及び彈性振動，昭4. 73) 坪井忠二：振動論，昭18. 74) 野村新太郎：発声に伴う体壁共振の實驗的研究，大日耳鼻，第48巻 第1号，昭17. 75) 萩原尊礼：振動測定，昭21. 76) 林義雄：発声に伴う鼻咽腔遮断（会），大日耳鼻，第44巻，第12号，昭13. 77) 藤本武助：応用流体力学，昭20. 78) 堀口申作：鼻音腔咽腔共振に關する實驗的研究，大日耳鼻，第49巻，第6号，昭18. 79) 真下俊一：循環器疾患の機能検査，医学綜報，第1巻，第7册，昭22. 80) 増田・彌田：邦語「ン」の発音に關する實驗的研究，大日耳鼻，第41巻，第12号，昭10. 81) 本川弘一：電氣的實驗法，昭25. 82) 八木秀次：音響科学，昭14. 83) ロース：電氣測定法（邦訳），昭2

府を終るに臨み，懇篤なる指導と校閲の勞を蒙りしる瀧田前教授並に伊勢教授に謹んで感謝の意を表す。

又實驗装置に就き種々の援助を賜はりし，東大理工学研究所（小林理學研究所長）佐藤孝二教授，同所員河合平則，小橋聖及び五十嵐海一の三氏と，有益なる助言を蒙られたる東大生理学教室藤本保次，時實利彦兩講師並に實驗の遂行や處理に當り多大の助力を賜はりたる当教室尾崎將，波辺勲の両氏に衷心より感謝す。

本論文の要旨は日本耳鼻咽喉科学会 第52回総会及び同東京地方会 第286回例会に於て発表した。

（原稿到着＝昭和28.7.20日）

M. KANABU, M.D.: EXPERIMENTAL INVESTIGATION ON THE LESION OF THE MIDDLE EAR ORGANS, INCLUDING THE ROUND AND OVAL WINDOW, TO THE ABSIS OF ELECTRICAL COCHLEAR RESPONSE

Part. I. Objective and method

電氣的蝸牛反應より觀たる中耳傳音器並びに正凹窓，卵凹窓障りに關する實驗的研究

第1編 研究目的，研究方法並びに正常猫耳の蝸牛反應に就て

岡山大学医学部耳鼻咽喉科教室（主任 高原滋夫教授）

医 学 士 金 武 正 躬

目 次

- 第1章 緒 論
- 第2章 蝸牛反應の概説
- 第3章 實驗装置
- 第4章 實驗方法及び反應測定法
- 第5章 正常耳の蝸牛反應に就て

第1章 緒 論

中耳傳音器及び卵凹窓，正凹窓の機能に關しては多くの學者によつて研究或は総説がなされているが，それらの多くは何々の器官についての研究であり，然も音刺激によるこれら器官の態度を光學的記錄裝置等により振動學的に探究したに止まり，肝腎

な音の傳導に關しては人体實驗即ち臨床的觀察に基礎を置いた推論を下しているに過ぎない。之は聴覺を他覺的に量としてとり出す事が不可能なるためである。更に重要なことは音が内耳に達するには鼓膜、聽小骨、卵圓窓回路の外に正圓窓、或は音壓の増大によつては更に骨導まで加はること及び之等の音傳導比率は音壓値の變化によつて相互に變化することである。即ち傳音器機構は多數の因子による函數と考えられ、然も一つの因子の變化は他の因子を變化せしめると云う極めて複雑な状態にある。故に総合的な研究が有意義である。之に就ては Alexander 或は Pohlman 等によつて綜說的に述べられ、後者は前者を相當鋭く批判している。

傳音器機構の研究方法として臨床的觀察、實驗的研究及び理論的な數物理學的解析が挙げられるが、臨床的觀察に於ては個々の器官の障害の範圍及び程度が十分に明らかに掴めないこと、聴力検査では單に最小可聴限界の音壓のみが求められるに過ぎず、それ以上の音壓では各傳音器はいかなる態度をとるか不明なること、又その成績たるや人間の感覺上の誤差、検査者の主観による誤差の介入する虞れあること、この三つの難點がある。次に數物理學的解析は、生物の有する微妙なる感覺の基礎となる音傳導を數式によつて解くことの許され得る限界が問題である故之だけでは完全な説明は求められない。動物實驗に於ては希望する器官に希望する操作或は障礙を加え得るから、その結果を他覺的に測定できれば最もよい研究方法と云えるが、あくまでそれは實驗に用いられた動物そのものと機能である。故に實驗動物の聴覺周波數特性が人間のそれと相似せる動物を實驗に用いることが重要である。

