

PDF hosted at the Radboud Repository of the Radboud University Nijmegen

The following full text is a publisher's version.

For additional information about this publication click this link.

<http://hdl.handle.net/2066/107319>

Please be advised that this information was generated on 2018-07-08 and may be subject to change.

HET BEENGELEIDINGS-
MECHANISME

E. H. M. A. MARRES

HET BEENGELEIDINGSMECHANISME
EEN ONDERZOEK OP DIEREN

PROMOTOR:
PROF. DR. W. F. B. BRINKMAN

HET BEENGELEIDINGS- MECHANISME

EEN ONDERZOEK OP DIEREN

PROEFSCHRIFT

TER VERKRIJGING VAN DE GRAAD VAN DOCTOR IN
DE GENEESKUNDE AAN DE KATHOLIEKE UNIVERSITEIT
TE NIJMEGEN, OP GEZAG VAN DE RECTOR MAGNIFICUS
DR. W. J. M. A. ASSELBERGS, HOOGLERAAR IN DE
FACULTEIT DER LETTEREN, VOLGENS HET BESLUIT VAN
DE SENAAT IN HET OPENBAAR TE VERDEDIGEN OP
9 APRIL 1965, DES NAMIDDAGS TE 4 UUR

DOOR

EDMOND HENRI MARIE AUGUST MARRES

GEBOREN TE ROERMOND

DRUKKERIJ GEBR. JANSSEN N.V. NIJMEGEN 1965

*Ter nagedachtenis aan mijn Vader,
keel-, neus- en oorarts*

INHOUD

<i>Hoofdstuk I</i>	Inleiding	1
<i>Hoofdstuk II</i>	Historisch overzicht	4
<i>Hoofdstuk III</i>	Inleiding tot het eigen onderzoek	12
<i>Hoofdstuk IV</i>	Eigen onderzoek	17
<i>Hoofdstuk V</i>	Discussie	33
<i>Hoofdstuk VI</i>	Samenvatting	45
Aanhangsel	47
Zusammenfassung	51
Summary	53
Résumé	55
Literatuur	57

HOOFDSTUK I

INLEIDING

Het geluid, dat door trillingen van de lucht voortgeplant wordt, bereikt bij de mens via de uitwendige gehoorgang en het middenoor de cochlea. Van daar uit gaan impulsen langs de gehoorszenuw naar de hersenen, waar het waarnemen van het geluid plaats vindt. Indien het geluid op deze wijze het binnenoor bereikt, spreekt men over het horen via de luchtgeleiding. Behalve dat het geluid langs deze weg de cochlea bereikt, kan de cochlea eveneens gestimuleerd worden door trillingen van de schedel. Men spreekt dan over het horen via de beengeleiding. Bij het onderzoek van het menselijk gehoor worden beide wijzen van gehoorsstimulatie gebruikt. Men bepaalt bij dit onderzoek voor verschillende frequenties die voor de spraak belangrijk zijn, zowel de drempel van de luchtgeleiding als ook die van de beengeleiding, voornamelijk bij aandrijving van het mastoid. Onder de drempel verstaat men in de praktijk dan die sterkte van het geluid van een bepaalde frequentie, welke voor de te onderzoeken persoon nog juist hoorbaar is. Men krijgt op deze manier zowel een karakteristiek van de luchtgeleidingsdrempel als een van de beengeleidingsdrempel. Het bepalen van de lucht- en beengeleidingsdrempel is voor de diagnostiek van gehoorsafwijkingen noodzakelijk. Men kan op deze manier bepalen of de oorzaak van een gehoorsverlies in het middenoor gelocaliseerd is, of in het binnenoor of het centraal zenuwstelsel. Is de oorzaak gelegen in het middenoor, dan zal de karakteristiek van de luchtgeleidingsdrempel een gehoorsverlies aangeven, terwijl die van de beengeleiding meestal ten naaste bij normaal zal zijn. Indien de oorzaak van het gehoorsverlies in het binnenoor of centraal zenuwstelsel gelegen is, dan zal ook de karakteristiek van de beengeleidingsdrempel een verlies aangeven. Krijgt men bij deze drempelmetingen alleen een luchtgeleidingsverlies, dan neemt men aan, dat de afwijking, waardoor het gehoorsverlies ontstaat, alleen in het middenoor gelegen is. Men veronderstelt dus, dat het beengeleidingsmechanisme onafhankelijk is van de toestand van het middenoor en dat de karakteristiek van de beengeleidingsdrempel ons alléén informatie geeft over de toestand van het gehoororgaan achter het ovale en ronde venster. Dit is zeker niet geheel juist. Sluit men bijvoorbeeld de gehoorgang af, dan ziet men een afname van de gevoeligheid van de luchtgeleiding, maar tevens een toename van de gevoeligheid voor de beengeleiding. Ook bij een patient met een

otosclerose, waarbij de stijgbeugel in het ovale venster gefixeerd is, zou de gevoeligheid voor de beengleiding onaangetast blijven. Men vindt echter vaak een daling van deze gevoeligheid. Ook de proef volgens Weber, waarbij een trillende stemvork op de schedel geplaatst wordt, is er een voorbeeld van dat de beengleiding een zekere invloed ondergaat tengevolge van afwijkingen in het middenoor.

De bovengenoemde veronderstelling, dus dat het beengleidingsmechanisme onafhankelijk is van de toestand van het middenoor en alleen de toestand achter het ovale en ronde venster aangeeft, is gebaseerd op het feit dat in de praktijk kleine verliezen in de beengleiding bij middenoorhardhorendheden van geen belang zijn en doelbewust worden verwaarloosd.

Een goed oordeel over deze kwestie is pas te geven, indien het inzicht in het beengleidingsmechanisme bekend is. Tot nu toe is dit nog niet voldoende het geval en daarom werd een onderzoek verricht dat in de volgende hoofdstukken wordt beschreven.

Het horen via de beengleiding kan men niet als een eenvoudig gebeuren beschouwen. Immers wanneer de schedel in trilling gebracht wordt, zal deze trilling de cochlea langs verschillende wegen kunnen bereiken. Deze trilling zal o.a. door de schedel worden voortgeleid en zo terecht komen bij het labryntkapsel. Afhankelijk van de trillingsfasen zal er compressie afgewisseld door expansie van dit kapsel optreden en de labryntvloeistof binnen dit kapsel komt daardoor in beweging, daar deze vloeistof uit kan wijken bij het ovale en ronde venster.

Het basilair membraan wordt op deze wijze in beweging gebracht en deze beweging, mits sterk genoeg, wordt als geluid waargenomen. Behalve dat het orgaan van Corti op deze wijze bij de beengleiding gestimuleerd wordt, zal dit volgens de verschillende onderzoekers, die in het historisch overzicht in hoofdstuk II vermeld staan, ook nog op enkele andere manieren gebeuren. Immers de gehoorbeenketen, de onderkaak, de labryntvloeistof en de schedelinhoud kunnen ook bijdragen tot het horen via de beengleiding. Het is bekend uit de anatomie, dat de gehoorbeenketen, de onderkaak, de labryntvloeistof en de schedelinhoud niet stevig met de schedel verbonden zijn, maar als het ware aan de schedel hangen en daarom zullen dezen, indien de schedel in trilling gebracht wordt, door hun massa's bij deze schedeltrillingen achter blijven. Er ontstaat dan een relatieve beweging tussen de schedel en de gehoorbeenketen, de onderkaak, de labryntvloeistof en de schedelinhoud, die allen het basilair membraan in beweging kunnen brengen. De invloeden van de massa van de gehoorbeenketen, de labryntvloeistof, de onderkaak en de schedelinhoud bij het tot stand komen van de beengleiding zijn afhankelijk van de stijfheid van het trommelvlies, van de gehoorbeenketen, van de ophanging van de gehoorbeenketen en van de vensters.

Dit is eveneens het geval t.a.v. de wrijving tussen het labyrntkapsel en de labyrntvloeistof en t.a.v. de wrijving van de gewrichten van de gehoorbeenketen onderling.

Als laatste factor welke wellicht bij het tot stand komen van de beengeleiding van belang kan zijn en welke nauwelijks in de literatuur vermeld staat, wordt hier de compressie en expansie van het middenoor genoemd. Indien de schedel in trilling gebracht wordt, zullen deze trillingen ook de benige wand van het middenoor bereiken. Er zal compressie en expansie van de middenoorholte optreden. De vraag is nu of deze compressie en expansie via de gehoorbeenketen, welke met deze wanden van de holte verbonden is, of ook rechtstreeks via de lucht in het middenoor, een belangrijke invloed zal uitoefenen op de cochlea.

Uit het volgend historisch overzicht blijkt duidelijk, dat nagenoeg alle onderzoekers zich met slechts één onderdeel van het complex gebeuren, waardoor het horen via de beengeleiding tot stand komt, bezig houden. Eén groep onderzoekers zegt dat de compressie en expansie van het labyrntkapsel de belangrijkste factor is, terwijl de andere groep onderzoekers de nadruk legt op de relatieve bewegingen van de gehoorbeenketen, de onderkaak, de labyrntvloeistof en de schedelinhoud ten opzichte van de schedel. De meningen over het tot stand komen van de beengeleiding zijn dan ook sterk verdeeld. Daarom werd een dierenexperimenteel onderzoek verricht, waarbij met alle bovengenoemde factoren tegelijk rekening werd gehouden. Het onderzoek werd gedaan door chirurgisch veranderingen aan te brengen aan de uitwendige gehoorgang, middenoorstructuren en onderkaak en door de invloed van deze veranderingen na te gaan op de gevoeligheid voor de beengeleiding via het afleiden van microphonische potentialen vanaf het membraan van het ronde venster. Dit onderzoek heeft geleid tot het waarderen van de belangrijkheid van bovengenoemde factoren bij het tot stand komen van de beengeleiding. Het is daardoor mogelijk gebleken het beengeleidingsmechanisme door een eenvoudig mechanisch schema aan te geven.

HISTORISCH OVERZICHT

Vooral Weber in 1834, Rinne in 1855 en Schwabach in 1885 brachten het grote belang van het horen via de beengeleiding naar voren: de mogelijkheid met een stemvork een differentiaal diagnose te maken tussen een luchtgeleidingshardhorendheid en een beengeleidingshardhorendheid. Het principe van deze diagnostiek werd reeds door Capivaccio voor klinische doeleinden gebruikt. Zijn werk werd na zijn dood (1589) in 1603 gepubliceerd. Bij het onderzoek van een slechthorende patient gebruikte hij een ijzeren stang van één voet lengte en plaatste hiervan het ene uiteinde tussen de tanden van de patient en het andere uiteinde werd aan een citer verbonden. De vibraties van het instrument zullen via deze ijzeren stang voortgeleid worden naar de schedel van de patient. Hij nam aan, dat er een beschadiging van het trommelvlies was, indien de patient de tonen van de citer hoorde. Met andere woorden, hij zou deze tonen dan moeten horen via de beengeleiding. Indien de patient de toon niet hoorde, werd een beschadiging van de cochlea aangenomen. In het laatste geval zou er dus een beengeleidingsverlies zijn. Sellers (1963) deelt mede, dat ook van Beethoven van deze techniek gebruik maakte. Hij nam een houten stokje tussen zijn tanden en plaatste het andere uiteinde hiervan op de piano om de klank ervan te kunnen horen.

Omdat de beengeleidingsdrempel bij een slechthorende van zoveel belang is, daar hierdoor vastgesteld kan worden of de patient al of geen middenoorafwijking heeft en dus al of niet voor chirurgische therapie in aanmerking komt, is het beengeleidingsmechanisme door velen terecht de moeite waard geacht om te bestuderen. Uit de vele experimenten, die over dit onderwerp gepubliceerd zijn blijkt duidelijk, dat het horen via de beengeleiding als een complex gebeuren moet worden beschouwd. De cochlea immers kan bij het horen via de beengeleiding mechanisch gezien op verschillende manieren een stimulus krijgen. In dit hoofdstuk worden de verschillende factoren die bij kunnen dragen tot de beengeleiding chronologisch behandeld en worden de belangrijkste publicaties hieromtrent toegelicht.

In 1864 menen Politzer en Lucae aan te kunnen tonen, dat de keten van gehoorbeentjes van belang is bij het tot stand komen van de beengeleiding. Zij fixeerden met cement één wijzer aan de gehoorbeenketen van een gereseeerd mense-

lijk rotsbeen, een tweede aan het trommelvlies, de derde werd aangebracht aan de craniale zijde van het rotsbeen. Zij brachten het preparaat in zijn geheel met een stemvork in trilling en zagen vibraties van de wijzer op het rotsbeen ontstaan, maar ook, en dat is het belangrijkste, zagen zij vibraties van de wijzers die aan het trommelvlies en de gehoorbeenketen bevestigd waren. Deze vibraties hebben zij met een kymograaf geregistreerd.

Hoewel het nieuwe idee dat de gehoorbeenketen bijdraagt tot het horen via de beengeleiding van hen afkomstig is en dit idee op zichzelf belangrijk is, tonen zij dit met dit experiment niet aan. Zij tonen namelijk niet aan, dat de cochleavloeistof bij dit experiment een stimulus krijgt. Alleen dan kan de cochleavloeistof een stimulus krijgen, indien de vibraties van het rotsbeen en die van de gehoorbeenketen verschillend in grootte en/of phase zijn. Op dit verschil in phase en grootte hebben Politzer en Lucae niet gewezen.

Het is de verdienste van Krainz in 1926 dat hij het verschil in phase tussen de trillingen van het rotsbeen en die van de gehoorbeenketen aantoonde. Hij doet dit door middel van phase- en amplitude-metingen eveneens aan geseceerde rotsbeenderen. Door middel van spiegeltjes bevestigd aan de hamerkop, aan die zijde van de voetplaat welke uitkomt in het vestibulum, en aan de craniale zijde van het preparaat, worden de bewegingen van de hamer, de stapes-voetplaat en het preparaat in zijn geheel door middel van opvallend licht zichtbaar gemaakt, als het gehele preparaat door een stemvork in trilling wordt gebracht. Men ziet dan dat de gehoorbeenketen met een grotere amplitude beweegt dan het rotsbeen in zijn geheel. Tevens blijkt, dat de trillingen van de gehoorbeenketen en het preparaat verschillend in phase zijn. Hoewel deze proef niet fysiologisch is, daar het experiment op een geseceerd rotsbeen werd uitgevoerd, waarbij bovendien nog de labyrintvloeistof afwezig was, komt Krainz tot het op zichzelf juiste inzicht en tot de conclusie, dat de traagheid van de gehoorbeenketen van belang is bij de tot standkoming van de beengeleiding.

Meer fysiologisch is E. Bárány (1938) te werk gegaan. Hij plaatst op verschillende punten van de schedel bij zes goedgehoorde proefpersonen een beengeleider en bepaalt dan voor de frequentie van 435 Hz de amplitude en de phase, waarmee de trillingen de cochlea bereiken. Hij doet dit met een luidheidscompensatiemethode. In de resultaten van deze metingen ziet hij een bevestiging van zijn mening dat de beengeleiding wordt veroorzaakt door de traagheid van de gehoorbeenketen. Bárány zegt eveneens in zijn publicatie, dat de bovengenoemde conclusie ook wel zal opgaan voor tonen met een hogere frequentie en eveneens voor tonen met een wat lagere frequentie, terwijl het mogelijk is, dat de conclusie voor zeer lage frequenties niet opgaat. Hiertegen mag men echter bezwaar maken, daar hij zijn experimenten alleen gedaan heeft bij de 435 Hz. Indien alléén de traagheid van de gehoorbeenketen de belangrijkste rol speelt

bij het horen via de beengeleiding, zal de beengeleiding ernstig gestoord moeten zijn bij patienten die geen gehoorbeenketen meer hebben. Dit is echter niet het geval, omdat bij patienten, die een radicale oorooperatie hebben ondergaan, blijkt, dat het horen via de beengeleiding goed is of nauwelijks gestoord.

Er moeten dus nog andere factoren zijn waardoor het horen via de beengeleiding tot stand komt. Behalve namelijk dat de traagheid van de gehoorbeenketen van belang is bij het beengeleidingsmechanisme, zal dit eveneens zo zijn met de traagheid van de labyrintvloeistof.

Ranke vestigde hierop in 1952 de aandacht. Hij ging uit van een anatomisch gegeven, namelijk dat de scala vestibuli meer perilymphe bevat dan de scala tympani. Het verschil in de lengterichting is ruim één millimeter. Bij trillingen van de schedel in deze richting zal tengevolge van dit volumeverschil de labyrintvloeistof door zijn traagheid de trillingen van de schedel niet precies volgen; de labyrintvloeistof zal uitwijken, afwisselend bij het ovale en ronde venster, waardoor een stimulus wordt uitgeoefend op het basilair membraan. Naar analogie van deze anatomische gegevens toont hij dit aan door middel van een eenvoudig model, waarmee hij de cochlea vergelijkt. Hij ziet in een glazen U-vormige buis, welke met water gevuld is en waarbij in het ene been van de buis meer water aanwezig is dan in het andere de vloeistof op en neer schommelen, indien men de buis op en neer beweegt. Ranke neemt naar analogie aan, dat bij trillingen van de schedel het massa overschot van de perilymphe in de scala vestibuli t.o.v. de scala tympani de oorzaak is dat de trillingen van de perilymphe niet in phase zijn met die van de schedel.

Hij meent dit ook aan te tonen door een experiment bij de kat. Hij leidt namelijk de microphonische potentialen af van het ronde venster, terwijl hij de kattedekop met een beengeleider aandrijft. Daarna fixeert hij het ovale venster en hij ziet de microphonische potentialen verminderen bij eenzelfde stimulus van de schedel. Hoe groot deze vermindering is vermeldt Ranke niet. Hij zegt, dat deze daling van de microphonische potentialen veroorzaakt wordt, omdat de relatieve bewegingen van de perilymphe ten opzichte van de schedel zijn verminderd. Nochtans houdt hij geen rekening met het feit dat door de fixatie van het ovale venster ook de invloeden van het middenoor uitgeschakeld zijn.

Tenslotte deelt Ranke nog een argument mede, dat ook voor zijn opvatting pleit. Men ziet namelijk dat de beengeleiding na een fenestratie operatie bij een patient met een otosclerose verbetert. Hij schrijft deze verbetering toe aan het feit dat het massaoverschot van de perilymphe wederom aan de beengeleiding bij kan dragen, temeer daar dit overschot nu groter is dan bij normale goedhorende mensen, daar door de fenestratie operatie de scala vestibuli als het ware enkele millimeters verlengd wordt.

Kietz publiceert in 1954 dat de labyrintvloeistof door zijn traagheid nog een

andere beweging kan maken. Hij neemt een met water gevulde cylinder welke hij met de cochlea vergelijkt. In het midden hiervan spant hij in de lengterichting een elastisch membraan. Indien hij nu deze cylinder een roterende beweging rond de as laat maken zal de vloeistof door zijn traagheid bij deze beweging achter blijven en men ziet een uitbochting in het elastisch membraan ontstaan. Hij neemt nu aan, dat de labyrintvloeistof eveneens deze beweging kan maken en op deze manier een stimulus kan uitoefenen op het basilair membraan. Of deze beweging inderdaad in normale physiologische omstandigheden aanwezig is, wordt niet door hem aangetoond.

