Wanneer deze afstand minder bedraagt dan de helft van de sondedoorsnede, wordt alleen de amplitude gemeten van dat gedeelte van de voetplaat, dat direct onder de sonde ligt (von Békésy (1941)). Daar met de bovenbeschreven apparatuur steeds werd gewerkt met een sonde-voetplaatafstand van minder dan 200μ (bij een sondedoorsnede van 1000μ) werd aan deze voorwaarde ruimschoots voldaan. Daarom konden met de door ons gebruikte sonde amplitude- en fase-metingen van een omschreven deel van de voetplaat worden verricht.

Om de stapesbeweging tegelijkertijd mechanisch en capacitief te kunnen registreren was de sonde voorzien van een circa vijf cm lange, in een speciale vorm gebogen steel, waarvan het eindvlakje boven de voetplaat werd gebracht. Door het kleine functionele oppervlak van deze steel was de gevoeligheid beperkt. Bovendien werd door de relatief grote steellengte het storende effect van omgevende elektrische velden vergroot. Daarom kon de voetplaatbeweging alleen worden geregistreerd bij stimulusintensiteiten groter dan 100 dB SPL. Deze geringe gevoeligheid beperkte in onze proefopstelling het gebruik van de capacitieve methode tot het doen van controlemetingen bij grote stimulusintensiteiten.

CORRECTIEFACTOR CAPACITIEVE DETECTIE VERSUS MECHANISCHE DETECTIE

Bepaling van de correctiefactor die moest worden toegepast om de response van de onbelaste voetplaat aan de capacitieve sonde te kunnen vergelijken met de response onder belasting met de pick-upnaald. Door het plaatsen van de naald op de voetplaat werd deze circa 30μ van de sonde af verplaatst.

Trillingsbron: Brüel & Kjær calibration exciter type 4290.

De stimulusintensiteit werd zo gekozen dat de output van de sonde bij 150μ afstand tussen sonde en vibrator 5 mV bedroeg. Filterstanden als bij andere capacitieve metingen. Onderstaande waarden (in millivolts) werden bepaald door de capacitieve sonde vanaf een uitgangswaarde van 150μ telkens 10μ verder van de vibrator af te verplaatsen. Deze procedure werd per frequentie 2 x herhaald. De hieruit berekende correctiefactor bedroeg 1,25.

	150μ	160μ	170μ	180μ
250 Hz	5,00	4,50	4,20	3,80
	5,00	4,40	4,15	3,80
	5,00	4,60	4,20	3,80
gemiddeld	5,00	4,50	4,20	3,80
500 Hz	5,00	4,60	4,10	3,80
	5,00	4,60	4,30	3,80
	5,00	4,65	4,20	3,80
gemiddeld	5,00	4,60	4,20	3,80
1000 Hz	5,00	4,60	4,20	3,80
	5,00	4,55	4,20	3,80
	5,00	4,60	4,15	3,80
gemiddeld	5,00	4,60	4,20	3,80
2000 Hz	5,00	4,40	4,10	3,75
	5,00	4,35	4,05	3,75
	5,00	4,40	4,05	3,75
gemiddeld	5,00	4,40	4,05	3,75

Bijlage d

INTENSITEITSVERSCHIL TUSSEN DE VIBRATIE VAN DE VOETPLAAT EN VAN DE OVALE VENSTERRAND

Bepaling van het intensiteitsverschil tussen de vibratie van de stapesvoetplaat en die van de direct aangrenzende benige structuren van het labyrint.

Methode

Pick-upnaald op voetplaat (een van de punten 1 t/m 4), stimulusintensiteit 80 dB SPL.

Direct hierna de naald op de vestibulaire rand van het ovale venster tegenover en zo dicht mogelijk bij het zojuist gemeten punt van de voetplaat. Opvoeren van de stimulusintensiteit tot de output van het pick-upelement gelijk is aan de output voor 80 dB SPL aan het corresponderende voetplaatpunt. Het verschil tussen beide intensiteiten is in onderstaande tabellen aangegeven (in dB).

Preparaat XXVII, leeftijd 47 jaar, 24 uur p.m.

	1	2	3	4
100 Hz	33,0	32,0	32,0	32,5
250 Hz	33,5	25,5	31,5	36,0
500 Hz	29,5	26,75	27,5	28,75
1000 Hz	47,75	36,5	45,75	48,5
2000 Hz	34,5	29,75	33,0	32,5

Preparaat XXVIII, leeftijd 38 jaar, 5 dagen p.m.