傳音機構の研究に一進歩の可能性を與えたのが Wever, Bray によつて發見された蝸牛電気反應である。即ち音刺激によつて蝸牛殻に刺激音と等しい周波數の交流電壓が發生してくるが、刺激音を強くして行くに従い、反應電壓も増大して行く。彼等は猫を用いて實驗し、その刺激音に對する反應の周波數特性が人間の聴認周波數特性と略平行にあることが初期に續いて實驗した多くの研究者によつて明らかにされている。故に私も同機構を實驗に使用し、之より人類への預推に資さんしたのである。そこ

で實驗的に任意の器官に任意の操作を加え、量及び質一定の音で刺激した場合の反應電壓を測定することによつて、途中の個々の器官の運動變化がどうあると、耳全体としての音傳導の變化を觀察することが出来る譯である。この反應電壓はマイクロボルト單位の微小電壓であるから、増幅器によつてボルト單位に増幅して他覺的に取出して測定することが出来る。この方法による研究は1930年發見以來主として米國に於てなされ、傳音器の作用が段々と明らかにされて來ている。この研究はその性質上、實驗裝置、測定法が優秀正確なることを絶対必要とする。我國でも最近この研究が始められたが未だその緒についたに過ぎない感がある。我が教室では岸田の傳音器障壁、水河の中耳腔陰陽腔の實驗がある。私は彼等と異なり、障壁を連續的に果加し、その腔反應電壓は著しく微小となる故、從來測定不可能であつたものを、増幅器の改良研究、電極固定法に對する工夫によつて測定することに成功した。

實驗を大別して、正常反應に就て本編で述べ、第2編では鼓膜及び聽小骨連鎖に就て、第3編では正圓窓、卵圓窓、特に鼓膜、聽小骨連鎖なき場合の所謂空氣蝸牛傳導に就て述べたい。この様な総合的研究は Crowe-Hughson が行つてゐるが、私の實驗結果と或る點に於て相違がある。然し測定方法に於て私は彼等と異なり、之に就ては後述するが、特に第3編の空氣蝸牛傳導に就て興味ある結果を得た。之に關する研究は從來殆んどない。

順序として實驗裝置を述べる前に一層蝸牛反應に就き概説したい。

第2章 蝸牛電気反應の概説

Wever と Bray が最初この反應を聽神經からとり出したときは、之を聽神經の動作流と考え、Rinne 及び Rutherford によつて樹てられた聴覺電話説を支持する結果となつた。然るに Adrian はこの實驗を追試し、反應が蝸牛殻の骨嚢にてもとり出し得ることを確證し、且つ正圓窓に於て最も反應大であることを知り、その結果 Wever, Bray の神經動作流説に強く反對した。その理由として、a) 普通の神經動作流が殆んど達することの出来ない程神經から離して置かれた電極で以てこの反應が得られ

たこと、b) 普通の神経傳導作用を確實に止める状態に於ても尙この反應は生じたこと、を擧げている。そして反應の起源は蝸牛にあり聽神経にはないと強調した。又 Davis 一派は反應を 1) 蝸牛から純電氣的に擴散して生ずる。2) その他一部分は Wever, Bray によつて考えられた聽神経内動作流によつて生ずる、と結論した。又 A. F. Rawdon-Smith と J. E. Hawkins は猫の聽神経を頭蓋内で経路しその場所に電極を置いて正常時と殆んど變らない反應を得たと述べている。J. Guttman, S. E. Barrera は上記諸氏と同様な實驗から次の如く要約している。即ち骨刺蝸牛電位差 (之が Wever-Bray の蝸牛反應) → 聽神経電位差 → 聽覺と云うのである。つまり蝸牛反應がなければ聽覺は起らないと云うのである。

次にこの反應の發生起源に関しては二つの主な説がある。1) Davis, Derbyshire, Lurie 及び Saul の有毛細胞説で、それによると Corti 器の有毛細胞からのピエゾ効果に起源しているといふのである。2) Aschcroft, Rawdon-Smith, Hallpike によつて唱えられた membrane theory である。それによると電位差は分極膜の運動によつて發生すると云い、その膜はライスネル膜であろうと附加している。