Von Békésy wijst er in 1932 op dat de onderkaak door zijn traagheid van belang is bij de beengeleiding. Daar de onderkaak door middel van een zeer beweeglijk gewricht aan de schedel verbonden is, zal ook de onderkaak in een andere phase en amplitude trillen dan de schedel, indien deze in trilling gebracht wordt. Omdat het kaakkopje bij de mens articuleert met de benige uitwendige gehoorgang zal door dit phase en amplitude verschil de lucht in de gehoorgang in trilling gebracht worden en deze trilling zal via het trommelvlies en de gehoorbeentaken de cochlea bereiken. Dit toont von Békésy met zijn experimenten duidelijk aan, en ook vele onderzoekers na hem (o.a. E. Huizing, 1960).

Uit de bovengenoemde publicaties blijkt duidelijk, dat de relatieve bewegingen van de gehoorbeentaken, de labyrintvloeistof en de onderkaak ten opzichte van de schedel van belang zijn bij het horen via de beengeleiding. Er kan echter ook nog op een andere wijze bij de beengeleiding een stimulus op de cochlea worden uitgeoefend.

In 1885 publiceert Bezold de theorie, dat de trillingsgolven die door de schedel worden voortgeleid compressie en expansie van het labyrintkapsel veroorzaken. Uit de anatomie blijkt dat het ronde venster wordt afgesloten door een dun membraan, terwijl in het ovale venster de benige stapes voetplaat geplaatst is. Hierdoor is de elasticiteit van het ronde venster groter dan die van het ovale venster. In geval van compressie van het labyrintkapsel zal door het verschil in elasticiteit van de beide vensters de labyrintvloeistof gemakkelijker kunnen uitwijken aan de zijde van het ronde venster dan bij het ovale venster met als gevolg dat de perilymphe van de scala vestibuli naar de scala tympani zal worden gedreven. Door deze beweging van de labyrintvloeistof, welke dezelfde is als die wanneer de stijgbeugelvoetplaat in de richting van de scala vestibuli wordt verplaatst, zal er een stimulus op het basilair membraan worden uitgeoefend. In geval van expansie van het labyrintkapsel zal er een tegengestelde verplaatsing van de labyrintvloeistof plaats hebben en ook dan zal het basilair membraan gestimuleerd worden.

Herzog breidt in 1926 deze theoretische beschouwing uit door te stellen dat de stapes in het ovale venster niet alleen door de druk van de labyrintvloeistof in

beweging gebracht wordt. Hij zegt dat door de trillingen van de schedel de gehoorbeenketen en dus ook de stapes door hun traagheid in beweging gebracht worden. De labyrintvloeistof ondergaat dus behalve de invloed van de compressie en expansie van het labyrintkapsel ook de invloed van de beweging van de gehoorbeenketen. Door de extra aandrijving van de labyrintvloeistof door de stijgbeugel wordt het duidelijk dat het beengeleidingsmechanisme geen eenvoudig mechanisme is, en de fysische problematiek die daardoor ontstaat tracht hij experimenteel op te lossen door middel van een model. Evenals Ranke in 1952 zal doen, nam Herzog een U-vormige met water gevulde buis, welke aan beide uiteinden met een rubber membraan is afgesloten. Op een van de twee membranen plaatst hij een kunstmatige colummella met voetplaat met de mogelijkheid d.m.v. deze colummella dit membraan meer of minder te verstijven. Op het andere membraan plaatst hij een spiegeltje. Eveneens bevestigt hij met kitstof een spiegeltje op de wand van de U-vormige buis zelf. Brengt hij met een stemvork het model in zijn geheel in trilling, door deze op de wand van de U-vormige buis te plaatsen, dan kan hij de trillingen van het preparaat en het "ronde venster" membraan, door licht te laten vallen op de spiegeltjes, zichtbaar maken. Hij ziet nu, dat de trillingen van het "ronde venster" membraan groter worden naarmate de trillingsmogelijkheden van de "stijgbeugel" door een grotere stijfheid hiervan kleiner worden. Hij concludeert hieruit dat door een fixering van de gehoorbeenketen de bewegingen van de binnenvloeistof groter worden, met andere woorden het horen via de beengeleiding verbetert. Hij komt dan tot de conclusie dat het horen via de beengeleiding behalve door compressie en expansie van het labyrintkapsel mede beïnvloed wordt door de relatieve beweging van de gehoorbeenketen.

Men kan zich afvragen of voor deze conclusie de eigenschappen van het model voldoende mechanisch gelijk zijn aan die van het middenoor en binnenoor. Realiseert men zich, dat niet de beweging van de vloeistof op zichzelf maar die t.o.v. de buiswand bepalend is voor de beengeleiding, dan krijgt men uit de resultaten van Herzog's experimenten eerder de indruk dat de traagheid van de vloeistof wel eens de belangrijkste rol zou kunnen spelen.

Allen en Fernandez (1960) geloven eveneens, op grond van meer physiologische proeven, dat vooral de compressie en expansie van het labyrintkapsel de belangrijkste factoren zijn bij het tot stand komen van het horen via de beengeleiding. Zij komen tot deze conclusie naar aanleiding van drempelmetingen, zowel van de luchtgeleiding als ook van de beengeleiding, bij drie goed horende mannen waarbij zij het trommelvlies al of niet belasten met een stukje huid van verschillend gewicht en waarbij zij eveneens drempelmetingen doen met gesloten gehoorgang, zonder dat het trommelvlies belast is. Zij vinden bij hun metingen een toename van de beengeleiding, indien zij het trommelvlies belasten

of de gehoorgang afsluiten, vooral in de lage frequenties. Veranderingen van het luchtgeleidingsapparaat kan het ontsnappen van energie uit het labryntkapsel langs de gehoorbeenketen voorkomen, en hierop baseren zij dat het horen via de beengeleiding toeneemt door belasting van het trommelvlies of door afsluiting van de gehoorgang. Dit is volgens hen ook de reden waarom er bij de proef van Weber een lateralisatie van de beengeleiding optreedt naar dat oor waarbij een middenoorafwijking aanwezig is. Hoewel deze gedachtengang over het beengeleidingsmechanisme zeer zeker interessant is, noemen Allen en Fernandez deze gedachtengang zelf terecht slechts een hypothese. Zij menen hieruit te moeten concluderen dat de compressie en expansie van het labryntkapsel de belangrijkste oorzaak is van het horen via de beengeleiding. Zij ontkennen niet, dat de traagheid van de keten mede aan de beengeleiding bijdraagt. Uit het bovenstaande blijkt in ieder geval dat de functie van het ovale en ronde venster belangrijk is voor de beengeleiding. Volgens andere onderzoekers zijn ook nog andere openingen in het labryntkapsel van belang.

Jahn (1953) o.a. vestigt de aandacht op de porus acusticus internus. Hij neemt een menselijk gereceerd rotsbeen, wat hij in een statief fixeert. Aan de hamer bevestigt hij een spiegelkje, zodat hij de trillingen van de hamer door middel van opvallend licht zichtbaar kan maken. Eveneens bevestigt hij een spiegelkje op het rotsbeen zelf, waardoor hij de trillingen van het preparaat in zijn geheel op dezelfde manier kan aantonen. Laat hij een knal weerklinken aan die zijde van het preparaat waar de porus acusticus internus gelegen is, dan ziet hij een trilling ontstaan van de gehoorbeenketen in een andere phase en grootte dan die van het preparaat in zijn geheel. Sluit hij daarna de porus acusticus internus af met stempellak, dan ziet hij een uitslag van het trommelvlies ontstaan tegengesteld aan de uitslag die ontstaat als de porus acusticus internus niet is afgesloten. Hij concludeert hieruit dat de trillingen van de schedelinhoud en vooral van de liquor cerebrosppinalis in de porus acusticus internus via deze opening kunnen worden voortgeleid naar de perilymphe in het labryntkapsel, en daardoor het basilair membraan kunnen stimuleren. Het lijkt echter gewenst dat men, indien men iets wil concluderen over de schedelinhoud wat betreft het beengeleidingsmechanisme, dit slechts zal doen indien de experimenten verricht worden onder omstandigheden waarbij de schedelinhoud aanwezig is. Ook Schneider (1959) kan de mening van Jahn niet delen, naar aanleiding van experimenten bij 6 proefpersonen en dieren waarbij de schedelinhoud wel aanwezig is. Behalve dat het ovale en ronde venster en wellicht ook de porus acusticus internus van belang zijn bij het horen via de beengeleiding, zou dit eveneens het geval kunnen zijn met de aquaductus cochleae en de botopening voor de vena spiralis inferior.

Groen en Hoogland veronderstellen deze mogelijkheid in 1958 naar aanleiding

van een karakteristiek van de beengeleidingsdrempel bij één patient met een otosclerosis van het ronde venster. De karakteristiek van deze drempel blijkt van de lage naar de hoge frequenties te dalen met 6 dB per octaaf. Dit beengeleidingsverlies in de hoge frequenties zou zijn oorzaak vinden in het feit dat de perilymphe slechts kan uitwijken door de zeer nauwe openingen van de aquaductus cochleae en de vena spiralis inferior. De impedantie zal ter plaatse voor de hoge frequenties groter zijn dan voor de lage frequenties met als gevolg een naar de hoge frequenties aflopende karakteristiek van de beengeleidingsdrempel. Het blijft een hypothese. Strikte bewijzen zijn er niet. Tonndorf en Tabor (1962) en Tonndorf (1963) geloven eveneens dat de aquaductus cochleae van belang is. Zij denken dit bij katten aan te tonen door de cochlea te stimuleren voor en na de afsluiting van de aquaductus cochleae. Zij vinden echter alleen dan een daling van de microphonische potentialen, indien tegelijkertijd met de aquaductus cochleae óf het ronde venster óf het ovale venster is afgesloten. Dit pleit echter eerder tegen dan voor hetgeen de schrijvers menen te moeten concluderen.

Behalve dat de compressie en expansie van het labyrintkapsel een stimulus zouden uitoefenen op het basilair membraan bij het horen via de beengeleiding, zal dit mogelijkwijs eveneens het geval zijn door de compressie en expansie van de wanden van het middenoor. Hierover staat in de literatuur weinig vermeld. Toch is het goed denkbaar, dat bij compressie en expansie van de wanden van het middenoor, een stimulus uitgaat naar de gehoorbeenketen die immers door ligamenten aan deze wanden verbonden is. Deze stimulus zal dan via de gehoorbeenketen naar het ovale venster worden voortgeleid en aldus de cochlea bereiken. Ook zou er compressie en expansie van de lucht in het middenoor kunnen optreden en mogelijk zal deze via het ronde en ovale venster en via het trommelvlies op de cochlea een stimulus kunnen uitoefenen. (Carhart 1950, Groen 1960).

De publicaties die in dit hoofdstuk vermeld staan en die allen van belang zijn voor een beter begrip van het beengeleidingsmechanisme lijden aan het euvel dat slechts één enkele component van het mechanisch gebeuren bij de beengeleiding behandeld wordt.

Breder van opzet zijn de onderzoekingen van von Békésy. In 1932 toont hij door middel van de luidheidscompensatie-methode en door het zichtbaar maken van de bewegingen van het basilair membraan in de cochlea van een geresceerd menselijk rotsbeen aan, dat het basilair membraan eenzelfde beweging maakt indien een toon van dezelfde frequentie via de luchtgeleiding of beengeleiding wordt aangeboden. Zwislocki (1953) heeft dit met de luidheidscompensatiemethode bevestigd. Von Békésy (1932) toont als eerste eveneens aan, dat de traagheid van de onderkaak voor de beengeleiding bij de mens belangrijk is,

zoals reeds werd vermeld. Bovendien gaat hij het trillingspatroon van de schedel na, indien hij deze met een beengeleider stimuleert. Hij vindt dat de schedel van de mens tot 800 Hz in zijn geheel trilt, terwijl er bij hogere frequenties ingewikkelde trillingspatronen over de schedel ontstaan, afhankelijk van de localisering van de vibrator. Tenslotte gaat hij onder meer na hoeveel invloed het verstijven van het trommelvlies heeft op de gevoeligheid voor de beengeleiding door drukveranderingen aan te brengen in de gehoorgang. Hij berekent hieruit, in de veronderstelling dat fixering van het trommelvlies een vastzetten van de stapes betekent, dat de compressie van het binnenoor bij de beengeleiding 1,3 maal zo belangrijk is als alle invloeden welke vanuit het middenoor de cochlea bereiken. Daar de gehoorbeenketen mogelijk geen star systeem vormt mag men zich afvragen of boven genoemde veronderstelling en de daaruit berekende conclusie juist is. Het waarden van de belangrijkheid van al de verschillende factoren afzonderlijk, waardoor de beengeleiding tot stand kan komen, doet von Békésy (1960) echter niet.

Slechts Kirikae (1959) heeft dit, door middel van experimenten op dieren en modellen met verschillende fysieke technieken, gedaan, hetgeen de enige juiste weg is om tot een volledig inzicht te geraken. Hij komt tot de conclusie dat de traagheid van de gehoorbeenketen en de labyrintvloeistof het belangrijkste zijn, vooral bij de lage frequenties (tot 1000 Hz). Bij de hoge frequenties zou de vervorming van het labyrintkapsel ook belangrijk zijn bij de beengeleiding. De diversiteit van zijn experimenten is echter te beperkt. Hij vermeldt niet de nauwkeurigheid van zijn uitkomsten. Het lijkt daarom zinvol het probleem van de beengeleiding in zijn totaliteit nogmaals te bestuderen maar dan consequenter en statistisch verantwoord.

INLEIDING TOT HET EIGEN ONDERZOEK

Door experimenten wordt getracht de invloed van de gehoorgang, het trommelvlies, de gehoorbeenketen, de labyrintvloeistof, onderkaak, vensters, openingen in het labyrintkapsel en andere factoren op het horen via de beengeleiding na te gaan, door dezen al of niet afzonderlijk uit te schakelen. De kat wordt als proefdier gekozen omdat het middenoor van dit dier gemakkelijk chirurgisch te benaderen is, waardoor het niet moeilijk is anatomische veranderingen aan te brengen. Bovendien is het eenvoudig om deze dieren gedurende lange tijd onder narcose te houden. Een nadeel is vanzelfsprekend dat deze experimenten op een dier plaats vinden en dat de resultaten van de metingen niet zonder meer voor de mens gelden.

Als maat voor de gevoeligheid van de beengeleiding van het al of niet veranderde oor, worden de in de cochlea aanwezige microphonische potentialen benut. Deze potentialen zijn een weergave van de bewegingen van het basilair membraan. Zij worden afgeleid van het ronde venster. Deze potentialen zijn door Wever en Bray in 1930 ontdekt. Zij ontstaan in de haarcellen van de cochlea (Davis 1935 e. a.) en moeten beschouwd worden als een biophysisch phenomenon, zoals bij bewegen van elektrisch geladen structuren voorkomt. De potentialen door laagfrequente tonen opgewekt, worden het sterkst gegenereerd in de apex van de cochlea en bij hoogfrequente tonen is dit bij de vensters het geval (Tasaki, Davis, Legouix 1952). Bij plaatsing van een electrode op het ronde venster membraan en een tweede electrode ergens op het lichaam, kan men echter de microphonische potentialen van zowel lage als hoge frequenties meten. De sterkte van deze potentialen is afhankelijk van de sterkte van de geluidsstimulus, welke de cochlea bereikt: bij toenemende geluidsintensiteiten verloopt de grootte van de microphonische potentialen lineair met de geluidsintensiteit tot een zeker maximum, waarboven een alineariteit ontstaat.

Aldus zijn de afgeleide potentialen een lineaire weergave van de geluidsstimuli van het basilair membraan, mits men de aangeboden geluidsintensiteit beneden de alineariteitsdrempel houdt (Wever, Bray, Lawrence 1940). Derhalve dient men bij het experimenteren waarbij microphonische potentialen als maat voor de gevoeligheid van de cochlea gebruikt worden te sterke geluidsstimuli te vermijden. De microphonische potentialen blijven bij dieren in narcose ook aanwezig en blijken bij langdurige en veelvuldige stimuli constant te blijven.

Uitsluitend werd geëxperimenteerd op jonge katten omdat deze dieren de sterkste microphonische potentialen afgeven en de oudere dieren vaak een otitis media hebben. De katten werden onder algemene narcose geopereerd. Ze werden in narcose gebracht met nembotal en atropine, dat intraperitoneaal werd ingespoten. Na verwijderen van de retroaurale haren worden de dieren op een rubber mat op een trillingsvrije tafel neergelegd met de kop in een ringvormig kussentje om later de kop onafhankelijk van de tafel te laten trillen. Behalve een eenvoudig oorchirurgisch instrumentarium zijn ook een operatie-microscoop en een boor noodzakelijk. Via een retroaurale incisie wordt de bulla van het dier bereikt en na het maken van een boorgaatje het ronde venster. Dit venster ligt bij de kat bij de overgang van de bulla naar het eigenlijke middenoor. Op het ronde venster wordt een tinnen bolletje geplaatst van ongeveer 1 millimeter doorsnede waaraan een stukje geëmailleerd koperdraad is bevestigd en dat als electrode dienst doet. Het tinnen bolletje wordt op de rand van het ronde venstermembraan gelegd, zodat het membraan vrij kan bewegen. Het stukje koperdraad wordt aan de rand van de booropening in de bulla gefixeerd met beenwas, waardoor de electrode in het ronde venster blijft liggen. De booropening wordt eveneens met beenwas gesloten, zodat de physiologische omstandigheden zoveel mogelijk hersteld zijn. De tweede electrode, de indifferente, wordt aan de wondspeder bevestigd. De vliezige uitwendige gehoorgang wordt ongeveer 1 cm boven het trommelvlies doorgesneden om een goed inzicht op het trommelvlies te verkrijgen. Het eventueel aanwezige cerumen wordt verwijderd. Op een nog nader aan te geven plaats wordt de schedel aangedreven door een mechanische trillingsexcitor waarvan het huis met de hand wordt vastgehouden (fig. 1.)