	1	2	3	4
100 Hz	31,0	32,0	31,0	32,0
250 Hz	34,0	36,0	35,5	35,5
500 Hz	42,5	43,0	44,0	44,0
1000 Hz	46,0	54,0	50,5	47,5
2000 Hz	39,5	42,5	42,5	41,0

Bijlage e

DE MECHANISCHE AMPLITUDE VAN HET PICK-UELEMENT

Om de elektrische output van het pick-uelement (in millivolts) te kunnen omrekenen naar voetplaatamplitudes (in Ångström-eenheden), werd van de toonafnemer de mechanische uitwijking versus afgegeven spanning gemeten met behulp van een Brüel & Kjær calibration exciter type 4290. Dit instrument bestaat uit een electrodynamisch vibratie-systeem, waarvan de relatie uitwijking/versnelling nauwkeurig bekend is. De versnelling wordt gemeten door middel van een ingebouwde geijkte controle-accelerometer, waarna uit de gevonden meetwaarden de mechanische uitwijking als functie van de frequentie kan worden berekend.

Meetapparatuur

Op de stuurkop van de calibration exciter werd een 8 mm hoge en 5 mm dikke messing sokkel bevestigd, voorzien van een centerpuntje. Het gehele systeem werd zodanig onder de toonafnemer opgesteld, dat de plaats van het bovenvlak van de messing sokkel ongeveer overeenkwam met die van de stapesvoetplaat in de andere metingen. Het systeem werd aangedreven door een Brüel & Kjær beat-frequency oscillator type 1014, de versnelling werd gemeten met een Brüel & Kjær microphone amplifier type 2603 via een kathodevolger type 2615. Door de ingebouwde compressorschakeling werd de amplitude van de stuurkop gestabiliseerd.

Meetprocedure

De pick-upnaald werd in contact gebracht met de stuurkop in het centerpunt van de sokkel tot een maximale trillingsoverdracht werd bereikt, te controleren op de oscilloscoop en de buisvoltmeter. Drukverhoging door middel van een volle omwenteling van de micrometerschroef *extra* (= 140 μ) had geen meetbare verandering van grootte of vorm van het pick-upsignaal tot gevolg. Dit bleek voor alle meetfrequenties het geval te zijn. De output van het pick-uelement wordt door toenemende mechanische belasting binnen de grenzen van de meetprocedures dus niet beïnvloed. Daarna werd voor twee, zo mogelijk drie verschillende versnellingen per frequentie de elektrische output van het pick-uelement gemeten. Het pick-upcircuit werd daarbij voor iedere frequentie overeenkomstig de metingen aan preparaten ingesteld.

Resultaten

De gebruikte calibration exciter bezit een gevoeligheid van 7 mV/G tussen 50 en 20000 Hz. In tabel III is voor een aantal frequenties de uitwijking in μ m vastgelegd behorende bij een versnelling van 0,1 G. Figuur 16 levert de relatie uitwijking versus output van het pick-uelement voor de vijf meetfrequenties binnen het bereik van de calibration exciter. Uit de op de grafiek aangegeven meetpunten blijkt dat het pick-uelement voor ieder van de gebruikte meetfrequenties lineair is tot grotere outputwaarden, dan bij metingen van de voetplaatamplitude voor een stimulus-

intensiteit tot 131 dB SPL werden gevonden. Alle waarden zijn RMS waarden. Met behulp van deze grafiek werden alle outputwaarden van het pick-up-element in millivolts herleid tot voetplaatamplitudes in Ångström-eenheden.

Tabel III

Calibration exciter Brüel & Kjær 4290

Uitwijking van de stuurkop in $m\mu$ bij verschillende frequenties en bij een constante versnelling van 1 m/sec^2 ($1 \text{ m}\mu = 10 \text{ \AA}$).

Frequentie	Uitwijking
50 Hz	$1,0 \cdot 10^4 \text{ m}\mu$
75 Hz	$4,5 \cdot 10^3 \text{ m}\mu$
100 Hz	$2,5 \cdot 10^3 \text{ m}\mu$
125 Hz	$1,6 \cdot 10^3 \text{ m}\mu$
150 Hz	$1,1 \cdot 10^3 \text{ m}\mu$
200 Hz	$6,2 \cdot 10^2 \text{ m}\mu$
250 Hz	$4,0 \cdot 10^2 \text{ m}\mu$
300 Hz	$2,7 \cdot 10^2 \text{ m}\mu$
400 Hz	$1,5 \cdot 10^2 \text{ m}\mu$
500 Hz	$1,0 \cdot 10^2 \text{ m}\mu$
600 Hz	$6,9 \cdot 10^1 \text{ m}\mu$
750 Hz	$4,5 \cdot 10^1 \text{ m}\mu$
1000 Hz	$2,5 \cdot 10^1 \text{ m}\mu$
1250 Hz	$1,6 \cdot 10^1 \text{ m}\mu$
1500 Hz	$1,1 \cdot 10^1 \text{ m}\mu$
1750 Hz	$8,0 \text{ m}\mu$
2000 Hz	$6,2 \text{ m}\mu$
2500 Hz	$4,0 \text{ m}\mu$
3000 Hz	$2,7 \text{ m}\mu$
3500 Hz	$2,0 \text{ m}\mu$
4000 Hz	$1,5 \text{ m}\mu$