要するにこの反應は聽覺そのものを示しているのではないが、傳音器に障礙を加えたとき反應は變化し、又刺激音壓の増減によつて反應も増減することから、聽覺の源である音傳導の實驗には價值ある方法と云つてよからう。

第3章 實驗裝置

實驗裝置に就ては浮田が詳しく述べているから器具の名称、刺激音壓の計測に於て彼と異なる点、反応増幅部の増幅度測定法に就て略述するに止める。

I. 音源部 (実験動物の外耳道まで)

- a) 純周波発振器
- b) インピーダンス整合変成器 3ヶ
- c) 抵抗減衰器 (600Ω 0.5db step 135db)
- d) 増幅器 2ヶ a_1, a_2
- e) ダイナミックスピーカー (厚さ 1cm の鉄製接地円板に挿入磁気線の放出を防止)

動物の外耳導道にスピーカーから音を径約 1cm、長さ約 15cm のゴム管に導いて挿入した。この方が耳に対する音圧大であり、累加的に加える障礙では非常な反応低下を來すので、出来るだけ音圧を大に保たんとしたのである。但し耳介に浅く入る程度にした。その理由は骨導を可及的に避ける為である。外耳道に於ける音圧計測に浮田は平衡法を用いているが、私は指示器音計によつて測定し測るのレベル (0db = 0.000204 パール) にて表わした。即ちゴム管に硝子漏斗を接続して騒音計のマイクロフォンに當てて測定した。刺激音として使用したのは 128 ω から 8192 ω に至る 7 音階を用い、前記 c) の減衰器によりその目盛にて 5~10db ずつ減衰せる場合々々の音圧を測定した。刺激音の波形はオシシログラフにより検査したが殆んど純正正弦波なる事が確められた。

II. 反応電圧増幅部及び測定器

- a) 電極: 一極は銀線、他極は銀板
- b) 導線: 之はすべて遮蔽線
- c) 増幅器: 2ヶ a_1, a_2 (浮田は3ヶを使用)
- d) インピーダンス整合変成器: 2ヶ
- e) 抵抗減衰器 (600Ω 0.5db step 135db)
- f) A型真空管電圧計
- g) 増幅度測定並びにその周波数特性

未知の如く増幅器は周波数によつて異なる増幅度を示す。且つ入力電圧の増加によつて、或る程度以上になると最早増幅しなくなる。故に増幅器が優秀であるためには周波数による増幅度の差が少いこと、及び一定増幅度の範囲大なること、靜音電圧の小なることが必要である。私の用いた増幅器の増幅度は次の方法により測定し略満足すべきものと思ふ。

測定方法

Fig. 1 の如く増幅器 a_1 以下の増幅度を知りたい部に、真空管電圧計 が 1 ボルトを示す如く各周波

数入力電圧を入れると、減衰器 による減衰 20db 1
では 0.1 ボルト、40db では 0.01 ボルト、……、120 db では 1 マイクロボルトが a_1 の入力側に入ることになる。換言すれば 減衰器 の 0db が 1 ボルト 1

Fig. 1 増幅度測定法

に相当する入力とするのである。次に 減衰器 ₁ にて

x_1 db 減衰した場合に、増幅器 a_2 の出力 1 ボルト、
即ち 真空管電圧計 ₂ が 1 ボルトを示すに必要な

減衰器 ₂ の減衰尺度が y_1 db ならば、 a_1 以下の増幅

系の総合増幅度はその入力に対しては (x_1+y_1) db
である。同様に 減衰器 ₁ で x_2 db 減衰したとき 減

衰器 ₂ が y_2 db の減衰尺度を示すならば (x_2+y_2) db

がそのときの増幅度である。故に増幅度が一定値を示すためには $(x+y)$ の値が常に等値を示すことである。然し既述の如く入力電圧がある程度以上、即ち x の値の小なるときは、増幅器はその一定増幅度を失い y 値は増加せず、この様な場合は飽和状態と云われている。又増幅器にはそれ自身の雑音電圧があるから x 値が大となると、換言すれば入力電圧が小となるとこの雑音電圧が効果を現して来て、ために y 値は減少度を変じて来る。次に x, y を測定し、雑音電圧を除去した場合の各周波数の増幅度曲線を示す (Fig. 2)。