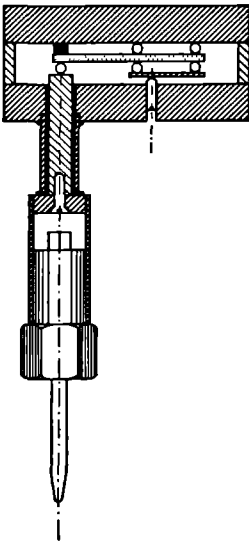


FIG. 1 Dwarsdoorsnede van de trillingsexcitor

Deze excitator bestaat uit een kristalplaatje van Rochelle zout van 2 bij 2 cm. Dit kristalplaatje is aan 3 hoekpunten ingeklemd tussen glazen kogeltjes. Het vierde en vrije hoekpunt drijft via een glazen bolletje een sonde aan. Het andere uiteinde van de sonde wordt op de schedel geplaatst. Het kristal zelf zit opgesloten in een metalen huis met een massa van 250 gram. Dit wordt gedaan om de traagheid van het huis groot te maken. De sonde is zodanig aan het huis bevestigd dat zij slechts binnen bepaalde grenzen beweeglijk is. Deze beperking in de beweging van de sonde was nodig om een beschadiging van het kristal te voorkomen. Opgemerkt dient nog te worden dat de sonde en het huis van de mechanische trillingsexcitator onderling waren geïsoleerd.

Deze mechanische excitator wordt gevoed door een Brüel en Kjaer toongenerator die het gehele frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz, waarin wordt gemeten, automatisch doorloopt. Aan het einde van de sonde was een Brüel en Kjaer versnellingsmeter ingebouwd, waarvan het signaal gevoerd wordt naar een buisvoltmeter van Brüel en Kjaer die als meetinstrument van de versnelling dient. De uitgang van de versnellingsmeter is verbonden met het AVC circuit van de toongenerator, zodat de sondepunt bij alle frequenties met een constante versnelling wordt aangedreven, die bij alle metingen en alle katten gelijk is. Dit signaal werd ter controle tijdens de metingen zichtbaar gemaakt op het onderste kanaal van een Tektronix double beam oscilloscoop en geregistreerd op een papierstrook met behulp van een Brüel en Kjaer decibel schrijver, zodat bij ieder experiment een controle verkregen werd van de constantheid van de versnelling van de punt van de sonde in het gehele frequentie-gebied.

In fig. 2 wordt de karakteristiek van de versnelling van de mechanische excitator aangegeven.

Op het membraan van het ronde venster zit het bolletje van de electrode vast aan een stukje geëmailleerd koperdraad ter lengte van 2 cm en een doorsnede

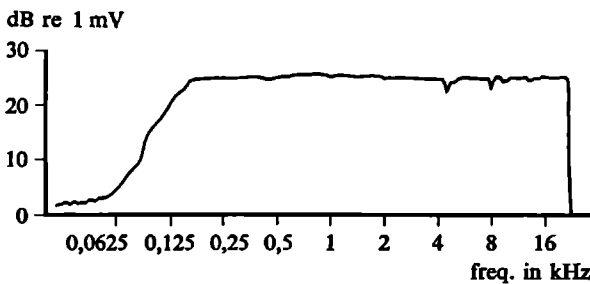


FIG. 2 Grootte van de versnelling van de punt van de trillingsexcitator voor de verschillende frequenties, zoals blijkt uit de elektrische spanning over de ingebouwde Brüel en Kjaer versnellingsmeter

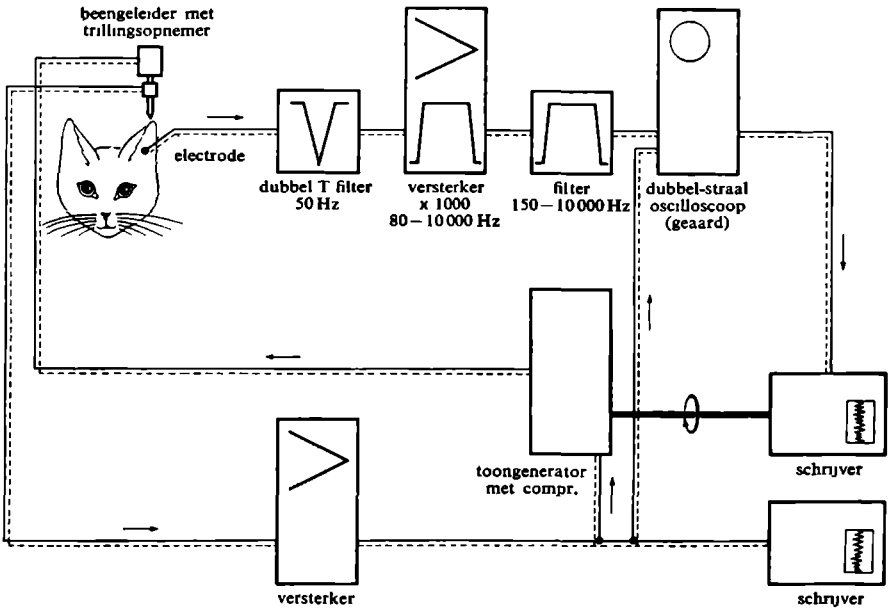


FIG. 3 Blokschema van de gebruikte opstelling van de elektrische apparaten

van 0.15 mm. Deze electrode wordt aangesloten aan een stukje soepele litzdraad met een diameter van 0,6 mm en een lengte van 2 cm, welke overgaat in een dunne afgeschermd kabel. De afscherming van de kabel aan de kant van het proefdier werd verbonden met de wondspreider welke als indifferente electrode diende. Ook de sonde van de mechanische trillingsexcitor was op de wondspreider geaard. De afgeschermd kabel voerde naar een dubbel T filter met een uitzeeffrequentie van 50 Hz om de aanwezige brom te onderdrukken. (fig. 3).

Na het passeren van dit filter werd het signaal versterkt met een Tektronix voorversterker met een versterkingsfactor van 1000 en een doorlaatgebied van 80 tot 10.000 Hz. Vervolgens werd het signaal via een Allisonfilter met een doorlaatgebied van 150 tot 9600 Hz gevoerd naar het bovenste kanaal van de reeds genoemde Tektronix double beam oscilloscoop. Het Allisonfilter was wat betreft de in- en uitgangsimpedantie aan de rest van de apparatuur aangepast. Door deze filters en een goede afscherming van alle spanningvoerende kabels, was het mogelijk de experimenten buiten een kooi van Faraday te verrichten. De door de electrode afgeleide signalen zijn nu zichtbaar op het scherm van de oscilloscoop, waardoor een voortdurende controle op de apparatuur verkregen wordt. Bovendien kan op dit scherm aan de vorm van de af-

beelding van de microphonische potentialen gecontroleerd worden of deze potentialen binnen het lineairiteitsgebied blijven. Het signaal werd bovendien van de oscilloscoop via een kathodevolger naar een Brüel en Kjaer decibel schrijver gevoerd, alwaar het signaal op een papierstrook werd geregistreerd. De mate van excitatie van het binnenoor door de gebruikte beengeleider komt bij 1000 Hz overeen met die van een geluid met een sterkte van 73 dB in de gehoorgang. Dit werd bepaald door bij 1000 Hz de spanning te meten die de kat afgeeft, nadat de mechanische trillingsexcitorator op de schedel geplaatst is. Hierna wordt via een slangetje waaraan een telefoontje in de gehoorgang een geluidsniveau aangeboden, waarbij bij 1000 Hz eenzelfde sterkte van de microphonische potentialen wordt gevonden. Dit niveau is ter plaatse te meten via een tweede slangetje waaraan een condensator microfoon, verbonden aan een selectieve Brüel en Kjaer buisvoltmeter. Op deze manier is het dus mogelijk de geluidssterkte in de gehoorgang bij 1000 Hz te kennen, welke dezelfde sterkte van microphonische potentialen veroorzaakt als het signaal van de mechanische trillingsexcitorator bij 1000 Hz.

EIGEN ONDERZOEK

Metingen

Na het plaatsen van de electrode in het ronde venster en na het aansluiten van deze electrode en de indifferente electrode aan de elektrische apparatuur, werd de beengeleider achtereenvolgens bij alle katten geplaatst op 4 retroaurale — in het bot aangebrachte — merktekens (zie fig. 4) om uit te maken op welk punt en in welke stand van de sonde de microphonische potentialen het sterkst waren.

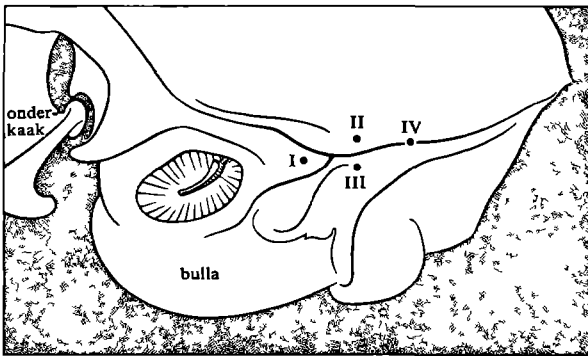


FIG 4 Schema van de anatomie van een deel van de kateschedel, waarin aangegeven de punten, waarop de trillingsexcitor geplaatst wordt

Aan de verzorging van de proefdieren werd de uiterste zorg besteed door de medewerkers van het Centrale dierenlaboratorium van de Katholieke Universiteit te Nijmegen (Hoofd Dr M. J. Dobbelaar, dierenarts).

De berekeningen nodig voor het vervaardigen van de grafieken zijn uitgevoerd door de medewerkers van de statistische afdeling van het Instituut voor wiskundige dienstverlening (Hoofd Drs Ph. van Elteren)

Het ontwerpen en de uitvoering van de figuren kwam tot stand in de Medische tekenkamer (Hoofd de Heer Chr. van Huijzen)

Het gehele experiment en de verwerking van de resultaten tot conclusies werden verricht in nauwe samenwerking met de Heer Drs J. Tolk (Hoofd van de Audiologische afdeling)

De technische assistentie bij de experimenten, de uitwerking van de verkregen resultaten en het ontwerpen en construeren van de trillingsexcitor geschiedde door de Heer A. C. T. P. van der Vleuten (technisch assistent van het Audiologisch laboratorium)

Voor hun aller zeer gewaardeerde hulp wil ik hier mijn dank betuigen.

De microphonische potentialen zijn het sterkst voor alle frequenties als de sonde van de beengeleider loodrecht op het bot staat, hetgeen ook bij alle volgende proeven het geval was. Bovendien bleek dat de sterkste microphonische potentialen gevonden worden, wanneer de sonde geplaatst wordt op het merkteken vlak bij de annulus tympanicus. Eveneens kan worden opgemerkt dat de sterkten van de microphonische potentialen niet bij iedere kat dezelfde zijn. De ene kat blijkt sterkere microphonische potentialen af te geven dan de andere. In het algemeen liggen de sterkten van de gemeten microphonische potentialen in het bereik van 0 - 1,5 mV.

Bij alle nog te beschrijven experimenten wordt de sonde van de beengeleider steeds geplaatst op merkteken I, (zie fig. 4) dus vlak bij de annulus tympanicus en in loodrechte richting.

Metingen aan het intacte kattenoor - de normaalcurve

De schedel van de kat wordt met een constante versnelling over het frequentiegebied van 250 Hz tot 8000 Hz aangedreven en de sterkte van de potentialen wordt geregistreerd voor deze frequenties. De aldus verkregen curve wordt de

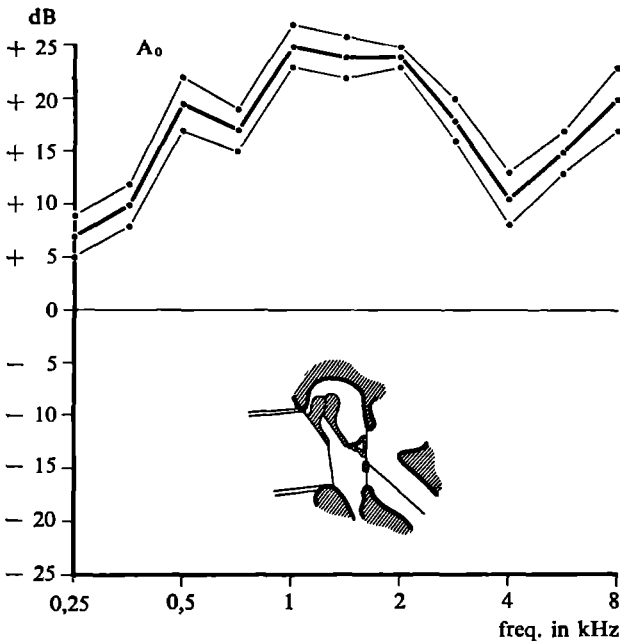


FIG. 5 Grootte van de microphonische potentialen voor de verschillende frequenties bij het intacte middenoor. (Normaalcurve A₀).

normaalcurve van de kat genoemd. Dit wordt bij alle katten gedaan. In fig. 5 ziet men de mediaan, verder te noemen het gemiddelde, en de standaard fout hierin, verder te noemen de spreiding, voor 19 proefdieren.

Opgemerkt zij dat de middenoorspieren bij het niet verdoofde dier een verandering van de mechanische eigenschappen van het middenoor kunnen veroorzaken, afhankelijk van de sterkte van het geluid dat het dier aangeboden wordt. Steeds echter wordt bij de hier vermelde experimenten waargenomen, dat na de narcotisering bij aanbieding van geluid geen aanspanning van de spiertjes optreedt en dus de eigenschappen van het middenoorsysteem niet door de spierreflex worden beïnvloed.

Metingen aan de chirurgisch veranderde kat - de verschilcurve

Na het aanbrengen van een verandering wordt de schedel wederom met constante versnelling in hetzelfde frequentie-gebied aangedreven en de sterkte van de microphonische potentialen geregistreerd. Indien men de normaalcurve aftrekt van de curve die men verkrijgt na het aanbrengen van de verandering, dan verkrijgt men een derde curve, de verschilcurve, die aangeeft in welke verhouding de sterkte van de microphonische potentialen door die verandering gewijzigd is voor de verschillende frequenties, met andere woorden in welke mate de beëngleiding veranderd is.

De verschilcurve wordt verkregen met een speciaal daarvoor geconstrueerd apparaat, waardoor het mogelijk is twee registraties van elkaar af te trekken en het resultaat hiervan in een derde registratie te noteren. Het werken met verschilcurven heeft het voordeel dat de resultaten van de katten onderling vergelijkbaar worden, ook al is de sterkte van de microphonische potentialen van kat tot kat verschillend bij een intact oor. Van de verkregen verschilcurve bij een bepaald experiment werden bij 11 referentie-punten de gemiddelde waarden en de spreiding om dit gemiddelde bepaald. Als referentie-punten werden de waarden gekozen, die men bij de octaven en halve octaven vindt. Dit was noodzakelijk om de grote hoeveelheid curven met een elektronische rekenmachine te kunnen bewerken.

Veranderingen van de uitwendige gehoorgang

Met de bedoeling om het trommelvlies te verstijven werd na het verkrijgen van de normaalcurve bij 43 katten de gehoorgang afgesloten met beenwas, zonder dat deze beenwas in aanraking kwam met het trommelvlies. Tussen het trommelvlies en deze beenwas is dus een klein luchtkussentje aanwezig. Dit wordt gedaan om na te gaan of door een stijfheidstoening van het trommelvlies het

horen via de beengeleiding verandert. De schedel wordt wederom over het frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz met de constante versnelling aangedreven. In fig. 6 ziet men de gemiddelde verschilcurve en de spreiding. Er is een toename van de microphonische potentialen tot 2000 Hz.

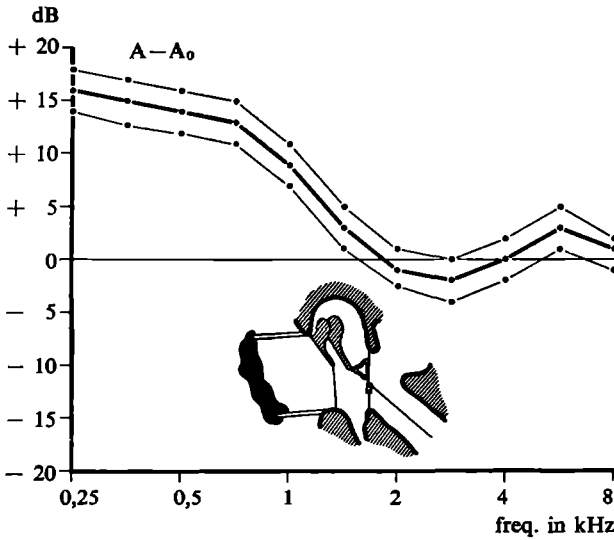


FIG. 6 De verschilcurve ($A-A_0$) na afsluiting van de gehoorgang met beenwas

Daarna werden experimenten uitgevoerd met een nog grotere stijfheid van het trommelvlies. Bij 8 katten wordt de vliezige uitwendige gehoorgang volledig verwijderd en vlak boven het trommelvlies een metalen dekseltje geplaatst, zodanig dat dit alleen op het bot van de benige annulus rust. Met beenwas wordt dit dekseltje op het bot gefixeerd en luchtdicht afgesloten. Het volume tussen het trommelvlies en het metalen dekseltje bedraagt 0,25 - 0,3 cm³. Indien men vóór en na het aanbrengen van dit dekseltje de sterkte van de microphonische potentialen in curve brengt over het gehele frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz ziet men nu een daling van de microphonische potentialen voor alle frequenties (zie fig. 7). Teneinde nadrukkelijk de nauwkeurigheid van de metingen aan te geven zijn in deze figuur evenals in fig. 8 en 9 niet de standaard deviaties maar de uiterste waarden aangegeven.

Bij 3 katten werd het trommelvlies nog op een andere wijze stijver gemaakt. Na verwijdering van de vliezige gehoorgang werd vanuit de benige annulus over het gehele trommelvlies zonder dat dit werd ingedrukt een laagje tandartsencement aangebracht. Ook nu ziet men wederom een vermindering in de

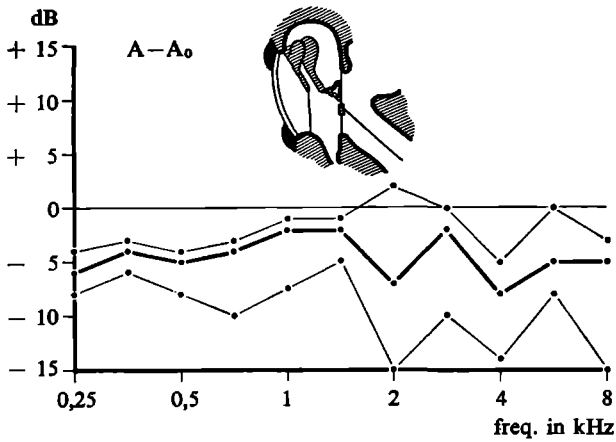


FIG. 7 De verschilcurve na verstijving van het trommelvlies door plaatsing van een metalen plaatje

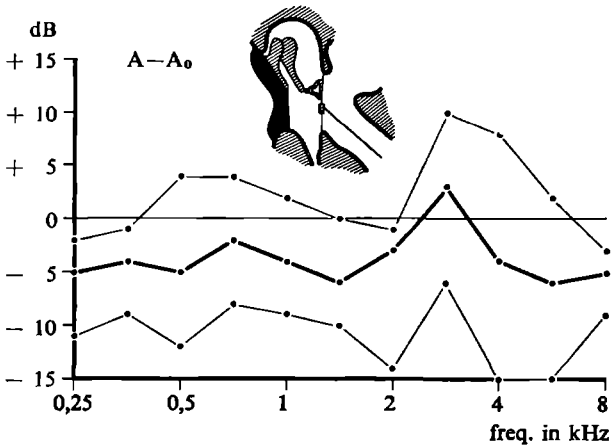


FIG. 8 De verschilcurve na verstijving van het trommelvlies met cement

gevoeligheid van de beengeleiding ontstaan behoudens een top bij de 3000 Hz, (zie fig. 8) die echter gezien het aantal metingen, niet significant is.