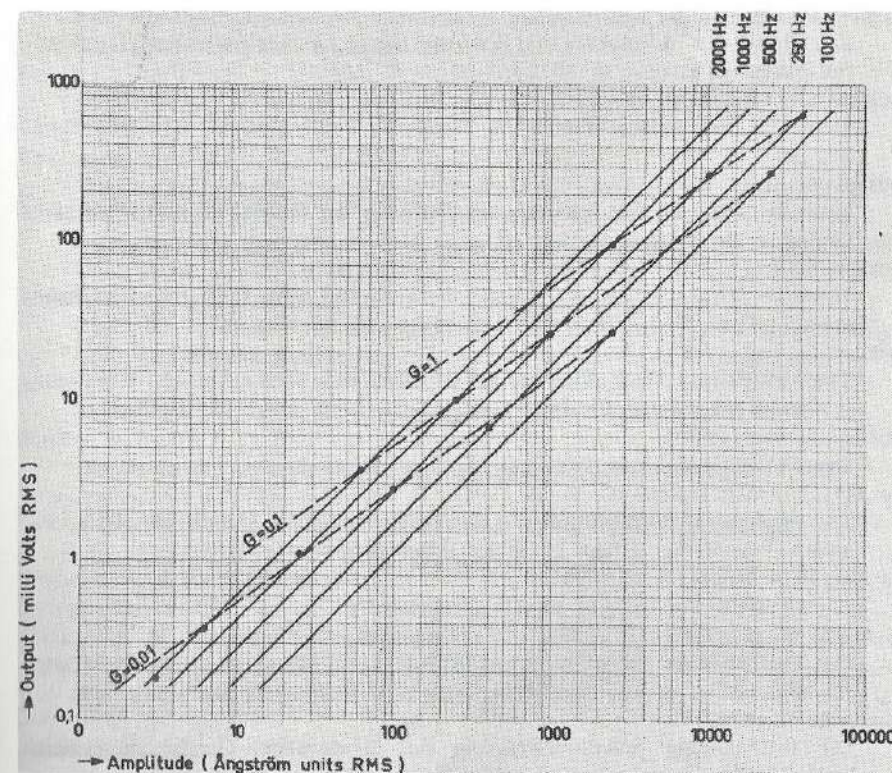


Fig. 16. De relatie elektrische output versus mechanische uitwijking van het pick-up-element voor vijf meetfrequenties.