Fig. 2. より明らかな如く各周波数とも 1 ミリボ

Fig. 2 反応測定部増幅器の総合増幅度

Fig. 3. 増幅度周波数特性

Fig. 4. 実験の装置及びその接続図

ルトまでは $(x+y)$ db 値は一定値を示す、即ち増幅率は一定値である。之から各周波数の増幅率特性を示せば Fig. 3 の如くである。

以上音源→動物(猫)→蝸牛反応増幅部及び測定部の接続関係を簡単に図示すると Fig. 4 の如し。

Fig. 4. 中の a_1, a_2 の配線図を Fig. 5 に示す。

Fig. 5. 反応測定部の増幅器図

第4章 実験方法並びに反応電位測定法

動物はすべて満1年以上5年までの成熟せる猫を用いた。麻酔には25%ウレタンを動物の体重及び一服状態に応じて15~20ccを皮下注射し、実験中状況によつてエーテルの麻酔を追加した。麻酔状態に適した後背位に固定し頭部正中にて皮膚切開し、頸筋を左右に広く剥離し、気管切開を施してカニューレを挿入する。次いで頰上頸部に於て血管を損傷せざる様注意しつつ更に筋、神経、耳下腺を左右に剥離して行くと、中耳腔に達する。開創器にて充分開創して中耳腔骨膜を切離し、骨壁を凹形に穿鑿すると Fig. 6 に見る如く、腔内に外側方に向う正円窓を見る。又中耳腔と腔の間には薄い骨隔壁がある。実験によつてはこの隔壁を除去して中耳腔を開いた。

次に電極を置くのであるが、私は本章に述べる如く正円窓膜上と、正円窓窩縁の膜附著部に電極を置く場合とを比較して著しい反応電位差を見なかつた

Fig. 6. a. 右中耳腔を開いた所

b. 隔壁を除去した所

ので、第二編ではすべて正円窓窩縁に置き、第三編の実験の一部では更に少し離して置いた。何とならば正円窓膜上に置くことは、そのことだけで多少の負荷が膜にかかるから之を避けるためである。又膜上に置くときは反応電位の小さい場合に測定器たる真空管電圧計の針の動搖が大で測定に困難であり、之は錘を窩縁に置くことにより減少せしめ得るが、それでも尚針の動搖は相当にある。之を避けるために庭の鑿開骨縁に歯科用セメントを塗り、その上に電極をもたれさす様にして附着固定した (Fig. 7 参照)。この様にすることによつて、動物の微細な動搖から来る反応電位の動搖、雑音電圧の不安定を最小限度に止めることに成功した。実際 Waver-Bray 反応は電極の僅かの移動にても変化するものであるか

ら、上述の操作は連続的に加える障膜操作のため段段微小になつて行く反応電圧を測定するにはどうしても必要な準備である。之によつて実験中不意に動物が驚愕せし場合にも極先觸の移動もなく、又正圓窓膜を破損する失敗もなかつた。銀板の他極は頸筋内に置いた。尚それ以後の実験操作は各編にてその節を述べる。

Fig. 7. 電極固定法

次に反応電圧測定法は浮田の創意によるA型真空管電圧計を用いた。この方法は正確且つ簡単である。音源側に1人の助手を置いて、測定室の実験者から周波数及び音圧を指示して自分の希望する音を猫の外耳道に送り、周波数は陰周波路振器によつて自由に変え、音圧は減衰器目盛にて5db或は10dbずつ減衰せしめた。一連の実験中耳道に挿入した状態は毫も変更乃至修正してはならない。麻酔が充分であればコッヘル氏止血繃子にて耳介にゴム管を包んで止めて置けばまず大丈夫である。こうして蝸牛に生じた反応電圧は増幅器B以下に増幅され、測定室に於ては刺激音の変化に応じ、真空管電圧計が1ボルトを示針する様に減衰器を加減してその値(db)を記録して行く。先人はこの値を反応値としているが正確に云えば、増幅器にも、猫にも雑音電圧があるからこの減衰db値は音刺激による真の蝸牛反応電圧値と、音刺激なき場合の雑音電圧値の合計されたものである。故に実験毎に音刺激の前後に雑音電圧値を測定し、之を減衰器の値から差引いたものが真の音刺激によつて生じた蝸牛反応電圧値である。この計算は実験終了後行つた。雑音電圧0.7ボルト程度であつたが計算法を次に示す。