Er is een schijnbare tegenstelling tussen de resultaten van de metingen bij het experiment met de beenwas en de twee laatsten. Er zijn twee mogelijkheden waardoor deze discrepantie in de gevoeligheid van het horen via de beengeleiding verklaard kan worden.

In de eerste plaats moeten de experimenten van von Békésy (1932) vermeld worden, die een toeneming in de gevoeligheid voor de beengeleiding bij de

mens waarnam als de gehoorgang wordt afgesloten. Hij toont aan dat bij de mens de onderkaak voor deze toeneming in de gevoeligheid van de beengeleiding verantwoordelijk is. (Zie historisch overzicht blz. 7).

Bij 4 katten wordt daarom beiderzijds de opstijgende tak van de mandibula verwijderd. Vóór en na deze verwijdering wordt de gehoorgang met beenwas afgesloten. Vóór en na de verwijdering wordt daarbij de schedel in trilling gebracht tussen 250 en 8000 Hz en wordt de sterkte van de microphonische potentialen in curve gebracht. Er was tussen beide curven geen verschil, zodat geconcludeerd moet worden dat de onderkaak bij de kat niet aan de beengeleiding bijdraagt. De verklaring hiervoor is af te leiden uit de anatomie van de onderkaak ten opzichte van de uitwendige gehoorgang bij mens en kat. Bij de mens articuleert de onderkaak met de voorzijde van de benige uitwendige gehoorgang, maar bij de kat ligt deze articulatie ver van de gehoorgangwand af waardoor de verklaring, die von Békésy geeft aan de toeneming in de gevoeligheid van de beengeleiding als men de gehoorgang afsluit, bij de kat niet opgaat, hetgeen werd aangetoond.

Een aanknopingspunt voor een meer aantrekkelijke verklaring van bovengenoemde discrepantie werd in de tweede plaats gevonden in de mededeling van Kirikae (1959) dat verzwaring van het trommelvlies een grotere gevoeligheid voor de beengeleiding veroorzaakt. Daar de kat geen benige uitwendige gehoorgang heeft en de vliezige uitwendige gehoorgang de ondersteuning hiervan mist, zal het gewicht van de aangebrachte beenwas via de vliezige uitwendige gehoorgang op het trommelvlies drukken en aldus niet een stijfheid maar een massa-vergroting van het trommelvlies veroorzaken.

Dit is een verklaring voor de discrepantie in bovenvermelde resultaten.

Om na te gaan of na de fixatie van het trommelvlies door een metalen dekseltje de lucht in het middenoor en de bulla een invloed uitoefent op het ronde en ovale venster werd de opening tussen het middenoor en de bulla met cement gesloten.

De inhoud van het middenoor bij de kat bedraagt 0,45 - 0,50 cm³, terwijl het volume van de bulla 0,75 - 0,80 cm³ bedraagt. Om dit volume te bepalen werd het middenoor respectievelijk de bulla met water gevuld, waarna het water werd teruggezogen. Daar het water uit het middenoor niet wegliep via de buis van Eustachius, mag men aannemen dat deze dicht bleef tijdens het experiment. De bulla en daarmee het grootste luchtvolume wordt dus bij dit experiment afgezonderd van het middenoor en daar het ronde venster aan de zijde van de bulla ligt in de overgang tussen bulla en middenoor, zullen eventuele luchttrillingen in het middenoor het ronde venster niet kunnen bereiken.

Bij 3 katten wordt daarna het trommelvlies met een metalen dekseltje gefixeerd. De techniek hiervan werd reeds beschreven. Daarna wordt via een opening in

de bulla de verbinding tussen het middenoor en de bulla afgesloten met tandartsencement. De resultaten van de metingen ziet men in figuur 9.

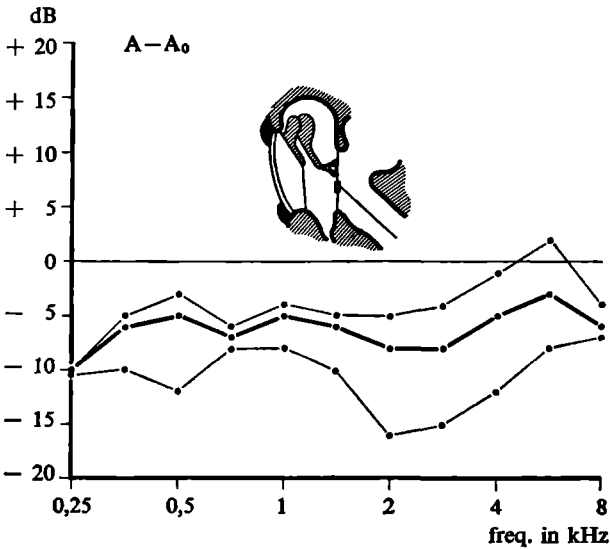


FIG. 9 De verschilcurve na verstijving van het trommelvlies door plaatsing van een metalen plaatje, waarbij tevens de opening tussen het middenoor en de bulla is gesloten

Ook deze curve is dus een verschilcurve.

Bij deze opstelling ontstaat een gevoeligheidsvermindering in de beengeleiding van 3 - 10 dB t.a.v. de normaalcurve.

Vergelijkt men deze curve met de curven die in figuur 7 en 8 staan aangegeven en waarin de resultaten uitgebeeld worden van de metingen die men verkrijgt indien men alleen het trommelvlies fixeert zonder dat de verbinding tussen het middenoor en de bulla is afgesloten, dan valt de grote gelijkens tussen fig. 7, 8 en 9 op. Een afsluiting van de verbinding tussen middenoor en bulla geeft dus nagenoeg geen verandering in de gevoeligheidsvermindering voor de beengeleiding die ontstaat indien het trommelvlies gefixeerd is. Alleen de top bij de 3000 Hz valt weg.

Uit de figuren 7, 8 en 9 welke de uitkomsten aangeven over de metingen bij totaal 14 katten kan men concluderen dat een fixatie van het trommelvlies de gevoeligheid van de beengeleiding over het gehele frequentie-gebied doet dalen tot ten hoogste 10 dB.

Veranderingen van het trommelvlies

Om een stijfheidsvermindering van het trommelvlies te verkrijgen, zijn er bij 20 katten onder de punt van de hamersteel kleine perforaties (diam. 3 mm) in het trommelvlies gemaakt. Figuur 10 laat de verschilcurve zien die men nu krijgt.

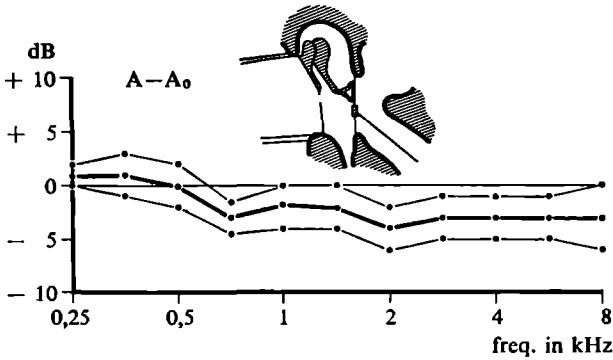


FIG. 10 De verschilcurve bij een kleine perforatie in het trommelvlies

Men ziet dat er behoudens in de lage frequenties een geringe vermindering in de gevoeligheid van de beengeleiding optreedt. Deze gevoeligheidsvermindering bereikt zijn hoogste waarde bij 700 Hz en 2000 Hz en bedraagt bij die frequenties respectievelijk 3 en 4 dB.

Bij dezelfde 20 oren werden ook metingen verricht nadat de perforaties vergroot waren. De onderste helft van het trommelvlies werd weggenomen. Ook nu werd de verschilcurve berekend (zie fig. 11).

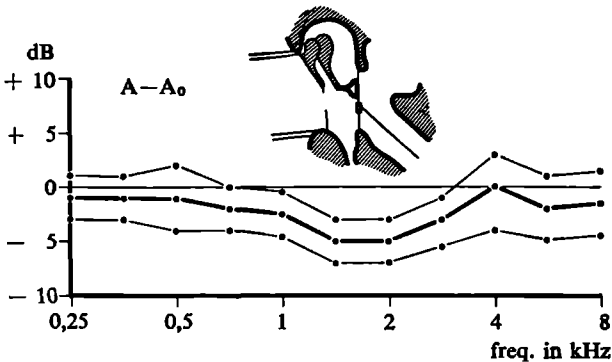


FIG. 11 De verschilcurve bij een matig grote perforatie in het trommelvlies

In vergelijking met figuur 10 is er door het groter maken van de perforatie nauwelijks enige vermindering in de gevoeligheid van de beengeleiding opgetreden. Ten opzichte van de spreiding zijn de verschillen van de metingen die in figuur 10 en 11 zijn aangegeven zeer gering. Bij 2000 Hz is de gevoeligheidsvermindering voor de beengeleiding wederom het grootste.

Bij dezelfde 20 oren werd daarna het trommelmies bijna volledig weggenomen. In figuur 12 ziet men de verschilcurve.

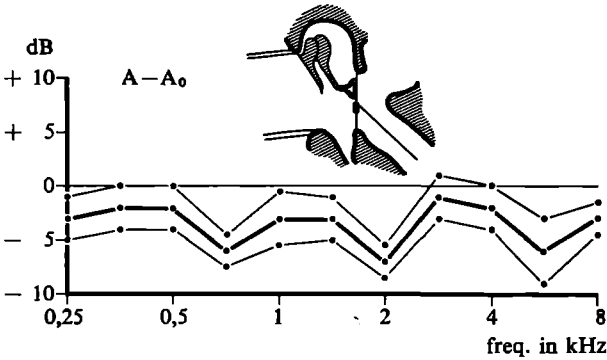


FIG. 12 De verschilcurve bij een zeer grote perforatie in het trommelmies

Ook nu is er weinig verschil in vergelijking met de curven van fig. 10 en 11. Significante dalingen (5%) bestaan alleen in fig. 11 bij 2000 Hz en 2800 Hz en in fig. 12 bij 700 Hz, 1400 Hz en 2000 Hz. Hieraan mag echter niet veel waarde toegekend worden, omdat men bij deze 2 experimenten een afwijkende stand van de hamer krijgt.

Men kan dus zeggen dat bij een perforatie in het trommelmies bij de kat, of die perforatie nu groot of klein is, slechts een geringe daling in de gevoeligheid voor de beengeleiding ontstaat.

Massavergroting van de gehoorbeenketen

Indien de schedel in trilling gebracht wordt door de beengeleider, zullen relatieve bewegingen ontstaan tussen de gehoorbeenketen en het os temporale, omdat de gehoorbeenketen in een andere fase en grootte trillen zal dan de schedel. Dit fase verschil en grootte verschil treedt op omdat de gehoorbeenketen een losse verbinding heeft met de schedel. De massa van de gehoorbeenketen is hierbij belangrijk. Door dit fase en amplitude verschil tussen de gehoorbeenketen en het os temporale zal een stimulus worden uitgeoefend op de labyrintvloeistof en daardoor weer op het basilair membraan.

Om na te gaan of een massavergroting van de gehoorbeentketen een invloed uitoefent op de gevoeligheid van de beengeleiding, werd bij 35 katten een loden kogeltje van 35 mg op de umbo van de hamersteel geplaatst en daarna de sterkte van de microphonische potentialen gemeten over het frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz. Bij de aandrijving van de katekop door de vibrator blijft het gewichtje contact houden met het trommelvlies en wordt het niet opgewipt door de versnelling die het ondervindt. Dit geldt ook voor de nog te beschrijven andere belastingen van het trommelvlies. Dit blijkt uit de zuiverheid van het trillingspatroon van de afbeelding van de microphonische potentialen op het scherm van de oscilloscoop. De verschilcurve wordt in fig. 13 aangegeven. Hierin wordt weer de gemiddelde gevoeligheid en de spreiding om dit gemiddelde aangeduid. De gevoeligheidstoename loopt tot 8000 Hz en is het grootste in de lage frequenties tot 1500 Hz.

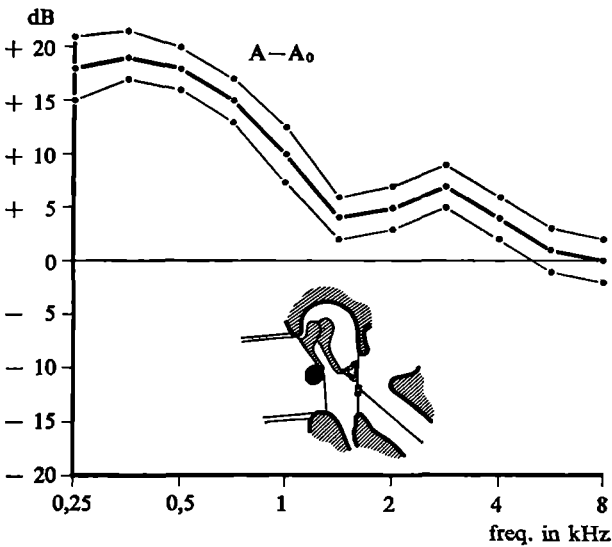


FIG. 13 De verschilcurve na plaatsing van een gewichtje van 35 mg op de umbo van de hamer

Kirikae (1959) echter vindt een geringere gevoeligheidstoename in de lage frequenties indien hij het trommelvlies verzwaart en in de hoge frequenties constateert hij zelfs een verminderde gevoeligheid. Bij 14 katten wordt vervolgens een zwaarder loden kogeltje (76 mg) op de umbo van de hamersteel geplaatst. Ook bij dit experiment wordt een gevoeligheidstoename van de beengeleiding gevonden over het gehele frequentie-gebied tot 8000 Hz. Deze toe-

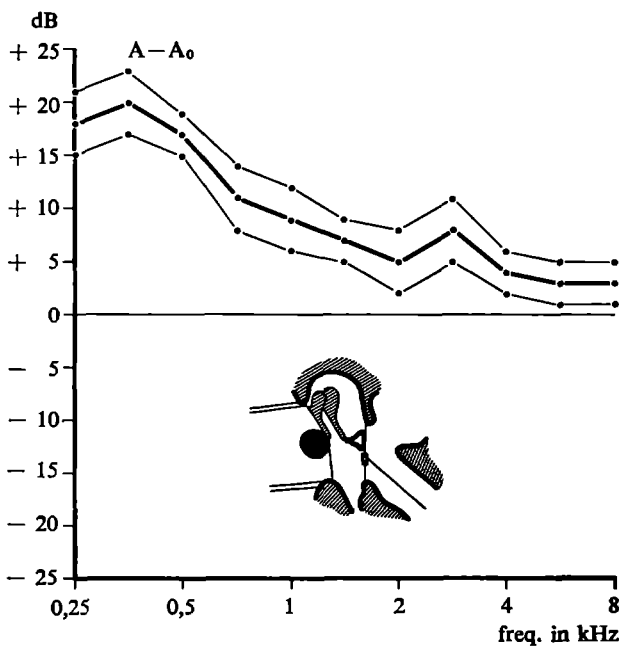


FIG. 14 De verschilcurve na plaatsing van een gewichtje van 76 mg op de umbo van de hamer

neming is ook hier weer het grootste bij de lage frequenties. (fig. 14). Wederom wordt het gemiddelde van de resultaten en de spreiding om dit gemiddelde uitgebeeld.

Bij 15 katten werd na het plaatsen van het gewichtje van 35 mg op de umbo van de hamersteel bovendien nog de uitwendige gehoorgang afgesloten met beenwas. Hierna werden wederom de microphonische potentialen over het gehele frequentiegebied gemeten en de gevonden waarden vergeleken met de normaalcurve. Het verschil in beide curven staat in fig. 15 aangegeven. Men ziet een gevoeligheidstoename van de beengeleiding tot 8000 Hz.

Uit de curves blijkt dat een afsluiting van de uitwendige gehoorgang met was eenzelfde effect heeft als het verzwaren met een kogeltje. Dit bevestigt de eerder vermelde opvatting dat afsluiting van de uitwendige gehoorgang met beenwas niet een stijfheidsvergroting maar een massavergroting teweeg brengt.

Dezelfde metingen werden verricht bij 14 katten waarbij de gehoorgang met beenwas werd afgesloten nadat er op de umbo van de hamersteel een gewichtje geplaatst is van 76 mg. Ook nu ziet men een verdere toeneming van de gevoeligheid voor de beengeleiding. (zie fig. 16).

Indien men figuur 16 met figuur 15 vergelijkt dan ziet men dat de toeneming in

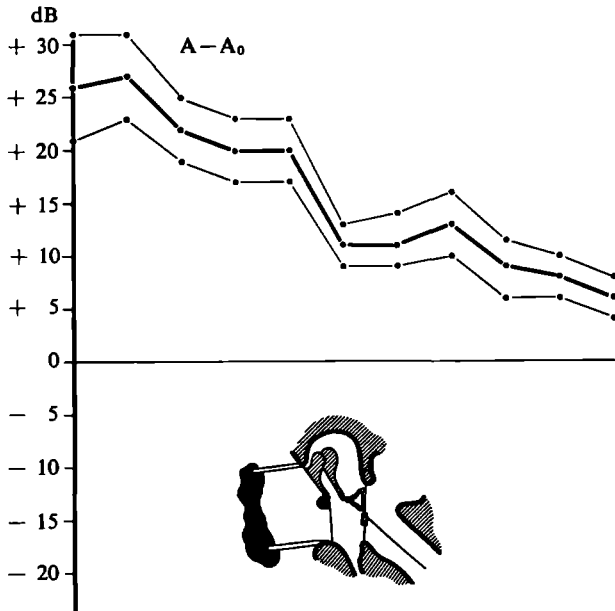


FIG. 15 De verschilcurve na plaatsing van een gewichtje van 35 mg op de umbo van de hamer en afsluiting van de gehoorgang met beenwas

gevoeligheid van de beengeleiding echter minder groot is indien men de gehoorgang afsluit na het plaatsing van een loden kogeltje van 76 mg op de umbo van de hamersteel, dan wanneer men dit doet na het plaatsing van een gewichtje van 35 mg.

In totaal werd dus bij 78 oren de massa van de gehoorbeenketen vergroot. Door deze massavergroting verkreeg men een toeneming van de gevoeligheid van de beengeleiding over het gehele gemeten frequentiegebied en deze toeneming is het grootst in de lagere frequenties.