GERAADPLEEGDE LITERATUUR

- Andersen, H. C., Hansen, C. C. & Neergaard, E. (1962)
Experimental studies on sound transmission in the human ear I, *Acta Otolaryng.* 54, 511.
- Andersen, H. C., Hansen, C. C. & Neergaard, E. (1963)
Experimental studies on sound transmission in the human ear II, *Acta Otolaryng.* 56, 307.
- Békésy, G. von (1936)
Zur Physik des Mittelohres und über das Hören beim fehlerhaftem Trommelfell, *Akust. Z.* 1, 13.
- Békésy, G. von (1939)
Über die mechanisch-akustischen Vorgänge beim Hören, *Acta Otolaryng.* 27, 281.
- Békésy, G. von (1941)
Über die Messung der Schwingungsamplitude der Gehörknöchelchen mittels einer kapazitiven Sonde, *Akust. Z.* 6, 1.
- Békésy, G. von (1942)
Über die Schwingungen der Schneckenwand beim Präparat und Ohrenmodell, *Akust. Z.* 7, 173.
- Békésy, G. von (1947)
The variation of phase along the basilar membrane with sinusoidal vibrations, *J. Acoust. Soc. Amer.* 19, 452.
- Békésy, G. von (1960)
Experiments in hearing, McGraw Hill, New York.
- Békésy, G. von & Rosenblith, W. A. (1951)
The mechanical properties of the ear, in Stevens, S. S. *Handbook of Experimental Psychology*, Chap. 27, 1075, Wiley & Sons, New York.
- Best, C. H. & Taylor, N. B. (1961)
The physiological basis of medical practice, Williams & Wilkins, Baltimore.
- Cancura, W. & Schwetz, F. (1962)
Zur Mechanik der Schallübertragung durch das Mittelohr, *Acta Otolaryng.* 55, 489.
- Cancura, W. (1969)
Die breitbandige Schallübertragung der Trommelfell-Gehörknöchelchenkette, *Mschr. Ohrenheilk.* 103, 445.
- Dahmann, H. (1929)
Zur Physiologie des Hörens; experimentelle Untersuchungen über die Mechanik der Gehörknöchelchenkette, sowie über deren Verhalten auf Ton und Luftdruck I, *Z. Hals-Nas.-Ohrenheilk.* 24, 462.
- Dahmann, H. (1930)
Zur Physiologie des Hörens; experimentelle Untersuchungen über die Mechanik der Gehörknöchelchenkette, sowie über deren Verhalten auf Ton und Luftdruck II, *Z. Hals-Nas.-Ohrenheilk.* 27, 329.
- Eysell, A. (1869)
Beiträge zur Anatomie des Steigbügels und seiner Verbindungen, *Arch. Ohrenheilk.* 5, 237.
- Fischler, H., Frei, E. H., Rubinstein, M. & Spira, D. (1964)
Measurement of sound transmission in the middle ear, *Med. Biol. Engin.* 2, 289.
- Fischler, H., Frei, E. H., Spira, D. & Rubinstein, M. (1967)
Dynamic response of middle ear structures, *J. Acoust. Soc. Amer.* 41, 1220.
- Fulton, J. F. (1956)
Textbook of physiology, 17th ed., Saunders, Philadelphia.
- Fumagalli, Z. (1949)
Ricerche morfologiche sull'apparato di trasmissione del suono, *Arch. Ital. Otol. Rinol. Laringol.* 60, Suppl. I.
- Gilad, P., Shtrikman, S., Hillman, P., Rubinstein, M. & Eviatar, A. (1967)
Application of the Mössbauer method to ear vibrations, *J. Acoust. Soc. Amer.* 41, 1232.
- Guinan, J. J. & Peake, W. F. (1967)
Middle ear characteristics of anesthetized cats, *J. Acoust. Soc. Amer.* 41, 1237.
- Helmholtz, H. L. F. (1863)
Die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik, 1st ed., Vieweg Verlag, Brunswick.
- Helmholtz, H. L. F. (1868)
Über die Mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfells, *Pflüg. Arch. ges. Physiol.* 1, 1.
- Houssay, B. A. (1950)
Physiologie Humaine, Editions medicales Flammarion, Paris.
- Jepsen, O. (1955)
Studies on the acoustic stapediusreflex in man, Thesis, Aarhus.
- Johnstone, B. M. (1970)
Measurements of the middle ear transmission from a comparative physiology approach, Personal communication.
- Keele, C. A. & Neil, E. (1961)
Samson Wrights applied physiology, 10th ed., Oxford Univ. Press, London.
- Khanna, S. M., Tonndorf, J. & Walcot, W. W. (1968)
Laser interferometer for the measurement of submicroscopic displacement amplitudes and their phases in small biological structures, *J. Acoust. Soc. Amer.* 44, 1555.
- Kirika, J. (1960)
The structure and function of the middle ear, Univ. Tokyo Press, Tokyo.
- Klockhoff, J. (1961)
Middle ear muscle reflexes in man, *Acta Otolaryng. suppl.* 164.
- Kobrak, H. G. (1948)
Constructive material of the sound conduction system of the human ear, *J. Acoust. Soc. Amer.* 20, 125.
- Kobrak, H. G. (1959)
The middle ear, Univ. Chicago Press, Chicago.
- Littler, F. S. (1965)
The physics of the ear, Pergamon Press, London.
- Lucae, A. (1862)
Zur Physiologie und Pathologie des Gehör-Organ, *Virchows Arch.* 25, 239.