測定値 R db なるとき之をボルトにすれば $10^{\frac{R}{20}}$ ボルト。故に真の反応電圧 $= (10^{\frac{R}{20}} - 0.7)$ ボルト。之を db にすれば $20 \log_{10} (10^{\frac{R}{20}} - 0.7)$ である。

刺激音圧値に対応する反応電圧値即ち反應強度曲線はこの値から求めた。尙反応絶対値は既述の如く周波数によつて増幅度が異なるから上記反応電圧のボルト値を増幅度で除すれば求められる。例えば512 ω (C_2) では104dbの増幅度であるから、絶対値は $\left\{ (10^{\frac{R}{20}} - 0.7) \times 10^{-5.2} \right\}$ ボルトである。

尙測定室にてはレシーバーによつて時々反応或は雑音の音質を検査した。

上記の外反応測定方法としてオツシログラフ使用方法も考えられるが、之では微小なる電圧差を認識するのに不適當であるし、又雑音電圧が入つたまゝにカーブにあらわれるので用いながつた。Croweの用いた平衡法は不正確故使用せず。尙又刺激音は各操作毎に128 ω より8192 ω に至るまで種々の音圧に於いて反応電圧を測定し、再び128 ω にかへつて反応電圧の変化の有無を確認した。これによつて猫の状態が実験中一樣にあるかないかがわかり、若し差のあるときは猫が時間的に衰弱しつつあるのであるからその実験を放棄した。大体実験前猫の一般状態が普通で麻酔液量を適当にするときは注射後6~8時間は一定反応を示した。実験に熟練すれば可及的短時間に終了可能である。電極は一連の実験中固定位のまゝとしたことは勿論であり、且つ実験はすべて防音室にて行つたことはいふまでもない。

第5章 正常時蝸牛反應について

前章の如き實驗方法によつて正常時の反應を、極を正圓窓膜上に置いた場合と、正圓窓窩膜に置いた場合に就いて反應強度曲線より觀察するに Fig. 8 如くなる。尙正圓窓から稍々離れて置いた場合も加える (代表として c, c', c'')。

Fig. 8 を一見して明かなことは、刺激音壓の増加に従つて、蝸牛反應値も直線的に増加するが、ある音壓以上になると反應増加はその直線性を失ひ遂に飽和に達することである。この飽和は増幅器による飽和か或は聽器そのものによる飽和かということが

Fig. 8. 正常時反応強度曲線 ———— 正円窓膜上電極
 正円窓窩縁底に電極 正円窓外縁上に電極
 横軸には刺激音圧値 (騒ぎのレベル $0\text{db}=0.000204$ ベール) を表わす
 縦軸には反応電圧値 (左は $0\text{db}=1$ ボルトとせる出力値, 右は蝸牛
 半反応絶対値) を表わす

問題であるが、既述の如く (Fig. 2), 私の用いた増幅器では 1 ミリボルトの入力までは各周波数とも一定増幅度を示すのであるから、圖の如く絶対値 1 ミリボルト以下に於て已に飽和傾向を示すことから、この飽和は聴器そのものと性質に起因するものであることが窺い知られる。

次に極が正円窓膜上に置かれた場合と正円窓窩縁底に置かれた場合とでは圖で見ると各周波数に於て殆んど反應値に差を認めない。然るに極を正円窓窩外の迷路骨壁に置くときは圖の如く測定反應値は約 7db の減少を見る。しかしこの強度曲線を更に詳細に検討すると、極を正円窓から遠ざけたときの反應値減少は一周波数に就て云えば、直線部における減少値も飽和部における減少値も全く等しい値を

示していることが観られる。しかもその減少値は周波数相互間でも等しいことは注意すべきである。之等のことから蝸牛電氣反應は蝸牛から周圍に擴散的に短絡電位分布の状態にあることが窺われるのである。それでは一側に生じた蝸牛反應が反対側の蝸牛附近まで擴散していると云うことはあり得るか、若しそれがあるとすれば如何に一側耳に就て實驗を行つて、障得操作の影響を云々しても、それは全く無意味なことになる。そこで私は一側内耳を破壊し、その正円窓に極を置き、反対側の外耳道から音刺激を行い、その聲反應が測定され得るか否かを實驗したが結果は全然無反應であつた。故に蝸牛反應は他側蝸牛にて量的に測定され得る程擴散されないことは明らかである。