Uitschakeling van de gehoorbeenketen

Doordat er een amplitude- en phaseverschil ontstaat tussen de trillingen van de schedel en die van de gehoorbeenketen, indien de schedel door een vibrator in trilling gebracht wordt, zal er van de gehoorbeenketen een stimulus uitgaan op de labyrintvloeistof en daardoor op het basilair membraan.

Door de gehoorbeenketen te onderbreken kan men geluidstrillingen, die via de gehoorbeenketen de cochlea bereiken, onwerkzaam maken. Hierdoor komt men te weten in welke mate de gehoorbeenketen bijdraagt aan het horen via de beengeleiding. Indien men tussen de annulus tympanicus en het meetpunt waar

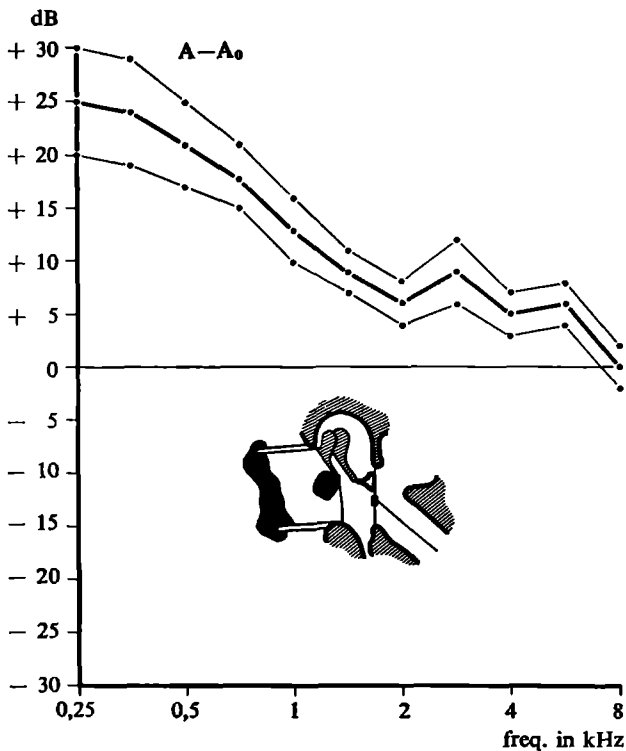


FIG. 16 De verschilcurve na plaatsing van een gewichtje van 76 mg op de umbo van de hamer en afsluiting van de gehoorgang met beenwas

de vibrator op de schedel staat met de boor een kleine opening maakt, komt men juist boven het incus-stapes gewricht uit. Hierdoor is het mogelijk het incus-stapes gewricht te verbreken. Alvorens echter het incus-stapes gewricht te verbreken, werd het boorgaatje wederom met beenwas gesloten en gemeten of het maken van dit boorgaatje een invloed uitgeoefend heeft op de gevoeligheid van de beengeleiding. Dit bleek niet het geval te zijn.

Bij 24 katten werd het incus-stapes gewricht verbroken. Figuur 17 laat de verschilcurve zien.

Over het gehele frequentie-gebied is er een vermindering in de gevoeligheid van de beengeleiding opgetreden na de onderbreking van het incus-stapes gewricht. De vermindering is het grootste tussen de 500 en 700 Hz en de 2000 en 2800 Hz. Omdat de kat in narcose is zal de musculus stapedius niet meer functioneren, doch wel kan er een mechanische invloed van uitgaan op de beengeleiding. Om dit na te gaan werd bij 9 dieren de musculus stapedius doorgesneden nadat het incus-stapesgewricht verbroken is. De verschilcurve komt overeen met die van

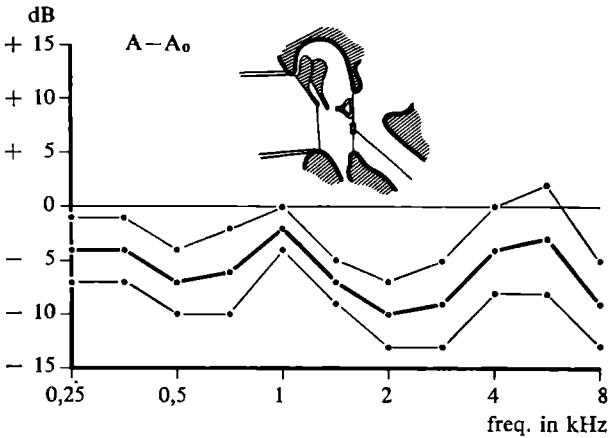


FIG. 17 De verschilcurve na verbreking van het incus-stapes gewricht

fig. 17. Er kan geconcludeerd worden dat de musculus stapedius bij dit experiment geen mechanische invloed uitoefent op de gevoeligheid van de beengeleiding. Volledigheidshalve worden bij 12 katten het crus posterior en het crus anterior van de stapes verwijderd, zodat van de gehoorbeentjes alleen nog de voetplaat van de stapes overblijft. Ook nu wordt geen duidelijk verschil met de voorafgaande meting gevonden.

Fixering van de voetplaat in het ovale venster

Om de bijdrage van de traagheidscomponent bij het tot stand komen van de beengeleiding na te gaan, wordt een van de twee belangrijke uitwijkmogelijkheden van de cochleavloeistof gefixeerd. Dit werd gedaan door via de bovenbeschreven booropening tussen het punt van de vibrator en de annulus tympanicus de voetplaat te fixeren met cement. Om de voetplaat goed te kunnen bereiken was het noodzakelijk het aambeeld en het crus anterior en posterior van de stapes te verwijderen. Daarna werd op de voetplaat en een klein gedeelte van de directe omgeving van de voetplaat snelhardende tandartsencement aangebracht zonder dat er een luchtbel tussen deze cement en de voetplaat achterbleef. Bij 18 katten bleek de gevoeligheid van de beengeleiding beduidend geringer te worden. Zie fig. 18.

Men ziet een daling over het gehele frequentiegebied van 250 - 8000 Hz van 23 tot 27 dB.

In fig. 19 is aangegeven de vermindering in de gevoeligheid van de beengeleiding tussen de situaties waarin alleen de keten verbroken is (fig. 17) en die waarbij het ovale venster gefixeerd is (fig. 18).

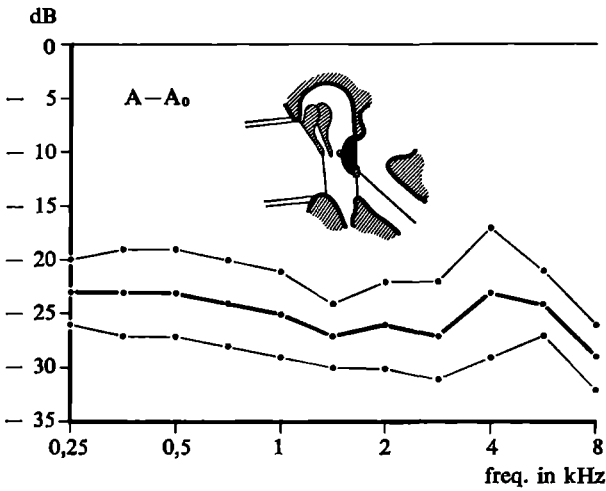


FIG. 18 De verschilcurve na fixatie van de stapesvoetplaat met cement

Fig. 19 laat dus zien in welke mate de gevoeligheid van de beengeleiding afneemt, indien alléén de traagheidscomponent van de cochleavloeistof is uitgeschakeld bij afwezigheid van de gehoorbeenenketen. Bij enkele katten werd in plaats van de voetplaat het ronde venster gefixeerd. Men kreeg dezelfde daling in de gevoeligheid van de beengeleiding als die wanneer men de voetplaat fixeert. Het maakt geen meetbaar verschil of men de voetplaat of het ronde venster fixeert.

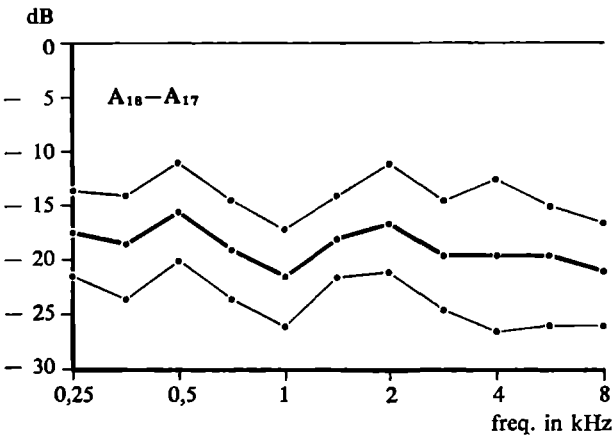


FIG. 19 Het verschil tussen fig. 18 en fig. 17

Fixering van het ovale en het ronde venster

Na fixatie van de voetplaat heeft men alleen nog rekening te houden met de compressie en expansie van het labyrintkapsel indien de schedel in trilling gebracht wordt. Het effect van de compressie en expansie van het labyrintkapsel op de labyrintvloeistof kan men vrijwel uitschakelen door beide vensters te immobiliseren. De labyrintvloeistof is nu volledig in het benige labyrintkapsel opgesloten behalve bij de in- en uittredeplaatsen van de bloedvaten, zenuwen en aquaductus cochleae.

Via de bulla is het ronde venster gemakkelijk te bereiken. Om het bolletje van de electrode werd op het membraan van het ronde venster en op de benige rand van het ronde venster dezelfde cement aangebracht. Bij 19 katten werden beide vensters gefixeerd en de gemiddelde verschilcurve wordt in figuur 20 aangegeven.

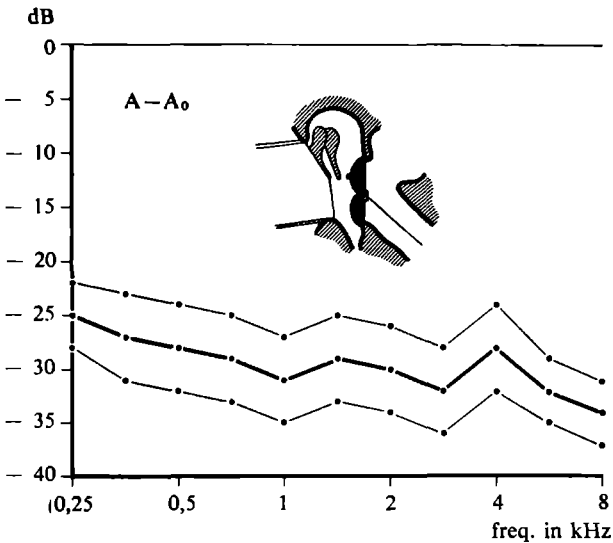


FIG. 20 De verschilcurve na fixatie van de stapesvoetplaat en het ronde venster membraan met cement

Ook nu is er weer een grote daling in de gevoeligheid voor de beengeleiding. Over het gehele frequentie-gebied treedt er een gemiddelde daling op van 25 - 34 dB. Gezien werd (fig. 19) dat een fixering van de voetplaat alleen reeds een daling in de gevoeligheid geeft van 16 - 21 dB. Fixering van twee vensters geeft, in verhouding tot fixering van één venster, een nog grotere daling in de gevoeligheid voor de beengeleiding.

DISCUSSIE

Inleiding

Het tot stand komen van de beengeleiding is een complex gebeuren, zoals uit de vorige hoofdstukken blijkt.

De volgende factoren kunnen bij het tot stand komen van de beengeleiding van invloed zijn:

- I. De traagheid van:
 - a. de onderkaak.
 - b. de gehoorbeenketen.
 - c. de labyrintvloeistof.
 - d. de schedelinhoud.
- II. De stijfheid van:
 - a. het trommelvlies.
 - b. de gehoorbeenketen.
 - c. het basilair membraan en de membranen van het ovale en het ronde venster.
- III. De compressie en expansie, ofwel vervorming van:
 - a. het middenoor.
 - b. het binnenoor.
- IV. De wrijving van:
 - a. de gewrichten van de gehoorbeentjes.
 - b. de labyrintvloeistof.
- V. De resonantie van de lucht in het middenoor.

Door experimenten werd bij de genarcotiseerde kat de invloed bij de totstandkoming van de beengeleiding nagegaan na veranderingen te hebben aangebracht aan de uitwendige gehoorgang, het trommelvlies en aan het middenoor met de vensters om op die wijze de invloed van die veranderingen op de beengeleiding te bepalen. De kop van de kat wordt daartoe met de beschreven vibrator in trilling gebracht. De sterkte van de microphonische potentialen, afgeleid van

het ronde venster, wordt als maat gebruikt van de grootte van de beweging van het basilair membraan.

In fig. 21 (zie uitslagvel) zijn de bij onze verschillende experimenten verkregen verschilcurven onder elkaar gerangschikt om daardoor het geheel te kunnen overzien. Tenslotte is het noodzakelijk nogmaals te vermelden, dat de curven, die in fig. 21 worden aangegeven, de verschillen met de normaalcurve in decibels uitbeelden. De spreiding van de metingen laat slechts eenduidige conclusies toe bij duidelijke effecten, mede omdat phasemetingen, die buiten het bestek van dit onderzoek vielen, achterwege bleven.

De vervorming van het binnenoor

In fig. 21 F is een grote daling in de gevoeligheid van de beengeleiding zichtbaar door fixering van het ovale venster. Hierdoor zijn alle factoren, die bij kunnen dragen tot de totstandkoming van de beengeleiding uitgeschakeld, behalve de vervorming van het binnenoor en de massa van de schedelinhoud. De invloed hiervan wordt mede bepaald door de stijfheid van het basilair membraan en het membraan van het ronde venster en de wrijving van de labryntvloeistof. Er blijkt een gevoeligheidsdaling van 23 - 27 dB te zijn opgetreden over het gehele gemeten frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz.

De vervorming van het binnenoor geeft een maximale bijdrage tot de beengeleiding als een van de vensters is afgesloten. Immers in dat geval zal alle vloeistof uitwijken in de richting van het nog beweeglijke venster, waardoor de beweging van het basilair membraan groter is dan wanneer de vloeistof aan beide vensters kan uitwijken. Er kunnen echter slechts zwakke microphonische potentialen geregistreerd worden.

Hieruit volgt, dat de vervorming van het binnenoor een zeer gering aandeel heeft in het tot stand komen van de beengeleiding bij de intacte kat. Dit in tegenstelling met Kirikae (1959) die, in hoofdzaak op theoretische gronden, aanneemt dat de vervorming van het labryntkapsel boven de 1000 Hz wel belangrijk is bij de totstandkoming van de beengeleiding, althans bij de mens.

Na fixering van beide vensters (zie fig. 21 H) daalt de gevoeligheid van de beengeleiding nog meer, maar er kunnen nog steeds zwakke microphonische potentialen gemeten worden. Men kan deze verklaren ofwel door het niet oneindig stijf zijn van de cement op de vensters, ofwel door de theorie van Kietz (1954). (Zie pag. 6).

De traagheid van de schedelinhoud

Jahn (1953), Groen en Hoogland (1958), Tonndorf (1963) hebben verondersteld dat de aquaductus cochleae of andere openingen in het labrynt-

kapsel als een derde venster functioneren m.a.w. dat de traagheid van de schedelinhoud van belang zou zijn bij de totstandkoming van de beengleiding. Zou er een derde functionerend venster aanwezig zijn, dan zou door de asymmetrie van dit venster t.o.v. het ronde en ovale venster een duidelijk verschil moeten optreden in de verschil-curven indien men óf het ronde óf het ovale venster afsluit. Dit is niet het geval (zie experiment op blz. 31).

De traagheid van de labyrintvloeistof

Door de fixatie van het ovale venster zijn de invloeden van de traagheid van de binnenoorvloeistof en die van het middenoorsysteem allen uitgeschakeld. Verbreekt men, uitgaande van de intacte kat, het incus-stapesgewricht dan zal ook nog de traagheid van de binnenoorvloeistof een rol spelen. Men verkrijgt dan fig. 21 E. Vermindert men deze fig. 21 E met fig. 21 F (fixering van het ovale venster), dan ziet men zoals in fig. 21 G staat aangegeven dat de traagheid van de binnenoorvloeistof veel belangrijker is dan de vervorming van het benig labyrintkapsel. Uit fig. 21 E blijkt dat de invloed van de traagheid van de binnenoorvloeistof van dezelfde grootte orde is als alle invloeden welke van het middenoor uitgaan. (6 dB komt overeen met een factor 2).

Er moet nog worden opgemerkt dat een doorsnijding van de musculus stapedius bij een onderbroken gehoorbeenketen geen meetbare invloed uitoefent op de beweeglijkheid van de labyrintvloeistof.

Ranke (1952) en Kirikae (1959) wezen ook op de betekenis van de traagheid van de labyrintvloeistof bij de totstandkoming van de beengleiding. Over het relatieve belang hiervan zeggen zij echter niets.

De traagheid van de onderkaak

De traagheid van de onderkaak is bij de kat voor de beengleiding niet belangrijk. Bij 4 katten werd beiderzijds de opstijgende tak van de mandibula verwijderd. Vóór en na deze verwijdering werd de gehoorgang met beenwas afgesloten. Er werd geen verschil in de curven gevonden vóór en na de verwijdering.

De mededeling van von Békésy (1932) Huizing (1960) e.a. dat de traagheid van de onderkaak voor de beengleiding bij de mens belangrijk is geldt niet voor de kat.

De resonantie van de lucht in het middenoor

Fig. 21 D geeft aan, dat een perforatie in het trommelvlies een geringe gevoeligheidsdaling voor de beengleiding geeft. De lucht in het middenoor staat nu

in vrije communicatie met de buitenlucht. Trillingen van de lucht in het middenoor worden niet meer opgevangen door het trommelvlies en worden niet meer via de gehoorbeenteten naar de cochlea voortgeleid. Er treedt ten hoogste een daling van de gevoeligheid voor de beengeleiding op van 6 dB bij 700 Hz en 7 dB bij 2000 Hz bij een totale perforatie. In de andere frequenties en ook bij kleinere perforaties is het verlies geringer dan 5 dB. De daling in de gevoeligheid is echter nergens significant bij 5%.

Bij 3 katten werd nagegaan of de lucht in het middenoor en de bulla nog een directe invloed uitoefent op het ronde venster en het ovale venster door de verbinding tussen de bulla en het middenoor met cement te sluiten en het trommelvlies te fixeren (zie fig. 9). Vergelijkt men fig. 9 met fig. 7 en 8 waarbij alleen het trommelvlies gefixeerd is, tesamen weergegeven in fig. 21 A, dan valt de grote gelijkens met deze op.

Men mag dus naar aanleiding van beide experimenten aannemen dat de lucht in het intacte middenoor van weinig belang is bij de totstandkoming van de beengeleiding. Een meer nauwkeurige conclusie is niet mogelijk, daar een perforatie van het trommelvlies ook enige invloed zal hebben op de stijfheid van het trommelvlies en de gehoorbeenteten.