- Maeh, E. & Kessel, J. (1872)
Die Funktion der Trommelhöhle und der Tuba Eustachii, S. Ber. Akad. Wiss., Math.-Nat. Cl. Wien, 66, 329.
- Maeh, E. & Kessel, J. (1874)
Beiträge zur Topographie und Mechanik des Mittelohres, S. Ber. Akad. Wiss., Math.-Nat. Cl. Wien, 69, 221.
- Onchi, Y. (1961)
Mechanism of the middle ear, J. Acoust. Soc. Amer. 33, 794.
- Perlman, H. B. (1945)
Reaction of the human conduction mechanism to blast, Laryngoscope 55, 427.
- Perlman, H. B. (1947)
Some physical properties of the conduction apparatus, Ann. Otol. Rhinol. Laryng. 56, 334.
- Poltzer, A. (1861)
Beiträge zur Physiologie des Gehör-Organ, S. Ber. Akad. Wiss., Math.-Nat. Cl. Wien, 43, 427.
- Rietjens, J. H. (1963)
De waarde van het impedantie-onderzoek voor de exploratieve tympanotomie, Proefschrift, Utrecht.
- Rubinstein, M., Feldman, B., Fischler, H., Frei, E. H. & Spira, D. (1966)
Measurement of stapedial footplate displacements during transmission of sound through the middle ear, J. Acoust. Soc. Amer. 40, 1420.
- Ruch, Th. C. & Fulton, J. F. (1960)
Medical physiology and biophysics, Saunders, Philadelphia.
- Stevens, S. S. (1951)
Handbook of experimental psychology, Wiley & Sons, New York.
- Stevens, S. S. & Davis, H. (1938)
Hearing, its psychology and physiology, Wiley & Sons, New York.
- Stuhlman, O. (1937)
The nonlinear transmission characteristics of the auditory ossicles, J. Acoust. Soc. Amer. 9, 119.
- Terkildsen, K. (1964)
Clinical application of impedance measurements with a fixed frequency technique, Int. Audiol. 3, 147.
- Tonndorf, J. & Khanna, S. M. (1966)
Ein Beitrag zur Funktion des Mittelohres, Arch. Ohr.-Nas.-Kehlk. Heilk. 187, 431.
- Tonndorf, J. & Khanna, S. M. (1966)
Displacement amplitudes of middle ear structures in cats as a function of sound pressure levels at the eardrum, J. Acoust. Soc. Amer. 39, 1252.
- Tonndorf, J. & Khanna, S. M. (1967)
Some properties of sound transmission in the middle and outer ear of cats, J. Acoust. Soc. Amer. 41, 513.
- Tonndorf, J. & Khanna, S. M. (1968)
Submicroscopic displacement amplitudes of the tympanic membrane (cat) measured by a laser interferometer, J. Acoust. Soc. Amer. 44, 1546.

- Wever, E. G. & Lawrence, M. (1954)
Physiological acoustics, Princeton Univ. Press, Princeton.
- Wrightson, Th. & Keith, A. (1918)
An enquiry into the analytical mechanism of the internal ear, McMillan & Co, London.
- Zuntz, N. & Loewy, A. (1909)
Lehrbuch der Physiologie des Menschen, Vogel Verlag, Leipzig.
- Zwaardemaker, H. (1915)
Leerboek der physiologie, Erven Bohn, Haarlem.
- Zwislocki, J. & Feldman, A. S. (1963)
Post mortem acoustic impedance of human ears, J. Acoust. Soc. Amer. 35, 104.

STELLINGEN

1. De naam „ligamentum annulare” dient te worden vervangen door „stapedo-vestibulair gewricht”.
2. De anatomie van het stapedo-vestibulair gewricht biedt geen steun aan de veronderstelling dat de stapes beweegt om een as door de achtergrens van de voetplaat.
3. Indien verwijdering van een cholesteatoom wordt gecombineerd met een trommelveesplastiek, is middenoorinspectie binnen het jaar noodzakelijk.
4. Roken is een belangrijke etiologische factor bij het ontstaan van stembandcarcinoom.
Auerbach, O., Hammond, E.C. and Garfinkel, L. (1970) *Cancer*, 25, 92.
5. Na een laryngectomie dient in het algemeen de tracheacanule binnen een week te worden verwijderd.
6. Indien bij kwaadaardige gezwellen van het gelaat een blokresectie wordt verricht, dient een oppervlakkige parotidectomie te worden overwogen.
7. Bij enkelzijdige oogspierverlammingen is onderzoek van de nasofarynx geïndiceerd.
8. Bij patienten met de Ziekte van Hodgkin dient de gebruikelijke diagnostiek te worden uitgebreid met laparotomie, splenectomie en open biopsie van lever en abdominale lymfklieren.
Jelliffe, A. M. e.a. (1970) *Clin. Radiol.* 21, 439.
9. Het is onjuist dat technisch en administratief personeel een stem heeft in de benoeming van hoogleraren en lectoren.