De vervorming van het middenoor

Door het plaatsen van een dekseltje vlak boven het trommelvlies of door cementering van het trommelvlies is de stijfheid van het trommelvlies zeer groot, hetgeen leidt tot een daling van de gevoeligheid van de beengeleiding (fig. 21 A). Deze gevoeligheidsdaling is echter lang niet zo groot als bij fixering van het ovale venster, in tegenstelling tot wat men toch zou verwachten bij een stijve verbinding tussen het trommelvlies en de binnenoor-vloeistof. Het verschil in de resultaten bij deze twee manieren van fixatie van het bewegend systeem zou verklaarbaar zijn, indien vervorming van het middenoor door de verstijfde koppeling van de gehoorbeenteten aan de buitenwand van de middenoorholte een relatief grotere invloed op de beweging van de binnenoor-vloeistof krijgt. Von Békésy (1932) e.a. hebben voor de mensschedel aangetoond, dat de schedel tot 800 Hz als een geheel trilt. Zeker geldt dit dus ook voor de zoveel kleinere katekop, zodat voor de lage frequenties geen vervorming van het middenoor optreedt. Voor althans de lage frequenties zal dus het verschil in resultaat tussen fixatie van het trommelvlies en het ovale venster niet toegeschreven kunnen worden aan de vervorming van het middenoor.

Wel is dit verschil begrijpelijk, indien men de koppeling tussen het middenoor en binnenoorsysteem als niet star beschouwd. Deze niet starre koppeling kan dan ook volledig het verschil van de bovengenoemde resultaten voor de hoge

frequenties verklaren. In dit frequentie-gebied echter is misschien wel een vervorming van het middenoor mogelijk en daardoor dus een beïnvloeding van de beweging van de binnenoorvloeistof. Deze beïnvloeding zou voor de verschillende frequenties sterk wisselend moeten zijn, omdat de trillingspatronen van de schedel sterk frequentie afhankelijk zijn. Het noodzakelijk resultaat hiervan, een grillig beloop van de verschilcurve, wordt niet gevonden, zodat geconcludeerd wordt, dat in het gemeten frequentie-gebied de vervorming van het middenoor geen invloed heeft op de beengeleiding.

De ongeveer gelijke grootte van de middenoorholte en de binnenoorholte en het feit, dat reeds werd aangetoond, dat de vervorming van het binnenoor niet van belang is bij de totstandkoming van de beengeleiding, steunt deze conclusie.

De traagheid van het middenoor

Er werd aangetoond, dat de vervorming van het middenoor en de resonantie van de lucht in het middenoor en de beweging van de kaakkop van weinig betekenis zijn bij de totstandkoming van de beengeleiding. Van de invloeden die van het middenoor kunnen uitgaan bij de totstandkoming van de beengeleiding is alleen nog de traagheid van de gehoorbeenteten over.

Wordt het incus-stapes gewricht verbroken dan daalt de gevoeligheid van de beengeleiding en wel met 2 - 10 dB (fig. 21 E). Bij 1000 Hz en 6000 Hz is deze daling het minst uitgesproken, terwijl bij 500 Hz en 2000 Hz de gevoeligheidsdaling het grootst is. Hoewel statistisch dit laatste verschijnsel niet geheel is aan te tonen, moet dit toch als een reëel verschijnsel beschouwd worden, omdat ook bij de andere verschilcurven bij dezelfde frequenties minima worden gevonden. Hierop wordt later nog nader ingegaan. (Zie pagina 40: beschrijving van het model II).

Men krijgt in het meetgebied 2 frequentie-gebieden waarbij de daling van de gevoeligheid het grootste is en frequentie-gebieden waarbij de daling van de gevoeligheid minder is uitgesproken. In het gemeten frequentie-gebied treedt, indien men de curve in zijn geheel bekijkt, een daling op voor de gevoeligheid van de beengeleiding van 5 a 6 dB, dit is een factor 2.

Hieruit kan geconcludeerd worden dat de traagheid van de gehoorbeenteten tussen de 250 - 8000 Hz belangrijk bijdraagt aan de totstandkoming van de beengeleiding. In overeenstemming hiermee blijkt dat de beengeleiding toeneemt in het gehele benutte frequentie-gebied, indien men het trommelvlies verzwaart met een gewichtje van resp. 35 en 76 mg terwijl al of niet de gehoorgang met beenwas wordt afgesloten. (Fig. 21 B en fig. 21 C). Er werd betoogd, dat de beenwas ook als een gewicht beschouwd moest worden. Het is begrijpelijk dat door de vergroting van de massa van de gehoorbeenteten de invloed van

de traagheid bij de totstandkoming van de beengeleiding groter wordt, vooral in de lage frequenties. Het verschil in resultaat tussen deze bevindingen en die van Kirikae (1959), die eveneens het trommelvlies verzwaarde en daarbij een geringere gevoeligheidstoename voor de beengeleiding vond en voor de hogere frequenties zelfs een verminderde gevoeligheid, kan mogelijk worden toegeschreven aan een te grote verzwareing van het trommelvlies door Kirikae (1959) (60 mg bij 1 kat, 130 mg bij 5 katten en 200 mg bij 1 kat). Hij trekt de gevolgtrekking dat de beengeleiding in de lage frequenties (tot ± 1000 Hz) alleen tot stand komt door de traagheidsinvloeden van de gehoorbeenketen en labryntvloeistof, terwijl hij concludeert dat voor de hogere frequenties ook de vervorming belangrijk is. Deze opvatting is o.i. onjuist. Uit onze resultaten volgt dat de traagheden van de gehoorbeenketen en de cochleavloeistof in het gehele onderzochte frequentiegebied, ook boven de 1000 Hz, de enige belangrijke factoren zijn bij de totstandkoming van de beengeleiding.

In het historisch overzicht werd vermeld dat Politzer (1864) en Lucae (1864) op het belang van de gehoorbeenketen wezen bij de totstandkoming van de beengeleiding. Krainz (1926) en Bárány (1938) deden dit eveneens zonder echter te vermelden dat de traagheid van de gehoorbeenketen over het gehele frequentiegebied van invloed is zonder hun bevindingen af te wegen t.o.v. de andere factoren, waardoor de beengeleiding tot stand komt.

De massa, stijfheid en wrijving van het middenoor en binnenoor

De resultaten van de experimenten laten niet toe een uitspraak te doen over de grootte van de verschillende massa's, stijfheden en wrijvingen van het middenoor en het binnenoorsysteem. Alleen over de stijfheid van het trommelvlies, waaraan de hamer stevig gefixeerd is, kan gezegd worden, dat deze van weinig belang is voor het gedrag van het middenoor- en binnenoorsysteem, daar bij het maken van een grote perforatie, waardoor een vermindering van de stijfheid optreedt, de gevoeligheid voor de beengeleiding weinig verandert, en dus van weinig invloed is op de totstandkoming ervan.

Mechanisch model I

Uit dit hoofdstuk volgt dat men bij de totstandkoming van de beengeleiding nagenoeg alleen te maken heeft met de traagheid van de gehoorbeenketen en de binnenoorvloeistof en met factoren als stijfheid en weerstand. Dit werd de aanleiding om te trachten het beengeleidingsmechanisme in een mechanisch model onder te brengen. Indien men het middenoor en binnenoor als een één dimensionaal lineair systeem voorstelt, hetgeen in het algemeen met betrekking tot de

beengeleiding wordt gedaan (o.a. Kirikae (1959), von Békésy (1960), Tonndorf (1963) e.a.) dan is dit systeem een eerste benadering te noemen. Het vibrerende gedeelte van het middenoor wordt gekenmerkt door de grootte van de massa, de stijfheid en de wrijving van de gehoorbeenketen. Bij het binnenoor levert dit grotere moeilijkheden op daar het binnenoor minder voor experimenteel onderzoek toegankelijk is, maar ook hier heeft men bij vibraties te maken met massa's, stijfheden en wrijvingen als kenmerkende grootheden.

Indien men, zoals boven gesteld, het bewegende systeem van het middenoor en het binnenoor als één oscillator beschouwt met één constante inwendig niet vervormbare massa, en één constante stijfheid, dan mag men de massa's, de stijfheden en de wrijvingen van het middenoor en het binnenoor optellen.

Het model wordt dan zoals in fig. 22 A staat aangegeven.

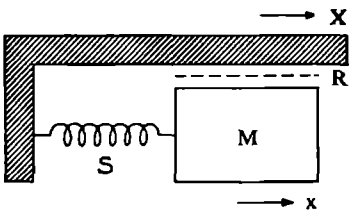


Fig. 22A

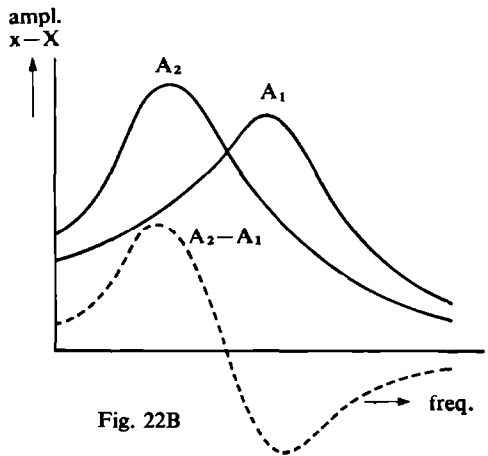


Fig. 22B

Fig. 22A Mechanisch model I. S = de stijfheid van het trommelvlies, van de gehoorbeenketen, van de ophanging van deze keten, van de vensters en van het basilair membraan. M = de massa van de gehoorbeenketen en van de labyrintvloeistof. R = de wrijving van de labyrintvloeistof in de cochlea en in de gewrichten van de gehoorbeenketen. X = de momentane uitwijking van de schedel uit de gemiddelde stand. x = de momentane uitwijking van de gehoorbeenketen en de labyrintvloeistof uit de gemiddelde stand

FIG. 22B De amplitude van $x - X$ als functie van de frequentie bij aandrijving van het mechanisch model met een constante versnellingsamplitude voor 2 series waarden S , R en M (A_1 en A_2) en de verschilcurve $A_2 - A_1$

Bij de verplaatsing (X) van de schedel door de beengeleider zal tengevolge van de traagheid van de gehoorbeenketen en de labyrintvloeistof de verplaatsing (x) van het middenoor- en binnenoorsysteem (M) uit fase zijn met die van de schedel. Hierdoor zal een beweging ($x - X$) ontstaan van de vloeistof t.o.v. de

schedel. De grootte van de beweging van het basilair membraan en de sterkte van de microphonische potentialen worden hierdoor bepaald. De microphonische potentialen zijn zoals eerder vermeld evenredig met de grootte van de beweging van het basilair membraan en zijn dus evenredig met $x - X$.

Een berekening in het aanhangsel geeft aan, indien men de schedel met een versnelling van $\sin \omega t$ aandrijft, waarbij ω gelijk is aan 2π maal de frequentie, dat de amplitude A van $x - X$ gelijk is aan:

$$A = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{S}{M} - \omega^2\right)^2 + \omega^2 \frac{R^2}{M^2}}} \quad (\text{formule 1})$$

Indien men de amplitude van $x - X$ uitzet tegen de frequentie, bij een versnelling $\sin \omega t$, voor een willekeurig stel waarden voor de massa (M), de stijfheid (S) en de wrijving (R) dan verkrijgt men curve A 1 in fig. 22 B, waarbij de vorm van de curve afhankelijk is van deze waarden, zoals de formule aangeeft. Wordt de curve A 1 in fig. 22 B als de normaalcurve beschouwd welke verkregen wordt van de microphonische potentialen bij intacte oren en beschouwt men de curve A 2 in fig. 22 B als de curve, die men bij veranderingen aan het systeem verkrijgt, door de M , S en R te veranderen, dan stelt curve A 2 - A 1 in fig. 22 B de verschilcurve tussen beiden voor.

Door de grootte van de amplitude in dB aan te geven, valt de evenredigheidsfactor tussen de grootte van de microphonische potentialen en de amplitude van de relatieve beweging ($x - X$) weg, zodat de verschilcurve (A 2 - A 1) een zuivere maat is voor de verandering van de amplitude van de bewegende binnenoormassa t.o.v. de binnenoerwand.

Een berekening leert eveneens dat de verschilcurve dan steeds hoogstens één maximum en één minimum kent zodat de verschilcurve (A 2 - A 1) een vorm moet bezitten zoals in fig. 22 B tot uitdrukking komt.

Vergelijkt men de verschilcurve van dit model met de verschilcurve van het experiment waarbij het incus-stapesgewricht verbroken werd en de traagheid, de stijfheid en de wrijving van het beweeglijke systeem veranderd waren en waarbij 2 minima opvielen, dan is het duidelijk dat dit model onjuist is en dat men het middenoor en het binnenoer niet als één oscillator mag zien. Dit model zou wel bruikbaar zijn als één deelsysteem van het model overheerst.

Mechanisch model II

Uit fig. 21 A en 21 F volgt, dat er een losse koppeling moet bestaan tussen het middenoor- en het binnenoorsysteem. Fixeert men namelijk het trommel-

vlies (fig. 21 A) dan zou men bij een starre koppeling verwachten, dat ook de stapes voetplaat gefixeerd is (fig. 21 F) en dus dat dan eenzelfde verschilcurve ontstaat als bij de fixering van het ovale venster, hetgeen echter niet het geval blijkt te zijn. Dit betekent dat men het middenoor niet als een star systeem mag opvatten. Daar trommelvlies, hamer en aambeeld één stevig opgehangen geheel vormen en de stijgbeugel daarentegen zeer beweeglijk ligt tussen de perilymphe en het aambeeld, hetgeen in de moderne oorchirurgie altijd opvalt, zou men trommelvlies, hamer en aambeeld als één vibrator kunnen opvatten en de perilymphe als de tweede vibrator met als verbinding tussen beiden de zeer beweeglijke stijgbeugel. Bestudeerd moet dus worden een model, dat uit twee ten opzichte van elkaar bewegende vibratoren bestaat, zie fig. 23 A.

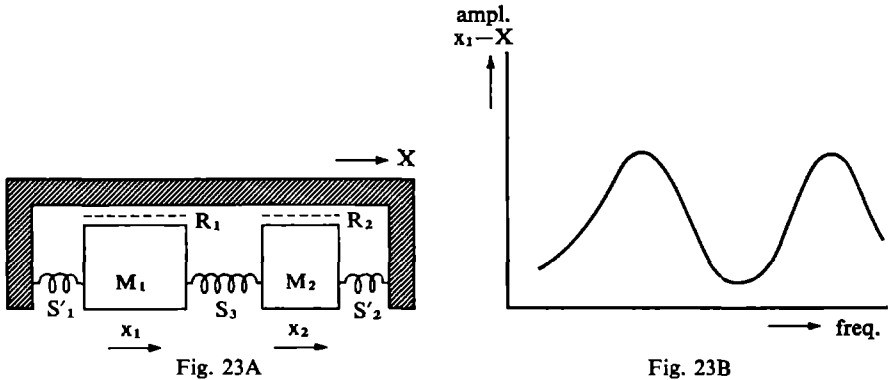


FIG. 23A Mechanisch model II. S'_2 = de stijfheid van het trommelvlies en de stijfheid van de ophanging van de hamer en aambeeld. S'_1 = de stijfheid van de vensters en het basilair membraan. S_3 = de stijfheid van de koppeling tussen beide vibratoren (stapes-verbinding). M_2 = de massa van de gehoorbeentketen. M_1 = de massa van de labyrintvloeistof. X = de momentane uitwijking van de schedel uit de gemiddelde stand. x_1 = de momentane uitwijking van M_1 uit de gemiddelde stand. x_2 = de momentane uitwijking van M_2 uit de gemiddelde stand. R_1 = de wrijving tussen M_1 en de schedel. R_2 = de wrijving tussen M_2 en de schedel

FIG. 23B De amplitude van $x_1 - X$ als functie van de frequentie bij de aandrijving van het mechanisch model met een constante versnellingsamplitude

De microphonische potentialen zijn wederom evenredig met $x_1 - X$. Uit een berekening in het aanhangsel volgt (zie blz. 50), dat de amplitude van $x_1 - X$ gelijk is aan:

$$A = \frac{M_2 S_3 + (S_2 - M_2 \omega^2) M_1}{(S_2 - M_2 \omega^2)(S_1 - M_1 \omega^2) - S_3^2}. \quad (\text{formule 2})$$

indien men ter vereenvoudiging $R_1 = R_2 = 0$ stelt en $S'_1 + S_3 = S_1$, $S'_2 + S_3 = S_2$. Daar de noemer van de formule voor A een quadratische vorm is van ω^2 , is

deze in het algemeen voor 2 waarden ω^2 of ω gelijk aan 0, zodat voor deze twee frequenties A oneindig groot is.

Hieruit volgt dat er 2 resonantie-frequenties zijn. Dit geldt dan ook voor het algemene geval voor 2 gekoppelde vibratoren met wrijvingen $\neq 0$. Indien men dan de amplitude A van $x_1 - X$ uitzet tegen de frequentie krijgt men een curve als in fig. 23 B, met 2 maxima.

Reeds eerder werd betoogd naar aanleiding van de experimenten (fig. 21 A en F) dat het middenoor niet als een star systeem beschouwd mag worden en dat het trommelvlies, de hamer en het aambeeld, gezien de stevige verbinding onderling, als één vibrator mogen worden opgevat en het binnenoor als de tweede vibrator. Tussen de beide vibratoren bevindt zich de beweeglijke stijgbeugel m.a.w. een losse koppeling. De stijfheid hiervan (S_3) moet dus klein zijn. Maakt men het incus-stapesgewricht los, $S_3 = 0$, dan heeft men nog slechts te maken met één oscillator. Volgens formule 2, die geldt voor $R_1 = R_2 = 0$, wordt de amplitude A van $(x_1 - X)$:

$$A = \frac{M_1}{S_1 - M_1 \omega^2} \quad (\text{formule 3})$$

Dit komt overeen met de algemene formule 1.

Hierbij wordt dus de binnenoorvloeistof met de stapesvoetplaat en het ronde venster als één massa, verbonden aan één stijfheid, opgevat. Dit lijkt een zeer grove benadering, want de massa van de vloeistof en de stijfheid van het basilair membraan zijn afhankelijk van de frequentie. Toch wordt deze opvatting gesteund door metingen van von Békésy (Experiments in Hearing, 1960, p. 436 fig. 11 en 33), waarin het gedrag van het binnenoor wordt beschreven als nagenoeg conform het gedrag van een normale oscillator.

Wanneer het middenoor en het binnenoor worden opgevat als 2 los aan elkaar gekoppelde vibratoren, ieder met een eigen resonantie-frequentie, dan zou de curve van de microphonische potentialen bij het intacte oor (zie fig. 5) eenzelfde vorm moeten hebben als die in fig. 23 B.

Een aanduiding hiervan is zichtbaar. Dat dit slechts een aanduiding is, wordt veroorzaakt door de invloed van de wrijvingen en de beperkingen (frequentie-distorsie) die de meetmethodiek oplegt.

Indien men het incus-stapes gewricht verbreekt en daardoor nog een enkele oscillator over heeft dan moet de curve die van de microphonische potentialen verkregen wordt (zie fig. 24) overeenstemmen met curve A 1 of A 2 in fig. 22 B. Ook hier treft men, om dezelfde redenen, een aanduiding aan welke op een overeenstemming wijst.

Werkt men echter met verschilcurves, hetgeen werd gedaan, dan vallen deze

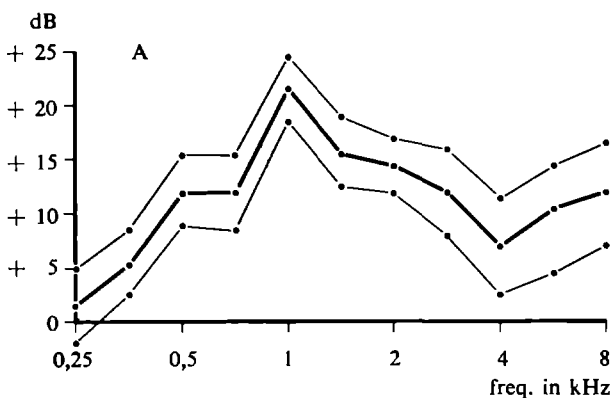


FIG. 24 Grootte van de microphonische potentialen na verbrekking van het incus-stapes gewricht

bepalingen van de meetmethodiek weg. Er moeten i.h.a. in de verschilcurve duidelijk 2 minima naar voren komen, indien curve A 1 of A 2 in fig. 22 B verminderd wordt met de curve in fig. 23 B. Dit betekent dat de verschilcurve, die bij de experimenten verkregen wordt, indien men het incus-stapesgewricht verbreekt, eveneens 2 dalen moet vertonen, indien het model in fig. 23 A een aanvaardbaar model is van het middenoor en het binnenoorsysteem.

Uit fig. 21 E blijkt dat dit waar is in het onderzochte frequentie-gebied van 250 - 8000 Hz en het 2e model is dus een aanvaardbare benadering. Het middenoor en het binnenoorsysteem mogen dus volgens onze experimenten voor het frequentiegebied 250 - 8000 Hz als 2 los aan elkaar gekoppelde vibratoren worden opgevat. Vanzelfsprekend moet men zich afvragen of deze opvatting overeenkomt met de resultaten van onze overige experimenten. Bij de fixering van het trommelvlies (fig. 21 A) ziet men echter óók in de curven, hoewel minder uitgesproken, 2 dalen bij dezelfde frequenties. Tevens valt op dat het verlies gering is, hetgeen betekent dat de stijfheid van de koppeling (S_3) gering moet zijn. Het vinden van deze 2 dalen in de verschilcurve is eveneens het geval in fig. 21 D welke aangeeft wat er met de gevoeligheid voor de beengleiding gebeurt, indien men het trommelvlies perforereert. Deze experimenten bevestigen dus ook de opvatting dat het middenoor- en het binnenoorsysteem als 2 los aan elkaar gekoppelde oscillators beschouwd mogen worden.

Deze opvatting kan o.a. verklaren dat volgens Kirikae (1959) een trommelvliesverzwaring de bewegingen van het trommelvlies doet toenemen tot slechts 500 Hz, terwijl er een toeneming van de microphonische potentialen ontstaat tot 2500 Hz. Dit verschijnsel werd door Kirikae slechts opgemerkt doch niet verklaard. (zie fig. 34 en 41, Acta Otolaryngologica 1959, suppl. 145).

Ook von Békésy gaat na (Experiments in Hearing, 1960, p. 146 - 147) hoeveel

invloed het verstijven van het trommelvlies op de gevoeligheid van de beengeleiding heeft door de druk in de gehoorgang te veranderen en berekent daaruit, in de algemene veronderstelling dat het fixeren van het trommelvlies een vastzetten van de stapes in het ovale venster betekent, dat de compressie van het binnenoor 1,3 maal zo belangrijk is als alles wat via het middenoor de cochlea binnenkomt.

Deze veronderstelling en dus ook de conclusie zijn zeker niet geldig voor de kat en waarschijnlijk ook niet voor de mens. Immers bij de mens is de stapes eveneens zeer beweeglijk.

Indien men tenslotte fig. 21 in zijn geheel beschouwt dan valt duidelijk op, dat bij iedere verandering aan het middenoorsysteem in het gemeten frequentiegebied altijd een verandering in de gevoeligheid voor de beengeleiding ontstaat, althans bij de kat.

SAMENVATTING

Men neemt algemeen aan dat de uitwendige gehoorgang, het middenoor met de vensters, de onderkaak, het labyrintkapsel, de labyrintvloeistof en mogelijk ook de schedelinhoud van belang kunnen zijn bij de beengeleiding. Het mechanisme van het horen via de beengeleiding is dus ingewikkeld. De verschillende factoren van dit mechanisme zijn in de loop van de jaren door vele onderzoekers afzonderlijk bestudeerd. Het voorgaand beschreven dierenexperimenteel onderzoek werd verricht om zoveel mogelijk met alle facetten waardoor de beengeleiding tot stand komt rekening te houden.

Hiertoe werden bij de kat chirurgisch veranderingen aangebracht aan de uitwendige gehoorgang, het trommelvlies, de gehoorbeenteten, het ovale en het ronde venster, en de onderkaak en werd de invloed van deze veranderingen nagegaan op de gevoeligheid van de beengeleiding, met behulp van microphonische potentialen, afgeleid vanaf het membraan van het ronde venster.

Bij 58 dieren werd allereerst de schedel met een mechanische trillingsexcitorator in trilling gebracht, met een constante versnellingsamplitude, tussen 250 tot 8000 Hz en werden de tegelijkertijd afgeleide microphonische potentialen continu en in decibels geregistreerd. De aldus verkregen curve wordt de normaalcurve genoemd.

Hierna werd chirurgisch een verandering aangebracht en op dezelfde wijze de schedel gestimuleerd en een curve van de microphonische potentialen verkregen. Door van deze curve de normaalcurve af te trekken krijgt men een derde curve, verschilcurve, welke aangeeft in welke mate de microphonische potentialen door de chirurgische verandering gewijzigd zijn en dus in welke verhouding de gevoeligheid voor de beengeleiding veranderd is. Elke chirurgische verandering werd bij vele katten aangebracht en men krijgt daardoor van deze verandering vele verschilcurven. Uit deze curven is voor de hele en halve octaven een gemiddelde curve met de spreiding berekend. Bij iedere volgende chirurgische verandering werd eenzelfde procedure gevolgd. Door de gemiddelde verschilcurve van iedere chirurgische verandering afzonderlijk te bestuderen en ook onderling te vergelijken kunnen wat betreft het horen via de beengeleiding bij de kat, bij aandrijving van de schedel vlak bij de annulus tympanicus in loodrechte richting, de volgende conclusies worden getrokken, althans t.a.v. het frequentiegebied 250 - 8000 Hz:

1. De vervorming van het labyrintkapsel is bij het tot stand komen van de beengeleiding bij de kat niet belangrijk.
2. De vervorming van de wanden van het middenoor is evenmin belangrijk.
3. De traagheid van de gehoorbeenketen en de labyrintvloeistof zijn beiden de belangrijkste componenten voor het ontstaan van de beengeleiding. Hun beider aandeel is voor het gehele onderzochte frequentie-gebied van gelijke orde van grootte; dit in tegenstelling met de bevindingen van Kirikae (1959).
4. De traagheid van de onderkaak draagt bij de kat aan de totstandkoming van de beengeleiding niet bij.
5. De opening van de aquaductus cochleae of andere openingen in het labyrintkapsel dan het ovale en het ronde venster spelen geen rol bij de beengeleiding.
6. De resonantie van de lucht in het middenoor speelt evenmin een belangrijke rol.
7. Over de grootte van de verschillende massa's, stijfheden en wrijvingen laten de verrichte experimenten slechts enkele conclusies toe.
Er is aangetoond, dat de stijfheid van het trommelvlies en de stijfheid van de verbinding tussen de gehoorbeenketen enerzijds en de labyrintvloeistof anderzijds gering zijn.
8. Het bewegend systeem van het oor kan worden opgevat als bestaande uit 2 betrekkelijk losgekoppelde trillingseenheden.
Hiervan wordt een mechanisch model gegeven (zie fig. 23 A).
9. Een verandering van het middenoorsysteem geeft altijd een verandering van de gevoeligheid voor de beengeleiding.

AANHANGSEL *

I. Trommelvlies, middenoorbeentjes en cochleavloeistof opgevat als enkelvoudige lineaire oscillator.

Zie fig. 22A, model I.

De schedel wordt sinusvormig aangedreven met een frequentieonafhankelijke versnellingsamplitude:

$$\ddot{X} = \sin \omega t. \quad (1)$$

a. Gevraagd wordt de amplitude A van de relatieve verplaatsing tussen het bewegend systeem en de schedel: $X - x = \xi$. (2)

Bewegingsvergelijking: $S(X-x) + R(\dot{X}-\dot{x}) = M\ddot{x}$ (3)

$$\text{of } S\xi + R\dot{\xi} + M\ddot{\xi} = M\ddot{X} = M \sin \omega t. \quad (4)$$

Zij $\xi = A \sin \omega t$. (5)

Invullen van (5) in (4) geeft: $A = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{S}{M} - \omega^2\right)^2 + \omega^2 \frac{R^2}{M^2}}}$ (6)

$$\text{tg } \varphi = \frac{-\omega \frac{R}{M}}{\frac{S}{M} - \omega^2} \quad (7)$$

H.u.v.: als ω klein: $A = \frac{M}{S}$

als ω zeer groot: $A = \frac{1}{\omega^2}$

b. De kenmerken van de oscillator: (M, S, R) worden veranderd in (m, s, r). De amplitude A(ω) verandert in a(ω).

Gevraagd wordt de vorm van de verschilcurve: $20 \log a - 20 \log A$. (8)

$$20 \log a - 20 \log A = -10 \left[\log \left\{ \left(\frac{s}{m} - \omega^2 \right)^2 + \frac{r^2}{m^2} \omega^2 \right\} - \log \left\{ \left(\frac{S}{M} - \omega^2 \right)^2 + \frac{R^2}{M^2} \omega^2 \right\} \right] \quad (9)$$

* Samengesteld door de Heer Drs. J. Tolk (Physicus)

$$\frac{d}{d\omega} (20 \log a - 20 A) \approx \frac{4 \left(\frac{s}{m} - \omega^2\right) \omega + 2 \frac{r^2}{m^2} \omega}{\left(\frac{s}{m} - \omega^2\right)^2 + \frac{r^2}{m^2} \omega^2} - \frac{4 \left(\frac{S}{M} - \omega^2\right) \omega + 2 \frac{R^2}{M^2} \omega}{\left(\frac{S}{M} - \omega^2\right)^2 + \frac{R^2}{M^2} \omega^2} =$$

$$= \omega \cdot \frac{\left\{4 \left(\frac{s}{m} - \omega^2\right) + 2 \frac{r^2}{m^2}\right\} \left\{\left(\frac{S}{M} - \omega^2\right)^2 + \frac{R^2}{M^2} \omega^2\right\} - \left\{4 \left(\frac{S}{M} - \omega^2\right) + 2 \frac{R^2}{M^2}\right\} \left\{\left(\frac{s}{m} - \omega^2\right)^2 + \frac{r^2}{m^2} \omega^2\right\}}{\left\{\left(\frac{s}{m} - \omega^2\right)^2 + \frac{r^2}{m^2} \omega^2\right\} \left\{\left(\frac{S}{M} - \omega^2\right)^2 + \frac{R^2}{M^2} \omega^2\right\}} \quad (10)$$

De verschilcurve heeft extrema voor die waarden ω , waarvoor (10) = 0.

Bij uitwerken van (10) valt ω^6 weg in de teller. Deze krijgt dan de vorm:

$$\alpha \omega^4 + \beta \omega^2 + \gamma \quad (11)$$

een kwadratische vorm van ω^2 , die voor ten hoogste 2 positieve waarden ω^2 gelijk aan 0 wordt.

$\omega > 0$. Er zijn dus ten hoogste 2 extrema in de verschilcurve. Deze moeten dan een maximum en een minimum zijn.

Zie fig. 22 B.

II. Trommelvlies, middenoorbeentjes en cochleavloeistof opgevat als 2 gekoppelde lineaire oscillatoren.

Zie fig. 23A, Model II.

De schedel wordt sinusvormig aangedreven met een frequentieonafhankelijke versnellingsamplitude:

$$\ddot{X} = \sin \omega t. \quad (1)$$

Gevraagd wordt de amplitude A van de relatieve verplaatsing tussen M_1 en schedel: $X - x_1$. (2)

Ter vereenvoudiging wordt de wrijving buiten beschouwing gelaten

$$R_1 = R_2 = 0. \quad (3)$$

$$\left. \begin{aligned} \text{Bewegingsvergelijkingen: } S'_1 (X - x_1) - S_3 (x_1 - x_2) - M_1 \ddot{x}_1 &= 0. \\ S'_2 (X - x_2) - S_3 (x_2 - x_1) - M_2 \ddot{x}_2 &= 0. \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

$$\text{Zij: } X - x_1 = \xi, X - x_2 = \eta, S'_1 + S_3 = S_1 \text{ en } S'_2 + S_3 = S_2. \quad (5)$$

$$\left. \begin{aligned} (1) \text{ en } (5) \text{ invullen in } (4): S_1 \xi - S_3 \eta + M_1 \ddot{\xi} &= M_1 \sin \omega t. \\ S_2 \eta - S_3 \xi + M_2 \ddot{\eta} &= M_2 \sin \omega t. \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

$$\left. \begin{aligned} \text{Zij: } \xi &= A \sin(\omega t + \varphi) = (A \cos \varphi) \sin \omega t + (A \sin \varphi) \cos \omega t. \\ \eta &= B \sin(\omega t + \Psi) = (B \cos \Psi) \sin \omega t + (B \sin \Psi) \cos \omega t. \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

A is dus de gevraagde grootheid.

Invullen van (7) in (6) geeft 2 vergelijkingen, te beschrijven als $\alpha_{ij} \sin \omega t + \alpha_{ji} \cos \omega t = 0$, i en j = 1 of 2. Deze gelden voor alle waarden ωt , dus alle $\alpha_{ij} = 0$.

$$\left. \begin{aligned} \text{Ofwel: } A (S_1 - M_1 \omega^2) \cos \varphi - B S_3 \cos \Psi &= M_1. \\ B (S_2 - M_2 \omega^2) \cos \Psi - A S_3 \cos \varphi &= M_2. \\ A (S_1 - M_1 \omega^2) \sin \varphi - B S_3 \sin \Psi &= 0. \\ B (S_2 - M_2 \omega^2) \sin \Psi - A S_3 \sin \varphi &= 0. \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

Uit de onderste 2 vergelijkingen volgt:

$$A.B. (S_1 - M_1 \omega^2) (S_2 - M_2 \omega^2) \sin \varphi \sin \Psi = A.B. S_3^2 \sin \varphi \sin \Psi. \quad (9)$$

Hieruit volgt: $(S_1 - M_1 \omega^2) (S_2 - M_2 \omega^2) = S_3^2$ voor alle waarden ω ,
tenzij $AB = 0$ of tenzij: (10)

$$\sin \varphi \sin \Psi = 0. \quad (11)$$

(10) is onaanvaardbaar, $AB \neq 0$, dus moet (11) gelden.

Wegens de onderlinge verwisselbaarheid van M_1 en M_2 wordt gesteld $\varphi = \Psi = 0$.
Wij laten daarbij toe dat $A < 0$. (12)

(8) vereenvoudigt dan tot:

$$\left. \begin{aligned} S_1 A - S_3 B - M_1 A \omega^2 &= M_1. \\ S_2 B - S_3 A - M_2 B \omega^2 &= M_2. \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

Waaruit berekend kan worden:

$$A = \frac{M_2 S_3 + (S_2 - M_2 \omega^2) M_1}{(S_1 - M_1 \omega^2) (S_2 - M_2 \omega^2) - S_3^2}. \quad (14)$$

$$\text{H.u.v. als } \omega \text{ klein: } A = \frac{M_2 S_3 + M_1 S_2^2}{S_1 S_2 - S_3^2}$$

$$\text{als } \omega \text{ zeer groot: } A = -\frac{1}{\omega^2}.$$

De noemer van (14) kan vastgesteld worden als $\alpha(\omega^2)^2 + \beta(\omega^2) + \gamma$. Er zijn dus ten hoogste 2 waarden $\omega > 0$ waarvoor de noemer = 0 en waarvoor dus resonantiepieken optreden in de curve $A(\omega)$. Dit geldt dan ook voor het geval dat $R_1 \neq 0$ en $R_2 \neq 0$.

Zie fig. 23B.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird im allgemeinen angenommen, dass der äussere Gehörgang, das Mittelohr mit seinen Fenstern, der Unterkiefer, die Labyrinthkapsel, die Peri- und Endolympe und vielleicht auch der Schädelinhalt einen Einfluss auf die Knochenleitung haben können.

Der Mechanismus, der das Hören über die Knochenleitung bewirkt, ist offensichtlich sehr kompliziert. Die verschiedenen Faktoren dieses Mechanismus sind in den letzten Jahren von verschiedenen Untersuchern einzeln studiert worden. Die oben beschriebenen tierexperimentellen Untersuchungen wurden unternommen, um möglichst viele Faktoren, die die Knochenleitung beeinflussen können, gemeinsam zu erfassen.

Hierzu wurden bei der Katze chirurgische Eingriffe am äusseren Gehörgang, am Trommelfell, an den Gehörknöchelchen, am ovalen und runden Fenster und am Unterkiefer vorgenommen. Der Einfluss dieser Veränderungen auf die Knochenleitung wurde mittels mikrophonischer Potentiale geprüft, die von der Membran des runden Fensters abgeleitet wurden.

Zuerst wurde bei 58 Tieren der Schädel durch einen mechanischen Vibrator in Schwingung mit konstanter Beschleunigungsamplitude versetzt, wobei die Frequenz von 250 zu 8000 Hz stieg. Die gleichzeitig abgeleiteten mikrophonischen Potentiale wurden kontinuierlich in Dezibel registriert. Die auf diese Weise gewonnene Kurve wurde als Normalkurve angesehen.

Nachdem ein chirurgischer Eingriff vorgenommen worden war, wurde der Schädel auf die gleiche Weise stimuliert und eine Kurve der mikrophonischen Potentiale geschrieben. Wenn man von dieser Kurve die Werte der Normalkurve abzieht, erhält man eine dritte Kurve. Diese Differenzkurve gibt an, in welchen Mass die mikrophonischen Potentiale durch den chirurgischen Eingriff verändert worden sind und somit, welcher Einfluss auf die Knochenleitung ausgeübt worden ist. Jeder chirurgische Eingriff wurde an mehreren Katzen vorgenommen und jedesmal die Differenzkurve gewonnen. Aus diesen Kurven wurden für die ganze und halbe Oktave die Medianwerte und deren Standardfehler berechnet.

Die Resultate wurden graphisch dargestellt.

Bei jeder der folgend angeführten chirurgischen Veränderung wurde in der gleichen Weise vorgegangen.

Durch den Vergleich der nach jedem chirurgischen Eingriff erhaltenen Differenzkurve konnten hinsichtlich der Knochenleitung bei Katzen zwischen 250 und 8000 Hz die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden.

1. Die Verformung der Labyrinthkapsel hat bei Katzen auf die Knochenleitung keinen Einfluss.
2. Die Verformung der Mittelohrwandung ist ohne Belang.
3. Die Trägheit der Gehörknöchelchen und die der Labyrinthflüssigkeit sind die wichtigsten Komponenten für das Zustandekommen der Knochenleitung. Der Anteil dieser beiden Komponenten ist im ganzen untersuchten Frequenzbereich ungefähr gleich gross.
Dieser Befund steht im Gegensatz zu den Angaben von Kirikae (1959).
4. Die Trägheit des Unterkiefers trägt bei der Katze zur Knochenleitung nicht bei.
5. Die Öffnungen des Aquaductus cochleae oder andere Öffnungen in der Labyrinthkapsel, ausgenommen des ovalen und runden Fensters, spielen keine Rolle bei der Knochenleitung.
6. Auch die Resonanz der Luft im Mittelohr ist nicht bedeutsam.
7. Über die Grösse der verschiedenen Massen, über die Steifheit und die Reibung lassen die ausgeführten Experimente nur wenige Schlüsse zu.
Es wird herausgestellt, dass die Steifheit des Trommelfells, und die Verbindung zwischen den Gehörknöchelchen einesteils und die Trägheit der Labyrinthflüssigkeit andererseits, sehr gering sind.
8. Das Schalleitungssystem des Ohres muss aus 2 Teilen bestehend aufgefasst werden, die losgekuppelte Schwingungseinheiten bilden.
Dieses Verhalten wird durch ein mechanisches Modell verdeutlicht (Abb. 23 A).
9. Eine Veränderung des Mittelohrsystems führt jederzeit auch zu einer Veränderung der Knochenleitung.

SUMMARY

It is generally assumed that the external auditory canal, the middle ear with the windows, the mandibula, the capsule and the fluid of the labyrinth, and possibly the contents of the skull, could be of importance regarding bone conduction. The hearing mechanism via bone conduction is therefore intricate. The various factors of this mechanism have been analysed separately by many investigators. The above described experiments, carried out on animals, were performed with the object of taking, as much as possible, into account the different facets, in which the bone conduction consists.

Surgical alterations were performed, in that connection, on the external auditory canal, on the tympanic membrane, on the ossicular chain, on both oval and round windows, and on the mandibula of the cat. The influence of these alterations has been tested thereafter on the sensitivity of the bone conduction, using microphonic potentials derived from the round window membrane.

The skull of 58 animals has been made to vibrate, first of all, with a vibrator, having a constant acceleration amplitude, between 250 and 8000 cps. At the same time, microphonic potentials measured in decibel scale, have been continuously recorded in decibels. The curve, obtained by this means, is called the normal curve.

Surgical alterations were afterwards performed and the skull stimulated in the same way and a curve of the microphonic potentials was obtained.

The normal curve is then subtracted from this curve.

A third curve, called the difference curve, is thus obtained, showing how much the microphonic potentials have been altered by the surgical alterations; therefore, how much the sensitivity of the bone conduction has been altered. Every surgical modification has been performed on numerous cats and many difference curves were obtained.

From those curves the median and the standard error of the median has been calculated for the octaves and half octaves.

The results were plotted in graphs.

The same procedure has been used in every surgical modification performed afterwards.

Studying the median difference curves on their own, and making the comparison between them, we can draw the following conclusions for what concerns the hearing via bone conduction for the cat in the frequency range of 250 to 8000 cps:

1. The deformation of the capsule of the labyrinth is of no importance in the formation of the bone conduction for the cat.
2. The deformation of the middle ear walls is of no importance either.
3. The inertia of the ossicular chain and of the fluid of the labyrinth are both the most important components for the formation of the bone conduction. Both their parts are of equal importance for the whole of the analysed scale of frequencies.

This is not in agreement with the ascertainments of Kirikae (1959).

4. The inertia of the mandibula does not partake in the formation of the cat's bone conduction.
5. The aperture of the aquaductus cochleae and other foramina of the capsule of the labyrinth, other than the two windows, do not play any part in the bone conduction mechanism.
6. Nor does the resonance of the air in the middle ear play an important part.
7. Only a few conclusions can be drawn out of the experiments concerning the size of the different masses, stiffnesses and frictions.

It was possible to demonstrate that the stiffness of the eardrum and also the stiffness of the link between the ossicular chain on one side and the fluid of the labyrinth on the other are small.

8. The system of mobile elements in the ear should be understood as being made up by two relatively loosely attached vibrating units. Of this a mechanical model is shown (see fig. 23 A).
9. An alteration of the middle ear system always gives an alteration of the sentivity of the bone conduction.

RÉSUMÉ

Il est généralement admis que le conduit auditif externe, l'oreille moyenne avec les deux fenêtres, le maxillaire inférieur, la capsule du labyrinthe, les lymphes labyrinthiques, et peut-être le contenu crânien, peuvent revêtir une importance dans la conduction osseuse.

Le mécanisme de l'audition par conduction osseuse est donc complexe. Les différents facteurs de ce mécanisme ont déjà été étudiés séparément par beaucoup de chercheurs.

Les expériences sur l'animal, décrites ci-dessus, ont été réalisées dans le but de tenir compte le plus possible, avec toutes les facettes qui composent la conduction osseuse.

C'est dans ce but que nous avons exécuté, sur des chats, des modifications chirurgicales du conduit auditif externe, de la membrane tympanique, de la chaîne ossiculaire, des fenêtres ronde et ovale, et du maxillaire inférieur. Nous avons ensuite testé l'influence de ces modifications sur la sensibilité de la conduction osseuse. Cela à l'aide de potentiels microphoniques dérivés à partir de la membrane de la fenêtre ronde.

Nous avons fait vibrer le crâne de 58 animaux, au moyen d'un appareil vibreur dont l'amplitude d'accélération était constante, entre 250 et 8000 Hz.

Les potentiels microphoniques furent enregistrés simultanément et de façon continue, en décibels.

La courbe ainsi obtenue est appelée courbe normale. Une modification chirurgicale fut ensuite exécutée, et le crâne stimulé à nouveau de la même manière. Une courbe nouvelle fut alors obtenue.

En soustrayant de la courbe normale, la nouvelle courbe, on obtient une troisième courbe, la courbe de différence.

Cette courbe montre dans quelle mesure les potentiels microphoniques sont modifiés par ces altérations chirurgicales et, par conséquent, dans quelle proportion la sensibilité de la conduction osseuse se trouve modifiée.

Nous avons obtenu beaucoup de courbes de différence pour chaque modification chirurgicale, l'ayant chaque fois exécutée sur beaucoup de chats.

La médiane, ainsi que l'écart-type de la médiane, furent ensuite déduits de ces courbes, pour les octaves et les demi octaves.

Les résultats sont représentés dans les graphiques.

La même ligne de conduite fut suivie pour chaque modification chirurgicale suivante.

En étudiant les courbes médianes de différence séparément, et en les comparant

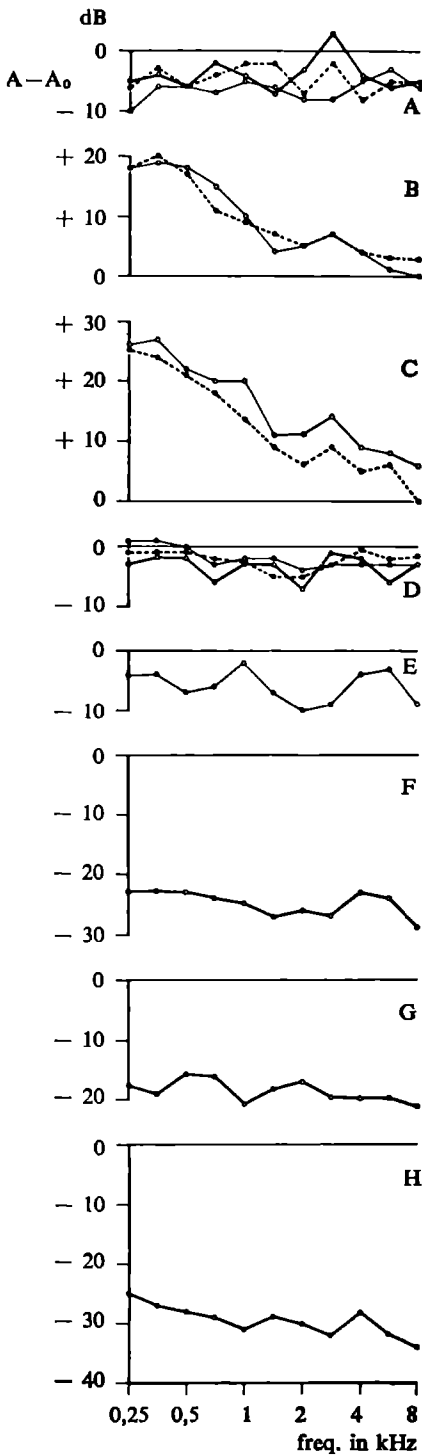
ensuite entre elles, nous avons pu arriver aux conclusions suivantes, en ce qui concerne l'audition par conduction osseuse chez la chat entre 250 et 8000 Hz:

1. La déformation de la capsule labyrinthique n'est pas importante pour la production de la conduction osseuse chez le chat.
2. Les déformations des parois de l'oreille moyenne ne sont pas plus importantes.
3. L'inertie de la chaîne ossiculaire, et celle du liquide labyrinthique, sont toutes deux les composantes les plus importantes pour l'apparition de la conduction osseuse. Leur part respective dans la formation de la conduction osseuse est, pour le domaine des fréquences analysées, du même ordre d'importance. Cela contredit les constatations de Kirikae (1959).
4. L'inertie du maxillaire inférieur ne contribue pas à la formation de la conduction osseuse chez la chat.
5. L'orifice de l'aqueduc de la cochlée, ou les orifices du labyrinthe, autres que les fenêtres ronde et ovale, ne jouent pas de rôle dans la conduction osseuse.
6. La résonance de l'air dans la caisse de l'oreille moyenne ne joue pas non plus de rôle important.
7. Les expériences exécutées ne permettent que quelques conclusions au sujet de l'importance des différentes masses, frictions et rigidités. Nous avons pu démontrer, que la rigidité du tympan, ainsi que, la rigidité de la communication entre la chaîne ossiculaire et le liquide labyrinthique, ne sont pas grandes.
8. Le système mobile de l'oreille doit être compris comme étant composé de deux unités vibratoires différentes, relativement peu reliées entre elles. Un modèle mécanique en est montré ici (voir fig. 23 A).
9. Une altération du système de l'oreille moyenne entraîne toujours un changement dans la sensibilité de la conduction osseuse.

LITERATUUR

- Allen, G. W. & C. Fernandez.* The mechanism of bone conduction. *Ann. Otol. Rhinol.* 69 (1960), 5.
- Bárány, E.* A contribution to the physiology of bone conduction. *Acta oto-laryng. Suppl.* 26, 1938.
- Békésy, G. von.* Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung. *Ann. Physik.* 13 (1932), 111.
- Békésy, G. von.* Experiments in hearing. N.Y. McGraw-Hill. 1960.
- Bezold, F.* Erklärungsversuch zum Verhalten der Luft- und Knochenleitung beim Rinneschen Versuch. *Aerztl. Intelligenzbl.* 28 (1885), 9.
- Capivaccio, G.* Opera omnia. Frankf. 1603.
- Carhart, R.* Clinical application of bone conduction audiometry. *Arch. Otolaryng.* 51 (1950), 798.
- Davis, H., A. J. Derbyshire, E. H. Kemp, M. H. Lurie & M. Upton.* Functional and histological changes in the cochlea of the Guinea pig resulting from prolonged stimulation. *J. gen. Psychol.* 12 (1935), 251.
- Davis, H.* The aural microphonic.
in: *Handbook of experimental psychology.*
Ed. S. S. Stevens. N.Y. Wiley, 1951, p. 1123.
- Groen, J. J. & G. A. Hoogland.* Bone conduction and otosclerosis of the round window. *Acta oto-laryng.* 49 (1958), 206.
- Groen, J. J.* The value of the Weber test.
in: *Otosclerosis.* Ed. H. F. Schuknecht.
Henry Ford Hosp. int. symp. Lond. Churchill 1962, p. 165.
- Herzog, H.* Das Knochenleitungsproblem; theoretische Erwägungen. *Zschr. Hals-Nas.-Ohr.hk.* 15 (1926), 300.
- Huizing, E. H.* Bone conduction - the influence of the middle ear. *Proefschr. Leiden* 1960.
- Jahn, G.* Über die Schwingungsfähigkeit des menschlichen Felsenbeines im Hinblick auf die Theorie des Knochenleitungshörens. *Zschr. Laryng.* 32 (1953), 439.
- Kietz, H.* Beitrag zur Theorie der Knochenschallerregung. *Zschr. Laryng.* 33 (1954), 613.
- Kirikae, I.* An experimental study on the fundamental mechanism of bone conduction. *Acta oto-laryng. Suppl.* 145, 1959.
- Krainz, W.* Das Knochenleitungsproblem: Experimentele Ergebnisse. *Zschr. Hals-Nas.-Ohr.hk.* 15 (1926), 366.
- Lucae, A.* Untersuchungen über die sogenannte "Knochenleitung" und deren Verhältnis zur Schallfortpflanzung durch die Luft im gesunden und kranken Zustand. *Arch. Ohr-Nas.-Kehlk.hk.* 1 (1864), 303.
- Politzer, A.* Über die Schalleitung durch die Kopfknochen. *Arch. Ohr-Nas.-Kehlk. hk.* 1 (1864), 318
- Politzer, A.* Geschichte d. Ohrenheilk. I. Sttg. Enke, 1907.
- Ranke, O. F., W. D. Keidel & H. G. Weschke.* Das Hören bei Verschluss des Runden Fensters. *Zschr. Laryng.* 31 (1952), 467.
- Rinne, H. A.* Beiträge zur Physiologie des menschlichen Ohres. *Prager Vjschr. prakt. Med.* 1 (1885), 71.
- Schneider, W.* Gegenbeweis gegen Knochenleitung mittels Druckwellen über den Kanal des Nervus Acusticus. *Zschr. Laryng.* 38 (1959), 723.
- Schwabach, D.* Über den Werth des Rinneschen Versuches für die Diagnostik der Gehörkrankheiten. *Zschr. Ohrhk.* 14 (1885), 61.

- Sellers, L. M.* Beethoven the immortal; his deafness and his music. *Laryngoscope* 73 (1963), 1158.
- Stevens, S. S. & H. Davis.* Hearing, its psychology and physiology. N.Y. Wiley 1938.
- Tasaki, I., H. Davis & J. P. Legoux.* The space pattern of the cochlea microphonics, as recorded by differential electrodes. *J. acoust. soc. amer.* 24 (1952), 502.
- Tonndorf, J. J. & J. R. Tabor.* Closure of the cochlear windows upon air and bone conduction. *Ann. Otol. Rhinol.* 71 (1962), 50.
- Tonndorf, J. J.* Quantitative Analyse der Knochenleitung nach Tierversuchen. *Arch. Ohr-Nas.-Kehlk.hk.* 182 (1963), 471.
- Weber, E. H.* De pulsu resorptione auditu et tactu. Lpz. 1834.
- Wever, E. G. & C. W. Bray.* Auditory nerve impulses. *Science* 71 (1930), 215.
- Wever, E. G., C. W. Bray & M. Lawrence.* Locus of distortion in the ear. *J. Acoust. soc. amer.* 11 (1940), 427.
- Zwislocki, J.* Wave motion in the cochlea caused by bone conduction. *J. acoust. soc. amer.* 25 (1953), 986.



Fixatie van het trommelvlies
 met metalen plaatje (fig. 7)
 — met cement (fig. 8)
 — met metalen plaatje en gesloten opening tussen bulla en middenoor (fig. 9)

Verzwaring van het trommelvlies
 — met 35 mg (fig. 13)
 met 76 mg (fig. 14)

Verzwaring van het trommelvlies
 — met 35 mg en beenwas (fig. 15)
 met 76 mg en beenwas (fig. 16)

Perforatie in het trommelvlies
 — Kleine perforatie (fig. 10)
 matig grote perforatie (fig. 11)
 — zeer grote perforatie (fig. 12)

Verbreking van het incus-stapes gewricht (fig. 17)

Fixatie van de stapesvoetplaat (fig. 18)

Fig. 21 F - Fig. 21 E (fig. 19)

Fixatie van de stapesvoetplaat en het ronde venster membraan (fig. 20)

FIG. 21 Overzicht van de verschilcurven

STELLINGEN

I

De stapes vormt in het beengleidingsmechanisme een beweeglijke verbinding tussen enerzijds trommelvlies, hamer en aambeeld, die stijf met elkaar verbonden zijn, en anderzijds de labyrintvloeistof.

II

Het is noodzakelijk om bij patienten, die een strumectomie moeten ondergaan, zowel voor als na de operatie een laryngoscopisch onderzoek te verrichten.

III

De behandeling van larynx-papillomen bij kinderen kan het best geschieden door de bevroezingsmethode volgens Cooper.

IV

Voor een meer fundamentele kennis van de physiologie van de cochlea is het noodzakelijk na te gaan welke biochemische processen aan de waargenomen elektrische fenomenen ten grondslag liggen.

V

Het ontbreken van een algemeen aanvaarde nomenclatuur der precancereuse afwijkingen staat een rationele behandeling ervan in de weg.

VI

Met de huidige apparatuur is het röntgenonderzoek van het bovenste gedeelte van de slokdarm eigenlijk alleen op verantwoorde wijze mogelijk met behulp van de cinematografie.

VII

De behandeling van bepaalde vormen van kyphoscoliose dient operatief te zijn, aangezien het leven bedreigd kan worden door een zich slepend ontwikkelende alveolaire hypoventilatie.

VIII

De wijze waarop het medisch maatschappelijk werk zich in een recent verleden ontwikkelde, namelijk als ingebouwd maatschappelijk werk, is verwerpelijk, zowel ter wille van de ontwikkeling van het maatschappelijk werk, als ter wille van de ontwikkeling van de maatschappelijke dimensie in het medisch handelen.

IX

Het voorkomen van afwijkingen op het gebied van de keel- neus- en oorheelkunde in de algemene praktijk is zo frequent, dat het noodzakelijk is de keel- neus- en oorheelkunde als een examenvak bij het artsexamen te voegen.

E. H. M. A. MARRES

Nijmegen, 9 april 1965.

